

**Sensomotorische Adaptation einer Zielbewegung unter
vorheriger Bewegung der kontralateralen Extremität**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Medizin (Dr.med.)

vorgelegt

der Medizinischen Fakultät

der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Saskia Leupold, geb.Graupner

Betreuer: PD Dr.med. Bernhard Sehm

Gutachter: Prof. Dr. Martin Lotze, Greifswald

Prof. Dr. Patrick Ragert, Leipzig

Datum der Verteidigung: 25.02.2025

Referat

Wir untersuchten die sensomotorische Adaptation einer bimanuellen zeitlich und räumlich asynchronen sequenziellen Bewegung in einem externen Kraftfeld. Als Vergleich diente hierbei die Adaptation einer unimanuellen sequenziellen Bewegung sowie einer einzelnen geradlinigen Bewegung mit vorhergehendem visuellen Cue. Unsere Hypothese besagte, dass eine Adaptation in beiden sequenziellen Gruppen auftreten würde, in der Gruppe mit visuellem Cue jedoch nicht. Wir prüften diese Fragestellung mittels eines Exoskelett-Roboters. Als Messgröße für die Geradlinigkeit der ausgeführten Bewegung diente der Maximal Perpendicular Error (MPE). In der statistischen Auswertung führten wir eine Mixed-ANOVA durch. Anschließend bildeten wir die Differenzen des MPE zu Beginn und zu Ende der experimentellen Phase, in der die Kraftfelder aktiv waren. Diese Differenzen verglichen wir in jeder Gruppe gegen jede mittels dreier t-Tests. Hierbei fanden wir unsere Hypothese bestätigt. Wir konnten somit zeigen, dass eine Adaptation der rechten Hand an ein externes Kraftfeld möglich ist, wenn ein Cue durch eine Bewegung der linken Hand gegeben wird.

Weiterhin untersuchten wir Unterschiede in der Geschwindigkeit, mit der die beiden sequenziellen Gruppen adaptierten. Es stellte sich heraus, dass die Adaptation in der unimanuellen sequenziellen Gruppe schneller erfolgte als in der bimanuellen. Gegen Ende der Adaptationsphase zeigte sich zwischen den beiden Gruppen jedoch kein signifikanter Unterschied. Wir vermuten einen zugrundeliegenden Deckeneffekt, nach dem eine weitere Steigerung der Performance in der unimanuellen sequenziellen Gruppe nicht mehr möglich war.

Unsere Studie liefert neue Erkenntnisse über den Zusammenhang zwischen sensomotorischer Adaptation und bimanuellen sequenziellen Bewegungen. Weitere Studien sind nötig, um die neuronalen Korrelate und potenziellen Anwendungen im klinischen Kontext näher zu untersuchen.

Leupold, Saskia: Sensomotorische Adaptation einer Zielbewegung unter vorheriger Bewegung der kontralateralen Extremität, Halle (Saale), Univ., Med. Fak., Diss., 52 Seiten, 2024

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	II
Abkürzungsverzeichnis	III
1 Einleitung	1
1.1 Motorisches Lernen und Adaptation	1
1.1.1 Bildung Internaler Modelle	1
1.1.2 Grundlegende Prinzipien des Motorischen Lernens	3
1.1.3 Sensomotorische Adaptation	3
2 Zielstellung	6
3 Material und Methoden	7
3.1 Allgemeine Methodik	7
3.2 Spezielle Methodik	8
3.2.1 Probanden	8
3.2.2 Aufbau und Funktionsweise des KINARM	9
3.2.3 Experimentelles Design	11
3.2.4 Datenauswertung	20
4 Ergebnisse	23
5 Diskussion	31
6 Literaturverzeichnis	42
7 Thesen	51
8 Anhang	IV

Abbildungsverzeichnis

1	vereinfachtes Modell von Forward-/Feedback-Prozessen	2
2	schematische Darstellung des KINARMS	11
3	schematische Darstellung der auf dem Display angezeigten Punkte in der unimanuellen sequenziellen Gruppe sowie der Kontrollgruppe	13
4	mögliche Konstellationen der auf dem Display angezeigten Punkte in der unimanuellen sequenziellen Gruppe	13
5	schematische Darstellung des experimentellen Ablaufs	15
6	schematische Darstellung der auf dem Display angezeigten Punkte in der bimanuellen sequenziellen Gruppe	17
7	mögliche Konstellationen der auf dem Display angezeigten Punkte in der bimanuellen sequenziellen Gruppe	18
8	schematische Darstellung des Maximal Perpendicular Error (MPE)	21
9	Bildliche Darstellung der Trajektorien aller Probanden in ausge- wählten Blöcken	24
10	durchschnittlicher Maximal Perpendicular Error (MPE) jedes Blocks in der unimanuellen sequenziellen Gruppe	25
11	durchschnittlicher Maximal Perpendicular Error (MPE) jedes Blocks in der bimanuellen sequenziellen Gruppe	26
12	durchschnittlicher Maximal Perpendicular Error (MPE) jedes Blocks in der Kontrollgruppe	26
13	Vergleich des durchschnittlichen Maximal Perpendicular Errors (MPE) in allen drei Gruppen	27
14	Durchschnittliche Verbesserung des Maximal Perpendicular Errors (MPE) in allen drei Gruppen	28
15	Durchschnittlicher Maximal Perpendicular Error (MPE) der Baseli- ne in allen drei Gruppen	29

Abkürzungsverzeichnis

ZNS Zentrales Nervensystem

M1 Primär motorischer Kortex

OSF Open Science Framework

MPE Maximal Perpendicular Error

KI Konfidenzintervall

EEG Elektroencephalogramm

fMRT funktionelle Magnetresonanztomographie

1 Einleitung

1.1 Motorisches Lernen und Adaptation

1.1.1 Bildung Internaler Modelle

„Das Leben besteht in der Bewegung.“ (Aristoteles)

Eines der herausragendsten Merkmale eines Lebewesens ist die Fähigkeit, Bewegungen auszuführen. Ohne die Möglichkeit, motorische Fähigkeiten zu erlernen sowie anzupassen ist ein selbstständiges Leben nicht möglich. Entsprechend bedeutsam ist das Verständnis neuronaler Prozesse, die ebendies ermöglichen. Dabei spielen die sogenannten Internalen Modelle eine wichtige Rolle. Ein Internales Modell kann als „nervales System, das das Verhalten eines sensomotorischen Systems und von Objekten in einer externen Umgebung nachahmt“ [Kawato and Wolpert, 1998], beschrieben werden. Anhand dessen können motorische Pläne kreiert werden. Ein motorischer Plan bezeichnet die konkrete Vorbereitung einer Bewegung vor deren tatsächlicher Ausführung. Auf neuronaler Ebene wird dies durch eine „vorbereitende Aktivität“ repräsentiert, die zeitlich den Efferenzen aus dem Primär Motorischen Kortex (M1) vorausgeht. Hierbei sind verschiedene Bereiche des Kortex beteiligt, insbesondere jedoch der Sekundär motorische Kortex [Svoboda and Li, 2018], [Praamstra et al., 1996], [Deecke, 1990]. Die Theorie der Internalen Modelle wurde im Lauf der letzten Jahre immer tiefer ausgearbeitet. Es wird davon ausgegangen, dass sich die Modelle aus sensorischen Informationen, speziellen neuronalen Erregungsmuster sowie motorischen Signalen berechnen [McNamee and Wolpert, 2019]. Dabei können Internale Modelle auch in Bezug auf konkrete Objekte, beispielsweise spezielle Werkzeuge oder bestimmte Bereiche innerhalb eines Objektes, gebildet werden [Heald et al., 2018]. In verschiedenen Umgebungen müssen mitunter für gleiche Bewegungsabläufe andere Internale Modelle für die Bildung eines Motorischen Plans genutzt werden. Beispielsweise wird für eine Laufbewegung im Wasser grundsätzlich eine

1 Einleitung

stärkere Muskelaktivität eingeplant als für eine Laufbewegung an der Luft. Somit wird entsprechend des Modells für „Wasser“ ein anderer Motorischer Plan gebildet als entsprechend des Modells „Luft“. Kawato und Wolpert postulieren zwei Mechanismen, die für das Umschalten zwischen verschiedenen Internalen Modellen im Gehirn wirksam werden [Kawato and Wolpert, 1998]. Zum einen können kontextuelle Informationen verwendet werden. Im angeführten Beispiel würde durch den bewussten Umgebungswechsel sowie entsprechenden sensorischen Signalen zu einem Internalen Modell für die Umgebung Wasser gewechselt werden. Ebenso könne auch die Diskrepanz zwischen erwartetem und tatsächlichem sensorischem Feedback dazu beitragen, dass das Gehirn zu diesem Modell umschaltet. Dies spielt im Feedforward- und Feedback-Modell eine Rolle, dargestellt in Abbildung 1. Es wird davon ausgegangen, dass für die Bildung des Feedforward- wie des Feedback-Modells dasselbe Internale Modell genutzt wird [Maeda et al., 2018].

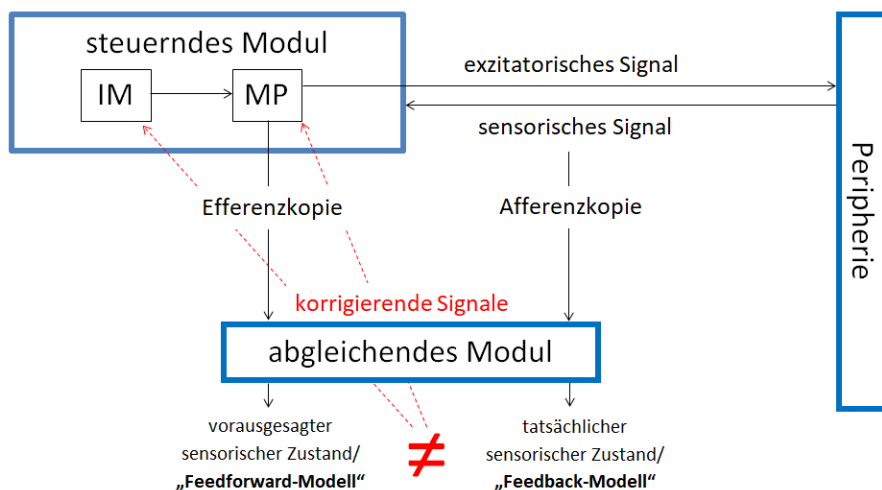


Abbildung 1: vereinfachtes Modell von Forward-/Feedback-Prozessen

Anhand eines Internalen Modells (IM) wird von einem steuernden Modul ein Motorischer Plan (MP) entwickelt. Dieser wird als exzitatorisches Signal über kortikospinale Verbindungen in die Peripherie geschickt. Gleichzeitig wird eine Efferenzkopie an ein abgleichendes Modul geschickt, das einen erwarteten sensorischen Zustand erkennt. Dies wird auch als Feedforward-Modell bezeichnet. Aus der Peripherie gelangen sensorische Signale in das Zentrale Nervensystem (ZNS). Aus diesen Signalen wird eine Afferenzkopie an das abgleichende Modul gesendet, woraufhin der tatsächliche sensorische Zustand bekannt wird. Dies wird auch als Feedback-Modell bezeichnet. Ergeben sich Diskrepanzen zwischen beiden Modellen, sendet das abgleichende Modul korrigierende Signale an das steuernde Modul. Anhand dieser Signale können Motorische Pläne sowie Internale Modelle angepasst werden.

1.1.2 Grundlegende Prinzipien des Motorischen Lernens

Beim motorischen Lernen werden neuartige Bewegungen erlernt und die entsprechenden Motorischen Pläne abgespeichert, um zu späteren Zeitpunkten wieder abgerufen werden zu können. Dabei wurden drei aufeinanderfolgende Stufen beobachtet [Halsband and Lange, 2006], [Säfström and Edin, 2006]. Zu Anfang des Erlernens einer Bewegung sind besonders die Präfrontalen Kortexareale bedeutsam. Hierbei wird auch von einer „kognitiven“ Schleife gesprochen, wobei die Bewegung zu diesem Zeitpunkt häufig recht langsam erfolgt. Die zweite Stufe, auch als „Mittelstadium“ bezeichnet, ist von schnelleren Bewegungen gekennzeichnet. Es wird davon ausgegangen, dass zu diesem Zeitpunkt ein Internales Modell entwickelt werden kann, anhand dessen eine weitere Verbesserung eines Motorischen Plans möglich ist. Die letzte Stufe bezeichnet das fortgeschrittene Stadium des motorischen Lernens. Hierbei ist die Aktivität der Präfrontalen Kortexareale im Vergleich zum initialen Stadium deutlich herabgesetzt. Eine erhöhte Aktivität zeigt sich nun in den sensomotorischen Arealen der Hirnrinde, weshalb hier auch von einer „sensomotorischen Schleife“ gesprochen wird. Das bedeutet, dass die neu erlernte Bewegung schneller und genauer erfolgt, ohne, dass eine höhere kognitive Leistung vonnöten wäre. Auch im Rahmen des Abspeicherns eines erlernten Internalen Modells zeigt sich eine ähnliche zeitliche Verteilung der Aktivität dieser Bereiche im ZNS [Shadmehr and Holcomb, 1997].

1.1.3 Sensomotorische Adaptation

Die Sensomotorische Adaptation kann als eine spezielle Form des Motorischen Lernens verstanden werden, die durch Anpassung des Motorischen Plans genaue Zielbewegungen trotz extrinsischer oder intrinsischer Störungen ermöglicht [Della-Maggiore et al., 2015]. Treibende Kräfte sind hierbei Lernprozesse, die ein besseres Feedforward-Modell ermöglichen, sowie das Bestreben, einen bestmöglichen Motorischen Plan zu generieren [Izawa et al., 2008]. Es werden im Rahmen der Sensomotorischen Adaptation also keine komplett

1 Einleitung

neuen Bewegungsabläufe erlernt, sondern zuvor erlernte Bewegungen äußeren oder auch inneren Veränderungen angepasst. Dies geschieht unbewusst. Dabei erfährt das Internale Modell der veränderten Umgebung ein „Update“ [Wolpert et al., 1995], [Shadmehr and Mussa-Ivaldi, 1994]. Einfach ausgedrückt wird hierbei die Afferenz- mit der Efferenzkopie abgeglichen – stimmt diese nicht überein, wird das Internale Modell angepasst, was auch als „fehlerabhängiges Lernen“ bezeichnet wird. Um im oben angeführten Beispiel der Bewegung im Wasser zu bleiben: Würde eine Person, die es gewohnt ist, in gewöhnlichem Poolwasser zu schwimmen, sich im Urlaub in ein Gewässer mit hohem Salzgehalt begeben, würde sie durch den erhöhten Auftrieb merken, dass sie ihre bisher gewohnten Bewegungen anpassen müsste. Sie müsste beispielsweise eine höhere Muskelkraft aufbringen, um einige Meter in die Tiefe zu tauchen. Das vorbestehende Modell für das System „Wasser“ würde dementsprechend angepasst.

Ebenso kann in einem komplett neuen mechanischen System ein neues Internales Modell gebildet werden [Shadmehr and Brashers-Krug, 1997]. Dabei konnte die Beteiligung verschiedener Regionen des Gehirns während der Adaptation beobachtet werden. Eine tragende Rolle spielt hierbei der M1, der in Zusammenarbeit mit dem Posterioren Parietalen Kortex neue Internale Modelle abspeichert. Auch das Cerebellum ist – gerade zur Bildung eines korrekten Feedforward-Modells – bedeutsam [D’Angelo, 2018], wenn auch cerebelläre Schäden Adaptationsprozesse nicht vollständig hindern können [Izawa et al., 2012]. Insgesamt ist das Kleinhirn besonders in das bereits erwähnte fehlerabhängige Lernen involviert [Doya, 2000], [Thach, 1998]. Stimmen Efferenz- und Afferenzkopie nicht überein, sendet das Cerebellum korrigierende Signale an den Hirnstamm oder den Kortex [D’Angelo, 2018], [Wolpert et al., 1998]. Kommt es zu einer Deprivation sensorischer Informationen, sodass keine korrekte Afferenzkopie vorliegt, zeigt sich dementsprechend eine Reduktion der sensomotorischen Adaptationsfähigkeit [Scotto et al., 2020].

