Nachweis und Analyse elementarer Invarianten als Bausteine menschlicher Armbewegungen

---

Analyis and identification of elementary invariants as building blocks of human arm movements

Dissertation zur Erlangung des Grades
eines Doktors der Naturwissenschaften
der Fakultät für Biologie und Biotechnologie
an der Internationalen Graduiertenschule Biowissenschaften
der Ruhr-Universität Bochum

angefertigt am

Institut für Neuroinformatik

vorgelegt von

Britta Grimme

aus

Herdecke

Bochum

Juli 2014

Referent: Prof. Dr. Gregor Schöner, Ruhr-Universität Bochum
Korreferent: Prof. Dr. Klaus-Peter Hoffmann, Ruhr-Universität Bochum

Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die Arbeit selbständig verfasst und bei keiner anderen Fakultät eingereicht und dass ich keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel verwendet habe. Es handelt sich bei der heute von mir eingereichten Dissertation um sechs in Wort und Bild völlig übereinstimmende Exemplare.

Weiterhin erkläre ich, dass digitale Abbildungen nur die originalen Daten enthalten und in keinem Fall inhaltsverändernde Bildbearbeitung vorgenommen wurde.

Bochum, den 01. Juli 2014

(Britta Grimme)

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen Menschen herzlich bedanken, die durch ihre fachliche und persönliche Unterstützung maßgeblich zum Erfolg dieser Arbeit beigetragen haben.

Bei Prof. Dr. Gregor Schöner bedanke ich mich dafür, dass er es mir ermöglichte meine Dissertation in diesem mich faszinierenden Themengebiet zu schreiben, für die gute Betreuung, seine Ratschläge, Anregungen und sein stetes Interesse an den Resultaten meiner Arbeit. Prof. Dr. Klaus-Peter Hoffmann danke ich für die Übernahme der Zweitbegutachtung.

Arbeitskollegen sind besonders wichtig für eine gute und inspirierende Umgebung. In diesem Sinne möchte ich mich bei meinen Kolleginnen und Kollegen für die gute Zusammenarbeit, viele gute fachliche Diskussionen und die menschlich angenehme Arbeitsatmosphäre am INI bedanken. Besonderer Dank gilt meiner Kollegin Eva Nowak für die intensive und freundschaftliche Zusammenarbeit im Bewegungslabor. Ihre ideenreiche, kreative und experimentierfreudige Mitwirkung hat einen maßgeblichen Anteil an der Fertigstellung dieser Arbeit.

Dank gilt auch meiner Familie für das Verständnis, die liebevolle Unterstützung und die fast unbegrenzte Geduld, die mir während der Fertigstellung der Arbeit entgegengebracht wurden.

Zu guter Letzt danke ich noch allen Probanden, ohne die diese Arbeit nicht möglich gewesen wäre.

Grundlage der vorliegenden Arbeit sind bereits veröffentlichte oder auf Konferenzen präsentierte Vorarbeiten mit maßgeblicher Beteiligung der Autorin. Diese Vorarbeiten werden durch die Dissertationsschrift in einen gemeinsamen Kontext eingeordnet, erweitert und vervollständigt. Der folgende Abschnitt erläutert an welchen Stellen in dieser Arbeit auf die vorherigen Resultate zurückgegriffen wurde.

Die Ergebnisse der hier beschriebenen ersten beiden Experimente basieren auf Untersuchungen, die in folgenden Veröffentlichungen dargestellt wurden:

Grimme, B., Lipinski, J. & Schöner, G. (2012). Naturalistic arm movements during obstacle avoidance in 3D and the identification of movement primitives. *Exp Brain Res* 222, 185–200.

Czech B., Lipinski J. & Schöner G. (2010). On three dimensional reaching movements under obstacle conditions. In: Neuroscience Annual Meeting, Society for Neuroscience, San Diego, CA, USA.

Grimme B., Lipinski J. & Schöner G. (2010). Characteristics of human 3D transport movements during obstacle avoidance. *Frontiers in Computational Neuroscience*. Conference Abstract: Bernstein Conference on Computational Neuroscience.

Grimme B., Reimann H. & Schöner G. (2011). Naturalistic 3D arm movements can be decomposed into motion primitives. *Frontiers in Computational Neuroscience*. Conference Abstract: Computational Neuroscience & Neurotechnology Bernstein Conference & Neurex Annual Meeting.

Grimme B., Reimann H. & Schöner G. (2011). Evidence for Movement Primitives in 3D Obstacle Avoidance Tasks. Progress in Motor Control VIII, Cincinnati, OH, USA.

Das dritte Experiment wurde auf folgender Konferenz vorgestellt:

Grimme B., Nowak E., Reimann H. & Schöner G. (2012). Motor equivalence as a method to reveal movement invariants/primitives. *Frontiers in Computational Neuroscience*. Conference Abstract: Bernstein Conference on Computational Neuroscience.

Teile der Ergebnisse aus den Experimenten 4 und 5 wurden im folgenden Konferenzbeitrag vorgestellt:

Grimme B., Nowak E., Reimann H. & Schöner G. (2013). Evidence for movement primitives in human arm movements: the lift and the transport primitive. *Frontiers in Computational Neuroscience*. Conference Abstract: Bernstein Conference on Computational Neuroscience.

Die Ergebnisse des sechsten Experiments wurden bisher nicht veröffentlicht.

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung **1**

1.1 Bewegungsplanung und -generierung 2
1.2 Bewegungsinvariante 6
1.3 Gleichgewichtspunkttheorie 8
1.4 Optimierungsmodelle 9
1.5 Bewegungsprimitive 10
1.6 Redundanz, ungeregelte Mannigfaltigkeit und motorische Äquivalenz 15
1.7 Fragestellung und Zielsetzung der Arbeit 17

2 Material und Methoden **20**

2.1 Datenerfassung und -Verarbeitung 20
2.2 Ausmaß der Pfadänderung induziert durch Hindernisvermeidung . 22
2.3 Bewegungsebene 22
2.4 Dekomposition des Endeffektor-Pfades 23
2.5 Berechnung von Gelenkwinkeln 24
2.6 Ungeregelte Mannigfaltigkeit (UCM) 26
2.7 Motorische Äquivalenz 29
2.8 Statistische Analyse 31

3 Ergebnisse **32**

3.1 Experiment 1 32
3.1.1 Versuchsaufbau 32
3.1.2 Räumlicher Pfad und Bewegungsebene 35
3.1.3 Doppelpeak-Struktur der Geschwindigkeit 39
3.1.4 Bewegungszeit, Pfadlänge und Isochronie Prinzip 41
3.2 Experiment 2 43
3.2.1 Versuchsaufbau 43
3.2.2 Räumlicher Pfad 45
3.2.3 Lift- und Transport-Komponente 46
3.2.4 Planarität und Ausweichstrategien 49
3.2.5 Doppelpeak-Struktur der Geschwindigkeit 50
3.2.6 Beschleunigung 52
3.2.7 Zeitstruktur der Hindernispassage 55
3.3 Experiment 3 56
3.3.1 Versuchsaufbau 57
3.3.2 Lift- und Transport-Komponente in Abhängigkeit von der Hinderniskonfiguration 59
3.3.3 Lift- und Transport-Komponente: Hin- vs. Rückbewegung 63
3.3.4 Ungeregelte Mannigfaltigkeit (UCM) und motorische Äquivalenz (MEQ) 68
3.4 Experiment 4 72
3.4.1 Versuchsaufbau 72
3.4.2 Transport-Komponente in Abhängigkeit von der Hindernishöhe 74
3.5 Experiment 5 75
3.5.1 Versuchsaufbau 76
3.5.2 Bewegungszeit 77
3.5.3 Lift- und Transport-Komponente in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit der Bewegung 78

3.6 Experiment 6 81
3.6.1 Versuchsaufbau 81
3.6.2 Bewegungszeit 83
3.6.3 Transport-Komponente in Abhängigkeit von der Hindernishöhe 84
3.6.4 Hindernis-Komponente in Abhängigkeit von der Hindernishöhe 86

4 Diskussion **92**
4.1 Globale Isochronie 92
4.2 Zeitstruktur der Hindernisvermeidungsbewegung 93
4.3 Planarität und Bewegungsebene 94
4.4 Aufteilung der Bewegung in die Primitive Lift und Transport . . . 95
4.4.1 Beitrag der Primitive zum Verständnis von grundlegenden Eigenschaften von Armbewegungen 96
4.4.2 UCM und motorische Äquivalenz 101
4.4.3 Betrachtung der Invarianz der Komponenten 104
4.4.4 Einführung einer Hindernis-Komponente 108
4.4.5 Zusammenwirken der Primitive 111

Zusammenfassung **115**

Summary **119**

Eigene Publikationen **132**

Lebenslauf **134**

Kapitel 1

Einleitung

Armbewegungen sind ein zentraler Bestandteil des alltäglichen motorischen Handelns. Der menschliche Bewegungsapparat verfügt über mehr Körpergelenke und Muskeln als für die Lösung einer speziellen motorischen Aufgabe notwendig sind (Bernstein, 1967). All diese Freiheitsgrade werden bei der Durchführung einer Armbewegung vom motorischen System koordiniert, so dass Störungen oder Einschränkungen in einzelnen Freiheitsgraden durch zusätzliche Freiheitsgrade kompensiert werden können. Das Nervensystem zieht also einen großen Nutzen aus den zusätzlichen Freiheitsgraden. Die Stabilität der Bewegung wird durch die Ausnutzung von Redundanz im Bewegungsapparat erhöht. Es ergibt sich jedoch für uns die Fragestellung: *Wie wählt das Nervensystem aus einer Vielzahl von Möglichkeiten eine spezielle Lösung aus, um zielgerichtete Bewegungen zu generieren?*

Diese Frage lässt sich auf verschiedenen Ebenen durchdenken. Auf der höchsten Ebene gibt es am Beispiel von Armbewegungen viele mögliche Pfade des Endeffektors, um ein räumliches Bewegungsziel zu erreichen. Auf der nächstniedrigeren Ebene, dem Gelenksystem, gibt es umso mehr Möglichkeiten denselben Pfad mit unterschiedlichen Gelenkwinkelkonfigurationen zu realisieren. Auf Ebene

des Muskelsystems oder gar auf der niedrigsten Ebene, der motorischen Einheiten werden diese Freiheitsgrade ins Unvorstellbare potenziert.

Daraus ergibt sich direkt die Frage, auf welcher Ebene das Nervensystem die Regulation der Freiheitsgrade angeht. Wie abstrahiert das Nervensystem von den vielen Freiheitsgraden? Bernstein (1967) schlägt für dieses sogenannte „Problem der Freiheitsgrade“ vor, die zu kontrollierenden Einheiten durch die Zusammenfassung zu koordinativen Strukturen zu verringern. Werden Muskeln zu Synergien zusammengefasst, die in ihrer Gesamtheit aktiviert werden, um die vielen Freiheitsgrade auf einer höheren Ebene beherrschbar zu machen? Lassen sich komplexe Bewegungen durch zeitliche und räumliche Kombination von elementaren Bewegungen, sogenannten Bewegungsprimitiven, zusammensetzen?

All diese Fragestellungen richten sich jedoch an das detaillierte Verständnis, wie Bewegungen geplant, zeitlich koordiniert und generiert werden. Diese Aspekte sollen in den folgenden Abschnitten betrachtet werden.

1.1 Bewegungsplanung und -generierung

Die Durchführung einer komplexen, zielgerichteten Bewegung, wie z. B. der Transport eines Objektes zu einer Zielposition, setzt zunächst die Festlegung von motorischen Zielen und Bewegungsparametern voraus. In dieser Planungsphase werden Kontextinformationen, wie die Zielposition, Eigenschaften des zu transportierenden Objektes und Informationen über Hindernisse, welche die Bewegungsausführung stören, benutzt, um grundlegende Parameter der auszuführenden Bewegung schon vor Beginn ihrer Durchführung festzulegen. Solche Parameter können z. B. die Amplitude der Bewegung (definiert durch die Distanz zum Ziel), die räumliche Bewegungsrichtung sowie die Geschwindigkeit der Bewegung sein. So reflektiert die initiale Bewegungsrichtung der Hand bereits die Richtung in der sich das Ziel befindet (siehe Ergebnisse) und schnelle Bewegungen weisen von Beginn an eine höhere Geschwindigkeit auf (ersichtlich aus Atkeson & Hol-

lerbach, 1985). Ebenso variiert die Reaktionszeit einer Bewegung mit dem vor ihrer Durchführung verfügbaren Informationsgehalt in Form von Bewegungsparametern (Riehle, 2005; Rosenbaum, 1980; Bock & Arnold, 1992). Dies gilt auch, wenn den Probanden nur unpräzise Informationen über Bewegungsparameter zur Verfügung gestellt werden. So korreliert die Reaktionszeit einer Bewegung mit der Größe des aufgespannten Kegels möglicher Bewegungsrichtungen sowie mit der Größe des vorab bekannten Intervalls der Bewegungsamplitude. Die Existenz einer Planungsphase schon vor dem Beginn der Bewegung kann auch auf neuronaler Ebene beobachtet werden. Die Aktivierung verschiedener kortikaler Areale, wie z. B. des motorischen, prämotorischen und parietalen Cortex, geht der Initiierung der Bewegung voraus und hängt von den oben genannten Bewegungsparametern ab (z. B. Riehle, 2005; Georgopoulos, Crutcher & Schwartz, 1989; Kurata, 1993; Alexander & Crutcher, 1990).

Jedoch kann eine Bewegung nicht strikt in eine Planungsphase, die sich aus allen Prozessen der Bewegungsvorbereitung zusammensetzt, und in eine Phase der Bewegungsgenerierung, welche die zeitliche Koordination und die Ausführung der zuvor geplanten Handlung beinhaltet, unterteilt werden. Die beiden Prozesse sind vielmehr stark ineinander verwoben. Sensorische Informationen (z. B. propriozeptive und visuelle) werden sowohl in der Planungsphase (Georgopoulos et al., 1989) einer zielgerichteten Armbewegung, als auch während der Bewegungsdurchführung (Georgopoulos, Kalaska, Caminiti & Massey, 1983; Goodale, Pelisson & Prablanc, 1986) ständig genutzt, um die Bewegungspläne an die Umgebung anzupassen, zu korrigieren oder zu präzisieren, z. B, wenn sich die Zielposition der Bewegung räumlich verändert oder zum Ende der Bewegung hin eine exakte Platzierung verlangt wird.

Wie aus der vorangegangenen Betrachtung bereits deutlich wurde, ist für die Planung und Durchführung von zielorientierten Armbewegungen, welche die Manipulation von Objekten beinhalten, die visuelle Erfassung der Umgebung von großer Bedeutung. Wichtige Landmarken und Ziele für Sakkaden sind das zu

transportierende Objekt, die Zielposition, sowie Hindernisse, die den Bewegungspfad stören. Während der Bewegung eilt die Blickrichtung der Bewegung voraus, wohingegen das bewegte Objekt niemals fixiert wird (Johansson, Westling, Bäckström & Flanagan, 2001) .

Visuelle Informationen zur Objekterkennung gelangen über den visuellen Cortex in den Temporallappen, während Informationen, die visuell gesteuerten Handlungen zugrunde liegen, wie die Ausrichtung der Hand und die Skalierung der Greifbewegung bezüglich der Größe des Objektes, im Parietallappen verarbeitet werden (Goodale & Milner, 1992). Höhere Zentren im Cortex erstellen aus diesen Informationen einen Bewegungsplan, welcher zusätzlich zum motorischen Cortex auch zu den Basalganglien und zum Cerebellum geleitet wird. Dort erfolgt die Feinabstimmung und Koordination des Bewegungsentwurfs. Ein aktualisierter Bewegungsplan wird zurück zum motorischen Cortex und zum Hirnstamm gesendet (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Im motorischen Cortex wird die Bewegungsrichtung durch ein sogenanntes Populationssignal codiert. Jedes richtungsabhängige Neuron hat eine Vorzugsrichtung und wird proportional zum Kosinus des Winkels[1] zwischen der Vorzugsrichtung und der gewünschten Richtung aktiviert. Erst die Vektorsumme der Neuronenaktivitäten ergibt das Populationssignal, welches die Bewegungsrichtung der auszuführenden Bewegung repräsentiert (Georgopoulos, Kalaska, Caminiti & Massey, 1982; Schwartz, Kettner & Georgopoulos, 1988). Dabei bestimmt die Länge des Populationsvektors die Geschwindigkeit der Bewegung (Moran & Schwartz, 1999). Vom motorischen Cortex und vom Hirnstamm aus werden spinale Motoneurone aktiviert, welche Muskeln innervieren. Während der gesamten Bewegung wird weiterhin die sensorische Konsequenz evaluiert und das Cerebellum greift korrigierend in die Bewegungsdurchführung ein (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

[1] nach Amirikian, Georgopoulos & Georgopulos (2000) und Mahan & Georgopoulos (2013) weist die tatsächliche Tuningkurve ihr Maximum oftmals nicht bei 90° auf, sondern ist mit einem Median von 56° bezüglich der x-Achse gestauchter als die Standard-Kosinusfunktion.

Eine kompensatorische Anpassung der ursprünglich geplanten Bewegung erfolgt jedoch nur dann, wenn die Erfüllung der motorischen Aufgabe beeinträchtigt ist. Dies wird besonders bei Sprechbewegungen deutlich, die sich durch eine besonders schnelle Abfolge von artikulatorischen Bewegungen auszeichnen. In einer Perturbationsstudie stören Kelso, Tuller, Vatikiotis-Bateson & Fowler (1984) die Schließbewegung des Kiefers von Probanden während der Aussprache des letzten Buchstabens „b“ in der Silbe „baeb“, woraufhin die Probanden mit einer sofortigen Adaptation der Ober- und Unterlippenbewegung reagieren, um das akustische Ziel einer klaren Aussprache zu gewährleisten. Die gleiche Störung des Unterkiefers während der Aussprache der Silbe „baez“ resultiert hingegen in einer sofortigen Zungenbewegung in Richtung Gaumen, um den /z/-Laut zu produzieren, während die Lippen keine Reaktion auf die Störung zeigen, da sie nicht Teil der funktionalen Synergie[2] sind. Ähnliche kompensatorische Bewegungen durch nicht mechanisch gekoppelte Komponenten werden von Cole & Abbs (1986, 1987) bei der Störung von Fingerbewegungen, wie dem Zangengriff, beschrieben, siehe auch Grimme, Fuchs, Perrier & Schöner (2011).

Auch die zeitliche Abfolge der Bewegung sowie das koordinierte zeitliche Zusammenspiel von Bewegungskomponenten sind essentiell für die korrekte und glatte Ausführung jeglicher Handlungen. Die Greifbewegung kann als eine Überlagerung zweier zeitlich parallel ausgeführter Bewegungen betrachtet werden (Jeannerod, 1981): (1) Die Transportkomponente, die die Hand zur räumlichen Position des Zielobjektes transportiert und (2) die Manipulationskomponente, welche das Ergreifen des dreidimensionalen Objektes darstellt und die visuelle Berechnung von Form, Größe und Gewicht des Objektes impliziert. Das zeitliche Zusammenspiel beider Komponenten wird von Jeannerod (1984) genauer untersucht. Die schnelle initiale Phase der Transportkomponente ist mit einer

[2]Aufgabenspezifische Gruppierungen von Muskeln und Gelenken, die nicht anatomisch, sondern aufgrund einer gemeinsamen, koordinativen Aufgabe miteinander verbunden sind und sich bei Störungen unmittelbar und flexibel umgestalten, um die funktionale Absicht der Bewegung beizubehalten (Kelso, 1986).

Öffnungsbewegung der Hand synchronisiert. Das Einsetzen der Schließbewegung, die der Anpassung der Greifbewegung an die Form des Objektes dient, korreliert mit einer Phase geringerer Geschwindigkeit der Transportkomponente, die konsistent nach 75% der Bewegungszeit beginnt. Wird die Größe des zu greifenden Objektes verändert, so bleibt die Transportkomponente invariant, was darauf hindeutet, dass beide Komponenten unabhängig voneinander, aber dennoch funktional miteinander gekoppelt sind, um eine koordinierte Stopp- und Schließbewegung der Finger beim Erreichen des Objektes sicherzustellen (Jeannerod, 1981).

1.2 Bewegungsinvariante

Aus der hohen Redundanz im Bewegungsapparat ergibt sich die oben bereits erwähnte Fragestellung, wie das Nervensystem aus den vielen Möglichkeiten eine spezielle Lösung auswählt, um zielgerichtete Bewegungen zu generieren. Dass Bewegungen systematisch „ausgewählt“ werden, spiegelt sich in Regelmäßigkeiten in Bewegungstrajektorien, sogenannten Bewegungsinvarianten, wieder. Solche Invarianten sind z. B. die stückweise Planarität des räumlichen Pfades der Hand oder des Endeffektors (Soechting & Terzuolo, 1987; Pellizzer, Massey, Lurito & Georgopoulos, 1992). Malen Probanden dreidimensionale Figuren in die Luft oder führen sie zufällige Kritzeleien durch, so kommt es niemals zu kontinuierlichen Änderungen der Bewegungsebene des Handgelenks. Dreidimensionale Pfade werden stets durch einen abrupten Wechsel der Bewegungsebene erzeugt.

Eine weitere Invariante von Armbewegungen mit geradlinigen Endeffektor-Pfaden ist das glatte, symmetrische, unimodale Geschwindigkeitsprofil, das auch als glockenförmig bezeichnet wird (Morasso, 1981). Bei gekrümmten Endeffektor-Pfaden fallen Täler im Geschwindigkeitsprofil immer mit stark gekrümmten Bereichen des Endeffektor-Pfades zusammen (Abend, Bizzi & Morasso, 1982). Diesen systematischen Zusammenhang zwischen der räumlichen (Krümmung des

Endeffektor-Pfades) und der zeitlichen (Geschwindigkeit) Komponente planarer Bewegungen beschreibt das mit dem englischen Fachterminus bezeichnete „$2/3$ power"-Gesetz (Lacquaniti, Terzuolo & Viviani, 1983), welches besagt, dass die tangentiale Geschwindigkeit des Endeffektors $s(t)$ proportional zum Radius der Krümmung des Endeffektor-Pfades $r(t)$ durch die Erfüllung des folgenden Potenzgesetzes ist: $s(t) = k \cdot r(t)^{1/3}$, wobei k eine Proportionalitätskonstante darstellt, die formunabhängig mit der Länge der Trajektorie zunimmt und im englischen auch „velocity gain factor" genannt wird (Viviani & Cenzato, 1985). Es gibt eine Vielzahl von Studien, die mit dem „$2/3$ power"-Gesetz im Einklang stehen (z. B. Massey, Lurito, Pellizzer & Georgopoulos, 1992), darunter eine Studie über die Repräsentation der Handtrajektorie durch Populationsvektoren im motorischen Cortex (Schwartz, 1994; Schwartz & Moran, 1999). Dennoch wird das „$2/3$ power"-Gesetz nicht immer akkurat eingehalten. Schaal & Sternad (2001) zeigen systematische Verstöße auf, die sowohl den Exponenten als auch die Anpassungsgüte betreffen. Zeichnen Probanden mit ihrer dominanten Hand Ellipsen verschiedener Größe und Orientierung in die Frontal- und Transversalebene, so nehmen diese Verstöße mit der Größer der zu zeichnenden Ellipsen zu. Eine ebenfalls kritische Diskussion des Problemkomplexes findet sich bei Maoz, Berthoz & Flash (2009). Die Autoren führen insbesondere die fehlende Betrachtung der Planarität als Grund für die Verletzung des „$2/3$ power"-Gesetzes an und schlagen deshalb eine Erweiterung des Gesetzes vor, welche die Torsion berücksichtigt und Bewegungen im dreidimensionalen Raum besser beschreiben kann. Die Momentangeschwindigkeit wird nicht nur instantan durch die Krümmung der Bewegung moduliert, sondern hängt auch global von metrischen Eigenschaften des Endeffektor-Pfades ab. Diesen Zusammenhang beschreibt das sogenannte Isochronie Prinzip (Viviani & McCollum, 1983), welches für willkürliche Endeffektorbewegungen von einer Start- zu einer Zielposition eine annähernd konstante Bewegungszeit unabhängig von der Distanz zwischen Start und Ziel vorhersagt. Dies impliziert einen Anstieg der Geschwindigkeit mit zunehmendem Ausmaß der

Bewegung (Fitts, 1954). Für kontinuierliche Bewegungen, wie z. B. dem Schreiben, bezeichnet das Isochronie Prinzip die Tendenz Formen unterschiedlicher Größe in der gleichen Zeit zu zeichnen (Freeman, 1914).

Invariante Eigenschaften von Bewegungstrajektorien geben einen wichtigen Einblick in die fundamentalen Organisationsprinzipien der Bewegungsgenerierung und schränken die Variabilität von Bewegungsmustern ein. Im Folgenden werden einige in der Literatur diskutierten Strategien des zentralen Nervensystems (ZNS) beschrieben, die dazu beitragen könnten, die Freiheitsgrade zu regulieren und die Auswahl einer speziellen Trajektorie zu treffen.

1.3 Gleichgewichtspunkttheorie

Die Grundidee der Gleichgewichtspunkttheorie basiert auf mechanischen Eigenschaften von Muskeln und spinalen Reflexen, die die Dynamik des Bewegungsapparates bestimmen, wodurch Freiheitsgrade systematisch limitiert werden. Zur Veranschaulichung kann man sich Muskeln vereinfacht als Federn vorstellen, deren Steifigkeit und Ruhelänge durch das ZNS gesteuert werden, um Bewegungen zu generieren (Feldman, 1986; Polit & Bizzi, 1979; Bizzi, Accornero, Chapple & Hogan, 1984; Feldman & Latash, 2005). Im Gleichgewichtspunkt heben sich die Kräfte aller Federn gegenseitig auf. Somit legt das ZNS durch Steuerung der Steifigkeit und Ruhelänge der Federn eine virtuelle Trajektorie von Gleichgewichtspunkten fest, entlang derer die Bewegung erfolgt (Bizzi et al., 1984). Hierbei gewährleisten elastische Eigenschaften des Muskel-Sehnen-Apparates und Dehnungsreflexe einen graduellen Übergang von Gleichgewichtspunkt zu Gleichgewichtspunkt. Während im α-Modell (z. B. Bizzi et al., 1984) angenommen wird, dass die Verlagerung des Gleichgewichtspunktes ohne afferentes Feedback ausschließlich über die zentralnervöse Aktivierung von α-Motoneuronen erfolgt, welche Skelettmuskelfasern innervieren, spielt afferentes Feedback von den Muskelspindeln im λ-Modell (z. B. Feldman, 1986) eine essentielle Rolle. Durch effe-

rente Aktivierung der γ-Motoneuronen können die Muskelspindeln aktiv gedehnt werden, wodurch sich deren Reizschwelle verändert und über den Dehnungsreflex die Kontraktion der Muskeln bis zum Erreichen der gewünschten Muskellänge λ ausgelöst wird.

1.4 Optimierungsmodelle

Dieser Ansatz basiert auf der Annahme, dass es ein evolutions- oder lern-induziertes Streben nach der Maximierung der Effizienz der Bewegung oder der Minimierung von negativen und kostenintensiven[3] Einflüssen gibt.

So führt die zuvor beschriebene Beobachtung von glatten, symmetrischen, unimodalen Geschwindigkeitsprofilen dazu die Maximierung der Glätte des Endeffektor-Pfades als Optimierungskriterium zu betrachten (Flash & Hogan, 1985). Die Maximierung der Glätte meint im mathematischen Sinn die Minimierung der quadratischen Änderungen der Beschleunigung des Endeffektor-Pfades integriegt über die gesamte Bewegung. Die Änderungsrate der Beschleunigung wird im englischen Fachausdruck mit „jerk“ und das Optimierungsmodell somit als „minimum-jerk model“ bezeichnet. Mit Hilfe dieses Modells können sowohl das glockenförmige Geschwindigkeitsprofil geradliniger Armbewegungen, als auch die Abnahme der Geschwindigkeit mit zunehmender Krümmung des Endeffektor-Pfades vorhergesagt werden. Auch das „minimum torque-change“ Modell, das eine Minimierung der Drehmomentänderung in den Gelenken (Uno, Kawato & Suzuki, 1989) annimmt, basiert auf der Beobachtung von geradlinigen Endeffektorpfaden mit glockenförmigen Geschwindigkeitsprofilen. Im Gegensatz zum „minimum jerk“ Modell wird die Trajektorie, die aus dem „minimum torque-change“ Modell hervorgeht nicht nur durch den geometrischen Zusammenhang von Start, Viapunkt und Zielpunkt bestimmt, sondern zusätzlich von der Gelenkwinkelkon-

[3] Die Kosten für eine Bewegung beziehen sich etwa auf den Energieverlauf, die Pfadlänge oder den Bewegungskomfort.

figuration des Armes. Dieses wesentlich komplexere Modell kann experimentelle Daten in einigen Situationen besser beschreiben. Weitere Beispiele für postulierte Optimierungsstrategien sind die Minimierung der Varianz der finalen Position des Endeffektors („minimum final state variance“) (Harris & Wolpert, 1998) oder die Minimierung des Kraftaufwands („effort“), die eine Vermeidung von unnötigen Co-Kontraktionen von antagonistischen Muskelpaaren impliziert (Hasan, 1986).

Insgesamt kann man feststellen, dass die genannten Modelle jeweils bestimmte Eigenschaften von Armbewegungen gut beschreiben können. Dennoch steht bisher kein Modell mit allen Eigenschaften natürlicher dreidimensionaler Bewegungen im Einklang (Hermens & Gielen, 2004). De Rugy, Loeb & Carroll (2012) untersuchen, ob die Optimierungsprozesse im ZNS, wie von den oben genannten Modellen behauptet, „online“ erfolgen oder ob sie nach bestimmten Effizienzkriterien lang gelernte Gewohnheiten reflektieren. Sie zeigen, dass gewöhnliche Muskelaktivitätsmuster sehr robust gegen Änderungen in der Muskelmechanik sind. Eine simulierte Lähmung eines Muskels führt zu keiner kompensatorischen Anpassung der Muskelkoordinationsmuster. Die Rekrutierung aller Muskeln, einschließlich des gelähmten Muskels, wird erhöht, um die Bewegungsaufgabe zu erfüllen. Das gleiche Verhalten wird bei tatsächlichen Veränderungen der Biomechanik durch Beschädigung eines Muskels beobachtet. Daraus folgern sie, dass Optimierungsprozesse im ZNS nicht, wie von den oben genannten Modellen behauptet, während der Bewegungsdurchführung erfolgen, sondern dass gelernte Muskelaktivitätsmuster (sogenannte Synergien) gespeichert und bei Bedarf abgerufen werden können.

1.5 Bewegungsprimitive

Ein alternativer Erklärungsansatz zur Regulation der Freiheitsgrade, der sich direkt aus den oben genannten Überlegungen hinsichtlich Muskelsynergien ableitet, geht davon aus, dass Bewegungen aus grundlegenden Bewegungsmustern, soge-

nannten Bewegungsprimitiven zusammengesetzt sind. Eine Sequenzierung oder Übereinanderlagerung von diesen skalierbaren und parametrisierbaren elementaren Bewegungen kann eine Vielzahl von komplexen Bewegungen erzeugen. So ist leicht einzusehen, dass das Erlernen komplexer Bewegungen, wie zum Beispiel der Aufschlag beim Tennis, nicht auf der untersten Ebene geschieht, sondern dass abstraktere Bausteine den Lernprozess vereinfachen können (Schaal & Schweighofer, 2005). Bewegungsprimitive sind also Bewegungsbausteine, deren flexible Überlagerung schließlich eine große Menge komplexer Bewegungen ergeben kann. Die Gewichte mit denen diese Bausteine zu einer gegebenen Bewegung beitragen, können anhand von Optimierungsprinzipien bestimmt werden. So verbindet dieses ganzheitliche Konzept die Nutzung von Bewegungsprimitiven und den Ansatz der Optimierung in der Bewegungsgenerierung.

Die oben bereits beschriebene Greifbewegung ist ein häufig genanntes Beispiel für eine Bewegung, die aus zwei Teilbewegungen besteht, der Transportbewegung, die die Hand in Richtung Objekt führt und der Manipulationsbewegung (Jeannerod, 1984). Beide Teilbewegungen werden zeitlich genau aufeinander abgestimmt. Gegen Ende der Bewegung wird die Transportkomponente langsamer. Diese langsame Phase der Transportbewegung wird mit der Schließbewegung der Finger synchronisiert, während die initiale, schnelle Phase der Transportbewegung mit der Öffnungsbewegung gekoppelt ist.

Die Idee, dass komplexe Bewegungen aus Kombinationen von elementaren Bewegungen zusammengesetzt sind, geht weit zurück. Bereits Sherrington (1910) beobachtet, dass einer passiven Muskeldehnung durch eine Muskelkontraktion entgegengewirkt wird. Dieser Dehn-Reflex wird durch sensorische Aktivität, die von Muskelspindeln ausgeht, ausgelöst. In einem Versuch Bewegungen als automatische Antwort auf sensorisches Feedback zu erklären, stellt Sherrington die Hypothese auf, dass komplexe Bewegungen durch eine sequenzielle Kombination von Dehnreflexen und anderen Reflexen gebildet werden. Diese Reflex-Ketten-Hypothese wird allerdings unter anderem von Brown (1911) schnell widerlegt,

indem er zeigt, dass die Generierung von rhythmischen Bewegungen mit Hilfe von zentralen Mustergeneratoren auch ohne sensorisches Feedback möglich ist.

Neuronale Indizien für eine modulare Bewegungsgenerierung werden von Bizzi, Mussa-Ivaldi & Giszter (1991) bei Fröschen beschrieben. Sie beobachten, dass spinale Neurone am Endeffektor konvergente Kraftfelder generieren. Die Stimulation derselben Region des Rückenmarks löst beim Frosch je nach Position des Beines unterschiedliche Kraftfelder aus, die zu derselben Endposition führen. Werden mehrere Regionen des Rückenmarks gleichzeitig stimuliert, entspricht das resultierende Kraftfeld der Vektorsumme der Kraftfelder, die durch die Stimulation der einzelnen Regionen entstehen. Diese Phänomene kommen nicht einzig bei Fröschen vor, sondern können in ähnlicher Art auch bei Ratten (Tresch & Bizzi, 1999) und bei Katzen (Lemay & Grill, 2004) beobachtet werden. Diese Ergebnisse liefern eine mögliche Erklärung dafür, wie das ZNS die koordinierte Aktivierung von all den Muskeln meistert, die in einer Bewegung involviert sind. Anstatt alle Muskeln einzeln anzusteuern, aktiviert das ZNS eine kleine Anzahl von Muskelsynergien, die flexibel kombiniert werden können. Jedoch ist nicht bekannt, ob sich dieses Konzept von Kräftefeldern auf höhere Vertebraten und Primaten übertragen lässt. Overduin, d'Avella, Roh & Bizzi (2008) können allerdings zeigen, dass sich Greifbewegungen beim Primaten durch eine Überlagerung von invarianten Muskelsynergien erklären lassen. Sie identifizieren drei Synergien. Die erste wird zeitlich zu Beginn ausgeführt und bereitet die Greifbewegung vor, die zweite ist für die Objektmanipulation und die dritte ist für den Transport des Objektes verantwortlich. Die Synergien werden zeitlich und räumlich in Abhängigkeit von der Objektgröße und Form skaliert. Ähnlich zeigen d'Avella, Portone, Fernandez & Lacquaniti (2006), dass sich zielgerichtete Armbewegungen beim Menschen durch eine Überlagerung von zeitlich und räumlich skalierbaren Muskelsynergien beschreiben lassen, welche sich auf andersartige Bewegungen (Variation der Zielposition, Armhaltung, direkte Bewegung vs. Via-Punkt Bewegung, usw.) übertragen lassen. Weitere Hinweise auf Muskelsynergien

beim Primaten stammen von Overduin, d'Avella, Carmena & Bizzi (2012). Sie rufen durch intrakortikale Mikrostimulation einer Region des motorischen Cortex mit absteigenden Verbindungen zu spinalen Interneuronen EMG Muster hervor, die mit solchen Mustern übereinstimmen, welche durch natürliche Greif- und Transportbewegungen entstehen. Weiterhin berichten Jaric & Latash (1998), dass sich zweidimensionale Hindernisausweichbewegungen beim Menschen durch Regelmäßigkeiten in Gelenkbewegungen auszeichnen, die erst erlernt werden. Sie interpretieren diese Regelmäßigkeiten als Synergien. Die erste, die Ellbogen-Schulter-Synergie, wird für die Bewegung von der Ausgangsposition zum Hindernis benutzt und die zweite, die Handgelenk-Synergie, dient zur Hindernisvermeidung. Auch die Entstehung von Bewegungsmustern vom Neugeborenen- bis zum Erwachsenenalter ist ein stetiger Entwicklungsprozess. Der Schrittzyklus von Erwachsenen ergibt sich durch eine fortschreitende Anpassung der wenigen grundlegenden Bewegungsmustern, die von Geburt an vorhanden sind und durch eine Addition von neuen Bewegungsmustern (Dominici, Ivanenko, Cappellini, d'Avella, Mondì, Cicchese, Fabiano, Silei, Di Paolo, Giannini, Poppele & Lacquaniti, 2011; Bizzi & Cheung, 2013).

Aus Modell-theoretischer Sicht zeigen Schaal, Peters, Nakanishi & Ijspeert (2004), dass diskrete und rhythmische Bewegungen prinzipiell mit Hilfe von dynamischen Bewegungsprimitiven (DMP), nichtlinearen dynamischen Attraktorsystemen, von einem anthropomorphen Roboter erlernt werden können. Einfache Formulierungen von Attraktor-Gleichungen werden genutzt, um grundlegendes Verhalten bzw. Verhaltensstrategien zu kodieren (rhythmisch oder diskret). Über Parameter werden die Form der resultierenden Trajektorien, die Geschwindigkeit und die Amplitude der Bewegung bestimmt. Mit Hilfe von statistischen Lernverfahren kann die Attraktorlandschaft der Bewegungsprimitive aufgabenspezifisch angepasst werden. Eine Überlagerung von Primitiven zu komplexeren Bewegungen ist ebenfalls möglich. So könnte etwa ein diskretes DMP und ein rhythmisches

DMP überlagert werden, um z. B. einen Ball auf einem Tischtennisschläger kontrolliert hüpfen zu lassen.

Für die aufgabenspezifische Zusammensetzung von Bewegungsprimitiven zu komplexen Bewegungen gibt es verschiedene Möglichkeiten. In der Literatur wird die sequenzielle und die parallele Kombination von Bewegungsprimitiven unterschieden (Flash & Hochner, 2005; Mussa-Ivaldi & Solla, 2004). Allerdings ist es nicht einfach ein Beispiel für die sequenzielle Aneinanderreihung von Bewegungsprimitiven zu finden, da es nahezu immer zu Überlappungen kommt und die genaue zeitliche Koordination der Teilbewegungen eine entscheidende Rolle spielt. Auch bei der zuvor beschriebenen Greifbewegung laufen die Transport- und die Manipulationsbewegung zumindest teilweise parallel ab (Jeannerod, 1984). Beispiele für parallele Kombinationen der Primitive sind die Vektor-Summierung von spinalen Kräfte-Feldern (Bizzi et al., 1991; Mussa-Ivaldi & Bizzi, 2000; Mussa-Ivaldi & Solla, 2004; Tresch, Saltiel, d'Avella & Bizzi, 2002), die gewichtete Summierung von Muskelaktivitäten (d'Avella et al., 2006; Overduin et al., 2008) und die lineare Überlagerung (Flash & Henis, 1991). Basierend auf Experimenten, in denen das Ziel während der Bewegung abrupt verschoben wird, interpretieren Flash & Henis (1991) die korrigierte Bewegung als die Vektorsumme der beiden unabhängigen Bewegungspläne (Primitive) von der Startposition zum ursprünglichen Ziel und von der ursprünglichen Zielposition zur verschobenen Zielposition. Daraus schließen sie, dass der initiale Bewegungsplan als Reaktion auf die Verschiebung der Zielposition nicht aufgegeben oder modifiziert wird, sondern ein neuer Plan zu dem vorherigen Plan hinzu addiert wird.

