

Fachbereich Psychologie  
AE Theoretische Neurowissenschaften

## ***Kontrolle in Bewegung***

---

### ***Exploration von Greifbewegungen im Rahmen der Theorie optimaler Feedback-Kontrolle (OFCT)***

Bachelorarbeit  
Michael Ernst

Marburg, September 2019

Anleiter/ 1.Prüfer:

Prof. Dr. Dominik Endres; Philipps-Universität Marburg, Fachbereich Psychologie,  
AE Theoretische Neurowissenschaften

2. Prüfer:

M.SC. José Carlos Garcia Alanis; Philipps-Universität Marburg, Fachbereich Psychologie,  
AG Allgemeine und Biologische Psychologie

## **Inhaltsverzeichnis**

1. **Einleitung**
  - 1.1. Zielsetzung/Fragestellung
  - 1.2. Hintergrund
2. **Theoretischer Hintergrund**
  - 2.1. Greifbewegungen
    - 2.1.1. Anatomische Grundlage
    - 2.1.2. Konsequenzen des anatomischen Aufbaus des menschlichen Armes
    - 2.1.3. Bewegungsprofil
  - 2.2. Das Redundanzproblem
  - 2.3. Optimal Feedback Control Theory (OFCT)
    - 2.3.1.1. “high-level-control”
    - 2.3.1.2. “low-level-control”
    - 2.3.1.3. Auflösung von Redundanz
    - 2.3.1.4. Minimum-Interventions-Prinzip
    - 2.3.2. Implikationen der OFCT für zweihändige Manipulationsaufgaben
  - 2.4. Forschungsrationale
3. **Methoden**
  - 3.1. Virtual Reality
  - 3.2. Hardware
    - 3.2.1. Head-mounted-display (nVisor ST50)
    - 3.2.2. Motion Tracking: PhaseSpace Impulse X2- System
  - 3.3. Software
    - 3.3.1. Python
    - 3.3.2. Vizard
  - 3.4. Versuchsaufbau
  - 3.5. Stichprobe
  - 3.6. Analyse
    - 3.6.1. Vorverarbeitung
      - 3.6.1.1. Segmentierung des Bewegungsflusses
      - 3.6.1.2. Resampling
    - 3.7. Analyse der positionellen Varianzen
      - 3.7.1. Singulärwertzerlegung
      - 3.7.2. Bayessche Modellevaluation
4. **Ergebnisse**
  - 4.1. deskriptive Auswertung der Bewegungsprofile
    - 4.1.1.1. Einhändige Greifaufgabe
    - 4.1.1.2. Zweihändige Greifaufgabe
  - 4.1.2. Ausrichtung positioneller Variabilität kinematischer Freiheitsgrade im kartesischen Raum
  - 4.1.3. Zeitlicher Verlauf positioneller Varianz
- 4.2. Modellevaluation
  - 4.2.1. Einhändige Bedingung
    - 4.2.1.1. Aufgeklärte Varianz
    - 4.2.1.2. BIC

- 4.2.1.3. Identifikation unkontrollierter Freiheitsgrade
- 4.2.1.4. Divergierende Muster an Modellevidenz
- 4.2.1.5. Aufgeklärte Varianz über Versuchsperson und Zielpositionen

- 4.2.2. Zweihändige Bedingung
  - 4.2.2.1. Aufgeklärte Varianz
  - 4.2.2.2. BIC
  - 4.2.2.3. Identifikation unkontrollierter Freiheitsgrade
  - 4.2.2.4. Divergierende Muster an Modellevidenz

- 4.3. Rekonstruktionsgüte

## **5. Diskussion**

- 5.1. Beschleunigungsprofil und Trajektorie: Einhändige Bedingung
- 5.2. Beschleunigungsprofil und Trajektorie: Zweihändige Bedingung
- 5.3. Zeitlicher Verlauf positioneller Variabilität von Greifbewegungen
- 5.4. Modellevaluation
  - 5.4.1. Einhändige Bedingung
  - 5.4.2. Zweihändige Bedingung
  - 5.4.3. Vergleich einhändiger und zweihändiger Bedingungen
- 5.5. Abhängigkeit optimaler Kontrolle von der Zielposition einer Greifbewegung

## **6. Fazit**

## **7. Ausblick**

## **8. Quellen**

## **9. Anhang**

**Definitionen:**

**Bewegung:** Veränderungen in Körperhaltung und Gelenkstellung des menschlichen Körpers durch Aktivität der Skelettmuskulatur. Hier primär unabhängige Dimensionen an Rotation oder Translation durch den kartesischen Raum.

**Freiheitsgrade:** “Die Bewegungsmöglichkeiten materieller Systeme (Körper), die in der Kinematik dieses Systems durch eine unabhängige (verallgemeinerte) Koordinate dargestellt wird. Im weiteren Sinne jeder unabhängige veränderliche innere oder äußere Parameter eines Systems.” (Freiheitsgrad—Lexikon der Physik., 1998)

**sensomotorisches Rauschen:** Störgröße zufälliger Frequenzspektren in Fluss und Verarbeitung von sensorischer Information, sowie der Ansteuerung motorischen Endeffektoren.

## I. Einleitung

### 1.1 Zielsetzung

Der menschliche Arm ist ein hochkomplexes Meisterwerk evolutionärer Ingenieurskunst, bestehend aus 3 Gelenken mit insgesamt 7 Freiheitsgraden (Hyunchul et al., 2012; Schünke, 2000)), sowie aus 18 Muskeln mit je Differenzen in Ansatzpunkten und Masse (Schünke, 2000). Betrachtet man die komplexen Interaktionen einhergehender kinematischer und dynamischer Freiheitsgrade und deren Kombinationsmöglichkeiten so wird die massive Anzahl zu kontrollierender Faktoren deutlich.

Konfrontiert mit dieser Komplexität ergibt sich die Frage, wie diese kinematischen Freiheitsgrade alltäglich energieeffizient kontrolliert werden, um reproduzierbar und erfolgreich komplexe Bewegungen auszuführen.

Ein Ziel dieser Arbeit ist es daher bestehende theoretische Annahmen über die Kontrolle des menschlichen Motorsystems kritisch zu explorieren und somit Indikationen für weitere Grundlagenforschung zu generieren. Besonderer Fokus liegt dabei auf der Annahme der “Optimal Feedback Control Theory” (OFCT) (Todorov & Jordan, 2002; Todorov, 2004), dass Dimensionen des Motorsystems (wie Gelenkstellungen & Muskelkontraktionen) nur explizit kontrolliert werden, wenn diese zur Erfüllung eines Handlungsziels notwendig sind. Dimensionen hingegen, welche keine Notwendigkeit für die Bewältigung dieses Ziels aufweisen können frei variieren. In der Literatur wird dies oft als die Zerlegung des Dimensionsraumes des Bewegungsapparates in “controlled” und “uncontrolled manifolds” verstanden (Giszter & Hart, 2013). Dies deutet auf die Möglichkeit hin aufgabenrelevante und aufgabenirrelevante kinematische Freiheitsgrade, anhand ihrer Varianz (hier positioneller Varianz im kartesischen Raum) über die Bewegung hinweg zu unterscheiden.

Diese Möglichkeit wird in der vorliegenden Arbeit mit hilfe der “Singulärwertzerlegung” auf Ebene kinematischer Freiheitsgrade des menschlichen Arms und deren positionelle Variabilität über Greifbewegungen hinweg, exploriert. Erweist sich der beschriebene Ansatz als erfolgreich, könnten folgende Forschungsvorhaben sukzessiv Aufgabenstellungen formulieren, um weitere Annahmen der OFCT zu explorieren. Etwa, dass die zusätzliche aufgabenabhängige Kontrolle ehemals unkontrollierten Freiheitsgrade dazu führt, dass die Gesamtmenge an Variabilität im beschriebenen Dimensionsraum sinken sollte (Todorov, 2004).

Weiterhin könnten unkontrollierten Freiheitsgrade bei herkömmlichen Greifbewegungen beispielsweise genutzt werden um als “Proof of Concept” in Virtual-Reality einen dritten Arm anzutreiben. Bestehende Literatur deutet bereits daraufhin, dass das Steuern von Körpern die sich von der gewohnten Physiologie des Menschen unterscheiden möglich ist (Won et al., 2015). Allerdings wurde in diesen Versuchen die generelle Funktionsfähigkeit der menschlichen Physiologie eingeschränkt um einen nicht-menschlichen Körper zu kontrollieren, während ein Ansatz aufbauend auf dieser Pilotstudie nur minimale Einschränkungen bei der Ausführung herkömmlicher

Greifaufgaben unter Hinzunahme zusätzlicher Gliedmaßen verspricht. Dies würde einen weiteren Schritt in Richtung der Augmentation des menschlichen Bewegungsapparates um zusätzliche kybernetische Gliedmaßen oder der vereinfachten Steuerung moderner Prothesen darstellen.

Zur Umsetzung des beschriebenen explorativen Forschungsvorhabens, werden im Rahmen einer Pilotstudie Bewegungsdaten von Versuchspersonen gesammelt, welche ein-, sowie zweihändige Greifaufgaben in einer Virtual-Reality Umgebung bearbeiten. Die Bewegungen der Versuchsperson werden dabei per motion-tracking Technologie aufgezeichnet.

## 1.2 Hintergrund

Motorische Aktivität kann grundlegend als Form der Kommunikation von Intention zwischen dem Zentralen Nervensystem und unserer Umwelt verstanden werden (Schwartz, 2016). Wie aber kommunizieren wir diese Intentionen erfolgreich unter Verwendung des menschlichen Bewegungsapparates? Wie also koordiniert der Mensch ein hochkomplexen Systems multipler Sensoren und motorischen Effektoren, um mit dessen Umwelt erfolgreich zu interagieren?

Eine Greifbewegung kann als Ausdruck entsprechender Intention verstanden werden, welche unter Berücksichtigung zukünftiger Zustände des Bewegungsapparates (z.B. der Position der Hand in Relation zu ihrem Ziel, der Auslenkung diverser Gelenke etc.) und der Schätzung der Position des zu erreichenden Objektes im dreidimensionalen Raum, umgesetzt wird. Prädiktionen werden dabei nach heutigen Annahmen von Moment zu Moment optimiert, bis die Intention, das eigentliche Erreichen des Ziels, erfüllt ist (Todorov, 2004). Somit wird der Griff zum Wasserglas von einer scheinbar trivialen Bewegung, zu einer hochkomplexen, rechenaufwendigen Estimationsaufgabe. Im Rahmen der Komplexität des Bewegungsapparates sind Prädiktionen nicht zwangsläufig zutreffend, beispielsweise aufgrund der Schwierigkeiten unseres zentralen Nervensystems in der Gegenwart sensomotorisches Rauschen die räumliche Position der Hand in Relation zu deren angedachten Ziel adäquat einzuschätzen.

Vergleicht man bei einer fehlgeschlagenen Greifbewegung die beabsichtigte mit der tatsächlichen eingetretenen Konsequenz, wird eine Diskrepanz deutlich, welche neben der Information über das Verfehlen des Ziels auch idealerweise beinhaltet wie weit und auf welche Weise das Ziel verfehlt wurde (Wolpert et al, 2011). Damit in Zukunft die der Bewegung zugrunde liegende Intention erfüllt werden kann, ist es für das Nervensystem notwendig Art und Richtung des Fehlers intern als Gradienten zu repräsentieren um zukünftige Greifbewegungen in erfolgsrelevanten Dimensionen zu anzupassen und somit deren Fehlerwahrscheinlichkeit zu verringern (Wolpert et al, 2011).

Ursachen einer solchen Fehlleistung können vielfältig sein, so kann durch den Gebrauch von Genussmitteln sensomotorisches Rauschen stark ansteigen, während Kleinkinder z.B. noch

vorhandene Einschränkungen des wachsenden Körpers ablegen & Erfahrungen sammeln, damit die Nutzung vorhandener Informationen verbessert und somit die Ansteuerung des sensomotorischen Systems modifiziert werden kann, um die Ausführung grundlegender Bewegungen in Abhängigkeit von spezifischen Aufgabenanforderungen zu optimieren (Deutsch & Newell, 2005).

Eingeschränkte oder noch nicht vollständig ausgebildete Ressourcen zur Kontrolle des Bewegungsapparates führen zu erhöhter Variabilität und Ungenauigkeit in perzeptuellen Bewegungsaufgaben. Diese Variabilität und Ungenauigkeit bei der Ausführung motorischer Handlungen können allerdings durch kontinuierliche Optimierung minimiert werden (Wolpert et al, 2011). Resultierend sind ein Großteil unserer Greifbewegung auch unter wechselnden Bedingungen erfolgreich und zeigen beachtliche Konsistenz in Beschleunigungsprofil (Hogan & Flash, 1987) und positioneller Varianz der Hand in aufgabenrelevanten Abschnitten einer Bewegung, z.B. deren Endpunkt (Todorov et al., 2005).

Liu & Todorov (2007) zeigen neben dieser Konsistenz motorischer Prozesse, dass der menschliche sensomotorische Apparat extreme Flexibilität in der kontrollierten Ausführung von Bewegungen und deren Echtzeit-adjustierung in Abhängigkeit von Aufgabe und Umgebung ermöglicht. Konsistenz in der Ausführung und Flexibilität in der Anwendung sensomotorischer Strategien erklären Liu & Todorov (2007) anhand der “Optimal Control Feedback Theory” (Todorov & Jordan, 2002; Todorov, 2004; Wolpert et al, 2011), kurz OFCT, welche im Abschnitt 2.3 im Detail vorgestellt wird. Diese beschreibt ein System an Regeln, welche das sensomotorische System potentiell heranzieht um Bewegungen optimal zu generieren. Die Implikationen dieser Theorie für Greifbewegungen werden in dieser Arbeit exploriert.

Eine grundlegende Annahme der OFCT und Anstoßpunkt dieser Arbeit, ist dabei, dass die Steuerung unseres Bewegungsapparates nur dann optimal sein kann, wenn Kontrolle ressourcenorientiert auf aufgabenrelevante Dimensionen beschränkt wird.

## 2. Theoretischer Hintergrund

In der Einleitung wurde bereits die Komplexität des menschlichen Armes angesprochen. Im folgenden Abschnitt werden die einhergehenden Problematiken und zu einem geringeren Grad die Vorzüge dieser Komplexität bei der Steuerung und Kontrolle des menschlichen Bewegungsapparates thematisiert. Weiter wird die dieser Arbeit zugrundeliegende Theorie der “Optimal Feedback Control” dargestellt und diskutiert wie diese die Steuerung und Ausführung motorischer Prozesse im Rahmen besprochener Problematiken erklärt.

## **2.1 Greifbewegungen**

In diesem Abschnitt werden die anatomischen und dynamischen Grundlagen des menschlichen Armes dargestellt, um ein besseres Verständnis für einhergehende Problematiken, derer Erforschung und wie diese unter den Annahmen der OFCT gelöst werden, zu entwickeln.

### **2.1.1 Anatomische Grundlage**

Der menschliche Arm, stellt ein zweigliedriges Pendulum bestehend aus 3 anatomischen Gelenken (ausgenommen des Schultergürtels, welcher bei Abduktion oder Anteversion des Schultergelenks über 90° zusätzlich hinzukommt) mit insgesamt 7 Freiheitsgrade dar (Schünke, 2000). Auf diese 3 Gelenke wirken 18 Muskeln (ausgenommen der Muskeln zuständig für die Kontrolle einzelner Finger), mit unterschiedlichen Ansatz- & Endpunkten, unterschiedlicher Konzentration an Motoreinheiten (Einheit aus Motoneuronen und zugehörigen Muskelfasern) (Schünke, 2000), und einhergehend generierbarer Kraft. Viele dieser Gelenke stehen aufgrund ihres Aufbaus und der Verteilung angrenzender Muskulatur zusätzlich unter expliziten biomechanischen Einschränkungen. Darauf aufbauend zeigen sich auch interaktionelle Einschränkungen bei der Bewegungsausführung in Abhängigkeit der entsprechenden Aufgabe (Soechting et al, 1995).

Betrachten wir zusätzlich Schulter und Rumpf-Interaktionen wird die massive Anzahl an kinematischen Freiheitsgrade & deren Kombinationen bewusst.

### **2.1.2 Konsequenzen des anatomischen Aufbaus des menschlichen Armes**

Die Verteilung an Muskeln unterschiedlicher Stärke führt unter der Annahme, dass Rauschen im sensomotorischen System signalabhängig ist (proportional zur generierten Kraft eines Muskels) zu Nichtlinearitäten im Bewegungsapparat (Todorov et al., 2005). So lässt sich etwa demonstrieren, dass ein “stärkerer” Muskel wesentlich akkurater Drehmoment produzieren kann, als ein schwächerer (Hamilton et al., 2004). Die Größe des Variabilitätskoeffizienten ist dabei primär auf die Anzahl der eingebundenen Motoreinheiten eines Muskels, welche mit Muskelkraft positiv korreliert, zurückzuführen (Hamilton et al., 2004). Ein stereotypes Muster an koordinierten Muskelaktivierungen lässt sich beobachten, wenn man davon ausgeht, dass Bewegungen so koordiniert werden, dass Rauschen im sensomotorischen System minimiert wird (Hamilton et al., 2004). Sollten demnach mehrere Muskeln zur Generierung einer Bewegung beitragen, so werden Synergien gebildet, in denen präferiert Muskeln mit einer größeren Anzahl an Motoreinheiten aktiviert werden, da dies zu einer Minimierung sensomotorischen Rauschens in Relation zur produzierten Kraft führt (Hamilton et al., 2004).

Es gilt weiter erhebliche Interaktionen zwischen den Gelenken zu beachten, die auf dem anatomischen Gegebenheiten des Armes beruhen und auf Trägheitsmoment, Coriolis- und Zentripetalkraft zurückzuführen sind (Hollerbach & Flash, 1982). Es lässt sich daher beispielhaft demonstrieren, dass die Glätte im Beschleunigungsprofil der meisten Bewegungen teilweise durch mechanische Impedanz von Gliedmaßen und Gelenken zurückzuführen ist, welche aufgrund von Trägheit, sowie muskel- und sehnendringter Dämpfung plötzlichen Zustandsänderungen widerstehen (Salmond et al., 2017).

Weiter zeigt sich das Rauschen im Generieren von Drehmomenten (Hamilton et al., 2004), sowie in der Propriozeption der radialen Bewegung des Gelenks durch den Raum (Hall & McCloskey 1983), nicht über den Arm verteilt gleich ausfällt, sondern von proximal zum nach distal zunimmt.

### **2.1.3 Bewegungsprofil**

Bei Greifbewegungen verläuft der Pfad der Hand durch den dreidimensionalen kartesischen Raum entlang einer gerade Linie zum jeweiligen Zielpunkt, wann immer möglich (Flash & Hogan, 1985). Greifbewegungen zeigen dabei grundsätzlich ein flüssiges, kontinuierliches, glockenförmiges Beschleunigungsprofil (Hogan & Flash, 1987). Das globale Maximum der Beschleunigung befindet sich in der Regel vor dem Mittelpunkt der Bewegung, wenn ein Akkurateitsterm als Kostenfunktion vorausgesetzt wird, z.B. die Minimierung der Endpunktvarianz der Hand in Relation zu dem Ziel der Bewegung (Hogan & Flash, 1987).

Eine Greifbewegung lässt sich weiter in mehrere Komponenten unterteilen. Eine Hauptkomponente, welche einen Großteil der Distanz zum Zielobjekt (ca. 80%) in einem Zeitraum von ca. 200 ms überbrückt und eine zusätzliche Komponente, welche aus kleineren Unterbewegungen an Beschleunigung und Entschleunigung besteht (Schwartz, 2016). Die Hauptkomponente findet nach heutigem Wissensstand nicht, etwa auf Grund ihrer hohen Geschwindigkeit, unabhängig von Feedback statt, sondern wird unter Hinzunahme von Efferenzkopien der entsprechenden Muskelaktivierungen und visueller Informationen, etwa über die Bewegungsrichtung der Hand am Beginn einer Bewegung (Bédard & Proteau, 2003; Blouin et al., 1993), überwacht (Schwartz, 2016).

Die Geschwindigkeit einer Greifbewegung skaliert mit der zu überbrückender Distanz, während die Dauer der Bewegung größtenteils konstant gehalten wird, indem die Spitzenbeschleunigung approximativ linear mit der zu überbrückenden Distanz zunimmt (Flash & Hogan, 1985). Ähnliches zeigte sich auch bei der Betrachtung von zweidimensionalen Armbewegungen, Handgelenksbewegungen, sowie beim Zeichnen und Schreiben (Flash & Hogan, 1985).

## 2.2 Das Redundanzproblem

Die im vorherigen Abschnitt dargestellte Komplexität des menschlichen Armes erlaubt ein hohes Maß an möglichen Kombinationen kinematischer und dynamischer Freiheitsgrade bei der Ausführung von Bewegungen. Daraus resultiert Potential für multiple, redundante Lösungen für die meisten Bewegungsintentionen des menschlichen Armes (Hyunchul et al., 2012).

Redundanz im Bewegungsapparat birgt einige Vorteile, welche folgend dargestellt werden. So betont Todorov (2004), dass die Menge an redundanten Effektoren den Suchraum an Lösungen für ein motorisches Problem entscheidend erweitert, was wiederum die Chance eine optimale Lösung zur Umsetzung einer Bewegung zu finden, erhöht. Redundante Systeme bergen weiter grundlegend den Vorteil, dass bei Ausfällen einzelner Einheiten deren Aufgaben übernommen oder kompensiert werden können. Sie ist zusätzlich eine Grundvoraussetzung für den flexiblen Umgang des ZNS mit unerwarteten Geschehnissen, welche die Ausführung einer Bewegung beeinflussen könnten(Latash, 2011).

Eine Greifbewegung deren Ziel sich im dreidimensionalen, kartesischen Raum befindet, kann anhand multipler Trajektorien und unter Kombinationen unterschiedlichster Effektoren und Gelenken des Bewegungsapparates erreicht werden. Die Dimensionalität des Lösungsraumes (z.B. der kinematischen Freiheitsgrade) übersteigt damit die Dimensionalität der eigentlichen Aufgabendimension, dies ist als Problem inverser Kinematik bekannt (Wolpert, 1997; Hyunchul et al., 2012). Sollte lediglich das Ziel einer Bewegung ausschlaggebend sein, so scheint es demnach irrelevant welchen spezifischen Pfad die Hand zum Ziel wählt.

Redundanz liegt allerdings nicht nur auf kinematischer, sondern auch auf dynamischer Ebene vor. Das Problem inverser Dynamik beschreibt, dass eine Bewegungsintention auch unter Betrachtung dynamischer Komponenten, wie Gelenkdrehmoment, Antriebskraftvektoren oder unter verschiedener Steifheit der involvierten Muskulatur multiple, redundante Lösungen zulässt (Wolpert, 1997). Wenn also nur die Erreichung der räumliche Position des Ziels als relevanter Faktor gewichtet wird, so sollte es irrelevant sein mit welcher Geschwindigkeit und unter welchem energetischen Aufwand eine Bewegung umgesetzt wird.

Die einhergehende Problematik der Größe des Raumes kontrollierbarer Dimensionen des Bewegungsapparates besteht darin, dass die Berechnung und Auswahl einer spezifischen sensomotorischen Strategie aus dem Raum an Kombinationen von über 600 Muskeln, sowie deren zeitliche Koordinierung, Aktivierung & Kontrolle über die Bewegung hinweg, eine enorme rechnerische Herausforderung darstellt. Scholz und Schöner (1999) weisen allerdings zur Vorsicht im Umgang mit dieser Annahme, da nach ihren Angaben neuronale Netzwerke bereits hohe Effizienz im Umgang mit entsprechenden Koordinatentransformationen zeigen, welche der Schätzung von

Gelenkwinkeln und positioneller Bestimmung eines Glieds zugrundeliegen. Daher sollte das Generieren von Bewegungen unter Betrachtung einer großen Anzahl an Freiheitsgraden, eventuell keine schwierige, für das ZNS zu vermeidende, Aufgabe darstellen (Scholz & Schöner, 1999).