Bei Betrachtung der sensomotorischen Adaptation kann zwischen einfachen und Interferenz-Aufgaben unterschieden werden. Bei einfachen Adaptationsaufgaben geht es, wie oben beschrieben, um die Anpassung einer Bewegung an konstant veränderte externe oder interne Faktoren. Bei Interferenz-Aufgaben hingegen soll

1 Einleitung

die Adaptation an zu verschiedenen Zeitpunkten auftretenden, unterschiedlichen Störfaktoren erfolgen. In solchen Aufgaben erhält das Gehirn bei der Ausführung der Bewegungen Feedback-Signale, die sich voneinander unterscheiden. Somit kann keine konkrete Anpassung des Internalen Modells erfolgen. Die Adaptation wird hierbei erst durch kontextuelle Informationen, auch Cue genannt, ermöglicht [Sarwary et al., 2015], [Howard et al., 2013], [Imamizu et al., 2007]. Bestimmte Erwartungen können zu der Bildung eines Motorischen Planes beitragen [Ingram et al., 2010], [Flanagan et al., 2008]. Auf neuronaler Ebene spiegelt sich dies hierdurch, dass sich das Bereitschaftspotenzial erhöht, wenn vor der eigentlichen Vorbereitung Informationen über die Art der geforderten Bewegung gegeben werden [Leuthold et al., 1996]. In früheren Studien wurden hierfür unter anderem bestimmte im Vorhinein ausgeführte Bewegungen untersucht. Im Anschluss wurde eine Bewegung in einem Kraftfeld ausgeführt. Das vorherige motorische Signal weckte eine Erwartung, aus welcher Richtung die nachfolgenden Kräfte auftreten würden. Somit half es dem Gehirn, passende Internale Modelle zu bilden und bei Bedarf zwischen ihnen zu wechseln. Es ist somit möglich, dass parallel verschiedene Internale Modelle im ZNS gebildet werden [Sarwary et al., 2015], [Hirashima and Nozaki, 2012], [Galea et al., 2007]. Hierbei ist es jedoch wichtig, dass es sich um implizite Lernvorgänge handelt. Anderenfalls würde die Adaptation durch eine bewusste Strategie ersetzt werden. Die Art der kontextuellen Informationen, die zur Ausbildung beziehungsweise Anpassung eines Internalen Modells führen, können hierbei variieren. So wurden neben motorischen Signalen auch visuelle [Howard et al., 2013], [Addou et al., 2011], [Wada et al., 2003] und propriozeptive [Hwang et al., 2006], [Richter et al., 2004] Cues untersucht. Die Adaptation wird beispielsweise durch eine aktive oder passive Bewegung der ipsilateralen Extremität vor einer Bewegung im Kraftfeld ermöglicht. Visuelle Signale hingegen wiesen sich häufig nicht als effektive Cues aus. Eine motorischer Cue, der über die kontralaterale Extremität gegeben wurde, wurde bisher noch nicht untersucht. Dies würde Hinweise darauf geben, wie weitreichend die Repräsentation Internaler Modelle im ZNS ist und inwiefern Hemisphären-übergreifende Prozesse zu Adaptationsvorgängen beitragen können.

2 Zielstellung

In dieser Arbeit wird der Frage nachgegangen, ob eine Vorbewegung der kontralateralen oberen Extremität die Adaptation an eine externe Perturbation unterstützen kann.

Hierfür wurde eine randomisiert-kontrollierte Studie mit gesunden Versuchspersonen zwischen 18 und 35 Jahren durchgeführt. Dabei führten Probanden eine bimanuelle Bewegungssequenz in einem Kraftfeld durch. Zur Bewegungsausführung und Messung kinematischer Daten wurde ein Exoskelett-Roboter (KINARM: Kinesiological Instrument for Normal and Altered Reaching Movement; BKIN Technologies Ltd.; 140 Railway St. Kingston, ON K7K 2L9 Canada) verwendet. Zudem sollte untersucht werden, ob die Ergebnisse ähnlicher Studien, in denen eine Vorbewegung (im Folgenden als motorisches Signal bezeichnet) der ipsilateralen oberen Extremität als effektive Unterstützung der Adaptation erschien, repliziert werden können. Weiterhin untersuchten wir die Frage, ob Probanden, die ein motorisches Signal der ipsilateralen oberen Extremität erhielten, im Vergleich zu denen, die ein ebensolches für die kontralaterale obere Extremität erhielten, früher adaptierten. Im Laufe der Auswertung gingen wir zudem im explorativen Ansatz der Frage nach, ob zwischen den experimentellen Gruppen grundsätzliche Unterschiede in der Performance, die vor den Adaptationsprozessen auftraten, bestanden. In der Gruppe, in der ein motorisches Signal der kontralateralen Extremität auftrat, untersuchten wir zudem, ob die Kopplung der Richtung dieses Signals mit der Richtung des Kraftfeldes einen Einfluss auf die weitere Performance hatte. Wir stellen folgende Hypothesen auf:

1. Die Adaptation an geschwindigkeitsabhängige Kraftfelder kann sowohl durch ein motorisches Signal der ipsilateralen wie auch der kontralateralen oberen Extremität unterstützt werden.
2. Die Adaptation an geschwindigkeitsabhängige Kraftfelder erfolgt früher, wenn das motorische Signal durch die ipsilaterale obere Extremität als durch die kontralaterale obere Extremität erfolgt.

3 Material und Methoden

3.1 Allgemeine Methodik

Adaptationsvorgänge in einem externen Kraftfeld

Um die zugrundeliegenden Mechanismen der sensomotorischen Adaptation besser zu verstehen, ist es notwendig, zu Anfang basale, experimentell zugängliche motorische Aufgaben zu untersuchen. Nach Shadmehr und Mussa-Ivaldi bestehen aufgrund des täglichen Gebrauchs bereits Internale Modelle für die Dynamik der Körpermuskulatur in einem vorbekannten Umfeld [Shadmehr and Mussa-Ivaldi, 1994]. Um einen neuen Adaptationsprozess zu untersuchen, muss daher experimentell ein neuartiges Umfeld für Bewegungen kreiert werden. Häufig kommt es hierbei zur Nutzung externer Kraftfelder, beispielsweise durch einen Exoskelett-Roboter. Ein solcher verfügt meist über Handgriffe, die mit Motoren verbunden ist. Werden diese bewegt, können die Motoren extern Kräfte ausüben und die Bewegung somit perturbieren. Durch die bereits dargelegten Adaptationsmechanismen können die Internalen Modelle so angepasst werden, dass die Kräfte der Motoren in die Erstellung eines Motorischen Plans einfließen. Die Perturbation einer Bewegung durch die externen Kräfte nimmt somit immer weiter ab, die Performance wird verbessert [Shadmehr and Brashers-Krug, 1997], [Shadmehr and Mussa-Ivaldi, 1994].

Um an dieser Stelle tatsächlich von einer sensomotorischen Adaptation ausgehen zu können, muss jedoch ausgeschlossen werden, dass mit der Zeit lediglich die generelle Muskelsteifheit zunimmt. Würde während der verschiedenen Bewegungsdurchläufe in einem Kraftfeld die Ko-Aktivierung antagonistischer Muskeln neben den Effektormuskeln generell zunehmen, würde auch der Störeffekt der externen Kräfte abnehmen. Dann ließe sich nicht argumentieren, dass ein Internales Modell spezifisch für das Kraftfeld angepasst wurde. Diesbezüglich lässt sich zum einen entgegen, dass die Muskelsteifheit beim Erlernen einer Bewegung im Verlauf der Zeit eher abnimmt [Milner and Cloutier, 1993],

3 Material und Methoden

[van Emmerick, 1992].

Zum anderen sind an dieser Stelle sogenannte After-effects von Bedeutung [Lackner and DiZio, 2005], [Shadmehr and Brashers-Krug, 1997], [Shadmehr and Mussa-Ivaldi, 1994]. Wenn lediglich eine zunehmende Muskelsteifheit für die bessere Performance im Laufe der Zeit verantwortlich wäre, wäre nach Abschalten der Kräfte kein besonderer Effekt zu erwarten. Die Ablenkung der Bewegung spricht jedoch dafür, dass ein Motorischer Plan unter Nutzung eines für das vorher bestehende Kraftfeld spezifischen Internalen Modells gebildet wurde. Man geht hierbei davon aus, dass bei der Erstellung des Motorischen Plans die externen Kräfte mit einberechnet werden und somit eine entsprechend entgegengesetzte Muskelkraft eingesetzt wird. An dieser Stelle soll kurz erwähnt werden, dass vermutlich auch bei einem optimalen Adaptationsprozess in einem Kraftfeld keine gänzliche Kompensation der externen Kräfte auftritt. Vielmehr wird von einer Kombination aus Muskelkraft und einer dem Kraftfeld entgegengesetzten Bewegung ausgegangen, was gemeinsam die effektivste motorische Arbeit ermögliche [Izawa et al., 2008].

Durch das beschriebene experimentelle Setting kann nicht nur die Adaptation an ein bestimmtes Kraftfeld untersucht werden, auch die parallele Entwicklung mehrerer Internaler Modelle für verschiedene Kraftfelder ist möglich. Sarwary, Stegeman und Medendorp beobachteten die Adaptation einer Zielbewegung in verschieden auftretenden entgegengesetzten Kraftfeldern [Sarwary et al., 2015]. Sie fanden Hinweise dafür, dass zwei verschiedene Internale Modelle für die beiden Kraftfelder ausgebildet wurden, die anschließend beide in die Bewegungsplanung einfließen.

Wenn die Perturbation der Bewegung aus verschiedenen Richtungen erfolgt, sind besonders die obig erwähnten kontextuellen Informationen bedeutsam für die Entwicklung der Internalen Modelle. Erhält das Gehirn keinen oder einen ungeeigneten Hinweis, aus welcher Richtung die Kraftfelder zu erwarten sind, sind keine Adaptationsvorgänge zu beobachten [Howard et al., 2013].

3.2 Spezielle Methodik

3.2.1 Probanden

Bezogen auf die hier untersuchte Fragestellung führten wir eine a priori Poweranalyse durch und werteten die Ergebnisse von 24 Probanden¹ (12 männliche, 12 weibliche, Durchschnittsalter 27,08 +/- 4,37 Jahre) aus. Alle Personen waren Rechtshänder, zwischen 18 und 35 Jahren alt und verfügten über eine normale beziehungsweise korrigierte Sehschärfe. Ausschlusskriterien waren neurologische Erkrankungen, Einnahme von zentralnervös wirksamen Substanzen, Schwangerschaft oder Stillzeit sowie der Wunsch, inzidentielle Hinweise auf eine neurologische Erkrankung nicht zu erfahren. Die Versuchspersonen entstammten der Probanden-Datenbank des Max-Planck-Instituts in Leipzig. Alle Probanden gaben nach entsprechender Aufklärung ihre schriftliche Einwilligung zur Teilnahme an der Studie. Die Studie wurde durch das Ethikkomitee der Universität Leipzig genehmigt. Stichprobengröße, wissenschaftliche Fragestellung sowie Datenauswertung wurden auf Open Science Framework (OSF) präregistriert (<https://osf.io/qy9rn/>), wobei leichte Abweichungen bei der Datenauswertung in der hier vorliegenden Arbeit bestehen. Hintergrund hierfür ist, dass sich die Fragestellungen dieser Arbeit nicht vollständig mit denen der präregistrierten Studie decken. Im Rahmen dieser Studie testeten wir insgesamt 68 Probanden, hiervon flossen 12 männliche und 12 weibliche Versuchspersonen in die Auswertung der hier vorliegenden Arbeit ein.

3.2.2 Aufbau und Funktionsweise des KINARM

Die Experimente der vorliegenden Studie wurden mittels eines KINARM-Roboters durchgeführt. Es handelt sich hierbei um einen Exoskelett-Roboter, in dem die Probanden sitzen können (Abbildung 2). Der KINARM verfügt über zwei bewegliche Armstützen, die lediglich planare Bewegungen in der horizontalen Ebene zulassen.

¹ Zur besseren Lesbarkeit wird die männliche Schreibweise verwendet. Diese gilt, soweit in konkreten Fällen nicht explizit ausgeschlossen, für beide Geschlechter.

3 Material und Methoden

In den Armstützen befindet sich je ein Gelenk in Höhe des Schulter- sowie des Ellenbogengelenkes. Die Hände der Probanden umfassen zwei Griffe. Die Höhe des KINARM sowie die Länge der Armstützen wurde für jeden Probanden individuell eingestellt. Der Exoskelett-Roboter misst kinematische Daten, bestehend aus zeitlichen sowie räumlichen Komponenten. Dadurch war es notwendig, dass der KINARM jedem Probanden ein eigenes Koordinatensystem mit zwei Achsen in der Bewegungsebene der Armstützen zuweist. Um die Vergleichbarkeit zwischen den Versuchspersonen zu gewährleisten, wurde vor Beginn des Experimentes der Mittelpunkt des individuellen Koordinatensystems bestimmt. Dieser lag für jeden Probanden bei einer Flexionstellung des Ellenbogengelenkes von 90° sowie einer Abduktionsstellung im Schultergelenk von 60° .

Parallel über der Bewegungsebene der Arme des Probanden befindet sich ein halbdurchlässiger Spiegel (im Folgenden als Display bezeichnet). Daher kann die im KINARM sitzende Person die Position ihrer Hände visuell nicht erfassen. Auf das Display können jedoch Signale projiziert werden. So kann beispielsweise das Ziel einer Bewegung angezeigt werden. Da es sich um einen halbdurchlässigen Spiegel handelt, wird der Eindruck erweckt, die visuellen Signale lägen in der tatsächlichen Bewegungsebene der Arme, was auch als Augmented Reality beziehungsweise erweiterte Realität bezeichnet wird. Um diesen Effekten nicht entgegenzuwirken, wurden die Probanden derart platziert, dass ihr Kopf nur eine geringfügige Bewegungsfreiheit erhielt. Somit konnten die Versuchspersonen lediglich über das Display die Position ihrer Hände visuell wahrnehmen, die dort durch eine rote Markierung dargestellt wurde.

Um die obig beschriebenen Adaptationsprozesse zu bewirken, kann der KINARM an den Armstützen Kräfte aufbringen, die den Arm des Probanden zur Seite schieben. Im Folgenden wird dies als Kräftefeld bezeichnet. Die Kräfte wurden dabei stets senkrecht zur aktuellen Bewegungsrichtung aufgebracht. Des Weiteren bestand ein positiv korrelierter, linearer Zusammenhang zwischen der Geschwindigkeit der Bewegung sowie der absoluten Stärke des Kraftfeldes.

Der KINARM kann die durch die Probanden ausgeführten Bewegungen der Armstützen mit einer Frequenz von 1000Hz aufzeichnen.

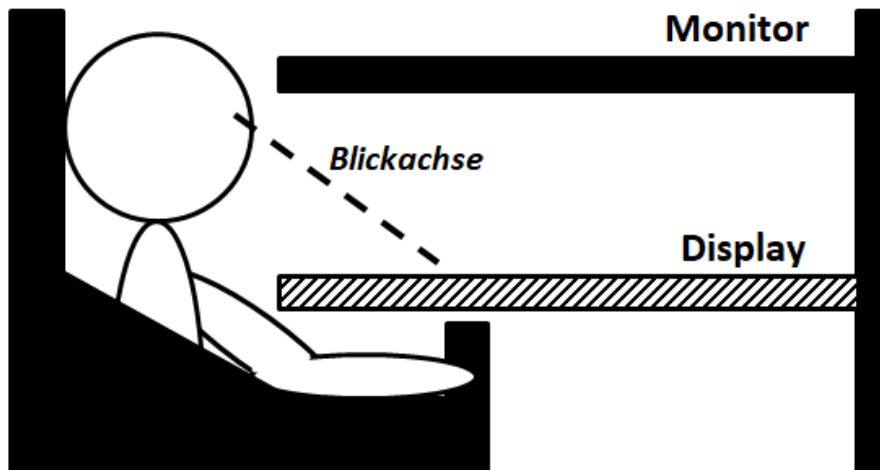


Abbildung 2: schematische Darstellung des KINARMS

3.2.3 Experimentelles Design

Methodisch orientiert sich die hier vorliegende Arbeit an der 2013 publizierte Studie von Howard und Kollegen „The effect of contextual cues on the encoding of motor memories“. Die Probanden wurden nach Zufallsprinzip einer von drei Gruppen zugeordnet. In einer Gruppe wurde eine sequenzielle Bewegung mit der rechten oberen Extremität durchgeführt. Die Sequenz bestand dabei aus zwei Teilbewegungen. Die Start- und Zielpunkte der Bewegungen wurden auf dem Display des KINARMS gezeigt. Diese Gruppe wird im weiteren als unimanuelle sequenzielle Gruppe bezeichnet.

In einer weiteren Gruppe wurde ebenfalls eine sequenzielle Bewegung durchgeführt. Die erste Teilbewegung wurde hierbei mit der linken, die zweite Teilbewegung mit der rechten oberen Extremität durchgeführt. Die Start- und Zielpunkte der Bewegungen wurden ebenfalls auf dem Display des KINARMS gezeigt. Diese Gruppe bezeichnen wir als bimanuelle sequenzielle Gruppe.

Weiterhin testeten wir eine Gruppe, in der die Probanden eine einzige geradlinige Bewegung ausführten. Die Versuchspersonen sahen hierbei die selben Start- und Zielpunkte wie die unimanuelle sequenzielle Gruppe. Allerdings sollten sie nur die zweite Teilbewegung ausführen. Es konnte gezeigt werden, dass ein solch schwaches visuelles Signal nicht ausreichend ist, um die Adaptation an ein externes Kraftfeld zu ermöglichen [Heald et al., 2018],

[Howard et al., 2013]. Diese Gruppe wird somit im Folgenden als Kontrollgruppe bezeichnet.