Die präzise Definition von Bewegungsprimitiven ist noch im Wandel begriffen. Nach unserer Vorstellung sollten Bewegungsprimitive einfache, zumindest unter bestimmten Umständen invariante Bausteine sein, aus denen sich durch zeitliche Koordination komplexe Bewegungen zusammensetzen lassen. Die aufgabenspezifische Anpassung der Primitive soll ausschließlich durch zeitliche und räumliche Skalierungen erfolgen.

1.6 Redundanz, ungeregelte Mannigfaltigkeit und motorische Äquivalenz

Der menschliche Bewegungsapparat ist wie einleitend erwähnt redundant, verfügt also über mehr Freiheitsgrade (z. B. auf der Ebene von Gelenkwinkeln und dem Muskelsystem) als für die Lösung einer speziellen motorischen Aufgabe notwendig sind. Diese Redundanz wird in experimentellen Untersuchungen menschlicher Armbewegungen jedoch oftmals künstlich aufgehoben, wodurch die Endeffektorebene und die Gelenkwinkelebene in einer Eins-zu-eins-Beziehung stehen, eine Endeffektorposition also eindeutig durch eine Repräsentation von Gelenkwinkeln gegeben ist. Offensichtlich erlaubt ein solches Szenario keinerlei Aufschlüsse über den Zusammenhang beider Bezugssysteme. Doch gerade die Untersuchung von redundanten Effektorsystemen führt zu Einsichten in die Grenzen des aktuellen Verständnisses.

Genau hier setzt die Analyse der „ungeregelten Mannigfaltigkeit“ (aus dem Englischen „uncontrolled manifold“ (UCM)) (Scholz & Schöner, 1999) an, die einen Einblick in die Varianzstruktur der Gelenkwinkel und damit Aufschluss darüber gibt, wie das ZNS mit der Redundanz in den Gelenkwinkeln umgeht. Genauer gesagt, wird mit dieser Methode untersucht, ob es bei mehrmaligen Wiederholungen derselben Bewegung mehr Varianz in Gelenkwinkelkonfigurationen gibt, welche die räumliche Position des Endeffektors invariant lassen, oder ob sich die Varianz in den Gelenkwinkeln hauptsächlich in veränderten Positionen des Endeffektors widerspiegelt. Die Menge von Gelenkwinkelkonfigurationen, welche die Position des Endeffektors invariant lässt, bildet eine Mannigfaltigkeit. Da die Regelung der Gelenkwinkelkonfigurationen innerhalb dieser Mannigfaltigkeit nicht nötig ist (die Position des Endeffektors ist immer die gleiche), wird sie die „ungeregelte Mannigfaltigkeit“ genannt. Eine hohe Varianz im Sinne der ungeregelten Mannigfaltigkeit ist ein Indiz für eine Regelungsstrategie des ZNS,

die auf der räumlichen Position des Endeffektors beruht, wohingegen Gelenkwinkelkonfigurationen weitaus variabler sind.

Motorische Äquivalenz beschreibt den Gebrauch einer Vielfalt von äquivalenten Bewegungsalternativen eines redundanten Systems. Ein anschauliches Beispiel für motorische Äquivalenz ist die eingangs beschriebene Perturbationsstudie bei Sprechbewegungen (Kelso et al., 1984). Der Sprechapparat hat viele Freiheitsgrade, deren Koordination durch die schnelle Abfolge von artikulatorischen Bewegungen, die der Sprache zugrunde liegen, eine besondere Herausforderung darstellt. Kelso et al. (1984) stören die Schließbewegung des Kiefers während der Artikulation und beobachten nur in solchen Fällen eine kompensatorische Anpassung an die Störung, wenn die Aussprache beeinträchtigt ist. In diesem Beispiel findet sich die motorische Äquivalenz in der Nutzung von unterschiedlichen, aber für das Erreichen des akustischen Ziels äquivalenten Artikulatorstellungen.

Um die motorische Äquivalenz errechnen zu können, sind zwei Voraussetzungen zu erfüllen: Erstens muss die Abweichung nach Störung auf der Ebene des motorischen Ziels und auf Ebene der Gelenkwinkel (bzw. im obigen Beispiel auf Ebene der artikulatorischen Konfiguration) in einem einheitlichen Raum gemessen werden. Zweitens muss es eine Möglichkeit geben, die vielen Freiheitsgerade der Gelenkwinkel bzw. der artikulatorischen Konfiguration mit den wenigen Freiheitsgraden des motorischen bzw. artikulatorischen Ziels zu vergleichen. Dies gelingt mit Hilfe der Methode der „motorischen Äquivalenz“ (Scholz, Schöner, Hsu, Jeka, Horak & Martin, 2007; Mattos, Latash, Park, Kuhl & Scholz, 2011), die aus der UCM-Methode hervorgegangen ist und offenbart inwieweit motorisch äquivalente Gelenkwinkelkonfigurationen benutzt werden, um eine Aufgabenvariable, z. B. die dreidimensionale Position des Endeffektors, nach einer Störung zu stabilisieren[4].

[4]Eine ausführliche Beschreibung der UCM-Methode und der motorischen Äquivalenz findet sich im Kapitel 2.

1.7 Fragestellung und Zielsetzung der Arbeit

Im Mittelpunkt dieser Arbeit steht folgende Fragestellung: *Sind natürliche objektorientierte Armbewegungen in Primitive zerlegbar, deren raumzeitliche Form einfach und invariant ist?*

In der bisherigen Literatur wird die Analyse von Armbewegungen in sehr restriktiven Szenarien durchgeführt. In diesen Studien werden z. B. ziellose Schreibbewegungen (Morasso, 1983; Pollick, Maoz, Handzel, Giblin, Sapiro & Flash, 2009; Viviani, Burkhard, Chiuvé, Corradi-Dell'Acqua & Vindras, 2009), Zeichenbewegungen von dreidimensionalen Gebilden (Soechting & Terzuolo, 1987; Maoz et al., 2009), Ellipsen (Sternad & Schaal, 1999), Achterschleifen (Soechting & Terzuolo, 1987; Pellizzer et al., 1992) oder Punkt-zu-Punkt Bewegungen (Atkeson & Hollerbach, 1985) untersucht. Die meisten Studien, die sich mit Hindernisvermeidung beschäftigen, werden im Zweidimensionalen durchgeführt (Abend et al., 1982; Flash & Hogan, 1985; Dean & Brüwer, 1994; Sabes & Jordan, 1997; Saling, Alberts, Stelmach & Bloedel, 1998). Die wenigen Studien im Dreidimensionalen werden entweder mit Affen durchgeführt (Torres & Andersen, 2006) oder behandeln lediglich Hindernisse, die den Bewegungspfad nur indirekt und marginal beeinflussen (Chapman & Goodale, 2008).

Unser Ziel ist es möglichst natürliche, zielorientierte und alltägliche Armbewegungen zu untersuchen, die im Unterschied zu den meisten oben genannten Studien nicht beliebig im Raum, sondern relativ zu Oberflächen durchgeführt werden. In allen Experimenten transportieren die Probanden ein zylinderförmiges Objekt von einer Start- zu einer Zielposition unter Vermeidung von Hindernissen, die den Bewegungspfad stören. In der initialen Vorgehensweise können die Bewegungen frei gewählt werden, d. h. die Art der Ausweichbewegung (über das Hindernis hinweg oder seitlich um das Hindernis herum) wird nicht vorgegeben. Mit diesem Versuchsaufbau soll einerseits untersucht werden, inwieweit solche natürlichen, dreidimensionalen Bewegungen die oben beschriebenen Invarianten

aufweisen, die bereits in restriktiveren Szenarien beobachtet wurden. Andererseits soll folgende Hypothese untersucht werden: *Dreidimensionale Bewegungen mit Hindernisvermeidung setzen sich aus elementaren Bewegungen, sogenannten Bewegungsprimitiven, zusammen.* Die einfachste Konstruktion von Bewegungsprimitiven, aus denen sich die untersuchten Bewegungen zusammensetzten lassen sieht folgendermaßen aus:

Die *Transport-Komponente* beschreibt die geradlinige Bewegung von der Start- zur Zielposition und die *Lift-Komponente* beschreibt die Bewegung orthogonal zur Transport-Komponente und hebt das Objekt von der Verbindungsstrecke zwischen Start und Ziel weg.

Voraussetzung für diese intuitive Definition von Bewegungsprimitiven ist eine weitere Hypothese, die es zuerst zu überprüfen gilt: *Jede Hindernisvermeidungsbewegung dieser Art verläuft in einer Ebene, ist also planar.* Im Zuge der Arbeit ist es die Aufgabe Indizien für diese Hypothesen zu finden. Dazu werden neben allgemeinen invarianten Eigenschaften der untersuchten Bewegungen wie z. B. das Isochronie-Prinzip auch die Planarität nachgewiesen und damit die Grundlage für die Untersuchung der angenommenen Transport- und Lift- Komponente gelegt. Die Analyse der Armbewegungen wird hauptsächlich auf Endeffektorebene, anhand eines Markers auf dem zu transportierenden Objekt durchgeführt und später auf die Ebene der Gelenkwinkel ausgeweitet.

Dies ermöglicht die zuvor beschriebene Analyse der UCM (Scholz & Schöner, 1999), die einen Einblick in die Varianzstruktur der Gelenkwinkel und damit Aufschluss darüber gibt, wie das ZNS mit der Redundanz in den Gelenkwinkeln umgeht. Darauf aufbauend lässt sich die motorische Äquivalenz (Mattos et al., 2011) untersuchen. Eine Bewegung ist motorisch äquivalent, wenn sich die Gelenkwinkel nach einer Störung reorganisieren, so dass das Bewegungsziel unverändert erreicht werden kann. Bei dieser Analyse werden zwei Versuchsbedingungen miteinander verglichen (z. B. unterschiedliche Hindernishöhe oder -position) und dann wird überprüft, ob die Änderung der Gelenkwinkel zwischen

beiden Bedingungen zu einer veränderten Endeffektorposition führt oder ob diese invariant bleibt. Im zweiten Fall liegt motorische Äquivalenz vor. Die Analyse der motorischen Äquivalenz kann für die Transport- und die Lift-Komponente getrennt durchgeführt werden und ist eine mögliche Methode, um Invarianzen[5] und Bewegungsprimitive auf Ebene der Gelenkwinkel zu identifizieren.

Schließlich soll gezeigt werden, dass die Unterteilung der Bewegung in die Lift- und die Transport-Komponente zum besseren Verständnis für einige beobachtete Eigenschaften der Armbewegungen beitragen, wie etwa die lokale Isochronie, der Doppelpeak im Geschwindigkeitsprofil, das Beschleunigungsprofil.

[5] Als Invarianzen oder Bewegungsinvariante werden unveränderliche Charakteristika von Bewegungen, wie z. B. das glockenförmige Geschwindigkeitsprofil geradliniger Bewegungen, bezeichnet.

Kapitel 2

Material und Methoden

2.1 Datenerfassung und -Verarbeitung

Die Erfassung der Bewegungen im dreidimensionalen Raum wurde mit einem Visualeyez (Phoenix Inc.) Motion-Capture-System VZ 4000 durchgeführt. Drei Kameraschienen, die jeweils mit drei Kameras bestückt sind, welche die dreidimensionale Position von LED- (Licht emittierende Dioden) Markern aufnehmen, wurden 1,5 m über der Tischoberfläche an der Wand befestigt, so dass alle drei Systeme eine gute Sicht auf den Tisch (von oben, von vorne, von rechts und von hinten) hatten. Die Kamerasysteme waren miteinander verbunden und wurden vor Beginn der Messung kalibriert. In allen durchgeführten Experimenten wurde ein kabelloser LED-Marker auf dem zu transportierenden Objekt positioniert und vier weitere Marker wurden mit medizinischem Klebeband am Handgelenk, am Ellbogen, an der Schulter und am Sternum der Probanden befestigt (mit Ausnahme von Experiment 3, siehe Abschnitt 2.5 über die Berechnung von Gelenkwinkeln). Es handelt sich hierbei um sogenannte aktive Marker, die zentral angesteuert werden und nacheinander aufleuchten. Dies wirkt einer Verwechselung der Marker entgegen, da zu jedem Zeitpunkt nur ein Marker aufleuchtet. So lässt sich jedem Marker eine eindeutige Identifikationsnummer zuordnen.

Die Trajektorien der Marker wurden in drei kartesischen Dimensionen mit einer Abtastrate von 100 Hz aufgenommen. Dabei wurde die auf den Tisch projizierte Startposition des Objektes als Ursprung des Koordinatensystems (0,0,0) gewählt. Die x-Achse entsprach der horizontalen Bewegung entlang der Kante des Tisches, die y-Achse der Tiefe des Tisches und die z-Achse der vertikalen Bewegung. Alle Datenpunkte wurden mit einem Butterworth-Filter zweiter Ordnung sowohl vorwärts, als auch rückwärts mit einer Grenzfrequenz von 5,5 Hz gefiltert (Matlab Funktionen „butter“ und „filtfilt“), um Phasenverzerrungen zu verhindern. Anschließend wurde der Startpunkt der Bewegung als jener Punkt in der Zeit berechnet, an dem die Beschleunigung des Objektmarkers zum ersten Mal unter 15% der Maximalbeschleunigung fiel. Dieser Punkt wurde ausgehend vom Maximum der Beschleunigung rückwärts in Richtung Beginn der Bewegung bestimmt. Das Ende der Bewegung wurde anhand von Geschwindigkeitsdaten und Positionsdaten berechnet. Die Zeitreihen der tangentialen Geschwindigkeit $s(t)$, der Krümmung $C(t)$ und der Torsion $T(t)$ wurden durch folgende Vektorgleichungen berechnet:

$$s(t) = \|\mathbf{v}(t)\| \tag{2.1}$$

$$C(t) = \frac{\|\mathbf{v}(t) \times \mathbf{a}(t)\|}{\|\mathbf{v}(t)\|^3} \tag{2.2}$$

$$T(t) = \frac{\big(\mathbf{v}(t) \times \mathbf{a}(t)\big) \cdot \mathbf{j}(t)}{\|\mathbf{v}(t) \times \mathbf{a}(t)\|^2} \tag{2.3}$$

wobei $\mathbf{v}(t) = \dot{\mathbf{x}}(t)$ den Geschwindigkeitsvektor darstellt, $\mathbf{a}(t) = \ddot{\mathbf{x}}(t)$ den Beschleunigungsvektor und $\mathbf{j}(t) = \dddot{\mathbf{x}}(t)$ den Vektor der Ableitung der Beschleunigung, im Englischen als „jerk“ bezeichnet; $\mathbf{x}(t) = [x(t), y(t), z(t)]^T$ stellt die dreidimensionale Trajektorie des Endeffektors dar.

2.2 Ausmaß der Pfadänderung induziert durch Hindernisvermeidung

Als ein Maß für Änderungen des räumlichen Pfades induziert durch Hindernisvermeidung Δ wurden für jede Versuchsbedingung und für jeden Probanden die euklidischen Normen der Differenzen zwischen gemittelten Hindernis-Trajektorien und der entsprechenden gemittelten Trajektorie ohne Hindernis über die Zeit aufsummiert. Dazu wurden die Trajektorien zunächst durch lineare Interpolation auf eine einheitliche Länge von 100 Datenpunkten (1-100%) gebracht und anschließend folgende Berechnung durchgeführt:

$$\Delta_{(Ziel,Hindernis)} = \sum_{t=1}^{100} \left\| \mathbf{x}_{(Ziel,Hindernis)}(t) - \mathbf{x}_{(Ziel,--)}(t) \right\| \tag{2.4}$$

wobei $Ziel$ für eine Zielkonfiguration (Ziel$=$ Ziel 1 oder Ziel 2 für das erste Experiment), $Hindernis$ für eine Hinderniskonfiguration und '$--$' für die Kontrollbedingung ohne Hindernis steht.

2.3 Bewegungsebene

Die Ebene, in der die Ausweichbewegung liegt, wurde anhand des Elevationswinkels $\phi(t)$ zwischen der Bewegungsebene und der horizontalen Ebene des Tisches beschrieben. Zunächst wurde der Binormaleneinheitsvektor $\mathbf{B}(t)$ der dreidimensionalen Trajektorie des Endeffektors basierend auf einem Koordinatensystem, das auf dem Tisch verankert ist (siehe oben), berechnet.

$$\mathbf{B}(t) = \mathbf{T}(t) \times \mathbf{N}(t) \tag{2.5}$$

Hierbei bezeichnet $\mathbf{T} = \frac{\dot{\mathbf{x}}(t)}{\|\dot{\mathbf{x}}(t)\|}$ den Tangenteneinheitsvektor und $\mathbf{N} = \frac{\dot{\mathbf{T}}(t)}{\left\|\dot{\mathbf{T}}(t)\right\|}$ den Normaleneinheitsvektor. Dann wurden die kartesischen Koordinaten von $\mathbf{B}(t)$ mit

Hilfe der Matlab Funktion „cart2sph“ in sphärische Koordinaten transformiert, um den Winkel $\beta(t)$ zu erhalten, der vom Binormaleneinheitsvektor $\mathbf{B}(t)$ und der Tischebene eingeschlossen wird. Der Elevationswinkel der Bewegungsebene wurde dann folgendermaßen bestimmt:

$$\phi(t) = 90^\circ - \beta(t) \tag{2.6}$$

Schließlich wurde der gemittelte Elevationswinkel ϕ als zirkulärer Mittelwert über 30-60% der Bewegungszeit berechnet, was dem Zeitintervall mit der geringsten Torsion entspricht.

2.4 Dekomposition des Endeffektor-Pfades

Der Endeffektor-Pfad kann in zwei Komponenten zerlegt werden: die Transport-Komponente und die Lift- (Anheben/Absenken) Komponente. Die Transport-Komponente τ wurde durch eine Projektion des Pfades auf die geradlinige Verbindung zwischen der Startposition und der Zielposition erhalten. Im gewählten Koordinatensystem (siehe Abschnitt 2.1) entsprach die Transport-Komponente der euklidischen y-Komponente (für Ziel 2 in Experiment 1 sowie für die Experimente 4 und 6 galt dies nach einer entsprechenden Rotation des Koordinatensystems). Die Lift-Komponente $\ell(t)$ ist das orthogonale Komplement zur Transport-Komponente und wurde folgendermaßen berechnet:

$$\ell(t) = \sqrt{x(t)^2 + z(t)^2} \tag{2.7}$$

Für diese Berechnung wurde die z-Achse nach oben verschoben, so dass die Position des Objektmarkers vor Beginn der Bewegung mit dem Nullpunkt übereinstimmte. Die Lift-Komponente ist nur positiv definiert. Dies ist konsistent mit allen Versuchsaufbauten dieser Arbeit, da die Start- und Zielpositionen immer auf einer Höhe lagen. Aufgrund der annähernden Planarität von Hindernisver-

meidungsbewegungen können die tatsächlichen Bewegungen im Wesentlichen durch eine Kombination der beiden Komponenten beschrieben werden, siehe Abbildung 2.1. Bildlich gesehen beschreibt die Transport-Komponente die geradlinige Bewegung von der Startposition zur Zielposition und die Lift-Komponente repräsentiert die Aufwärts- und Abwärtsbewegung in der gewählten Bewegungsebene. Die tangentiale Geschwindigkeit $s(t)$ kann folgendermaßen als eine Kom-

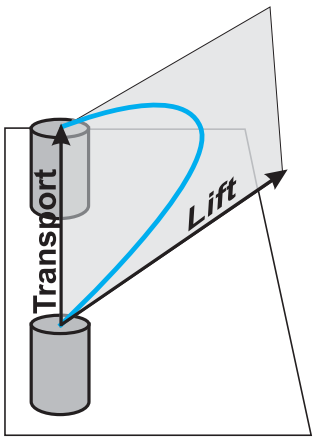


ABBILDUNG 2.1: *Dekomposition des Endeffektor Pfades in das Lift (Anheben/Absenken) Primitiv und das Transport Primitiv.*

bination der Geschwindigkeiten der beiden Primitive $\dot{\ell}(t)$ und $\dot{\tau}(t)$ verstanden werden:

$$s(t) = \sqrt{\dot{\ell}(t)^2 + \dot{\tau}(t)^2}. \tag{2.8}$$

2.5 Berechnung von Gelenkwinkeln

Als Vorbereitung für die Gelenkwinkelberechnung wurde aus Thermoplast für jedes Armsegment der Probanden ein sogenannter starrer Körper (engl. Rigid Body) geformt, so dass für alle Probanden eine gute Passform gewährleistet war. Diese vier starren Körper, die jeweils mit drei Infrarotmarkern ausgestattet waren,

wurden auf den vier Segmenten des rechten Armes der Probanden befestigt: (1) an der Schulter (etwas links vom Acromion), (2) auf dem Oberarm (lateral) nahe dem Ellbogengelenk, (3) auf dem Unterarm (dorsal) nahe dem Handgelenk und (4) auf dem Handrücken. Ein weiterer Marker auf dem Sternum der Probanden wurde für alle Berechnungen als Referenz benutzt.

Für die Berechnung der Gelenkwinkel wurde ein biomechanisches Modell des menschlichen Armes mit 10 Freiheitsgraden (DoF, engl. Degrees of Freedom) zu Grunde gelegt. Die Freiheitsgrade lassen sich folgendermaßen auf die Gelenke des Armes verteilen: drei DoFs am Sternoklavikulargelenk, drei DoFs am Schultergelenk, ein DoF am Ellbogen, ein DoF am Radioulnargelenk und zwei DoFs am Handgelenk. Die Rotationszentren der Gelenke wurden anhand der folgenden Kalibrierungsbewegungen geschätzt, die vor Beginn des eigentlichen Experiments mit jeweils 5 Wiederholungen aufgezeichnet wurden: (1) Sternoklavikulargelenk: Vorwärts-/Rückwärtsführen sowie Anheben/Absenken des Schulter, (2) Schultergelenk: Beugung/Streckung sowie Abduktion/Adduktion der Schulter, (3) Ellbogengelenk: Beugung/Streckung des Ellbogens, (4) Radioulnargelenk: Pronation/Supination des Unterarms und (5) Handgelenk: Beugung/Streckung sowie Abduktion/Adduktion des Handgelenks.

Die Rotationszentren des Schulter- und des Handgelenks wurden mit der sogenannten SCorE-Methode (Ehrig, Taylor, Duda & Heller, 2006) geschätzt. Für die Berechnung des Rotationszentrums des Sternoklavikulargelenks wurde die Methode der Kleinsten Quadrate (Kugel-Approximation) angewandt (Leardini, Cappozzo, Catani, Toksvig-Larsen, Petitto, Sforza, Cassanelli & Giannini, 1999). Ähnlich wurde die Beuge-Streck-Achse des Ellbogens geschätzt. Mit der Methode der kleinsten Quadrate wurde die Normale der Ebene berechnet, welche die Trajektorien des starren Körpers auf dem Unterarm während der Kalibrierungsbewegung optimal approximiert.

Die initiale Berechnung der Gelenkwinkel aus den Positionsdaten der Marker erfolgte mit standardisierten Techniken anhand von Rotationsmatrizen (Söderk-

vist & Wedin, 1993). Anschließend wurde eine globale Optimierungsmethode angewandt, die die Summe der quadrierten Abstände zwischen den gemessenen Markerpositionen und den aus den Gelenkwinkeln und dem biomechanischen Modell rekonstruierten Positionsdaten minimiert (Lu & O'Connor, 1999). Dieses nichtlineare Optimierungsproblem wurde anhand eines Gradientenabstiegsverfahrens in Matlab gelöst[1]. Der verbleibende Fehler zwischen den gemessenen und den anhand von Gelenkwinkeln rekonstruierten Trajektorien der Marker des starren Körpers auf der Hand war klein (2.27 ± 1.46 mm).

2.6 Ungeregelte Mannigfaltigkeit (UCM)

Die UCM-Methode (Scholz & Schöner, 1999) untersucht bei mehrmaliger Ausführung derselben Bewegungsaufgabe, wie die Varianz im Gelenkwinkelraum strukturiert ist und gibt Aufschluss darüber, wie das ZNS mit der Redundanz in den Gelenkwinkeln umgeht. Somit kann überprüft werden, ob es mehr Varianz in Gelenkwinkelkonfigurationen gibt, welche sich nicht auf eine Aufgabenvariable (in unserem Fall die räumliche Position des Endeffektors) auswirken, oder ob ein Großteil der Varianz in den Gelenkwinkeln zu Veränderungen in der Position des Endeffektors führt. Die Menge von Gelenkwinkelkonfigurationen, welche die Position des Endeffektors invariant lässt, bildet eine Mannigfaltigkeit. Da die Regelung der Gelenkwinkelkonfigurationen innerhalb dieser Mannigfaltigkeit nicht nötig ist (die Position des Endeffektors ist immer die gleiche), wird sie die ungeregelte Mannigfaltigkeit genannt.

Die Analyse der Varianzstruktur bezüglich der UCM setzt eine lineare Approximation der UCM voraus. Die Referenz-Gelenkwinkelkonfiguration θ^0, über welche die lineare Approximation durchgeführt wurde, wurde für jeden Zeitpunkt (1-100%) als die über alle Wiederholungen gemittelte Gelenkwinkelkonfigurati-

[1]Die Implementierung der Berechnung der Gelenkwinkel in Matlab wurde von Hendrik Reimann durchgeführt.

on festgelegt. Diese Approximation ist zulässig, solange die Vorwärtskinematik, welche den Gelenkwinkelkonfigurationen Endeffektorpositionen zuweist, in dem Bereich der in den Wiederholungen angenommenen Konfigurationen annähernd linear ist. Dies trifft zu, wenn die Abweichungen der Gelenkwinkelkonfigurationen von der Referenzkonfiguration klein sind. Die Linearisierung basiert auf $J(\theta^0)$, der Jacobi-Matrix der vorwärtskinematischen Abbildung in der Referenz-Gelenkwinkelkonfiguration, welche für jeden Zeitpunkt berechnet wird. Sie beschreibt die Auswirkung kleiner Abweichungen der Gelenkwinkelkonfiguration θ von der Referenz-Konfiguration θ^0 auf die Position des Endeffektors anhand eines geometrischen Modells. Die linearisierte Vorwärtskinematik der Referenz-Gelenkwinkelkonfiguration für jeden Zeitpunkt und für jede Einzelbewegung lautet somit:

$$r - r^0 = J(\theta^0) \cdot (\theta - \theta^0), \tag{2.9}$$

wobei r die Position des Endeffektors und r^0 die zur Referenz-Gelenkwinkelkonfiguration entsprechende Referenz-Endeffektorposition darstellt. Die ungeregelte Mannigfaltigkeit wird durch den Nullraum (Kern) der Jacobi-Matrix approximiert und von $n-d$ Basisvektoren ϵ_i aufgespannt, wobei n die zehn Freiheitsgrade des menschlichen Armes und d die Dimension der Aufgabenvariable, also drei im Falle der dreidimensionalen Position des Endeffektors, bezeichnen. Die Basisvektoren erfüllen folgende Gleichung:

$$0 = J(\theta^0) \cdot \epsilon_i \tag{2.10}$$

Für jeden Zeitpunkt wurden die Abweichungen der Gelenkwinkelkonfigurationen jeder Einzelbewegung von der Referenz-Konfiguration $\theta - \theta^0$ in zwei Komponenten unterteilt: (1) in die Komponente $\theta_{||}$, welche die Endeffektorposition invariant

lässt (Projektion in den Nullraum):

$$\theta_{||} = \sum_{i=1}^{n-d} \epsilon_i \cdot (\theta - \theta^0) \tag{2.11}$$

und (2) in die Komponente orthogonal zum Nullraum $\theta_{\perp}$, welche die Endeffektorposition beeinflusst:

$$\theta_{\perp} = (\theta - \theta^0) - \theta_{||} \tag{2.12}$$

Die Variabilität pro Freiheitsgrad innerhalb der UCM $\sigma^2_{||}$ wurde für jeden Zeitpunkt durch folgende Gleichung approximiert:

$$\sigma^2_{||} = (n-d)^{-1} \cdot N^{-1} \cdot \sum_{t=1}^{N} \theta^2_{t||}, \tag{2.13}$$

wobei N die Anzahl an Wiederholungen für eine Bewegung und $\theta^2_{t||}$ die quadrierte Länge des in den Nullraum projizierten Vektors $\theta_{||}$ (aus Gleichung 2.11) für die Wiederholung $t = 1, \ldots, N$ darstellt. Analog wurde die Variabilität pro Freiheitsgrad orthogonal zur UCM geschätzt:

$$\sigma^2_{\perp} = d^{-1} \cdot N^{-1} \cdot \sum_{t=1}^{N} \theta^2_{t\perp} \tag{2.14}$$

Ist $\sigma^2_{||}$ (im Folgenden als $V_{||}$ bezeichnet) größer als $\sigma^2_{\perp}$ ($V_{\perp}$), so wirkt sich ein Großteil der Varianz in der Gelenkwinkelkonfiguration nicht auf die Position des Endeffektors aus, wohingegen sich nur ein kleiner Teil der Varianz in Veränderungen der Position des Endeffektors widerspiegelt. Nach der UCM-Hypothese würde eine solche Verteilung der Varianz in den Gelenkwinkeln dafür sprechen, dass die Position des Endeffektors eine vom Nervensystem geregelte Variable ist. Demnach muss nicht auf Änderungen der Gelenkwinkelkonfigurationen reagiert

werden, die keine Auswirkung auf die Position des Endeffektors haben, wodurch die Varianz in den motorisch äquivalenten Gelenkwinkelkonfigurationen ansteigt. Die Methode der Ungeregelten Mannigfaltigkeit wird detailliert in (Scholz & Schöner, 1999; Scholz, Schöner & Latash, 2000) beschrieben[2].

2.7 Motorische Äquivalenz

Die Methode der motorischen Äquivalenz (Scholz et al., 2007; Mattos et al., 2011) ist aus der UCM-Methode hervorgegangen und beschreibt inwieweit motorisch äquivalente Gelenkwinkelkonfigurationen benutzt werden, um eine Aufgabenvariable, z. B. die dreidimensionale Position des Endeffektors, nach einer Störung zu stabilisieren. Im Unterschied zur Varianzstruktur bezüglich der UCM resultiert die motorische Äquivalenz nicht aus internem Rauschen. Durch den Vergleich zweier Versuchsbedingungen, die sich entweder durch eine Störung (ungestört vs. gestört) oder wie in dieser Arbeit durch veränderte Hindernis-konfigurationen (kleines vs. großes oder nahes vs. fernes Hindernis) voneinander unterscheiden, weichen die zu vergleichenden Gelenkwinkelkonfigurationen meist systematisch voneinander ab.

Für die Berechnung der motorischen Äquivalenz wird im Unterschied zur UCM nicht die Gelenkwinkelkonfiguration einer Einzelbewegung vom Mittelwert der Gelenkwinkelkonfiguration derselben Bedingung abgezogen, sondern es werden die gemittelten Gelenkwinkelkonfigurationen der zu vergleichenden Bedingungen voneinander abgezogen, wodurch der sog. Gelenkwinkeldifferenzvektor (GDV) entsteht. Diese Berechnung wird wie in der UCM-Methode für jeden Zeitpunkt (1-100%) einzeln durchgeführt. Anschließend wird der GDV in den Nullraum und in den Orthogonalraum der Jacobi-Matrix einer der beiden Bedingungen projiziert. Ein weiterer Unterschied zur UCM ist, dass keine Varianzen, son-

[2]Der Matlab-Code der Autoren wurde für die Experimente angepasst und in dieser Arbeit verwendet.

dern die Längen der in den Nullraum und in den Orthogonalraum projizierten GDVs berechnet werden. Die Länge der Projektion in den Nullraum ist ein Maß für Unterschiede in den Gelenkwinkelkonfigurationen beider Versuchsbedingungen, welche sich nicht auf die Aufgabenvariable auswirken. Die Länge der Projektion in den Orthogonalraum stellt hingegen ein Maß für Änderungen in den Gelenkwinkeln dar, welche die Aufgabenvariable betreffen. Beide Längen müssen bezüglich der Freiheitsgrade für jeden Unterraum normalisiert werden. Als Ergebnis erhält man die im Folgenden als MEQ$_{para}$ (normierte Länge der Projektion in den Nullraum) und MEQ$_{orth}$ (normierte Länge der Projektion in den Orthogonalraum) bezeichneten Maßeinheiten für die motorische Äquivalenz. Übertrifft die MEQ$_{para}$-Komponente die MEQ$_{orth}$-Komponente, so wirkt sich der größte Anteil des Unterschieds der Gelenkwinkelkonfigurationen zwischen den verglichenen Versuchsbedingungen nicht auf die Aufgabenvariable aus und es liegt motorische Äquivalenz vor.

Die Analyse der motorischen Äquivalenz kann für die eindimensionale Aufgabenvariable Transport (Bewegung von Start zu Ziel) und die zweidimensionale Aufgabenvariable Lift (Bewegung orthogonal zur Transport-Komponente) separat durchgeführt werden. Dies ist möglich, da das Koordinatensystem so gedreht wurde, dass die Transport-Komponente mit der y-Achse des Koordinatensystems übereinstimmte. Für die Berechnung der motorische Äquivalenz der Lift-Komponente ist jedoch Voraussetzung, dass sich die Bewegungsebenen der beiden Vergleichsbedingungen nicht unterscheiden, da die Berechnung der motorischen Äquivalenz auf Basis der tatsächlichen Koordinaten (x und z-Achse) geschieht. Die Lift-Komponente hingegen ist in die Ebene hinein projiziert und somit unabhängig von der Wahl der Ebene, siehe Gleichung 2.7. Unterscheiden sich die Bewegungsebenen der Vergleichsbedingungen, so unterscheiden sich auch die x und z-Koordinaten des Endeffektorpfades, aus denen sich die Lift-Komponente zusammensetzt, selbst dann, wenn die Lift-Komponente invariant ist. Dies hätte zur Folge, dass die MEQ$_{orth}$-Komponente ansteigt und somit keine motorische

Äquivalenz festgestellt werden kann. Dieser Fall tritt jedoch nicht ein, da die Bewegungsebene im entsprechenden Experiment (siehe Ergebnisse, Experiment 3) vorgegeben wurde.

2.8 Statistische Analyse

Für jeden Probanden und jede Versuchsbedingung wurden Mittelwerte der zu untersuchenden Merkmale berechnet, die mit dem Programm SPSS mittels einer Varianzanalyse mit Messwiederholung (ANOVA) verglichen wurden. Bei Verletzungen der Sphärizitäts-Voraussetzung wurde eine Korrektur der Freiheitsgrade nach Greenhouse-Geisser vorgenommen. Beim anschließenden post-hoc Test wurden die p-Werte bei Mehrfachvergleichen mittels einer Bonferroni-Korrektur angepasst. Datenwerte werden als Mittelwerte $\pm$ Standardfehler angegeben. Für alle statistischen Analysen wird ein Signifikanzniveau von $\alpha = 0.05$ festgelegt.

Kapitel 3

Ergebnisse

3.1 Experiment 1

Das erste Experiment wurde durchgeführt, um grundlegende Eigenschaften von alltäglichen Hindernis-Ausweichbewegungen zu untersuchen und zu identifizieren.

3.1.1 Versuchsaufbau

Die Probanden transportierten ein zylindrisches Objekt von einer Startposition zu einer von zwei möglichen Zielpositionen und wichen währenddessen einem Hindernis aus, dessen Position und Höhe variiert wurde, siehe Abbildung 3.1.

Zehn Probanden (6 männliche und 4 weibliche, 26.5 ± 0.76 Jahre) haben an diesem Experiment teilgenommen. Die Probanden saßen vor einem Tisch auf einem höhenverstellbaren, nicht-schwenkbaren Stuhl. Die Stuhlhöhe wurde so eingestellt, dass sich die Schulteroberkante der Probanden in einem Abstand von 110 cm zum Boden befand. Um sicherzustellen, dass die Armbewegungen der Probanden nicht von Bewegungen des Rumpfes begleitet wurden, wurden sie mit einem Gurt angeschnallt, welcher schräg über die linke Schulter und den Oberkörper verlief. Zu Beginn jeder Bewegung lag der rechte Arm auf einer

seitlich positionierten Auflagefläche auf dem Tisch, während die linke Hand einen am Tisch befestigten Holzzylinder umfasste, um die Körperhaltung zu stabilisieren. Ein auditorisches Signal, das mit dem Beginn der Aufzeichnung gekoppelt war, diente den Probanden als Startsignal. Mit dem Startsignal griffen sie mit dem rechten Arm nach einem zylindrischen Objekt, das direkt vor ihnen in einem Abstand von 9 cm von der Tischkante auf einem zylinderförmigen Start-Podest (6 cm Durchmesser, 10 cm hoch) positioniert war. Das Objekt selbst bestand aus zwei Teilen, einem kleinen Holzteil (6 cm Durchmesser, 2,5 cm hoch), welches ein stabiles Positionieren des Objektes ermöglichte und einem oberen Teil aus Styropor (6 cm Durchmesser, 10 cm hoch), welcher aufgrund des sehr geringen Gewichts Ermüdungserscheinungen des Arms verhinderte. Die Probanden griffen das Objekt innerhalb einer festgelegten Markierung im Styropor-Teil und transportierten es zu einem von zwei möglichen Zielpodesten:

1. Ziel 1 (6 cm Durchmesser, 10 cm hoch): Das Ziel 1 war in einem Abstand von 30 cm von der Startposition orthogonal zur Tischkante positioniert.

2. Ziel 2 (6 cm Durchmesser, 10 cm hoch): Das Ziel 2 wurde zusätzlich 15 cm nach rechts verschoben und befand sich somit in diagonaler Richtung zur Startposition.

Während der Bewegung mussten die Probanden einem Hindernis ausweichen (6 cm Durchmesser, 15 cm hoch (klein) oder 20 cm hoch (mittel)), welches auf halber Strecke zwischen Start und Ziel entweder links oder rechts von der Verbindungslinie zwischen Start und Ziel positioniert war. Die Hindernispositionen wurden so gewählt, dass die Sicht auf die Zielposition zu keiner Zeit blockiert war. Schließlich stellten die Probanden das Objekt auf der Zielposition ab und bewegten ihren rechten Arm wieder in Richtung Auflagefläche.

Vor Beginn der Aufzeichnung wurden einige Übungsbewegungen gemacht, um die Probanden mit der Aufgabenstellung vertraut zu machen. Es wurde nicht spezifiziert, auf welche Weise die Ausweichbewegungen erfolgen sollten.