Wie wird das Redundanzproblem nun aufgelöst und eine Bewegung unter einer Vielzahl möglicher Alternativen ausgewählt? Die “Optimal Feedback Control Theory”, die im folgenden Abschnitt diskutiert wird, beschreibt, dass die Menge redundanter Effektoren und Kontrollssignale im Rahmen hierarchischer Motorkontrolle in überschaubare Einheiten gebündelt werden. Diese Einheiten werden nach optimalitätsanstreben Prinzipien gebildet und für die Erfüllung bestimmter Aufgaben in Abhängigkeit von Performancemaßen und einhergehender Kostenfunktionen ausgewählt und kombiniert (Todorov, 2004; Todorov, 2005; Liu & Todorov, 2007).

### **2.3 Optimal Feedback Control Theory (OFCT)**

Die OFCT besagt, dass die Kontrolle des Bewegungsapparates von Moment-zu-Moment unter Verwendung von informationspropagierenden feedforward und feedback Schleifen erfolgt, wobei vorausgesetzt wird, dass der Mensch alle momentane Bewegungsmöglichkeiten anhand einer Kosten-Nutzen Abwägung evaluiert und die jeweils für die Aufgabenstellung bestgeeignete Bewegung auswählt (Todorov, 2004; Wolpert, 2007; Schwartz, 2016). Die dabei generierten Bewegungen sind approximativ optimal bei der Erfüllung einer gegebenen Bewegungsintention, welche als zu optimierende Kostenfunktion formuliert wird (Todorov, 2004). Dabei werden explizit keine rigid Motorprogramme, welche abgerufen, angepasst und abgespeichert werden, herangezogen, sondern es wird durch komplexitätsreduzierende Mechanismen das wiederholte, effiziente lösen einer Bewegungsaufgabe und ihrer individuellen Bedingungen ermöglicht (Todorov et al., 2005).

Die OFCT zieht als übergeordnete Theorie aus mehreren Aspekten Erkenntnisse. Dabei vereint sie Bayessche Inferenz, Robotik, Entscheidungstheorie und Erkenntnisse zur Interaktion von sensomotorischen Rauschen und motorischer Kontrolle (Orban & Wolpert, 2011). OFCT Modelle zeigen sich dabei in vielen Bereichen erfolgreicher, als bisherige Ansätze zur Erklärung von Motorkontrolle (Todorov, 2004). Beispielsweise erklären sie die Verteilung physikalischer Arbeit zwischen Effektoren bei der Bewegungsausführung und deren temporale Koordination (Diedrichsen et al., 2010), sowie Trajektorien und Beschleunigungprofile diverser Bewegungsabläufe (Todorov, 2004). Die OFCT strebt dabei an die strukturelle und funktionelle Organisation des sensomotorischen System zu modellieren, daher weisen Modelle Optimaler feedback Control einen hierarischen Aufbau auf (Todorov et al, 2005).

Höhere Hierarchieebenen generieren in Modellen der OFCT abstrakte Ziele welche in Aufgabenstellungen übersetzt werden. Diese Ziele gilt es durch gezielte Koordination des

Bewegungsapparates, zu erreichen. Die Überwachung von Fortschritt und Erfüllung der Aufgabe findet ebenfalls auf dieser Hierarchieebenen statt (Todorov et al., 2005).

Auf niedrigerer Hierarchieebene findet primär die Zuweisung von Ressourcen zur optimalen Koordination des Bewegungsapparates, sowie Übersetzungsprozesse von konkreten sensorischen Informationen über den Zustand des Bewegungsapparates und der Umwelt in für hohe Hierarchieebenen verständliche Abstraktionen, statt (Todorov et al., 2005). So wird auf dieser Ebene entschieden welche Muskelverbände idealerweise kontrolliert werden um z.B eine Greifbewegung auszuführen und wie derer derzeitiger Zustand, z.B die Spannung der infrage kommenden Muskulatur, aussieht (Todorov et al., 2005).

Niedrige Hierarchieebenen transformieren also die Dynamiken des muskuloskelettalen Systems, damit auf höheren Hierarchieebene Kompositionen dieser betrachtet werden können, welche effizienter zu kontrollieren sind (Todorov, 2004).

Eine Grundannahme der “Optimal Feedback Control Theory” ist bei alldem, dass das ZNS eine eng umgrenzte Menge an Aufgabenparametern gewichtet und überwacht, anstatt jeglichen Zustand des hochkomplexen Bewegungsapparates und dessen Interaktionen und Restriktionen zu kontrollieren.

### **2.3.1 “high-level-control”**

“High level Controller” generieren, wie bereits dargestellt, abstrakte Befehle, sogenannte Feedback Kontrollgesetze, welche unter Hinzunahme eines zeitlich variablen “low-level” Kontrollers, in Motorsynergien und Muskelaktivierungen übersetzt werden (Todorov et al., 2005).

Kontrollgesetze sind dabei als Funktion zu verstehen, welche unter Schätzungen des momentanen Zustand des Körpers bestimmen welche Steuerbefehle im nächsten Schritt notwendig sind (Todorov, 2004; Orbán and Wolpert, 2011; Chhabra & Jacobs, 2006). In Modellen Optimaler Feedback Kontrolle lässt sich die Performanz eines Kontrollgesetzes anhand des Zeit-Integrals einer Kostenfunktionen messen (Todorov, 2004; Orbán and Wolpert, 2011; Diedrichsen et al., 2010; Chhabra & Jacobs, 2006). Solche Kostenfunktion bestehen gemeinhin aus 2 Komponenten. Eine erste Komponente kodiert dabei das externe Bewegungsziel in Form von aufgabenrelevanten Zuständen (Diedrichsen et al., 2010). Ein solcher Zustand wäre beispielsweise die Ausrichtung der jeweiligen Gelenkpositionen am Ende einer ausgeführten Bewegung. Die zweite Komponente der Kostenfunktion drückt sich als Regulationsterm aus, welcher spezifische Parameter des Bewegungsapparates mit Straftermen belegt (Diedrichsen et al., 2010).

Dieser Regulationsterm wird gemeinhin als gewichtete Summe der quadrierten Motorbefehle formuliert (Diedrichsen et al., 2010). Wird die Summe der quadrierten Motorbefehle als Regulationsterm genutzt, besagt die OFCT, dass Bewegungen unter Koaktivierungen mehrerer

Muskeln stattfinden, selbst wenn diese mit lediglich einem Muskel umsetzbar wären, wie etwa bei der Auslenkung der Hand im Bereich des Handgelenks (Diedrichsen et al., 2010). Die Summe der quadrierten Motorbefehle ist dann minimal, wenn Kraft gleichmäßig, bzw. gewichtet nach Richtung der Kraftproduktion (und/oder maximaler volontärer Kontraktion (O’Sullivan et al., 2009) eines Muskels, über Effektoren verteilt ist. Diese Verteilung führt wiederum zu einer Minimierung an Kraftaufwand und Variabilität in der jeweiligen Bewegung (Diedrichsen et al., 2010). Empirisch wurde dies bereits für die Koordination von Bewegungen des Handgelenks demonstriert.(Diedrichsen et al., 2010).

Der besprochene Regulationsterm kann allerdings auch aus anderer Perspektive betrachtet werden. Wird nach Diedrichsen et al., (2010) die Minimierung der Bewegungsvariabilität als Ziel des Regulationsterms beschrieben, führt dies zu einer äquivalenten Verteilung und Auswahl beteiligter Muskulatur, wie bei einem Regulationsterm der die Summe der quadrierten Motorbefehle reduziert. Das Rational hinter diesem Ansatz ist, dass die Varianz in der produzierten Kraft eines Muskels proportional mit dem quadrierten Mittelwert dieser Kraft skaliert (Diedrichsen et al., 2010). Unter der Annahme das Rauschen im sensomotorischen System signalabhängig ist, sollte demnach eine größere quadrierte Summe an Muskelaktivierung zu mehr Rauschen und damit zu erhöhter Variabilität in den Schätzungen des momentanen Zustand des Körpers. Dies sollte das Erreichen der Zielposition einer Bewegung erschweren und stellt damit eine suboptimale Strategie zur Erreichung von Bewegungsintentionen dar. Dieser Regulationsterm beschreibt dementsprechend die koordinierte Koaktivierung mehrere Muskeln, auch wenn lediglich ein Muskel ausreichend wäre um die Bewegungsintention auszuführen. Dies ist als Mittel zielgerichtete Limitierung sensomotorischen Rauschens zu verstehen (Diedrichsen et al., 2010)

Ob der Regulationsterm nun primär Energie konserviert oder Rauschen im sensomotorischen System minimiert, erweist sich als schwer erforschbar. Beide Terme führen zu beinahe äquivalenten Ergebnissen bei der Simulation von Bewegungsausführungen (Diedrichsen et al., 2010).

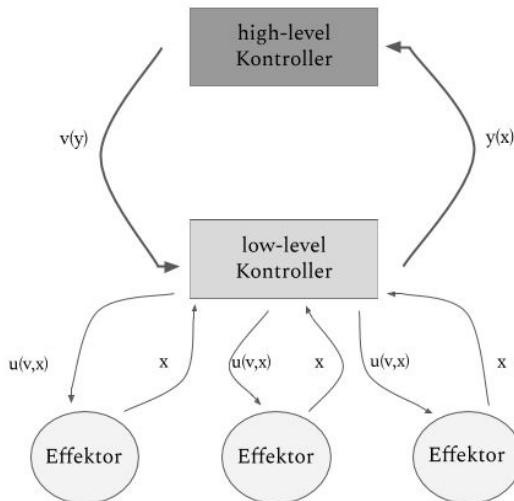
O’Sullivan et al. (2009) konnten jedoch zeigen, dass für gezielte Kraftproduktion unter Koordination zweier Finger ein gemischter Term aus minimierter Variabilität und Anstrengung in einem Verhältnis von 1/7 empirische Daten am besten modelliert (O’Sullivan et al., 2009).

### **2.3.2 “low-level-control”**

Der “low-level Controller”, verarbeitet Feedback über den momentanen Zustand des sensomotorischen Systems und transformiert dieses in abstrakte Repräsentationen, welche an höhere Hierarchieebene weitergeleitet wird (Todorov et al., 2005). Somit nimmt dieser eine Dimensionsreduktion vor. Neben der Zusammenfassung des sensorischen Inputs ist der Controller ebenfalls für die Übersetzung abstrakter Kontrollsingale höherer Controller in kosteneffiziente

Befehle, zur Steuerung des Bewegungsapparates verantwortlich (Todorov et al., 2005). In diesem System ist der “low-level Controller” also eine Schnittstelle zwischen Kontrollinstanzen auf höherer hierarchischer Ebene und dem Komplex sensorischer und motorischer Neuronen, welche das besprochene Redundanzproblem hierarchischer Kontrolle durch dimensionalitätsreduzierende Feedback-Transformationen verfolgbar macht.

Eine beispielhafte Formulierung dieser Abstraktionen, sind sogenannte Bewegungsprimitive (d'Avella et al., 2003; Mussa-Ivaldi et al., 2008). Diese beschreiben die Reduktion des hochdimensionalen Lösungsraums in zeitlich und aktivitätsabgestimmte Kopplungen von Dimensionen des Bewegungsapparates, etwa die Zusammenfassung von Schulter- und Ellbogenauslenkungen zu spezifischen Motorsynergien bei Greifaufgaben (Chabra und Jacobs, 2006; Bizzi et al., 2008).



**Abbildung 1:** Schematische Darstellung der Interaktionen zwischen “high-level”, “low-level” Controller und Effektoren. Adaptiert von Todorov, 2005 “From task parameters to motor synergies: A hierarchical framework for approximately optimal control of redundant manipulators”. Todorov, E., Li, W., & Pan, X. (2005). Journal of Robotic Systems, 22(11), 691–710. © Copyright 2005 von Wiley Periodicals, Inc.

- $x$  symbolisiert Informationen über den momentanen Zustand des Effektors, welche ein postulierter “low-level” Controller empfängt. Dieser generiert abstrakte Zustandsrepräsentationen  $y(x)$ , welche von einem postulierten “high-level” Controller evaluiert werden, welcher wiederum ein Kontrollgesetz  $v(y)$  generiert, welches encodiert wie sich der abstrakte Kontrollparameter  $y$  verändern sollte. Der “low-level” Controller generiert daraufhin mit  $y$  konsistente, energieeffiziente Kontrollstrategien.

### **2.3.3 Auflösung von Redundanz**

#### **2.3.3.1 Minimum-Interventions-Prinzip**

Eine Voraussetzung der OFCT ist also das Muskelaktivierung nicht nur ressourcenaufwändig ist, sondern führt zu vermehrten Rauschen im sensomotorischen System (Todorov, 2004). Motorische Kontrolle sollte daher möglichst sparsam ausgeübt werden, um akkurate Einschätzungen über den Zustand des sensomotorischen Apparates zu ermöglichen (Todorov, 2004). Folgend werden ausschließlich aufgabenrelevante Parameter des Motorsystems kontrolliert und während der Bewegungsausführung lediglich in Dimensionen interveniert, welche die Erfüllung des Aufgabenziels erschweren würden (Todorov, 2004). Dies wird als Minimum-Interventions-Prinzip bezeichnet.

Todorov zeigt dahingehend anschaulich, dass ein Kontrollgesetz, dass dem Minimum-Interventions-Prinzip unterliegt die Akkumulation von Varianz entlang redundanter Dimensionen bewirkt (Todorov et al., 2005). Folgend, entsteht ein unkontrollierter Raum an Dimensionen (uncontrolled manifold), in dessen Richtung das Kontrollgesetz nicht wirkt (Todorov et al., 2005). Dabei folgt weiter, dass Variabilität in diesen unkontrollierten Dimensionen nur weiter unterdrückt werden kann, wenn ein anderes Kontrollgesetz angelegt wird, welches diese ehemals unkontrollierte Dimension als zielrelevante Variable mit aufnimmt (Todorov et al., 2005). Konsequenz dessen ist, dass ein solches Kontrollgesetz zwangsläufig mehr Varianz in der aufgabenrelevanten Richtung zulassen muss da Kontrolle kostenintensiv ist (Todorov et al., 2005).

Daraus folgt die Notwendigkeit der Zerlegung des hochdimensionalen Raums aller kontrollierbarer Freiheitsgrade in aufgabenrelevante- & aufgabenirrelevante Dimensionen.

Es folgt weiter, dass vorhandene Varianz in den Freiheitsgraden des Bewegungsapparates in aufgabenrelevanten Dimensionen durch Kontrolle bewusst unterdrückt wird, während diese in nicht-aufgabenrelevanten Dimensionen zugelassen wird (Todorov & Jordan, 2002).

Es lässt sich danach die Annahme aufstellen, dass kontrollierten Dimensionen des Bewegungsapparates weniger Variabilität über eine Bewegung aufweisen sollten, was in dieser Arbeit durch die Erfassung der positionellen Variabilität verschiedener kinematischer Freiheitsgrade des Armes bei Greifbewegungen exploriert wird.

### **2.3.4 Implikationen der OFCT für zweihändige Manipulationsaufgaben**

Diese Studie beschäftigt sich unter anderem mit zweihändigen Greifaufgaben, für welche besondere Annahmen im Framework der OFCT beachtet werden müssen. Grundsätzlich ist erst einmal davon auszugehen, dass umso mehr Effektoren kontrolliert werden müssen, umso mehr Variabilität im System auftritt (Todorov, 2004).

Diedrichsen et al. (2010) konnte zeigen, dass die Kontrolle beider Hände in einer zweihändigen Manipulationsaufgabe nicht unabhängig abläuft, da bei Perturbation der einen Hand kompensatorische Bewegungen in der Trajektorie beider Hände zu verzeichnen sind.

Wurden allerdings zwei unabhängige Ziele mit je einer Hand manipuliert, zeigte sich eine weniger starke Kopplung motorischer Kontrolle (Diedrichsen et al., 2010). Ähnliches ist auch in dieser Studie zu erwarten.

Zu erwarten wäre eine theoretische Kostenfunktion, die sich aus der Summe der Abweichungen der rechten Hand von ihrem jeweiligen Ziel, sowie der Abweichung der linken Hand von ihrem jeweiligen Ziel zusammensetzt und deren Minimierung sich in unabhängigen “control Gains” (Regelverstärkungen) und Kontrollgesetzen wiederspiegeln sollte (Diedrichsen et al., 2010; O’Sullivan et al., 2009).

Kostenfunktion (nach Diedrichsen et al., 2010):

$$q(x) = (p_L - g_L)^2 + (p_R - g_R)^2$$

- Position der linken Hand ( $p_L$ )
- Zielposition der linken Hand ( $g_L$ )
- Position der rechten Hand ( $p_R$ )
- Zielposition der rechten Hand ( $g_R$ )

Zu erwarten ist, dass bei gleicher Aufgabenstellung für beide Hände äquivalente Kostenfunktionen bestehen, welche die Endpunktvarianz der Hand bei einer Greifbewegung minimieren sollten.

Zustätzlich ist den Ausführungen von Diedrichsen et al. (2010) zufolge zu erwarten, dass hohe Korrelationen in Reaktionszeit und initialer Beschleunigung der Hände herrschen. Diedrichsen et al. (2010) sieht hinter dieser Kopplung eine grundsätzliche Beschränkung in Form eines internalen, initialen “Torschaltungs-Mechanismus”, welcher die Synchronisation im Beginn unabhängiger Bewegungen forciert. Dieser Mechanismus sollte weiterhin nur schwer durch aufgabenabhängige Beschränkungen moderierbar sein (Diedrichsen et al., 2010).

## 2.4 Forschungsrationale

Nach Todorov et al. (2005) ist das Auftreten strukturierter Variabilität im Bewegungsapparat zwangsläufiges Resultat aufgabenabhängiger Feedback-Kontrolle in einem hierarchischen OFCT-Modell. Es wird angenommen, dass durch Abstraktion der Dynamiken des sensomotorischen Systems, unter Verwendung eines “low-level” Controllers (Todorov et al., 2005), zur Dimensionsreduktion des Lösungsraums, etwa im Rahmen von Bewegungsprimitiven, führt (Chabra und Jacobs, 2006; Mussa-Ivaldi und Bizzi., 2000).

Weiter impliziert das Minimum-Interventions-Prinzip, dass Abweichungen vom Ziel der Bewegung in Abhängigkeit einer Kostenfunktion nur entlang relevanter Dimensionen korrigiert werden, während Varianz in aufgabenirrelevanten Dimensionen unkontrolliert vorliegen kann (Todorov, 2004; Todorov et al., 2005). Im Framework optimaler Kontrolle wird Redundanz dementsprechend durch die Auswahl eines spezifischen Kontrollgesetzes aufgelöst, welches lediglich auf aufgabenrelevante Dimensionen beschränkt ist.

Aufbauend darauf untersucht die vorliegende Arbeit ob anhand deren positioneller Variabilität beteiligte kinematische Freiheitsgrade als kontrollierte oder unkontrollierte Dimensionen des Bewegungsapparates identifizierbar sind. Unkontrollierte Dimensionen könnten im Rahmen weiterer Forschung dann genutzt werden um zusätzliche Gliedmaßen eines fremden Körpers in VR zu steuern.

Dazu werden in dieser Arbeit Modelle, bestehend aus den positionellen Daten kinematischer Dimensionen des Armes, aufgeteilt in Hand, Handgelenk, Unter- und Oberarm, sowie Schulter, erstellt. Es wird dann die Passung von Modellen unterschiedlicher Komplexität zur Schätzung der Variabilität kinematischer Freiheitsgrade des Armes über eine Greifbewegung hinweg überprüft. Zu erwarten ist, dass innerhalb dieses Dimensionsraumes Redundanz besteht, und daher ein Modell reduzierter Freiheitsgrade eine ausreichende Approximation der positionellen Variabilität der oben genannten kinematischen Dimensionen erlauben sollte. Freiheitsgrade, beispielsweise die Auslenkung des Oberarmes in einer der drei räumlichen Dimensionen, die nicht relevant zur Erklärung der zugrundeliegenden Daten beitragen sollten durch dieses Vorgehen identifizierbar sein.

Der Raum kinematischer Dimensionen wird in der vorliegenden Arbeit also unter Verwendung der Singulärwertzerlegung, nach deren positioneller Variabilität im dreidimensionalen kartesischen Raum zerlegt, wobei die rechten Singulärvektoren der extrahierten Matrix als Freiheitsgrade des angestrebten Modells formuliert werden. Die Passung dieser rangreduzierten Modelle wird anhand einer Abwandlung des Bayesian Information Criterions (BIC) (Schwarz, 1978) evaluiert. Schlussendlich soll somit ein Modell reduzierter Dimensionalität gefunden werden, welches die positionelle Varianz in Greifbewegungen zur Genüge erklärt. Die Vektoren der  $Vt$ -Matrix dieses

Modells sollten alle Informationen über räumliche Ausrichtung und die jeweilige kinematischen Freiheitsgrade enthalten, welcher unkontrolliert vorliegen.

Folgende Forschungsfrage gilt es in der vorliegenden Studie zu explorieren.

Lassen sich bewegungsbeteiligte kinematische Freiheitsgrade des Körpers anhand ihrer positionellen Varianz in kontrollierte und unkontrollierte Dimensionen unterteilen?

Zusätzlich wird folgende Annahmen der OFCT exploriert

In Greifaufgaben wird die positionelle Varianz am Endpunkt der Bewegung minimiert, während diese über die Bewegung hinweg zunimmt.

### **3. Methoden**

#### **3.1 Virtual Reality**

Virtual Reality (VR) ist eine Umschreibung für die Präsentation virtueller, computergenerierter Umgebungen mit Hilfe eines Head-Mounted-Displays (HMD). Dabei wird der durch das HMD dargestellte Ausschnitt der virtuellen Welt, auf die Orientierung und Position des Kopfes der Versuchsperson so angepasst, dass das Gefühl von einer nahtlosen, dreidimensionalen Welt umgeben zu sein entsteht.

VR bietet dabei maximale Kontrolle über die interaktive, multisensorische Stimulation von Versuchspersonen im Rahmen psychologischer Testungen, was eine Fülle an Vorteilen für die Erforschung sensomotorischer Interaktionen des Menschen mit dessen Umwelt ermöglicht.

VR erlaubt weiter die fließende Integration von Motion-tracking Setups. So ermöglicht die Kombination dieser beiden Technologien es den Avatar, welchen die Versuchsperson steuert, mit den aufgezeichneten Bewegungsdaten anzutreiben um eine möglichst realistische Integration der Bewegungen des natürlichen Körpers von Versuchspersonen in die virtuelle Welt zu ermöglichen und somit ein Gefühl von Präsenz und Immersion zu vermitteln. Gleichzeitig entfernt die Präsentation von Stimuli in VR die Limitierung gewöhnlicher Motion-tracking-Studien, etwa dass die Interaktion mit realen Gegenständen zur Okklusion relevanter Marker führt.