Unimanuelle sequenzielle Gruppe

Auf dem Display wurden in der unimanuellen sequenziellen Gruppe während der experimentellen Durchläufe drei Punkte angezeigt: der Hinweispunkt, der Mittelpunkt und der Endpunkt (Abbildung 3). Hinweis- und Mittelpunkt hatten eine graue, der Endpunkt eine gelbe Farbe. Der Abstand zwischen Hinweis- und Mittelpunkt betrug 10cm, zwischen Mittel- und Endpunkt 12cm. Der Hinweispunkt war – bezogen auf die Linie zwischen Mittel- und Endpunkt – entweder in einem positiven oder negativen 135°-Winkel positioniert. Der Durchmesser der jeweiligen Punkte betrug 1,25cm. Der Mittelpunkt befand sich stets an derselben Stelle, der Endpunkt jedoch konnte über- oder unterhalb sowie rechts- oder linksseitig des Mittelpunktes angezeigt werden. Je nachdem veränderte sich auch die Position des Hinweispunktes. Somit ergaben sich insgesamt acht mögliche Konstellationen, wie die drei Punkte angezeigt werden konnten (Abbildung 4). Die Position der Hand der Teilnehmer wurde durch einen roten Punkt repräsentiert, der einen Durchmesser von 0,5cm aufwies. Zwischen dem Mittel- und dem Endpunkt trat in bestimmten Phasen des Experimentes ein Kraftfeld auf, das in seiner Richtung mit der Position des Hinweispunktes korrelierte. Hierauf wird im weiteren Verlauf näher eingegangen.

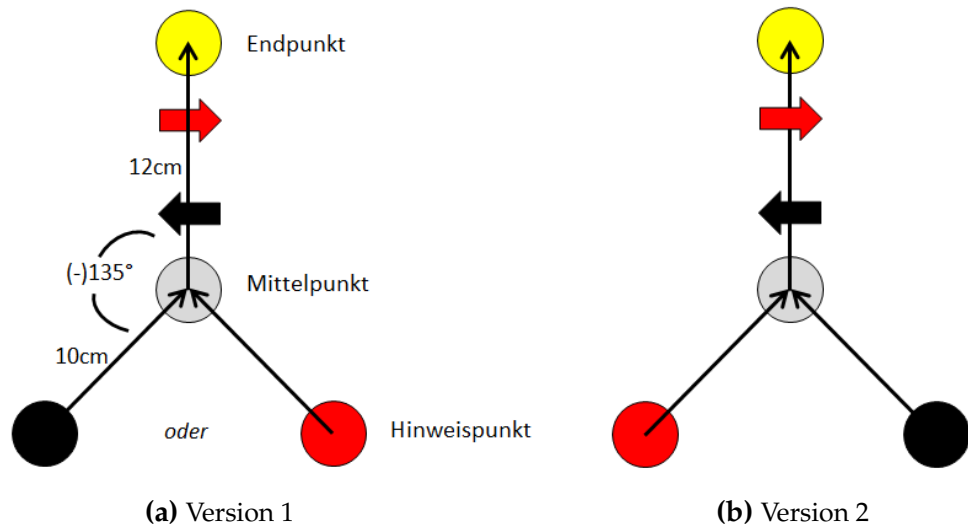


Abbildung 3: schematische Darstellung der auf dem Display angezeigten Punkte in der unimanuellen sequenziellen Gruppe sowie der Kontrollgruppe
 Die Richtung des externen Kraftfeldes ist durch Pfeile dargestellt. Die Korrelation zwischen Position des Hinweispunktes und zugehörigem Kraftfeldes ist farblich markiert. Den Versuchspersonen wurde der Hinweispunkt im Experiment in einer grauen Farbe angezeigt. Eine Hälfte der Probanden der unimanuellen sequenziellen Gruppe sowie der Kontrollgruppe führte das Experiment in Version 1 durch, die andere Hälfte in Version 2.

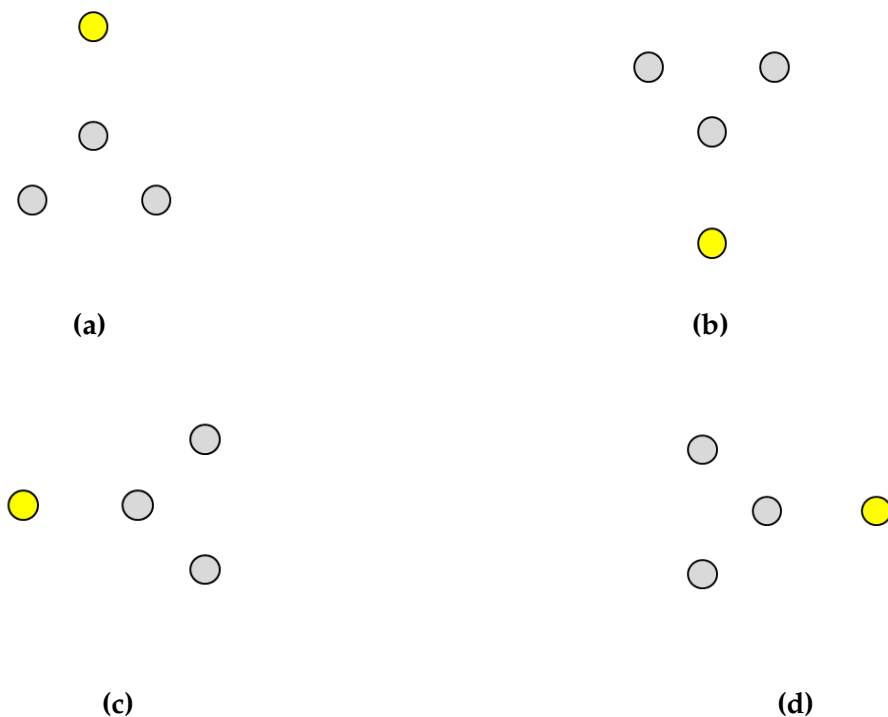


Abbildung 4: mögliche Konstellationen der auf dem Display angezeigten Punkte in der unimanuellen sequenziellen Gruppe
 Zu beachten ist, dass in jedem Durchgang nur ein Hinweispunkt angezeigt wurde, es wurden nie vier Punkte gleichzeitig angezeigt.

3 Material und Methoden

Zu Beginn eines experimentellen Durchlaufs positionierte der KINARM die rechte Hand der Versuchsperson am Hinweispunkt. Währenddessen wurde auf dem Display lediglich ein weißes Fixationskreuz angezeigt. Wenn die Hand dann diese Position erreicht hatte, wurden nach 1000ms die erwähnten drei Punkte sichtbar. Nach weiteren 1000ms bis 1400ms wechselte der Hinweispunkt seine Farbe von grau zu weiß. Die genaue Zeit, nach der dies geschah, wurde durch das Programm selbst per Zufall bestimmt. Die Probanden wurden instruiert, nach dem Farbwechsel ihre Hand vom Hinweispunkt zum Mittelpunkt zu bewegen. Nach 600ms wechselte der Mittelpunkt seine Farbe von grau zu weiß. Dies war das Signal für die Teilnehmer, ihre Hand vom Mittel- zum Endpunkt zu bewegen. Anschließend zeigte das Display für 600ms ein Feedback in weißer Schrift bezüglich dieser zweiten Bewegung. Dauerte sie länger als 300ms an, lautete es „zu langsam“, wurde die Bewegung unter 150ms durchgeführt erschien der Schriftzug „zu schnell“. Die Zeitmessung begann hierbei mit Verlassen des Mittelpunktes und endete beim erstmaligen Erreichen des Endpunktes. Innerhalb dieses Zeitfensters bekamen die Probanden das Feedback „gut“. Zum Abschluss jedes Durchgangs wurde für 400ms ein weißes Fixationskreuz angezeigt. Anschließend erfolgte erneut die passive Positionierung durch den KINARM, womit ein neuer Durchlauf begann. Befand sich der Cursor zu Beginn eines experimentellen Durchlaufs nicht innerhalb des Hinweispunktes, wurde der Durchlauf abgebrochen und wiederholt. Weitere Abbruchkriterien waren ein zu frühes (100ms vor dem Farbwechsel von grau zu weiß) oder zu spätes (500ms nach dem Farbwechsel) Verlassen des Mittelpunktes. In diesen Fällen erhielten die Probanden in roter Schrift das Feedback „zu früh“ beziehungsweise „zu spät“. Diese Durchgänge wurden ebenfalls wiederholt. Den Probanden wurde erklärt, dass die Versuche mit Meldungen in roter Schrift wiederholt würden und sie somit versuchen sollten, dies zu vermeiden. Weiterhin wurden sie gebeten, die Geschwindigkeit ihrer ersten Bewegung so durchzuführen, dass sie den Mittelpunkt ungefähr zu der Zeit erreichten, in der er seine Farbe wechselte. Auch sollten sie darauf achten, beide Bewegungen voneinander abzugrenzen, damit diese nicht zu einem einheitlichen „Bogen“ verschmelzen würden.

Die Probanden erhielten im Rahmen ihrer Aufklärung im Vorhinein Informationen

3 Material und Methoden

über den konkreten Ablauf des Experimentes. Zu Beginn des Experimentes wurde ihnen erneut die Aufgabenstellung erklärt. Zudem wurde ein Video gezeigt, in dem sie einige beispielhafte Durchläufe sehen konnten. Weiterhin wurden die Versuchspersonen darauf hingewiesen, nicht nach konkreten Mustern zu suchen sondern die Bewegung ohne weiteres Nachdenken auszuführen. Ziel dessen war es, einen expliziten Lernprozess zu vermeiden. Auch die verschiedenen möglichen Konstellationen mit unterschiedlichen Bewegungsrichtungen trugen hierzu bei. Vor der eigentlichen Datenerhebung führten die Teilnehmer einige Übungsblöcke durch, um das experimentelle Setting kennenzulernen. Im Anschluss führten die Probanden 6 „Baseline-Blöcke“ (Abbildung 5) durch, in denen keinerlei Kräfte durch den KINARM aufgebaut wurden. Diese Durchgänge dienten dazu, die Versuchspersonen weiter mit der Aufgabe vertraut zu machen sowie eine Basis der individuellen Bewegungsbahn zu ermitteln. Anschließend folgten 50 „Adaptations-Blöcke“, in denen durch den KINARM ein geschwindigkeitsabhängiges Kraftfeld aufgebaut wurde. Dieses wurde nach folgender Formel erzeugt:

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} = c \begin{bmatrix} 0 & -1 \\ 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

Das Kraftfeld trat lediglich zwischen Mittel- und Endpunkt, nicht jedoch zwischen Hinweis- und Mittelpunkt auf. Die Richtung, aus der die Kräfte wirkten, hing direkt mit der Positionierung des Hinweispunktes zusammen. Eine Hälfte der Probanden der unimanuellen sequenziellen Gruppe durchlief Version 1 des Experimentes. Dies bedeutete, dass bei einem positiven 135° -Winkel die Kräfte mit dem Uhrzeigersinn auftraten, bei einem negativen 135° -Winkel entgegen des Uhrzeigersinns. In der anderen Hälfte der Probanden, die Version 2 durchliefen, war dieser Zusammenhang direkt umgekehrt. Nach den 50 Blöcken mit Kraftfeld folgten 4 „Washout-Blöcke“, bei denen die Kräfte wegfielen.

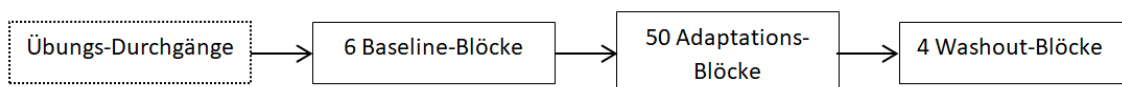


Abbildung 5: schematische Darstellung des experimentellen Ablaufs

3 Material und Methoden

Das gesamte Experiment bestand aus 60 Blöcken, die je 18 Durchläufe umfassten. In jedem Block wurde jede mögliche Konstellation der drei Punkte zweimal angezeigt. Zwei weitere Durchgänge waren sogenannte „clamp trials“. In diesen baute der KINARM beidseits der Strecke zwischen Mittel- und Endpunkt Kräfte auf, die den Arm des Probanden in eine optimal gerade Bewegung lenkten. In den clamp trials war der Endpunkt stets linksseitig des Mittelpunktes, der Hinweispunkt erschien wie in den anderen Konstellationen in einem positiven oder negativen 135°-Winkel bezogen auf die Strecke zwischen Mittel- und Endpunkt. Da diese nicht weiter in die Auswertung der hier vorliegenden Arbeit einfließen, wird im Weiteren nicht näher hierauf eingegangen.

Die Reihenfolge, in der die 18 Durchläufe erschienen, erfolgte in jedem Block zufällig. Nach 9 Durchläufen wurde in jedem Block eine längere Pause von 4000ms gegeben. Einzelne Blöcke wurden länger, wenn Durchgänge abgebrochen und wiederholt werden mussten. Dabei musste die Wiederholung nicht unmittelbar nach dem Abbruch des jeweiligen Durchlaufs erfolgen, jedoch noch innerhalb des jeweiligen Blockes.

Im Rahmen einer anderen Studie wurde bei den Probanden dieser Gruppe zudem ein Elektroencephalogramm (EEG) abgeleitet. Da dies für die hier untersuchte Fragestellung nicht weiter relevant ist, soll im Folgenden nicht näher darauf eingegangen werden. In die Analyse der hier vorliegenden Arbeit flossen 8 Probanden ein (4 männliche, 4 weibliche, Durchschnittsalter 27,5 +/- 4,5 Jahre).

Bimanuelle sequenzielle Gruppe

In der bimanuellen sequenziellen Gruppe wurden die Probanden genau wie in der unimanuellen sequenziellen Gruppe im KINARM platziert. Jedoch wurden bei ihnen beide Arme in den Armstützen des KINARMS positioniert. Auf dem Display wurden ähnliche Punkte wie in der unimanuellen aktiven Gruppe gezeigt (Abbildung 6). Allerdings kam hier ein weiterer Mittelpunkt dazu. Die beiden Mittelpunkte waren 10cm voneinander entfernt und befanden sich stets auf der gleichen Höhe. Der linke Mittelpunkt befand sich bei einer 90° Flexionsstellung des linken Ellenbogengelenkes sowie 60° Abduktionsstellung des linken

3 Material und Methoden

Schultergelenkes. Der rechte Mittelpunkt befand sich bei der gleichen Stellung für die rechte obere Extremität. Der Endpunkt befand sich ober- oder unterhalb beziehungsweise rechts- oder linksseitig des rechten Mittelpunktes (Abbildung 7). Der Abstand zwischen beiden betrug 12cm. Der Hinweispunkt befand sich in 10cm Abstand zum linken Mittelpunkt. Dabei erschien er in einem positiven oder negativen 135° -Winkel bezüglich der Strecke zwischen rechtem Mittelpunkt und Endpunkt. Auch in der bimanuellen sequenziellen Gruppe durchlief eine Hälfte der Probanden das Experiment in Version 1, die andere Hälfte in Version 2. Die Assoziation der Richtung der Vorbewegung mit der Richtung des Kraftfeldes ist in Abbildung 6 dargestellt und analog zur unimanuellen sequenziellen Gruppe.

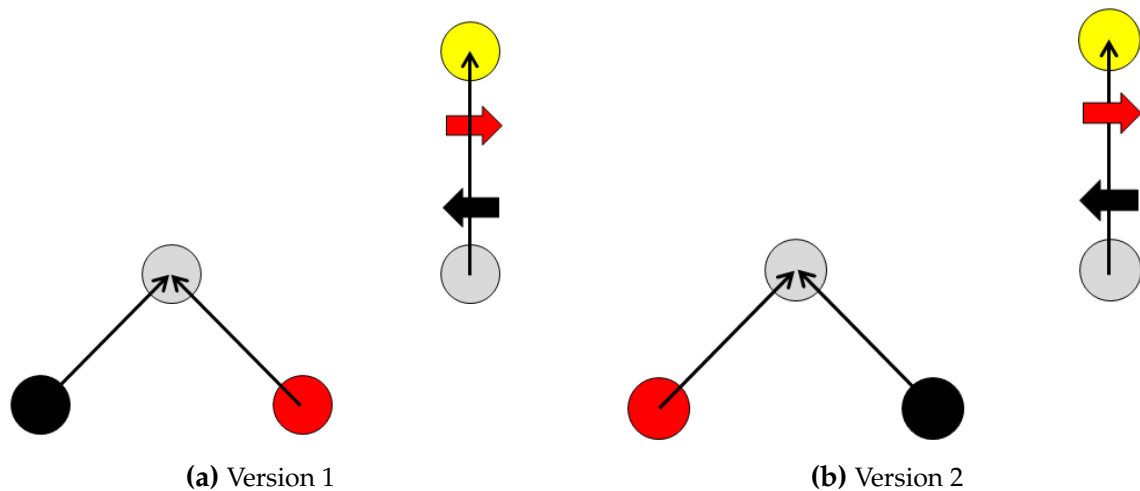


Abbildung 6: schematische Darstellung der auf dem Display angezeigten Punkte in der bimanuellen sequenziellen Gruppe

Die Richtung des externen Kraftfeldes ist durch Pfeile dargestellt. Die Korrelation zwischen Position des Hinweispunktes und zugehörigem Kraftfeldes ist farblich markiert. Den Versuchspersonen wurde der Hinweispunkt im Experiment in einer grauen Farbe angezeigt. Eine Hälfte der Probanden der bimanuellen sequenziellen Gruppe führte das Experiment in Version 1 durch, die andere Hälfte in Version 2.