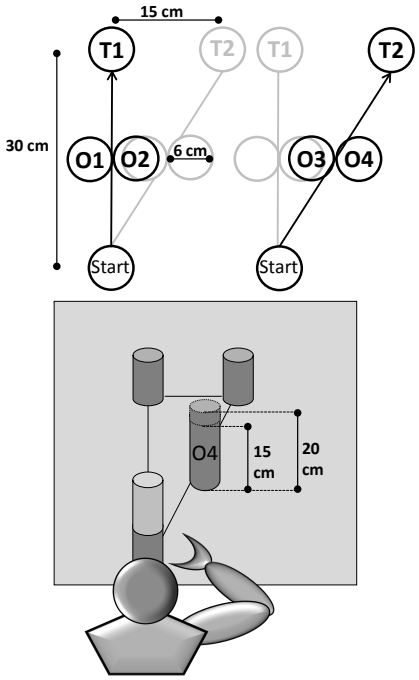


ABBILDUNG 3.1: *Versuchsaufbau. Ziel 1 (T1) befand sich in orthogonaler Richtung zur Tischkante und war 30 cm von der Startposition entfernt. Ziel 2 (T2) wurde zusätzlich um 15 cm nach rechts verschoben und befand sich in diagonaler Richtung zur Startposition. Hindernisse wurden in 50%iger Entfernung zum Ziel links bzw. rechts der Start-Ziel-Linie positioniert. Die Hindernispositionen O1 und O2 wurden grundsätzlich nur für Bewegungen zu Ziel 1 verwendet, während die Positionen O3 und O4 nur in Kombination mit Ziel 2 auftraten. Es wurden zwei Hindernishöhen verwendet.*

Ausweichbewegungen seitlich um das Hindernis herum oder über das Hindernis hinüber waren ebenso möglich, wie eine gemischte Ausweichstrategie. Auch die Genauigkeit, mit der das Objekt auf der Zielposition abgestellt werden sollte, wurde nicht festgelegt. Die einzig gegebene Anforderung war, dass das Objekt auf dem Ziel-Zylinder stehen blieb. Nach dem Absetzten des Objektes auf der Zielposition durften keine Korrekturbewegungen durchgeführt werden. Die Probanden wurden instruiert, die Bewegungen mit einer natürlichen und konsistenten Geschwindigkeit auszuführen. Falls es zu Kollisionen mit dem Hindernis kam, wurden die entsprechenden Daten verworfen und die Bewegung erneut

TABELLE 3.1: *Abkürzungen für die zehn Versuchsbedingungen des ersten Experiments. Die Abkürzungen setzen sich aus dem Tripel bestehend aus Zielposition, Hindernisposition und Hindernishöhe zusammen. Das Zeichen T1O1S bedeutet, dass sich ein kleines Hindernis links von der Verbindungslinie zwischen der Startposition und Ziel 1 befindet. Die Hindernispositionen O1 und O2 werden grundsätzlich nur für Bewegungen zu Ziel 1 benutzt, während die Positionen O3 und O4 nur in Kombination mit Ziel 2 vorkommen.*

Zielposition		Hindernisposition			Hindernishöhe	
geradeaus	diagonal	kein Hindernis	links	rechts	klein: 15 cm	mittel: 20 cm
T1	T2	–	O1,O3	O2,O4	S	M

durchgeführt. Insgesamt bestand das Experiment aus 10 Versuchsbedingungen: 2 Hindernishöhen, 2 Hindernispositionen, 2 Zielpositionen und für jede Zielposition eine Kontrollbedingung ohne Hindernis ($2 \times 2 \times 2 + 2$). Jede der zehn Bedingungen wurde 15-mal wiederholt, so dass insgesamt 150 Einzelbewegungen in pseudo-randomisierter Reihenfolge durchgeführt wurden. Die Abkürzungen, die im Folgenden zur Kodierung der zehn Konfigurationen aus Zielposition, Hindernisposition und Hindernishöhe benutzt werden, sind in Tabelle 3.1 dargestellt. Für die statistische Analyse der Daten und für die Berechnung von Mittelwerten wurden die ersten drei Bewegungen von jeder Bedingung verworfen, da sie der Eingewöhnung der Probanden dienten und sich hinsichtlich der Bewegungszeit und des räumlichen Pfades am meisten von den anderen Bewegungen unterschieden.

3.1.2 Räumlicher Pfad und Bewegungsebene

Der räumliche Pfad des zu transportierenden Objektes wird von der Ziel- und Hindernisposition sowie der Höhe des Hindernisses beeinflusst, siehe Abbildung 3.2. Als ein Maß zur Beschreibung der Abweichung des räumlichen Pfades von der Kontrollbedingung ohne Hindernis wurde das Ausmaß der Pfadänderung induziert durch Hindernisvermeidung (siehe Gleichung 2.4) berechnet. Das Ausmaß der Pfadänderung ist für Hindernisse rechts von der Start-Ziel-Linie signifikant größer

als für Hindernisse, die links von der Start-Ziel-Linie stehen sowie für größere Hindernisse im Vergleich zu kleinen Hindernissen, siehe Tabelle 3.2. Weiterhin zeigt eine signifikante Hindernisposition × Hindernishöhe-Interaktion an, dass der Einfluss der Hindernishöhe auf den Endeffektorpfad bei rechts stehenden Hindernissen größer ist als bei links stehenden Hindernissen. Dies ist konsistent mit der Beobachtung, dass links stehende Hindernisse häufig seitlich ausgewichen werden, wodurch die Änderung der Hindernishöhe den Pfad nur geringfügig verändert (siehe unten).

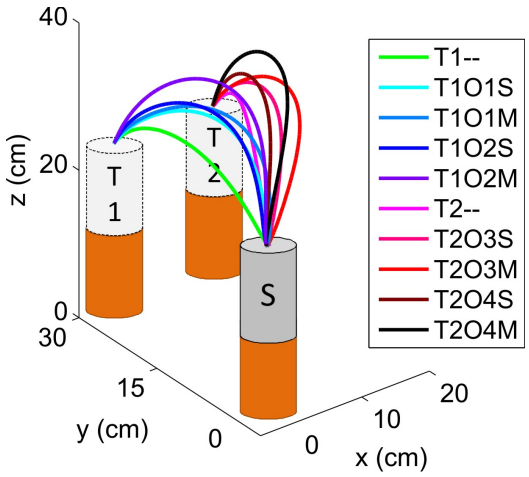


ABBILDUNG 3.2: *Über alle Probanden gemittelte dreidimensionale Hindernisausweichbewegungen von der Startposition (S) zu beiden Zielpositionen (T1 und T2).*

Ebenso wie der Pfad des zu transportierenden Objekts, wird auch der Pfad des Handgelenks durch die verschiedenen Versuchskonfigurationen beeinflusst. Der Pfad des Ellbogens ändert sich nur geringfügig, siehe Abbildung 3.3. Wie für den Endeffektor ist das Ausmaß der Pfadänderung induziert durch Hindernisvermeidung auch für das Handgelenk und sogar für den Ellbogen signifikant von der Hindernisposition und von der Hindernishöhe abhängig. Die Interaktion zwischen Hindernishöhe und Hindernisposition ist für das Handgelenk, jedoch nicht für den Ellbogen signifikant, siehe Tabelle 3.2.

TABELLE 3.2: *Statistische Auswertung des Ausmaßes der Pfadänderung induziert durch Hindernisvermeidung.*

Hindernis	Objekt		Handgelenk		Ellbogen	
	$F_{(1,9)}$-Wert	P-Wert	$F_{(1,9)}$-Wert	P-Wert	$F_{(1,9)}$-Wert	P-Wert
Position	28.938	< 0.001	90.864	< 0.001	32.771	< 0.001
Höhe	205.424	< 0.001	202.884	< 0.001	127.107	< 0.001
Position×Höhe	44330.605	< 0.001	36.069	< 0.001	3.785	0.084

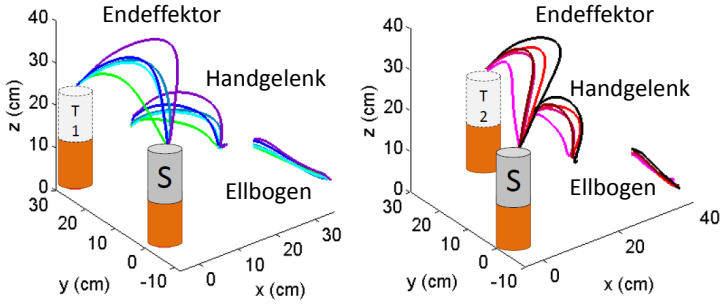
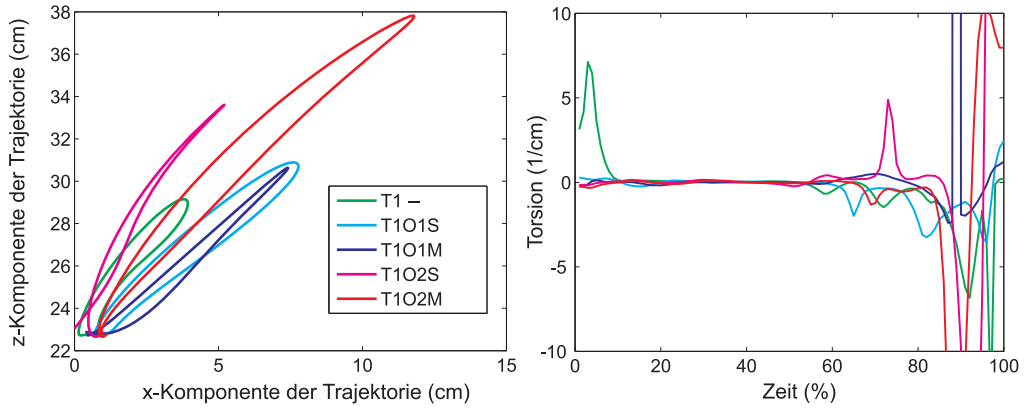


ABBILDUNG 3.3: *Gemittelte (über alle Probanden) dreidimensionale Pfade des Endeffektors, des Handgelenks und des Ellbogens. Die Farbcodierung stimmt mit der Legende aus Abbildung 3.2 überein.*

Obwohl die Bewegungen uneingeschränkt im dreidimensionalen Raum durchgeführt wurden, sind die Ausweichbewegungen annähernd planar. Wird die x-Achse der Bewegung gegen die z-Achse aufgetragen, so liegen die Trajektorien annähernd auf einer Linie, wobei sich die Neigungswinkel je nach Hindernisbedingungen unterscheiden, siehe Abbildung 3.4(a). Diese Beobachtung wird durch sehr niedrige Torsionswerte während der Bewegung gestützt (Abbildung 3.4(a)), wobei die Torsion ein Maß für die Abweichung einer Kurve vom ebenen Verlauf ist. Die absolute Torsion des mittleren Teils der Bewegung (30% - 60% der Bewegungszeit) gemittelt über alle Probanden und Versuchsbedingungen beträgt $0.051 \pm 0.013\ cm^{-1}$. Torsionswerte zu Beginn und am Ende der Bewegung können aufgrund der zu geringen Geschwindigkeit nur sehr ungenau berechnet werden, worin die hohe Varianz der Torsion zu Beginn und am Ende der Bewegung begründet liegt, siehe Abbildung 3.4(b).



(a) (b)

ABBILDUNG 3.4: *Einzelbewegungen eines repräsentativen Probanden in der Frontalebene (a) und die dazugehörige Torsion (b) für alle Hindernisbedingungen zu Ziel 1. Die kleinen Torsionswerte zeigen, dass die Endeffektorpfade planar sind. Direkt zu Beginn der Bewegung wird in Abhängigkeit von Hinderniseigenschaften eine Ebene gewählt, die bis zum Ende der Bewegung beibehalten wird.*

Die gewählte Bewegungsebene (siehe Gleichung (2.6)) reflektiert Hindernis-Eigenschaften und variiert signifikant mit der Position des Hindernisses ($F_{(1,9)} = 23.47$, $P = 0.001$). Der gemittelte Elevationswinkel beträgt $57.69° \pm 3.80°$ für links stehende Hindernisse und $76.82° \pm 2.12°$ für rechts stehende Hindernisse, siehe Abbildung 3.5. Während links stehende Hindernisse häufig seitlich ausgewichen werden, erfolgt die Ausweichbewegung bei rechts stehenden Hindernissen über das Hindernis hinweg, siehe Abbildung 3.6. Damit zusammenhängend ist der gemittelte Elevationswinkel ϕ für größere Hindernisse ($63.82° \pm 3.04°$) signifikant kleiner als für kleine Hindernisse ($70.69° \pm 2.45°$) ($F_{(1,9)} = 23.56$, $P = 0.001$). Eine signifikante Hindernisposition $\times$ Hindernishöhe-Interaktion ($F_{(1,9)} = 6.75$, $P = 0.029$) zeigt, dass der Elevationswinkel der Bewegungsebene für links stehende Hindernisse stärker mit zunehmender Hindernishöhe abnimmt als für rechts stehende Hindernisse. Dieser Effekt wird in den Abbildungen 3.5 und 3.6 veranschaulicht.

Einzelbewegungen von allen Probanden zeigen, dass die Variabilität der Bewegungen für einige Bedingungen besonders groß ist, da die Probanden variabel seitlich, über das Hindernis hinüber oder mit einer gemischten Ausweichstrategie ausweichen. Dies gilt besonders für Bewegungen mit links stehendem Hindernis, siehe Abbildungen 3.5 und 3.6. Zusätzlich fällt auf, dass alle Probanden über alle Bedingungen hinweg eine konsistente Ausweichstrategie verfolgen. So tendieren die violetten Trajektorien eher nach links, was einer Ausweichbewegung über das Hindernis hinweg entspricht, während die grünen Trajektorien von einem Probanden stammen, der häufig seitlich (rechts) ausweicht.

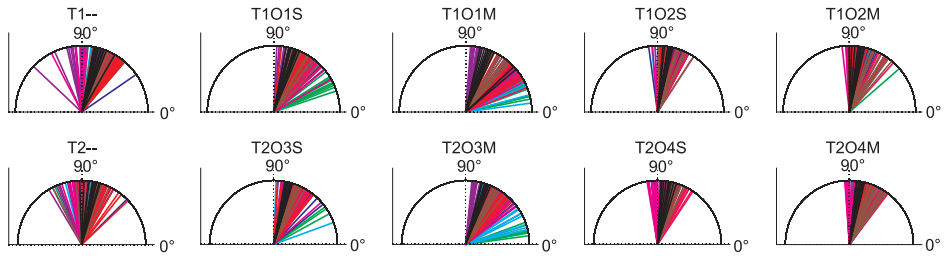


ABBILDUNG 3.5: *Bewegungsebenen. Alle Bewegungen von allen Probanden und allen Hindernisbedingungen sind zu sehen. Jeweils alle Bewegungen eines Probanden sind in derselben Farbe dargestellt.*

3.1.3 Doppelpeak-Struktur der Geschwindigkeit

In der Kontrollbedingung ohne Hindernis ist die tangentiale Geschwindigkeit nahezu glockenförmig, siehe Abbildung 3.7. In der Nähe von Hindernissen nimmt die Geschwindigkeit häufig ab, so dass sich im Geschwindigkeitsprofil ein Doppelpeak ausbildet. Die bimodale Struktur der Geschwindigkeit von Hindernisvermeidungsbewegungen kann durch die Dekomposition der tangentialen Geschwindigkeit in die Geschwindigkeiten der Transport- $\dot{\tau}(t)$ und der Lift-Komponente $\dot{\ell}(t)$ veranschaulicht werden. In Abbildung 3.7 ist der Anteil der beiden Geschwindigkeitskomponenten an der Gesamtgeschwindigkeit dargestellt. Dazu wurden die quadrierten Geschwindigkeiten der beiden Komponenten gemeinsam mit der

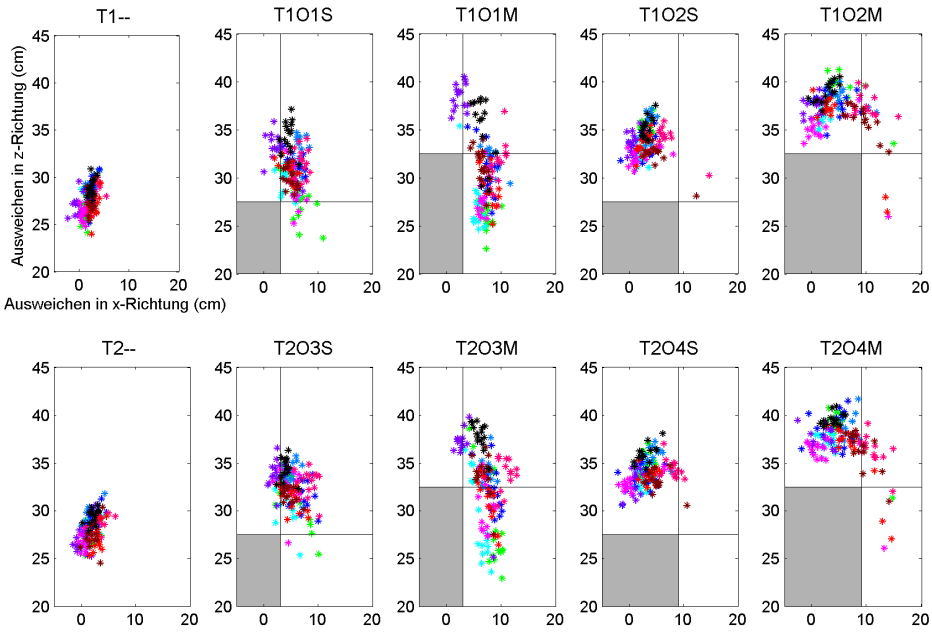


ABBILDUNG 3.6: *Ausweichbewegungen. Jeder Punkt repräsentiert eine Bewegung und beschreibt die Ausweichbewegung in x- und in z-Richtung zum Zeitpunkt der Hindernis-Passage. Alle Bewegungen von allen Probanden sind abgebildet. Das Hindernis ist in grau markiert. Die horizontale Linie stellt die Höhe des Hindernisses dar. Alle Punkte über dieser Linie repräsentieren Ausweichbewegungen über das Hindernis hinweg. Dementsprechend beschreiben alle Punkte rechts von der vertikalen Linie eine kollisionsfreie seitliche Passage des Hindernisses. Punkte oben rechts im Quadranten resultieren aus einer gemischten Ausweichstrategie. Jeweils alle Bewegungen eines Probanden sind in derselben Farbe dargestellt.*

quadrierten tangentialen Geschwindigkeit aufgetragen. Die quadrierte tangentiale Geschwindigkeit ergibt sich aus der Addition der quadrierten Geschwindigkeiten der Komponenten, siehe Gleichung (2.8). Grundsätzlich ist die Geschwindigkeit der Transport-Komponente glockenförmig, wohingegen die Lift-Geschwindigkeit eine bimodale Struktur hat, da sie im Übergang von der Aufwärtsbewegung zur Abwärtsbewegung ein Vorzeichenwechsel macht. In der Kontrollbedingung ohne Hindernis (links) ist die Lift-Komponente zu klein, um in der tangentialen Geschwindigkeit einen Doppelpeak auszubilden. Die resultierende Glockenform wird hauptsächlich von der Transport-Komponente gebildet. Ein mittelgroßes Hindernis links von der Start-Ziel-Linie (Bedingung T2O3M) führt zu einer unsymme-

trischen tangentialen Geschwindigkeit mit einem nach links verschobenen Peak. Ein zweiter Peak wurde nicht ausgebildet, da die Mulde der Lift-Geschwindigkeit genau mit dem Gipfel der Transport-Geschwindigkeit zusammenfällt. Ein mittelgroßes Hindernis rechts von der Start-Ziel-Linie (Bedingung T2O4M) hingegen führt zur Ausbildung eines Doppelpeaks in der tangentialen Geschwindigkeit, der aus dem stark ausgeprägten Doppelpeak der Lift-Geschwindigkeit resultiert.

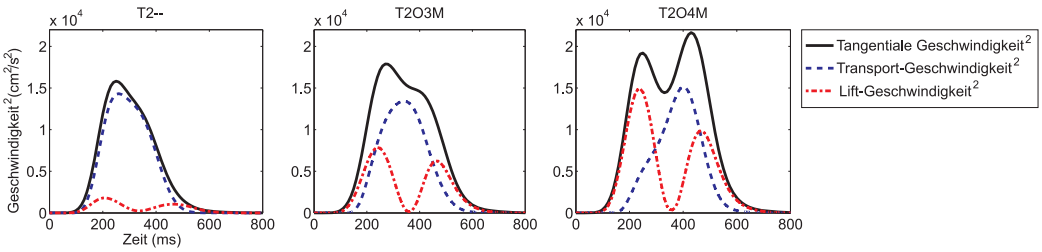
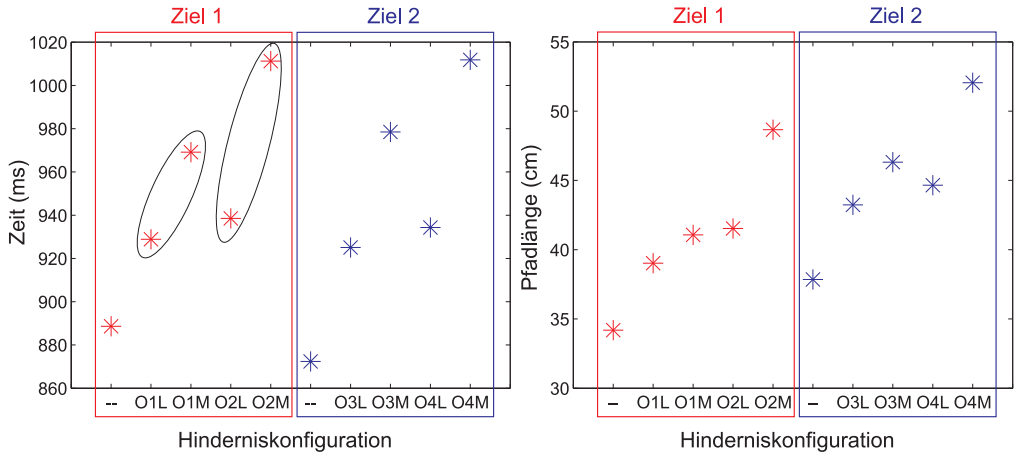


ABBILDUNG 3.7: *Zusammensetzung der tangentialen Geschwindigkeit aus den Geschwindigkeiten der Lift- und der Transport-Komponente (gemittelte Daten eines repräsentativen Probanden). Die quadrierte tangentiale Geschwindigkeit erhält man durch die Addition der quadrierten Lift- und der quadrierten Transport-Geschwindigkeit, siehe Gleichung* (2.8).

3.1.4 Bewegungszeit, Pfadlänge und Isochronie Prinzip

Die Bewegungszeit vom Abheben des Objektes von der Startposition bis zum Absetzen des Objektes auf der Zielposition ist für rechts stehende Hindernisse signifikant länger als für links stehende Hindernisse ($F_{(1,9)} = 15.67$, $P = 0.003$) sowie für große Hindernisse im Vergleich zu kleinen Hindernissen ($F_{(1,9)} = 113.10$, $P < 0.001$). Eine signifikante Hindernisposition $\times$ Hindernishöhe-Interaktion ($F_{(1,9)} = 32.33$, $P < 0.001$) zeigt, dass der Anstieg der Bewegungsdauer mit zunehmender Höhe des Hindernisses bei rechts stehenden Hindernissen deutlicher ausgeprägt ist, siehe Abbildung 3.8 (a). Links stehende Hindernisse werden häufig seitlich ausgewichen, wodurch die Höhe des Hindernisses weniger Einfluss auf die Ausweichbewegung hat.

Weiterhin ist die Bewegungszeit unabhängig von der Zielposition ($F_{(1,9)} = 0.08$, $P = 0.784$), obwohl das Ziel 2 (in diagonaler Richtung) eine größere Distanz zur Startposition aufweist. Ebenso hängt auch die Pfadlänge von den Hindernis- und Zielkonfigurationen ab, siehe Abbildung 3.8 (b). Offensichtlich verlängert sich der Pfad für Bewegungen zum weiter entfernteren Ziel 2 ($F_{(1,9)} = 117.16$, $P < 0.001$). Diese Beobachtungen stehen im Einklang mit dem Isochronie Prinzip, das für variierende Distanzen eine konstante Bewegungszeit voraussagt. Wie die Bewegungszeit, nimmt auch die Pfadlänge mit zunehmender Größe des Hindernisses ($F_{(1,9)} = 94.35$, $P < 0.001$) und für weiter rechts stehende Hindernisse ($F_{(1,9)} = 32.36$, $P < 0.001$) zu. Da Bewegungen zu Ziel 2 mit einem längeren Pfad, aber nicht mit einer größeren Bewegungszeit einhergehen, ist die Durchschnittsgeschwindigkeit für Bewegungen zum Ziel 2 erhöht ($F_{(1,9)} = 126.70$, $P < 0.001$). Die Durchschnittsgeschwindigkeit reicht von 43.64 ± 1.69 cm/sec (Mittelwert für alle Bewegungen zu Ziel 1) bis 48.02 ± 1.98 cm/sec (Mittelwert für alle Bewegungen zu Ziel 2). Betrachtet man die Zerlegung der Geschwindigkeit in die Lift- und die Transport-Komponente, so wird deutlich, dass beide Komponenten, Transport ($F_{(1,9)} = 289.85$, $P < 0.001$) und Lift ($F_{(1,9)} = 28.98$, $P < 0.001$) für Bewegungen zu Ziel 2 signifikant höhere Geschwindigkeiten aufweisen. Die gemittelte Transport-Geschwindigkeit liegt im Bereich von 31.64 ± 0.92 cm/sec (Mittelwert für alle Bewegungen zu Ziel 1) bis 35.52 ± 1.11 cm/sec (Mittelwert für alle Bewegungen zu Ziel 2). Die gemittelte Lift-Geschwindigkeit liegt im Bereich von 23.21 ± 1.25 cm/sec (Mittelwert für alle Bewegungen zu Ziel 1) bis 25.15 ± 1.36 cm/sec (Mittelwert für alle Bewegungen zu Ziel 2). Die Zunahme der Lift-Geschwindigkeit lässt sich dadurch erklären, dass die Amplitude der Lift-Komponente für das entferntere Ziel zunimmt ($F_{(1,9)} = 45.647$, $P < 0.001$) und somit ein längerer Pfad in gleichbleibender Zeit zurückgelegt werden muss.



(a) Bewegungszeit (Mittelwert über alle Probanden).

(b) Pfadlänge (Mittelwert über alle Probanden).

ABBILDUNG 3.8: *Isochronie Prinzip. Die Pfadlänge (b), aber nicht die Bewegungszeit (a) nimmt für Bewegungen zum Ziel 2 zu. Die Markierung in (a) verdeutlicht, dass der Anstieg der Bewegungsdauer mit der Höhe des Hindernisses für rechts stehende Hindernisse stärker ausgeprägt ist als für links stehende Hindernisse.*

3.2 Experiment 2

Im zweiten Experiment wurde das Hindernis entlang der Start-Ziel-Linie verschoben, so dass das Hindernis nicht mehr mittig, sondern näher an der Startposition oder weiter entfernt platziert wurde. Dieser Aufbau ermöglichte eine genauere Untersuchung der Zeitstruktur der Ausweichbewegung sowie der Koordination zwischen der Lift-und der Transportkomponente, da dem Hindernis entweder schon zu Beginn oder sehr spät in der Transportbewegung ausgewichen wurde.

3.2.1 Versuchsaufbau

An diesem Experiment haben 5 Probanden (3 männliche und 2 weibliche, 27.6 ± 0.81 Jahre) teilgenommen. Der Versuchsaufbau war ähnlich wie in Experiment 1 mit den folgenden Modifikationen (siehe Abbildung 3.9):

(1) Es gab nur eine Zielposition in einem Abstand von 30 cm zur Startposition und orthogonal zur Tischkante, die identisch mit der Zielposition 1 des ersten Experiments war. (2) Zusätzlich zum kleinen und mittleren Hindernis gab es ein großes Hindernis. Die drei Hindernishöhen waren folglich: 15 cm (klein), 20 cm (mittel) und 25 cm (groß). (3) Die Hindernisse wurden aus der Mitte in Richtung Startposition (11 cm Entfernung zum Start) oder in Richtung Zielposition (11 cm Entfernung zum Ziel und 19 cm Entfernung zum Start) verschoben. Somit gab es vier mögliche Hindernispositionen (2 Abstände (nah, fern) $\times$ 2 Richtungen (links, rechts)).

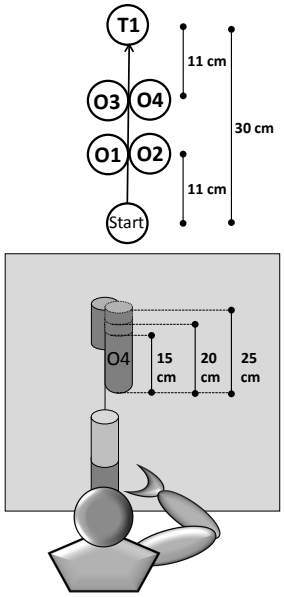


ABBILDUNG 3.9: *Versuchsaufbau. Alle Bewegungen steuerten Ziel 1 (T1) an. Die Hindernisse befanden sich nahe der Startposition (O1 und O2) oder nahe der Zielposition (O3 und O4) und hatten drei verschiedenen Höhen.*

Insgesamt bestand das Experiment aus 13 Versuchsbedingungen: 3 Hindernishöhen, 4 Hindernispositionen und eine Kontrollbedingung ohne Hindernis ($3 \times 4 + 1$). Jede Versuchsbedingung wurde 12-mal durchgeführt, so dass die Probanden insgesamt 156 Bewegungen in pseudo-randomisierter Reihenfolge ausgeführt

TABELLE 3.3: *Abkürzungen für die 13 Versuchsbedingungen des zweiten Experiments. Die Abkürzungen setzten sich aus der Hindernisposition und der Höhe des Hindernisses zusammen. O1S bezeichnet ein kleines Hindernis, welches sich nahe der Startposition und links von der Start-Ziel-Linie befindet.*

Hindernisposition					Hindernishöhe		
kein Hindernis	links, nah	rechts, nah	links, fern	rechts, fern	klein: 15 cm	mittel: 20 cm	groß: 25 cm
–	O1	O2	O3	O4	S	M	T

haben. Die Abkürzungen für die 13 Versuchsbedingungen können aus Tabelle 3.3 entnommen werden und die Hindernispositionen sind in Abbildung 3.9 dargestellt. Für die statistische Analyse der Daten und für die Berechnung von Mittelwerten wurden die ersten beiden Bewegungen von jeder Bedingung verworfen, da sie der Eingewöhnung der Probanden dienten und sich hinsichtlich der Bewegungszeit und des räumlichen Pfades am meisten von den anderen Bewegungen unterschieden.

3.2.2 Räumlicher Pfad

Das Ausmaß der Pfadänderung des Endeffektors (siehe Gleichung 2.4) ist für rechtsseitige Hindernisse größer verglichen mit linksseitigen Hindernissen ($F_{(1,4)} = 71.008$, $P = 0.001$) sowie für große Hindernisse verglichen mit kleinen Hindernissen $F_{(1.027,4.108)} = 51.616$, $P = 0.002$). Analog zum ersten Experiment gibt es eine signifikante Hindernisposition $\times$ Hindernishöhe-Interaktion ($F_{(2,8)} = 52.778$, $P < 0.001$), die besagt, dass die Veränderung der Höhe von rechts stehenden Hindernissen eine größere Änderung des räumlichen Pfades induziert als von links stehenden Hindernissen. Es wurde kein signifikanter Effekt der Distanz des Hindernisses zur Startposition auf das Ausmaß der Pfadänderung festgestellt ($F_{(1,4)} = 1.900$, $P = 0.240$). Das bedeutet, dass die Abweichung des Hindernisvermeidungspfades vom Pfad der Kontrollbedingung für nahe und ferne Hindernisse in etwa gleich groß ist. Während der Pfad bei nahen Hindernissen hauptsächlich zu Beginn abweicht, erfolgt die Abweichung bei fernen Hindernissen

TABELLE 3.4: *Statistische Auswertung des Ausmaßes der Pfadänderung induziert durch Hindernisvermeidung für Handgelenk und Ellbogen.*

Hindernis	Handgelenk		Ellbogen	
Position	$F_{1,4} = 94.992$	$P = 0.001$	$F_{1,4} = 24.588$	$P = 0.008$
Höhe	$F_{2,8} = 36.345$	$P < 0.001$	$F_{2,8} = 102.539$	$P < 0.001$
Distanz	$F_{1,4} = 0.003$	$P = 0.956$	$F_{1,4} = 0.006$	$P = 0.944$
Position×Höhe	$F_{2,8} = 34.489$	$P < 0.001$	$F_{2,8} = 16.387$	$P = 0.001$

später im Pfadverlauf. Die Analyse des Handgelenk- und des Ellbogenpfades führt zu ähnlichen Statistiken, siehe Tabelle 3.4.

3.2.3 Lift- und Transport-Komponente

Die Auswirkung der Distanz des Hindernisses von der Startposition auf die Ausweichbewegung kann am besten durch eine Zerlegung der Trajektorie in die Lift- und die Transport-Komponente betrachtet werden. In Abbildung 3.10(a) sind die Lift- und die Transport-Komponenten von repräsentativen Ausweichbewegungen eines Probanden über ein nahes und ein fernes Hindernis dargestellt. Während die Lift-Komponente nahezu unverändert bleibt, variiert die Transport-Komponente deutlich mit der Distanz des Hindernisses zur Startposition. Bei nahen Hindernissen startet die Transport-Komponente verspätet, da eine Bewegung in Richtung Ziel zunächst durch das Hindernis blockiert und somit nicht möglich ist. Erst nachdem die Lift-Komponente das Hindernis überwunden hat (z. B. durch eine Bewegung zur Seite oder nach oben), kann die Transport-Bewegung in Richtung Ziel ausgeführt werden. Bei fernen Hindernissen ist die Bewegung in Richtung Ziel nicht initial blockiert, wodurch beide Bewegungen, Lift und Transport, gleichzeitig starten können. Für die statistische Untersuchung der Unveränderlichkeit der Lift-Komponente wurde die Amplitude der Lift-Komponente zu drei Zeitpunkten (30%, 50% und 70% der Bewegungszeit) für nahe und ferne Hindernisse mittels einer dreifaktoriellen ANOVA mit Messwiederholung verglichen. Zu keinem der drei Zeitpunkte gibt es einen signifikanten Unterschied

der Lift-Amplitude, während die Transport-Komponente zu jedem Zeitpunkt signifikant durch die Distanz des Hindernisses beeinflusst wird, siehe Tabelle 3.5.

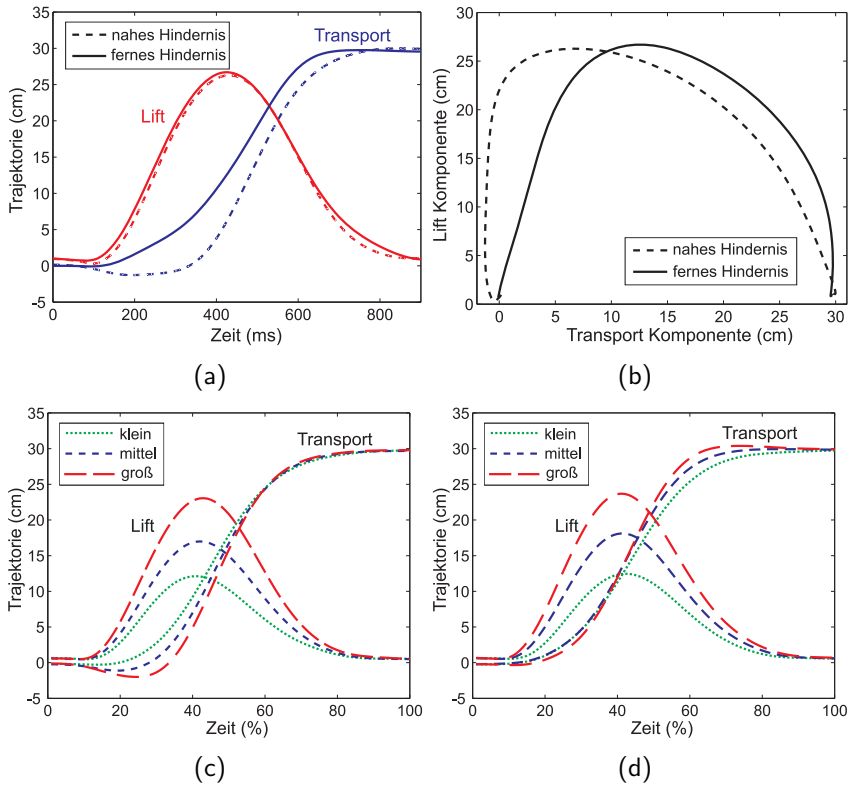


ABBILDUNG 3.10: *(a) Lift- und Transport-Komponenten von Einzelbewegungen eines repräsentativen Probanden für nahe und ferne Hindernisse (O2T vs. O4T). In (b) ist die Lift-Komponente gegen die Transport-Komponente aufgetragen, wodurch ein direkter Blick in die Bewegungsebene möglich ist. Die beiden unteren Abbildungen zeigen den Einfluss der Hindernishöhe auf die Lift- und die Transport-Komponente der Armbewegung bei nahen (c) und fernen (d) Hindernispositionen. Dargestellt sind Mittelwerte über alle Probanden.*

In Abbildung 3.10(b) ist die Lift-Komponente gegen die Transport-Komponente aufgetragen, wodurch ein Blick in die Bewegungsebene möglich wird. Für nahe Hindernisse steigt der Bewegungspfad zum Beginn der Bewegung sehr steil an. Bei fernen Hindernissen nimmt der Pfad zu Beginn einen flacheren Verlauf und fällt am Ende der Bewegung sehr steil ab. Interessanterweise wird die unterschiedliche Krümmung des Bewegungspfades bei Variation der Position des

TABELLE 3.5: *Statistische Auswertung der Unveränderlichkeit der Lift- und der Transport-Komponente bei Variation der Hindernis Distanz (nah vs. fern).*

Zeit	Lift		Transport	
	$F_{(1,4)}$-Wert	P-Wert	$F_{(1,4)}$-Wert	P-Wert
30%	0.220	0.664	86.665	0.001
50%	1.332	0.313	239.120	< 0.001
70%	4.645	0.097	87.470	0.001

Hindernisses entlang der Verbindungslinie zwischen Start und Ziel allein durch die Modulation der Transport-Komponente erreicht. Die Lift-Komponente hat einen unveränderten glockenförmigen Verlauf. Zur speziellen Analyse der Form der Lift-Komponente (unabhängig von der Amplitude) wurden die Zeitpunkte, zu denen 50% bzw. 100% der maximalen Lift-Amplitude erreicht wurden, für nahe und ferne Hindernisse berechnet. Die 50%ige Auslenkung wird zwei Mal erreicht, für die Aufwärts- und für die Abwärtsbewegung. In Tabelle 3.6 sind die Zeitpunkte des Erreichens der jeweiligen Auslenkungen sowie die statistische Analyse dargestellt. Die Zeitpunkte des Erreichens der jeweiligen Auslenkungen unterscheiden sich nicht signifikant für nahe und ferne Hindernisse. Die Glockenform der Lift-Komponente wird also unabhängig von der Hindernis-Distanz beibehalten.

Die Form der Transport-Komponente hingegen wird signifikant durch die Position des Hindernisses entlang der Start-Ziel-Linie beeinflusst. Die Zeitpunkte, zu denen 25%, 50% und 75% des Transport-Weges zurückgelegt sind, unterscheiden sich signifikant für nahe und ferne Hindernisse (25%: $F_{(1,4)} = 144.97$, $P < 0.001$, 50%: $F_{(1,4)} = 362.43$, $P < 0.001$, 75%: $F_{(1,4)} = 3054.75$, $P < 0.001$). Aus Abbildung 3.10(a) geht hervor, dass der zurückgelegte Transport-Weg für nahe Hindernisse generell hinter dem für ferne Hindernisse zurückliegt.