#### **3.2 Hardware**

##### **3.2.1 Head-mounted-display (nVisor ST50)**

Zur Präsentation der Virtual-Reality Umgebung wurde ein nVisor ST50 HMD der Firma “NVIS, inc” verwendet. Dieses besitzt zwei Displays, welche jeweils dasselbe computergenerierte Bild leicht horizontal versetzt darstellen um die natürliche Disparität in der Perspektive der beiden Augen bei Betrachtung der realen Welt, welche auf deren unterschiedliche räumliche Position zurückzuführen ist, nachzuahmen und so künstlich einen Eindruck von räumlicher Tiefe zu ermöglichen. Das nVisor ST50 HMD fällt damit in die Klasse passiver dreidimensionaler Präsentationssysteme.

Die zwei verwendeten Displays erlauben eine Bildschirmauflösung von 1280x1024 bei einer Framerate von 60 Hz und einem diagonalen Blickfeld (“Field of View”, FOV) von 50°. Eine deutliche Abweichung vom monokularen Blickfeld des menschlichen Auges von 100° lateral, 60° medial (Spector RH, 1990). Diese Abweichung führt zu einer spürbaren Einschränkung peripherer Vision. Besonders bei der gleichzeitigen Präsentation von Stimuli fällt dieser Umstand ins Gewicht.

### **3.2.2 Motion Tracking: *PhaseSpace Impulse X2- System***

Zur Erfassung der Bewegungsdaten wird das Impulse X2- System der Firma “PhaseSpace Inc.” genutzt, welches die Aufzeichnung aktiver LED-Marker im dreidimensionalen kartesischen Raum, mit einer Sub-Pixel Auflösung von 36000x36000 ermöglicht. Aufgezeichnet werden die Bewegungen der Versuchsperson dabei von 10 Kameras, welche aus je einem paar linearer Detektoren bestehen.

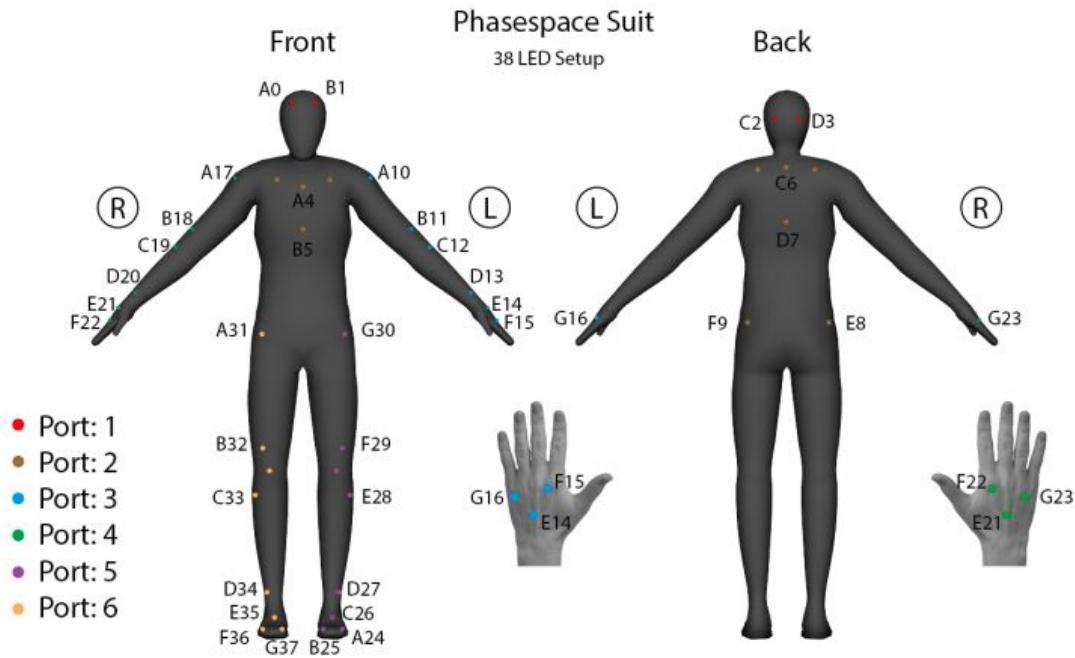
Die Erfassung der Position eines Markers im dreidimensionalen Raum wird durch die Triangulierung dessen aufgezeichneter Position über mehrere Kameras hinweg ermöglicht.

Damit die Position eines Markers angemessen eingeschätzt werden kann, muss dieser immer mindestens von 3 Kameras erfasst werden. Sollte dies zeitweilig nicht möglich sein, oder sollte ein Marker ausfallen, so führt dies zu fehlenden Daten. Der Positionsverlauf muss dann per Interpolation der Position des Markers vor und nach dem okkludierten Zeitraum geschätzt werden.

Das hier verwendete aktive Markersystem bietet den Vorteil, dass das Vertauschen von Markern (Marker-swapping) nach Rotationen des Körpers oder Okklusionen der Kamera weniger ins Gewicht fällt, als bei passiven Systemen. Dies wird ermöglicht indem verwendete Marker gruppenweise eine identitätskodierende, spezifische Frequenz zugewiesen wird, in der diese aufleuchten. Die jeweilige Gruppenzugehörigkeit lässt sich in Abbildung anhand der zugewiesenen Großbuchstaben (A - F) ablesen.

Versuchspersonen tragen zur Aufzeichnung ihrer Bewegungsdaten einen speziellen Anzug, welcher mit 36 LED-Markern bestückt wird. Zusätzlich werden an dem verwendeten HMD weitere 4 Marker angebracht um die Blickrichtung der Versuchsperson aufzuzeichnen. Hypothesengeleitet beschränken wir uns auf die Analyse der an den Armen und Schultern befestigten Marker, allerdings wird die Position aller verwendeten Marker ausgezeichnet.

Die positionellen Daten der an Versuchsperson befestigten Marker werden dann mit dem Programm “Recap2” von PhaseSpace Inc. aufgezeichnet.



**Abbildung 2:** Positionen der LED-Marker an Anzug, Schuhen, HMD und verwendeten Handschuhen. (Copyright: Olaf Haag (2018))

### 3.3 Software

#### 3.3.1 Python

Die Erstellung des Skripts zur Stimulipräsentation, sowie die Analyse der Daten erfolgt mit der open-source, “high-level” Programmiersprache Python (Python Software Foundation, <https://www.python.org/>). Die Analyse der Daten erfolgt primär unter Verwendung des Anaconda Package (Anaconda Software Distribution. Computer software. Vers. 3.7. Anaconda, Mai. 2019. Web., <https://anaconda.com>), basierend auf Python.

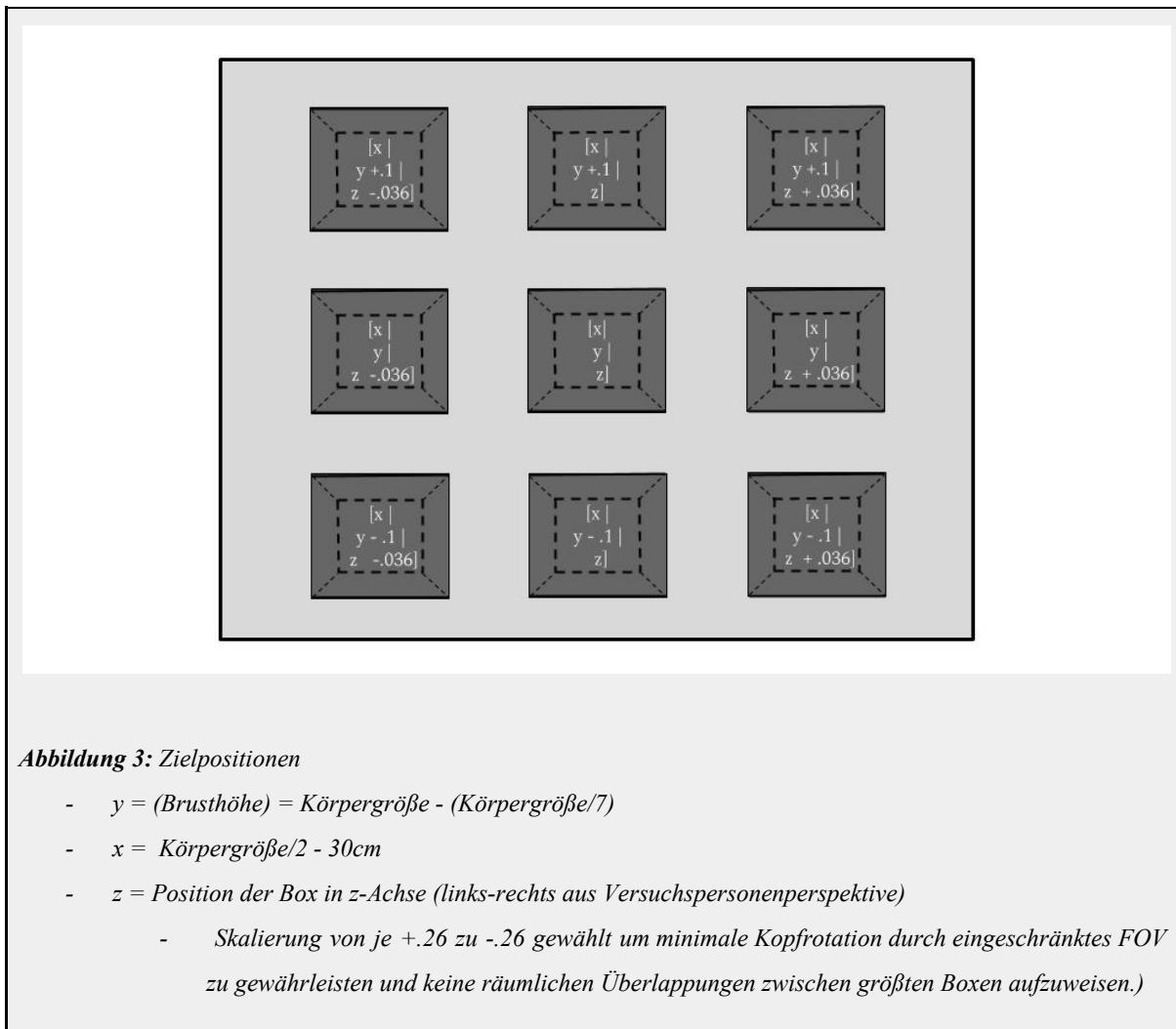
#### 3.3.2 Wizard

Zur Präsentation der Virtual-Reality-Umgebung wurde das Programm Wizard von WorldViz verwendet. Die von “Recap2” aufgezeichnete Marker-Daten wurden in dem verwendeten Wizard-Skript alle 0.1 Sekunden abgefragt und in eine “comma-separated-value” Datei geschrieben.

### 3.4 Versuchsaufbau

Das Experiment besteht aus zwei Bedingungen. In denen es primär um die Exploration von Greifbewegungen mit unterschiedlichen Zielpositionen geht.

Stimuli-Boxen werden dabei in je einer von 9 möglichen Positionen präsentiert, illustriert in Abbildung 1. Die Positionen wurden dabei so ausgewählt, dass diese sich im Arbeitsbereich der Arme der Versuchsperson befinden und dabei maximale Entfernung zueinander aufweisen, sowie möglichst ohne Bewegung des Kopfes fixiert werden können. Distanz und Höhe der Zielpositionen wird dabei mit der erfassten Körpergröße der Versuchsperson skaliert.



### **Bedingung 1: Einhändige Greifaufgabe**

In einer einhändigen Greifaufgabe, wird Versuchspersonen eine virtuelle Box präsentiert, welche eine von 9 Positionen annimmt.

Die Aufgabe der Versuchsperson ist es mit ihrer dominanten Hand nach der virtuellen Box zu greifen, bis diese einen dunklen Grünton annimmt. Dazu muss die Hand der Versuchsperson für mindestens 1.5 Sekunden in der Box gehalten werden. Sollten Versuchspersonen diese Bedingung nicht erfüllen, wird das Trial als fehlerhaft gewertet. Ob ein Trial erfolgreich oder nicht erfolgreich bewältigt wurde, wird Versuchspersonen visuell mitgeteilt.

Ein Block besteht dabei aus 9 trials, so dass Stimuli in jeder möglichen Position einmal präsentiert werden. Diese Trials wurden dabei in 20 Blöcken präsentiert .Die Reihenfolge der Präsentationspositionen wurde dabei mit der Funktion “numpy.permute” der Numpy-Programmbibliothek(Oliphant, 2007; van der Walt et al., 2011), permutiert. Nach jedem zweiten Block erfolgte eine Pause, die auf Ansage der Versuchsperson beendet wird. Zusätzlich werden Versuchspersonen instruiert, dass sie jederzeit um eine Pause bitten können, in welchen Fällen das Experiment dann kurzzeitig unterbrochen wird.

### **Bedingung 2: Zweihändige Greifaufgabe Positionsunterschiede**

In der zweiten Bedingung bearbeiten Versuchspersonen eine zweihändige Greifaufgabe, welche in Umfang und Aufbau äquivalent zur ersten Bedingung gehalten ist und sich lediglich darin unterscheidet, dass Versuchspersonen nun zwei Boxen präsentiert werden, nach welchen sie mit je einer Hand greifen sollen. Ein Block besteht dabei aus 13 trials, wobei jedes trial aus einer Kombination der in dargestellten Zielpositionen besteht. Die Reihenfolge an Stimuliposition wird äquivalent zur Bedingung 1 permutiert.

### **Lernphase:**

Vor jeder dieser Bedingungen durchlaufen Versuchspersonen zusätzlich eine Lernphase, welche aus zwei Blöcken besteht. Der Umfang dieser Lernphase wurde gewählt da einerseits die hier geforderten Greifbewegungen nicht außerhalb des natürlichen Verhaltensrepertoires der meisten Personen liegen sollten und daher nicht vollständig neu gelernt werden müssen, allerdings die Ausführung dieser in VR mit eingeschränkten Blickfeld Gewöhnung bedarf.

### **3.5 Stichprobe**

Die Stichprobe besteht aus 12 Studenten der Philipps-Universität Marburg, welche für die Teilnahme eine monetäre Vergütung von 16 Euro oder Versuchspersonenstunden, welche im Rahmen des Psychologiestudiums an der Philipps Universität Marburg gesammelt werden müssen, erhielten.

Unter den Versuchspersonen gab es lediglich eine linkshändige Person. Die Größe von Versuchspersonen bewegte sich zwischen 1.62m und 1.95m, mit einem Mittelwert von 1.74m.

Zwei Versuchspersonen mussten aufgrund eines Programmierfehlers bei der Aufzeichnung der Daten vorläufig von der Analyse der Zweihändigen Bedingung ausgeschlossen werden.

### **3.6 Analyse**

#### **3.6.1 Vorverarbeitung**

Die Vorverarbeitung wird mit den libraries Pandas (McKinney, 2010), Numpy (Oliphant, 2007; Van der Waalt et al., 2011) und Scipy (Oliphant, 2007) durchgeführt und folgend dargestellt.

##### **3.6.1.1 Segmentierung des Bewegungsflusses**

Der ununterbrochen aufgezeichnete Bewegungsfluss der LED-Marker wurde in diskrete Bewegungsabläufe zerlegt um subsequente Analysen durchzuführen zu können. Dazu wurde der Beginn einer Bewegung mit dem Auftauchen des Stimuli gleichgesetzt, welches an die Aktivierung eines Sensors auf Hüfthöhe der Versuchsperson gekoppelt wurde. Der Sensor reagierte dabei auf die Proximität der dominanten Hand von Versuchspersonen. Das Ende einer Bewegung wird mit dem Austreten der Hand aus der Zielbox gleichgesetzt. Die so extrahierten Bewegungen werden daraufhin nach Position und Bedingung gruppiert.

##### **3.5.1.2. Resampling**

Da im vorherigen Schritt extrahierte Bewegungen sich in ihrer individuellen Dauer unterscheiden, werden diese auf eine einheitlich Länge von resampled. Dazu wurde die Funktion “scipy.signal.resample” der Scipy-Programmbibliothek verwendet. Ein häufig auftretendes Artefakt bei dieser Art des Resamplings ist das so genannte “ringing”, dabei kommt es zu Oszillationen im Signal an dessen Randpunkten. Um dies zu verhindern wird der jeweils erste und letzte Wert eines Signals erfasst und mehrfach an Anfang und Ende des Signals angehängt, das Signal wird dann resampled und die zusätzlich angehängten Werte werden entfernt.

## 3.6.2 Analyse der positionellen Varianzen

### 3.6.2.1 Singulärwertzerlegung

Zur Extraktion der positionellen Varianz der verschiedenen Gelenke wird in dieser Arbeit die Singulärwertzerlegung (kurz SVD, vom englischen “Singular Value Decomposition”) verwendet. Eine SVD beschreibt die Zerlegung einer Matrix in Singulärvektoren und Singulärwerte, welche respektiv die Richtung und Größe der Varianz in der ursprünglichen Matrix repräsentieren (Skillicorn, 2007).

Dabei erfolgt die Faktorisierung einer Matrix  $A$  mit  $m$  Spalten mal  $n$  Reihen in die Matrizen  $U$ ,  $S$  und  $V^T$ , so dass

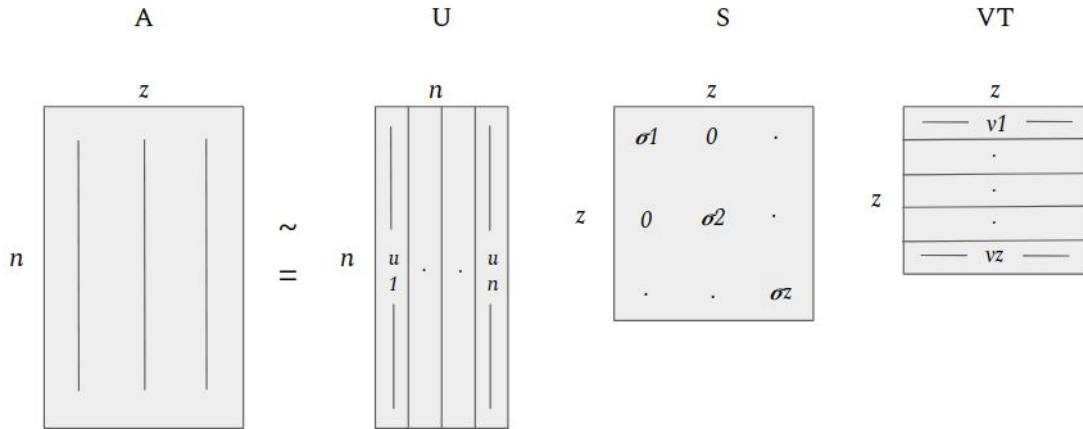
$$A = USV^T$$

$S$  ist hier eine Diagonalmatrix mit einer Anzahl an Elementen gleich der Wurzel der positiven Eigenwerte der Matrix  $AA^T$  oder  $A^TA$ . Die diagonalen Elemente von  $S$  repräsentieren dabei die Singulärwerte (Skillicorn, 2007). Die Gesamtvarianz in den Daten ist dabei gleich der Summe der quadrierten Singulärwerte der Matrix  $S$  (Skillicorn, 2007).

$U$  stellt hier eine  $m * m$  Matrix, deren Spalten als linke Eigenvektoren bezeichnet werden, und  $V^T$  eine transponierte  $m*n$  Matrix, deren Spalten als rechte Eigenvektoren bezeichnet werden, dar.  $U$  und  $V^T$  sind orthogonale Matrizen ( $U^TU = I$  und  $V^TV = I$ ) mit jeweils orthonormalen Eigenvektoren ( $u_i$  und  $v_i$ ) gezogen respektiv aus der Matrix  $AA^T$ , welche die Korrelation zwischen den Attributen (Spalten der Ursprungsmatrix) beschreibt, und der Matrix  $A^TA$ , welche die Korrelation zwischen den Objekten (Reihen der Ursprungsmatrix) beschreibt (Skillicorn, 2007).

Der erste Eigenvektor der  $U$  Matrix  $u_1$  sollte also dementsprechend die Richtung höchster Varianz über die räumlichen Dimensionen hinweg, entsprechend für jedes Sample  $n$ , darstellen.

Singulärvektoren der Matrix  $V^T$  sollte hingegen die positionelle Varianz eines Körperteils in den räumlichen Dimensionen gemittelt über die Zeit der Bewegung hinweg erklären. Diese Singulärvektoren drücken inhaltlich die kovariierende Kontrolle der jeweils beteiligten kinematischen Dimensionen aus, stellen also eine Synergie aufbauend auf den Motorbefehlen des ZNS dar.



**Abbildung 4:** Schematische Darstellung der Zerlegung der Ursprungsmatrix  $A$  im Rahmen einer Singulärwertzerlegung nach der Form  $A = USV^T$

Die SVD wird in dieser Arbeit mit der Funktion `scipy.linalg.svd()` der Scipy-Programmbibliothek(Oliphant, 2007) durchgeführt, diese greift dabei auf das LAPACK-Package (Anderson et al., 1999) zurück.

Folgende Schritte sind zur Durchführung der SVD nötig.

## Matrixform

Zuerst, müssen die aufgezeichneten Daten in eine neue Matrix transformiert werden, so dass zu interessierende Attribute, hier die räumlichen Dimensionen, in den Spalten für jeden Marker und die jeweiligen Objekte, in diesem Fall die zeitlichen Samples, als Reihen vorliegen. Die Zellen der Matrix repräsentieren dann die Ausprägung der Markerposition in den drei räumlichen Dimension  $m$  zum Zeitpunkt  $n$ . Dazu werden die aufgezeichneten Koordinaten der LED-Marker in x,y,z-Dimensionen entlang der Reihen der Matrix abgebildet, so dass Matrix  $A$   $n = \text{samples} * \text{trials}$  Reihen lang ist.

## Mittelwertkorrektur

Bei einer SVD werden grundsätzlich zuerst Daten in den Richtungen höchster Varianz extrahiert (Skillicorn, 2007), daher ist es notwendig die Daten um den Mittelwert der Trajektorien aller Trials zu bereinigen, was dazu führt das nur die individuelle Abweichung in den räumlichen Positionen eines Markers pro Trial ins Gewicht fällt. Werden die Daten nicht auf diese Weise null-zentriert, würde die mittlere Trajektorie als Komponente höchster Varianz auftauchen, anstelle der positionellen Variabilität eines Markers über Trials hinweg. Diese nicht korrigierte Komponente könnte nicht einfach von nachfolgenden Analyseschritten ausgeschlossen werden, da bei Anwendung

der SVD grundlegend Komponenten extrahiert werden, welche orthogonal zu der jeweils vorherigen Komponente liegen. Dies würde dazu führen, dass diese zweite Komponente in ihrer Ausrichtung verzerrt erscheint (Skillicorn, 2007).

### **Extraktion der Singulärvektoren der VT-Matrix**

Zur Überprüfung der übergeordneten Fragestellung werden die Singulärvektoren  $v_i$  extrahiert, diese liegen als Reihenvektoren der VT-Matrix vor.

Die Singulärvektoren geben die Richtung der Varianz einzelner kinematischer Freiheitsgrade als Abweichung von der mittleren Trajektorie an. Sollte dementsprechend ein Vektor  $v_i$  hoch auf mehreren Faktoren laden, ist dies als synergetische Variation dieser kinematischen Freiheitsgrade zu verstehen. Dies würde auf fehlende Kontrolle in diesen Frieheitsgraden hindeuten.

Dabei muss im Voraus bereits davon ausgegangen werden, dass aufgrund der Beschaffenheit des Armes näher beieinander liegende kinematische Dimensionen auch höhere gemeinsame Kovarianz zeigen als weiter entfernt liegende Dimensionen.

Weiter ist zu beachten, dass erste Vektoren stärker ins Gewicht fallen, da diese mit den korrespondierenden höheren Singulärwerten ein Skalarprodukt bilden.