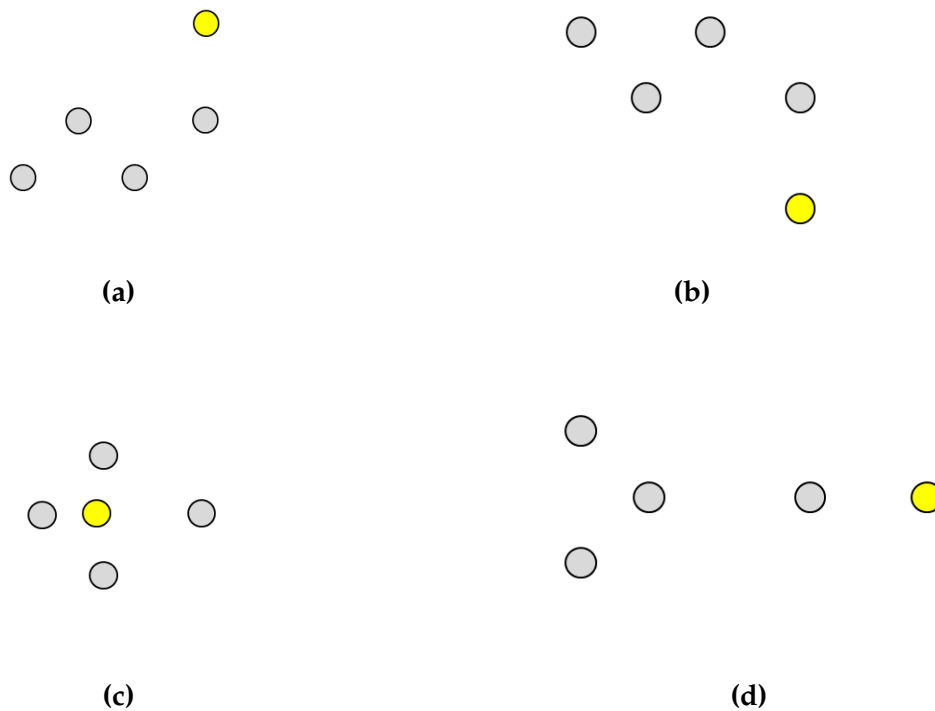


Abbildung 7: mögliche Konstellationen der auf dem Display angezeigten Punkte in der bimanuellen sequenziellen Gruppe
Zu beachten ist, dass in jedem Durchgang nur ein Hinweispunkt angezeigt wurde, es wurden nie fünf Punkte gleichzeitig angezeigt.

Zu Beginn eines Durchlaufs positionierte der KINARM die linke Hand der Probanden am Hinweispunkt, die rechte Hand am rechten Mittelpunkt. Währenddessen erschien – analog zur unimanuellen sequenziellen Gruppe – ein weißes Fixationskreuz. Nachdem die Hände ihre entsprechende Position erreicht hatten, wurde das Fixationskreuz für weitere 1000ms angezeigt. Anschließend sahen die Teilnehmer für eine zufällige Dauer zwischen 1000ms und 1400ms die vier Punkte. Sie wurden instruiert, bei Farbwechsel des Hinweispunktes von grau zu weiß ihre linke Hand zum linken Mittelpunkt zu bewegen. Nach weiteren 600ms wechselten beide Mittelpunkte ihre Farbe von grau zu weiß. Nun sollte die rechte Hand vom rechten Mittelpunkt zum Endpunkt bewegt werden. Nach dieser zweiten Bewegung erschien nach den gleichen Maßstäben wie in der unimanuellen sequenziellen Gruppe ein Feedback auf dem Display. Die Abbruchkriterien entsprachen ebenfalls denen der unimanuellen sequenziellen Gruppe. Demnach wurden Durchgänge abgebrochen, wenn sich die linke Hand während des ersten Farbwechsels nicht

innerhalb des Hinweispunktes oder die rechte Hand nicht innerhalb des rechten Mittelpunktes befand. Auch, wenn die Bewegung der rechten Hand vom rechten Mittelpunkt zum Endpunkt 100ms zu zeitig oder 500ms zu spät erfolgte, wurden wie in der unimanuellen sequenziellen Gruppe Durchgänge abgebrochen und wiederholt. Anschließend folgten 5 „Re-Adaptations-Blöcke“, bei denen die Kraftfelder wieder erschienen. Zum Abschluss des Experimentes stand erneut 1 Block ohne Kraftfelder. Die letzten beiden Abschnitte wurden im Rahmen anderer Fragestellungen, mit denen sich die hier vorliegende Arbeit nicht beschäftigt, erhoben. Daher soll an dieser Stelle nicht weiter darauf eingegangen werden. Die Gruppe bestand aus 8 Probanden (4 männliche, 4 weibliche, Durchschnittsalter 27,25 +/- 4,23 Jahre).

Kontrollgruppe

Auch in der Kontrollgruppe wurden die Teilnehmer der Studie, wie oben beschrieben, im KINARM platziert. Wie in der unimanuellen sequenziellen Gruppe wurde nur der rechte Arm in die Armstütze des Roboters gelegt. Hinweis-, Mittel- und Endpunkt wurden ebenfalls entsprechend dieser Gruppe angezeigt (Abbildung 3, Abbildung 4). Allerdings positionierte der KINARM die Hand der Probanden zu Beginn eines Durchlaufs nicht am Hinweis- sondern am Mittelpunkt. Den Probanden wurde erklärt, dass der Farbwechsel des Hinweispunktes von grau zu weiß lediglich das Signal sei, dass sie zeitnah eine Bewegung durchführen sollten. Wechselte dann der Mittelpunkt seine Farbe von grau zu weiß, sollten sie wie auch die anderen beiden Gruppen eine Zielbewegung vom Mittel- zum Endpunkt durchführen. Das Timing, die Anzeigen auf dem Display und die Abbruchkriterien entsprachen denen der unimanuellen sequenziellen Gruppe, wie auch die Reihenfolge und Anzahl der „Baseline-“, „Adaptations“- und „Washout-Blöcke“. Analog zu den beiden sequenziellen Gruppen führte eine Hälfte der Probanden das Experiment in Version 1 durch, die andere Hälfte in Version 2. Die Korrelation der Position des Hinweispunktes mit der Richtung des Kraftfeldes entspricht den beiden bisher beschriebenen Gruppen und ist in Abbildung 4 zu sehen. In der Kontrollgruppe wurde ebenfalls im Rahmen einer anderen Studie ein EEG abgeleitet, dem für die hier untersuchte Fragestellung keine weitere Relevanz zukommt.

In die Analyse der hier vorliegenden Arbeit flossen 8 Probanden ein (4 männliche, 4 weibliche, Durchschnittsalter 26,5 +/- 4,5 Jahre)

3.2.4 Datenauswertung

Wir bereiteten die erhobenen kinematischen Daten mittels Matlab (R2021a) auf. Dabei nutzten wir einen Tiefpassfilter, dessen Cut-off-Wert bei 10Hz lag. Weiterhin inkludierten wir die Geschwindigkeit, Beschleunigung und Kraftwirkung der Hände, basierend auf den vom KINARM gemessenen Positionen der Ellenbogen- und Schulterhebel.

Primäre Messgröße

Für die Datenauswertung nutzten wir Matlab (R2022a). Messgröße für die Genauigkeit der ausgeführten Bewegungen war der sogenannte Maximal Perpendicular Error (MPE, in cm). Dieser bezeichnet den maximalen Abstand von einer ideal geradlinigen Strecke zwischen der Mitte des Mittel- und Endpunktes und der Bahn der tatsächlich ausgeführten Bewegung des Probanden (Abbildung 8). In einigen Durchgängen verfehlten die Versuchspersonen nach der eigentlichen, durch das Kraftfeld perturbierten Zielbewegung den Endpunkt. In diesen Fällen kam es zusätzlich zu der gewünschten Zielbewegung oftmals zu einer ausschweifenden Bewegungsbahn über den Endpunkt hinaus, bis er letztendlich erreicht wurde. Um den MPE an dieser Stelle nicht zu verfälschen, wurde nur der Bereich von der Mitte des Mittelpunktes bis zur Mitte des Endpunktes in die Betrachtung einbezogen.

Ein größerer MPE stand allgemein für eine schlechtere Performance. Für die Berechnung des MPEs wurden rein absolute Werte verwendet.

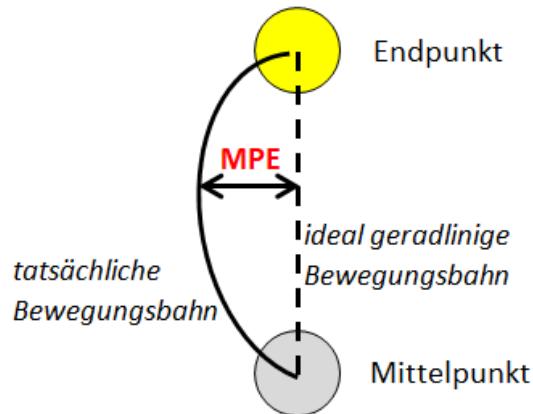


Abbildung 8: schematische Darstellung des Maximal Perpendicular Error (MPE)

Statistische Analyse

Bei der statistischen Analyse wurden abgebrochene Durchgänge exkludiert und stattdessen deren Wiederholungen verwendet.

Um die durchschnittliche Veränderung des MPE während des Experimentes für alle drei Gruppen betrachten zu können, bildeten wir zunächst einen Mittelwert des MPE über jeden Block des Experimentes. Hierfür berechneten wir in jeder der drei Gruppen für jeden der jeweils acht Probanden den mittleren MPE sowie dessen Standardabweichung für jeden Block des Experimentes. Für den über jeden Block gemittelten MPE berechneten wir im Anschluss das arithmetische Mittel über alle Probanden jeweils einer Gruppe.

Für jeden Probanden wurden außerdem der mittlere MPE in Block 7 und 8 sowie Block 55 und 56 gebildet. Dies waren jeweils die beiden Blöcke, bei denen das Kraftfeld erst- beziehungsweise letztmalig auftrat. Diese Werte werden im folgenden als „früher“ (Mittelwert über Block 7 und 8) sowie „später“ (Mittelwert über Block 55 und 56) MPE bezeichnet.

Für die statistische Analyse führten wir mit den frühen und späten MPEs eine Mixed ANOVA durch, bei welcher der Zeitpunkt der Messung („früh“ / „spät“) als repeated measures-Faktor galt und der MPE als abhängige Variable. Post hoc führten wir drei t-Tests durch, bei denen jede Gruppe gegen jede verglichen wurde. Hierfür wurde für jeden Probanden die Differenz zwischen frühem und

3 Material und Methoden

spätem MPE gebildet. Je größer diese war, desto mehr verbesserten die Probanden im Lauf des Experiments ihre Performance. Die Differenzen wurden dann für jede Gruppe gemittelt. Somit ergab sich ein Wert für die durchschnittliche Verbesserung des MPEs für jede Gruppe. Die Differenzen des frühen und späten MPEs wurden für den bereits angesprochenen Vergleich der Gruppen mittels t-Test verwendet. Aufgrund der mehrfachen Testung führten wir zudem eine Bonferroni-Korrektur durch. Um von Varianzhomogenität ausgehen zu können nutzten wir weiterhin den Levene-Test.

Zusätzlich zu der bereits beschriebenen statistischen Auswertung führten wir eine Mixed ANOVA zwischen den Blöcken 7 und 15 der beiden sequenziellen Gruppen durch, wobei ebenfalls der Zeitpunkt der Messung („früh“ / „spät“) als repeated measures-Faktor und der MPE als abhängige Variable galten. Ziel war hierbei, auf etwaige Unterschiede in der Geschwindigkeit, mit der beide Gruppen adaptierten, rückschließen zu können.

Zudem verglichen wir die über die ersten 6 Blöcke gemittelten MPE-Werte der Baseline-Messung mittels einer one way-ANOVA, um zu sehen, ob wesentliche Unterschiede vorlagen. Post hoc testeten wir jede Gruppe gegen jede mittels dreier t-Tests.

In der bimanuellen sequenziellen Gruppe verglichen wir außerdem mit einem weiteren t-Test die durchschnittliche Verbesserung der Performance in Version 1 und Version 2 anhand der Differenz des frühen und späten MPE.

4 Ergebnisse

Die Zielbewegung, anhand derer wir in unserer Studie die Adaptation an ein geschwindigkeitsabhängiges Kraftfeld untersuchten, ist in Abbildung 9 für jede Gruppe zu sehen. Dargestellt ist der letzte Abschnitt der Baseline-Phase, die ersten und die letzten Blöcke der Adaptations-Phase sowie der erste Abschnitt der Washout-Phase. Hierbei ist zu sehen, dass alle Versuchspersonen im letzten Abschnitt der Baseline-Phase eine geradlinige Zielbewegung ausführten.

In den Blöcken, in denen das Kraftfeld erstmalig auftrat, fällt in allen Gruppen eine Abweichung in Richtung der wirkenden Kräfte auf. In den letzten Blöcken der Adaptations-Phase ist diese Abweichung in den beiden sequenziellen Gruppen geringer, wobei die Trajektorien der unimanuellen im Vergleich zur bimanuellen sequenziellen Gruppe noch geradliniger erscheinen. In der Kontrollgruppe lässt sich kein wesentlicher Unterschied zwischen der frühen und der späten Adaptations-Phase erkennen.

Im ersten Block der Washout-Phase sind in der uni- wie bimanuellen sequenziellen Gruppe Abweichungen entgegen der ursprünglichen Kraftfelder zu sehen, was auf After-effects hindeutet. In der Kontrollgruppe sind hingegen bereits zu Beginn der Washout-Phase sehr geradlinige Bewegungsverläufe zu sehen, ähnlich wie im letzten Abschnitt der Baseline-Phase.

4 Ergebnisse

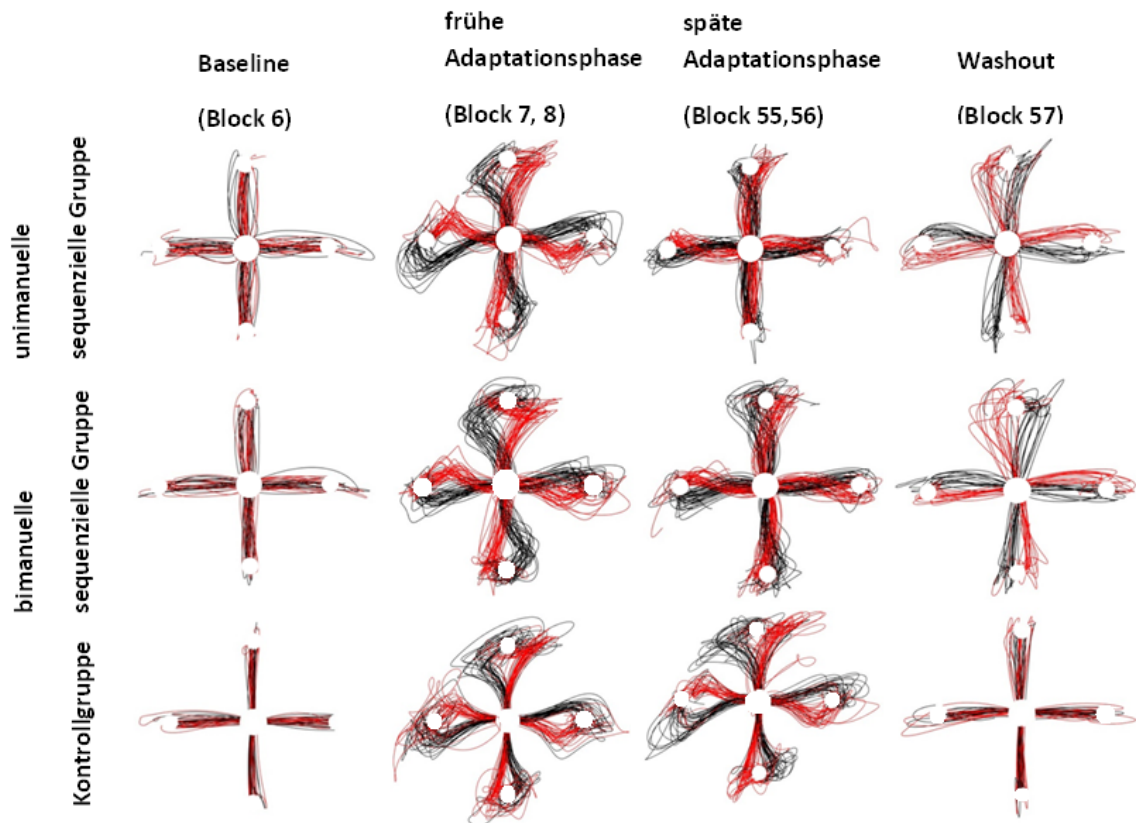


Abbildung 9: Bildliche Darstellung der Trajektorien aller Probanden in ausgewählten Blöcken

Durchgänge, in denen während der Adaptations-Phase ein mit dem Uhrzeigersinn gerichtetes Kraftfeld auftrat, sind in rot dargestellt, solche, in denen es gegen den Uhrzeigersinn auftrat in schwarz. Die farbliche Zuordnung für diese Durchgänge wurde auch für die Baseline- und Washout-Phase beibehalten.