Wird die Höhe des Hindernisses variiert, so verändert sich die Lift-Komponente. In den Abbildungen 3.10(c) und 3.10(d) ist zu sehen, dass ein höheres Hindernis mit einer größeren Lift-Amplitude einhergeht ($F_{(1.019,4.076)} = 37.544$, $P = 0.003$). Auch die Transport-Komponente wird durch die Höhe des Hindernisses beeinflusst. Die Transport-Trajektorien divergieren bei nahen Hindernissen

TABELLE 3.6: *Statistische Auswertung der Lift-Komponente bei Variation der Distanz des Hindernisses (nah vs. fern).*

maximale Amplitude	Zeit (ms)		Statistische Analyse	
	nahes Hindernis	fernes Hindernis	$F_{(1,4)}$-Wert	P-Wert
50% (aufwärts)	242.70 ± 3.61	240.27 ± 2.27	0.832	0.413
100%	402.10 ± 4.40	401.27 ± 3.20	0.094	0.775
50% (abwärts)	589.50 ± 7.92	589.40 ± 9.42	< 0.001	0.985

zu einem frühen Zeitpunkt in der Bewegung, da große Hindernisse den Ablauf der Transport-Bewegung stärker verzögern als kleine Hindernisse. Dies kann sogar zu einer Rückwärtsbewegung, also zu einer initial negativen Transport-Bewegung führen. Zum Zeitpunkt 30% ist der zurückgelegte Transport-Weg für große nahe Hindernisse signifikant kleiner als für kleine nahe Hindernisse ($F_{(2,8)} = 11.800$, $P = 0.004$). Dieser Rückstand muss im zweiten Teil der Bewegung durch eine größere Steigung in der Transport-Komponente kompensiert werden, siehe Abbildung 3.10(c). Bei fernen Hindernissen finden wir eine entsprechende Divergenz der Transport-Trajektorie, die gegen Ende der Bewegung auftritt, siehe Abbildung 3.10(d). Zum Zeitpunkt 70% ist der zurückgelegte Transportweg für große Hindernisse signifikant länger als für kleine Hindernisse ($F_{(1.025,4.104)} = 53.310$, $P = 0.002$). Insbesondere bei großen Hindernissen überschreitet die Transport-Komponente häufig das Ziel, so dass zum Erreichen des Ziels eine Rückwärtsbewegung nötig wird.

3.2.4 Planarität und Ausweichstrategien

Analog zum ersten Experiment ist die gemessene Torsion des Endeffektorpfades sehr klein und die Ausweichbewegungen sind annähernd planar. Die Wahl der Bewegungsebene hängt von der Position und der Höhe des Hindernisses ab. Der Elevationswinkel der Ebene nimmt signifikant mit zunehmender Hindernishöhe ab ($F_{(2,8)} = 26.78$, $P < 0.001$). Mittels eines Post-Hoc-Tests nach dem Bonferroni-Verfahren konnte diese Abhängigkeit für alle drei Höhen-Vergleiche gezeigt wer-

den: klein vs. mittel ($P = 0.005$), klein vs. groß ($P = 0.014$) und mittel vs. groß ($P = 0.041$). Der gemittelte Elevationswinkel beträgt $62.52° \pm 4.58°$ für kleine Hindernisse, $56.83° \pm 4.25°$ für mittelgroße Hindernisse und $46.23° \pm 5.03°$ für große Hindernisse. Mit zunehmender Höhe des Hindernisses nimmt die Tendenz zu seitlichen Ausweichbewegungen also stets zu. Ebenso hängt die Bewegungsebene signifikant von der Position des Hindernisses ab ($F_{(1,4)} = 12.02$, $P = 0.026$). Der Elevationswinkel ist für rechts stehende Hindernisse ($69.90° \pm 3.30°$) größer als für links stehende Hindernisse ($40.49° \pm 8.04°$). Bei rechts stehenden Hindernissen erfolgt die Ausweichbewegung also häufiger über das Hindernis hinweg. Die Distanz des Hindernisses zur Startposition scheint hingegen für die Wahl der Bewegungsebene nicht relevant zu sein ($F_{(1,4)} = 2.788$, $P = 0.171$).

3.2.5 Doppelpeak-Struktur der Geschwindigkeit

Im Abschnitt 3.1.3 wurde bereits gezeigt, dass die Geschwindigkeit von Hindernisvermeidungsbewegungen häufig einen Doppelpeak aufweist. Die Doppelpeak-Struktur kann in diesem Experiment genauer im Hinblick auf die Position des Hindernisses entlang der Transportbewegung untersucht werden. Die Amplitude der beiden Peaks hängt von der Distanz des Hindernisses zur Startposition ab. Eine ANOVA mit Messwiederholung für die Hindernisse O2M, O2T, O4M und O4T mit 4 Probanden[1] zeigt, dass der erste Peak der Geschwindigkeit für ferne Hindernisse (103.25 cm/s ± 5.52 cm/s) signifikant größer ist als für nahe Hindernisse (96.59 cm/s ± 4.57 cm/s) ($F_{(1,3)} = 17.12$, $P = 0.026$). Dementsprechend ist der zweite Peak der Geschwindigkeit für ferne Hindernisse signifikant kleiner als für nahe Hindernisse ($F_{(1,3)} = 21.60$, $P = 0.019$). Der zweite Geschwindigkeitspeak beträgt für ferne Hindernisse 104.54 cm/s ± 2.39 cm/s

[1] Ein Proband ist den Hindernissen O4T und O2T seitlich ausgewichen und wies keine Doppelpeak-Struktur in der Geschwindigkeit auf, weshalb er für diesen Teil der Analyse nicht berücksichtigt werden konnte. Die kleinen Hindernisse (O2S und O4S) wurden ebenfalls ausgeschlossen, da Ausweichbewegungen über diese Hindernisse bei den meisten Probanden nicht zu einem Doppelpeak in der Geschwindigkeit führten.

und für nahe Hindernisse 117.02 cm/s ± 3.56 cm/s. Zusätzlich nehmen der erste ($F_{(1,3)} = 138.48$, $P = 0.001$) und der zweite ($F_{(1,3)} = 24.26$, $P = 0.016$) Geschwindigkeitspeak mit der Höhe des Hindernisses zu. Der gemittelte erste Peak der Geschwindigkeit beträgt für mittelgroße Hindernisse 93.91 cm/s ± 4.93 cm/s und für große Hindernisse 106.53 cm/s ± 5.13 cm/s. Der gemittelte zweite Peak der Geschwindigkeit beträgt für mittelgroße Hindernisse 106.48 cm/s ± 2.44 cm/s und für große Hindernisse 115.08 cm/s ± 3.22 cm/s.

Auch diese Ergebnisse lassen sich durch eine Zerlegung der tangentialen Geschwindigkeit in die Lift- und die Transport-Geschwindigkeit besser nachvollziehen. In Abbildung 3.11 ist dargestellt, wie sich die quadrierte tangentiale Geschwindigkeit aus den beiden quadrierten Komponentengeschwindigkeiten zusammensetzt. Die Zunahme der Höhe des Hindernisses (von links nach rechts) geht mit einer schnelleren Geschwindigkeit einher. Der Hauptanteil dieser Entwicklung kann der Lift-Komponente zugeschrieben werden, die für größere Hindernisse stärker ausgeprägt ist ($F_{(1.019,4.076)} = 37.544$, $P = 0.003$). In der unteren Reihe sind Geschwindigkeitsprofile für ferne Hindernisbedingungen dargestellt und in der oberen Reihe für nahe Hindernisbedingungen. Der erste Geschwindigkeitspeak nimmt mit der Distanz des Hindernisses zur Startposition zu, während der zweite Peak sich gegenläufig verhält. Der Grund für die Modulation der Geschwindigkeitspeaks lässt sich auf der Betrachtungsebene der Primitive finden: Die Transport-Geschwindigkeit ist für nahe Hindernisse zeitlich nach hinten verschoben, wodurch der Beitrag zum ersten Peak der tangentialen Geschwindigkeit fast 0 ist (siehe Bedingung O2M und O2T). Der Beitrag der Transport-Komponente zum zweiten Peak hingegen ist groß, da der Geschwindigkeitspeak der Transport-Komponente später (455 ms ± 5.95 ms) erreicht wird als für ferne Hindernisse (435 ms ± 6.74 ms) ($F_{(1,3)} = 25.00$, $P = 0.015$) und somit einen größeren Input zum zweiten Peak der tangentialen Geschwindigkeit liefert. Zusätzlich nimmt der Peak der Transport-Geschwindigkeit bei nahen Hindernissen an Größe zu, um den langsamen Anlauf auszugleichen (nahes Hindernis: 105.44 cm/s ± 1.77 cm/s

vs. fernes Hindernis: 97.71 cm/s ± 1.76 cm/s). Diese Größenzunahme ist jedoch nicht signifikant ($F_{(1,3)} = 6,35,\ P = 0.086$). Die Lift-Geschwindigkeit ist für nahe und ferne Hindernisse annähernd identisch, so dass die Modulation der Geschwindigkeitspeaks vollständig der Transport-Komponente zugeordnet werden kann.

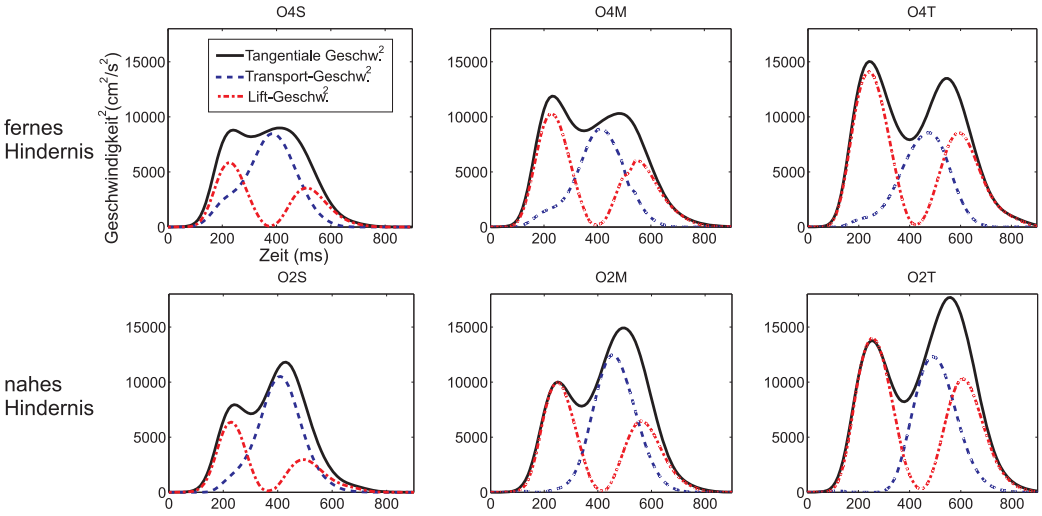


ABBILDUNG 3.11: *Modulation der Doppelpeak-Struktur der tangentialen Geschwindigkeit (gemittelte Daten eines repräsentativen Probanden). Addiert man die quadrierte Transport-Geschwindigkeit und die quadrierte Lift-Geschwindigkeit, so erhält man die quadrierte tangentiale Geschwindigkeit, siehe Gleichung 2.8. Von links nach rechts nimmt die Höhe des Hindernisses zu. In der unteren Reihe sind Geschwindigkeitsprofile für nahe Hindernispositionen und in der oberen Reihe für ferne Hindernispositionen dargestellt.*

3.2.6 Beschleunigung

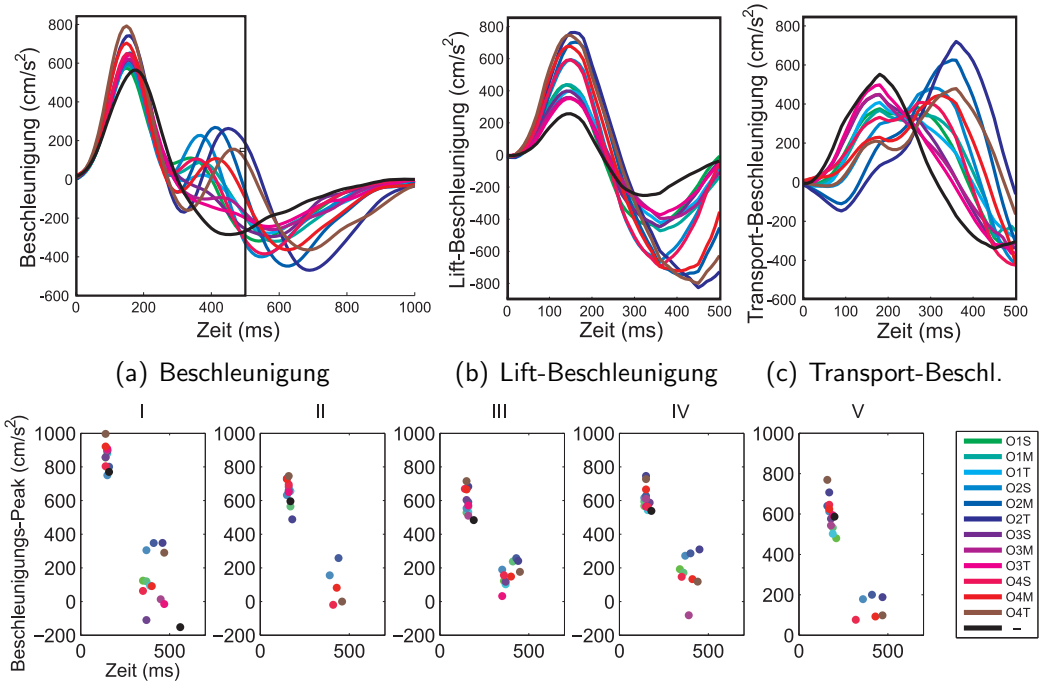
Der erste Peak der Beschleunigung wird für alle Hinderniskonfigurationen gleichzeitig erreicht. Der Zeitpunkt, zu dem der erste Beschleunigungspeak erreicht wird, unterscheidet sich nicht signifikant in Abhängigkeit von den Versuchsbedingungen ($F_{(11,44)} = 1.607,\ P = 0.130$). In Hindernisvermeidungsbewegungen kommt es nach dem Erreichen des ersten Beschleunigungspeaks häufig zu einer erneuten Beschleunigung, so dass ein zweiter Peak im Beschleunigungsprofil

entsteht. Im Gegensatz zum ersten Peak wird der zweite Beschleunigungspeak je nach Hinderniskonfiguration zu unterschiedlichen Zeitpunkten erreicht. Große Hindernisse führen zu einem späteren Auftreten des zweiten Beschleunigungspeaks, siehe Abbildung 3.12. Dies gilt insbesondere für rechts stehende Hindernisse, wohingegen links stehende Hindernisse nicht immer zu einem zweiten Peak in der Beschleunigung führen. Eine ANOVA mit Messwiederholung ergibt für rechts stehende Hinderniskonfigurationen (O2S, O2M, O2T, O4S, O4M, O4T) einen signifikanten Effekt der Höhe des Hindernisses auf den zweiten Beschleunigungspeak ($F_{(2,6)} = 89.602,\ P < 0.001$)[2]. Die Zeit bis zum Erreichen des zweiten Beschleunigungspeaks nimmt mit zunehmender Höhe des Hindernisses für alle drei Höhenvergleiche signifikant zu (von klein nach mittel: $P = 0.021$, von klein nach groß: $P = 0.004$, von mittel nach groß: $P = 0.008$) und beträgt für kleine Hindernisse 356.86 ms ± 3.86 ms, für mittelgroße Hindernisse 411.98 ms ± 4.50 ms und für große Hindernisse 457.82 ms ± 5.88 ms. Die Synchronisation des ersten Beschleunigungspeaks wurde ebenfalls im vorherigen Experiment beobachtet ($F_{(8,72)} = 1.623,\ P = 0.133$), hier ist ihr Auftreten aber sehr erstaunlich, da die Zeitstruktur der Bewegung durch die Verschiebung des Hindernisses entlang der Start-Ziel-Linie noch stärker beeinflusst wird. Die Verschiebung des Hindernisses in Richtung Start- oder Ziel-Position wirkt sich deutlich auf den räumlichen Pfad aus, lässt aber den Zeitpunkt, zu dem der erste Beschleunigungspeak erreicht wird, invariant ($F_{(1,4)} = 0.926,\ P = 0.390$).

Die separate Betrachtung der Lift- und der Transport-Beschleunigung zeigt, dass der erste Peak der Lift-Beschleunigung ebenfalls für alle Hinderniskonfigurationen gleichzeitig erreicht wird ($F_{(11,44)} = 0.855,\ P = 0.589$), siehe Abbildung 3.12 (b). Die Transport-Beschleunigung erreicht den ersten Peak später als die Lift-Komponente ($F_{(1,4)} = 14.74,\ P = 0.018$), siehe Abbildung 3.12 (c). In Anwesenheit von Hindernissen ist die Transport-Beschleunigung häufig

[2]Alle Analysen zum zweiten Beschleunigungspeak wurden mit 4 Probanden durchgeführt, da ein Proband in einem Großteil der Bewegungen keine Doppelpeak-Struktur in der Beschleunigung aufwies (Proband II in Abbildung 3.12 (d)).

biphasisch, wobei ein stark ausgeprägter zweiter Peak immer mit einem sehr schwach ausgeprägten ersten Peak (bis hin zu einem Wegfall) einhergeht. Der zweite Peak der Transport-Beschleunigung formt im Wesentlichen den zweiten Peak der Gesamtbeschleunigung.



(a) Beschleunigung (b) Lift-Beschleunigung (c) Transport-Beschl.

(d) Erster und zweiter Peak der Beschleunigung

ABBILDUNG 3.12: *Über alle Probanden gemittelte Beschleunigung (a-c): (a) Der ersten Peak der Beschleunigung wird simultan unabhängig von der Hinderniskonfiguration erreicht. Das schwarze Rechteck umschließt die ersten 500 ms der Beschleunigungskurve. Die Lift- (b) und die Transport-Beschleunigung (c) wurden an dieser Stelle abgeschnitten. Der erste Peak der Lift-Beschleunigung wird ebenfalls für alle Bedingungen gleichzeitig erreicht. Die Transport-Beschleunigung ist häufig biphasisch und ist maßgeblich an der Ausbildung des zweiten Peaks der Gesamtbeschleunigung beteiligt. (d) Der Zeitpunkt und die Amplitude der Beschleunigungspeaks sind als Mittelwerte für jeden einzelnen Probanden (I-V) abgebildet.*

3.2.7 Zeitstruktur der Hindernispassage

Um den Einfluss der Position des Hindernisses entlang der Transport-Komponente auf die Zeitstruktur der Hindernisvermeidungsbewegung zu untersuchen, haben wir zunächst die Geschwindigkeit von Einzelbewegungen genauer untersucht. In Abbildung 3.13 sind Geschwindigkeitsprofile von drei Probanden jeweils für ein rechts stehendes, mittelgroßes Hindernis in der nahen und der fernen Position zu sehen. Die Hindernispassage sowie der Punkt der größten Auslenkung, der den weitesten Abstand zur Start-Ziel-Linie beschreibt und der maximalen Amplitude der Lift-Komponente entspricht, sind im Geschwindigkeitsprofil markiert. Folgende drei Beobachtungen gehen aus der Abbildung hervor:

1. Die Hindernispassage erfolgt immer nach dem Überschreiten der Mulde im tangentialen Geschwindigkeitsprofil. Interessanterweise und möglicherweise im Gegensatz zur ersten Intuition nimmt die tangentiale Geschwindigkeit während der Hindernispassage bereits wieder zu. Diese Beobachtung resultiert aus der engen Kopplung zwischen der Geschwindigkeit und dem Radius der Krümmung des Endeffektorpfades. Konsistent mit dem „2/3 power“-Gesetz fällt die Mulde im Geschwindigkeitsprofil in etwa mit dem Punkt der stärksten Krümmung des Endeffektorpfades zusammen. Genauer gesagt, wird die Mulde im Geschwindigkeitsprofil nach 367.59 ms $\pm$ 11.14 ms erreicht, stets kurz bevor die Krümmung des Endeffektorpfades maximal ist (nach 377.83 ms $\pm$ 9.57 ms). Dieser Zeitunterschied erreicht knapp nicht das Signifikanzniveau ($F_{(1,9)} = 4.03$, $P = 0.076$).

2. Das Ereignis der Hindernispassage ist nicht strikt an das Geschwindigkeitsprofil gekoppelt. Während die Hindernispassage bei nahen Hindernissen in der aufsteigenden Flanke des zweiten Peaks der tangentialen Geschwindigkeit geschieht, ist die Hindernispassage bei fernen Hindernissen nach hinten verschoben, so dass der zweite Geschwindigkeitspeak noch während der Hindernispassage passiert wird.

3. Im Gegensatz zur Hindernispassage ist der Punkt der größten Auslenkung (maximale Amplitude der Lift-Komponente), fest an das Geschwindigkeitsprofil gekoppelt. Dies gilt insbesondere für die Lift-Komponente, da der Punkt der größten Auslenkung mit dem Nullpunkt in der Lift-Geschwindigkeit zusammentrifft. Überraschenderweise wird die maximale Auslenkung der Lift-Amplitude für nahe und ferne Hindernisse annähernd zur gleichen Zeit erreicht ($F_{(1,4)} = 0.049$, $P = 0.836$). Die gemittelte Zeit bis zum Erreichen der größten Auslenkung beträgt für nahe Hindernisse 412.47 ms ± 7.89 ms und für ferne Hindernisse 411.80 ms ± 7.83 ms. Dies gilt, obwohl der zurückgelegte Pfad bis zum Erreichen des Punktes der größten Auslenkung für ferne Hindernisse (24.30 cm ± 0.77 cm) signifikant länger als für nahe Hindernisse (22.65 cm ± 0.52 cm) ist ($F_{(1,4)} = 22.67$, $P = 0.009$). Da der erste Peak der Lift-Geschwindigkeit nicht signifikant durch die Distanz des Hindernisses zur Startposition verändert wird ($F_{(1,4)} = 0.64$, $P = 0.467$), ist die Modulation der Transport-Komponente alleinig für das isochrone Erreichen des Punktes der stärksten Auslenkung für nahe und ferne Hindernisse verantwortlich. Diese Modulation stärkt den ersten Peak und schwächt zugleich den zweiten Peak der tangentialen Geschwindigkeit, siehe auch Abschnitt 3.2.5.

3.3 Experiment 3

Um zu untersuchen, wie sich die in den Experimenten 1 und 2 entdeckten Elementarbewegungen „Lift“ und “Transport“ im Gelenkwinkelraum manifestieren, haben wir ein zum Experiment 2 analoges Experiment wiederholt, dabei aber alle Segmente des redundanten rechten Arms gemessen. Zusätzlich wurde zur Hinbewegung auch die Rückbewegung aufgenommen, um die Invarianz der Lift-Komponente noch genauer zu untersuchen.

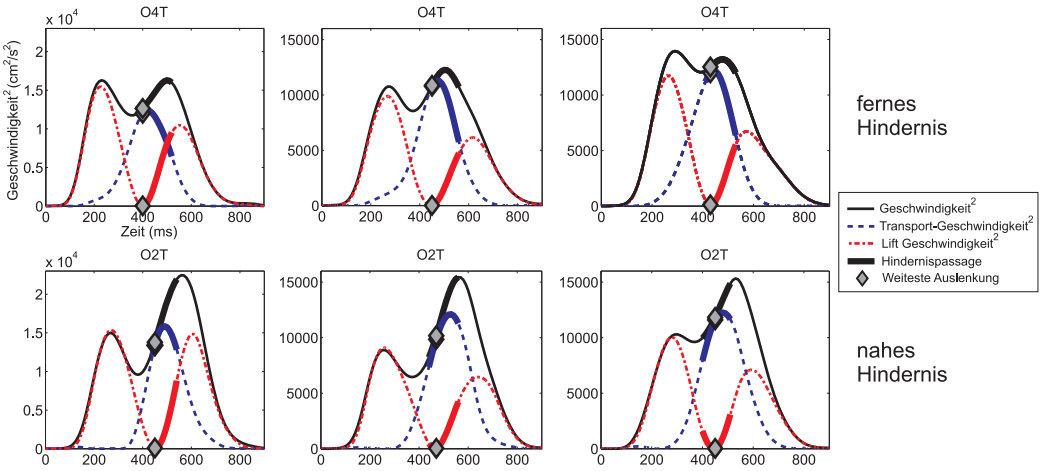


ABBILDUNG 3.13: *Zeitstruktur der Hindernisvermeidung. Jede Spalte zeigt das Geschwindigkeitsprofil eines von drei repräsentativen Probanden. Die Hindernispassage und der Punkt der größten Auslenkung (maximale Lift-Amplitude) sind im Geschwindigkeitsprofil markiert. Für jeden Probanden sind die tangentiale, die Lift- und die Transport-Geschwindigkeit einer Ausweichbewegung über ein großes, recht-stehendes, nahes (untere Reihe) bzw. fernes (obere Reihe) Hindernis gezeigt.*

3.3.1 Versuchsaufbau

Das dritte Experiment war ähnlich aufgebaut wie das zweite. Zusätzlich zum Endeffektor Pfad wurden die Gelenkwinkel der 10 Freiheitsgrade des menschlichen Arms berechnet, wodurch die Untersuchung der Koordination zwischen der Lift- und der Transport-Komponente auf den Gelenkwinkelraum ausgeweitet werden konnte. An diesem Experiment haben 7 Probanden (3 weibliche und 4 männliche, 28.86 ± 1.65 Jahre) teilgenommen. Der Versuchsaufbau ist in Abbildung 3.14 dargestellt. Das Ziel war in einer Entfernung von 32 cm in orthogonaler Richtung zur Tischkante platziert. Es gab drei Hindernispositionen, welche sich im Abstand von der Startposition (11 cm, 16 cm bzw. 21 cm) unterschieden und sich ausschließlich auf der rechten Seite der Start-Ziel-Linie befanden. Das Hindernis konnte drei Höhen (15 cm, 22.5 cm und 30 cm) annehmen. Im Unterschied zu den vorherigen Experimenten wurde das Objekt von der Startposition zur Zielposition und anschließend zurück zur Startposition transportiert. Die Probanden durften

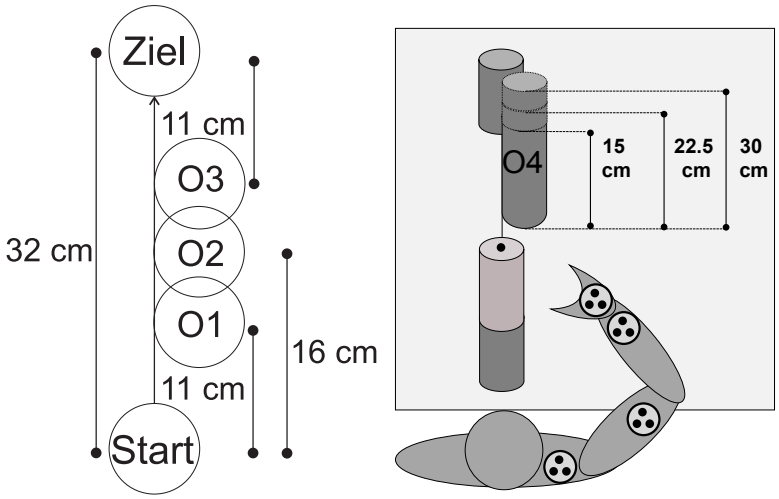


ABBILDUNG 3.14: *Versuchsaufbau Experiment 3. Das Ziel befand sich in orthogonaler Richtung zur Tischkante und war 32 cm von der Startposition entfernt. Die Hindernisse befanden sich nahe der Startposition (O1), mittig zwischen Start und Ziel (O2) oder nahe der Zielposition (O3) und hatten drei verschiedene Höhen. Zur Analyse der Gelenkwinkel wurden starre Körper mit jeweils 3 Infrarotmarkern auf allen Segmenten des Arms und an der Schulter der Probanden angebracht.*

die Bewegungsebene nicht frei wählen, sondern mussten das Objekt über das Hindernis hinweg bewegen (vertikale Ebene). Um eine Gelenkwinkelanalyse zu ermöglichen, wurden starre Körper, die jeweils mit drei Infrarotmarkern ausgestattet waren, auf allen Segmenten des rechten Arms der Probanden befestigt, siehe Methoden, Abschnitt 2.5. Das Experiment bestand aus 9 Versuchsbedingungen: 3 Hindernispositionen und 3 Hindernishöhen (3×3). Jede Versuchsbedingung wurde 15-mal durchgeführt, so dass sich für jeden Probanden 135 Bewegungen in pseudo-randomisierter Reihenfolge ergaben. Die Abkürzungen für die 13 Versuchsbedingungen können aus Tabelle 3.7 entnommen werden.

TABELLE 3.7: *Abkürzungen für die 9 Versuchsbedingungen des dritten Experiments. Die Abkürzungen setzten sich aus der Hindernisposition (Distanz zur Startposition) und der Höhe des Hindernisses zusammen. O1S bezeichnet ein kleines Hindernis, welches sich nahe der Startposition befindet.*

Hindernisposition			Hindernishöhe		
nah: 11 cm	mittig: 16 cm	fern: 21 cm	klein: 15 cm	mittel: 22.5 cm	groß: 30 cm
O1	O2	O3	S	M	T

3.3.2 Lift- und Transport-Komponente in Abhängigkeit von der Hinderniskonfiguration

Um die Invarianz der Lift-Komponente bei Verschiebung des Hindernisses entlang der Start-Ziel-Linie zu überprüfen wurden die Zeitpunkte des Erreichens der maximalen Lift-Amplitude und die Zeitpunkte des Erreichens der 50%igen Lift-Auslenkung in der Aufwärts- und Abwärtsbewegung berechnet. Dies ermöglicht die Untersuchung der Form der Lift-Kurve unabhängig von dessen Amplitude. Da das nahe und das ferne Hindernis verglichen mit dem vorherigen Experiment noch weiter auseinander stehen, wird die Aufrechterhaltung der Invarianz der Lift-Komponente noch stärker herausgefordert. In Abbildung 3.15(a) ist zu sehen, dass die Lift-Komponente sowohl in der Hin- als auch in der Rückbewegung weitgehend unabhängig von der Position des Hindernisses ist. Dennoch kommt es vor allem im letzten Drittel der Lift-Kurve (50%ige Lift-Auslenkung der Abwärtsbewegung) in Abhängigkeit von der Distanz des Hindernisses zu kleinen, aber dennoch signifikanten Unterschieden, siehe Tabelle 3.8.

Die Transport-Komponente verändert sich deutlich mit der Distanz des Hindernisses zur Startposition. Nahe Hindernisse führen zu einem verzögerten Verlauf der Transport-Komponente bis hin zu einem initial negativen Start, siehe Abbildung 3.15(a). Dementsprechend erfolgt die Vollendung von 25%, 50% bzw. 75% des Transportweges für Bewegungen mit nahem Hindernis zu einem späteren Zeitpunkt als für solche mit fernem Hindernis, siehe Tabelle 3.9. Für die Rückbe-

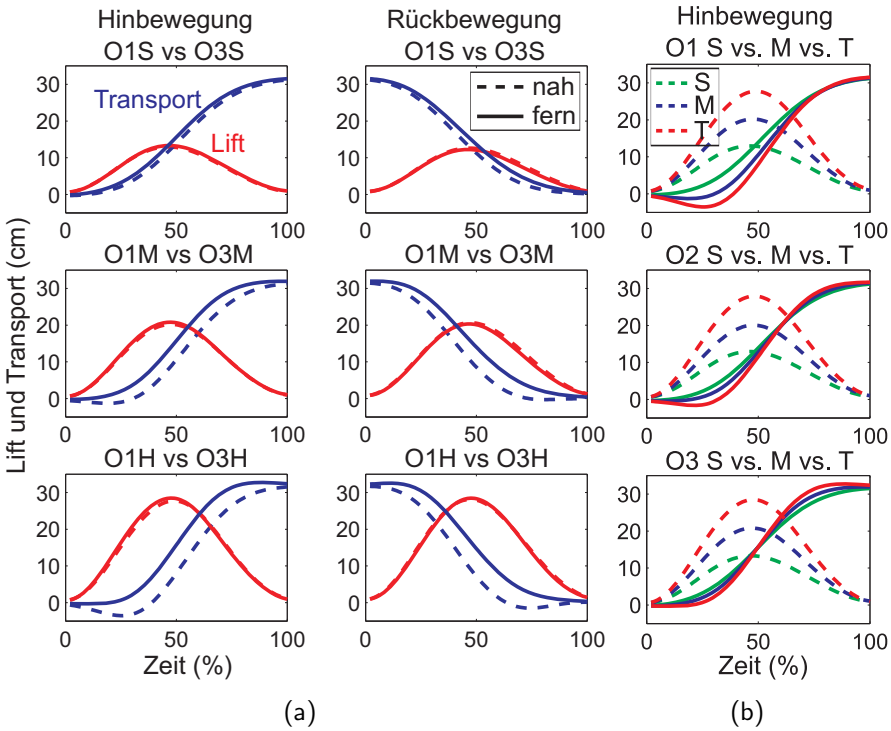


ABBILDUNG 3.15: *Lift- und Transport-Komponente. Dargestellt sind Mittelwerte über alle Probanden. (a) Die Position des Hindernisses entlang der Start-Ziel-Linie (nah vs. fern) hat einen großen Einfluss auf die Transport-Komponente, wohingegen die Lift-Komponente sich nur marginal verändert. (b) Eine Veränderung der Höhe des Hindernisses wirkt sich auf die Lift-Amplitude aus. Zusätzlich hat die Höhe des Hindernisses je nach Position des Hindernisses einen lokalen Einfluss auf die Transport-Komponente.*

wegung gilt der gegenteilige Effekt, da das nahe Hindernis in der Rückbewegung zu einem fernen Hindernis wird. Eine signifikante Höhe $\times$ Distanz-Interaktion für die prozentualen Zeitpunkte des Erreichens von 25% ($F_{(2,12)} = 49.876$, $P < 0.001$), 50% ($F_{(2,12)} = 63.008$, $P < 0.001$) und 75% ($F_{(2,12)} = 70.891$, $P < 0.001$) des zurückgelegten Transportweges zeigt, dass dieser Distanz-Effekt für große Hindernisse besonders stark ausgeprägt ist.

Die Höhe des Hindernisses beeinflusst die Amplitude der Lift-Bewegung, siehe Abbildung 3.15(b) ($F_{(2,12)} = 1287,235$, $P < 0.001$). Auch die Transport-Komponente verändert sich in Abhängigkeit von der Höhe des Hindernisses. Eine

TABELLE 3.8: *Statistische Auswertung der Zeitpunkte des Erreichens der 50%igen Lift-Amplitude in der Aufwärts- und Abwärtsbewegung sowie der maximalen Lift-Amplitude (100%) bei Variation der Distanz des Hindernisses (nah vs. fern) für die Hin- und Rückbewegung.*

Lift-Amplitude	Zeit (%)		Statistische Analyse	
Hinbewegung	nahes Hindernis	fernes Hindernis	$F_{(1,6)}$-Wert	P-Wert
50% (aufwärts)	22.60 ± 0.20	22.52 ± 0.27	0.569	0.479
100%	47.71 ± 0.44	47.29 ± 0.47	5.837	0.052
50% (abwärts)	74.45 ± 0.50	74.08 ± 0.53	11.029	0.016
Rückbewegung	nahes Hindernis	fernes Hindernis	$F_{(1,6)}$-Wert	P-Wert
50% (aufwärts)	22.25 ± 0.34	22.6 ± 0.36	4.764	0.072
100%	47.10 ± 0.53	46.89 ± 0.60	1.225	0.311
50% (abwärts)	75.51 ± 0.42	74.15 ± 0.52	19.735	0.004

TABELLE 3.9: *Statistische Auswertung der Zeitpunkte des Erreichens von 25%, 50% und 75% des Transportweges bei Variation der Distanz des Hindernisses (nah vs. fern) für die Hin- und Rückbewegung.*

Transportweg	Zeit (%)		Statistische Analyse	
Hinbewegung	nahes Hindernis	fernes Hindernis	$F_{(1,6)}$-Wert	P-Wert
25%	45.23 ± 0.88	38.66 ± 0.64	105.854	< 0.001
50%	56.21 ± 0.88	50.37 ± 0.67	105.301	< 0.001
75%	68.21 ± 0.85	62.16 ± 0.71	134.019	< 0.001
Rückbewegung	nahes Hindernis	fernes Hindernis	$F_{(1,6)}$-Wert	P-Wert
25%	31.32 ± 1.02	36.29 ± 1.24	192.766	< 0.001
50%	41.34 ± 0.93	47.10 ± 1.16	188.215	< 0.001
75%	51.64 ± 0.90	59.12 ± 1.17	188.215	< 0.001

Veränderung der Höhe des Hindernisses führt zu einer lokalen Divergenz in der Transport-Komponente, die bei nahen Hindernissen verstärkt zu Beginn (25%: $F_{(2,12)} = 228,245,\ P < 0.001$) und bei fernen Hindernissen gegen Ende der Bewegung (75%: $F_{(2,12)} = 10.952,\ P = 0.002$) auftritt, siehe Abbildung 3.15(b).

Es bleibt noch zu überprüfen, ob die Veränderung der Lift-Amplitude mit der Höhe des Hindernisses eine bloße Skalierung ist oder ob sich zusätzlich die Form der Lift-Kurve verändert. Dazu wurden die prozentualen Zeitpunkte bis zum Erreichen der 50%igen (in der Aufwärts- und Abwärtsbewegung) und der 100%igen Lift-Amplitude berechnet. Bei einer einfachen Skalierung sollten sie für alle Hindernishöhen gleich sein. Aus Abbildung 3.16 geht hervor, dass die bezüglich der Amplitude normalisierte Lift-Komponente für alle Hindernishöhen annähernd identisch ist. Eine dreifaktorielle ANOVA mit Messwiederholung mit den Faktoren Bewegungsrichtung, Hindernishöhe und Hindernis-Distanz ergibt jedoch eine signifikante Abhängigkeit der prozentualen Zeitpunkte bis zum Erreichen der drei Lift-Auslenkungen von der Höhe des Hindernisses (50% (Aufwärtsbewegung): $F_{(1.117,6.699)} = 16.663,\ P = 0.005$, 100%: $F_{(1.168,7.006)} = 18.089,\ P = 0.003$, 50% (Abwärtsbewegung): $F_{(2,12)} = 19.317,\ P < 0.001$). Während die 50%ige Auslenkung der aufsteigenden Lift-Amplitude bei kleinen Hindernissen zu einem früheren Zeitpunkt als bei großen Hindernissen erreicht wird, wird der gegenteilige Effekt bei der 50%igen Auslenkung der absteigenden Lift-Amplitude gefunden. Demnach ist die Lift-Kurve für kleine Hindernisse etwas breiter als für große Hindernisse. Die Unterschiede sind jedoch sehr klein und liegen im Bereich von nur 1% der Bewegungszeit. Dieser systematische Effekt ist vernachlässigbar, da er aus der Berechnung des Startpunktes und des Endpunktes der Bewegung resultieren könnte. Dafür würde sprechen, dass die normalisierte Lift-Kurve für Bewegungen mit kleinem Hindernis von Beginn an über den Lift-Kurven mit mittlerem und großem Hindernis liegt, siehe Abbildung 3.16.