### **Berechnung der mittleren Faktorladung von $u_i$**

Zur Überprüfung der Annahme, dass die Endpunktvarianz am Ende einer Bewegung minimiert wird, aber über den Bewegungsverlauf weniger kontrolliert wird, wird zusätzlich der erste Vektor der U-Matrix extrahiert. Weiter wird der jeweilige Mittelwert dieses Vektors für jedes Sample über aller trials eines jeweiligen Typs hinweg berechnet, welcher die mittlere Faktorladung des Vektors  $u_i$  darstellt.

#### **3.6.2.2 Bayessche Modellevaluation**

Zur Überprüfung der Annahme, dass der Raum kinematischer Freiheitsgrade in kontrollierte und unkontrollierte Dimensionen zerlegt werden kann werden sukzessiv komplexere Modell herangezogen.

Dabei wird der angestrebte Modellvergleich aus bayesscher Perspektive heraus betrachtet, es wird dabei die Unsicherheit bei der Auswahl eines Modells im Rahmen von Wahrscheinlichkeitsverteilungen ausgedrückt (Bishop, 2006).

Hierzu wird die Passung eines Sets an  $L$  Modellen  $\{M_i\}$ ,  $i = 1, \dots, L$  evaluiert, dabei wird die Annahme getroffen, dass eines dieser Modelle gegeben der Parameter die Generierung der Daten vollständig erklärt (Bishop, 2006).

Die Freiheitsgrade des Modells stellen dabei sukzessiv extrahierte Hauptkomponenten dar, welche als Synergie zwischen gemeinsam variierenden kinematischen Freiheitsgraden verstanden werden. Dabei wird jeweils ein Vektor  $v_i$  der  $VT$ -Matrix extrahiert und mit dem korrespondierenden Singulärwert der S Matrix multipliziert um die Matrix  $SVT$  zu bilden.

Daraufhin wird die Ursprungsmatrix  $A$  mit reduziertem Rang rekonstruiert. Dazu wird das Skalarprodukt der gebildeten  $SVT$ -Matrix und den jeweils korrespondierenden Vektoren der  $U$ -Matrix berechnet. Dies ermöglicht die Passung zwischen der so rangreduzierten Matrix mit der Ursprungsmatrix  $A$  zu vergleichen.

Modelle werden dabei separat für jede mögliche Zielposition auf Einzelsubjektbasis aufgestellt.

### Überprüfung der Modellpassung: Bayesian Information Criterion

Zur Überprüfung der Annahme, dass Redundanz im Raum positioneller Variabilität kinematischer Freiheitsgrade herrscht wird die aufgeklärte Varianz (VAF, Variance accounted for) eines jeweiligen Modells mit Modell-Rang = 1,... i berechnet. Dazu wird die mittleren quadrierten Differenz zwischen Ursprungsmatrix und rekonstruiertem Modell als Rekonstruktionsfehler berechnet.

$$err^2 = \langle \| \mathbf{X} - \mathbf{X}^r \|^2 \rangle$$

Die Bestimmung dieses Terms erlaubt folgend die Berechnung der aufgeklärten Varianz Für fortlaufend komplexere Modelle.

$$VAF = 1 - err^2 / \text{Var}(A)$$

Wie gut ein Modell den ursprünglichen Varianzraum erklärt wird weiter mit einer Abwandlung eines objektiven Kriterium zur Schätzung des Modell-Rangs dem Bayesian Information Criterion (BIC) (Schwarz, 1978) evaluiert. Der Code für das BIC wurde dabei von Professor Endres zur Verfügung gestellt.

Dabei verhindert das BIC die Überanpassung eines Modells, indem ein Komplexitätsstrafender Term angelegt wird, somit wird eine Abwägung zwischen notwendiger Modellkomplexität und der Akkuratheit der Modellschätzung angestrebt, welche in Verfahren die lediglich aufgeklärte Varianz fokussieren nicht möglich ist (Bishop, 2006).

Die Modellpassung wird dabei als Wahrscheinlichkeitsterm gehandelt. Dazu wird der natürliche Logarithmus der Wahrscheinlichkeit der Daten, gegeben eines Modells i herangezogen.

$$\ln(P(data | M_i))$$

Diese wird folgendermaßen berechnet. Zuerst wird die Likelihood-Funktion der Daten bestimmt

$$\ell(data) = -N/2(\ln(2)) + \ln(err^2) + 1$$

, wo  $N$  der Anzahl der Freiheitsgrade der Ursprungsmatrix  $A$  entspricht. Anschließend wird die Modell-Evidenz

$$\ln(P(data|M_i)) = \ell(D) - 0.5 \times df \times \ln(N)$$

wo  $df$  der Anzahl an Freiheitsgrade der rekonstruierten Matrix entspricht, gebildet.

Das Modell mit der höchsten logarithmischen Likelihood-Funktion, stellt dabei die beste Abwägung zwischen aufgeklärter Varianz und Komplexität eines gegebenen Modells dar.

Zusätzlich kann der Bayes-Faktor ( $B$ ) herangezogen werden. Dieser verkörpert das Verhältnis zweier Modell-Evidenzen in der Form

$$B = p(D|M_i) / p(D|M_j)$$

und erlaubt somit eine Abwägung individueller Modelle gegeneinander (Wagenmakers et al., 2016).

Dabei ist ein Vorteil, dass die Interpretation des Bayes-Faktor nicht davon abhängt, ob eines der Modelle tatsächlich absolut “wahr” ist, d.h. die zugrundeliegenden Daten generiert hat (Wagenmakers et al., 2016). Somit erlaubt der Bayes-Faktor eine intuitive Einschätzung der relativen Plausibilität eines Modells gegenüber einem Konkurrenten. Dabei deutet  $B = 1$  auf keine Unterschiede zwischen den Modellen,  $B > 1$  auf höhere Wahrscheinlichkeit des Modells im Zähler und  $B < 1$  auf höhere Wahrscheinlichkeit des Modells im Nenner hin (Wagenmakers et al., 2016).

#### 4. Ergebnisse

Im folgenden Abschnitt werden beispielhaft die Ergebnisse einzelne Versuchspersonen vorgestellt. Eine vollständige Darstellung und Auswertung der Daten ist hier aufgrund des Umfangs dieser Arbeit nicht möglich.

Zuerst erfolgt eine deskriptive Auswertung der Bewegungsprofile mit Fokus auf Trajektorie und Beschleunigungsprofil der Hand. Außerdem wird der Einfluss dieser Komponenten auf die Variabilität der Handposition exploriert.

Weiter werden die in 3.6.2.2 dargestellten Modelle evaluiert, um die übergeordnete Forschungsfrage zu beantworten und die zugrundeliegende Richtung positionelle Varianz der kinematischen Freiheitsgrade anhand der Singulärvektoren korrespondierender  $V_t$ -Matrizen der jeweiligen Modelle zu identifizieren.

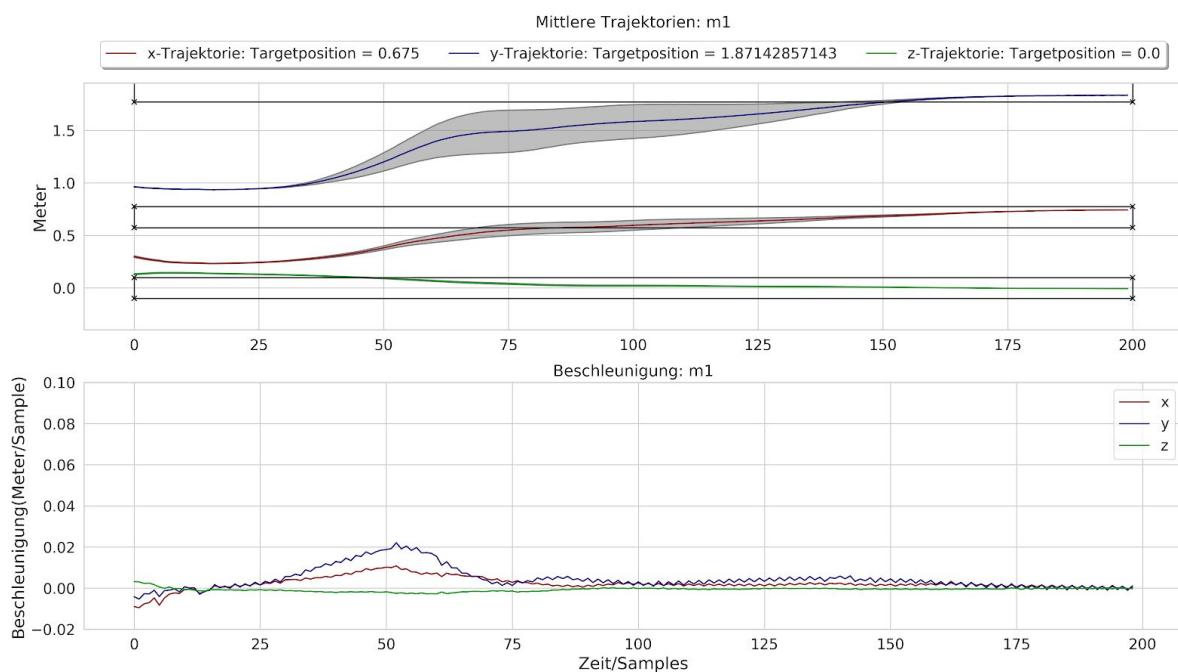
Weiter wird zur Veranschaulichung die Güte der Rekonstruktion der positionellen Variabilität in den Ursprungsdaten anhand identifizierter rangreduzierter Modelle illustriert.

## 4.1.1 deskriptive Auswertung der Bewegungsprofile

### 4.1.1.1 Einhändige Greifaufgabe

In den Abbildungen 5 - 8 sind die mittlere Trajektorie der dominanten Hand von Versuchspersonen über Trials einer jeweiligen Zielposition hinweg separat abgebildet. Zusätzlich ist unter den jeweiligen Trajektorien das Beschleunigungsprofil der dominanten Hand in Metern pro Sample abgebildet.

Die Abbildungen 5 - 8 zeigen deskriptiv ein Zusammenhang von Beschleunigung und Varianzverlauf auf. Die Varianz (grauer Plot, welcher die jeweilige mittlere Trajektorie umgibt) nimmt über die Bewegung hinweg zu und kehrt beim Erreichen der Zielposition wiederum auf ein Ausgangsniveau zurück. Das globale Maximum der Beschleunigung liegt dabei vor dem Mittelpunkt der Bewegung und geht mit höchster Varianz in den räumlichen Dimensionen einher.



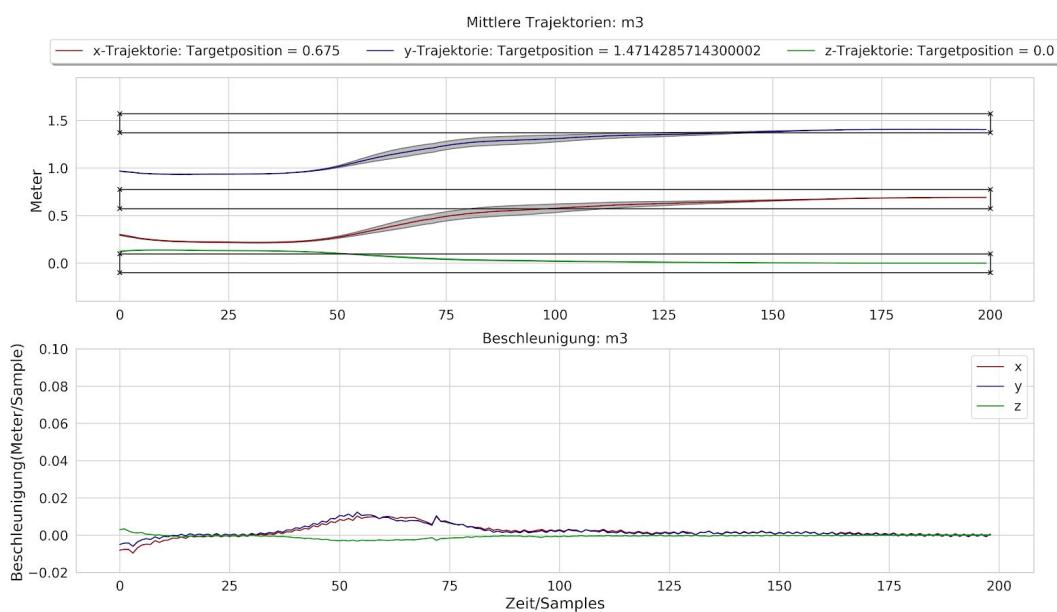
**Abbildung 5:** Oben: Mittlere Trajektorie einer Versuchsperson in Metern und Varianz (dargestellt als umgebende Fläche der mittleren Trajektorie) der dominanten Hand über Greifbewegungen zu einem mittleren ( $z=0$ ) Ziel auf Kopfhöhe. Unten: Beschleunigungsprofil (m/sample) der dominanten Hand in x,y und z-Dimension über die oben dargestellte Greifbewegung hinweg.

Die Beschleunigung skaliert dabei mit der Distanz zum Ziel. So zeigt sich dass bei einem Ziel auf Kopfhöhe (Abbildung 5) eine globales Maximum an Beschleunigung entlang der Y-Dimension bei Sample 54 von 0.022m/sample erreicht wird, während bei einem Ziel auf Bauchhöhe (Abbildung 6) lediglich ein globales Maximum an Beschleunigung von 0.011m/sample erreicht wird. Ähnliches zeigt sich beim Vergleich der Beschleunigung entlang x, y, und z-Dimensionen. In Abbildung 5 ist

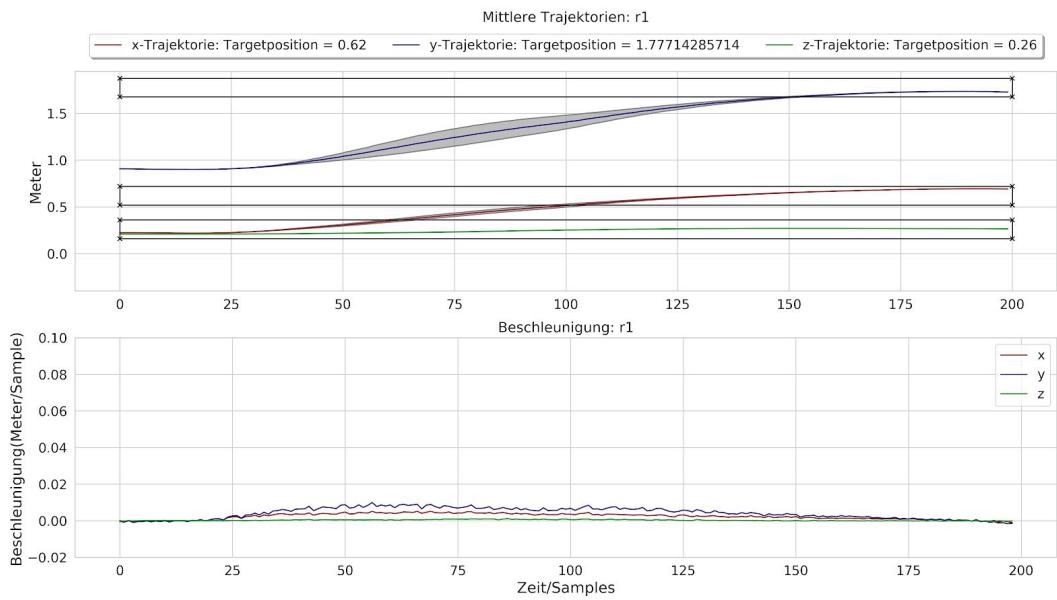
deutlich zu sehen, dass das globale Maximum der Beschleunigung entlang der y-Dimension bei einer Strecke von ca. 0.9m ein Maximum von 0.022m/sample aufweist, während entlang der x-Dimension bei einer zurückgelegten Strecke von ca. 0.4m die maximale Beschleunigung lediglich die Hälfte beträgt. Bei Betrachtung der z-Dimension zeigen sich hingegen nur geringe Schwankungen um den Nullpunkt im Beschleunigungsprofil mit einem globalen Maximum bei Sample 58 von 0.003m/sample, einhergehend mit einer sehr kurzen zurückgelegten Strecke von ca. 0.1m.

Weiter zeigt sich, dass die Beschleunigung entlang der Y-Dimension nach Überschreiten des Maximums bei Sample 54 ein globales Minimum erst wieder gegen Ende der Bewegung (Sample 189) erreicht wird. Hier scheint also ein Nachadjustierung in der räumlichen Position nach einer initialen Beschleunigungsphase notwendig gewesen zu sein.

Ein globales Maximum der Varianz in der Y-Dimension zeigt sich bei Sample 73, also ca. 20 Samples nach dem Maximum der Beschleunigung. Entlang der x-Dimension fällt eine Differenz in der Varianz zwischen den dargestellten Greifbewegungen in Abhängigkeit von der jeweiligen Zielhöhe auf. So zeigt sich deutlich mehr Varianz (Max:1.4874) entlang der Y-Dimension bei einem Ziel auf Kopfhöhe (Abbildung 5), als bei einem Ziel auf Bauchhöhe der Versuchsperson (Max:0.046177) (Abbildung 6).



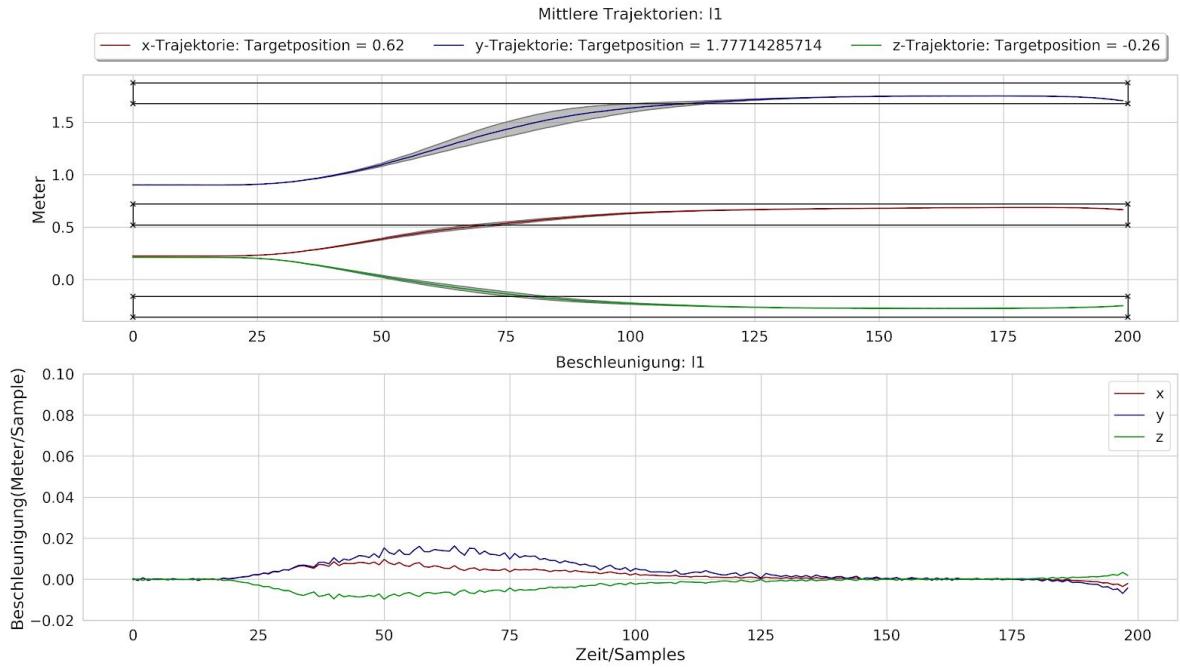
**Abbildung 6:** Ziel mittlerer Position ( $z=0$ ) auf Bauchhöhe von Versuchspersonen.



**Abbildung 7:** Elongiertes Beschleunigungsprofil. Ziel auf rechter Seite in z-Dimension ( $z = 0.26$ ) auf Bauchhöhe von Versuchspersonen.

Vergleicht man zwei Ziele auf Kopfhöhe (Abbildung 7 und Abbildung 8), die sich entlang der Z-Dimension unterscheiden (links-rechts aus Versuchspersonenperspektive) zeigt sich erneut die Skalierung der Beschleunigung mit der zurückzulegenden Distanz. Diese zeigt in Abbildung 7 nur minimale Veränderungen (Max: 0.001196) während die Beschleunigung entlang der z-Dimension in Abbildung 8 bei einem globalen Maximum von ((-)0.009698) liegt.

Beim Vergleich dieser zwei Greifbewegungen ist zu beachten, dass Ziele auf gleicher Höhe präsentiert werden, was zu einem ähnlich hohen Maximum an Varianz entlang der y-Dimension führt. In Abbildung 7 beträgt das Maximum der Varianz 0.094929 bei Sample 79, während das Maximum der Varianz in Abbildung 8 0.073094 bei Sample 80 erreicht wird.

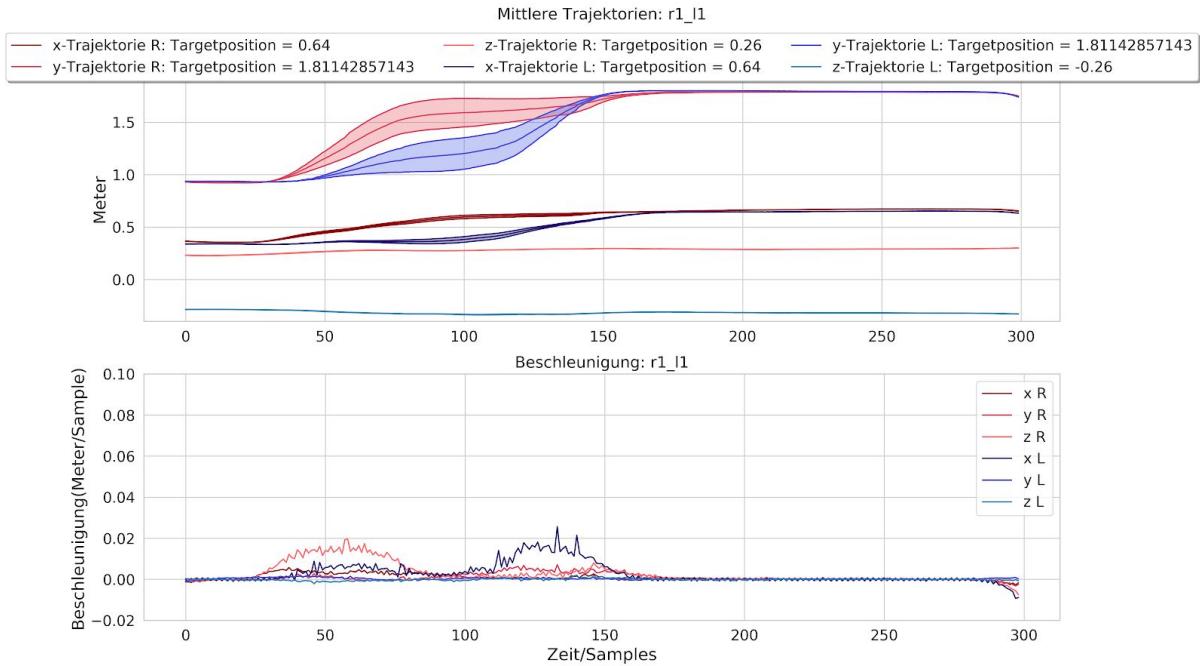


**Abbildung 8:** Ziel auf der linken Seite in z-Dimension ( $z = -0.26$ ), auf Bauchhöhe von Versuchspersonen.

Beim Vergleich von Abbildung 5 und Abbildung 7 fallen zusätzliche Unterschiede im Beschleunigungsprofil auf, während Versuchsperson 11 (Abbildung 5) einen stark konzentrierten Beschleunigungsverlauf mit einer deutlichen zentralen Spitzenbeschleunigung vor dem Mittelpunkt der Bewegung und größere Variabilität in der Handposition aufweist, zeigt sich bei Versuchsperson 3 (Abbildung 7) ein deutlich elongierter, glatter Beschleunigungsverlauf mit deutlich weniger Variabilität der Handposition wie in Abbildung 5.