In den Abbildungen 10, 11 und 12 ist der MPE mit entsprechender Standardabweichung in seiner Entwicklung im Laufe des Experimentes für jede Gruppe dargestellt, in Abbildung 12 für alle Gruppen im Vergleich. In jeder der drei experimentellen Gruppen ist mit Beginn der Kraftfelder ein sprunghafter Anstieg des MPE zu sehen. In der uni- wie bimanuellen sequenziellen Gruppe sinkt dieser über die Zeit ab, wohingegen sich der MPE in der Kontrollgruppe nicht wesentlich verändert. Mit Beginn der Washout-Phase fällt er in etwa wieder auf seinen Ausgangswert in der Baseline-Phase zurück. In der unimanuellen sequenziellen Gruppe fällt mit Verschwinden der Kraftfelder ein initialer Anstieg des MPE auf, was sich in der bimanuellen sequenziellen Gruppe nur geringfügig darstellt. Aus den Trajektorien der Probanden wird jedoch für beide Gruppen ersichtlich, dass die Abweichungen im Vergleich zu denen, die zu Beginn der

4 Ergebnisse

Adaptations-Phase auftraten, in die entgegengesetzte Richtung erfolgten. Dies lässt auf After-effects schließen. Am Ende der Washout-Phase liegt der MPE in beiden sequenziellen Gruppen wieder etwa bei seinem Ausgangswert in der Baseline-Phase.

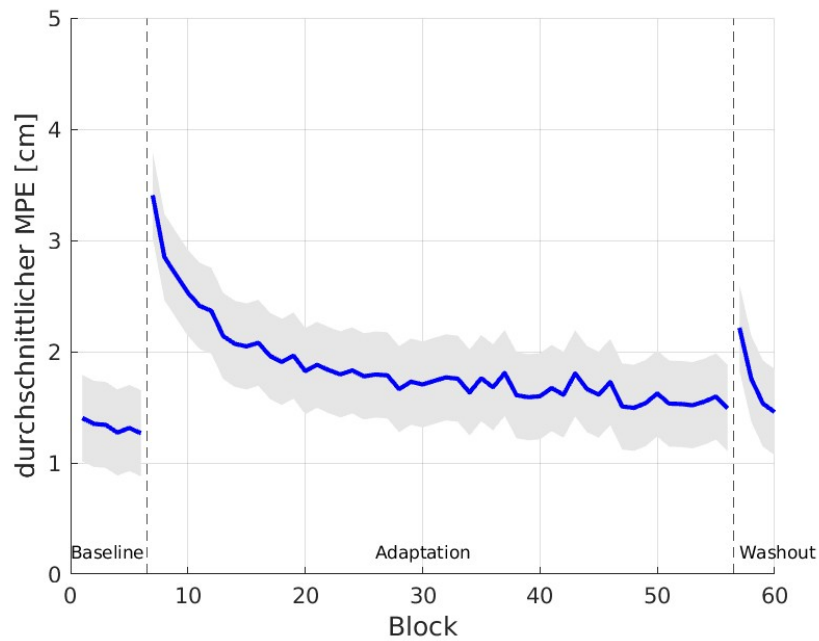


Abbildung 10: durchschnittlicher Maximal Perpendicular Error (MPE) jedes Blocks in der unimanuellen sequenziellen Gruppe

4 Ergebnisse

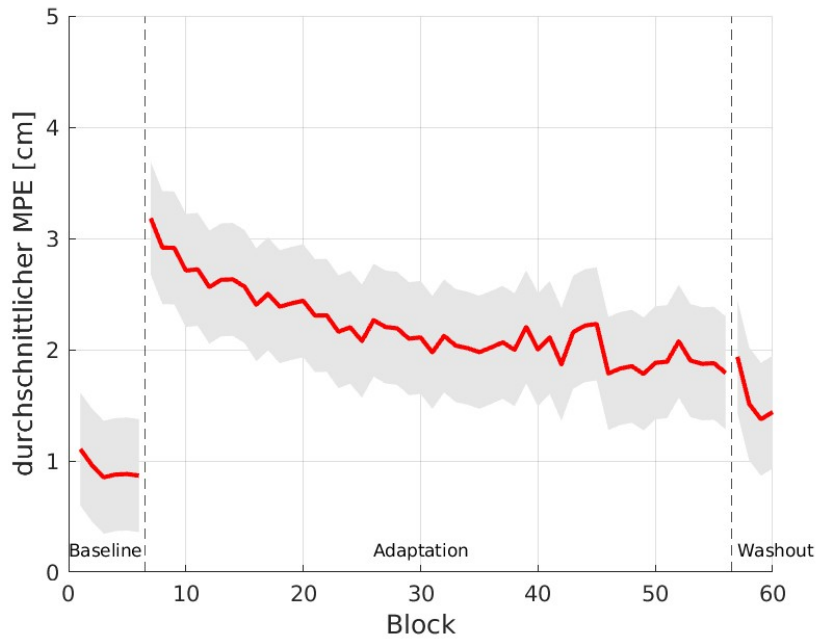


Abbildung 11: durchschnittlicher Maximal Perpendicular Error (MPE) jedes Blocks in der bimanuellen sequenziellen Gruppe

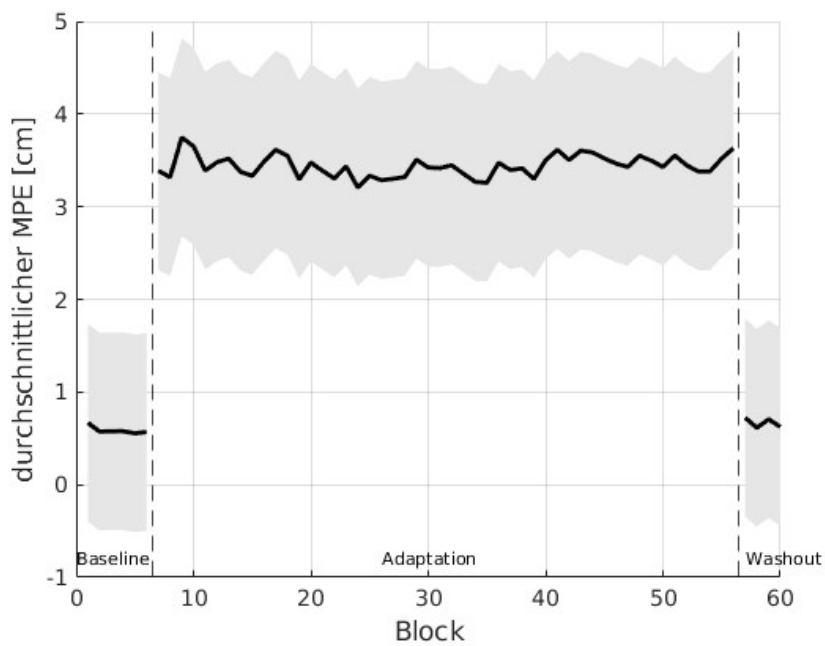


Abbildung 12: durchschnittlicher Maximal Perpendicular Error (MPE) jedes Blocks in der Kontrollgruppe

4 Ergebnisse

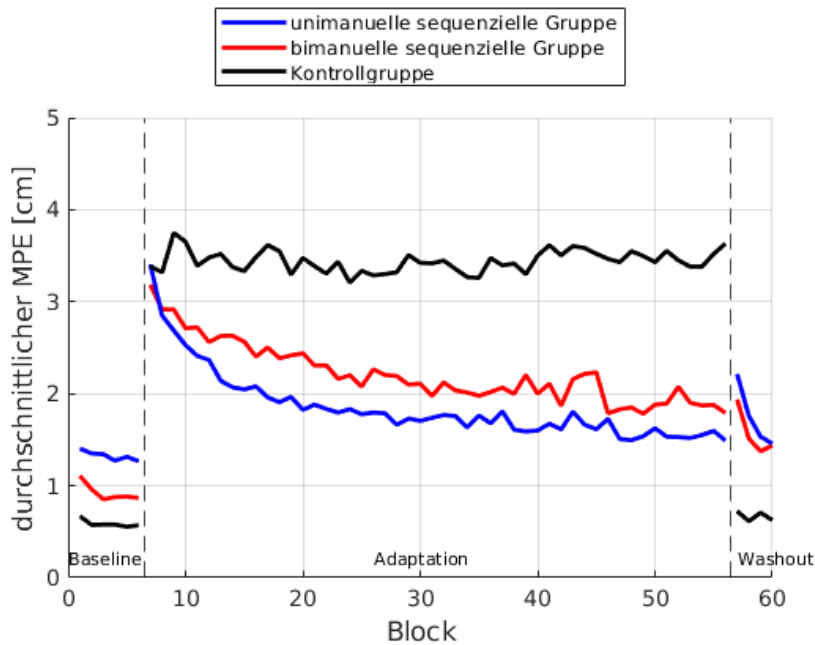


Abbildung 13: Vergleich des durchschnittlichen Maximal Perpendicular Errors (MPE) in allen drei Gruppen

Die durchschnittliche Verbesserung des MPE lag in der unimanuellen sequenziellen Gruppe bei etwa 1.6cm (95%-KI = 1.26197, 1.9075), in der bimanuellen sequenziellen Gruppe bei etwa 1.2cm (95%-KI = 0.827839, 1.60243). In der Kontrollgruppe lag die Differenz zwischen frühem und spätem MPE bei etwa -0.2cm (95%-KI = -0.773604, 0.328375). Um die Gleichheit der Varianz zwischen den drei experimentellen Gruppen zu prüfen, führten wir einen Levene-Test durch. Hierbei ergab sich ein p-Wert von 0.1586, somit gehen wir von einer Varianzhomogenität aus.

Wie oben beschrieben führten wir mit den Mittelwerten des MPE eine Mixed ANOVA durch, bei der der Zeitpunkt der Messung als repeated measures-Faktor und der MPE als abhängige Variable fungierten. Hierbei ergab sich ein signifikanter Gruppenunterschied ($F = 27.419$; $p = 1.4e-6$). Post hoc führten wir drei t-Tests mit den Differenzen des durchschnittlichen frühen und späten MPE als Vergleichsvariable zwischen den Gruppen durch, wobei wir die Bonferroni-Korrektur anwandten. Es ergab sich ein signifikanter Unterschied zwischen der unimanuellen sequenziellen und der Kontrollgruppe ($p = 8.3e-4$) sowie zwischen der bimanuellen sequenziellen und der Kontrollgruppe ($p = 2.9e-3$). Zwischen den

4 Ergebnisse

beiden sequenziellen Gruppen zeigte sich kein signifikanter Unterschied ($p = 8.1e-2$). Wie stark der MPE zwischen dem ersten sowie dem letzten Block während der Adaptationsphase abfiel, ist in Abbildung 14 dargestellt, wobei ein Punkt jeweils einen Probanden repräsentiert.

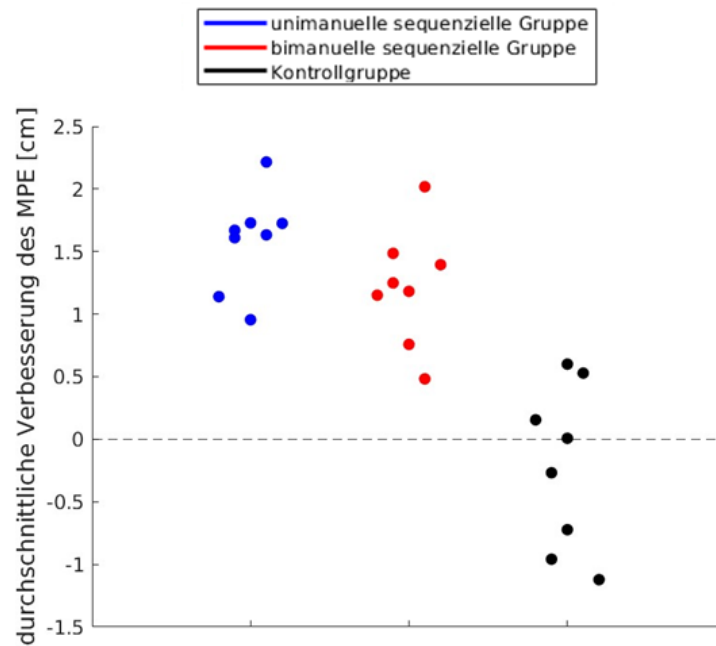


Abbildung 14: Durchschnittliche Verbesserung des Maximal Perpendicular Errors (MPE) in allen drei Gruppen

4 Ergebnisse

Weiterhin führten wir eine Mixed ANOVA zwischen den Blöcken 7 und 15 der beiden sequenziellen Gruppen durch, der Zeitpunkt der Messung galt erneut als repeated measures-Faktor, der MPE als abhängige Variable. Es ergaben sich Hinweise auf einen signifikanten Unterschied zwischen beiden Gruppen ($F = 24.085$; $p = 2.3e-4$).

Um potenzielle Unterschiede in der Baseline-Phase zwischen allen drei Gruppen zu entdecken, führten wir mit den Mittelwerten des MPE über die ersten sechs Blöcke des Experimentes eine one-way-ANOVA durch ($p = 1.0798e-10$). Der mittlere MPE der Baseline-Messung lag in der unimanuellen sequenziellen Gruppe bei etwa 1.3cm (95%-KI = 1.18038, 1.4694), in der bimanuellen sequenziellen Gruppe bei etwa 0.9cm (95%-KI = 0.85948, 0.989527), in der Kontrollgruppe bei etwa 0.6cm (95%-KI = 0.536911, 0.636923). Die einzelnen Gruppenvergleiche wurden mittels eines t-Tests durchgeführt (unimanuelle – bimanuelle sequenzielle Gruppe: $p = 2.3069e-04$; unimanuelle sequenzielle Gruppe – Kontrollgruppe: $p = 4.7058e-06$, bimanuelle sequenzielle Gruppe – Kontrollgruppe: $p = 5.5833e-05$). Die Mittelwerte des MPE in der Baseline sind für jeden Probanden in jeder Gruppe in Abbildung 15 dargestellt.

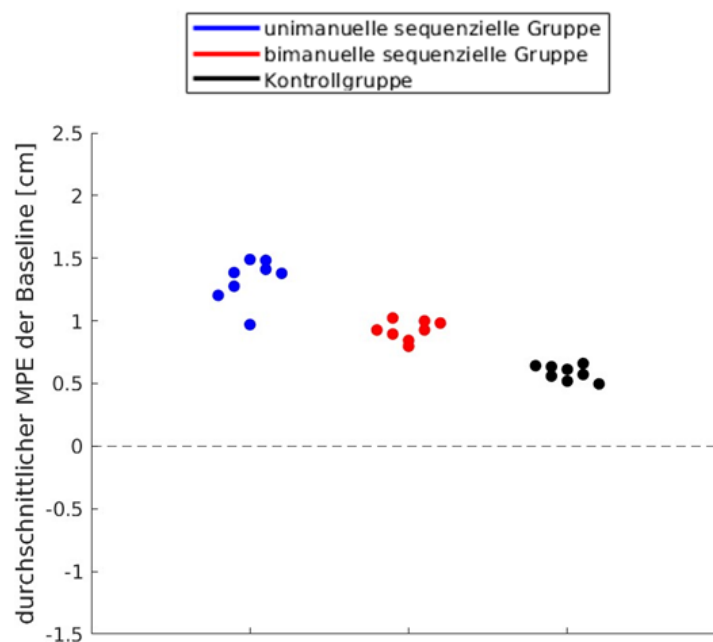


Abbildung 15: Durchschnittlicher Maximal Perpendicular Error (MPE) der Baseline in allen drei Gruppen

4 Ergebnisse

Zudem verglichen wir die beiden Versionen des Experimentes in der bimanuellen sequenziellen Gruppe untereinander. Die Probanden in Version 1 verbesserten sich durchschnittlich um etwa 1.5cm (95%-KI = 0.819685, 2.0987), in Version 2 um etwa 1cm (95%-KI = 0.295232, 1.64692). Wir führten einen t-Test zwischen beiden Gruppen durch, der zugehörige p-Wert lag bei $1.6 \cdot 10^{-2}$.