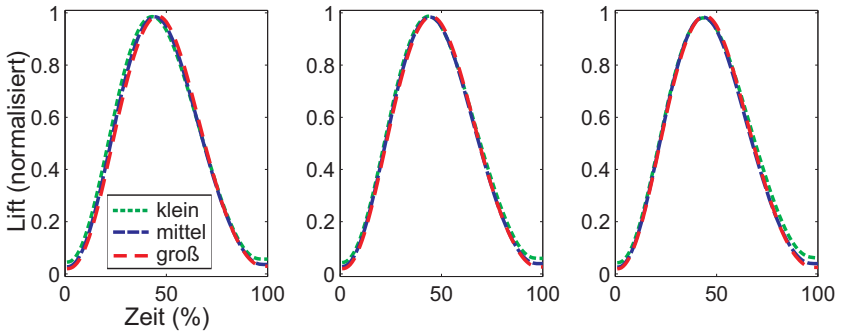


ABBILDUNG 3.16: *Normalisierte Lift-Komponente (gemittelt über alle Probanden) in Abhängigkeit von der Höhe des Hindernisses. Von links nach rechts verschiebt sich die Position des Hindernisses entlang der Start-Ziel Linie in Richtung Ziel.*

3.3.3 Lift- und Transport-Komponente: Hin- vs. Rückbewegung

Durch die zusätzliche Betrachtung der Rückbewegung soll mit diesem Experiment geprüft werden, ob die Invarianz der Lift-Komponente auch für die Rückbewegung gilt und in wieweit sich die Hin- und Rückbewegung hinsichtlich der Lift- und der Transport-Komponente unterscheiden. In Abbildung 3.17 sind die Lift-Komponenten der Hin- und Rückbewegungen aller Hinderniskonfigurationen in normalisierter Zeit dargestellt. Es fällt sofort auf, dass die Lift-Komponenten der Vorwärts- und Rückwärts-Bewegung für alle Hinderniskonfigurationen nahezu identisch sind. Auch die Bewegungszeit der Hin-und Rückbewegung unterscheidet sich nicht signifikant ($F_{(1,6)} = 0.083$, $P = 0.784$). Die gemittelte Bewegungszeit beträgt 641.37 ms $\pm$ 21.78 ms für die Hinbewegung und 644.97 ms $\pm$ 31.10 ms für die Rückbewegung.

Für die statistische Analyse der Invarianz der Lift-Komponente wurden für die Hin- und die Rückbewegung jeweils die prozentualen Zeitpunkte des Erreichens der 50%igen Lift-Amplitude in der Aufwärts- und Abwärtsbewegung sowie der 100%igen Lift-Amplitude berechnet. Für jede der drei Hindernis-Distanzen (nah, zentral, fern) und für jeden der oben genannten Zeitpunkte wurde eine ANOVA

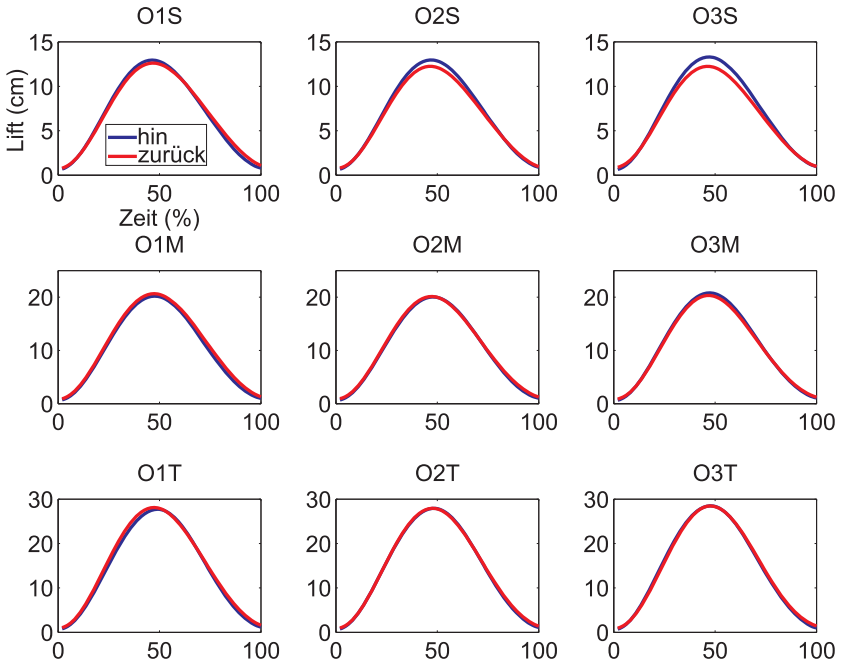


ABBILDUNG 3.17: *Über alle Probanden gemittelte Lift-Komponenten der Hin- und Rückbewegung. Die Lift-Komponenten der Hin- und Rückbewegung sind nahezu invariant.*

mit Messwiederholung mit den Faktoren Bewegungsrichtung (hin, zurück) und Hindernishöhe (klein, mittel, groß) durchgeführt. Nur zu einem der untersuchten Zeitpunkte (dem Zeitpunkt des Erreichens der 50%igen Lift-Amplitude in der Senkbewegung) und nur für die nahe Hinderniskonfiguration kann ein signifikanter Unterschied zwischen der Lift-Komponente der Hin- und der Rückbewegung festgestellt werden. Die statistische Auswertung der Invarianz der Lift-Komponente ist in Tabelle 3.10 zusammengefasst. Die Unabhängigkeit der Lift-Komponente von der Bewegungsrichtung ist vor allem deshalb erstaunlich, da sich die Rückbewegung als Gesamtbewegung betrachtet deutlich von der Hinbewegung unterscheidet, siehe Abbildung 3.18. Dieser Unterschied kommt zum einen daher, dass ein nahes Hindernis in der Hinbewegung in der Rückbewegung zu einem fernen Hindernis wird. Zum anderen startet die Hinbewegung generell mit einer steileren Flanke als die Rückbewegung. Also können auch bei der Betrachtung der Bewe-

TABELLE 3.10: *Statistische Auswertung der Zeitpunkte des Erreichens der 50%igen Lift-Amplitude in der Aufwärts- und Abwärtsbewegung sowie der maximalen Lift-Amplitude (100%): Hin- vs. Rückbewegung.*

Liftamplitude (%)	Hindernis-Distanz	Zeit (%)		Statistische Analyse	
		Hinbewegung	Rückbewegung	$F_{(1,6)}$-Wert	P-Wert
50 (aufwärts)	nah	22.60 ± 0.20	22.25 ± 0.34	0.986	0.359
	zentral	22.63 ± 0.24	22.45 ± 0.34	0.340	0.581
	fern	22.52 ± 0.27	22.60 ± 0.36	0.057	0.819
100	nah	47.71 ± 0.44	47.10 ± 0.53	1.656	0.246
	zentral	47.75 ± 0.43	47.08 ± 0.53	1.874	0.220
	fern	47.29 ± 0.47	46.89 ± 0.60	0.490	0.510
50 (abwärts)	nah	74.45 ± 0.50	75.51 ± 0.41	8.530	0.027
	zentral	74.43 ± 0.47	74.81 ± 0.37	1.034	0.348
	fern	74.08 ± 0.53	74.15 ± 0.52	0.031	0.867

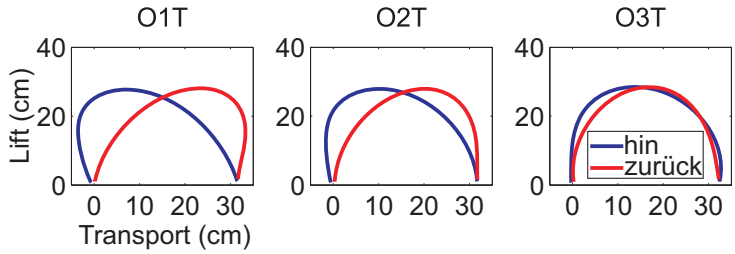


ABBILDUNG 3.18: *Hin- und Rückbewegung (Mittelwerte über alle Probanden). Dargestellt ist die Gesamtbewegung für ein nahes (O1H), zentrales (O2H) und fernes (O3H) großes Hindernis, wobei die Lift-Komponente gegen die Transport-Komponente aufgetragen ist. Ein deutlicher Unterschied zwischen der Hin- und der Rückbewegung ist insbesondere für das nahe Hindernis deutlich zu erkennen.*

gungsrichtung nahezu alle Unterschiede in der Gesamtbewegung der Transport-Komponente zugeschrieben werden. In Abbildung 3.19 ist die Hin- und Rückbewegung der Transport-Komponente dargestellt. Zum besseren Vergleich beider Bewegungen ist in der zweiten Zeile der zurückgelegte Transportweg abgebildet, wodurch die Rückbewegung (Ziel $\rightarrow$ Start) genau wie die Hinbewegung bei 0 cm startet und bei 32 cm endet. Es fällt auf, dass sich die Hin- und die Rückbewegung der Transport-Komponente in der nahen Hinderniskonfiguration am stärksten unterscheiden. Mit zunehmendem Abstand des Hindernisses zur Startposition werden sich die Hin- und die Rückbewegung ähnlicher. Diese Beobachtung lässt

TABELLE 3.11: *Statistische Auswertung der Zeitpunkte des Erreichens von 25%, 50% und 75% des Transportweges: Hin- vs. Rückbewegung.*

Transport (%)	Hindernis-Distanz	Zeit (%)		Statistische Analyse	
		Hinbewegung	Rückbewegung	$F_{(1,6)}$-Wert	P-Wert
25	nah	45.23 ± 0.88	31.32 ± 1.02	129.331	< 0.001
	zentral	42.05 ± 0.81	33.35 ± 1.05	54.777	< 0.001
	fern	38.66 ± 0.64	36.29 ± 1.24	3.098	0.129
50	nah	56.21 ± 0.88	41.37 ± 0.93	141.207	< 0.001
	zentral	53.65 ± 0.78	43.98 ± 1.01	64.547	< 0.001
	fern	50.37 ± 0.67	47.10 ± 1.16	6.724	0.041
75	nah	68.21 ± 0.85	51.64 ± 0.90	165.905	< 0.001
	zentral	65.67 ± 0.77	55.31 ± 0.98	74.277	< 0.001
	fern	62.16 ± 0.71	59.12 ± 1.17	6.401	0.045

sich dadurch erklären, dass die Transport-Komponente in der Rückbewegung aufgrund eines annähernd gestreckten Armes wenig Spielraum hat und somit generell eher startet, wohingegen sie in der Hinbewegung häufig verzögert wird oder sogar eine Rückwärtsbewegung beinhaltet. Ein fernes Hindernis führt in der Hinbewegung zu einem relativ frühen Start, wohingegen die Rückbewegung maximal verzögert wird, da das ferne Hindernis in der Rückbewegung zu einem nahen Hindernis wird. Somit wird in der fernen Hinderniskonstellation erreicht, dass sich die Hin- und die Rückbewegung ähneln, siehe Abbildung 3.19, 2 Zeile, O3T. Die Tendenz, dass sich die Hin- und Rückbewegung mit Zunahme der Distanz des Hindernisses ähnlicher werden, ist ebenfalls in der Gesamtbewegung zu sehen, siehe Abbildung 3.18. In Tabelle 3.11 ist die statistische Auswertung der Transport-Komponente zusammengefasst. Analog zur statistischen Analyse der Lift-Komponente wurde für jede der drei Hindernis-Distanzen (nah, zentral, fern) und für drei Zeitpunkte (prozentuale Zeit des Erreichens von 25%, 50% und 75% des Transportweges) eine ANOVA mit Messwiederholung mit den Faktoren Bewegungsrichtung (hin, zurück) und Hindernishöhe (klein, mittel, groß) durchgeführt. Nur zu einem Zeitpunkt (prozentuale Zeit bis zur Vollendung von 25% des Transportweges) und nur in der fernen Hinderniskonfiguration ist der Unterschied zwischen der Hin- und der Rückbewegung nicht signifikant. Trägt

man die Rückbewegung der Transport-Komponente rückwärts gegen die Zeit auf, wie in der dritten Zeile von Abbildung 3.19 dargestellt, so überlappen räumliche Bezugspunkte wie die Start- und die Zielposition der Hin- und Rückbewegung. In dieser Auftragung sind sich die Transport-Komponenten beider Bewegungsrichtungen am ähnlichsten. Dies steht im Gegensatz zur Lift-Komponente, die im Hinblick auf zeitliche, nicht aber auf räumliche Bezugspunkte invariant ist, siehe Abbildung 3.20.

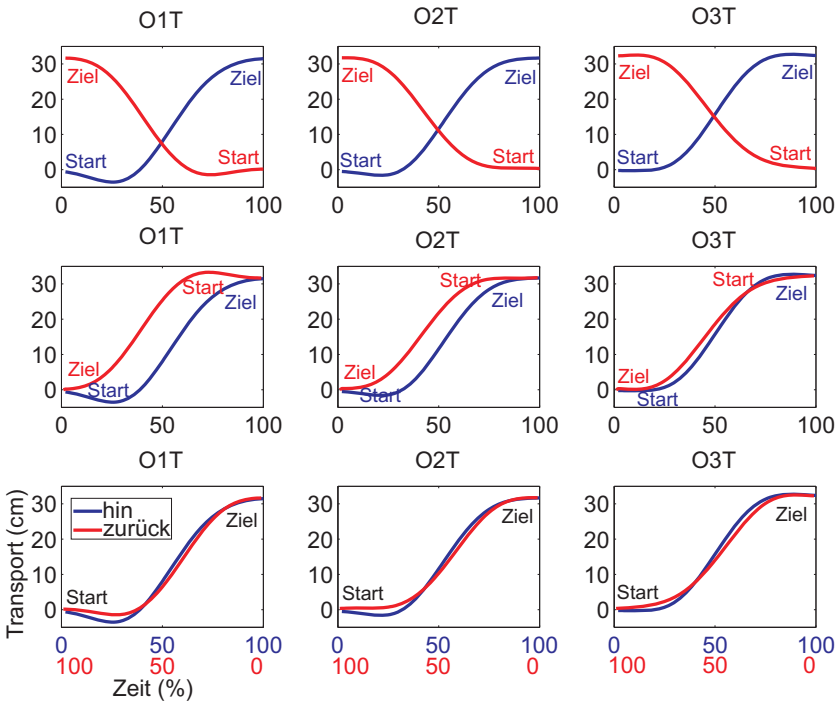


ABBILDUNG 3.19: *Transport-Komponente der Hin- und Rückbewegung (Mittelwerte über alle Probanden). In jeder Reihe sind die Transport-Bewegungen für nahe (O1T), zentrale (O2T) und ferne (O3T) große Hindernisse dargestellt. Die erste Reihe zeigt die Transport-Bewegungen in unveränderter Darstellung. Zum besseren Vergleich der Hin- und Rückbewegung ist in der zweiten Reihe der zurückgelegte Transportweg abgebildet. In der dritten Reihe wird die Rückbewegung rückwärts in der Zeit dargestellt (siehe rote Zahlen). In dieser Auftragung überlappen die Start- und Zielpositionen der Hin- und der Rückbewegung.*

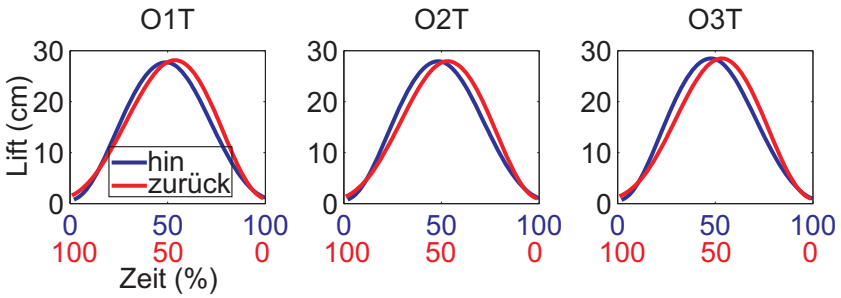


ABBILDUNG 3.20: *Lift-Komponenten für nahe (O1T), zentrale (O2T) und ferne (O3T) große Hindernisse (Mittelwerte über alle Probanden). Die Lift-Komponente der Rückbewegung ist rückwärts gegen die Zeit aufgetragen (siehe rote Zahlen). Die Lift-Komponente ist im Hinblick auf räumliche Bezugspunkte nicht invariant.*

3.3.4 Ungeregelte Mannigfaltigkeit (UCM) und motorische Äquivalenz (MEQ)

Eine ANOVA mit Messwiederholung mit den Faktoren UCM (parallel, orthogonal), Bewegungsrichtung (hin, zurück), Hindernishöhe (klein, mittel, groß) und Hindernis-Distanz (nah, zentral, fern) ergibt, dass die Komponente der Gelenkwinkelvarianz, die parallel zur UCM liegt ($V_{||}$) für alle drei untersuchen Zeitpunkte (1%, 50% und 100% der Bewegungszeit) signifikant größer ist als diejenige Komponente, die orthogonal zur UCM liegt ($V_{\perp}$), siehe Tabelle 3.12. Für alle untersuchten Hinderniskonfigurationen gilt also, dass es mehr Varianz in den Gelenkwinkelkonfigurationen gibt, die zur Beibehaltung des dreidimensionalen Endeffektorpfades führen und nur wenig Varianz in Gelenkwinkelkonfigurationen, die den Endeffektorpfad verändern. Zusätzlich gibt es in der Mitte der Bewegung bei 50% der Bewegungszeit einen signifikanten Effekt der Höhe des Hindernisses auf die UCM-Analyse. Dieser Effekt wirkt sich jedoch auf beide UCM-Komponenten gleichwertig aus, so dass es mit zunehmender Höhe des Hindernisses sowohl zu einem Anstieg der $V_{||}$-Komponente als auch der $V_{\perp}$-Komponente kommt ($F_{(2,12)} = 7.122$, $P = 0.009$).

TABELLE 3.12: *Statistische Auswertung der UCM-Analyse.*

Zeit (%)	$V_{\|\|}$ (rad^2/Freiheitsgrad)	$V_{\perp}$ (rad^2/Freiheitsgrad)	$F_{(1,6)}$-Wert	P-Wert
1	0.004 ± 0.001	0.000 ± 0.000	22.055	0.003
50	0.004 ± 0.001	0.002 ± 0.000	12.461	0.012
100	0.004 ± 0.001	0.000 ± 0.000	21.660	0.003

Die Analyse der motorischen Äquivalenz erlaubt zusätzlich einen Vergleich zweier Versuchsbedingungen (z. B. nahes Hindernis vs. fernes Hindernis). So kann die Frage beantwortet werden, ob die Differenz der Gelenkwinkelkonfigurationen zweier Versuchsbedingungen im UCM-Raum liegt. Diese Analyse kann für die Lift- oder die Transport-Komponente einzeln durchgeführt werden. So kann man etwa überprüfen, ob Änderungen in der Gelenkwinkelkonfiguration, welche sich auf die Lift-Komponente auswirken, im Vergleich zu anderen Änderungen der Gelenkwinkelkonfiguration, welche für die Lift-Komponente nicht relevant sind, klein sind. In Abbildung 3.21 ist die motorische Äquivalenz der Hinbewegung sowohl für den Vergleich von nahen vs. fernen Hindernissen (a) als auch für große vs. kleine Hindernisse (b) dargestellt. Für die Rückbewegung ist die motorische Äquivalenz analog, allerdings seitenverkehrt, da ein nahes Hindernis in der Rückbewegung zu einem fernen Hindernis wird. Das gilt ebenfalls für die statistische Analyse. Daher wird im Folgenden nur die Hinbewegung beschrieben.

Zunächst wird die motorische Äquivalenz zwischen Gelenkwinkelkonfigurationen untersucht, die sich aufgrund unterschiedlicher Distanzen des Hindernisses zur Startposition (nah vs. fern) unterscheiden. Für alle untersuchten Hindernishöhen ist die Lift-Komponente für nahe vs. ferne Hindernisse motorisch äquivalent, siehe Abbildung 3.21(a). Zu jedem untersuchten Zeitpunkt liegt die MEQ$_{para}$-Komponente signifikant über der MEQ$_{orth}$-Komponente mit einem P-Wert < 0.05. Zusätzlich zeigt eine zweifaktorielle ANOVA mit Messwiederholung mit den Faktoren Zeitpunkt (1%, 50%, 100%) und Hindernishöhe (klein, mittel, groß), dass die MEQ$_{para}$-Komponente signifikant mit der Höhe des Hindernisses zunimmt ($F_{(2,12)} = 26.670$, $P < 0.001$). Ein Post-Hoc-Test ergibt, dass dies für

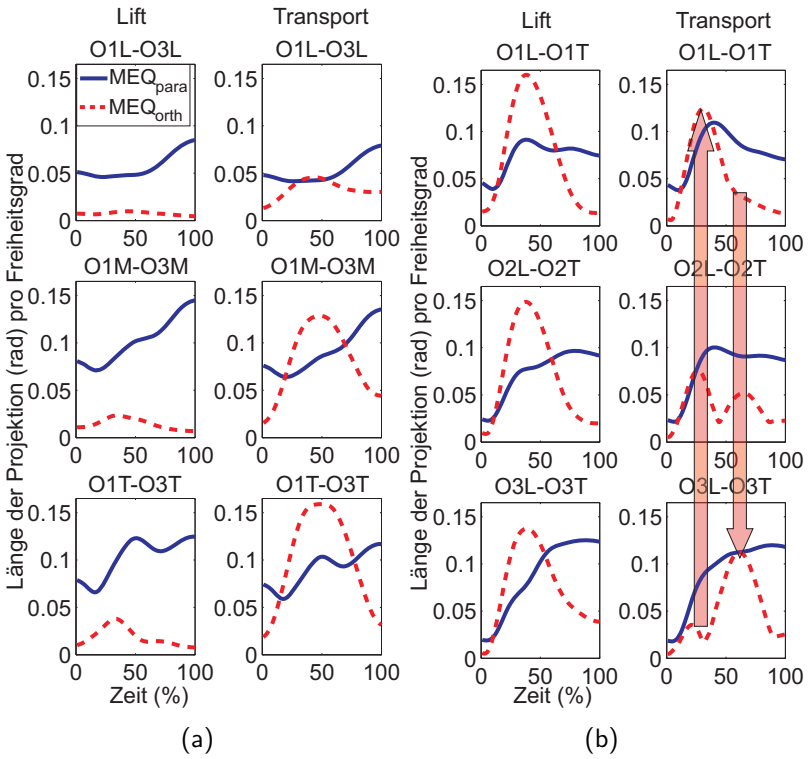


ABBILDUNG 3.21: *Motorische Äquivalenz der Hinbewegung (Mittelwerte über alle Probanden). In (a) ist die motorische Äquivalenz für den Vergleich von nahen vs. fernen Hindernissen dargestellt. Die Lift-Komponente ist über den gesamten Zeitraum motorisch äquivalent ($MEQ_{para} > MEQ_{orth}$), die Transport-Komponente hingegen nur zu Beginn und gegen Ende der Bewegung. Bei Änderung der Hindernishöhe (b) ist die Lift-Komponente im mittleren Teil der Bewegung nicht motorisch äquivalent ($MEQ_{para} < MEQ_{orth}$), die Transport-Komponente nur teilweise.*

die Vergleiche klein vs. mittel ($P = 0.001$) und klein vs. groß ($P = 0.010$) gilt. Die MEQ_{orth}-Komponente steigt ebenfalls mit der Höhe des Hindernisses an, jedoch mit einer geringeren Ausprägung. Einen signifikanten Unterschied gibt es nur für den Vergleich zwischen dem kleinen und dem großen Hindernis ($P = 0.015$). Die Transport-Komponente hingegen ist im mittleren Teil der Bewegung nicht motorisch äquivalent. Bei 50% der Bewegungszeit überschreitet die MEQ_{orth}-Komponente die MEQ_{para}-Komponente ($F_{(1,6)} = 11.337$, $P = 0.015$). Diese Überschreitung wird mit zunehmender Höhe des Hindernisses immer deutlicher,

was durch eine signifikante MEQ $\times$ Höhe-Interaktion ($F_{(2,12)} = 22.501$, $P < 0.001$) belegt wird.

In Abbildung 3.21(b) ist für alle drei Hindernis-Distanzen (nah, zentral, fern) jeweils die motorische Äquivalenz für den Vergleich des großen und des kleinen Hindernisses separat für die Lift- und für die Transport-Komponente dargestellt. Die dazugehörigen Endeffektor-Daten sind in Abbildung 3.15(b) zu sehen. Die Lift-Komponente ist nur zu Beginn und gegen Ende der Bewegung motorisch äquivalent (1% der Zeit: $F_{(1,6)} = 10.959$, $P = 0.016$; 100% der Zeit: $F_{(1,6)} = 34.866$, $P = 0.001$). In der Mitte der Bewegung kommt es zu einem deutlichen Anstieg der MEQ$_{orth}$-Komponente gegenüber der MEQ$_{para}$-Komponente (50% der Zeit: $F_{(1,6)} = 49.426$, $P < 0.001$), welcher sich in den Endeffektor-Daten durch die Zunahme der Lift Amplitude mit zunehmender Hindernishöhe erklären lässt. Auch die Transport-Komponente ist über weite Teile der Bewegung nicht motorisch äquivalent. Hier lässt sich jedoch ein biphasischer Verlauf erkennen. Nahe Hindernisse führen zu einem schnellen Anstieg der MEQ$_{orth}$-Komponente im ersten Teil der Bewegung. Dieser Peak nimmt mit zunehmender Distanz des Hindernisses signifikant ab (30% der Zeit: $F_{(2,12)} = 107.772$, $P < 0.001$). Mittels eines Post-Hoc-Tests nach dem Bonferroni-Verfahren konnte diese Abhängigkeit für alle drei Distanz-Vergleiche gezeigt werden: nah vs. zentral ($P = 0.004$), nah vs. fern ($P < 0.001$) und zentral vs. fern ($P < 0.001$). Gleichzeitig nimmt der zweite Peak der MEQ$_{orth}$-Komponente für ferne Hindernisse signifikant zu (70% der Zeit: $F_{(2,12)} = 20.247$, $P < 0.001$), siehe rote Pfeile in Abbildung 3.21(b). Die Durchführung eines Post-Hoc-Tests ergibt, dass auch diese Abhängigkeit für alle Distanz-Vergleiche signifikant ist. Die motorische Äquivalenz ist also in dem Teil der Bewegung gestört, in dem sich das Hindernis befindet. Dies ist konsistent mit den Endeffektor-Daten in Abbildung 3.15(b), da die Transport-Komponente bei nahen Hindernissen im frühen Teil und bei späten Hindernissen im späten Teil der Bewegung mit der Hindernishöhe variiert.

3.4 Experiment 4

In den vorherigen Experimenten war es nicht möglich, eine invariante Transport-Komponente bei Variation der Höhe des Hindernisses nachzuweisen. Um eine genauere Untersuchung der Invarianz der Transport-Komponente zu ermöglichen, wurde die Bewegung im Gegensatz zu den bisherigen Experimenten in horizontaler Richtung durchgeführt, wodurch die Reichweite der Transportbewegung auf 60 cm vergrößert werden konnte.

3.4.1 Versuchsaufbau

An diesem Experiment haben 3 weibliche und 5 männliche Probanden im Alter von 29.25 ± 0.82 Jahren teilgenommen. Der Versuchsaufbau ist in Abbildung 3.22 dargestellt. Start und Ziel wurden horizontal zum Probanden in einer Entfernung

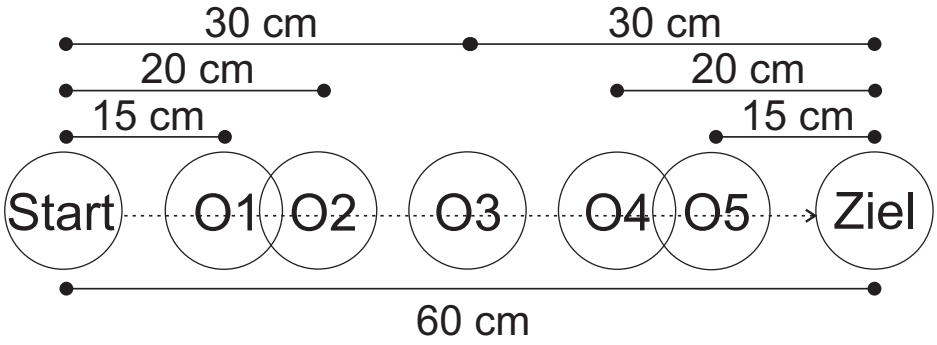


ABBILDUNG 3.22: *Versuchsaufbau Experiment 4. Das Ziel befand sich in horizontaler Richtung zur Tischkante und war 60 cm von der Startposition entfernt. Die Hindernisse befanden sich nahe der Startposition (O1 bzw. O2), mittig zwischen Start und Ziel (O3) oder nahe der Zielposition (O4 bzw. O5). Es wurden drei Hindernishöhen getestet.*

von 60 cm zueinander angeordnet. Wie in den vorherigen Experimenten wurden die Bewegungen von einem zylinderförmigen Startpodest (6 cm Durchmesser und 10 cm Höhe) zu einem ebenso gestalteten Zielpodest durchgeführt. Um eine möglichst breite Variation an Hindernispositionen entlang des Pfades zu testen, wurden die Hindernisse bei der Hälfte der Probanden auf die äußeren

TABELLE 3.13: *Abkürzungen für die 15 Versuchsbedingungen des vierten Experiments. Die Abkürzungen setzen sich aus der Hindernisposition (Distanz zur Startposition) und der Höhe des Hindernisses zusammen. O1S bezeichnet beispielsweise ein kleines Hindernis, welches sich nahe der Startposition befindet.*

Hindernisposition					Hindernishöhe		
nah: 15 cm	nah: 20 cm	mittig: 30 cm	fern: 40 cm	fern: 45 cm	klein: 20 cm	mittel: 27.5 cm	groß: 35 cm
O1	O2	O3	O4	O5	S	M	T

Hindernispositionen (O1 und O5) in einem Abstand von 15 cm zur Start- und zur Zielposition gestellt, während die andere Hälfte der Probanden die inneren Hindernispositionen (O2 und O4) mit einem Abstand von 20 cm zur Start- und zur Zielposition erprobten. Zusätzlich wurde das Hindernis bei allen 8 Probanden auf die Position O3 gestellt, welche sich mittig zwischen Start und Ziel befand. Die Sitzposition der Probanden wurde so ausgerichtet, dass der nach vorn ausgestreckte rechte Arm auf das mittlere Hindernis zeigte, wodurch der Bewegungsspielraum in Richtung Start- und Zielpodest gleichmäßig verteilt war. Der Abstand der Probanden zum Versuchsaufbau wurde so gewählt, dass der ausgestreckte rechte Arm mit zurückgezogener Schulter die entferntere Kante des Hindernisses mit dem Handgelenk berührte. Die Hindernisse konnten 3 verschiedene Höhen (20 cm, 27,5 cm und 35 cm) annehmen. Das Objekt wurde in vertikaler Ebene von der Startposition über das Hindernis hinweg zur Zielposition bewegt und dort abgestellt. Jede Versuchsbedingung wurde 15-mal durchgeführt, so dass sich für jeden Probanden 135 (3 Höhen $\times$ 3 Positionen $\times$ 15 Wiederholungen) Bewegungen in pseudo-randomisierter Reihenfolge ergaben. Die Abkürzungen für die 15 Versuchsbedingungen (3 Höhen $\times$ 5 Positionen) können aus Tabelle 3.13 entnommen werden.

3.4.2 Transport-Komponente in Abhängigkeit von der Hindernishöhe

Übereinstimmend mit den Experimenten 2 und 3 gibt es eine Abhängigkeit der Transport-Komponente von der Höhe des Hindernisses. Nahe Hindernisse (Position O1 und O2) führen zu einer Verzögerung der Transport-Bewegung (bis hin zu einer initialen Rückwärtsbewegung), die mit zunehmender Höhe des Hindernisses verstärkt wird, wohingegen ferne Hindernisse (O4 und O5) den symmetrischen Effekt nahe der Zielposition hervorrufen, siehe Abbildung 3.23. Zentrale Hindernisse hingegen führen zu einer vollständig invarianten Transport-Bewegung, die keine Abhängigkeit von der Hindernishöhe aufweist. In den vorherigen Experimenten konnte dies nicht überprüft werden, da sich aufgrund der geringen Reichweite der Transport-Komponente alle Hindernisse einschließlich des zentralen Hindernisses zu nah an der Start- bzw. an der Ziel-Position befanden.

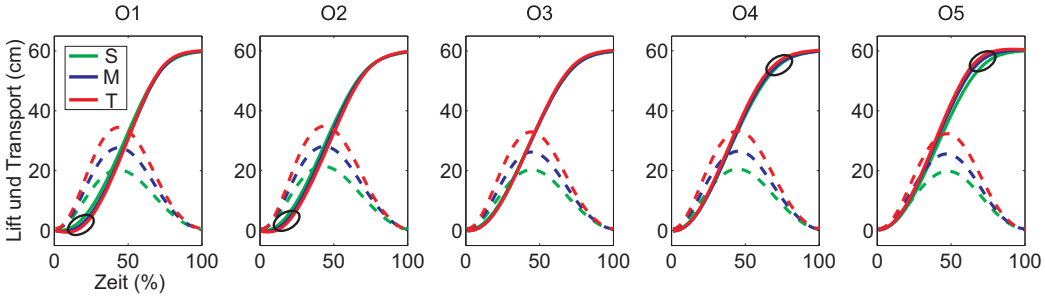


ABBILDUNG 3.23: *Einfluss der Höhe des Hindernisses auf die Transport- und Lift-Komponente in Abhängigkeit von der Distanz des Hindernisses zur Startposition (Mittelwerte über alle Probanden). Von links nach rechts (O1 bis O5) verschiebt sich die Position des Hindernisses kontinuierlich in Richtung Ziel. Nahe Hindernispositionen führen zu einer Modulation der Transport-Komponente in Abhängigkeit von der Höhe des Hindernisses, die im ersten Teil der Bewegung überwiegt. Ferne Hindernisse haben den gegenteiligen Effekt. Einzig die zentrale Hindernisposition (O3) zeigt eine vollständige Invarianz der Transport-Komponente von der Höhe des Hindernisses. Die Lift-Amplituden skalieren mit der Höhe des Hindernisses.*

Für die statistische Analyse wurde die Transport-Komponente zunächst auf eine Länge von 60 cm normalisiert, da die Länge der Transportbewegung mit zunehmender Höhe des Hindernisses von 59.77 cm $\pm$ 0.11 cm (kleines Hinder-

TABELLE 3.14: *Statistische Auswertung der Transport-Komponente in Abhängigkeit von der Höhe des Hindernisses. Für drei Zeitpunkte (25%, 50% und 75% der Bewegungszeit) und für alle fünf Hindernis-Distanzen wurde jeweils eine einfaktorielle ANOVA mit Messwiederholung durchgeführt (n=4 für die äußeren Hindernispositionen und n=8 für die zentrale Hindernisposition). Signifikante Änderungen der Transport-Komponente in Abhängigkeit von der Höhe des Hindernisses sind dunkelgrau hinterlegt. Signifikanzen in der ANOVA, die nicht mit einem signifikanten post-hoc-Test einhergehen, sind hellgrau hinterlegt.*

Zeit (%)	O1	O2	O3	O4	O5
25	$P < 0.001$	$P = 0.022$	$P = 0.176$	$P = 0.675$	$P = 0.084$
50	$P = 0.012$	$P = 0.007$	$P = 0.705$	$P = 0.145$	$P < 0.001$
75	$P = 0.508$	$P = 0.156$	$P = 0.178$	$P = 0.006$	$P < 0.001$

nis) bis auf 60.11 cm $\pm$ 0.04 cm (großes Hindernis) signifikant zunimmt. Aus Tabelle 3.14 geht hervor, dass die Höhe von nahen Hindernissen (Position O1 und O2) einen signifikanten Einfluss auf die Transport-Komponente hat, der im ersten Teil der Bewegung (25% und 50% der Zeit) überwiegt und sogar bis über die Bewegungsmitte hinaus vorhält. Die Höhe von fernen Hindernissen wirkt sich hingegen signifikant auf den zweiten Teil der Transport-Bewegung (50% und 75% der Zeit) aus. Einzig die zentrale Hindernisposition (O3) führt zu einer invarianten Transportbewegung, die zu keinem Zeitpunkt signifikant von der Höhe des Hindernisses abhängt. Somit ist die Transport-Komponente unter der Voraussetzung, dass ein genügend großer Abstand des Hindernisses zur Start- und zur Zielposition gewährleistet ist, unabhängig von der Höhe des Hindernisses.

3.5 Experiment 5

Im fünften Experiment wurde die Auswirkung der Geschwindigkeit auf die Hindernisausweichbewegung insbesondere im Hinblick auf die beiden Primitive, Lift und Transport, untersucht.

3.5.1 Versuchsaufbau

An diesem Experiment haben 7 Probanden (4 weibliche und 3 männliche) im Alter von 24.86 ± 1.58 Jahren teilgenommen. Der Versuchsaufbau ist in Abbildung 3.24 dargestellt. Wie in den vorherigen Experimenten wurde das zylindrische Objekt von einem 10 cm hohen Startpodest zu einem ebenso hohen Zielpodest in einer Entfernung von 35 cm in orthogonaler Richtung zur Tischkante transportiert. Es gab zwei mögliche Hindernispositionen, jeweils in einem Abstand von 11 cm zum Start- bzw. zum Zielpodest. Das Hindernis konnte zwei Höhen, 20 cm und 30 cm, annehmen. Wie in den Experimenten 3 und 4 sollten die Probanden die Ausweichbewegung über das Hindernis hinweg, also in der Sagittalebene, durchführen. Im Unterschied zu den vorherigen Experimenten wurden die Bewegungen mit zwei Geschwindigkeiten, „normal“ und „schnell“, durchgeführt. Die Geschwindigkeit „normal“ entsprach der Geschwindigkeitsvorgabe in allen anderen Experimenten und somit der Geschwindigkeit von natürlich durchgeführten Ausweichbewegungen, während die Geschwindigkeitsvorgabe „schnell“ bedeutete, dass das Objekt so schnell wie möglich zur Zielposition transportiert werden sollte. Dabei musste jedoch eine ausreichende Genauigkeit eingehalten werden, so dass das Objekt stabil auf dem Zielpodest stehenblieb. Um einen ständigen Wechsel der Geschwindigkeiten zu vermeiden, wurde das Experiment in zwei Blöcke aufgeteilt, so dass alle Versuchsbedingungen zunächst mit der einen und anschließend mit der anderen Geschwindigkeitsvorgabe durchgeführt wurden. Vier Probanden haben zuerst den Block mit „normaler“ und drei Probanden mit „schneller“ Geschwindigkeit durchgeführt. Innerhalb der Geschwindigkeitsblöcke waren die 4 (2 Positionen $\times$ 2 Höhen) Versuchsbedingungen pseudorandomisiert angeordnet und wurden 12-mal wiederholt. Die Abkürzungen für die 8 Versuchsbedingungen können aus Tabelle 3.15 entnommen werden.

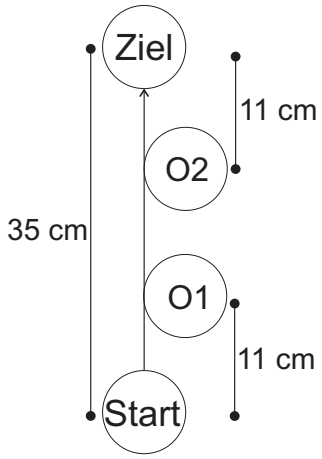


ABBILDUNG 3.24: *Versuchsaufbau Experiment 5. Das Ziel befand sich in orthogonaler Richtung zur Tischkante und war 35 cm von der Startposition entfernt. Die Hindernisse befanden sich nahe der Startposition (O1) oder nahe der Zielposition (O2).*

TABELLE 3.15: *Abkürzungen für die 8 Versuchsbedingungen des fünften Experiments. Die Abkürzungen setzen sich aus der Hindernisposition (Distanz zur Startposition), der Höhe des Hindernisses und der Geschwindigkeitsvorgabe zusammen. O1SN bezeichnet beispielsweise eine Ausweichbewegung mit „normaler" Geschwindigkeit über ein kleines Hindernis, welches sich nahe der Startposition befindet.*

Hindernisposition		Hindernishöhe		Geschwindigkeit	
nah: 11 cm	fern: 24 cm	klein: 20 cm	groß: 30 cm	normal	schnell
O1	O2	S	T	N	F

3.5.2 Bewegungszeit

Die Bewegungszeit ist für Bewegungen mit der Geschwindigkeitsvorgabe „schnell" signifikant kürzer als für Bewegungen mit „normaler" Geschwindigkeit ($F_{(1,6)} = 43.687$, $P = 0.001$). Aus Abbildung 3.25 geht hervor, dass die Bewegungszeit innerhalb einer Geschwindigkeitsvorgabe für die vier verschiedenen Hindernisbedingungen einem gleichbleibenden Muster folgt. So ist die Bewegungszeit für große Hindernisse signifikant länger als für kleine Hindernisse ($F_{(1,6)} = 79.285$, $P < 0.001$) und für nahe Hindernisse (Position O1) signifikant kürzer als für ferne Hindernisse (Position O2) ($F_{(1,6)} = 14.036$, $P = 0.010$).