#### 4.1.1.2 Zweihändige Greifaufgabe

Bei Betrachtung der zweihändigen Bedingung zeigt sich einerseits ein asynchrones, zeitlich versetztes Muster an Beschleunigung zwischen den jeweiligen Händen (Abbildung 9), bei ähnlicher Zielposition. Andererseits zeigen sich Bewegungsprofile mit zeitgleichem Bewegungsbeginn und synchronem Anstieg der Beschleunigung beider Hände (Abbildung 10 und Abbildung 11).



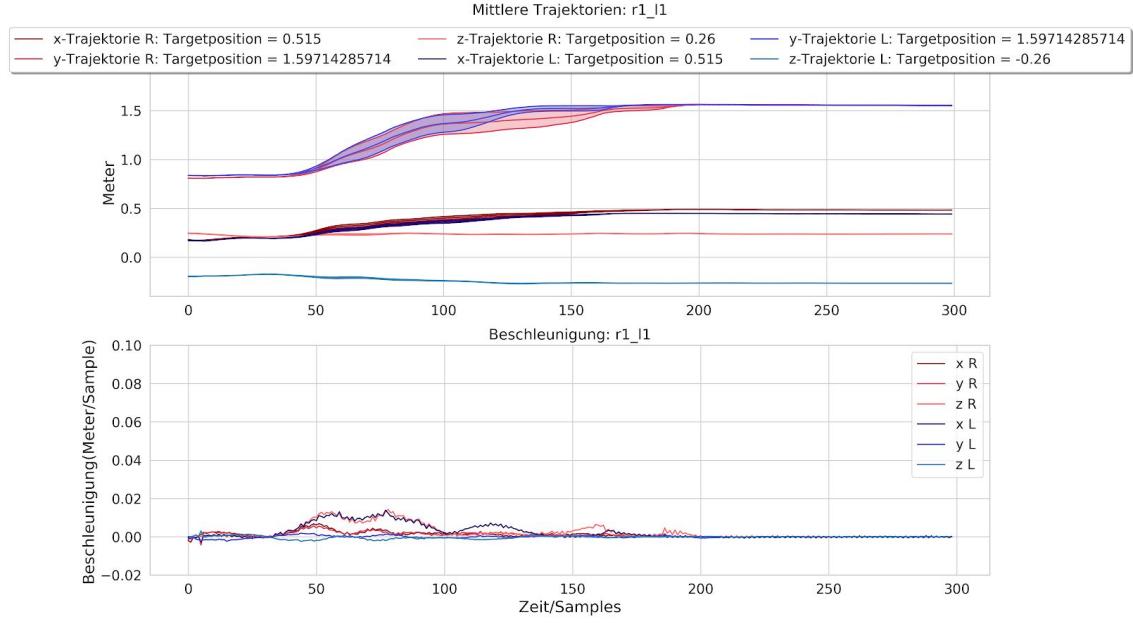
**Abbildung 9: Oben:** Mittlere Trajektorie einer Versuchsperson in Metern und Varianz (dargestellt als umgebende Fläche der mittleren Trajektorie) der jeweils rechten und linken Hand über Greifbewegungen zu zwei Zielen auf Kopfhöhe, in z-Dimension etwa 0.5m voneinander entfernt, hinweg.

**Unten:** Beschleunigungsprofil (m/sample) der beider Hände in x,y und z-Dimension über die oben dargestellte Greifbewegung hinweg.

In Abbildung 9. zeigt sich ein zeitlich versetzter Beginn der Bewegung der rechten und linken Hand. Scheinbar griff die Versuchsperson zuerst mit der rechten Hand nach dem korrespondierenden Ziel unter und darauf mit der linken Hand nach dem korrespondierenden Ziel. Der Beschleunigungsverlauf der linken Hand entlang der y-Dimension zeigt dabei zuerst einen schwachen, elongierten Anstieg, bis die Beschleunigung der rechten Hand entlang der y-Dimension endete als diese ihr Ziel erreicht, woraufhin auch die linke Hand stärker entlang der y-Dimension beschleunigte und ein in Höhe und Verlauf ähnliches Beschleunigungsmuster, zur rechten Hand zeigt.

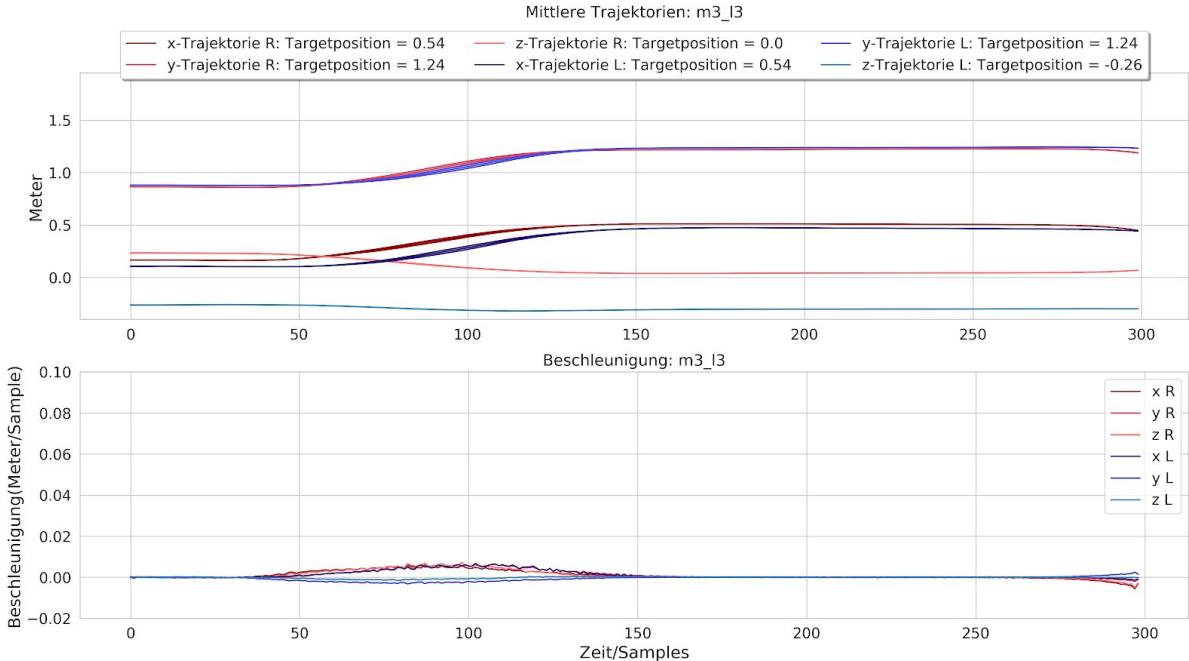
Währenddessen zeigte sich im Beschleunigungsprofil der rechten Hand ein zweiter flacherer Anstieg nach der initialen Beschleunigung. Hier scheint also ebenfalls eine zusätzliche Adjustierung der finalen Handposition vonnöten gewesen zu sein. Dabei ist zusätzlich zu beachten, dass die dargestellte Versuchsperson linkshändig ist und dementsprechend zuerst mit seiner non-dominanten Hand zugegriffen hat.

In Abbildung 10 ist eine Greifbewegung zu äquivalenten Zielpositionen, mit einem sehr viel synchronen Beschleunigungsprofil und Trajektorienverlauf, aber mit einem weniger konstanten Beschleunigungsprofil, als in den dargestellten einhändigen Greifaufgaben abgebildet. Es zeigen sich also interindividuelle Unterschiede in Beschleunigungsprofil, Varianz und Handtrajektorie.

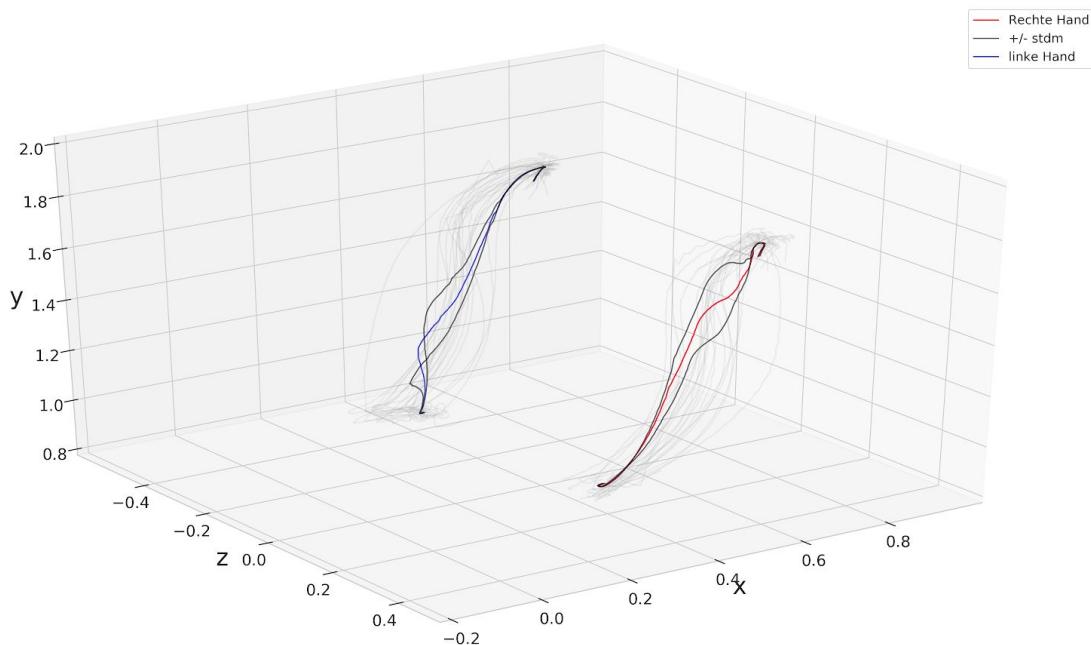


**Abbildung 10:** Wenig konstantes, zwischen Händen synchron verlaufendes Beschleunigungsprofil. Ziele auf Kopfhöhe, in z-Dimension etwa 0.5m voneinander entfernt.

Näher beieinander gelegene Ziele zeigen zumeist starke Synchronität in Beschleunigung und Trajektorie, wie in Abbildung 7 abgebildet



**Abbildung 11:** Konstantes, glattes, zwischen Händen synchron verlaufendes Beschleunigungsprofil. Ziele auf Bauchhöhe, in z-Dimension etwa 0.5m voneinander entfernt.

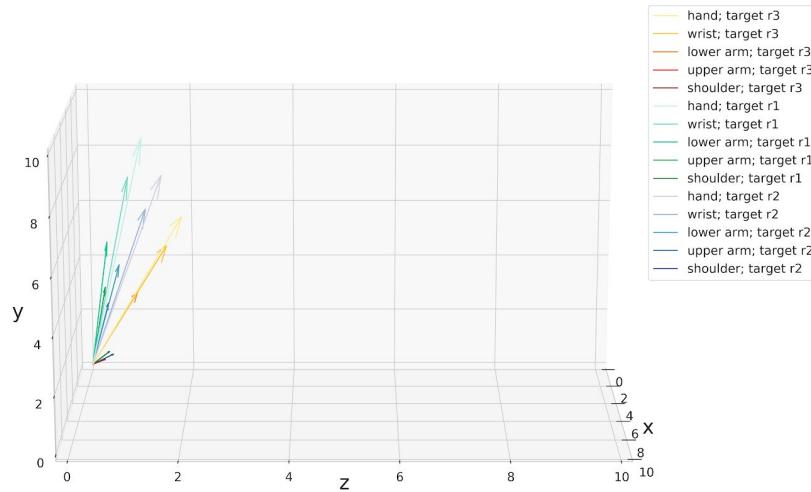
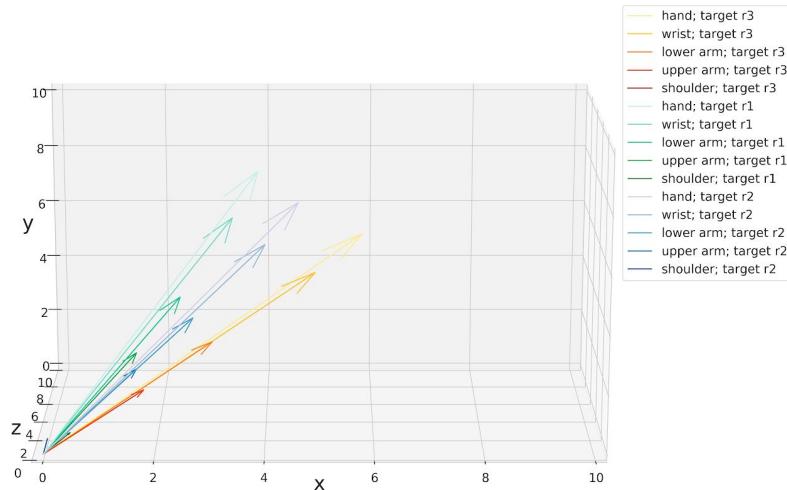


**Abbildung 12:** Dreidimensionale Darstellung der in Abbildung 9 bereits abgebildeten mittleren Trajektorie der linken und rechten Hand bei einer Greifbewegung nach Zielen auf Kopfhöhe. (stdm = Standardabweichung des Mittelwerts)

#### 4.1.2 Ausrichtung positioneller Variabilität kinematischer Freiheitsgrade im kartesischen Raum

Abgebildet sind in Abbildung 13 und 14 die um den jeweils korrespondieren Singulärwert skalierten Singulärvektoren ( $v_i$ ) der kinematisch Dimensionen des Armes (Hand, wrist = Handgelenk, lower arm = Unterarm, upper arm = Oberarm, shoulder = Schulter) für Zielpositionen rechts der Versuchsperson (Abbildung 13) in den 3 verschiedenen Höhenbedingungen ( $r_1$  = Kopfhöhe;  $r_2$  = Brusthöhe;  $r_3$  Bauchhöhe). Abbildung 14 bildet denselben Inhalt anhand von Zielen links der Versuchsperson ( $z = -0.26$ ) ab.

Dabei bildet die Länge eines Vektors die Stärke der Varianzausprägung und dessen Ausrichtung die Richtung höchster positioneller Varianz in den Daten ab.



**Abbildung 13:** Erste Singulärvektoren der jeweiligen VT-Matrix skaliert mit korrespondierenden Singulärwert für die jeweiligen kinematischen Freiheitsgrade des dominanten Armes für Greifbewegungen zu aus Versuchspersonenperspektive rechts gelegenen Ziel auf Kopf- (r1), Brust- (r2) und Bauchhöhe (r3). **Oben:** Abbildung 13a: Darstellung rotiert um x-Dimension (parallel zum Ziel) abzubilden. **Unten:** Abbildung 13b: Darstellung rotiert um z-Dimension (links-rechts aus Versuchspersonenperspektive) abzubilden.

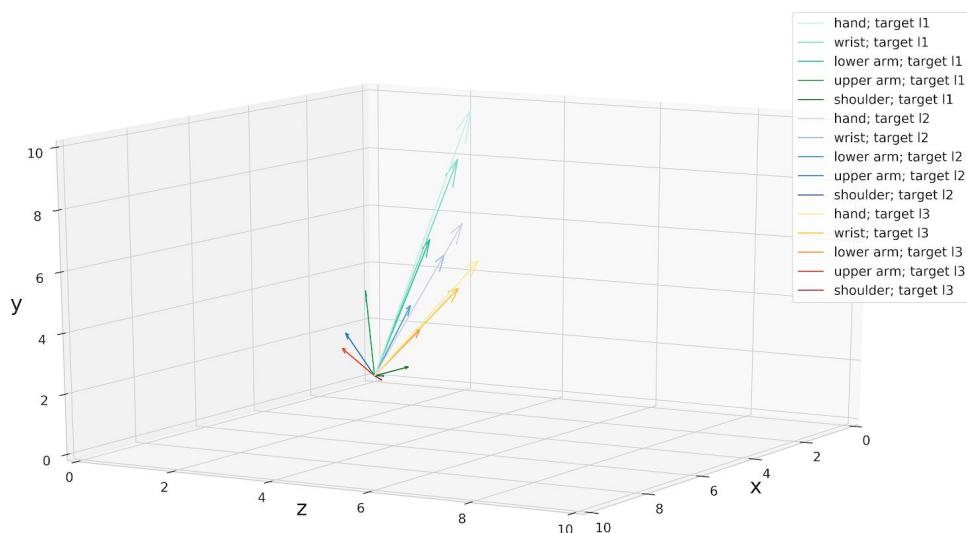
In Abbildung 13a erscheinen kinematische Freiheitsgrade in ihrer Ausrichtung nach Zielhöhe gruppiert. Stärkste Varianz liegt in Richtung der y-Dimension in Greifbewegungen mit Zielen auf Kopfhöhe (r1), gefolgt von Zielen auf Brusthöhe (r2) und mit der schwächsten Ausrichtung der verglichenen Zielpositionen entlang der y-Dimension für Zielen auf Bauchhöhe (r3).

Ein umgekehrtes Muster ergibt sich, wenn man die Ausrichtung der Vektoren entlang der x-Dimension (parallel zum Ziel) betrachtet. Greifbewegungen nach Zielen auf Bauchhöhe variieren stark entlang dieser Achse, während Zielpositionen auf Brust- und Kopfhöhe respektiv weniger variieren.

Die Richtung höchster Varianz korrespondiert jeweils mit der Größe der Distanz vom Ziel, also der Hauptrichtung der Bewegung.

Betrachtet man die Höhe der Varianzausprägung entlang der jeweiligen Ausrichtung, so wird wiederum eine hierarchische Abstufung deutlich. Für alle 3 Zielpositionen lässt sich zeigen, dass jeweils die Hand die höchste positionelle Varianz aufweist, gefolgt von Handgelenk, Unterarm und Oberarm. Lediglich die Schulter zeigt, wie in Abbildung 13a und 13b dargestellt, stärkere positionelle Varianz entlang der z-Dimension.

Abbildung 13b zeigt, dass die abgebildeten kinematischen Freiheitsgrade generell weniger Varianz entlang der z-Dimension zeigen. Greifbewegungen zu Zielpositionen auf Kopfhöhe weisen entlang dieser Dimension nur gering Varianz auf, während Greifbewegungen nach Zielen auf Bauchhöhe höhere Varianz zeigen.



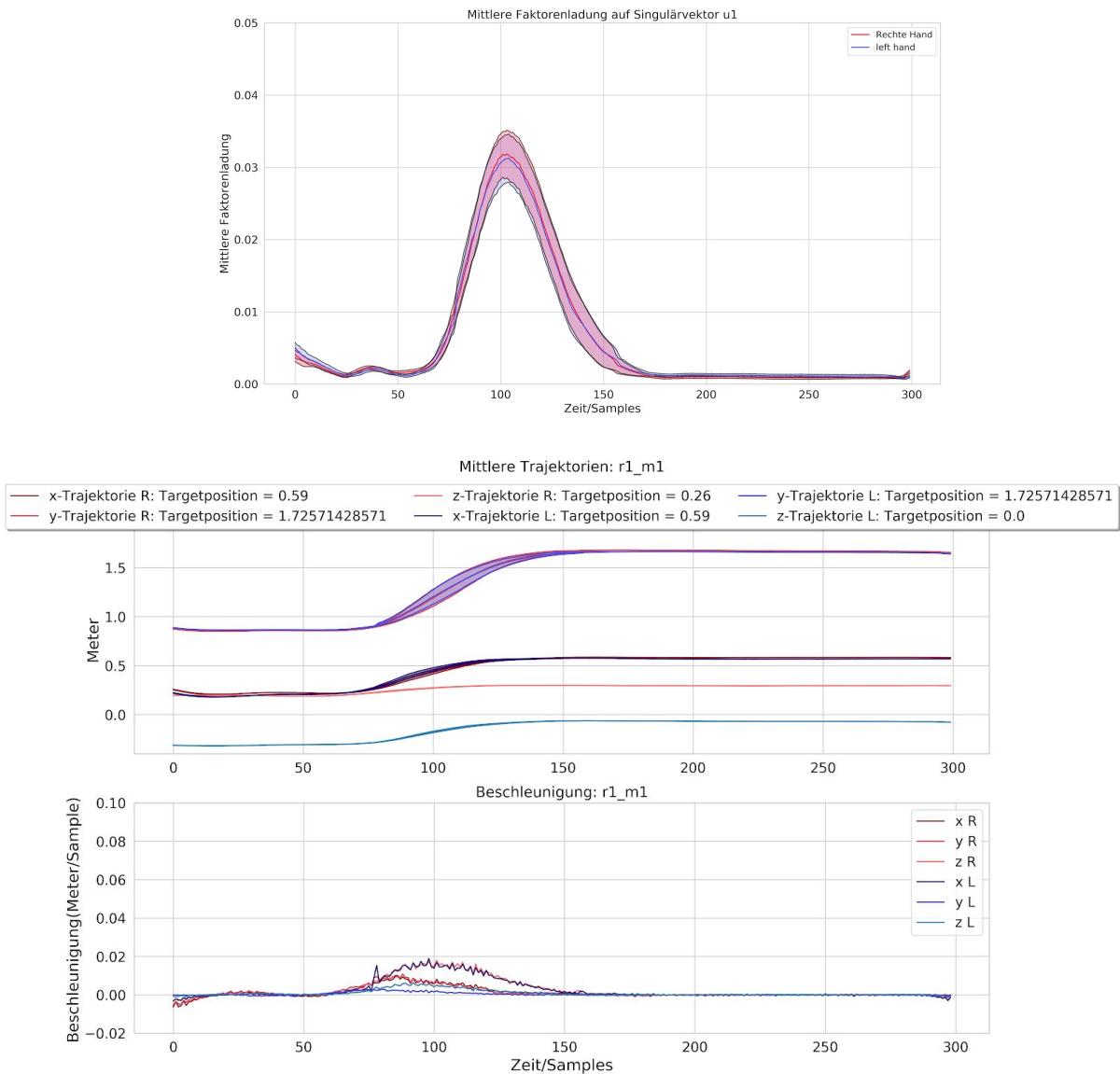
**Abbildung 14:** Erste Singulärvektoren der jeweiligen VT-Matrix skaliert mit korrespondierenden Singulärwert für die jeweiligen kinematischen Freiheitsgrade des dominanten Armes für Greifbewegungen zu aus Versuchspersonenperspektive links gelegenen Ziel auf Kopf- (I1), Brust- (I2) und Bauchhöhe (I3).

Abbildung 14 zeigt den stärkeren Einfluss der z-Dimension für Ziele welche links von der abgebildeten, rechtshändigen Versuchsperson liegen. In diesen Greifbewegungen musste im Vergleich zu Abbildung 13a mehr Distanz entlang dieser Dimension zurückgelegt werden, was mit einer stärkeren Ausrichtung der Vektoren entlang dieser Dimension einhergeht.

Sowohl Oberarm, als auch Schulter zeigen hier allerdings weiter Abweichungen von den Ausrichtung der restlichen kinematischen Dimensionen.