5 Diskussion

Vergleich der Adaptation aller Gruppen

Anliegen unserer Studie war, festzustellen, ob eine Vorbewegung der kontralateralen Extremität die sensomotorische Adaptation unterstützen kann. Hierzu führten Probanden Zielbewegungen aus, die extern von einem Kraftfeld perturbiert wurden. Wir bestimmten die maximale Abweichung von einer ideal geradlinigen Bewegungen und beobachteten, wie sich diese im Lauf des Experiments veränderte. Diese Beobachtungen verglichen wir zwischen drei verschiedenen Gruppen: der unimanuellen sequenziellen Gruppe, die eine intramanuelle Sequenzbewegung ausführte, der bimanuellen sequenziellen Gruppe, deren Aufgabe aus einer intermanuellen Sequenzbewegung bestand sowie der Kontrollgruppe, die lediglich eine einfache intramanuelle Bewegung durchführen sollte. In beiden sequenziellen Gruppen konnten wir eine Adaptation an das Kraftfeld feststellen, zum einen durch die Abnahme des MPE, zum anderen durch das Auftreten von After-effects. Wir gehen daher davon aus, dass – wie in vergleichbaren Studien – zwei Internale Modelle für die jeweiligen Kraftfelder gebildet wurden. Bezogen auf die bimanuelle sequenzielle Gruppe bedeutet dies: Je nachdem, in welche Richtung die Vorbewegung mit der linken Hand erfolgte, wurde das entsprechende Modell ausgewählt. Anhand diesem wurde ein Motorischer Plan für die Bewegung der rechten Hand gebildet, der auf die zu erwartenden Kräfte abgestellt war. Nach Abschalten der Kraftfelder traten After-effects entgegen der Richtung des erwarteten Kraftfeldes auf. Nach wie vor wählte das Gehirn also – je nach Richtung der Vorbewegung – ein Modell aus und erstellte den entsprechenden Motorischen Plan. Da dieser aufgrund der fehlenden Kräfte nicht mehr passte, kam es erneut zu einem fehlerabhängigen Lernprozess. Das erwartete sensorische Feedback stimmte nicht mit dem tatsächlichen überein, also wurden die Internalen Modelle wieder angepasst. Ihre Aktualisierung mit entsprechender Anpassung des Motorischen Plans erfolgte innerhalb weniger Blöcke des Experimentes, sodass am Ende ein Level ähnlich der Baseline-Phase erreicht werden konnte. Hierbei ist nicht zwingend von

einer kompletten Überschreibung auszugehen, vielmehr konnte beobachtet werden, dass Motorische Pläne auch bei Wiederauftreten von Kraftfeldern nach einer Washout-Phase zu einem gewissen Grad konserviert werden [Pekny et al., 2011]. Aus den Ergebnissen unserer Untersuchung ergeben sich somit Hinweise darauf, dass die Internalen Modelle im ZNS bihemisphärisch repräsentiert werden. Das bedeutet, dass zur Bildung sowie Auswahl eines passenden Internalen Modells eine Interaktion beider Gehirnhälften auftritt. Zudem konnten wir in unserer Studie die Ergebnisse früherer Studien replizieren, die zeigen, dass eine ipsilaterale Vorbewegung, die an die Richtung der extern wirkenden Kräfte gekoppelt ist, die Adaptation verbessern kann [Sarwary et al., 2015], [Howard et al., 2013], [Imamizu et al., 2007].

Bei der Betrachtung, wie sich der MPE über die Zeit verhielt, stellten wir fest, dass im letzten Abschnitt der Adaptationsphase keine wesentliche weitere Verbesserung erfolgte. Wir vermuten einen zugrunde liegenden „Deckeneffekt“, durch den sich beide Internalen Modelle soweit ausgebildet hatten, dass eine weitere Optimierung nur noch marginal möglich war. Diese Beobachtung teilt die bimanuelle mit der unimanuellen sequenziellen Gruppe.

In der Kontrollgruppe, in der ein visueller Cue genutzt wurde, veränderte sich der MPE während der Adaptations-Phase nicht. Wir folgern daraus, dass ein solches visuelles Signal kein effektiver Cue für die sensomotorische Adaptation ist. Auch dies geht mit Ergebnissen aus Forschungsprojekten mit ähnlichem experimentellen Design hervor [Heald et al., 2018], [Howard et al., 2013], die wir somit replizieren konnten. Es lässt sich vermuten, dass ein vergleichsweise unauffälliges visuelles Signal ein zu schwacher Hinweis ist, als dass das Gehirn die Verbindung zu den zu erwartenden Kräften herstellt.

Es kann nicht ausgeschlossen werden, dass in der Kontrollgruppe überhaupt keine Adaptationsprozesse stattfinden konnten. Crevecoeur und Kollegen beschrieben „online“-Adaptationsvorgänge, bei denen Probanden schon während einer einzigen Bewegung adaptierten [Crevecoeur et al., 2020a], [Crevecoeur et al., 2020b]. Dies werde hauptsächlich durch eine Feedback-Korrektur ermöglicht, die kurz nach der initialen Störung eine Antwort mittels einer angepassten muskulären Aktivität generieren würde. Somit zeigten sich auch in einem experimentellen Setting,

bei dem keine Voraussage eines zu erwartenden Kraftfeldes möglich war, Hinweise auf geringe Adaptationsprozesse. Hierbei ist jedoch zu beachten, dass dieser Effekt bei der Betrachtung der konkreten muskulären Erregung während verschiedener Zielbewegungen beobachtet wurde. Crevecoeur und Kollegen nutzten EMG-Signale des Musculus pectoralis major sowie des posterioren Anteils des Musculus deltoideus. Eine signifikante Verbesserung der lateralen Abweichung (analog dem in unserem Experiment verwendeten MPE) konnte nicht nachgewiesen werden, was mit unseren Beobachtungen konform geht.

Vergleich der Adaptationsgeschwindigkeit zwischen uni- und bimanueller sequenzieller Gruppe

Beide sequenziellen Gruppen adaptierten an die Kraftfelder und beide erreichten gegen Ende dieser Phase ein ähnliches Niveau. Allerdings sahen wir bei der Analyse unserer Daten, dass die unimanuelle schneller als die bimanuelle sequenzielle Gruppe adaptierte. Die Ausführung bimanueller Bewegungen zeigt insgesamt einige Unterschiede bezüglich der neuronalen Steuerung zu unimanuellen Bewegungen auf. Dabei lässt sich nicht sagen, dass eine Bewegung beider Hände einfach die Summe der Bewegung der einzelnen Hände sei [Blinch et al., 2015], [Walsh et al., 2008], [Swinnen and Wenderoth, 2004]. Stattdessen zeigen dieselben Neurone, die bei unimanuellen Bewegungen aktiv sind, bei bimanuellen ein verändertes Aktivitätsmuster [Steinberg et al., 2002], [Donchin et al., 1998]. Besondere Bedeutung kommt hierbei dem Supplementär motorischen Areal zu [Welnarz et al., 2019], [Donchin et al., 2002], [Gerloff and Andres, 2002], [Kazennikov et al., 1999], [Tanji, 1994]. Dieses fungiert in größeren kortikalen Netzwerken als Schnittstelle in der Kommunikation beider Hemisphären und somit der Koordination einer bimanuellen Bewegung. Weiterhin beteiligt sind der M1, das Cerebellum, die Basalganglien, der Gyrus Cinguli sowie Teile des Parietalen Kortex [Pimentel-Farfan et al., 2022], [Walsh et al., 2008], [Ullén et al., 2003]. Bei der Steuerung einer bimanuellen Bewegung kommt es somit zu einem Zusammenspiel großer neuronaler Netzwerke [Swinnen, 2002], [Kazennikov et al., 1999], [Tanji, 1994]. Weiterhin weisen asymmetrische bimanuelle Bewegungen eine erhöhte Komplexität auf [Gálvez-García et al., 2014] und

benötigen eine längere Vorbereitungszeit [Blinch et al., 2021], [Blinch et al., 2018]. Dies lässt vermuten, dass die Planung und Ausführung einer bimanuellen sequenziellen Bewegung insgesamt schwieriger ist als die einer solchen mit rein unimanueller Aktivität.

Ob die Schwierigkeit einer Aufgabe auch einen negativen Einfluss auf die Lerngeschwindigkeit hat, konnte bisher nicht eindeutig nachgewiesen werden. Joseph und Kollegen führten beispielsweise einen Versuch durch, bei dem Probanden in unterschiedlichen Schwierigkeitsstufen eine Sternform nachzeichnen sollten. In den höheren Schwierigkeitsstufen benötigten die Versuchspersonen mehr Zeit für die Erfüllung der Aufgabe. Der Anstieg der Performance und somit die Lernrate waren jedoch zwischen allen Gruppen vergleichbar [Joseph et al., 2013]. Bootsma und Kollegen hingegen verglichen neben der Wirkung des Alters den Einfluss verschiedener Schwierigkeitsstufen auf die zeitliche und räumliche Performance beim Nachzeichnen einer Sternform. Hierbei konnten die Probanden lediglich mittels eines Spiegels die Bewegungen ihrer Hand nachvollziehen. Es fiel auf, dass jüngere Probanden in einer höheren Schwierigkeitsstufe zwar eine Verbesserung der zeitlichen Komponente erreichen konnten, nicht jedoch der räumlichen. Somit ergab sich die Schlussfolgerung, dass ein erhöhter Schwierigkeitsgrad das Lernen selbst negativ beeinflussen könnte [Bootsma et al., 2021]. An dieser Stelle muss erwähnt werden, dass in jenen Studien größtenteils das Erlernen einer schwierigen motorischen Aufgabe untersucht wurde, wohingegen es in unserem Experiment um einfachere Adaptationsvorgänge ging. Daher können wir nicht zweifelsfrei rückschließen, dass die erhöhte Schwierigkeit der bimanuellen sequenziellen Bewegung eine Störung der Adaptationsprozesse verursachte. Es ist jedoch bekannt, dass verschiedene Cues, welche die Adaptation unterstützen, in ihrer Effektivität untereinander variieren [Howard et al., 2013]. Ausgehend von der komplexeren bimanuellen Bewegung und der breiter verteilten neuronalen Aktivität vermuten wir eine höhere Schwierigkeit darin, die erste Teilbewegung als konkreten Hinweis für die folgende Teilbewegung wahrzunehmen. Dadurch erscheint die Vorbewegung des kontralateralen Arms im Vergleich zur unimanuellen Gruppe als schwächerer Cue, wodurch die Adaptation in der bimanuellen sequenziellen Gruppe insgesamt langsamer vonstatten ging.

In der Kommunikation zwischen beiden Hemisphären kommt dem Corpus Callosum eine wesentliche Rolle zu. Dieses stellt die größte Verbindung zwischen beiden Hemisphären des Gehirns dar und ist unter anderem für die zeitliche [Bonzano et al., 2008] wie räumliche [Preilowski, 1972] Koordination bilateraler Bewegungen wichtig. Hierüber werden exzitatorische wie inhibitorische Signale an die kontralaterale Hemisphäre gesendet [Gooijers and Swinnen, 2014], [Takeuchi et al., 2012]. Hierbei könnte, bezogen auf unser experimentelles Setting, ein Informationsverlust aufgetreten sein, der ebenfalls eine Ursache für die Unterschiede in der Adaptation beider sequenzieller Gruppen darstellen würde. Daneben vermuten wir, dass im Zuge dieser interhemisphärischen Kommunikation zusätzlich eine Interferenz in der Planung und Ausführung beider Einzelkomponenten der bimanuellen sequenziellen Bewegung aufgetreten sein könnte. Diese Interferenz wird auch als „Cross-Talk“ bezeichnet, unterschieden wird dabei zwischen dem Planungslevel und dem Exekutionslevel [Heuer et al., 1998], [Spijkers and Heuer, 1995]. Heuer und Kollegen beschreiben, wie es während der Planung einer Bewegung im Gehirn zu bestimmten „Statusänderungen“ kommt [Heuer et al., 1998]. Diese Veränderung des Status hat einen Einfluss auf weitere aktuell stattfindende Planungstätigkeiten im Gehirn, wodurch diese sich gegenseitig beeinflussen können. Dieser Cross-Talk auf Planungslevel wird auch als „Planungs-Interferenz“ bezeichnet. Der Cross-Talk auf Exekutionslevel wird in der Literatur teilweise lediglich Cross-Talk genannt. Dabei geht es um eine gegenseitige Beeinflussung zweier Bewegungen während ihrer Ausführung. Besonders deutlich wird dieser Effekt bei Bewegungen einer Extremität, die einen Einfluss auf die kontralaterale Extremität zeigen. Eine mögliche Ursache stellen ungekreuzte kortikospinale Verbindungen oder sich in der Peripherie bilateral aufzweigende Neurone dar [Cardoso de Oliveira, 2002], wenn dies auch nicht zweifelsfrei nachgewiesen werden konnte [Carson, 2005]. In der hier vorliegenden Arbeit wird die Interferenz auf Planungs- und auf Exekutionslevel zusammen als Cross-Talk bezeichnet.

Ein großer Teil des Cross-Talks läuft über das Corpus Callosum [Chettouf et al., 2020], [Banerjee and Jirsa, 2007], [Carson, 2005]. Hierbei sind

insbesondere die exzitatorischen Signale [Chettouf et al., 2020] von Bedeutung. Empfänger dieser Signale ist häufig der M1 sowie das prämotorische und supplementär motorische Areal. Sind diese Signale unerwünscht, da eine unilaterale Bewegung ausgeführt werden soll, müssen sie inhibiert werden. Vermutlich geschieht diese Inhibition über intrakortikale Verbindungen der entsprechenden Gehirnhälfte [Chettouf et al., 2020], [Houweling et al., 2010]. Mit steigender Komplexität einer Aufgabe nimmt diese Inhibition ab. Bei komplizierten Bewegungen hängt demnach die Performance mit der Qualität der interhemisphärischen Kommunikation zusammen. In simplen motorischen Aufgaben hingegen ist ein störender Einfluss des Cross-Talks zu beobachten, wenn die Signale des kontralateralen Kortex nicht entsprechend inhibiert werden. Dies zeigt sich in Studien, die das ungeplante Auftreten sogenannter Spiegel-Bewegungen untersuchten [Shih et al., 2019], [Houweling et al., 2010], [Cattaert et al., 1999]. In unserem experimentellen Design sollten die Probanden eine verhältnismäßig einfache bimanuelle Bewegung ausführen. Wir vermuten daher, dass der Cross-Talk zu einer verschlechterten Performance in der bimanuellen sequenziellen Gruppe beigetragen haben kann.

Bei uni- wie bei bimanuellen Bewegungen sind beide Hemisphären aktiv [Bundy et al., 2018], [Chye et al., 2018], [Lemon, 2008], wobei der linken Hemisphäre eine dominante Rolle in der Bewegungsplanung zukommt [Chettouf et al., 2020]. Wie bereits beschrieben, wird je nach Komplexität einer Aufgabe eine Hemisphäre mehr oder weniger stark inhibiert. Durch die Planungs-Interferenz können sich beide Hemisphären während der Bewegungsplanung gegenseitig beeinflussen. Sherwood und Kollegen untersuchten eine solche Beeinflussung speziell während der Vorbereitung einer bimanuellen sequenziellen Bewegung [Sherwood, 2006]. Hierbei führten Probanden Zielbewegungen mit unterschiedlicher Reichweite durch. Dabei zeigte sich, dass bei einer vorherigen kurzen Bewegung einer Hand, die kontralaterale Hand dazu neigte, die Zielbewegung zu kurz auszuführen. Erfolgte die erste Zielbewegung über eine längere Strecke, wurde die zweite Zielbewegung mit der kontralateralen Hand tendenziell ebenfalls zu weit durchgeführt. Ausgehend von diesen Beobachtungen vermuten wir, dass in unserer bimanuellen sequenziellen Gruppe ebenfalls die Vorbereitung

der ersten Teilbewegung die der zweiten beeinflusst haben könnte. Im Zuge dieser Überlegungen verglichen wir Version 1 und 2 innerhalb der bimanuellen sequenziellen Gruppe. Falls der Effekt des Cross-Talks sehr groß wäre, würden wir eine bessere Performance in der Gruppe, die Version 1 durchführte, erwarten. Dies liegt daran, dass in dieser Gruppe die Richtung der ersten Teilbewegung entgegen des während der zweiten Teilbewegung auftretenden Kraftfeldes gerichtet war. Die Probanden würden also von Anfang an einen Ausgleich entgegen der Kräfte während ihrer Bewegung aufbauen. Im durchgeführten t-Test ergab sich ein p-Wert von $1.6e-2$, was auf einen potenziellen Unterschied zwischen beiden Versionen hindeutet. Wir gehen deshalb davon aus, dass der Cross-Talk in unserem experimentellen Design zur Performance der Probanden beigetragen haben kann.