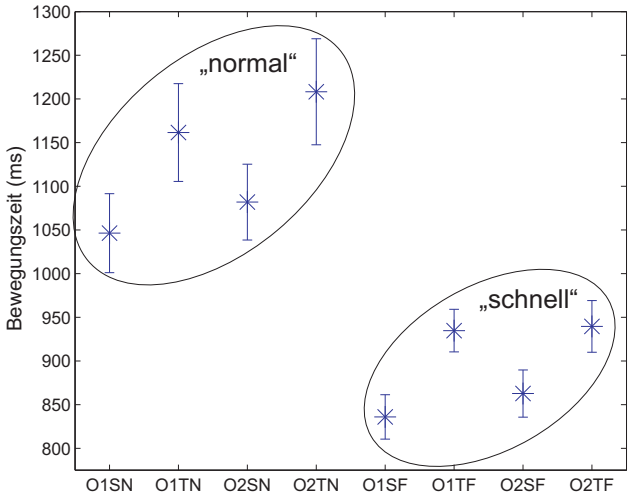


ABBILDUNG 3.25: *Bewegungszeit (Mittelwerte über alle Probanden ± Standardfehler) für alle 4 Hinderniskonfigurationen mit den Geschwindigkeitsvorgaben „normal“ und „schnell“.*

3.5.3 Lift- und Transport-Komponente in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit der Bewegung

Für diesen Teil der Analyse wurde der Startpunkt der Bewegung als derjenige Zeitpunkt festgelegt, bei dem die Geschwindigkeit erstmals (rückwärts von der maximalen Geschwindigkeit aus gemessen) 30% der maximalen Geschwindigkeit unterschreitet. Ähnlich wurde der Endpunkt als der Zeitpunkt berechnet, bei dem die Geschwindigkeit (von der maximalen Geschwindigkeit aus gemessen) 20% der maximalen Geschwindigkeit erstmals unterschreitet. Durch diese Berechnung des Start- und Endpunktes wird ein kleiner Teil des zurückgelegten Pfades (< 1.5 cm) abgeschnitten. Die Länge des abgeschnittenen Pfades am Startpunkt unterscheidet sich jedoch nicht signifikant für „normale“ und „schnelle“ Bewegungen ($F_{(1,6)} = 0.017,\ P = 0.900$) und liegt bei 1.34 ± 0.13 cm („normal“) und bei 1.37 ± 0.26 cm („schnell“). Das Gleiche gilt für den berechneten Endpunkt der Bewegung ($F_{(1,6)} = 3.485,\ P = 0.112$).

Wie in Abbildung 3.26 zu sehen, ist die Lift-Komponente für Bewegungen mit „normaler“ und „schneller“ Geschwindigkeit annähernd identisch. Selbst die

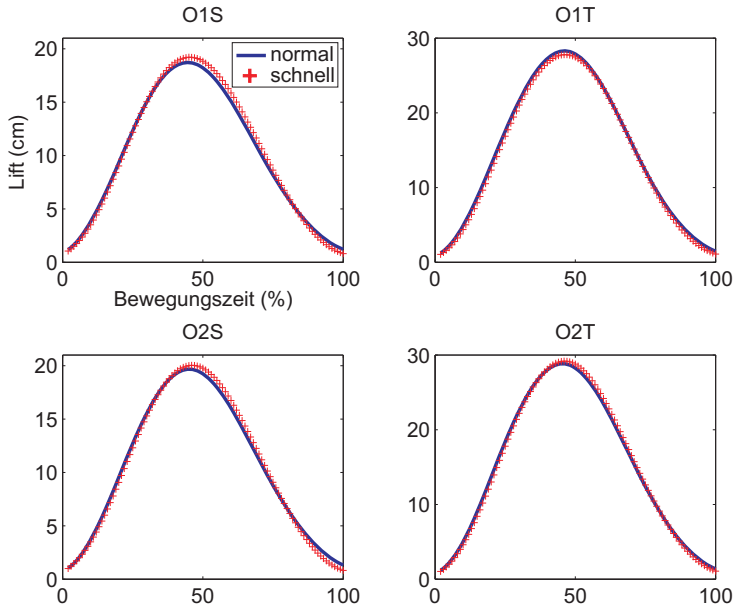


ABBILDUNG 3.26: *Lift-Komponente (Mittelwerte über alle Probanden) für alle Hinderniskonfigurationen mit „normaler“ und „schneller“ Geschwindigkeit.*

maximale Amplitude der Lift-Bewegung unterscheidet sich nicht signifikant in Abhängigkeit von der Geschwindigkeitsvorgabe ($F_{(1,6)} = 0.033$, $P = 0.861$). Das Gleiche gilt auch für den zeitlichen Verlauf der Lift-Bewegung.

Wie in den vorherigen Experimenten wurden zur Analyse der Form der Lift-Komponente (unabhängig von der maximalen Amplitude) die Zeitpunkte, zu denen 50% bzw. 100% der maximalen Lift-Amplitude erreicht wurden, berechnet. Eine dreifaktorielle ANOVA mit Messwiederholung hat ergeben, dass sich die Zeitpunkte des Erreichens der jeweiligen Auslenkungen nicht signifikant für die Faktoren Geschwindigkeit und Hindernisdistanz unterscheiden, siehe Tabelle 3.16. Übereinstimmend mit den Ergebnissen aus Experiment 3, führt lediglich die Variation der Hindernishöhe zu einer marginal veränderten Form der Lift-Amplitude.

Die Transport-Komponente hingegen unterscheidet sich nach 25% der Bewegungszeit signifikant im Hinblick auf die Geschwindigkeitsvorgabe, siehe Tabelle 3.17. Nach 50% bzw. 75% der Bewegungszeit ist jedoch kein signifikanter

TABELLE 3.16: *Statistische Auswertung der Lift-Komponente bei Variation der Geschwindigkeit, Hindernisdistanz und Hindernishöhe.*

max. Amplitude	Geschwindigkeit		Distanz		Höhe	
	$F_{(1,6)}$-Wert	P-Wert	$F_{(1,6)}$-Wert	P-Wert	$F_{(1,6)}$-Wert	P-Wert
50% (aufwärts)	3.434	0.113	0.311	0.597	16.562	0.007
100%	2.225	0.186	0.204	0.667	26.108	0.002
50% (abwärts)	0.895	0.381	0.747	0.421	5.838	0.052

TABELLE 3.17: *Statistische Auswertung der Transport-Komponente bei Variation der Geschwindigkeit, Hindernisdistanz und Hindernishöhe.*

Zeit (%)	Geschwindigkeit		Distanz		Höhe	
	$F_{(1,6)}$-Wert	P-Wert	$F_{(1,6)}$-Wert	P-Wert	$F_{(1,6)}$-Wert	P-Wert
25	7.531	0.034	64.434	< 0.001	477.659	< 0.001
50	2.618	0.157	194.012	< 0.001	10.934	0.016
75	0.795	0.407	122.179	< 0.001	32.098	0.001

Unterschied der Transport-Komponente mehr nachweisbar. Die Variation der Hindernishöhe und der Hindernisdistanz zur Startposition führt an allen drei Zeitpunkten zu einer signifikanten Änderung der Transport-Komponente. In Abbildung 3.27 ist die Transport-Komponente für alle Hinderniskonfigurationen mit „normaler“ und „schneller“ Geschwindigkeit dargestellt. Eine schnellere Durchführung der Bewegung hat einen verzögerten Start bis hin zum initialen Zurückweichen der Transport-Komponente zur Folge. Diese Verzögerung ist sowohl bei nahen als auch bei fernen Hindernissen zu beobachten, also unabhängig davon, ob sich in unmittelbarer Nähe zur Startposition ein Hindernis befindet und wird im Laufe der Bewegung wieder aufgeholt, so dass sich die Transport-Komponente nur zu Beginn in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit unterscheidet.

Trägt man, wie in Abbildung 3.28 dargestellt, die Lift-Komponente gegen die Transport-Komponente auf, so wird deutlich, dass sich der räumliche Pfad im ersten Teil der Bewegung in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit unterscheidet. Dieser Unterschied wird allein durch die Transport-Komponente verursacht.

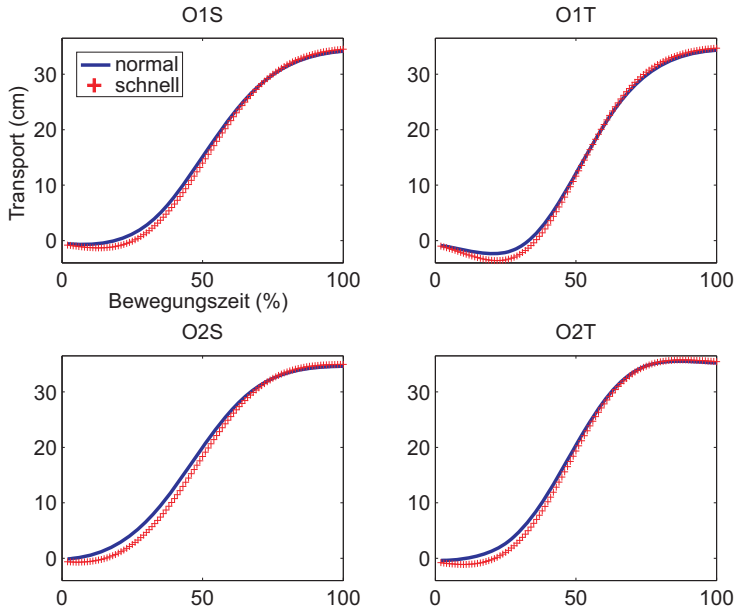


ABBILDUNG 3.27: *Transport-Komponente (Mittelwerte über alle Probanden) für alle Hinderniskonfigurationen mit „normaler“ und „schneller“ Geschwindigkeit.*

3.6 Experiment 6

Die Experimente 4 und 5 deuten darauf hin (siehe Diskussion), dass es eine zusätzliche Komponente geben könnte, die unabhängig von Lift und Transport ist und auf eine Reaktion auf ein Hindernis zurückzuführen ist, welche von dessen Position und Höhe sowie von der Geschwindigkeit der Bewegung abhängt. Das sechste Experiment diente einer genaueren Untersuchung der postulierten Hindernis-Komponente.

3.6.1 Versuchsaufbau

An diesem Experiment haben 10 Probanden (3 weibliche und 7 männliche) im Alter von 27.90 ± 0.92 Jahren teilgenommen. Der Versuchsaufbau war ähnlich wie im vierten Experiment mit den folgenden Erweiterungen: (1) die Hindernispositionen entlang der Start-Ziel-Linie waren systematisch angeordnet (mit gleichem

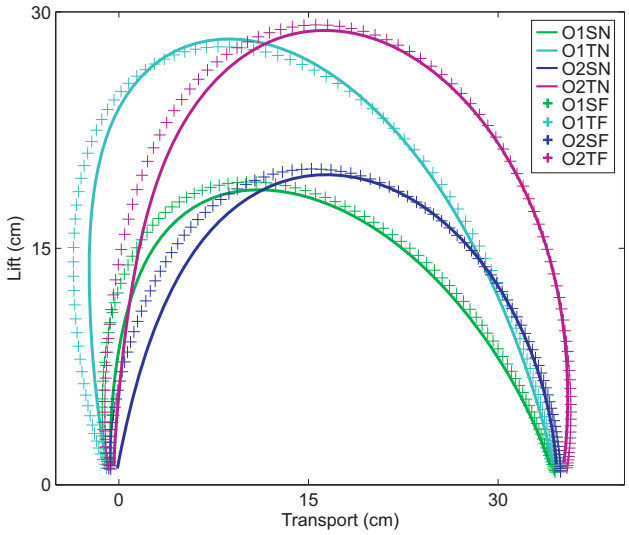


ABBILDUNG 3.28: *Zweidimensionale Auftragung der Lift-Komponente gegen die Transport-Komponente (Mittelwerte über alle Probanden).*

Abstand von Hindernis zu Hindernis), (2) es gab eine Kontrollbedingung ohne Hindernis, (3) für jeden Probanden wurden die Hindernisse auf alle 5 Positionen gestellt, (4) es wurde sowohl die Hin- als auch die Rückbewegung durchgeführt. Der Versuchsaufbau ist in Abbildung 3.29 dargestellt.

Wie in Experiment 4 wurden Start und Ziel horizontal zum Probanden in einer Entfernung von 60 cm zueinander angeordnet. Der Stuhl wurde so vor dem Tisch positioniert, dass der nach vorn ausgestreckte rechte Arm des Probanden bei zurückgezogener Schulter die entferntere Kante des mittleren Hindernisses mit dem Handgelenk berührte. Dadurch konnte gewährleistet werden, dass der Bewegungsspielraum in Richtung Start- und Zielpodest gleichmäßig verteilt war. Es wurde sowohl die Höhe als auch die Position des Hindernisses variiert, siehe Tabelle 3.18. Das Objekt wurde in vertikaler Ebene von der Startposition über das Hindernis hinweg zur Zielposition bewegt, dort kurz abgestellt und sofort zurück zur Startposition bewegt. Jede der 16 Versuchsbedingungen (3 Höhen $\times$ 5 Positionen $+$ Kontrollbewegung ohne Hindernis) wurde 10-mal durchgeführt,

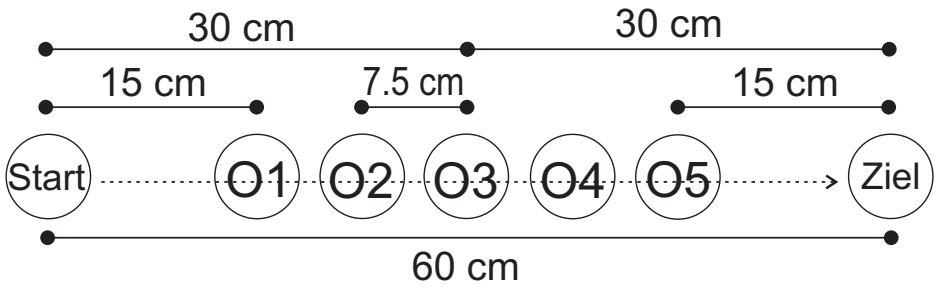


ABBILDUNG 3.29: *Versuchsaufbau Experiment 6. Das Ziel befand sich in horizontaler Richtung zur Tischkante und war 60 cm von der Startposition entfernt. Die Hindernisse befanden sich nahe der Startposition (O1 bzw. O2), mittig zwischen Start und Ziel (O3) oder nahe der Zielposition (O4 bzw. O5) und waren jeweils 1.5 cm (von Außenkante zu Außenkante) voneinander entfernt. Es wurden drei Hindernishöhen getestet.*

TABELLE 3.18: *Abkürzungen für die 16 Versuchsbedingungen des sechsten Experiments. Die Abkürzungen setzten sich aus der Hindernisposition (Distanz zur Startposition) und der Höhe des Hindernisses zusammen. O1S bezeichnet beispielsweise ein kleines Hindernis, welches sich nahe der Startposition befindet.*

Hindernisposition						Hindernishöhe		
kein Hindernis	nah: 15 cm	nah: 22.5 cm	mittig: 30 cm	fern: 37.5 cm	fern: 45 cm	klein: 20 cm	mittel: 27.5 cm	groß: 35 cm
–	O1	O2	O3	O4	O5	S	M	T

so dass sich für jeden Probanden 160 Bewegungen in pseudo-randomisierter Reihenfolge ergaben.

3.6.2 Bewegungszeit

Die Bewegungszeit ist für große Hindernisse signifikant länger als für kleine Hindernisse ($F_{(2,18)} = 41.812,\ P < 0.001$). Alle drei getesteten Höhenänderungen führen zu einer signifikanten Änderung der Bewegungszeit. Die gemittelte Bewegungszeit beträgt für kleine Hindernisse 997.56 $\pm$ 35.4 cm, für mittelgroße Hindernisse 1057.30 $\pm$ 43.81 cm und für große Hindernisse 1142.56 $\pm$ 49.73 cm. Die Veränderung der Position des Hindernisses entlang der Start-Ziel-Linie hat hingegen keinen signifikanten Einfluss auf die Bewegungszeit (keine Signifikanzen im post-hoc Test).

3.6.3 Transport-Komponente in Abhängigkeit von der Hindernishöhe

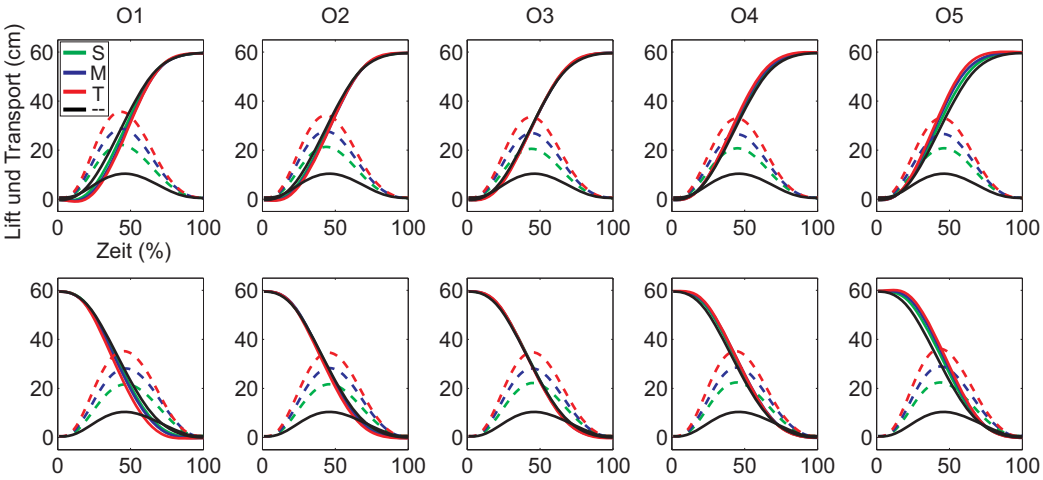


ABBILDUNG 3.30: *Einfluss der Höhe des Hindernisses auf die Transport- und Lift-Komponente in Abhängigkeit von der Distanz des Hindernisses zur Startposition (Mittelwerte über alle Probanden). Von links nach rechts (O1 bis O5) verschiebt sich die Position des Hindernisses schrittweise in Richtung Ziel. In der ersten Zeile ist die Hinbewegung (Bewegung von Start zu Ziel) und in der zweiten Zeile die Rückbewegung (von Ziel zu Start) abgebildet. Die Referenzbewegung ohne Hindernis ist in schwarz dargestellt.*

Wie in den vorherigen Experimenten bereits gezeigt, führen nahe Hindernisse (Position O1 und O2) zu einer initialen Verzögerung der Transport-Komponente, während ferne Hindernisse (Position O3 und O4) gegen Ende der Bewegung eine bereits weiter fortgeschrittene Transport-Komponente zur Folge haben, siehe Abbildung 3.30 (oben). Diese beiden Effekte werden mit zunehmender Höhe des Hindernisses verstärkt. Aus Tabelle 3.19 geht hervor, dass die Höhe von nahen Hindernissen (O1 und O2) die Transport-Komponente der Hinbewegung hauptsächlich im ersten Teil der Bewegung signifikant beeinflusst, während der Einfluss der Höhe von fernen Hindernissen auf die Transport-Komponente im zweiten Teil der Bewegung überwiegt. Diese Abhängigkeit der Transport-Komponente von der Hindernishöhe nimmt mit der Distanz des Hindernisses zur Start- bzw. zur Zielposition stetig ab, so dass die Höhe eines Hindernisses, welches mittig

TABELLE 3.19: *Statistische Auswertung der Transport-Komponente in Abhängigkeit von der Höhe des Hindernisses (kein Hindernis, klein, mittel, groß) für die Hin- und Rückbewegung. Für drei Zeitpunkte (25%, 50% und 75% der Bewegungszeit) und für alle fünf Hindernis-Distanzen wurde jeweils eine einfaktorielle ANOVA mit Messwiederholung durchgeführt. Signifikante Änderungen der Transport-Komponente in Abhängigkeit von der Höhe des Hindernisses sind dunkelgrau hinterlegt. Signifikanzen in der ANOVA, die nicht mit einem signifikanten post-hoc-Test einhergehen, sind hellgrau hinterlegt.*

Zeit (%)	O1	O2	O3	O4	O5
Hinbewegung					
25	$P < 0.001$	$P < 0.001$	$P = 0.032$	$P = 0.602$	$P = 0.002$
50	$P < 0.001$	$P = 0.007$	$P = 0.978$	$P = 0.011$	$P < 0.001$
75	$P = 0.600$	$P = 0.073$	$P = 0.007$	$P < 0.001$	$P < 0.001$
Rückbewegung					
25	$P = 0.004$	$P = 0.564$	$P = 0.198$	$P < 0.001$	$P < 0.001$
50	$P < 0.001$	$P = 0.004$	$P = 0.586$	$P < 0.001$	$P < 0.001$
75	$P < 0.001$	$P < 0.001$	$P = 0.007$	$P = 0.616$	$P = 0.595$

zwischen Start und Ziel positioniert ist (Position O3), die Transport-Komponente kaum bzw. gar nicht beeinflusst. Dementsprechend führen Höhenänderungen von Hindernissen auf der mittleren Position zu keiner signifikanten Änderung der Transport-Komponente (keine Signifikanzen im post-hoc-Test). Die äußeren Hindernispositionen (O1 und O5) hingegen, die sich sehr nah an der Start- bzw. der Zielposition befinden, potenzieren diesen Abstoßungseffekt, so dass die Höhe des fernen Hindernisses über den gesamten Verlauf der Bewegung (25%, 50% und 75%) einen signifikanten Einfluss auf die Transport-Komponente hat.

Ein ähnliches Bild ergibt sich für die Rückbewegung, siehe Abbildung 3.30 (unten) und Tabelle 3.19 (Rückbewegung). Das am weitesten entfernte Hindernis (hier Position O1) beeinflusst die Transport-Komponente über den gesamten zeitlichen Verlauf. Nahe Hindernisse (hier Position O4 und O5) wirken hauptsächlich auf den ersten Teil der Transport-Komponente (über 50% der Bewegungszeit hinaus) und ferne Hindernisse auf den zweiten Teil. Die Hindernishöhe des zentralen Hindernisses beeinflusst die Transport-Komponente kaum. Es wurde jedoch eine Signifikanz beim 75% der Bewegungszeit festgestellt. Hier unterscheidet sich die Transport-Komponente signifikant wenn die Hindernishöhe sich von klein

nach groß ändert ($P = 0.004$). Alle anderen Höhenvergleiche, auch mit der Kontrollbedingung ohne Hindernis, sind nicht signifikant.

3.6.4 Hindernis-Komponente in Abhängigkeit von der Hindernishöhe

Die Hindernis-Komponente beschreibt eine Reaktion auf ein Hindernis in Abhängigkeit von dessen Höhe und Position und führt zu einer initialen Verzögerung (nahes Hindernis) bzw. zu einem Fortschritt (fernes Hindernis) der Bewegung in Richtung Transport-Komponente (Ziel). Für jede der 15 Versuchsbedingungen mit Hindernis ergibt sich die Hindernis-Komponente aus der Differenz zwischen der jeweiligen Transport-Komponente und der Transport-Komponente aus der Kontrollbedingung ohne Hindernis.

In Abbildung 3.31 ist die Hindernis-Komponente für alle untersuchten Hindernispositionen in Abhängigkeit von der Höhe des Hindernisses dargestellt. Die Hindernis-Komponente ist für die äußeren Positionen (O1 und O5) besonders stark ausgeprägt. Auch die Vergrößerung der Amplitude der Hindernis-Komponente mit zunehmender Höhe des Hindernisses wird hier besonders deutlich. Dies gilt sowohl für die Hin- (oben) als auch für die Rückbewegung (unten). Von Position O1 bis Position O5 verändert sich die Hindernis-Komponente systematisch. In der Hinbewegung ist die Amplitude zunächst negativ, da nahe Hindernisse zu einer Abstoßung der Transport-Komponente in Richtung Start-Position führen. Die Amplitude wird mit zunehmender Höhe des Hindernisses stärker ausgeprägt. Wird das Hindernis weiter in Richtung Ziel verschoben (Position O2), so bleibt die Hindernis-Komponente zu Beginn negativ, allerdings mit kleinerer Amplitude. Hier ist bereits ein Übergang in eine sinusförmige Kurve zu erkennen, die in der mittleren Hindernisposition (O3) vollständig ausgeprägt ist. Die Hindernis-Komponente ist für Hindernisse in der mittleren Position sehr flach und wird kaum von deren Höhe beeinflusst. Hindernispositionen rechts von der Mitte führen zu

positiven Hindernis-Komponenten, die zeitlich etwas verzögert beginnen. Positive Hindernis-Komponenten deuten an, dass die Transport-Komponente im Vergleich zur Kontrollbedingung schon weiter fortgeschritten ist. Wird das Hindernis bis zur äußeren Position nahe des Ziels (O5) verschoben, so nimmt die Amplitude der Hindernis-Komponente weiter zu.

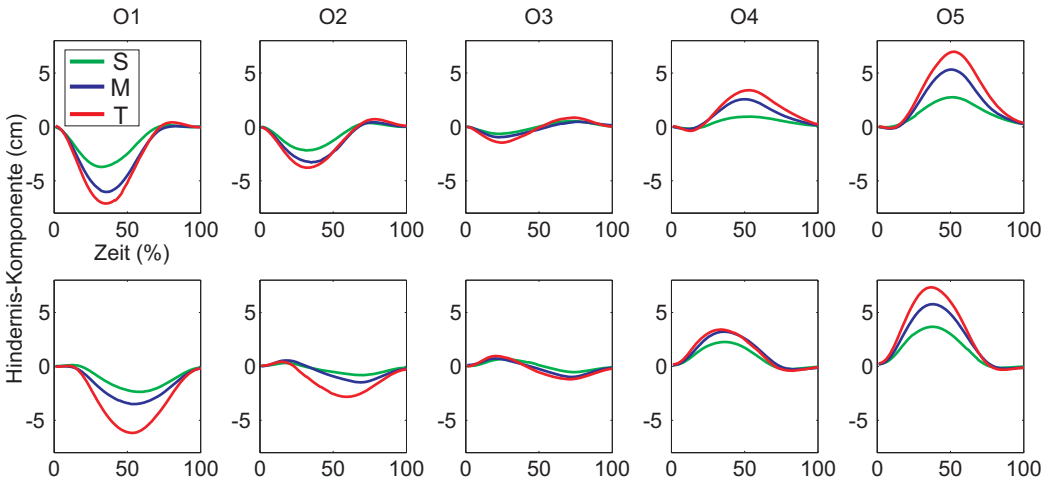


ABBILDUNG 3.31: *Hindernis-Komponente (Mittelwerte über alle Probanden) der Hin- (oben) und Rückbewegung (unten). Von links nach rechts (O1 bis O5) verschiebt sich die Position des Hindernisses schrittweise in Richtung Ziel. Eine negative Hindernis-Komponente bedeutet, dass die Transport-Komponente hinter der Kontrollbedingung zurückliegt, sich also näher an der Start-Position befindet.*

Insgesamt wird die negative Amplitude der Hindernis-Komponente in der Hinbewegung bei einer kontinuierlichen Verschiebung des Hindernisses in Richtung Ziel immer flacher, während der zweite, an Position O1 noch sehr flache und kurze positive Teil der Hindernis-Komponente gleichzeitig an Größe gewinnt. An Position O3 sind beide Teile der Komponente ausgewogen und von Position O4 an nimmt der zweite positive Teil Überhand.

Die Hindernis-Komponente der Rückbewegung ist ähnlich mit dem Unterschied, dass die Hindernisse auf den Positionen O1 und O2 in der Rückbewegung ferne Hindernisse darstellen. Dies führt verglichen mit der Hinbewegung zu einer zeitlich nach hinten verschobenen Ausbildung der negativen Amplitude

TABELLE 3.20: *Statistische Auswertung der Hindernis-Komponente in Abhängigkeit von der Höhe des Hindernisses (klein, mittel, groß) für die Hin- und Rückbewegung. Für drei Zeitpunkte (25%, 50% und 75% der Bewegungszeit) und für alle fünf Hindernis-Distanzen wurde jeweils eine einfaktorielle ANOVA mit Messwiederholung durchgeführt. Signifikante Änderungen der Hindernis-Komponente in Abhängigkeit von der Höhe des Hindernisses sind dunkelgrau hinterlegt. Signifikanzen in der ANOVA, die nicht mit einem signifikanten post-hoc-Test einhergehen, sind hellgrau hinterlegt.*

Zeit (%)	O1	O2	O3	O4	O5
Hinbewegung					
25	$P < 0.001$	$P = 0.002$	$P = 0.145$	$P = 0.570$	$P = 0.055$
50	$P < 0.001$	$P = 0.131$	$P = 0.784$	$P = 0.032$	$P < 0.001$
75	$P = 0.168$	$P = 0.185$	$P = 0.086$	$P < 0.001$	$P < 0.001$
Rückbewegung					
25	$P = 0.001$	$P = 0.334$	$P = 0.583$	$P < 0.001$	$P < 0.001$
50	$P < 0.001$	$P = 0.001$	$P = 0.234$	$P = 0.144$	$P = 0.001$
75	$P < 0.001$	$P < 0.001$	$P = 0.006$	$P = 0.436$	$P = 0.582$

der Hindernis-Komponente. Auch die sinusförmige Kurve bei Hindernissen mittig zwischen Start und Ziel (Position O3) ist gegenläufig zur Hinbewegung. Hindernisse auf den Positionen O4 und O5, die in der Rückbewegung nahe Hindernisse darstellen, führen zu einer Hinderniskomponente, die ohne Verzögerung startet und gegen Ende der Bewegung abgeflacht ist.

Die oben beschriebenen Beobachtungen spiegeln sich auch in der statistischen Auswertung wider, siehe Tabelle 3.20. Besonders auf den äußeren Positionen (O1 und O5) führen Höhenänderungen von Hindernissen zu einer Veränderung der Hindernis-Komponente, die über einen weiten Bewegungszeitraum (über die Hälfte der Bewegungsdauer hinaus) signifikant ist. Je weiter die Hindernisse von der Start- bzw. von der Zielposition entfernt sind, desto geringer wirkt sich die Höhe des Hindernisses auf die Hindernis-Komponente aus. Befindet sich das Hindernis in der mittleren Position (O3), so ändert sich die Hindernis-Komponente kaum mit der Höhe des Hindernisses. Lediglich in der Rückbewegung wurde bei 75% der Bewegungszeit eine signifikante Änderung gefunden, wenn sich die Höhe des Hindernisses von klein nach groß verändert.

In Abbildung 3.32 ist die Hindernis-Komponente in Abhängigkeit von der Distanz eines großen Hindernisses zur Start-Position dargestellt. Sowohl für die Hin- als auch für die Rückbewegung geht die Hindernis-Komponente bei Verschiebung des Hindernisses entlang der Start-Ziel-Linie von einer positiven Amplitude über eine sinusförmige Kurve in der mittleren Hindernisposition zu einer negativen Amplitude über. Ein Vergleich der Hin- und Rückbewegung ist in Abbildung 3.32 (Mitte) dargestellt. Allgemein wird ersichtlich, dass ein Hindernis zu Beginn der Bewegung zu einer Hindernis-Komponente mit größerer Amplitude führt als ein Hindernis zum Ende der Bewegung. Daher sind die Amplituden der Hin- und Rückbewegung unterschiedlich hoch. Zusätzlich sind die Hindernis-Komponenten der Hin- und Rückbewegung zeitlich verschoben. Auch beim Vergleich der Hindernis-Komponenten der Hinbewegung für ein nahes Hindernis (mit -1 multipliziert) und für ein fernes Hindernis fällt auf, dass nahe Hindernisse im Vergleich zu fernen Hindernissen zu einer Hindernis-Komponente mit höherer Maximalamplitude führen, die zeitlich eher erreicht wird. Schaut man sich die Rückbewegung für nahe und ferne Hindernisse an, so erhält man dasselbe Ergebnis (ganz rechts in der Abbildung). Generell wird die Maximalamplitude für nahe Hindernisse eher erreicht als für ferne Hindernisse.

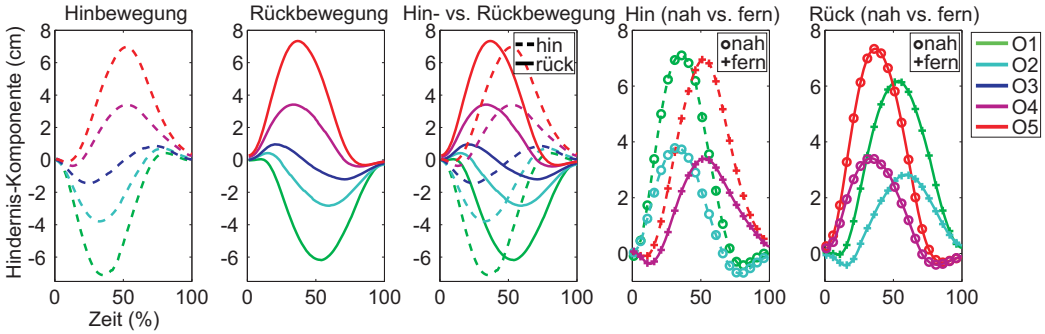


ABBILDUNG 3.32: *Hindernis-Komponente (Mittelwerte über alle Probanden) in Abhängigkeit von der Position des großen Hindernisses. Dargestellt sind von links nach rechts die Hindernis-Komponente (1) der Hinbewegung, (2) der Rückbewegung, (3) der Hin- und der Rückbewegung im Vergleich, (4) der Hinbewegung für nahe Hindernisse (mit -1 multipliziert) vs. ferne Hindernisse, (5) der Rückbewegung für nahe Hindernisse vs. ferne Hindernisse (mit -1 multipliziert).*

Zum besseren Vergleich der Hindernis-Komponente der Hin- und Rückbewegung ist in Abbildung 3.33 (oben) die Hindernis-Komponente von nahen Hindernissen der Hinbewegung (O1 bzw. O2) und von nahen Hindernissen der Rückbewegung (O5 bzw. O4) dargestellt. In dieser Auftragung ist ein Vergleich der Hin- und Rückbewegung am sinnvollsten, da Hin- und Rückbewegungen jeweils mit einem nahen Hindernis, nicht jedoch mit einem Hindernis an derselben Position verglichen werden. Die Hindernis-Komponenten der Hin- und Rückbewegung sind für nahe Hindernisse sehr ähnlich; die Amplituden sind nahezu identisch. Ein Unterschied ist jedoch, dass die Hindernis-Komponente der Hinbewegung etwas eher ihr Maximum erreicht und wieder abfällt. Diese Beobachtung lässt sich jedoch nicht auf ferne Hindernisse übertragen, siehe Abbildung 3.33 (unten). Hier hat die Hindernis-Komponente der Rückbewegung verglichen mit der Hinbewegung eine kleinere Amplitude und erreicht ihr Maximum meist später.

Um zu überprüfen, ob der Unterschied in der Hindernis-Komponente zwischen der Hin- und der Rückbewegung über das jeweilige ferne Hindernis mit einer Änderung der Lift-Komponente einhergeht, wurde die maximale Amplitude der Lift-Komponente untersucht. Zum Vergleich der maximalen Lift-Amplitude der Hinbewegung über ein fernes Hindernis (O5 bzw. O4) und der Rückbewegung über ein fernes Hindernis (O1 bzw. O2) wurde jeweils eine zweifaktorielle ANOVAs mit Messwiederholung mit den Faktoren Hindernishöhe und Bewegungsrichtung durchgeführt. Sowohl für die äußeren (O1 und O5) Hindernispositionen ($F_{(1,9)} = 12.942,\ P = 0.006$) als auch für die inneren (O2 und O4) Hindernispositionen ($F_{(1,9)} = 18.299,\ P = 0.002$) erreicht die Lift-Komponente in der Rückbewegung eine signifikant höhere Amplitude als in der Hinbewegung. Der Unterschied in der Amplitude beträgt im Mittel 1.46 cm. Wird die gleiche Untersuchung für nahe Hindernisse durchgeführt, so unterscheidet sich die maximale Lift-Amplitude der Hin- und der Rückbewegung weder für die äußeren Hindernispositionen ($F_{(1,9)} = 0.277,\ P = 0.611$) noch für die inneren Hindernispositionen ($F_{(1,9)} = 2.924,\ P = 0.121$) signifikant.

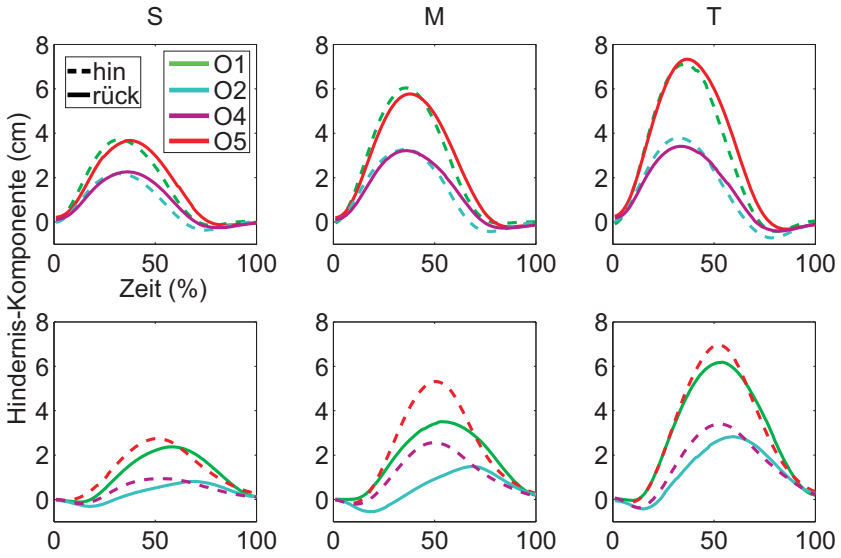


ABBILDUNG 3.33: *Hindernis-Komponente (Mittelwerte über alle Probanden) der Hin- und Rückbewegung für nahe (oben) und ferne (unten) Hindernisse. Die Höhe der Hindernisse nimmt von links nach rechts von klein (S), mittel (M) nach groß (T) zu. Da ein nahes Hindernis in der Rückbewegung zu einem fernen Hindernis wird, wird die Hindernis-Komponente der Hinbewegung (mit -1 multipliziert) über ein Hindernis an Position O1 bzw. O2 mit der Hindernis-Komponente der Rückbewegung über ein Hindernis an Position O5 bzw. O4 verglichen (oben). Der analoge Vergleich wird für die fernen Hindernisse gemacht (unten).*

Kapitel 4

Diskussion

4.1 Globale Isochronie

Mit dem ersten Experiment wurde die Gültigkeit des Isochronie-Prinzips (Fitts, 1954; Viviani & McCollum, 1983) gezeigt, welches besagt, dass die Bewegungsdauer gleicher Bewegungen mit unterschiedlicher Pfadlänge annähernd gleich ist. Während bisherige Untersuchungen des Isochronie-Prinzips zumeist zweidimensionale Zeige- oder Schreibbewegungen behandeln, konnte in dieser Arbeit die Gültigkeit des Isochronie-Prinzips für dreidimensionale Hindernisvermeidungsbewegungen gezeigt werden. Die Bewegungsdauer war für Bewegungen mit analogen Hinderniskonfigurationen aber unterschiedlichen Zielpositionen gleich lang, obwohl sich die Distanz der Ziele zur Startposition um etwa 10% der Länge des Bewegungspfades unterschied. Im Hinblick auf die Planarität des Bewegungspfades ist die beobachtete Isochronie konsistent mit früheren Beschreibungen dieses Prinzips (Viviani & McCollum, 1983; Viviani & Flash, 1995), da für beide Bewegungen eine ähnliche Ebene gewählt wird und sich somit nur die Distanz zum Ziel unterscheidet.