#### 4.1.3 Zeitlicher Verlauf positioneller Varianz

In Abbildung 15 und 16 wird die mittlere Faktorenladung des linken Singulärvektors  $u_1$  separat für die rechte und linke Hand dargestellt. Dieser repräsentiert die positionelle Varianz der jeweiligen Hand in den drei räumlichen Dimensionen über die Zeit hinweg.



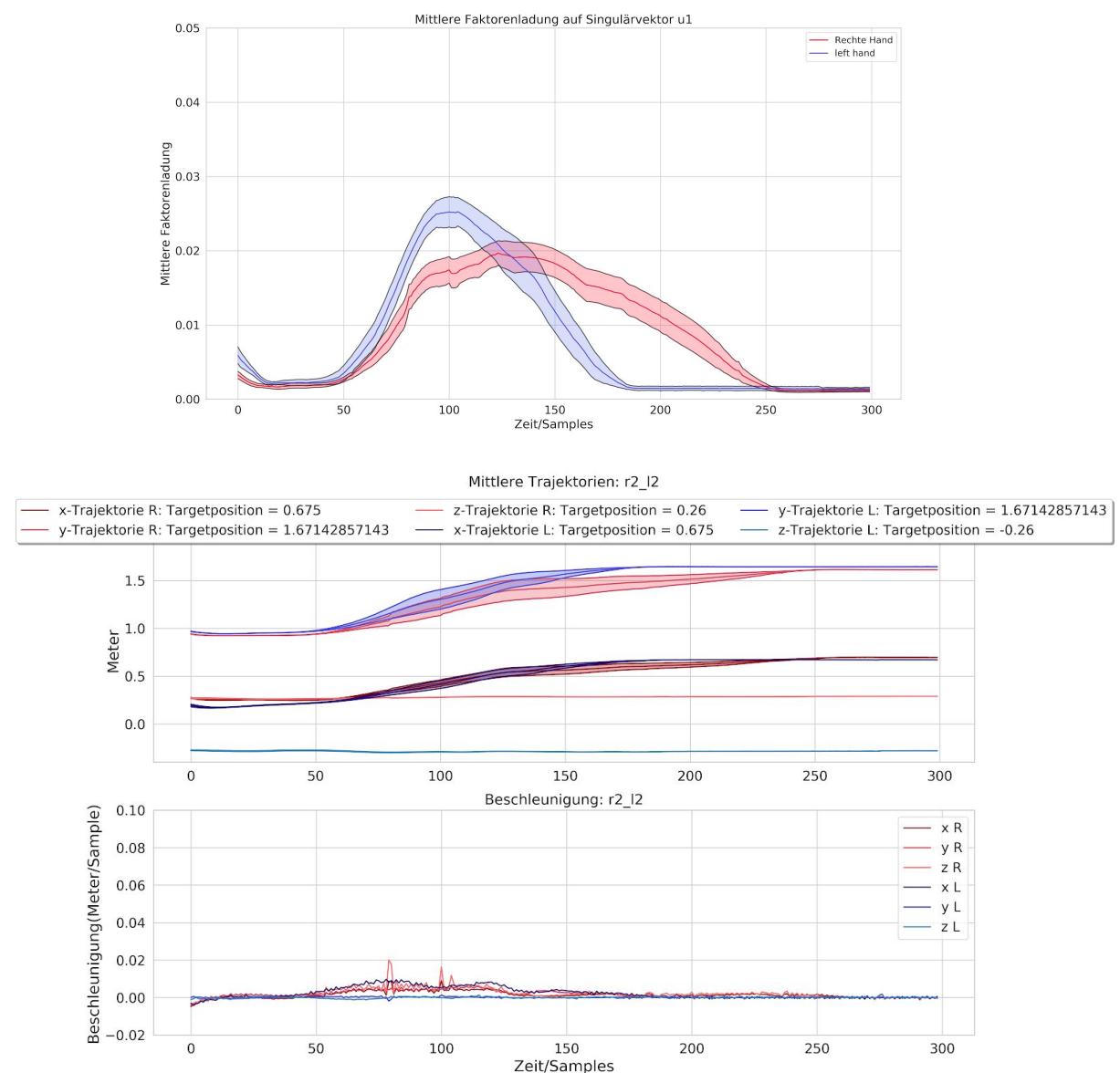
**Abbildung 15**

**Oben:** Mittlere Faktorenladung des Vektor  $u_1$  für je linke und rechte Hand. Abgebildet ist die positionelle Variabilität der Hände zu separaten Zielen über Greifbewegungen hinweg. **Mitte:** Mittlere Trajektorie einer Versuchsperson in Metern und Varianz (dargestellt als umgebende Fläche der mittleren Trajektorie) der jeweils rechten und linken Hand über Greifbewegungen zu zwei Zielen auf Kopfhöhe, in z-Dimension etwa 0.25m voneinander entfernt, hinweg. **Unten:** Mittleres Beschleunigungsprofil (m/sample) der beider Hände in x,y und z-Dimension über die oben dargestellte Greifbewegung hinweg.

Abbildung 15 (oben) zeigt einen weitgehend synchronen Verlauf der positionellen Varianz beider Hände mit einem steilen Anstieg vor dem Mittelpunkt der Bewegung und einem steilen Abfall vor Erreichen des Ziels. Die Varianz am Beginn und Endpunkt der Bewegung fällt minimal aus.

Bei Betrachtung der Standardabweichung des Mittelwerts (rote und blaue Umgrenzung des Graphen des Mittelwerts) zeigt sich ebenfalls mit Beginn der Bewegung eine Zunahme bis zu einem Maximum bei der höchsten Ausprägung der mittleren Faktorladung und einem Verbleib auf einem ähnlichen Niveau bis zur Rückkehr auf ein Minimum beim Erreichen der Zielposition.

Rein deskriptiv lässt sich dementsprechend festhalten, dass die Endpunktvarianz einer Bewegung den Annahmen der OFCT entsprechend, minimiert wird.

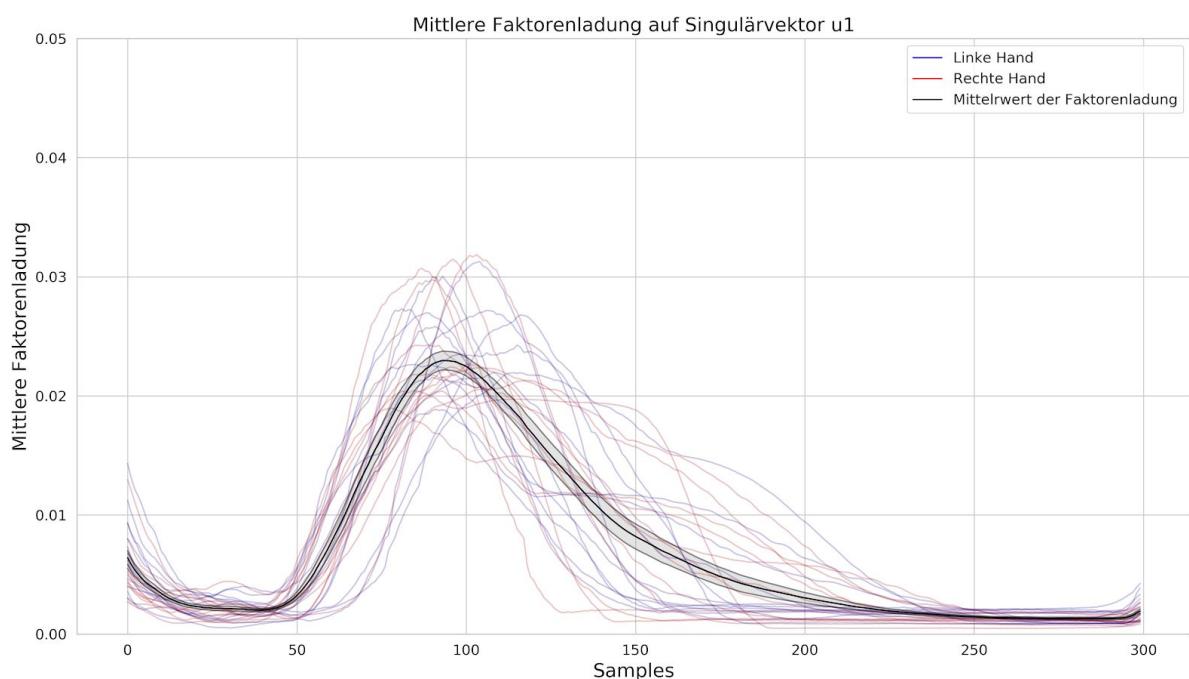


**Abbildung 16:** Ziele auf Kopfhöhe, in z-Dimension etwa 0.5m voneinander entfernt.

In Abbildung 16 dargestellte Greifbewegungen einer Versuchsperson zeigen hingegen Unterschiede in Bewegungsbeginn, Beschleunigungsprofil und Varianz zwischen der linken und rechten Hand bei gleicher Zielhöhe.

Die linke Hand erreicht dabei früher ihre Zielposition und zeigt einhergehend einen mit der Bewegungsdauer steil ansteigenden Varianzverlauf mit einem globalen Maximum noch vor dem Mittelpunkt der Bewegung.

Anschließend zeigt sich ein weniger steil fallender Varianzverlauf mit einem Minimum an Varianz bei Erreichen der Zielposition. Bei Betrachtung des Varianzverlaufs der rechten Hand zeigt sich ein unterschiedliches Muster. Der Verlauf der Varianz ist einhergehend mit der Bewegungsdauer gestreckt. Anstieg und Abfall an Varianz erfolgen weniger steil, als bei Betrachtung der linken Hand.



**Abbildung 17:** Mittlere Faktorladung einer Versuchsperson auf  $u_1$  gemittelt über alle Zielpositionen für je linke und rechte Hand. Rote und Blaue Linienverläufe repräsentieren über trials gemittelte mittlere Faktorladungen für je linke und rechte Hand bei Greifbewegungen zu einer Zielposition.

Abbildung 17 zeigt Mittelwert und Standardabweichung der mittleren Faktorenladungen des Singulärvektors  $u_1$  für eine Versuchsperson über alle Zielpositionen. Es wird deutlich, dass der oben bereits beschriebene Verlauf der positionellen Varianz für verschiedene Zielpositionen aufrechterhalten wird und eine Minimierung der positionellen Varianz der jeweiligen Hand am Endpunkt einer Greifbewegung unabhängig von der Zielposition dieser aufzufinden ist.

## 4.2 Modellevaluation

Folgend werden beispielhaft in 3.x beschriebenen Modelle auf Einzelsubjektebene evaluiert. Anschließend werden die den Modellen zugrundeliegenden Rekonstruktionen betrachtet und Synergien in kinematischen Freiheitsgrade, sowie die Richtungen höchster Varianz anhand der ersten Eigenvektoren der korrespondierenden VT-Matrix abgebildet.

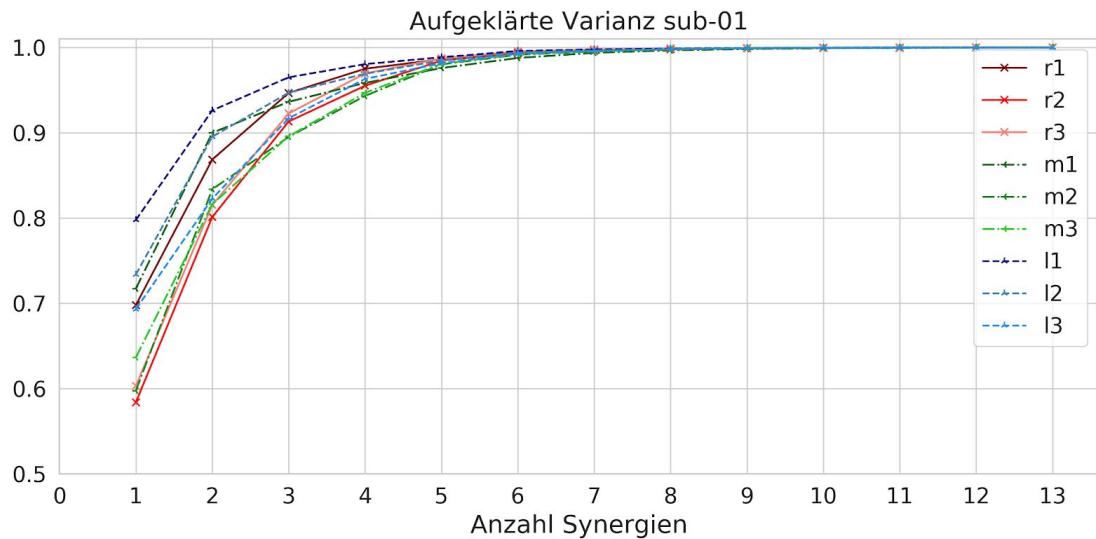
### 4.2.1 Einhändige Bedingung

Modelle der einhändigen Bedingung zeigen hohe inter- und intraindividuelle Unterschiede. Diese werden folgend beispielhaft dargestellt.

Abbildung 18a und 18b zeigen die Modellevidenz separat für jede mögliche Zielposition über Trials hinweg. Dabei werden sukzessiv mehr Singulärvektoren hinzugenommen, bis das Modell sich dem Rang der Ursprungsmatrix annähert. Diese Singulärvektoren werden wie besprochen als Synergien verstanden, also als kovariierende Kontrolle der kinematischen Freiheitsgrade entlang den räumlichen Dimensionen. Eine extrahierte Synergie bedeutet dementsprechend, eine Reduktion der Ursprungsmatrix auf einen einzelnen Singulärvektor der U und Vt-Matrix, sowie dem korrespondierenden Singulärwert.

Abbildung 18a zeigt dabei die aufgeklärte Varianz (VAF), während 18b korrespondierend das BIC als Maß der Modellevidenz zeigt. Da hier die logarithmische Likelihood der Daten gegeben eines Modells geschätzt wird, stellen Modelle mit höheren Werten in der Darstellung die beste Passung zwischen Daten und Modell, entgegen der üblichen Handhabe das Modell mit dem niedrigsten BIC auszuwählen.

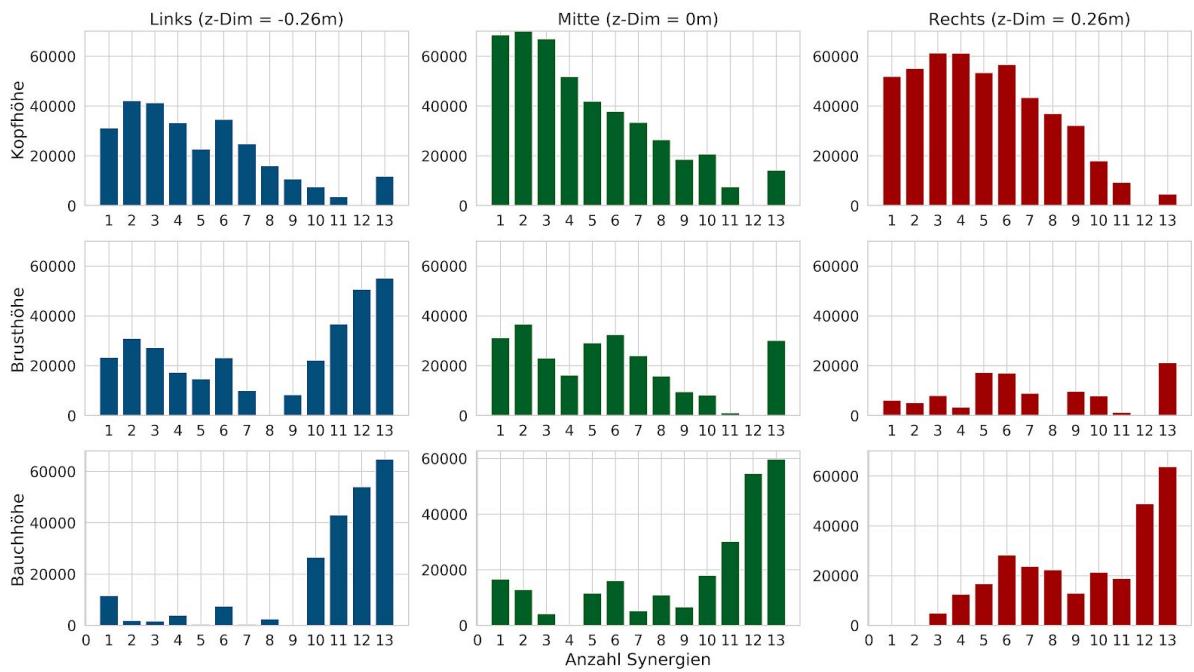
#### 4.2.1.1 Aufgeklärte Varianz



**Abbildung 18a:** Aufgeklärte Varianz für Modelle mit  $i = 1, \dots, 13$  Synergien für die zu schätzende positionelle Varianz in Greifbewegungen zu jeder Zielposition. ( $r1$  = Kopfhöhe rechts,  $m2$  Brusthöhe mittig,  $l3$  = Bauchhöhe links).

In 18a ist zu sehen, dass bei Betrachtung lediglich einer Synergie Unterschiede zwischen einzelnen Zielpositionen in deren aufgeklärter Varianz vorliegen. Am höchsten fällt die aufgeklärte Varianz dabei für Zielpositionen links auf Kopfhöhe der Versuchsperson aus (80%), gefolgt von Zielen auf linker Brusthöhe (73%), mittlere Position auf Kopfhöhe (72%) und Zielen auf rechter Kopfhöhe (70%). Allerdings zeigt sich eine zunehmende Annäherung in der aufgeklärten Varianz aller Zielpositionen, bis diese sich bei 7 Synergien einem Maximum annähert.

#### 4.2.1.2 BIC



**Abbildung 18b:** Modellevidenzen als logarithmische Likelihood-Funktion ( $y$ -Achse), dass ein Modell mit einer Anzahl an  $i = 1, \dots, 13$  Synergien die zu schätzende Ursprungsmatrix vollständig erklärt.

Das BIC zeigt wesentlich mehr Diversität. Für die betrachtete Versuchsperson zeigt sich für Zielpositionen auf Kopfhöhe, dass bereits zwei Synergien ( $B_{M2, M13} = 5.7$ ), bzw. drei im Falle rechter Zielpositionen ( $B_{M3, M13} = 13.24$ ), den besten trade-off zwischen dem jeweiligen Anteil aufgeklärter Varianz und der Komplexität des Modells liefern. Bei Zielen auf Kopfhöhe ist dementsprechend bereits eine geringe Anzahl an Synergien notwendig um die grundlegende positionelle Variabilität in den jeweiligen Greifbewegungen zu erklären. Hier liegt Redundanz im Raum der positionellen Variabilität kinematischer Freiheitsgrade vor.

Eine Verschiebung in der Verteilungsform der Modellevidenzen ist mit abnehmender Zielhöhe von einer stark unimodalen, rechtsschiefen Verteilung zu einer bimodalen Verteilung mit lokalen Maxima bei Modellen geringer und hoher Komplexität für Zielposition linker Brusthöhe, sowie bei Modellen mittlerer und hoher Komplexität im Falle rechter, brusthoher Zielpositionen zu verzeichnen. Höchste Modellevidenz zeigt sich für diese beiden Positionen für komplexe Modell mit 13 Synergien. Für diese zeigt sich dementsprechend keine Redundanz.

Bei mittleren Zielpositionen auf Brusthöhe lässt sich eine ähnliche Verschiebung der Anzahl notwendiger Synergien für ein Maximum an Modellevidenz beobachten. Es zeigt weiterhin ein Modell bestehend aus 2 Synergien höchste Evidenz ( $B_{M2, M13} = 1.21$ ).

Bei Betrachtung von Zielpositionen auf Bauchhöhe zeigt sich im Kontrast zu Zielen auf Kopfhöhe eine linksschiefe unimodale Verteilung mit Maxima bei Modellen höchster Komplexität. Dies fällt besonders stark bei Betrachtung von Zielen auf linker Bauchhöhe auf.

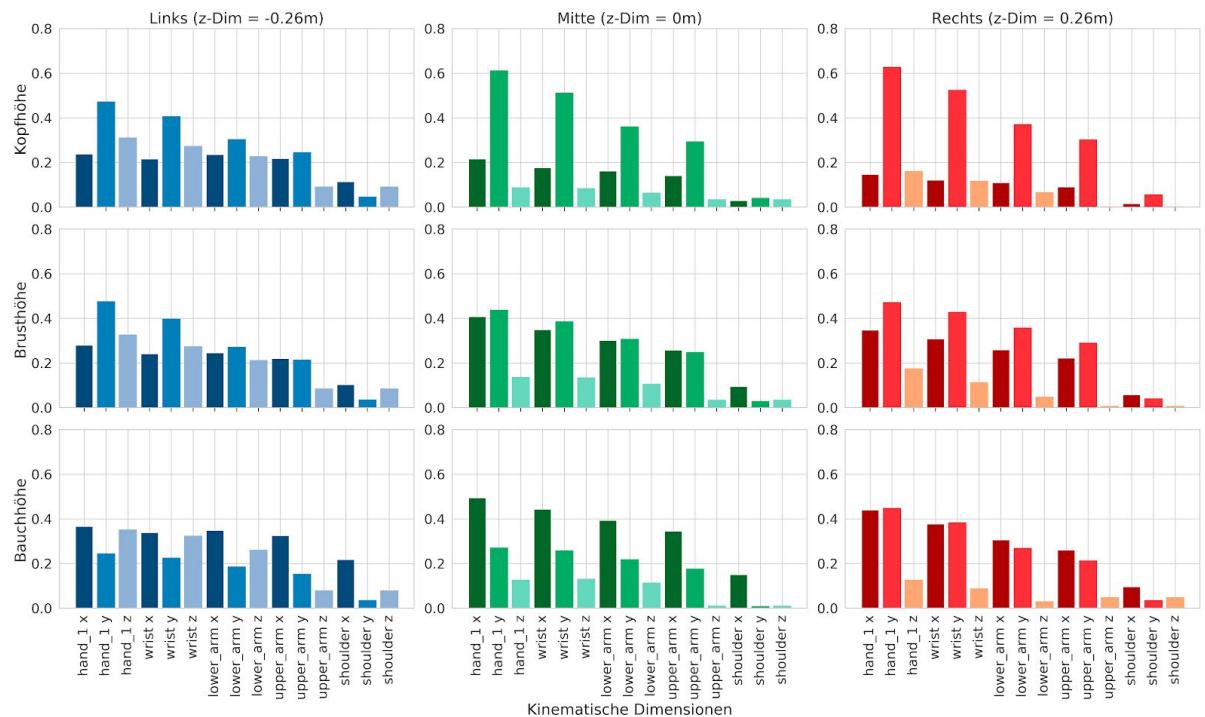
Es zeigt sich also auf Einzelsubjektbasis, dass Redundanz im Raum der positionellen Variabilität kinematischer Freiheitsgrade über Greifbewegungen hinweg auffindbar ist. Redundanz lässt sich bei dieser Versuchsperson allerdings primär für Zielen auf Kopfhöhe finden.

#### 4.2.1.3 Identifikation unkontrollierter Freiheitsgrade

Zur Identifikation unkontrollierter Dimensionen erfolgt weiter die Darstellung der ersten rechten Singulärvektoren, welche die Varianz der kinematischen Freiheitsgrade beinhalten (Abbildung 19a - c).

In den Abbildungen 19a (erster Singulärvektor  $v_1$ ) bis 19c (dritter Singulärvektor  $v_3$ ) lässt sich eine Abstufung in den einhergehenden Faktorladungen auf den einzelnen kinematischen Freiheitsgraden im dreidimensionalen Raum in Abhängigkeit der Richtung höchster Distanz zum Ziel feststellen.

#### Erster Singulärvektor ( $v_1$ )



**Abbildung 19a:** Faktorladungen kinematischer Freiheitsgrade auf dem ersten Singulärvektor ( $v_1$ ) der  $Vt$ -Matrix.