In den letzten Blöcken der Adaptations-Phase erreichten die uni- und die bimanuelle sequenzielle Gruppe ein ähnliches Niveau, jedoch blieb auch hier die Performance der bimanuellen insgesamt unter der der unimanuellen Gruppe. Es ist möglich, dass dieser Unterschied bei der Untersuchung einer größeren Stichprobe signifikant würde. Das würde nicht nur Unterschiede in der Geschwindigkeit der Adaptation implizieren, sondern eine generell schlechtere Adaptation mit insgesamt schlechterem Outcome bei bimanuellen sequenziellen Bewegungen. Dieser potentielle Effekt könnte im Einklang mit den bereits erwähnten Mechanismen, die die Adaptation bei bimanuellen sequenziellen Bewegungen erschweren, stehen.

Vergleich der Baseline aller drei Gruppen

Wir verglichen die Baseline-Messung zwischen allen drei Gruppen. Hierbei fiel auf, dass die Kontrollgruppe den geringsten Fehler aufwies, während die Probanden der unimanuellen sequenziellen Gruppe einem größeren MPE unterlagen. Ein Grund hierfür könnte die erhöhte Schwierigkeit einer Sequenzbewegung im Vergleich zu einer einfachen Zielbewegung sein. Wenn die Probanden der unimanuellen sequenziellen Gruppe den Mittelpunkt erreichten, war es möglicherweise schwierig, genau in der Mitte zu stoppen und unmittelbar darauf eine akkurate

geradlinige Bewegung zum Endpunkt auszuführen. Zudem können, wie bereits erwähnt, die Motorischen Pläne unmittelbar aufeinanderfolgender Bewegungen inter- und intramanuell interferieren [Sherwood, 2006]. In der Kontrollgruppe hingegen ruhte die Hand vor der Bewegung zum End- auf dem Mittelpunkt. Wir vermuten, dass es für die Versuchspersonen in dieser Gruppe aufgrund der fehlenden Vorbewegung leichter war, eine annähernde senkrechte Bewegung zwischen den beiden Punkten auszuführen. Auch stand den Probanden in der Kontrollgruppe eine längere Zeit zur Bewegungsplanung zur Verfügung, was ebenfalls mit einer verbesserten Performance einhergehen könnte. Der MPE der Baseline in der bimanuellen sequenziellen Gruppe lag zwischen dem der beiden anderen Gruppen. Die Hand, welche die Zielbewegung ausführte, startete wie in der Kontrollgruppe aus einer ruhenden Position heraus, was den im Vergleich zur unimanuellen sequenziellen Gruppe geringeren MPE erklären könnte. In Betrachtung der oben diskutierten Mechanismen des Cross-Talk vermuten wir, dass die Vorbewegung der kontralateralen Hand jedoch auch mit der Planung und Ausführung der Zielbewegung interferiert haben könnte, was mit dem im Vergleich zur Kontrollgruppe höheren MPE einhergehen würde.

Schlussfolgerung und Ausblick

Wir konnten erstmalig nachweisen, dass die Adaptation einer geradlinigen Zielbewegung in einem Kraftfeld durch eine mit der Richtung der wirkenden Kräfte assoziierten vorhergehenden Bewegung der kontralateralen Hand möglich ist. Dies spricht im Rahmen der Theorie der Internalen Modelle dafür, dass ein kontralaterales motorisches Signal dem Gehirn während der Entwicklung eines Motorischen Plans dabei helfen kann, ein passendes Modell zu entwickeln sowie auszuwählen. Internale Modelle werden somit im ZNS bihemisphärisch repräsentiert und zur Bildung eines motorischen Plans genutzt.

Weiterhin konnten wir die Erkenntnisse früherer Studien replizieren, nach denen die Adaptation in einer solchen Kraftfeldaufgabe durch eine Vorbewegung der ipsilateralen Hand ebenfalls möglich ist, nicht jedoch durch ein lediglich mittels eines Punktes dargestellten visuellen Signales. Im Vergleich zwischen der bimanuellen und der unimanuellen sequenziellen Gruppe zeigte sich, dass letztere

früher an die externen Kräfte adaptierte. Daraus folgern wir, dass die Bildung und Auswahl der Internalen Modelle durch ein motorisches Signal der ipsilateralen Extremität leichter vonstatten geht.

Bedeutsam für den Alltag sind jedoch vor allem Bewegungen, bei denen mehrere Extremitäten zeitlich und räumlich asynchron agieren. Dementsprechend ist die Fähigkeit des Gehirns, Reize der kontralateralen Körperhälfte zu übertragen und zu assoziieren von großer Bedeutung. Kommt es zu einem Verlust motorischer Fähigkeiten, beispielsweise durch einen Apoplex, müssen unter anderem ebensolche alltäglichen bimanuellen Fertigkeiten wiederhergestellt werden. Hierbei können tiefere Erkenntnisse des motorischen Lernens dabei helfen, zielgerichtete und effektive Therapien zu entwickeln [Cano-de-la Cuerda et al., 2015], [Cramer et al., 2011]. Wir hoffen, mit unserer Arbeit zu einem erweiterten Verständnis neuronaler Adaptations- und Lernvorgänge beizutragen. Möglicherweise können – bezogen auf Apoplex-Patienten – spezifische Bewegungen der nicht-paretischen Körperseite in der Rehabilitation dabei helfen, passende Internale Modelle auszuwählen und die Entwicklung eines Motorischen Plans für die paretischen Anteile des Körpers unterstützen. Um dies einzuschätzen, sind weitere Studien, die sich konkret mit ebensolchen Patienten beschäftigen, vonnöten.

Da die hier vorliegende Arbeit auf einer reinen Verhaltensstudie basiert, können keine Aussagen über die Aktivität spezifischer kortikaler und subkortikaler Strukturen getroffen werden. Hierfür sollten weitere Studien, die sich beispielsweise mittels EEG oder funktioneller Magnetresonanztomographie (fMRT) den neurologischen Korrelaten widmen, durchgeführt werden.

Weiterhin fanden wir Hinweise dafür, dass ein Zusammenhang zwischen der Kopplung der Richtung der ersten Teilbewegung sowie des folgenden Kraftfeldes bei Ausführung einer bimanuellen sequenziellen Bewegung bestehen könnte. Dieser potenzielle Zusammenhang könnte in weiteren Studien mit entsprechend angepasstem Design näher untersucht werden.

Limitationen

In unserer Studie untersuchten wir die Adaptation einer bimanuellen sequenziellen Bewegung in einem externen Kraftfeld an gesunden Probanden zwischen 18

und 35 Jahren. Somit lassen sich Rückschlüsse auf physiologische Adaptationsvorgänge schließen. Im praktischen Alltag, insbesondere im klinischen Kontext, sind zusätzlich die Effekte des Alterns sowie der Einfluss verschiedener Erkrankungen auf die Fähigkeit zur Adaptation bedeutsam. Weitere Studien, beispielsweise mit Schlaganfall-Patienten, wären hierfür notwendig.

Weiterhin führten unsere Probanden der bimanuellen sequenziellen Gruppe lediglich eine Vorbewegung mit der nicht-dominanten linken Hand aus, während die Adaptationsbewegung immer mit der rechten Hand erfolgte. Dies erschwert eine Generalisierung der beobachteten Adaptationsvorgänge. Auch hierfür könnten weitere Studien mit entsprechend angepasstem experimentellen Design durchgeführt werden, beispielsweise durch eine Vorbewegung der dominanten und eine Adaptationsbewegung der nicht-dominanten Hand. Auch eine Untersuchung der Interaktion zwischen oberer und unterer kontralateraler Extremität könnte weitere Aufschlüsse bezüglich der Generalisierbarkeit unserer Ergebnisse bieten.

Bei der Auswertung unserer Daten fiel ein Unterschied in der Performance während der Baseline-Phase zwischen den drei Gruppen auf. Da zu Beginn der Adaptationsphase alle Teilnehmer der verschiedenen Gruppen eine ähnlich starke Ablenkung durch das Kraftfeld erfuhren, gehen wir davon aus, dass die Unterschiede in der Baseline keinen Effekt auf unsere primäre Fragestellung hatten. Dennoch könnte zur Verifikation dessen eine weitere Untersuchung durchgeführt werden, bei der beispielsweise mehr Zeit am Mittelpunkt gegeben wird, um die Hand in eine ruhende zentrale Position zu bringen.

In unserem experimentellen Design inkludierten wir eine Kontrollgruppe, die einen visuellen Cue erhielt. Hierunter kam es zu keiner von uns beobachtbaren Adaptation. Es ließe sich jedoch argumentieren, dass eine zusätzliche Kontrollgruppe, die überhaupt keine kontextuelle Information erhielt, die Aussagekraft der Studie erhöhen würde. Allerdings wurde dies in der Untersuchung von Howard und Kollegen durchgeführt, wobei sich keine Unterschiede zwischen einer Gruppe mit visuellem Cue und einer Gruppe gänzlich ohne Cues auftraten [Howard et al., 2013]. Daher gehen wir davon aus, dass unsere Kontrollgruppe zuverlässige Aussagen bezüglich unserer Fragestellung zulässt.

Bei der Adaptation handelt es sich um einen impliziten neuronalen Lernprozess.

5 Diskussion

Um ein explizites Lernen auszuschließen, wiesen wir die Teilnehmer der Studie darauf hin, während des Experimentes nicht nach einem Muster oder „Trick“ zu suchen. Zur Erschwerung dienten weiterhin die verschiedenen Bewegungsrichtungen. Zudem füllten alle Probanden nach dem Versuch einen Fragebogen aus, in dem unter anderem nach einer speziellen Strategie und einem Muster der auftretenden Kräfte gefragt wurde. Trotzdem lässt sich nicht ausschließen, dass bei einigen Versuchspersonen möglicherweise doch ein explizites Lernen auftrat. Da jedoch davon auszugehen ist, dass der Anteil dessen zwischen den Gruppen gleich groß wäre, wird die Aussagekraft unserer Untersuchung hiervon nicht wesentlich beeinträchtigt. Weiterhin verglichen wir Version 1 und Version 2 in der bimanuellen sequenziellen Gruppe, um zu testen, ob Unterschiede in der Kopplung der Richtung der Vorbewegung sowie des folgenden Kraftfeldes vorlagen. Wir führten dies im explorativen Ansatz durch. Da keine Poweranalyse für diese Fragestellung durchgeführt wurde und die Gruppengröße mit jeweils vier Probanden pro Version sehr klein ist, ist die Aussagekraft an dieser Stelle eingeschränkt. Auch die Unterschiede in der Baseline-Messung untersuchten wir im explorativen Ansatz, weshalb hierfür keine Aussagen über eine potenzielle statistische Signifikanz getroffen werden können.

6 Literaturverzeichnis

- [Addou et al., 2011] Addou, T., Krouchev, N., and Kalaska, J. F. (2011). Colored context cues can facilitate the ability to learn and to switch between multiple dynamical force fields. *Journal of neurophysiology*, 106:163–83.
- [Banerjee and Jirsa, 2007] Banerjee, A. and Jirsa, V. K. (2007). How do neural connectivity and time delays influence bimanual coordination? *Biological cybernetics*, 96:265–78.
- [Blinch et al., 2018] Blinch, J., Doan, J. B., and Gonzalez, C. L. R. (2018). Complexity of movement preparation and the spatiotemporal coupling of bimanual reach-to-grasp movements. *Experimental brain research*, 236:1801–1813.
- [Blinch et al., 2015] Blinch, J., Franks, I. M., Carpenter, M. G., and Chua, R. (2015). Unified nature of bimanual movements revealed by separating the preparation of each arm. *Experimental brain research*, 233:1931–44.
- [Blinch et al., 2021] Blinch, J., Holmes, J., Cameron, B. D., and Chua, R. (2021). Investigating information processing of the bimanual asymmetric cost with the response priming technique. *Journal of experimental psychology. Human perception and performance*, 47:673–688.
- [Bonzano et al., 2008] Bonzano, L., Tacchino, A., Roccatagliata, L., Abbruzzese, G., Mancardi, G. L., and Bove, M. (2008). Callosal contributions to simultaneous bimanual finger movements. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, 28:3227–33.
- [Bootsma et al., 2021] Bootsma, J. M., Caljouw, S. R., Veldman, M. P., Maurits, N. M., Rothwell, J. C., and Hortobágyi, T. (2021). Neural correlates of motor skill learning are dependent on both age and task difficulty. *Frontiers in aging neuroscience*, 13:643132.

- [Bundy et al., 2018] Bundy, D. T., Szrama, N., Pahwa, M., and Leuthardt, E. C. (2018). Unilateral, 3d arm movement kinematics are encoded in ipsilateral human cortex. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, 38:10042–10056.
- [Cano-de-la Cuerda et al., 2015] Cano-de-la Cuerda, R., Molero-Sánchez, A., Carratalá-Tejada, M., Alguacil-Diego, I. M., Molina-Rueda, F., Miangolarra-Page, J. C., and Torricelli, D. (2015). Theories and control models and motor learning: clinical applications in neuro-rehabilitation. *Neurologia (Barcelona, Spain)*, 30:32–41.
- [Cardoso de Oliveira, 2002] Cardoso de Oliveira, S. (2002). The neuronal basis of bimanual coordination: recent neurophysiological evidence and functional models. *Acta psychologica*, 110:139–59.
- [Carson, 2005] Carson, R. G. (2005). Neural pathways mediating bilateral interactions between the upper limbs. *Brain research. Brain research reviews*, 49:641–62.
- [Cattaert et al., 1999] Cattaert, D., Semjen, A., and Summers, J. J. (1999). Simulating a neural cross-talk model for between-hand interference during bimanual circle drawing. *Biological cybernetics*, 81:343–58.
- [Chettouf et al., 2020] Chettouf, S., Rueda-Delgado, L. M., de Vries, R., Ritter, P., and Daffertshofer, A. (2020). Are unimanual movements bilateral? *Neuroscience and biobehavioral reviews*, 113:39–50.
- [Chye et al., 2018] Chye, L., Riek, S., de Rugy, A., Carson, R. G., and Carroll, T. J. (2018). Unilateral movement preparation causes task-specific modulation of tms responses in the passive, opposite limb. *The Journal of physiology*, 596:3725–3738.
- [Cramer et al., 2011] Cramer, S. C., Sur, M., Dobkin, B. H., O'Brien, C., Sanger, T. D., Trojanowski, J. Q., Rumsey, J. M., Hicks, R., Cameron, J., Chen, D., Chen, W. G., Cohen, L. G., deCharms, C., Duffy, C. J., Eden, G. F., Fetz, E. E., Filart, R., Freund, M., Grant, S. J., Haber, S., Kalivas, P. W., Kolb, B., Kramer, A. F., Lynch, M., Mayberg, H. S., McQuillen, P. S., Nitkin, R., Pascual-Leone, A., Reuter-Lorenz, P., Schiff, N., Sharma, A., Shekim, L., Stryker, M., Sullivan, E. V., and

- Vinogradov, S. (2011). Harnessing neuroplasticity for clinical applications. *Brain*, 134(6):1591–1609.
- [Crevecoeur et al., 2020a] Crevecoeur, F., Mathew, J., Bastin, M., and Lefèvre, P. (2020a). Feedback adaptation to unpredictable force fields in 250 ms. *eNeuro*, 7.
- [Crevecoeur et al., 2020b] Crevecoeur, F., Thonnard, J.-L., and Lefèvre, P. (2020b). A very fast time scale of human motor adaptation: Within movement adjustments of internal representations during reaching. *eNeuro*, 7.
- [D’Angelo, 2018] D’Angelo, E. (2018). Physiology of the cerebellum. *Handbook of clinical neurology*, 154:85–108.
- [Deecke, 1990] Deecke, L. (1990). Electrophysiological correlates of movement initiation. *Revue neurologique*, 146:612–9.
- [Della-Maggiore et al., 2015] Della-Maggiore, V., Landi, S. M., and Villalta, J. I. (2015). Sensorimotor adaptation: multiple forms of plasticity in motor circuits. *The Neuroscientist : a review journal bringing neurobiology, neurology and psychiatry*, 21:109–25.
- [Donchin et al., 1998] Donchin, O., Gribova, A., Steinberg, O., Bergman, H., and Vaadia, E. (1998). Primary motor cortex is involved in bimanual coordination. *Nature*, 395:274–8.
- [Donchin et al., 2002] Donchin, O., Gribova, A., Steinberg, O., Mitz, A. R., Bergman, H., and Vaadia, E. (2002). Single-unit activity related to bimanual arm movements in the primary and supplementary motor cortices. *Journal of neurophysiology*, 88:3498–517.
- [Doya, 2000] Doya, K. (2000). Complementary roles of basal ganglia and cerebellum in learning and motor control. *Current opinion in neurobiology*, 10:732–9.
- [Flanagan et al., 2008] Flanagan, J. R., Bittner, J. P., and Johansson, R. S. (2008). Experience can change distinct size-weight priors engaged in lifting objects and judging their weights. *Current biology : CB*, 18:1742–7.