4.2 Zeitstruktur der Hindernisvermeidungsbewegung

Die Verschiebung des Hindernisses entlang der Transport-Komponente ermöglicht eine genauere Untersuchung der Zeitstruktur der Hindernisvermeidungsbewegung. Insbesondere wurde untersucht, welchen Einfluss das Hindernis auf das Geschwindigkeitsprofil ausübt. Dazu wurde in Abbildung 3.13 der Zeitpunkt der Hindernispassage im Geschwindigkeitsprofil markiert. Die Passage des Hindernisses fällt nicht mit der Mulde in der tangentialen Geschwindigkeit zusammen, sondern erfolgt immer erst nach dem Überschreiten dieser Mulde in der aufsteigenden Flanke der Geschwindigkeit. Die Geschwindigkeit nimmt also bereits während der Hindernispassage wieder zu. Darüber hinaus ist die Hindernispassage nicht strikt an das Geschwindigkeitsprofil gekoppelt und verschiebt sich für ferne Hindernisse nach hinten, so dass der zweite Peak der tangentialen Geschwindigkeit noch während der Hindernispassage überschritten wird. Diesem Effekt wird durch die Vergrößerung des initialen Geschwindigkeitspeaks bei fernen Hindernissen entgegengewirkt, wodurch ein schnelleres Annähern an das Hindernis erreicht wird. Es gibt jedoch keine vollständige zeitliche Koordination der tangentialen Geschwindigkeit und der Hindernispassage. Vielmehr existiert eine enge Kopplung zwischen der tangentialen Geschwindigkeit und der Krümmung des Endeffektorpfades. Wie bereits Abend et al. (1982) gezeigt haben, fällt die Mulde im Geschwindigkeitsprofil in etwa mit dem Punkt der stärksten Krümmung des Endeffektorpfades (dies entspricht der Mulde im Profil des Radius der Krümmung) zusammen. Ebenso ist der Punkt der größten Auslenkung des Endeffektorpfades eng an das Geschwindigkeitsprofil gekoppelt. Dies gilt implizit für die Lift-Komponente, da der Punkt der größten Auslenkung mit dem Nullpunkt in der Lift-Geschwindigkeit zusammentrifft.

Diese Ergebnisse sprechen dafür, dass die eigentliche Passage des Hindernisses keinen direkten Einfluss auf die tangentiale Geschwindigkeit ausübt. Die Annähe-

rung an das Hindernis führt zu keiner Verlangsamung der Endeffektorbewegung. Vielmehr gibt der räumliche Pfad des Endeffektors, welcher unter Berücksichtigung der Hinderniskonstellation gewählt wurde, die Geschwindigkeit vor. Diese Beobachtung wird durch Flash & Hogan (1985) gestützt, welche Ähnlichkeiten in den kinematischen Eigenschaften von zweidimensionalen Hindernisvermeidungsbewegungen, selbstgenerierten gekrümmten Bewegungen (ohne Anleitung) und Bewegungen durch Zwischenziele festgestellt haben.

4.3 Planarität und Bewegungsebene

Der Bewegungspfad ist über die gesamte Bewegung annähernd planar, obwohl die Bewegungen uneingeschränkt im dreidimensionalen Raum durchgeführt wurden. Entsprechend klein sind die Torsionswerte, die ein Maß für die Abweichung einer Trajektorie vom ebenen Verlauf darstellen. Die Bewegungsebene wird also bereits zu Beginn der Bewegung gewählt und bis zum Ende beibehalten. Systematische Untersuchungen von verschiedenen Hindernispositionen und -höhen haben gezeigt, dass die Wahl der Bewegungsebene von der Hinderniskonfiguration abhängt. Die Ausweichbewegung beeinflusst somit den gesamten Bewegungsplan und wirkt nicht nur lokal in der Nähe des Hindernisses. Während die Ausweichbewegung bei rechts stehenden Hindernissen tendenziell in einer vertikalen Bewegungsebene liegt, werden links-stehende Hindernisse häufig seitlich in einer fast horizontalen Ebene ausgewichen. Zusätzlich beeinflusst die Höhe des Hindernisses die Wahl der Bewegungsebene. Kleine Hindernisse werden tendenziell in einer vertikalen Ebene ausgewichen und große Hindernisse meist in einer horizontalen Ebene. Da die Bewegungsebene sowohl durch die Position, als auch durch die Höhe des Hindernisses beeinflusst wird, repräsentiert die resultierende Bewegungsebene häufig eine Kombination aus beiden Ausweichstrategien.

4.4 Aufteilung der Bewegung in die Primitive Lift und Transport

Die oben beschriebene Planarität von natürlichen objektorientierten Armbewegungen stellt die Grundvoraussetzung für eine Unterteilung der Bewegungen in zwei Primitive dar. Die einfachste Konstruktion von Elementarbewegungen, aus denen sich die untersuchten Armbewegungen zusammensetzen lassen, ist die Unterteilung in die Transport-Komponente und die Lift-Komponente. Dabei beschreibt die Transport-Komponente die geradlinige Bewegung von der Start- zur Zielposition und die Lift-Komponente, welche das orthogonale Komplement zur Transport-Komponente darstellt, die Hebe- und Senkbewegung des Objektes in der gewählten Bewegungsebene. Ein Alleinstellungsmerkmal dieser Unterteilung ist, dass den resultierenden Komponenten eine Semantik im Kontext natürlicher Endeffektorbewegungen zugeordnet werden kann. Im Gegensatz zu den in der bisherigen Literatur häufig vorgeschlagenen Muskelsynergien, die auf Ebene des Endeffektors keine nachvollziehbare inhaltliche Repräsentation haben oder Oszillatoren, die auf Ebene des Rückenmarks anzusiedeln sind, handelt es sich hier also um höherwertige Elementarbewegungen, die sich als parametrisierbare Raum-Zeit-Kurven charakterisieren lassen.

Beide Primitive reagieren unabhängig auf eine Verschiebung des Hindernisses entlang der Start-Ziel Linie. Während die Transport-Komponente bei nahen Hindernissen verspätet startet, beschreibt die Lift-Komponente einen unveränderten glockenförmigen Verlauf. Da die Transport-Komponente bei nahen Hinderniskonfigurationen initial stagniert, dominiert die Lift-Trajektorie zu Beginn der Bewegung. Genauso stagniert die Transport-Komponente bei fernen Hinderniskonfigurationen gegen Ende der Bewegung, siehe Abbildung 3.10(a). Daraus resultieren gekrümmte Bewegungspfade, siehe Abbildung 3.10(b)), wobei die Transport-Komponente formgebend ist und allein für die unterschiedliche Krümmung der Pfade für nahe und ferne Hindernisse verantwortlich ist.

Ähnliche Ergebnisse erhält man durch die Variation der Höhe des Hindernisses. Diesmal skaliert die glockenförmige Lift-Komponente mit der Höhe des Hindernisses. In der Transport-Komponente wurde eine Interaktion zwischen der Nähe und der Höhe des Hindernisses festgestellt. Je größer ein nahes Hindernis ist, desto langsamer startet die Transport-Komponente. Sehr große Hindernisse führen sogar zu einer initialen Rückwärtsbewegung, siehe Abbildung 3.10(c). Eine ähnliche Wirkung haben große ferne Hindernisse, die zu einer Überschreitung der Zielposition und somit zu einer kompensierenden Rückwärtsbewegung führen können, siehe Abbildung 3.10(d). Die Transport-Komponente bleibt also nicht vollständig invariant.

4.4.1 Beitrag der Primitive zum Verständnis von grundlegenden Eigenschaften von Armbewegungen

Doppelpeakstruktur der Geschwindigkeit

Die Zerlegung des Endeffektorpfades in die Transport- und die Lift-Komponente ist sinnvoll, um die Generierung und die Modulation der Doppelpeak-Struktur der tangentialen Geschwindigkeit genauer betrachten zu können, siehe Abbildung 3.11. Kontrollbewegungen ohne Hindernis weisen einen glockenförmigen Geschwindigkeitsverlauf auf, zu dem die Transport-Komponente den größten Beitrag liefert. Hindernisvermeidungsbewegungen haben hingegen häufig einen zweigipfligen Geschwindigkeitsverlauf. Dies trifft besonders auf große, rechtsstehende Hindernisse zu, die zu Ausweichbewegungen mit einer sehr ausgeprägten Lift-Komponente führen. Die bimodale Lift-Geschwindigkeit trägt den Hauptanteil zum ersten Peak in der tangentialen Geschwindigkeit bei. Die Bildung des zweiten Peaks wird durch ein Zusammenspiel beider Komponenten erreicht, wobei die Transport-Geschwindigkeit zumeist den größten Beitrag liefert.

Zeitstruktur der Beschleunigung

Eine weitere kinematische Beobachtung, die mit Hilfe der beiden Primitive erklärt werden kann, ist die Zeitstruktur der Beschleunigung. In allen Versuchskonfigurationen (mit Ausnahme der Kontrollbedingung) wird der erste Peak der Beschleunigung nach der gleichen Zeit erreicht, siehe Abbildung 3.12. Diese Invarianz kann ebenfalls in der Lift-Beschleunigung beobachtet werden, die für alle Hinderniskonfigurationen maßgeblich an der Bildung des ersten Peaks der Gesamtbeschleunigung beteiligt ist. Die Transport-Beschleunigung ist mit Ausnahme der Kontrollbedingung ohne Hindernis immer zweigipflig, wobei ein stark ausgeprägter zweiter Peak immer mit einem sehr schwach ausgeprägten ersten Peak (bis hin zu einem Wegfall) einhergeht. Der erste Peak der Transport-Beschleunigung trägt (besonders in der Kontrollbedingung) zur Bildung des ersten Peaks in der Gesamtbeschleunigung bei. Der zweite Peak der Transport-Beschleunigung formt im Wesentlichen den zweiten Peak der Gesamtbeschleunigung.

Lokale und kontinuierliche Isochronie

Die Doppelpeak-Struktur der tangentialen Geschwindigkeit hängt vom Abstand des Hindernisses zur Startposition ab. Nahe Hindernisse schwächen den ersten Peak und stärken den zweiten Peak, ferne Hindernisse haben den gegensätzlichen Effekt. Diese Beobachtungen stimmen mit Ergebnissen von Flash & Hogan (1985) überein, die zweidimensionale Armbewegungen untersucht haben, bei denen die Probanden auf dem Weg zum Ziel jeweils einen vorgegebenen Via-Punkt durchqueren mussten. Ähnlich wie in diesem Experiment wurde die Position der Via-Punkte entlang der Transport-Richtung variiert. Sie haben einen Doppelpeak im Geschwindigkeitsverlauf und eine Modulation der Peaks in Abhängigkeit vom Via-Punkt gefunden. Befand sich der Via-Punkt in der Nähe des Startpunktes bzw. des Zielpunktes, so war jeweils eine Teilbewegung (Start-Via-Punkt oder

Via-Punkt-Ziel) länger und der entsprechende Geschwindigkeitspeak höher (Flash & Hogan, 1985). Somit konnten beiden Teile der Bewegung von der Startposition zum Via-Punkt und vom Via-Punkt zur Zielposition in der gleichen Zeit vollendet werden, obwohl die Pfadlänge je nach Position des Via-Punktes unterschiedlich lang war. Viviani & Flash (1995) haben diesen Effekt „lokale Isochronie“ genannt und weisen darauf hin, dass das Zusammenspiel von lokaler und globaler Isochronie komplex und noch nicht vollständig verstanden ist.

Die Dekomposition der Trajektorie in die Lift- und die Transport-Komponente ermöglicht ein besseres Verständnis der lokalen Isochronie, siehe Abbildung 4.1. Der lokale Isochronie-Effekt kann auf zweierlei Weise verdeutlicht werden. Zunächst betrachten wir die Ebene der Geschwindigkeit, siehe Abbildung 4.1(a). Da die Transport-Trajektorie für nahe Hindernisse verspätet startet, ist die initiale Transport-Geschwindigkeit sehr klein und somit auch ihr Beitrag zum ersten Peak der tangentialen Geschwindigkeit. Der Beitrag der Transport-Komponente zum zweiten Peak in der tangentialen Geschwindigkeit ist hingegen groß, da der Geschwindigkeitspeak später erreicht wird als in fernen Hinderniskonfigurationen. Zusätzlich kompensiert die Transport-Geschwindigkeit ihren langsamen Anlauf mit einer Größenzunahme ihres Peaks. Somit wird der erste Teil der Bewegung bis zum Punkt der größten Auslenkung langsam ausgeführt, und der längere zweite Teil der Bewegung entsprechend schneller. Bei fernen Hinderniskonfigurationen resultiert der große erste Peak der tangentialen Geschwindigkeit aus einer schnellen initialen Transport-Bewegung, siehe Abbildung 4.1(a). Die längere Entfernung zum Punkt der größten Auslenkung wird also durch eine größere Geschwindigkeit im ersten Teil der Bewegung kompensiert. Die Lift-Geschwindigkeit ist für nahe und ferne Hindernisse annähernd identisch, so dass die Modulation der Geschwindigkeitspeaks vollständig der Transport-Komponente zugeordnet werden kann. Somit ist die Transport-Komponente alleinig für den lokalen Isochronie-Effekt verantwortlich, welcher in unserem Falle besagt, dass der Punkt der größten Auslenkung des Endeffektorpfades für nahe und ferne Hinderniskonfigurationen

nach der gleichen Zeit erreicht wird, obwohl die Pfadlänge für ferne Hindernisse länger ist. Mit der Annahme, dass die Lift-Trajektorie glockenförmig und symmetrisch ist[1] gleicht die Bewegungszeit von der Startposition zum Punkt der größten Auslenkung der Bewegungszeit vom Punkt der größten Auslenkung bis zur Zielposition, wie Flash & Hogan (1985) es beobachtet haben. Diese Annahme gilt implizit für Bewegungen ohne Präzisionsanforderungen am Ende der Bewegung.

Auf der Ebene der Trajektorien ist zu sehen, dass die Lift-Komponenten für nahe und ferne Hindernisse zu allen Zeitpunkten überlappen, siehe Abbildung 4.1(b) links. Dies gilt insbesondere auch für die maximale Amplitude der Lift-Komponente, die dem Punkt der größten Auslenkung entspricht. Da die Invarianz der Lift-Komponente nicht nur für den Punkt der stärksten Auslenkung gilt, können wir sogar eine Verallgemeinerung des lokalen Isochronie-Prinzips formulieren: die *kontinuierliche Isochronie*, nach welcher die Zeit bis zum Erreichen jeder prozentualen Auslenkung des Bewegungspfades (jeder Prozentanteil von der maximalen Lift Amplitude) für nahe und ferne Hindernisse identisch ist. Das Prinzip der lokalen Isochronie entspricht dann dem speziellen Fall, wenn die maximale Lift-Auslenkung betrachtet wird. Die unterschiedliche Krümmung des Bewegungspfades, die in Abbildung 4.1(b) rechts dargestellt ist, wird durch die Modulation der Transport-Trajektorie erreicht.

In dieser Hinsicht gibt es keinen direkten Zusammenhang zwischen lokaler und globaler Isochronie, da die Mechanismen, aus denen die Prinzipien hervorgehen unterschiedlich sind. Während globale Isochronie durch eine Anpassung sowohl der Lift- als auch der Transport-Komponente realisiert wird, resultiert lokale (bzw. kontinuierliche) Isochronie aus einer invarianten Lift-Komponente. Die Anpassung an die Distanz des Hindernisses zur Startposition wird alleinig von der

[1] Das Objekt muss am Ende der Bewegung auf der Zielposition abgestellt werden, ohne dass es herunterfällt, wodurch Präzision erforderlich ist. Daher ist die Lift-Bewegung nicht perfekt symmetrisch und hat am Ende der Bewegung einen etwas abgeflachten Verlauf.

Transport-Komponente durchgeführt, wodurch die Vermeidung des Hindernisses erst ermöglicht wird.

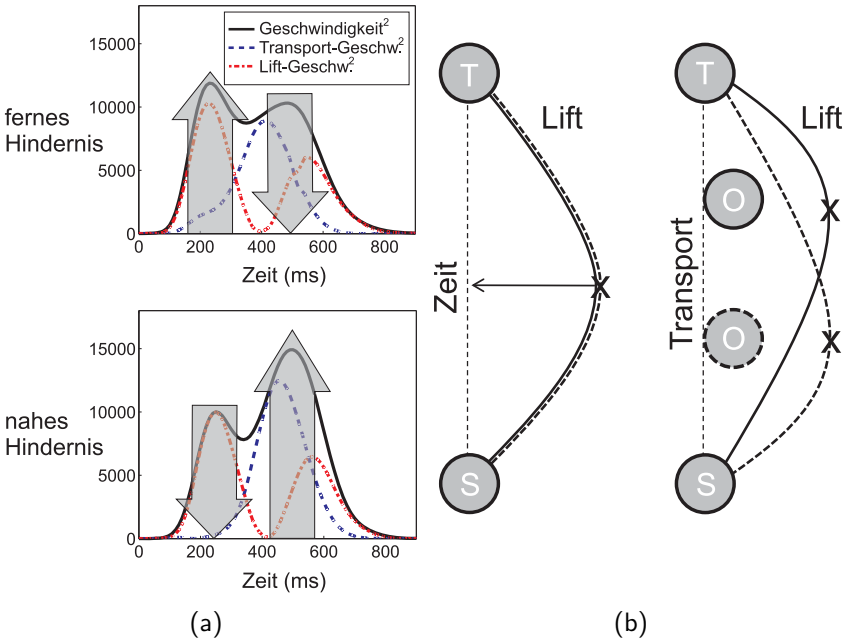


ABBILDUNG 4.1: *Modulation der Doppelpeak-Struktur der tangentialen Geschwindigkeit. (a) Nahe Hinderniskonfigurationen führen zu einem verspäteten Start der Transport-Bewegung, wodurch in der Gesamtgeschwindigkeit ein kleiner erster Peak und ein größerer zweiter Peak ausgebildet werden. Ferne Hindernisse führen zu einem größeren ersten Peak, da die Transport-Geschwindigkeit aufgrund des frühen Starts der Transport-Bewegung bereits zur Gesamtgeschwindigkeit beiträgt. Ein großer erster Peak in der Geschwindigkeit hat bei fernen Hindernissen eine schnellere Annäherung an den Punkt der größten Auslenkung (x) zur Folge, wodurch dieser Punkt unabhängig von der Distanz des Hindernisses zur Startposition nach der gleichen Zeit erreicht wird. (b) Das Prinzip der lokalen Isochronie ist eine direkte Konsequenz aus der invarianten, glockenförmigen Lift-Komponente. Der Punkt der größten Auslenkung (x) wird hauptsächlich im Raum, nicht aber in der Zeit verschoben.*

Die Dekomposition des Endeffektorpfades in Bewegungsprimitive hat uns gezeigt, dass naturalistische Hindernisvermeidungsbewegungen eine erstaunlich einfache und regelmäßige Struktur aufweisen, die mit Hilfe der unabhängigen und invarianten Primitive umso einsichtiger wird. Eine ähnliche Struktur haben Flash & Henis (1991) in zweidimensionalen, zielgerichteten Armbewegungen

aufgedeckt, bei denen die Zielposition während der Bewegungsausführung abrupt verschoben wurde. Sie konnten zeigen, dass sich die korrigierte Bewegung als Vektorsumme von den folgenden zwei Teil-Bewegungsplänen (oder Primitiven) darstellen lässt: 1) die Bewegung von der Startposition zur ursprünglichen Zielposition und 2) die Bewegung von der ursprünglichen Zielposition zur verschobenen Zielposition. Daraus haben sie gefolgert, dass der initiale Bewegungsplan als Reaktion auf die Zielverschiebung nicht angepasst wurde, sondern dass ein neuer Plan zum ursprünglichen Plan hinzu addiert wurde. Diese Beobachtung passt mit der Art von Invarianzen zusammen, die wir beobachtet haben, in denen eine Komponente allein die benötigte Anpassung vornimmt.

4.4.2 UCM und motorische Äquivalenz

Zusätzlich zur Position des Endeffektors wurden im dritten Experiment die Gelenkwinkel aller 10 Freiheitsgrade des rechten Arms berechnet, siehe Abschnitt 2.5. Dies ermöglicht die Untersuchung der Struktur der Varianz im Gelenkwinkelraum. Die Varianzanalyse bezüglich der UCM hat ergeben, dass es über den gesamten Verlauf der Bewegung mehr Varianz in den Gelenkwinkelkonfigurationen gibt, die zur Beibehaltung des dreidimensionalen Endeffektorpfades führen und nur wenig Varianz in Gelenkwinkelkonfigurationen, die sich auf die Position des Endeffektors auswirken. Für die Durchführung ein und derselben Bewegungen werden also viele verschiedene Konfigurationen von Gelenkwinkeln benutzt, während das Objekt annähernd den gleichen Pfad beschreibt. Nach der UCM-Hypothese spricht eine solche Verteilung der Varianz in den Gelenkwinkeln dafür, dass die räumliche Position des Endeffektors eine vom Nervensystem geregelte Variable ist. Demnach muss nicht auf Änderungen der Gelenkwinkelkonfigurationen reagiert werden, die keine Auswirkung auf die Position des Endeffektors haben, wodurch die Varianz in den motorisch äquivalenten Gelenkwinkelkonfigurationen ansteigt. Die vom Nervensystem geregelte Variable

hängt von der Aufgabenstellung ab. So haben Scholz et al. (2000) gezeigt, dass beim Schießen mit einer Laserpistole die räumliche Position der Pistole nur eine untergeordnete Rolle spielt, wohingegen die Orientierung des Pistolenlaufs relativ zum Zielobjekt über den gesamten Verlauf der Bewegung und besonders beim Zielen eine geregelte Variable darstellt.

Die Analyse der motorischen Äquivalenz benutzt das Konzept der UCM als Grundlage und untersucht beim Vergleich zweier Versuchsbedingungen, ob Unterschiede in den Gelenkwinkeln zwischen beiden Versuchsbedingungen eine Auswirkung auf das Bewegungsziel (z. B. die räumliche Position des Endeffektors) haben, oder ob dieses invariant bleibt. Im zweiten Fall liegt motorische Äquivalenz vor. Die Analyse der motorischen Äquivalenz kann für die Transport- und die Lift-Komponente getrennt durchgeführt werden und ist somit eine mögliche Methode, um Invarianzen und Bewegungsprimitive auf Ebene der Gelenkwinkel zu identifizieren.

Beim Vergleich von nahen vs. fernen Hindernissen ist die Lift-Komponente über den gesamten Zeitraum der Bewegung motorisch äquivalent, wohingegen die Transport-Komponente nur zu Beginn und am Ende der Bewegung motorische Äquivalenz aufweist. Im mittleren Teil der Bewegung kommt es zu einem deutlichen Anstieg der MEQ_{orth}-Komponente gegenüber der MEQ_{para}-Komponente, welcher mit der Höhe des Hindernisses skaliert und sich in den Endeffektor-Daten durch einen verzögerten Verlauf der Transport-Komponente bei nahen Hindernissen erklären lässt (Abbildung 3.15(a)).

Die motorische Äquivalenz der Lift-Komponente resultiert aus einer invarianten Lift-Komponente im Endeffektor-Raum einhergehend mit Gelenkwinkelkonfigurationen, die sich in der nahen und der fernen Hinderniskonfiguration systematisch unterscheiden. Dieser Unterschied in den Gelenkwinkeln ist der veränderten Transport-Komponente im Endeffektor-Raum zuzuschreiben. Mit Hilfe der Methode der motorischen Äquivalenz lassen sich somit Invarianzen und Primitive aufdecken. Besonders gut funktioniert dies, wenn nur eins der Primitive

invariant bleibt und das andere Primitiv sich unabhängig davon ändert. Diese Änderung zieht dann systematische Änderungen in den Gelenkwinkeln nach sich, welche Voraussetzung für die motorische Äquivalenz des invarianten Primitivs sind.

Wird die Höhe des Hindernisses variiert, so ist die Lift-Komponente nur zu Beginn und gegen Ende der Bewegung motorisch äquivalent. In der Mitte der Bewegung kommt es zu einem deutlichen Anstieg der MEQ_{orth}-Komponente gegenüber der MEQ_{para}-Komponente, welcher sich in den Endeffektor-Daten durch die Zunahme der Lift Amplitude mit zunehmender Hindernishöhe erklären lässt (Abbildung 3.15(b)). Die Aufgabenspezifität der Primitive spiegelt sich also in der Analyse der motorischen Äquivalenz wieder. Das Lift-Primitiv ist für die Hindernisvermeidung zuständig und liegt daher bei Änderung der Hindernishöhe im Orthogonalraum.

Die Veränderung der Höhe des Hindernisses beeinflusst jedoch nicht nur die Lift-Komponente, sondern auch die Transport-Komponente. Die Transport-Komponente ist über weite Teile der Bewegung nicht motorisch äquivalent. Die MEQ_{orth}-Komponente, welche für Änderungen in denjenigen Gelenkwinkelkonfigurationen steht, die sich auf die Transport-Komponente auswirken, hat einen biphasischen Verlauf. Die Position des Hindernisses bestimmt, welcher der beiden Peaks in der MEQ_{orth}-Komponente stärker ausgeprägt ist. Nahe Hindernisse haben einen Anstieg des ersten Peaks zur Folge, während ferne Hindernisse zu einer verstärkten Ausbildung des zweiten Peaks führen. Ein Hindernis in der Mitte der Bewegung führt dementsprechend zu einer gleichwertigen Ausbildung beider Peaks. Dies verdeutlichen die roten Pfeile in Abbildung 3.21(b). Diese systematische Ausprägung der MEQ_{orth}-Komponente ist konsistent mit den Endeffektor-Daten in Abbildung 3.15(b), da die Transport-Komponente immer in dem Bereich der Bewegung variiert, in dem sich das Hindernis befindet.

Zusammenfassend bestätigt die Analyse der motorischen Äquivalenz die bisherigen Ergebnisse auf Ebene des Endeffektors. Auch auf der Ebene der Gelenk-

winkel konnte die Unabhängigkeit der beiden Primitive, Lift und Transport, sowie die Invarianz des Lift-Primitivs von der Distanz des Hindernisses zur Startposition gezeigt werden.

4.4.3 Betrachtung der Invarianz der Komponenten

Nach unserer Auffassung ist eine wesentliche Eigenschaft von Bewegungsprimitiven, dass diese zumindest unter bestimmten Umständen invariant sind, wobei zeitliche und räumliche Skalierungen die Anpassung an spezifische Aufgabenanforderungen ermöglichen (siehe Abschnitt 1.5). Für das Lift-Primitiv wurde bereits eine Invarianz in Abhängigkeit von der Distanz des Hindernisses zur Startposition festgestellt, welche mit einer systematischen Veränderung der Transport-Komponente, einer Verzögerung für nahe Hindernisse, einherging. Um die Invarianz der Lift- und der Transport-Komponente genauer zu untersuchen, wurden weitere Experimente durchgeführt, in denen die Geschwindigkeit, die Bewegungsrichtung sowie die Position des Hindernisses moduliert wurden.

Invarianz von Lift

Bisher wurde gezeigt, dass die Lift-Komponente bei einer Verschiebung des Hindernisses entlang der Start-Ziel-Linie invariant ist. Die Veränderung des Endeffektor-Pfades ist ausschließlich auf die Transport-Komponente zurückzuführen. Stehen die Hindernisse jedoch sehr nah an der Startposition bzw. sind sie sehr weit entfernt (wie in Experiment 3), so kann es zu kleinen, aber dennoch signifikanten Unterschieden in der Lift-Komponente kommen. Die Amplitude der Lift-Komponente skaliert mit der Höhe des Hindernisses, da Ausweichbewegungen über höhere Hindernisse größere Lift-Amplituden erfordern.

Wird die Geschwindigkeitsvorgabe, mit der eine Ausweichbewegung durchgeführt werden soll, von „normal“ auf „schnell“ geändert, so bleibt die Lift-Komponente ebenfalls invariant. Selbst die maximale Amplitude unterscheidet

sich nicht in Abhängigkeit von der Bewegungsgeschwindigkeit (Abbildung 3.26). Die raumzeitliche Skalierung ist also für die Lift-Komponente erfüllt. Diese Ergebnisse sind konsistent mit Studien über Armbewegungen, in denen gezeigt wurde, dass der räumliche Pfad von Armbewegungen unabhängig von der Geschwindigkeit ist (Atkeson & Hollerbach, 1985; Soechting & Lacquaniti, 1981; Nishikawa, Murray & Flanders, 1999; Hermens & Gielen, 2004).

Weiterhin wurde die Invarianz der Lift-Komponente in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung untersucht. Wird das Objekt von der Startposition zur Zielposition und anschließend zurück zur Startposition transportiert, so unterscheiden sich die Lift-Komponente sowie die Bewegungszeit in der Hin- und der Rückbewegung nicht. Die Invarianz der Lift-Komponente gilt, obwohl sich der räumliche Pfad des Endeffektors deutlich in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung unterscheidet. Diese Unterscheidung liegt zum einen darin begründet, dass ein nahes Hindernis in der Rückbewegung ein fernes Hindernis darstellt. Zum anderen startet die Rückbewegung generell mit einem im Vergleich zur Hinbewegung flachen Anstieg, welcher sich aus einer nahezu gestreckten Armstellung zu Beginn der Rückbewegung ergibt. All diese Unterschiede lassen sich auch hier der Transport-Komponente (siehe unten) zuschreiben. Das Lift-Primitiv wird weder durch die richtungsabhängige Veränderung der Hindernisposition noch durch die gestreckte Armhaltung beeinträchtigt.

Zusammenfassend erfüllt die Lift-Komponente in allen getesteten Szenarien die Eigenschaft der Invarianz, welche nach unserer Definition ein essentielles Kriterium für ein Bewegungsprimitiv ist. Lediglich die Änderung der Höhe des Hindernisses führt zu einer Skalierung der Lift-Amplitude, da die Lift-Komponente für die Hindernisvermeidung zuständig ist.

Untersuchung der Transport-Komponente auf Invarianz

Wie oben bereits beschrieben ist die Transport-Komponente weder bei Variation der Distanz des Hindernisses zur Startposition noch bei Variation der Höhe des Hindernisses invariant.

Auch in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung ist die Transport-Komponente nicht invariant. Dies ist jedoch nicht erstaunlich, da die Änderung der Bewegungsrichtung implizit mit einer Veränderung der Distanz des Hindernisses einhergeht. Zusätzlich bietet die gestreckte Armhaltung an der Zielposition nur wenig Spielraum in Richtung Transport-Komponente (über das Ziel hinaus), so dass tendenziell direkt der Rückweg in Richtung Startposition eingeschlagen wird. Dadurch hat der räumliche Endeffektor-Pfad zu Beginn der Rückbewegung einen flachen Anstieg (Abbildung 3.18). Die Hinbewegung zeichnet sich hingegen durch einen steilen Endeffektor-Pfad aus, da die Transport-Komponente generell verzögert startet oder gar eine Rückwärtsbewegung beinhaltet und somit die Lift-Komponente überwiegt (Abbildung 3.19, zweite Zeile). Wird die Hinbewegung mit der Rückbewegung in umgekehrter Zeit verglichen (Abbildung 3.19), so dass es eine räumliche Überlappung der Start-, Ziel- und Hindernisposition gibt, so sind die Transport-Komponenten beider Bewegungsrichtungen ähnlich, aber nicht invariant. In dieser Auftragung überlappen ebenfalls die analogen Armhaltungen (gestreckte Armhaltung am Ziel und gebeugte Armhaltung am Startpunkt).

Mit den bisherigen Experimenten konnte keine invariante Transport-Komponente nachgewiesen werden. Die Veränderung der Höhe des Hindernisses, die sich auf die Amplitude der Lift-Komponente auswirkt, beeinflusst ebenfalls die Transport-Komponente, da hohe Hindernisse den Distanz-Effekt verstärken, siehe Abschnitt 4.4. Um eine genauere Untersuchung der Transport-Komponente bei Variation der Höhe des Hindernisses zu ermöglichen, wurde die Reichweite der Transport-Komponente in einem weiteren Experiment mit horizontaler Bewegungsrichtung auf 60 cm vergrößert. Dies bietet einen größeren Spielraum für mögliche Hindernispositionen entlang der Transport-Komponente. Die zentrale

Hindernisposition mittig zwischen Start und Ziel führt zum ersten Mal zu einer invarianten Transport-Komponente, die keine Abhängigkeit von der Hindernishöhe aufweist. In dieser Konstellation ist das Hindernis erstmals genügend weit von der Start- und der Zielposition entfernt, so dass die bisher beobachtete Abstoßung vom Hindernis, welche sich in einer verzögerten Transport-Komponente niederschlägt, ausbleibt. Die Höhenänderung des Hindernisses führt also zu einer Skalierung der Lift-Amplitude, die mit einer invarianten Transport-Komponente einhergeht.

Weiterhin stellt sich die Frage, wie sich die Bewegungsgeschwindigkeit auf die Transport-Komponente auswirkt. Die Veränderung der Geschwindigkeit der Ausweichbewegung von einer angenehmen, natürlichen Geschwindigkeit („normal“) zu einer schnellstmöglich, aber mit ausreichender Genauigkeit („schnell“) durchgeführten Bewegung beeinflusst die Transport-Komponente. Eine schnelle Durchführung der Bewegung führt zu einer initialen Verzögerung (Abbildung 3.27), welche unabhängig von der Position des Hindernisses entlang der Start-Ziel-Linie auftritt, aber stets auf den Beginn der Transport-Komponente begrenzt ist. Bereits nach 50% der Bewegungszeit ist dieser Unterschied nicht mehr signifikant. Im Laufe der Bewegung wird die initiale Verzögerung der Transport-Komponente also wieder aufgeholt. Folglich verläuft der dreidimensionale Endeffektor-Pfad zu Beginn der Bewegung etwas steiler, ist aber in der zweiten Hälfte der Bewegung invariant (Abbildung 3.28).

Die Abhängigkeit der Transport-Komponente von der Geschwindigkeit steht jedoch im Widerspruch zu den oben genannten Studien, welche die Unabhängigkeit des räumlichen Endeffektor-Pfades von der Bewegungsgeschwindigkeit gezeigt haben. Dieser Widerspruch könnte mit Hilfe einer zusätzlichen Komponente, einer sogenannten Hindernis-Komponente, erklärt werden, die unabhängig von der Lift- und der Transport-Komponente ist und von Eigenschaften des Hindernisses (Distanz und Höhe) bestimmt wird.

Die Geschwindigkeitsabhängigkeit einer solchen Hindernis-Komponente ist mit der Unabhängigkeit des räumlichen Pfades von der Geschwindigkeit vereinbar, da der räumliche Pfad nur indirekt durch die höhere Geschwindigkeit verändert wird. Der wirkliche Auslöser für die Veränderung des räumlichen Pfades stellt das Hindernis dar, welches durch die Zunahme der Geschwindigkeit schneller erreicht wird und somit (wie ein näheres Hindernis) den Endeffektor stärker abstößt. Diese Abstoßung wirkt in entgegengesetzter Richtung zur Transport-Komponente und resultiert somit in einer Verzögerung der Transport-Komponente. Hierdurch wird verständlich, warum in allen bisher untersuchten Szenarien stets die Transport-Komponente das Kriterium der Invarianz verletzte, nicht aber die orthogonal zur Transport-Komponente befindliche Lift-Komponente.

Mit der Hindernis-Komponente lassen sich alle Ungereimtheiten in der Transport-Komponente erklären. Auch die Invarianz der Transport-Komponente bei einer genügend großen Entfernung des Hindernisses von der Start- und der Zielposition wird verständlich. In diesem Spezialfall hat das Hindernis keine Auswirkung mehr auf den Pfad, da die abstoßende Wirkung des Hindernisses entfernungsabhängig ist und ab einer bestimmten Entfernung ganz verschwindet. Dennoch sind weitere Experimente nötig, um diesen Effekt genauer zu untersuchen.

4.4.4 Einführung einer Hindernis-Komponente

Die obigen Überlegungen zur Einführung einer Hindernis-Komponente, welche von Hinderniseigenschaften (Position entlang der Start-Ziel-Linie und Höhe) sowie der Bewegungsgeschwindigkeit abhängt und in Richtung (fernes Hindernis) bzw. in entgegengesetzter Richtung (nahes Hindernis) zur Transport-Komponente wirkt, haben zur Durchführung eines auf das Experiment 4 aufbauenden Experimentes geführt. In diesem Experiment wurden die Hindernisse systematisch entlang der horizontal verlaufenden Start-Ziel-Linie positioniert. Zusätzlich gab

es eine Kontrollbedingung ohne Hindernis und es wurde sowohl die Hin- (Start $\rightarrow$ Ziel) als auch die Rückbewegung (Ziel $\rightarrow$ Start) durchgeführt.

Die Hindernis-Komponente wurde als Differenz der Transport-Komponente in der jeweiligen Hinderniskonfiguration und der Kontrollbedingung definiert. Eine negative Hindernis-Komponente bedeutet also, dass sich die aktuelle Position des zu transportierenden Objektes entlang der Start-Ziel-Linie im Vergleich zur Kontrollbedingung näher an der Startposition befindet. In der Hinbewegung ist dies gleichbedeutend mit einem Zurückliegen und in der Rückbewegung mit einem Vorsprung der Transport-Komponente im Vergleich zur Kontrollbedingung. Analog bedeutet eine positive Hindernis-Komponente, dass sich das zu transportierende Objekt im Vergleich zur Kontrollbedingung näher an der Zielposition befindet, was in der Hinbewegung einem Vorauseilen und in der Rückbewegung einem Zurückliegen der Transport-Komponente hinter der Kontrollbedingung entspricht.

Sowohl die Amplitude der Hindernis-Komponente, als auch deren Vergrößerung mit zunehmender Höhe des Hindernisses ist für die äußeren Hindernispositionen am stärksten ausgeprägt. Zur Mitte hin schwächt die Hindernis-Komponente zu einer sehr flachen Sinuskurve ab (Abbildung 3.31). Die Abschwächung der Hindernis-Komponente zur Mitte hin resultiert aus der Entfernungsabhängigkeit der abstoßenden Wirkung des Hindernisses. Je weiter das Hindernis von der Start- bzw. der Zielposition entfernt steht, desto geringer ist sein Einfluss auf das Voranschreiten der Bewegung in Richtung Transport-Komponente. Die mittlere Hindernisposition stellt den Umkehrpunkt dar, an welchem die Amplitude der Hindernis-Komponente ein Vorzeichenwechsel macht. Hindernisse, die näher an der Startposition stehen, stoßen in Richtung Startposition ab (negative Amplitude), wohingegen Hindernisse, die näher am Ziel stehen, in Richtung Ziel abstoßen (positive Amplitude). Dies gilt sowohl für die Hin- als auch für die Rückbewegung.