Besonders deutlich ist dieser Verlauf für Ziele mittlerer und rechter Position auf Kopfhöhe zu sehen, diese zeigen auf dem ersten Singulärvektor hohe Faktorladungen über die kinematischen Dimensionen hinweg entlang der y-Dimension. Die Richtung höchster Varianz stellt in diesem Fall also die Zielhöhe dar. Die Faktorladungen fallen am höchsten für die Handposition aus und nehmen mit abnehmender Nähe der kinematischen Dimension zur Hand ab.

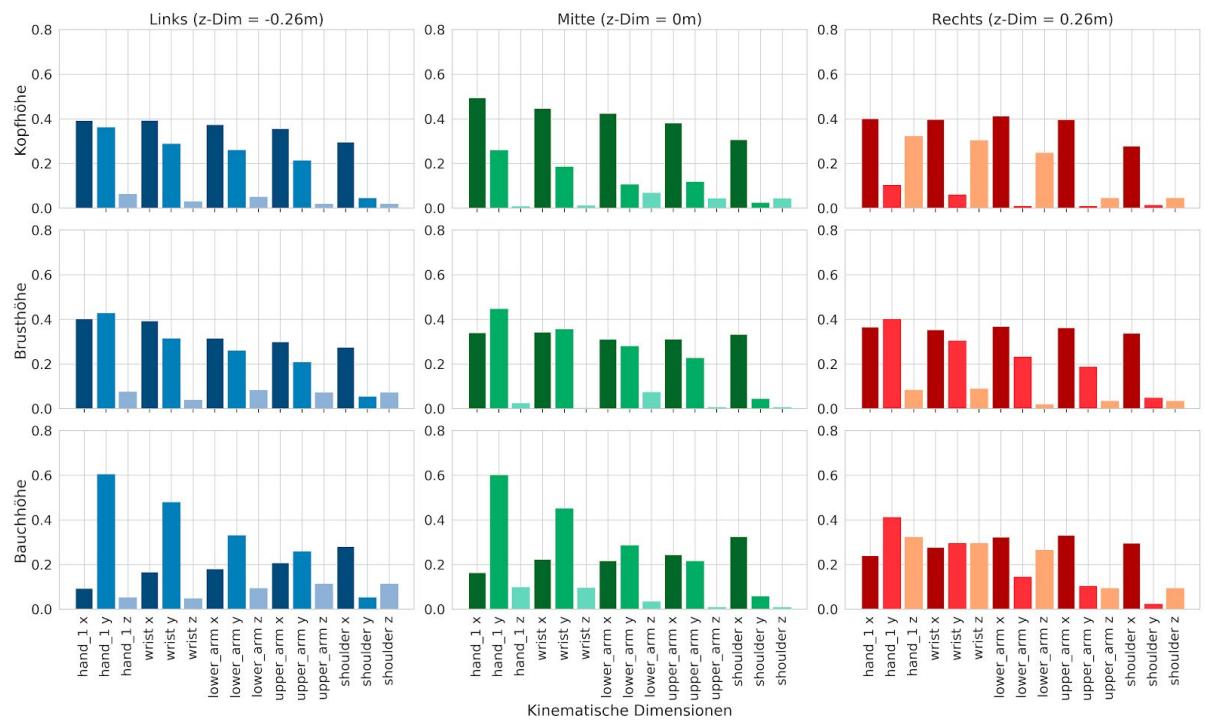
Bei Betrachtung der linken Zielpositionen zeigt sich, im Vergleich zu anderen Positionen auf Kopfhöhe, eine weniger hohe Ladungen entlang der y-Dimension, sowie höhere Nebenladungen auf den kinematischen Dimensionen entlang der z-Dimensionen.

Mit abnehmender Zielhöhe zeigt sich ein zunehmend diffuses Muster an Faktorladungen, mit teilweise hohen Nebenladungen in den anderen räumlichen Dimensionen.

Bei linker und mittlerer Zielposition auf Bauchhöhe zeigen sich die höchsten Faktorladungen entlang der x-Dimension, welche die Richtung höchster Distanz zum Ziel in diesen Bedingungen beschreibt. Faktorladungen auf den jeweiligen kinematischen Dimensionen, nehmen weiter entlang der z-Dimension von rechter nach linker Zielposition zu. Höhere positionelle Variabilität in den einzelnen kinematischen Dimensionen geht hier mit zunehmender Distanz zum Ziel einher.

Bei Betrachtung korrespondierender Modellevidenzen (Abbildung 19a) lässt sich deskriptiv festhalten, dass besonders Zielpositionen mit hohen isolierten Faktorladungen auf der y-Dimension früher maximale Modellevidenz aufweisen. Während vermehrt zwischen den räumlichen Dimensionen aufgeteilte Faktorladungen mit geringer Modellevidenz für wenig komplexe Modelle einhergehen.

### Zweiter Singulärvektor ( $v_2$ )



**Abbildung 19b:** Faktorladungen kinematischer Freiheitsgrade auf dem zweiten Singulärvektor ( $v_2$ ) der Vt-Matrix.

In Abbildung 19b werden die Faktorladungen der kinematischen Freiheitsgrade auf dem zweiten Singulärvektor der Vt-Matrix dargestellt. Hier zeigt sich ein ähnliches Muster an

Faktorladungen, wie in Abbildung 19a, allerdings überwiegen Faktorladungen entlang der x-Dimension.

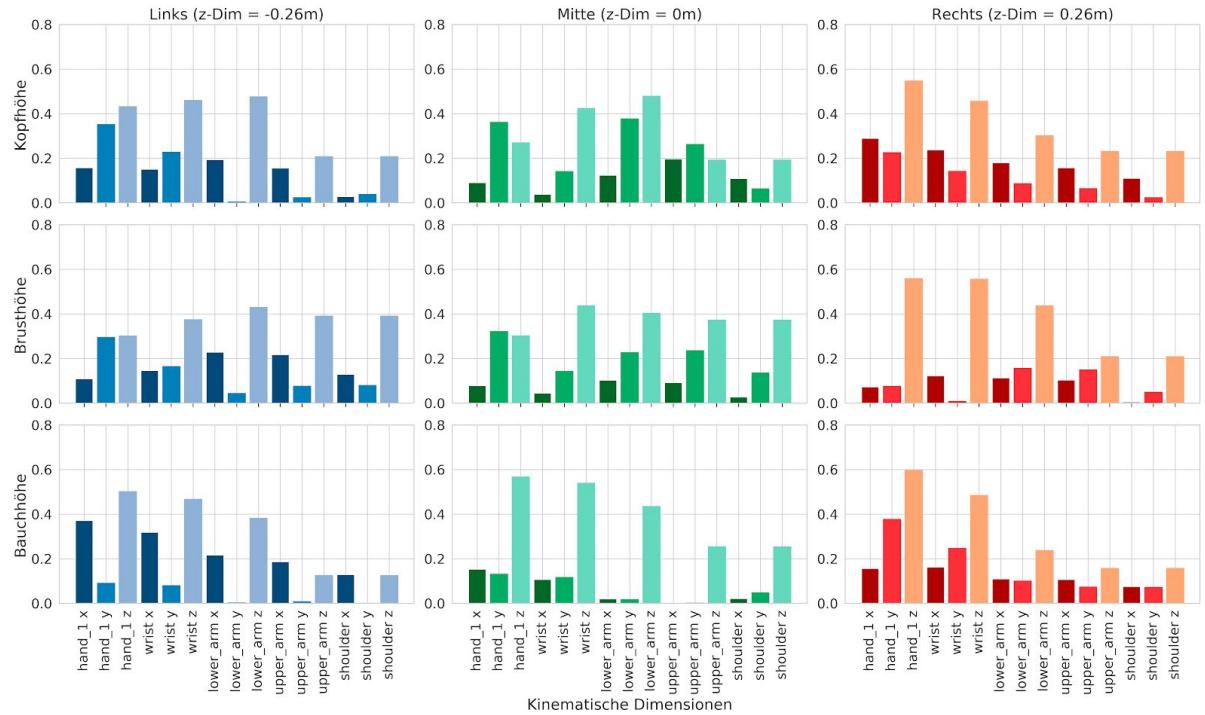
Hohen Faktorladungen auf der x-Dimension zeigen sich wiederum am deutlichsten für Zielpositionen auf Kopfhöhe, besonders für mittlere Zielpositionen. Die rechte Zielposition auf Kopfhöhe zeigt dabei Nebenladungen in der z-Dimension, während für linke Zielpositionen weiter Nebenladungen entlang der y-Dimension bestehen. Die positionelle Variabilität der kinematischen Dimensionen verläuft dementsprechend für den zweiten Singulärvektor stärker entlang der Richtung zweitgrößter Distanz zum Ziel.

Mit abnehmender Zielhöhe zeigt sich wiederum ein zunehmend diffuser Muster mit teilweise hohen Nebenladungen.

Hervorzuheben ist hier, dass bei mittleren Zielpositionen auf Brusthöhe mit diesem Vektor ein Maximum an Modellevidenz erreicht wird. Faktorladungen auf  $v_1$  und  $v_2$  erklären daher, eine Großteil der vorhanden Varianz in den Daten. Dabei zeigt sich, dass für dieses Position hohe Variabilität entlang der x und y -Dimension über kinematische Dimensionen hinweg vorliegt. Diese stellen dementsprechend unkontrollierte kinematische Freiheitsgrade dar. Hier kann man nicht davon ausgehen, dass die Richtung höchster Varianz in den ersten Singulärvektoren die Richtungen höchster Distanz zum Ziel separat aufschlüsselt, sondern eine Kombination von positioneller Variabilität entlang der x- und y-Dimension besteht.

Hervorzuheben ist, dass die Faktorladungen auf den kinematischen Freiheitsgraden der x-Dimension nicht, bzw. nur schwach, mit der Nähe zur Hand abnehmen. Dies deutet daraufhin, dass die Richtung höchster positioneller Variabilität jegliches kinematischen Freiheitsgrades ähnlich stark in Richtung der x-Dimension ausgerichtet sind.

### Dritter Singulärvektor ( $v_3$ )



**Abbildung 19c:** Faktorladungen kinematischer Freiheitsgrade auf dem dritten Singulärvektor ( $v_3$ ) der  $Vt$ -Matrix.

Bei Betrachtung des dritten Singulärvektors ( $v_3$ ) zeigt sich, dass höchste Faktorladung entlang der z-Dimension zu finden sind. Besonders bei rechter Zielposition auf Kopfhöhe zeigt sich ein ähnliches Profil an Faktorladungen entlang der z-Dimension, wie es sich entlang der x-Dimension auf  $v_2$  und entlang der y-Dimension auf  $v_1$  zeigte. Diese drei Vektoren stellen dabei die Anzahl extrahierter Synergien dar, welche für diese Zielposition die höchste Modellevidenz aufweisen.

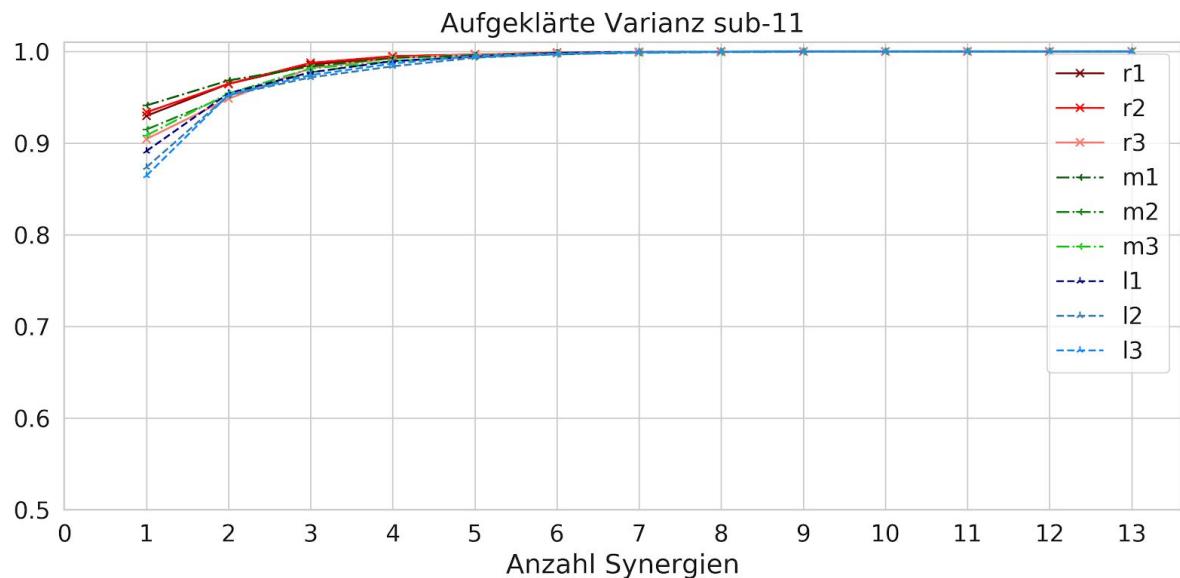
Hervorzuheben ist weiter der Verlauf der Faktorladungen auf z-Dimensionen über die kinematischen Dimensionen hinweg. Linke Zielpositionen auf Bauch- und Kopfhöhe, sowie mittleren Dimensionen auf Kopfhöhe, folgen einer uniformen Verteilung an Faktorladung mit Maximum auf Dimension des Unterarmes. Hier zeigt sich wiederum keine Abnahme in den Faktorladungen mit Distanz des Freiheitsgrades zur Hand.

In den anderen Zielpositionen lässt sich hingegen wie gehabt ein unimodaler, rechtsschiefer Verlauf, ausgehend von einem globalen Maximum der Faktorladung, entlang der z-Dimension der Hand zeigen.

#### 4.2.1.4 Divergierende Muster an Modellevidenz

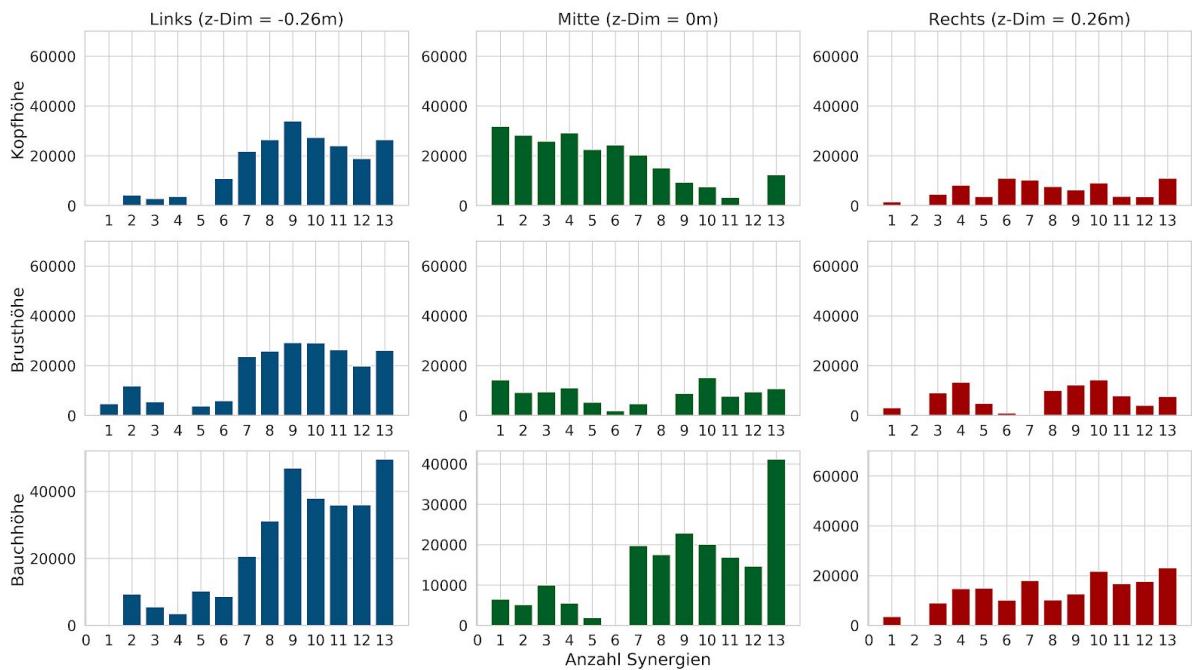
Es zeigt sich starke interindividuelle Variabilität zwischen und intraindividuelle Unterschiede in den Modellevidenzen auf Einzelsubjektebene, da die Darstellung dieser für jede Versuchsperson im Rahmen dieser Arbeit nicht realisierbar ist, werden folgend markante Beispiele exploriert.

#### Höhere Modellevidenz für Modelle mittlerer Komplexität



**Abbildung 20a:** Aufgeklärte Varianz für Modelle mit  $i = 1, \dots, 13$  Synergien für die zu schätzende positionelle Varianz in Greifbewegungen zu jeder Zielposition. ( $r1 = \text{Kopfhöhe rechts}$ ,  $m2 = \text{Brusthöhe mittig}$ ,  $l1 = \text{Bauchhöhe links}$ )

In Abbildung 20a dargestellte aufgeklärte Teilmenge an Varianz der einzelnen Zielpositionen zeigt eine starke Annäherung an ein Maximum bei 6 Synergien, mit einem initial hohen Anteil aufgeklärter Varianz für alle Positionen bei bereits einer Synergie und einem stark synchronen Anstieg dieser bis zum globalen Maximum.



**Abbildung 20b:** Modellevidenzen als logarithmische Likelihood-Funktion (y-Achse), dass ein Modell mit einer Anzahl an  $i = 1, \dots, 13$  Synergien die zu schätzende Ursprungsmatrix vollständig erklärt.

Es zeigt sich bei dieser Versuchsperson ein weniger extremer Verlauf in der Abwägung zwischen Modellkomplexität und erklärter Varianz. Während in Abbildung 18b die Modellevidenz am höchsten für Modelle geringer oder sehr hoher Komplexität ausfällt, scheinen für diese Versuchsperson Modelle mittlerer Komplexität die positionelle Variabilität der kinematischen Freiheitsgrade am besten zu erklären.

Dabei zeigen sich wiederum unterschiedliche Verläufe zwischen rechten, mittleren und linken Zielpositionen, sowie Unterschiede in Abhängigkeit der Zielhöhe.

Die Modellevidenz für Ziele auf der linken Seite der Versuchsperson fällt am höchsten für Modell mit 9 Synergien auf Kopfhöhe ( $B_{M9, M13} = 1.28$ ) und Brusthöhe ( $B_{M9, M13} = 1.12$ ) aus, dabei zeigt sich eine annähernd symmetrische Verteilung in den Modellevidenzen auf Kopfhöhe und eine approximativ uniforme Verteilung für Modelle mit mehr als 6 Synergien auf Brusthöhe. Für Ziele auf linker Bauchhöhe zeigt sich eine bimodale Verteilung mit einem lokalen Maximum bei 9 Synergien und einem globalen Maximum an Modellevidenz für ein komplexes Modell mit 13 Synergien ( $B_{M9, M13} = 0.95$ ). Hier scheinen also ebenfalls Indizien für Redundanz im Raum kinematischer Freiheitsgrade zu liegen.

Bei Betrachtung mittlerer Zielpositionen zeigt sich erneut, dass die positionelle Variabilität für Ziele auf Kopfhöhe mit bereits einer Synergie ausreichend erklärt werden kann ( $B_{M1, M13} = 2.58$ ). Auf Brusthöhe zeigt ein Modell mit 10 Synergien eine bessere Modellpassung, gegenüber einem Modell mit 13 Synergien ( $B_{M10, M13} = 1.40$ ). Auf Bauchhöhe zeigt sich hingegen, dass ein komplexes Modell mit 13 Synergien deutlich höhere Modellevidenz aufweist. Es zeigt sich

dementsprechend für mittlere Ziele mit abnehmender Zielhöhe wiederum eine Präferenz für komplexere Modelle.

Fokussiert man rechte Zielpositionen zeigt sich ein ähnlicher Verlauf. Für Bewegungsziele auf Kopfhöhe zeigt sich ein Maximum an Evidenz für ein Modell mit 6 Synergien, auf Brusthöhe für ein Modell mit 10 Synergien und auf Bauchhöhe für ein Modell mit 13 Synergien. Auf Brust- und Bauchhöhe zeigen sich allerdings auch kontestierende Modelle respektiv bei 4 ( $B_{M4, M10} = 0.93$ ) und bei 10 Synergien ( $B_{M10, M13} = 0.94$ ).

Es zeigt sich auch für diese Versuchsperson, dass die beste Passung zwischen Daten und Modell bei geringer Anzahl an Synergien in Greifbewegungen auf Kopfhöhe besteht. Bei Zielen auf Brusthöhe zeigen überwiegend Modelle mittlerer Komplexität höchste Modell Evidenz. Wohingegen bei Zielen auf Bauchhöhe komplexeste Modelle die höchste Evidenz zeigen.

Dementsprechend zeigt dieses Versuchsperson ebenfalls Redundanz im Raum möglicher synergistischer Kontrolle des Bewegungsapparates. Allerdings scheint diese Redundanz an die jeweilige Zielposition gekoppelt zu sein.

### Höhere Evidenz für stark komplexe Modelle

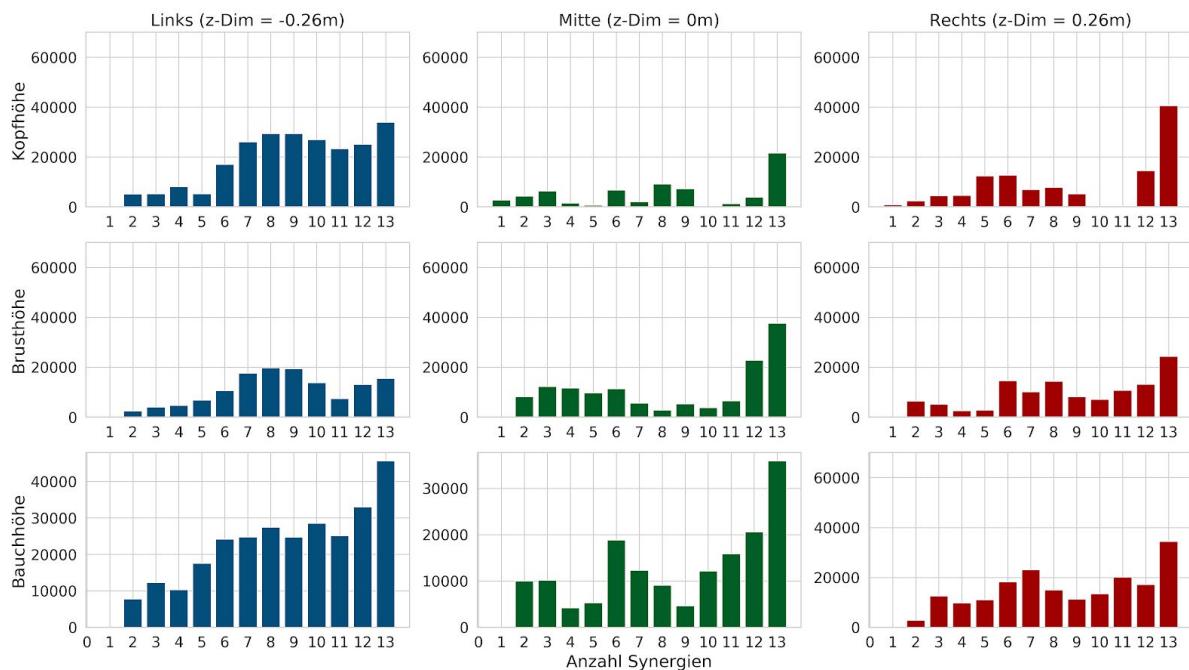


Abbildung 21: Modellevidenzen einer Versuchsperson mit Präferenz für stark komplexe Modelle.