- [Galea et al., 2007] Galea, J. M., Miall, R. C., and Woolley, D. G. (2007). Asymmetric interlimb transfer of concurrent adaptation to opposing dynamic forces. *Experimental brain research*, 182:267–73.
- [Gerloff and Andres, 2002] Gerloff, C. and Andres, F. G. (2002). Bimanual coordination and interhemispheric interaction. *Acta psychologica*, 110:161–86.
- [Gálvez-García et al., 2014] Gálvez-García, G., Gabaude, C., de la Rosa, F. D., and Gomez, E. (2014). Influence of prior use of the same or different effectors in a reaching action. *Perceptual and motor skills*, 118:126–44.
- [Gooijers and Swinnen, 2014] Gooijers, J. and Swinnen, S. P. (2014). Interactions between brain structure and behavior: the corpus callosum and bimanual coordination. *Neuroscience and biobehavioral reviews*, 43:1–19.
- [Halsband and Lange, 2006] Halsband, U. and Lange, R. K. (2006). Motor learning in man: a review of functional and clinical studies. *Journal of physiology, Paris*, 99:414–24.
- [Heald et al., 2018] Heald, J. B., Ingram, J. N., Flanagan, J. R., and Wolpert, D. M. (2018). Multiple motor memories are learned to control different points on a tool. *Nature human behaviour*, 2:300–311.
- [Heuer et al., 1998] Heuer, H., Spijkers, W., Kleinsorge, T., van der Loo, H., and Steglich, C. (1998). The time course of cross-talk during the simultaneous specification of bimanual movement amplitudes. *Experimental brain research*, 118:381–92.
- [Hirashima and Nozaki, 2012] Hirashima, M. and Nozaki, D. (2012). Distinct motor plans form and retrieve distinct motor memories for physically identical movements. *Current biology : CB*, 22:432–6.
- [Houweling et al., 2010] Houweling, S., Beek, P. J., and Daffertshofer, A. (2010). Spectral changes of interhemispheric crosstalk during movement instabilities. *Cerebral cortex (New York, N.Y. : 1991)*, 20:2605–13.

- [Howard et al., 2013] Howard, I. S., Wolpert, D. M., and Franklin, D. W. (2013). The effect of contextual cues on the encoding of motor memories. *Journal of neurophysiology*, 109:2632–44.
- [Hwang et al., 2006] Hwang, E. J., Smith, M. A., and Shadmehr, R. (2006). Dissociable effects of the implicit and explicit memory systems on learning control of reaching. *Experimental brain research*, 173:425–37.
- [Imamizu et al., 2007] Imamizu, H., Sugimoto, N., Osu, R., Tsutsui, K., Sugiyama, K., Wada, Y., and Kawato, M. (2007). Explicit contextual information selectively contributes to predictive switching of internal models. *Experimental brain research*, 181:395–408.
- [Ingram et al., 2010] Ingram, J. N., Howard, I. S., Flanagan, J. R., and Wolpert, D. M. (2010). Multiple grasp-specific representations of tool dynamics mediate skillful manipulation. *Current biology : CB*, 20:618–23.
- [Izawa et al., 2012] Izawa, J., Criscimagna-Hemminger, S. E., and Shadmehr, R. (2012). Cerebellar contributions to reach adaptation and learning sensory consequences of action. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, 32:4230–9.
- [Izawa et al., 2008] Izawa, J., Rane, T., Donchin, O., and Shadmehr, R. (2008). Motor adaptation as a process of reoptimization. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, 28:2883–91.
- [Joseph et al., 2013] Joseph, M. E., King, A. C., and Newell, K. M. (2013). Task difficulty and the time scales of warm-up and motor learning. *Journal of motor behavior*, 45:231–8.
- [Kawato and Wolpert, 1998] Kawato, M. and Wolpert, D. (1998). Internal models for motor control. *Novartis Foundation symposium*, 218:291–304; discussion 304–7.
- [Kazennikov et al., 1999] Kazennikov, O., Hyland, B., Corboz, M., Babalian, A., Rouiller, E. M., and Wiesendanger, M. (1999). Neural activity of supplement-

tary and primary motor areas in monkeys and its relation to bimanual and unimanual movement sequences. *Neuroscience*, 89:661–74.

- [Lackner and DiZio, 2005] Lackner, J. R. and DiZio, P. (2005). Motor control and learning in altered dynamic environments. *Current opinion in neurobiology*, 15:653–9.
- [Lemon, 2008] Lemon, R. N. (2008). Descending pathways in motor control. *Annual review of neuroscience*, 31:195–218.
- [Leuthold et al., 1996] Leuthold, H., Sommer, W., and Ulrich, R. (1996). Partial advance information and response preparation: inferences from the lateralized readiness potential. *Journal of experimental psychology. General*, 125:307–23.
- [Maeda et al., 2018] Maeda, R. S., Cluff, T., Gribble, P. L., and Pruszynski, J. A. (2018). Feedforward and feedback control share an internal model of the arm’s dynamics. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, 38:10505–10514.
- [McNamee and Wolpert, 2019] McNamee, D. and Wolpert, D. M. (2019). Internal models in biological control. *Annual review of control, robotics, and autonomous systems*, 2:339–364.
- [Milner and Cloutier, 1993] Milner, T. E. and Cloutier, C. (1993). Compensation for mechanically unstable loading in voluntary wrist movement. *Experimental brain research*, 94:522–32.
- [Pekny et al., 2011] Pekny, S. E., Criscimagna-Hemminger, S. E., and Shadmehr, R. (2011). Protection and expression of human motor memories. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, 31:13829–39.
- [Pimentel-Farfan et al., 2022] Pimentel-Farfan, A. K., Báez-Cordero, A. S., Peña-Rangel, T. M., and Rueda-Orozco, P. E. (2022). Cortico-striatal circuits for bilaterally coordinated movements. *Science advances*, 8:eabk2241.

- [Praamstra et al., 1996] Praamstra, P., Stegeman, D. F., Horstink, M. W., and Cools, A. R. (1996). Dipole source analysis suggests selective modulation of the supplementary motor area contribution to the readiness potential. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 98:468–77.
- [Preilowski, 1972] Preilowski, B. F. (1972). Possible contribution of the anterior forebrain commissures to bilateral motor coordination. *Neuropsychologia*, 10:267–77.
- [Richter et al., 2004] Richter, S., Jansen-Osmann, P., Konczak, J., and Kalveram, K.-T. (2004). Motor adaptation to different dynamic environments is facilitated by indicative context stimuli. *Psychological research*, 68:245–51.
- [Sarwary et al., 2015] Sarwary, A. M. E., Stegeman, D. F., Selen, L. P. J., and Mendorp, W. P. (2015). Generalization and transfer of contextual cues in motor learning. *Journal of neurophysiology*, 114:1565–76.
- [Scotto et al., 2020] Scotto, C. R., Meugnot, A., Casiez, G., and Toussaint, L. (2020). Short-term sensorimotor deprivation impacts feedforward and feedback processes of motor control. *Frontiers in neuroscience*, 14:696.
- [Säfström and Edin, 2006] Säfström, D. and Edin, B. B. (2006). Acquiring and adapting a novel audiomotor map in human grasping. *Experimental brain research*, 173:487–97.
- [Shadmehr and Brashers-Krug, 1997] Shadmehr, R. and Brashers-Krug, T. (1997). Functional stages in the formation of human long-term motor memory. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, 17:409–19.
- [Shadmehr and Holcomb, 1997] Shadmehr, R. and Holcomb, H. H. (1997). Neural correlates of motor memory consolidation. *Science (New York, N.Y.)*, 277:821–5.
- [Shadmehr and Mussa-Ivaldi, 1994] Shadmehr, R. and Mussa-Ivaldi, F. A. (1994). Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, 14:3208–24.

- [Sherwood, 2006] Sherwood, D. E. (2006). Intermovement interval and spatial assimilation effects in sequential bimanual and unimanual movements. *Human movement science*, 25:145–64.
- [Shih et al., 2019] Shih, P.-C., Steele, C. J., Nikulin, V., Villringer, A., and Sehm, B. (2019). Kinematic profiles suggest differential control processes involved in bilateral in-phase and anti-phase movements. *Scientific reports*, 9:3273.
- [Spijkers and Heuer, 1995] Spijkers, W. and Heuer, H. (1995). Structural constraints on the performance of symmetrical bimanual movements with different amplitudes. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology Section A*, 48(3):716–740.
- [Steinberg et al., 2002] Steinberg, O., Donchin, O., Gribova, A., Cardoso de Oliveira, S., Bergman, H., and Vaadia, E. (2002). Neuronal populations in primary motor cortex encode bimanual arm movements. *The European journal of neuroscience*, 15:1371–80.
- [Svoboda and Li, 2018] Svoboda, K. and Li, N. (2018). Neural mechanisms of movement planning: motor cortex and beyond. *Current opinion in neurobiology*, 49:33–41.
- [Swinnen, 2002] Swinnen, S. P. (2002). Intermanual coordination: from behavioural principles to neural-network interactions. *Nature reviews. Neuroscience*, 3:348–59.
- [Swinnen and Wenderoth, 2004] Swinnen, S. P. and Wenderoth, N. (2004). Two hands, one brain: cognitive neuroscience of bimanual skill. *Trends in cognitive sciences*, 8:18–25.
- [Takeuchi et al., 2012] Takeuchi, N., Oouchida, Y., and Izumi, S.-I. (2012). Motor control and neural plasticity through interhemispheric interactions. *Neural plasticity*, 2012:823285.
- [Tanji, 1994] Tanji, J. (1994). The supplementary motor area in the cerebral cortex. *Neuroscience research*, 19:251–68.

- [Thach, 1998] Thach, W. T. (1998). A role for the cerebellum in learning movement coordination. *Neurobiology of learning and memory*, 70:177–88.
- [Ullén et al., 2003] Ullén, F., Forssberg, H., and Ehrsson, H. H. (2003). Neural networks for the coordination of the hands in time. *Journal of neurophysiology*, 89:1126–35.
- [van Emmerick, 1992] van Emmerick, R. E. (1992). Kinematic adaptations to perturbations as a function of practice in rhythmic drawing movements. *Journal of motor behavior*, 24:117–31.
- [Wada et al., 2003] Wada, Y., Kawabata, Y., Kotosaka, S., Yamamoto, K., Kitazawa, S., and Kawato, M. (2003). Acquisition and contextual switching of multiple internal models for different viscous force fields. *Neuroscience research*, 46:319–31.
- [Walsh et al., 2008] Walsh, R. R., Small, S. L., Chen, E. E., and Solodkin, A. (2008). Network activation during bimanual movements in humans. *NeuroImage*, 43:540–53.
- [Welniarz et al., 2019] Welniarz, Q., Gallea, C., Lamy, J.-C., Méneret, A., Popa, T., Valabregue, R., Béranger, B., Brochard, V., Flamand-Roze, C., Trouillard, O., Bonnet, C., Brüggemann, N., Bitoun, P., Degos, B., Hubsch, C., Hainque, E., Golmard, J.-L., Vidailhet, M., Lehericy, S., Dusart, I., Meunier, S., and Roze, E. (2019). The supplementary motor area modulates interhemispheric interactions during movement preparation. *Human brain mapping*, 40:2125–2142.
- [Wolpert et al., 1995] Wolpert, D. M., Ghahramani, Z., and Jordan, M. I. (1995). An internal model for sensorimotor integration. *Science (New York, N.Y.)*, 269:1880–2.
- [Wolpert et al., 1998] Wolpert, D. M., Miall, R. C., and Kawato, M. (1998). Internal models in the cerebellum. *Trends in cognitive sciences*, 2:338–47.

7 Thesen

1. In einer randomisiert-kontrollierten Studie untersuchten wir Voraussetzungen sensomotorischer Adaptation von visuell geführten Zielbewegungen.
2. Wir nutzten das im Bereich der Motorikforschung etablierte Prinzip der Internalen Modelle, welches besagt, dass das Zentrale Nervensystem Modelle für seine jeweilige Umgebung bildet, anhand derer ein motorischer Plan generiert wird. Bei der sensomotorischen Adaptation kommt es zur Anpassung dieser Internalen Modelle durch eine Veränderung externer oder interner Faktoren.
3. Sensomotorische Adaptation kann durch eine Vorbewegung der ipsilateralen Extremität fazilitiert werden. Nicht bekannt ist bisher, ob eine Vorbewegung der kontralateralen Extremität ein effektiver Cue für sensomotorische Adaptation sein kann.
4. Wir untersuchten sensomotorische Adaptation während der Ausführung einer bimanuellen sequenziellen Bewegung in einem Kraftfeld.
5. Die erste Sequenz der Bewegung wurde mit der linken Hand ausgeführt, ohne dass ein Kraftfeld eingesetzt wurde, und diente als Cue. Die zweite Sequenz wurde mit der rechten Hand durchgeführt und sollte an ein Kraftfeld adaptieren.
6. Wir verglichen dies mit der Adaptation einer gleichartigen sequenziellen Bewegung, die nur mit der rechten Hand durchgeführt wurde, was bisher mehrfach als effektiver Cue für sensomotorische Adaptation beschrieben wurde. Weiterhin erfolgte ein Vergleich zur Adaptation einer einfachen Zielbewegung in einem Kraftfeld, bei der ein visueller Cue eingesetzt wurde.
7. Wir konnten erstmalig nachweisen, dass eine Vorbewegung der kontralateralen Extremität ein effektiver Cue für sensomotorische Adaptation ist. Weiterhin konnten wir Ergebnisse früherer Studien replizieren, nach denen

eine Vorbewegung mit der ipsilateralen Extremität ebenfalls sensomotorische Adaptation fazilitiert, nicht jedoch ein visueller Cue.

8. Eine bessere Adaptation erfolgte zu einem früheren Zeitpunkt in der Gruppe, welche die sequenzielle Bewegung komplett mit der rechten Hand durchführte. Wir vermuten hierbei, dass die Steuerung einer bimanuellen sequenziellen Bewegung durch ihre Komplexität die Adaptation erschwert.
9. Wir konnten in unserer Studie darstellen, dass die Adaptation an ein Kraftfeld über einen Cue der kontralateralen Extremität möglich ist. Dies deutet darauf, dass Internale Modelle Hemisphären-übergreifend gebildet und von verschiedenen Komponenten des Zentralen Nervensystems genutzt werden können.

8 Anhang

Erklärungen

(1) Ich erkläre, dass ich mich an keiner anderen Hochschule einem Promotionsverfahren unterzogen bzw. eine Promotion begonnen habe.

(2) Ich erkläre, die Angaben wahrheitsgemäß gemacht und die wissenschaftliche Arbeit an keiner anderen wissenschaftlichen Einrichtung zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht zu haben.

(3) Ich erkläre an Eides statt, dass ich die Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe. Alle Regeln der guten wissenschaftlichen Praxis wurden eingehalten; es wurden keine anderen als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt und die den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht.

20.05.2024

Datum, Unterschrift

Danksagung

Ich möchte an dieser Stelle meinen besonderen Dank an meinen Betreuer der Doktorarbeit, Herrn PD Dr.med. Bernhard Sehm aussprechen. Ebenfalls möchte ich mich sehr bei meiner Kollegin, Frau Magdalena Gippert, bedanken, die mich während des Projektes begleitet und unterstützt hat. Weiterhin gilt mein Dank meiner Arbeitsgruppe sowie dem gesamten Max-Planck-Institut für Kognitions- und Neurowissenschaften in Leipzig, wo ich herzlich aufgenommen wurde und materielle wie fachliche Unterstützung erhalten durfte.

Zudem möchte ich meinen Dank an die Versuchspersonen aussprechen, durch deren Teilnahme an unserer Studie das Erlangen neuer wissenschaftlicher Erkenntnisse möglich wurde.

Bedanken möchte ich mich auch bei meiner Familie, die mir während der gesamten Zeit zur Seite stand und mir die Freiräume schuf, welche die Arbeit an diesem Projekt ermöglichten. Besonders möchte ich hierbei meinen Mann, meine Eltern sowie meine Schwester und ihre Familie erwähnen.

An dieser Stelle möchte ich außerdem Gott danken, der mich während meines Studiums und während meiner Promotion die ganze Zeit begleitet hat. Jesus hat mich an die Stelle gebracht, an der ich heute stehe – dafür möchte ich Ihm von Herzen danken.