Am Beispiel der Hinbewegung wird die zunächst negative Amplitude der Hindernis-Komponente bei einer schrittweisen Verschiebung des Hindernisses in

Richtung Ziel immer flacher, da die Abstoßung des Hindernisses in Richtung Startposition abgeschwächt wird. Gleichzeitig nimmt die Abstoßung in Richtung Ziel zu, so dass es in der mittleren Hindernisposition zu einer sehr flachen sinusförmigen Kurve kommt. Die Hindernis-Komponente ist in der ersten Hälfte der Bewegung negativ und geht in der zweiten Hälfte der Bewegung fließend in eine positive Amplitude über. Bei einer weiteren Verschiebung des Hindernisses in Richtung Ziel gewinnt die positive Amplitude an Stärke und auch die Abhängigkeit von der Höhe des Hindernisses nimmt zu. Eine ebenso regelmäßige Variation der Hindernis-Komponente wird in der Rückbewegung beobachtet (Abbildung 3.31 unten). Weitere Untersuchungen zur Regelmäßigkeit der Hindernis-Komponente in der Hin- und Rückbewegung ergeben, dass ein Hindernis zu Beginn der Bewegung generell zu einer Hindernis-Komponente mit größerer Amplitude führt als ein Hindernis zum Ende der Bewegung. Dies ist in Abbildung 3.32 (4) und (5) zu sehen. Also führt eine zur Mitte der Start-Ziel-Linie symmetrische Positionierung der Hindernisse nicht bloß zu einer zeitlichen Verschiebung der Hindernis-Komponente, sondern zusätzlich zu einer Reskalierung der Amplitude.

Zum Vergleich der Hindernis-Komponente der Hin- und der Rückbewegung ist es sinnvoll Hin- und Rückbewegungen jeweils mit einem nahen bzw. einem fernen Hindernis, nicht jedoch mit einem Hindernis an derselben Position zu vergleichen. Die Hindernis-Komponenten von nahen Hindernissen in der Hinbewegung (Position O1 bzw. O2) und von nahen Hindernissen in der Rückbewegung (Position O5 bzw. O4) sind sich sehr ähnlich. Die Amplituden sind nahezu identisch. Ein kleiner Unterschied ist jedoch, dass die Hindernis-Komponente der Hinbewegung etwas eher ihr Maximum erreicht und wieder abfällt (Abbildung 3.33 oben). Diese Ähnlichkeit lässt sich jedoch nicht in den Hindernis-Komponenten von fernen Hindernissen finden. Hier hat die Hindernis-Komponente der Rückbewegung verglichen mit der Hinbewegung eine kleinere Amplitude und erreicht ihr Maximum meist später (Abbildung 3.33 unten).

Dieser Unterschied geht mit einer Änderung der Lift-Komponente einher, die sich ebenfalls nur für ferne Hindernisse finden lässt. Die maximale Lift-Amplitude ist für ferne Hindernisse in der Rückbewegung signifikant erhöht, jedoch nicht für nahe Hindernisse. Daraus lässt sich folgern, dass sich die komplette Ausweichbewegung der Hin- und Rückbewegung für ferne Hindernisse unterscheidet. Eine Zunahme der Lift-Amplitude in der Rückbewegung führt dazu, dass das Objekt von weiter oben an die Startposition herangeführt wird, wodurch die Abstoßung vom Hindernis in Richtung Startposition geringer ausfällt und somit die Hindernis-Komponente eine kleinere Amplitude aufweist. Dieser systematische Unterschied könnte aus dem experimentellen Aufbau resultieren. Während die Armreichweite in der Hin- und Rückbewegung symmetrisch ist, befindet sich die Körpermitte näher an der Startposition, wodurch die visuelle Wahrnehmung zum Versuchsaufbau versetzt ist. Dies könnte für ferne Hindernisse eine andere Auswirkung haben als für nahe Hindernisse, so dass es nur bei fernen Hindernissen zu einem Unterschied der Hin- und der Rückbewegung kommt.

Die Ähnlichkeit der Hindernis-Komponenten der Hin- und Rückbewegung in der jeweiligen nahen Hinderniskonfiguration deutet jedoch darauf hin, dass die Hindernis-Komponente eine Regelmäßigkeit aufweist, die sich nicht nur durch eine Skalierung der Amplitude mit der Höhe des Hindernisses sowie durch eine zeitliche Verschiebung und Abnahme der maximalen Amplitude bei zunehmender Distanz des Hindernisses zur Start- bzw. Zielposition äußert, sondern zusätzlich die Bewegungsrichtung betrifft. Wie genau sich diese Regelmäßigkeit ergibt und warum sie nicht im gleichen Maße für ferne Hindernisse gilt, bleibt Gegenstand weiterer Untersuchungen.

4.4.5 Zusammenwirken der Primitive

In dieser Arbeit wurden natürliche Hindernisausweichbewegungen in 3 Komponenten unterteilt, welche unabhängig voneinander sind. Das Lift-Primitiv ist für

die Aufwärts- und Abwärtsbewegung in der gewählten Bewegungsebene zuständig. Die Transport-Komponente liegt orthogonal zur Lift-Komponente und beschreibt die geradlinige Bewegung von der Startposition zur Zielposition. Durch die Einführung der Hindernis-Komponente gleicht die Transport-Komponente unabhängig von Hinderniseigenschaften (Höhe und Distanz zur Startposition) der Transport-Komponente der Kontrollbewegung ohne Hindernis. Die Hindernis-Komponente, welche auf eine abstoßende Wirkung des Hindernisses beruht, ist dementsprechend von Hinderniseigenschaften sowie der Bewegungsgeschwindigkeit abhängig. Ist die Hindernis-Komponente negativ, so befindet sich die aktuelle Position des zu transportierenden Objektes entlang der Start-Ziel-Linie im Vergleich zur Kontrollbedingung näher an der Startposition. Analog bedeutet eine positive Hindernis-Komponente, dass sich das zu transportierende Objekt im Vergleich zur Kontrollbedingung näher an der Zielposition befindet.

Alle drei Komponenten, deren Ausprägung teilweise durch die Einflussparameter Distanz und Höhe des Hindernisses sowie der Bewegungsgeschwindigkeit bestimmt ist, lassen sich zu Hindernisausweichbewegungen kombinieren. Betrachtet man die Primitive einzeln, so fällt auf, dass sie über den gesamten Zeitraum der Bewegung aktiv sind. Selbst die Hindernis-Komponente wirkt nicht nur lokal in der Nähe des Hindernisses sondern während der gesamten Ausweichbewegung. Die Kombination erfolgt also durch eine Addition aller drei Komponenten. Aufgrund der gleichzeitigen Aktivität aller drei Komponenten über die gesamte Bewegung ist eine zeitliche Koordination der Komponenten nicht erforderlich.

Die Addition von Bewegungsprimitiven zu komplexen Bewegungen ist auch in der Literatur geläufig. Ein Beispiel ist die Stimulation von Regionen des Rückenmarks bei Fröschen. Wird eine einzelne Region im Rückenmark stimuliert, so werden je nach Ausgangsposition des Beines unterschiedliche Kräftefelder generiert, die zu derselben Endposition führen. Durch die gleichzeitige Stimulation zweier Regionen wird ein Kraftfeld erzeugt, welches der Vektorsumme der Kraftfelder entspricht, die durch die Stimulation der einzelnen Regionen entstehen (Bizzi

et al., 1991). Solche Beobachtungen wurden in ähnlicher Art auch bei Ratten (Tresch & Bizzi, 1999) und bei Katzen (Lemay & Grill, 2004) gemacht. Auch die lineare Überlagerung von Bewegungsprimitiven, welche von (Flash & Henis, 1991) vorgeschlagen wurde, lässt sich als eine Addition von Primitiven (Bewegungsplänen) beschreiben. Basierend auf Armbewegungen, in denen das Ziel abrupt verschoben wird, interpretieren sie die korrigierte Bewegung als eine lineare Überlagerung der beiden unabhängigen Bewegungspläne von der Startposition zum ursprünglichen Ziel und von der ursprünglichen Zielposition zur verschobenen Zielposition. Diese Interpretation besagt, dass der initiale Bewegungsplan als Reaktion auf die Verschiebung der Zielposition nicht aufgegeben oder modifiziert wird, sondern zu dem neuen Plan hinzu addiert wird.

Auch Muskelsynergien sind Bausteine, die auf verschiedenartige Weise zusammengesetzt werden können, um ein Muskel-Aktivierungs-Muster zu erhalten. In der Literatur werden häufig zwei mögliche Arten von Synergien unterschieden (d'Avella & Bizzi, 2005; d'Avella & Lacquaniti, 2013). Die synchrone oder zeitlich invariante Synergie stellt einen über die Zeit invarianten Vektor $\mathbf{w}$ von Gewichtungskoeffizienten dar, welche die relativen Aktivierungsniveaus der beteiligten Muskeln repräsentieren. Jede Komponente des Vektors wird mit einem in der Zeit variierenden Faktor $c(t)$ skaliert. Durch Summation wird ein Set von N Synergien linear zum Muskelaktivierungsmuster $\mathbf{m}(t)$ kombiniert, siehe Gleichung 4.1 (entnommen aus d'Avella & Lacquaniti (2013)).

$$\mathbf{m}(t) = \sum_{i=1}^{N} c_i(t) \cdot \mathbf{w}_i \tag{4.1}$$

Im Unterschied zur synchronen Synergie ist die in der Zeit variierende Synergie aus einer zeitlichen Sequenz von Vektoren $\mathbf{w}(t)$ aufgebaut. Die gesamte Sequenz wird mit einem zeitlich invarianten Faktor c skaliert. Vor der Aufsummierung der Synergien zu einem Muskelaktivierungsmuster $\mathbf{m}(t)$ können die einzelnen Synergien zeitlich zueinander verschoben werden, siehe Gleichung 4.2 (entnommen

aus d'Avella & Lacquaniti (2013)).

$$\mathbf{m}(t) = \sum_{i=1}^{N} c_i \cdot \mathbf{w}_i(t - t_i) \tag{4.2}$$

Overduin et al. (2008) haben Greifbewegungen beim Primaten als eine Überlagerung von drei in der Zeit variierenden Muskelsynergien interpretiert. Die Bewegung startet mit der ersten Synergie, die die Greifbewegung vorbereitet. Die anderen beiden Synergien dienen der Objektmanipulation und dem Transport des Objektes. Alle Synergien skalieren zeitlich und räumlich in Abhängigkeit von der Objektgröße und Form. Ähnlich haben d'Avella et al. (2006) für zielgerichtete Armbewegungen beim Menschen zeitlich und räumlich skalierbare (in der Zeit variierende) Muskelsynergien identifiziert, die auf andersartige Bewegungen (Variation der Zielposition, Armhaltung, direkte Bewegung vs. Via-Punkt Bewegung, usw.) generalisierbar waren.

Vergleicht man die Addition der Lift-, Transport- und Hindernis-Komponente zu einer Hindernisausweichbewegung mit beiden Möglichkeiten der Darstellung von Muskelsynergien, so gibt es Analogien zur in der Zeit variierenden Synergie. Am Beispiel der Lift-Komponente kann man den Vektoren von Muskelaktivierungen etwa Vektoren von Höhenänderungen der Lift-Komponente gegenüberstellen. Der zeitlich invariante Faktor kann am Beispiel des Lift-Primitivs mit dem Faktor verglichen werden, welcher mit der Höhe des Hindernisses skaliert.

Insgesamt kann aus den Ergebnissen dieser Arbeit gefolgert werden, dass natürliche objektorientierte Armbewegungen in Primitive zerlegbar sind, deren raumzeitliche Form einfach und invariant ist.

Zusammenfassung

Der menschliche Bewegungsapparat verfügt über mehr Freiheitsgrade als für die Ausführung einer motorischen Aufgabe nötig sind (z. B. auf der Ebene von Gelenkwinkeln und Muskeln). Aus dieser Redundanz zieht das Nervensystem einen großen Nutzen, da Störungen oder Einschränkungen in einzelnen Freiheitsgraden durch zusätzliche Freiheitsgrade kompensiert werden können. Daraus ergeben sich jedoch die Fragestellungen, wie bei der Generierung von zielgerichteten Bewegungen aus dieser Vielzahl von Möglichkeiten eine spezielle Lösung ausgewählt wird und auf welcher Ebene das Nervensystem die Regulation der Freiheitsgrade angeht. Bereits 1967 schlägt Bernstein als einen möglichen Lösungsansatz für dieses sogenannte Problem der Freiheitsgrade die Verringerung der zu kontrollierenden Einheiten durch den Zusammenschluss zu koordinativen Strukturen vor. Werden Muskeln zu Synergien zusammengefasst, die in ihrer Gesamtheit aktiviert werden, um die vielen Freiheitsgrade auf einer höheren Ebene beherrschbar zu machen? Lassen sich komplexe Bewegungen durch zeitliche und räumliche Kombination von elementaren Bewegungen, sogenannten Bewegungsprimitiven, zusammensetzen?

Im Mittelpunkt der Arbeit steht einerseits die empirische Aufdeckung von invarianten Eigenschaften von Bewegungstrajektorien, die einen wichtigen Einblick in die fundamentalen Organisationsprinzipien der Bewegungsgenerierung geben. Andererseits wird die Hypothese untersucht, dass Armbewegungen mit Hindernisvermeidung in elementare Bewegungen, sogenannte Primitive, zerleg-

bar sind, deren Form einfach und bis auf raumzeitliche Skalierung invariant ist. Die einfachste Konstruktion von Elementarbewegungen, aus denen sich die untersuchten Armbewegungen zusammensetzen lassen, ist die Unterteilung in eine Transport-Komponente und eine Lift-Komponente. Dabei beschreibt die Transport-Komponente die geradlinige Bewegung von der Start- zur Zielposition und die Lift-Komponente als orthogonales Komplement zur Transport-Komponente die Hebe- und Senkbewegung des Objektes in der gewählten Bewegungsebene. Ein Alleinstellungsmerkmal dieser Zerlegung ist, dass den resultierenden Komponenten eine Semantik im Kontext natürlicher Endeffektorbewegungen zugeordnet werden kann. Im Gegensatz zu den in der bisherigen Literatur häufig vorgeschlagenen Muskelsynergien, die auf Ebene des Endeffektors keine nachvollziehbare inhaltliche Repräsentation haben oder Oszillatoren, die auf Ebene des Rückenmarks anzusiedeln sind, handelt es sich hier also um höherwertige Elementarbewegungen, die sich als parametrisierbare Raum-Zeit-Kurven charakterisieren lassen.

Voraussetzung für diese intuitive Definition von Bewegungsprimitiven ist, dass die untersuchten Hindernisvermeidungsbewegungen in einer Ebene liegen. Mittels Experimenten, bei denen Probanden ein zylinderförmiges Objekt von einer Start- zu einer Zielposition unter Vermeidung von Hindernissen transportierten, wurden folgende Ergebnisse erzielt:

1. Neben allgemeinen invarianten Eigenschaften der untersuchten Bewegungen wie z. B. das glockenförmige Geschwindigkeitsprofil von geradlinigen Armbewegungen und das Isochronie-Prinzip, konnte insbesondere auch die Planarität der Bewegung nachgewiesen werden.

2. Durch den Nachweis der Planarität wurde die Grundlage für die Untersuchung der angenommenen Transport- und Lift- Komponente gelegt. Für beide Primitive konnte nachgewiesen werden, dass sie unabhängig voneinander

ander auf die auszuführende Bewegung angepasst werden und damit ein essentielles Kriterium für Bewegungsprimitive erfüllen.

3. Es konnte gezeigt werden, dass die Lift-Komponente in allen untersuchten Szenarien (Position des Hindernisses entlang der Start-Ziel-Linie (nah vs. fern), Geschwindigkeit der Bewegung (schnell vs. langsam), Bewegungsrichtung (Hin vs. Rückbewegung)) invariant ist und somit ein weiteres grundlegendes Kriterium für ein Bewegungsprimitiv erfüllt. Lediglich die Änderung der Höhe des Hindernisses führt zu einer Skalierung der Lift-Amplitude, da die Lift-Komponente für die Hindernisvermeidung zuständig ist.

4. Für die Transport-Komponente hingegen konnte nur in einer speziellen Konstellation eine Invarianz nachgewiesen werden. Steht das Hindernis mit einem genügend großen Abstand mittig zwischen der Start- und der Zielposition, so weist die Transport-Komponente keine Abhängigkeit von der Höhe des Hindernisses auf. Dies deutet daraufhin, dass es einen durch das Hindernis ausgelösten Abstoßungseffekt gibt, welcher der Transport-Komponente entgegen wirkt. Nur in der speziellen Konstellation bleibt dieser Abstoßungseffekt aufgrund der großen Distanz zum Hindernis aus.

5. Durch die resultierende Einführung einer dritten Komponente, der Hindernis-Komponente, welche unabhängig von der Lift- und der Transport-Komponente ist und von Eigenschaften des Hindernisses (Position entlang der Start-Ziel-Linie und Höhe) sowie der Bewegungsgeschwindigkeit bestimmt wird, lassen sich alle beobachteten Ausprägungen der Transport-Komponente erklären. Die Hindernis-Komponente zeichnet sich durch eine regelmäßige Struktur betreffend der Hindernishöhe (Skalierung), der Distanz des Hindernisses zur Start- bzw. Zielposition und der Bewegungsrichtung aus.

Zusammenfassend weisen naturalistische Hindernisvermeidungsbewegungen eine erstaunlich einfache und regelmäßige Struktur auf, die mit Hilfe der in dieser Arbeit identifizierten unabhängigen und invarianten Primitive umso einsichtiger wird.

Summary

The human movement apparatus has more degrees of freedom than needed to fulfill a particular motor task (e.g. on the level of joint angles and the muscle system). This redundancy can be very helpful as it can compensate for perturbations or limitations in single degrees of freedom. From the neuroscientific perspective a handful of questions arise: How does the central nervous system cope with this freedom? How does it pick a particular solution out of the endless possibilities and on which level does it tackle the regulation of the degrees of freedom? As early as 1967 Bernstein proposed a possible solution to the so-called problem of degrees of freedom by reducing the number of controllable units assuming an aggregation to coordinative structures. Resulting from this: does the nervous system abstract from the degrees of freedom by combining muscles to synergies that are activated as a whole? Are complex movements composed of temporal and spatial combinations of elementary movements, so called movement primitives?

The focus of this thesis is twofold: First, the empirical study of invariant characteristics of movements provides important insight into fundamental principles of movement generation. Second, the hypothesis, whether arm movements with obstacle avoidance can be decomposed into elementary movements, so-called primitives, that are invariant except for scaling in space and time. Decomposing obstacle avoidance movements into a transport and a lift component is a straight forward and most comprehensible approach for the construction

of elementary movements. While the transport component defines a straight movement from start to target position, the lift component is the orthogonal complement describing the lift/decent movement in the chosen movement plane. An outstanding feature of this decomposition is that the resulting components are semantically meaningful in the context of naturalistic endeffecor movements. Contrary to muscle synergies or oscillators proposed in literature, which do not have comprehensible representations on endeffector level, the here proposed elementary movements are considered on a higher level and characetrizable as parameterizable trajectories in space and time.

Obviously, as precondition for this intuitive definition of primitives, obstacle avoidance movements need to be planar. Experiments in which subjects moved a cylindrical object from a start to a target position while avoiding obstacles revealed exactly this planarity property besides general invariants like bell shaped velocity profiles of straight movements and the principle of isochrony. Both lift and transport primitives are independently adapted to the obstacle avoidance task. In all realized scenarios (obstacle position in between start and target (near vs. far), movement speed (fast vs. slow), movement direction (forward vs. backward)) the lift component was invariant and thus fulfilled an essential criterion for being a movement primitive. Merely variation in obstacle height led to a scaling of the lift amplitude as that component is responsible for obstacle avoidance. For the transport component invariant behavior could only be shown for a specific case: if the obstacle is right in the middle between start and target position and the distance between start/target and obstacle is large, this component is independent of obstacle height. This suggests a repulsion effect of the obstacle which is opposed to the transport component. Only in the aforementioned specific case the repulsion effect is missing due to the large distance between start/target and obstacle.

By introducing an obstacle component, which is independent of the lift- and transport primitives while depending on the obstacle position and height as well as

movement speed, observed characteristics of the transport component become clear. The obstacle component comprises multiple regular characteristics concerning obstacle height, obstacle distance from/to start/target, and movement direction.

Overall, naturalistic obstacle avoidance movements are astoundingly regular. Their structure becomes directly accessible when described with the herein identified independent and invariant movement primitives.

Literaturverzeichnis

Abend, W., Bizzi, E., & Morasso, P. (1982). Human arm trajectory formation. *Brain*, *105*(Pt 2), 331–348.

Alexander, G. E. & Crutcher, M. D. (1990). Preparation for movement: neural representations of intended direction in three motor areas of the monkey. *J Neurophysiol*, *64*(1), 133–150.

Amirikian, B., Georgopoulos, A. P., & Georgopulos, A. P. (2000). Directional tuning profiles of motor cortical cells. *Neurosci Res*, *36*(1), 73–79.

Atkeson, C. G. & Hollerbach, J. M. (1985). Kinematic features of unrestrained vertical arm movements. *J Neurosci*, *5*(9), 2318–2330.

Bernstein, N. (1967). *The co-ordination and regulation of movements*. London: Pergamon.

Bizzi, E., Accornero, N., Chapple, W., & Hogan, N. (1984). Posture control and trajectory formation during arm movement. *J Neurosci*, *4*(11), 2738–2744.

Bizzi, E. & Cheung, V. C. K. (2013). The neural origin of muscle synergies. *Front Comput Neurosci*, *7*, 51.

Bizzi, E., Mussa-Ivaldi, F. A., & Giszter, S. (1991). Computations underlying the execution of movement: a biological perspective. *Science*, *253*(5017), 287–291.

Bock, O. & Arnold, K. (1992). Motor control prior to movement onset: preparatory mechanisms for pointing at visual targets. *Exp Brain Res*, *90*(1), 209–216.

Brown, T. G. (1911). The intrinsic factors in the act of progression in the mammal. *Proc. R. Soc. Lond. B*, *84*, 308–319.

Chapman, C. S. & Goodale, M. A. (2008). Missing in action: the effect of obstacle position and size on avoidance while reaching. *Exp Brain Res*, *191*(1), 83–97.

Cole, K. J. & Abbs, J. H. (1986). Coordination of three-joint digit movements for rapid finger-thumb grasp. *J Neurophysiol*, *55*(6), 1407–1423.

Cole, K. J. & Abbs, J. H. (1987). Kinematic and electromyographic responses to perturbation of a rapid grasp. *J Neurophysiol*, *57*(5), 1498–1510.

d'Avella, A. & Bizzi, E. (2005). Shared and specific muscle synergies in natural motor behaviors. *Proc Natl Acad Sci U S A*, *102*(8), 3076–3081.

d'Avella, A. & Lacquaniti, F. (2013). Control of reaching movements by muscle synergy combinations. *Front Comput Neurosci*, *7*, 42.

d'Avella, A., Portone, A., Fernandez, L., & Lacquaniti, F. (2006). Control of fast-reaching movements by muscle synergy combinations. *J Neurosci*, *26*(30), 7791–7810.

de Rugy, A., Loeb, G. E., & Carroll, T. J. (2012). Muscle coordination is habitual rather than optimal. *J Neurosci*, *32*(21), 7384–7391.

Dean, J. & Brüwer, M. (1994). Control of human arm movements in two dimensions: paths and joint control in avoiding simple linear obstacles. *Exp Brain Res*, *97*(3), 497–514.

Dominici, N., Ivanenko, Y. P., Cappellini, G., d'Avella, A., Mondì, V., Cicchese, M., Fabiano, A., Silei, T., Di Paolo, A., Giannini, C., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2011). Locomotor primitives in newborn babies and their development. *Science*, *334*(6058), 997–999.

Ehrig, R. M., Taylor, W. R., Duda, G. N., & Heller, M. O. (2006). A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *J Biomech*, *39*(15), 2798–2809.

Feldman, A. G. (1986). Once more on the equilibrium-point hypothesis (lambda model) for motor control. *J Mot Behav*, *18*(1), 17–54.

Feldman, A. G. & Latash, M. L. (2005). Testing hypotheses and the advancement of science: recent attempts to falsify the equilibrium point hypothesis. *Exp Brain Res*, *161*(1), 91–103.

Fitts, P. M. (1954). The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *J Exp Psychol*, *47*(6), 381–391.

Flash, T. & Henis, E. (1991). Arm trajectory modifications during reaching towards visual targets. *Journal of Cognitive Neuroscience*, *3*(3), 220–230.

Flash, T. & Hochner, B. (2005). Motor primitives in vertebrates and invertebrates. *Curr Opin Neurobiol*, *15*(6), 660–666.

Flash, T. & Hogan, N. (1985). The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. *J Neurosci*, *5*(7), 1688–1703.

Freeman, F. N. (1914). Experimental analysis of the writing movement. *Psychological Monographs: General and Applied*, *17*(4), 1–57.

Georgopoulos, A. P., Crutcher, M. D., & Schwartz, A. B. (1989). Cognitive spatial-motor processes. 3. motor cortical prediction of movement direction during an instructed delay period. *Exp Brain Res*, *75*(1), 183–194.

Georgopoulos, A. P., Kalaska, J. F., Caminiti, R., & Massey, J. T. (1982). On the relations between the direction of two-dimensional arm movements and cell discharge in primate motor cortex. *J Neurosci*, *2*(11), 1527–1537.

Georgopoulos, A. P., Kalaska, J. F., Caminiti, R., & Massey, J. T. (1983). Interruption of motor cortical discharge subserving aimed arm movements. *Exp Brain Res*, *49*(3), 327–340.

Goodale, M. A. & Milner, A. D. (1992). Separate visual pathways for perception and action. *Trends Neurosci*, *15*(1), 20–25.

Goodale, M. A., Pelisson, D., & Prablanc, C. (1986). Large adjustments in visually guided reaching do not depend on vision of the hand or perception of target displacement. *Nature*, *320*(6064), 748–750.

Grimme, B., Fuchs, S., Perrier, P., & Schöner, G. (2011). Limb versus speech motor control: a conceptual review. *Motor Control*, *15*(1), 5–33.

Harris, C. M. & Wolpert, D. M. (1998). Signal-dependent noise determines motor planning. *Nature*, *394*(6695), 780–784.

Hasan, Z. (1986). Optimized movement trajectories and joint stiffness in unperturbed, inertially loaded movements. *Biol Cybern*, *53*(6), 373–382.

Hermens, F. & Gielen, S. (2004). Posture-based or trajectory-based movement planning: a comparison of direct and indirect pointing movements. *Exp Brain Res*, *159*(3), 340–348.

Jaric, S. & Latash, M. L. (1998). Learning a motor task involving obstacles by a multi-joint, redundant limb: two synergies within one movement. *J Electromyogr Kinesiol*, *8*(3), 169–176.

Jeannerod, M. (1981). Intersegmental coordination during reaching at natural visual objects. In *Attention and performance IX*, (S. 153–169).

Jeannerod, M. (1984). The timing of natural prehension movements. *J Mot Behav*, *16*(3), 235–254.

Johansson, R. S., Westling, G., Bäckström, A., & Flanagan, J. R. (2001). Eye-hand coordination in object manipulation. *J Neurosci*, *21*(17), 6917–6932.

Kelso, J. A., Tuller, B., Vatikiotis-Bateson, E., & Fowler, C. A. (1984). Functionally specific articulatory cooperation following jaw perturbations during speech: evidence for coordinative structures. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*, *10*(6), 812–832.

Kelso, J. A. S. (1986). Pattern formation in speech and limb movements involving many degrees of freedom. In H. Heuer & C. Fromm (Hrsg.), *Generation and Modulation of Action Potentials* (S. 105–128). Springer-Verlag.

Kurata, K. (1993). Premotor cortex of monkeys: set- and movement-related activity reflecting amplitude and direction of wrist movements. *J Neurophysiol*, *69*(1), 187–200.

Lacquaniti, F., Terzuolo, C., & Viviani, P. (1983). The law relating the kinematic and figural aspects of drawing movements. *Acta Psychol (Amst)*, *54*(1-3), 115–130.

Leardini, A., Cappozzo, A., Catani, F., Toksvig-Larsen, S., Petitto, A., Sforza, V., Cassanelli, G., & Giannini, S. (1999). Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *J Biomech*, *32*(1), 99–103.

Lemay, M. A. & Grill, W. M. (2004). Modularity of motor output evoked by intraspinal microstimulation in cats. *J Neurophysiol*, *91*(1), 502–514.

Lu, T. W. & O'Connor, J. J. (1999). Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *J Biomech*, *32*(2), 129–134.

Mahan, M. Y. & Georgopoulos, A. P. (2013). Motor directional tuning across brain areas: directional resonance and the role of inhibition for directional accuracy. *Front Neural Circuits*, *7*, 92.

Maoz, U., Berthoz, A., & Flash, T. (2009). Complex unconstrained three-dimensional hand movement and constant equi-affine speed. *J Neurophysiol*, *101*(2), 1002–1015.

Massey, J. T., Lurito, J. T., Pellizzer, G., & Georgopoulos, A. P. (1992). Three-dimensional drawings in isometric conditions: relation between geometry and kinematics. *Exp Brain Res*, *88*(3), 685–690.

Mattos, D. J. S., Latash, M. L., Park, E., Kuhl, J., & Scholz, J. P. (2011). Unpredictable elbow joint perturbation during reaching results in multijoint motor equivalence. *J Neurophysiol*, *106*(3), 1424–1436.

Moran, D. W. & Schwartz, A. B. (1999). Motor cortical representation of speed and direction during reaching. *J Neurophysiol*, *82*(5), 2676–2692.

Morasso, P. (1981). Spatial control of arm movements. *Exp Brain Res*, *42*(2), 223–227.

Morasso, P. (1983). Three dimensional arm trajectories. *Biol Cybern*, *48*(3), 187–194.

Mussa-Ivaldi, F. A. & Bizzi, E. (2000). Motor learning through the combination of primitives. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci*, *355*(1404), 1755–1769.

Mussa-Ivaldi, F. A. & Solla, S. A. (2004). Neural primitives for motion control. *IEEE Journal of Oceanic Engineering*, *29*(3), 640–650.

Nishikawa, K. C., Murray, S. T., & Flanders, M. (1999). Do arm postures vary with the speed of reaching? *J Neurophysiol*, *81*(5), 2582–2586.

Overduin, S. A., d'Avella, A., Carmena, J. M., & Bizzi, E. (2012). Microstimulation activates a handful of muscle synergies. *Neuron*, *76*(6), 1071–1077.

Overduin, S. A., d'Avella, A., Roh, J., & Bizzi, E. (2008). Modulation of muscle synergy recruitment in primate grasping. *J Neurosci*, *28*(4), 880–892.

Pellizzer, G., Massey, J. T., Lurito, J. T., & Georgopoulos, A. P. (1992). Three-dimensional drawings in isometric conditions: planar segmentation of force trajectory. *Exp Brain Res*, *92*(2), 326–337.

Polit, A. & Bizzi, E. (1979). Characteristics of motor programs underlying arm movements in monkeys. *J Neurophysiol*, *42*(1 Pt 1), 183–194.

Pollick, F. E., Maoz, U., Handzel, A. A., Giblin, P. J., Sapiro, G., & Flash, T. (2009). Three-dimensional arm movements at constant equi-affine speed. *Cortex*, *45*(3), 325–339.

Riehle, A. (2005). *Preparation for Action: one of the Key Functions of Motor Cortex*, Kapitel 8, (S. 213–240). Boca Raton, FL: CRC Press.

Rosenbaum, D. A. (1980). Human movement initiation: specification of arm, direction, and extent. *J Exp Psychol Gen*, *109*(4), 444–474.

Sabes, P. N. & Jordan, M. I. (1997). Obstacle avoidance and a perturbation sensitivity model for motor planning. *J Neurosci*, *17*(18), 7119–7128.

Saling, M., Alberts, J., Stelmach, G. E., & Bloedel, J. R. (1998). Reach-to-grasp movements during obstacle avoidance. *Exp Brain Res*, *118*(2), 251–258.

Schaal, S., Peters, J., Nakanishi, J., & Ijspeert, A. (2004). Learning movement primitives. In *International Symposium on Robotics Research (ISRR2003), Springer Tracts in Advanced Robotics*.

Schaal, S. & Schweighofer, N. (2005). Computational motor control in humans and robots. *Curr Opin Neurobiol*, *15*(6), 675–682.

Schaal, S. & Sternad, D. (2001). Origins and violations of the 2/3 power law in rhythmic three-dimensional arm movements. *Exp Brain Res*, *136*(1), 60–72.

Scholz, J. P. & Schöner, G. (1999). The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. *Exp Brain Res*, *126*(3), 289–306.

Scholz, J. P., Schöner, G., Hsu, W. L., Jeka, J. J., Horak, F., & Martin, V. (2007). Motor equivalent control of the center of mass in response to support surface perturbations. *Exp Brain Res*, *180*(1), 163–179.

Scholz, J. P., Schöner, G., & Latash, M. L. (2000). Identifying the control structure of multijoint coordination during pistol shooting. *Exp Brain Res*, *135*(3), 382–404.

Schwartz, A. B. (1994). Direct cortical representation of drawing. *Science*, *265*(5171), 540–542.

Schwartz, A. B., Kettner, R. E., & Georgopoulos, A. P. (1988). Primate motor cortex and free arm movements to visual targets in three-dimensional space. i. relations between single cell discharge and direction of movement. *J Neurosci*, *8*(8), 2913–2927.

Schwartz, A. B. & Moran, D. W. (1999). Motor cortical activity during drawing movements: population representation during lemniscate tracing. *J Neurophysiol*, *82*(5), 2705–2718.

Söderkvist, I. & Wedin, P. A. (1993). Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *J Biomech*, *26*(12), 1473–1477.

Sherrington, C. S. (1910). Flexion-reflex of the limb, crossed extension-reflex, and reflex stepping and standing. *J Physiol*, *40*(1-2), 28–121.

Shumway-Cook, A. & Woollacott, M. H. (2007). *Motor Control, Translating Research into Clinical Practice*. Lippincott Williams & Wilkins.

Soechting, J. F. & Lacquaniti, F. (1981). Invariant characteristics of a pointing movement in man. *J Neurosci*, *1*(7), 710–720.

Soechting, J. F. & Terzuolo, C. A. (1987). Organization of arm movements in three-dimensional space. wrist motion is piecewise planar. *Neuroscience*, *23*(1), 53–61.

Sternad, D. & Schaal, S. (1999). Segmentation of endpoint trajectories does not imply segmented control. *Exp Brain Res*, *124*(1), 118–136.

Torres, E. & Andersen, R. (2006). Space-time separation during obstacle-avoidance learning in monkeys. *J Neurophysiol*, *96*(5), 2613–2632.

Tresch, M. C. & Bizzi, E. (1999). Responses to spinal microstimulation in the chronically spinalized rat and their relationship to spinal systems activated by low threshold cutaneous stimulation. *Exp Brain Res*, *129*(3), 401–416.

Tresch, M. C., Saltiel, P., d'Avella, A., & Bizzi, E. (2002). Coordination and localization in spinal motor systems. *Brain Res Brain Res Rev*, *40*(1-3), 66–79.

Uno, Y., Kawato, M., & Suzuki, R. (1989). Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement. minimum torque-change model. *Biol Cybern*, *61*(2), 89–101.

Viviani, P., Burkhard, P. R., Chiuvé, S. C., Corradi-Dell'Acqua, C., & Vindras, P. (2009). Velocity control in parkinson's disease: a quantitative analysis of isochrony in scribbling movements. *Exp Brain Res*, *194*(2), 259–283.

Viviani, P. & Cenzato, M. (1985). Segmentation and coupling in complex movements. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*, *11*(6), 828–845.

Viviani, P. & Flash, T. (1995). Minimum-jerk, two-thirds power law, and isochrony: converging approaches to movement planning. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*, *21*(1), 32–53.

Viviani, P. & McCollum, G. (1983). The relation between linear extent and velocity in drawing movements. *Neuroscience*, *10*(1), 211–218.

Eigene Publikationen

Fachzeitschriften

Grimme, B., Fuchs, S., Perrier, P. & Schöner, G. (2011). Limb versus speech motor control: A conceptual review. *Motor Control* 15, 5–33.

Grimme, B., Lipinski, J. & Schöner, G. (2012). Naturalistic arm movements during obstacle avoidance in 3D and the identification of movement primitives. *Exp Brain Res* 222, 185–200.

Konferenzbeiträge

Czech B., Lipinski J. & Schöner G. (2010). On three dimensional reaching movements under obstacle conditions. In: Neuroscience Annual Meeting, Society for Neuroscience, San Diego, CA, USA.

Grimme B., Lipinski J. & Schöner G. (2010). Characteristics of human 3D transport movements during obstacle avoidance. *Frontiers in Computational Neuroscience*. Conference Abstract: Bernstein Conference on Computational Neuroscience.

Grimme B., Reimann H. & Schöner G. (2011). Naturalistic 3D arm movements can be decomposed into motion primitives. *Frontiers in Computational Neu-*

roscience. Conference Abstract: Computational Neuroscience & Neurotechnology Bernstein Conference & Neurex Annual Meeting.

Reimann H., Schiborr B., Grimme B. & Schöner G. (2011). Modelling Human Reaching Movements under Obstacle Avoidance Constraints. Motor Control Summer School VIII, Antiochian Village, PA, USA.

Grimme B., Reimann H. & Schöner G. (2011). Evidence for Movement Primitives in 3D Obstacle Avoidance Tasks. Progress in Motor Control VIII, Cincinnati, OH, USA.

Grimme B., Nowak E., Reimann H. & Schöner G. (2012). Motor equivalence as a method to reveal movement invariants/primitives. *Frontiers in Computational Neuroscience*. Conference Abstract: Bernstein Conference on Computational Neuroscience.

Nowak E., Grimme B., Reimann H. & Schöner G. (2012). Motor equivalence reveals coarticulation in arm movement sequences involving obstacle avoidance. *Frontiers in Computational Neuroscience*. Conference Abstract: Bernstein Conference on Computational Neuroscience.

Grimme B., Nowak E., Reimann H. & Schöner G. (2013). Evidence for movement primitives in human arm movements: the lift and the transport primitive. *Frontiers in Computational Neuroscience*. Conference Abstract: Bernstein Conference on Computational Neuroscience.

Nowak, E., Grimme, B., Reimann, H. & Schöner, G. (2013). Direction-dependent carry-over coarticulation in joint angles. *Frontiers in Computational Neuroscience*. Conference Abstract: Bernstein Conference on Computational Neuroscience.

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name:	Britta Grimme, geb. Czech
Addresse	Auf dem Schnee 19
	58454 Witten
Geburtsdatum:	8. August 1981
Geburtsort:	Herdecke
Nationalität:	Deutsch

Ausbildung und beruflicher Werdegang

seit 2008	Promotionsstudentin der Graduiertenschule Biologie, Ruhr-Universität Bochum
seit 2007	Wissenschaftliche Angestellte am Institut für Neuroinformatik, Ruhr-Universität Bochum
2007	Diplom im Fach Biologie (Diplom-Biologin), Ruhr-Universität Bochum, Titel der Arbeit: „Taktiles Lernen im Schlaf“.
2001-2007	Studium der Biologie, Ruhr-Universität Bochum
1992-2001	Schiller-Schule (Abitur), Bochum