Bei Betrachtung der Modellevidenz zeigt sich für diese Versuchsperson, dass für beinahe alle Zielpositionen komplexe Modelle mit 13 Synergien überlegen sind. Lediglich Ziele links auf Brusthöhe der Versuchsperson gelegen, zeigen höchste Modellevidenz bei 8 Synergien (

$B_{M8, M13} = 1.26$  , während auf Kopfhöhe ein ähnlicher Trend zu verzeichnen ist, allerdings ein Modell mit 13 extrahierten Synergien überwiegt ( $B_{M8, M13} = 0.87$ ).

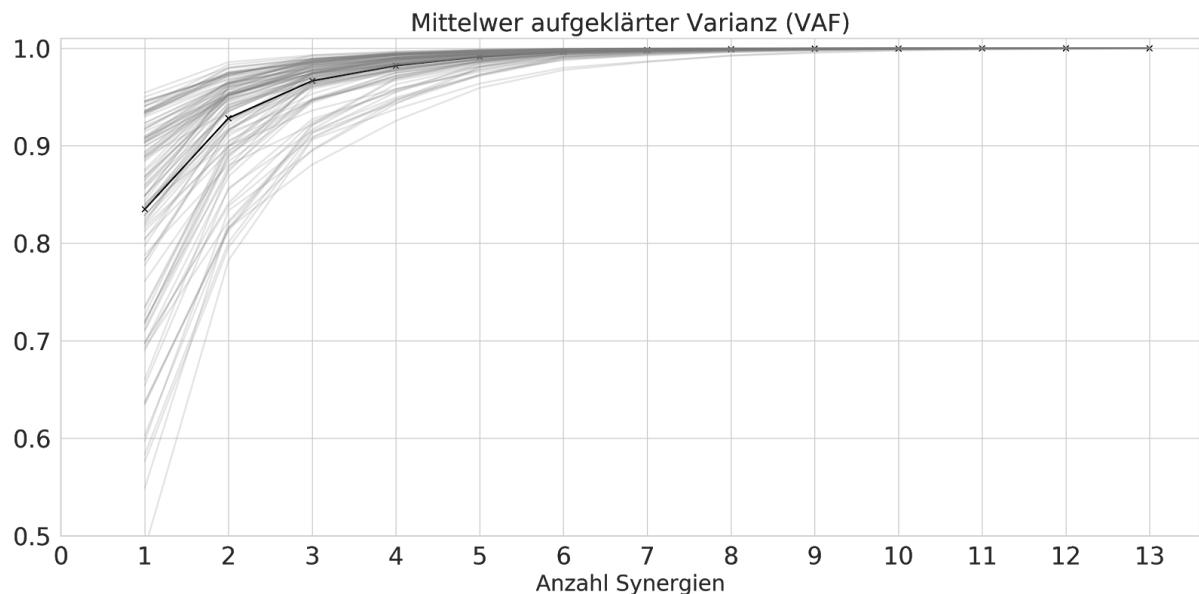
Es lässt sich festhalten, dass vereinzelt Redundanz aufzufinden ist, allerdings für die meisten Zielpositionen die Evidenz für komplexe Modelle überwiegt, trotz des Komplexitätstrafenden Terms des BIC.

#### 4.2.1.5 Aufgeklärte Varianz über Versuchspersonen und Zielpositionen

Darstellung 18 zeigt den mittleren Verlauf der aufgeklärten Varianz über Versuchspersonen und Zielpositionen hinweg.

Dabei bestehen primär Unterschiede in der initialen aufgeklärten Varianz bei einer extrahierten Synergie, die sich aber mit zunehmender Anzahl an Synergien verlaufen, so dass sich diese bei Modellen mittlerer Komplexität einem Maximum annähert.

Die aufgeklärte Varianz zeigt für alle Versuchspersonen einen ähnlichen Verlauf.



**Abbildung 22:** Aufgeklärte Varianz gemittelt über alle Versuchspersonen und Zielpositionen

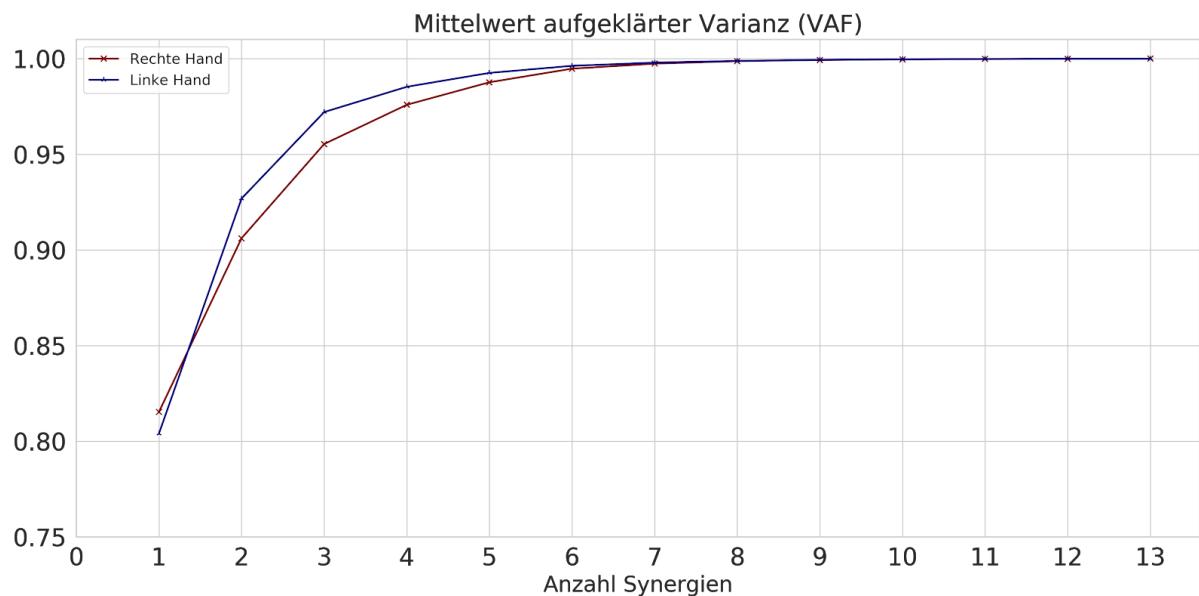
## 4.2.2 Zweihändige Bedingung

Folgend werden die Modellevidenzen auf Einzelsubjektbasis für die präsentierte zweihändige Greifaufgabe mit separaten Zielpositionen für die linke und rechte Hand dargestellt.

### 4.2.2.1 Aufgeklärte Varianz

Abbildung 23 zeigt die über Versuchspersonen und Zielpositionen gemittelte aufgeklärte Varianz jeweils für Dimensionen des rechten und linken Armes.

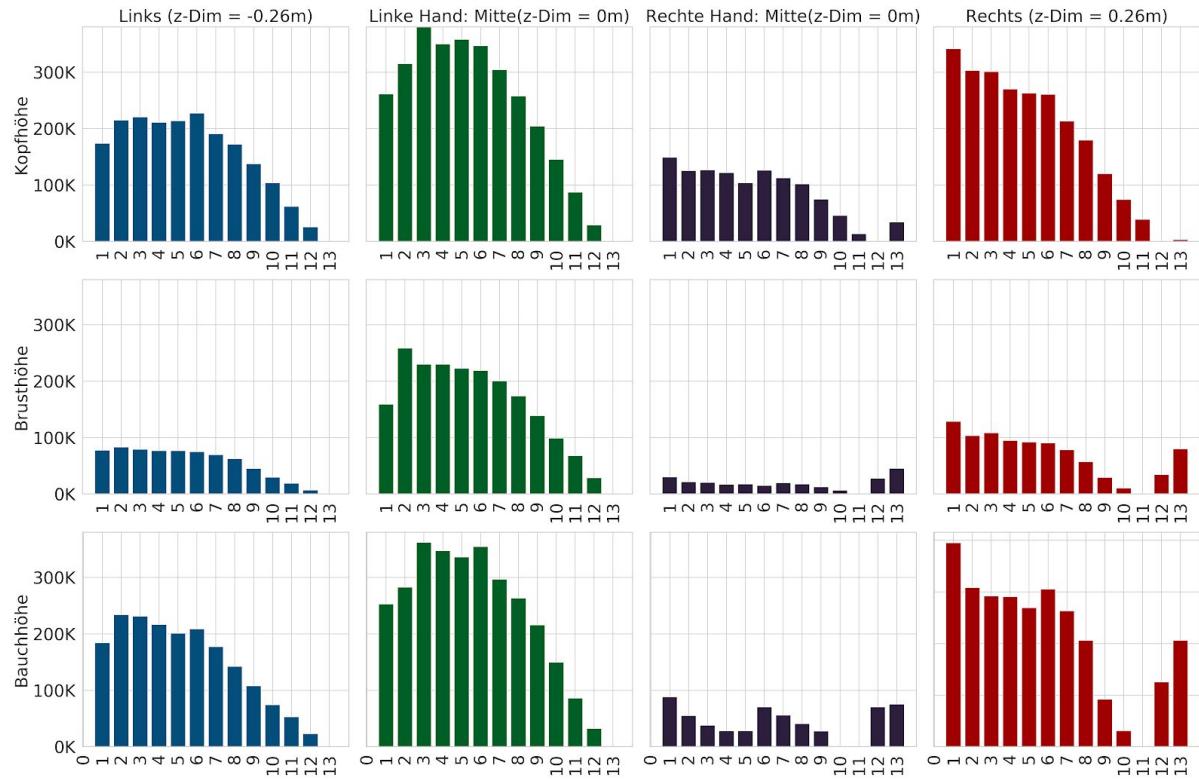
Es treten nur geringe Unterschiede zwischen rechten und linken Dimensionen in initial aufgeklärter Varianz und deren sukzessiven Verlauf auf. Die aufgeklärte Varianz nähert sich für beide Arme einem Maximum bei 6 Synergien an.



*Abbildung 23: Aufgeklärte Varianz gemittelt über alle Versuchspersonen und Zielpositionen hinweg für jeweils die rechte und linke Hand*

#### 4.2.2.2 BIC

In den Abbildungen 24 und 26 werden diese Modellevidenzen in den 2 linken Reihen für Zielpositionen der linken Hand und in den zwei rechten Reihen Zielpositionen der rechten Hand abgebildet.



**Abbildung 24:** Modellevidenzen zweihändige Bedingung.

Für rechtsgelegene Zielpositionen auf Kopfhöhe (Reihe 4) zeigt sich eine rechtsschiefe unimodale Verteilung an Modellevidenzen mit einer starken Präferenz für ein Modell bestehend aus einer Synergie ( $B_{M1, M13} = 97.33$ ). Das globale Maximum an Modellevidenz findet sich auch in rechtsgelegenen Zielen auf Brust- ( $B_{M1, M13} = 1.61$ ) und Bauchhöhe ( $B_{M1, M13} = 1.92$ ), allerdings lässt sich hier ein weiterer Anstieg in der Modellevidenz komplexerer Modell mit 12 bis 13 Synergien verzeichnen. Dies bedeutet, dass trotz des Komplexitätsstrafen-Terms hier Redundanz im Raum kinematischer Freiheitsgrade aufzufinden ist.

Höchste Evidenz für Modelle mit nur einer Synergie zeigt sich ebenfalls für mittlere Zielpositionen auf Kopf- und Buchhöhe. Für Mittleren Position der rechten Hand auf Brusthöhe ist ein komplexes Modell mit 13 Synergien überlegen ( $B_{M1, M13} = 0.66$ ).

Für Ziele der linken Hand zeigt sich ebenfalls ein unimodaler Verlauf in den Modellevidenzen mit einem Maximum bei 2 bis 3 extrahierten Synergien.

Lediglich für linksgelegene Zielpositionen auf Kopfhöhe weist ein Modell mit 6 Synergien höhere Evidenz auf, die positionelle Variabilität in den Daten generiert zu haben ( $B_{M1, M12} = 8.85$ ). Ansonsten zeigt sich für Zielpositionen der linken Hand Stabilität in der Verteilungsform der Modellevidenzen über Zielhöhen hinweg.

Auch hier lässt sich bestätigen, dass Redundanz im Raum positioneller Variabilität kinematischer Freiheitsgrade vorherrscht. In allen Fällen, mit Ausnahme der mittleren Zielposition der rechten Hand, reichen bereits wenige Synergien aus um die zugrundeliegende positionelle Variabilität der kinematischen Freiheitsgrade zu erklären.

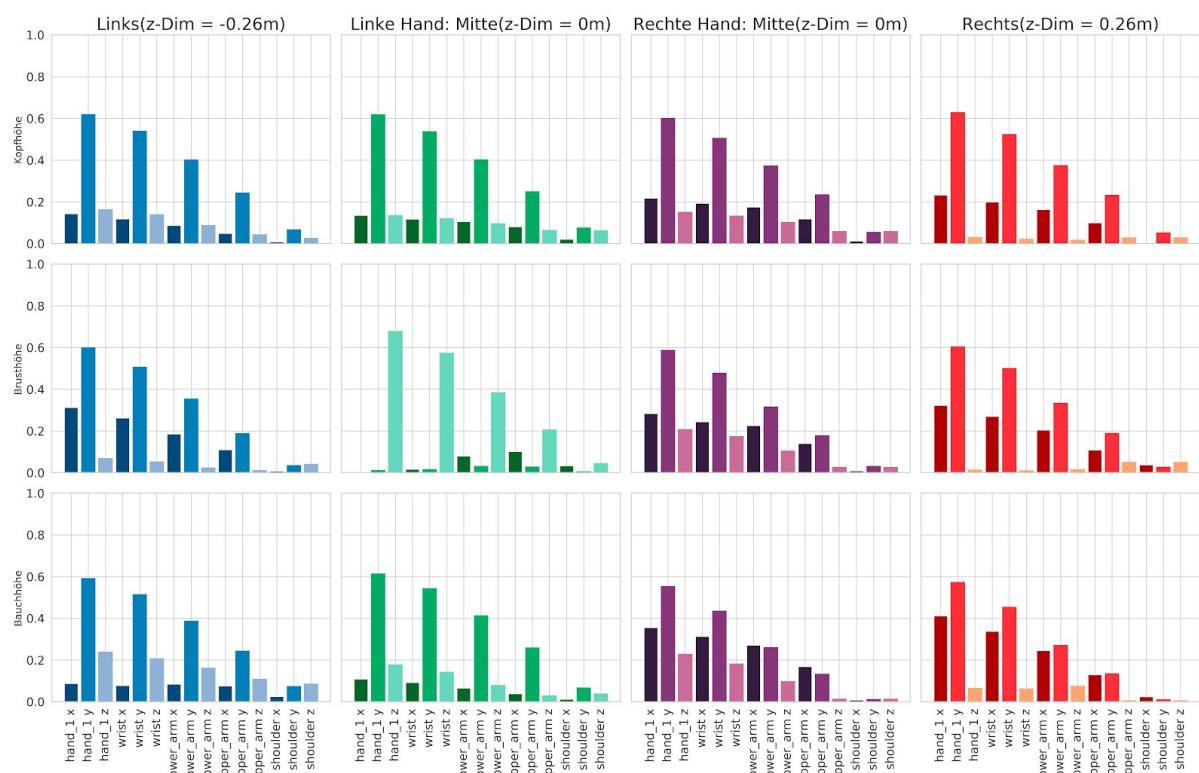
Weiter zeigen sich nur geringe Unterschiede in den Modellevidenzen für den rechten und linken Arm der Versuchsperson.

Dieses dargestellte Muster zeigt sich in einer ähnlichen Form für die meisten Versuchspersonen, teilweise mit einer Verschiebung der Evidenzen zu einem Maximum bei Modellen mittlerer Komplexität

#### 4.2.2.2 Identifikation unkontrollierter Freiheitsgrade

Wie bereits bei der Darstellung der einhändigen Aufgabe erfolgt nun die Identifikation relevanter Richtungen höchster Varianz anhand der ersten Singulärvektoren der  $Vt$ -Matrix.

##### Erster Singulärvektor ( $v_1$ )



**Abbildung 25a:** Faktorladungen kinematischer Freiheitsgrade auf dem ersten Singulärvektor ( $v1$ ) der  $Vt$ -Matrix.

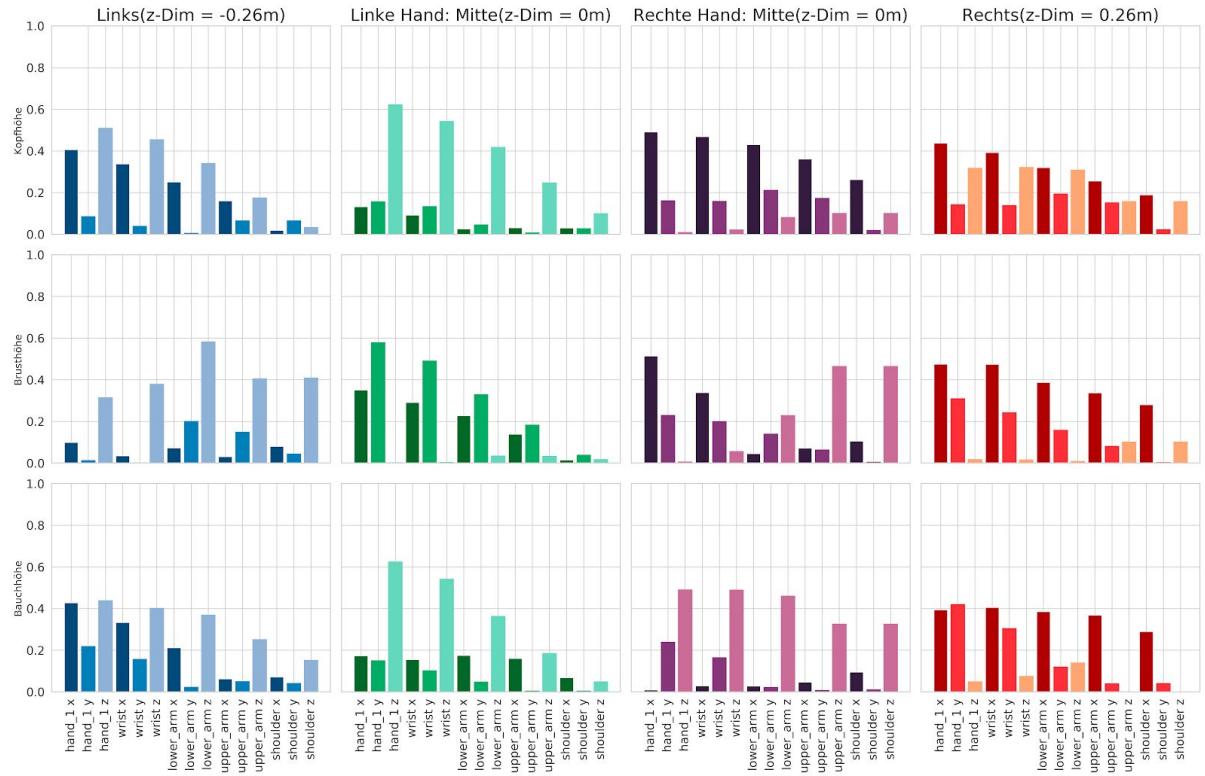
Es zeigt sich, dass für Ziele rechter Position primär Varianz entlang der y-Dimension auftritt. Dabei zeigt sich wiederum eine Abnahme in den Faktorladungen mit Abnahme der Nähe des jeweiligen kinematischen Dimension zur Hand.

Mit abnehmender Zielhöhe zeigt sich hier, allerdings nicht wie in der einhändigen Bedingung eine Abnahme in den Faktorladungen der y-Dimension, sondern eine Zunahme in den Faktorladungen der x-Dimension mit abnehmender Zielhöhe. Bei Betrachtung der Modellevidenz für diese Zielpositionen zeigt sich, dass bereits eine Synergie ausreicht um ein Maximum an Evidenz hervorzubringen. Dementsprechend sollten die positionelle Variabilität im Raum kinematischer Dimensionen für Zielpositionen auf der rechten Seite des Körpers primär in der y-Dimension und für abnehmende Zielhöhe zusätzlich in der x-Dimension zu finden sein. Was darauf hindeutet, dass diese unkontrollierte Dimensionen dieser spezifischen Greifbewegung wiederspiegeln.

Ein ähnliches Muster zeigt sich für Zielpositionen der rechten Hand auf Körpermitte. Hier zeigen sich allerdings zusätzlich Nebenladungen entlang der z-Dimension, welche mit der räumlichen Verschiebung dieser Zielposition von der Ausgangsposition der rechten Hand einhergehen.

Für Zielpositionen der linken Hand zeigt sich weiter, dass die positionelle Variabilität hauptsächliche entlang der y-Dimension verläuft, eine Ausnahme stellt dabei die mittlere Position auf Brusthöhe dar, welche höchste Faktorladungen entlang der z-Dimension und nur minimale Nebenladungen auf anderen Faktoren zeigt. Was darauf hindeutet, dass lediglich entlang dieser kinematische Dimensionen unkontrolliert auftreten. Allerdings reichen allein Synergien mit diesem Vektor nicht aus, um eine Maximum an Modellevidenz zu produzieren, was darauf hindeutet, dass weitere unkontrollierte Dimensionen zu identifizieren sind.

## Zweiter Singulärvektor ( $v_2$ )



**Abbildung 25b:** Faktorladungen kinematischer Freiheitsgrade auf dem zweiten Singulärvektor ( $v_2$ ) der  $Vt$ -Matrix.

Bei Betrachtung des zweiten Vektors zeigt sich, dass für rechte Zielpositionen zusätzliche Faktorladungen entlang der x und z-Dimension auftreten. Diese scheinen nach der Modellevidenz (welche am höchsten für eine Synergie ausfällt) zu schließen, aber nur wenig zu der Gesamtmenge positioneller Variabilität des Armes über die Greifbewegung hinweg beizutragen.

Für Zielpositionen, welche mit diesem Vektor ein Maximum an Modellevidenz erreichen, zeigt sich, dass für Zielpositionen der linken Hand auf Körpermitte und Bauchhöhe primär Variabilität entlang der x und y-Dimensionen auftritt. Diese scheinen dementsprechend mit den hohen Faktorladungen auf der z-Dimension auf dem ersten Singulärvektor ausreichend zu sein, um einen Großteil der Gesamtvariabilität zu beschreiben.

Für linke Zielpositionen auf Brusthöhe zeigt sich ebenfalls ein Maximum an Modellevidenz mit Hinzunahme dieses Vektors, dabei fallen besonders die hohe Faktorladung entlang der z-Dimension auf. Einer maximalen Faktorladung tritt hier auf Dimension des Unterarms auf.

Der Unterarm zeigt dementsprechend stärkere Varianz entlang der z-Dimension, im Vergleich zu den anderen kinematischen Dimensionen, inklusive der Hand, welche zumeist als Dimension höchster positioneller Variabilität auftritt.

#### 4.2.1.3 Divergierende Muster an Modellevidenz

Auch in der zweihändigen Bedingung zeigt sich wieder interindividuelle Variabilität für Versuchspersonen und Zielpositionen.

Der oben (Abbildung 24) dargestellte Typ tritt dabei am häufigsten auf, gefolgt von einem Typ mit Präferenz für Modelle mittlerer Komplexität und schließlich für Versuchsperson 4 und 5, die folgend dargestellte Modellevidenz.

#### Präferenz für wenig oder stark komplexe Modelle

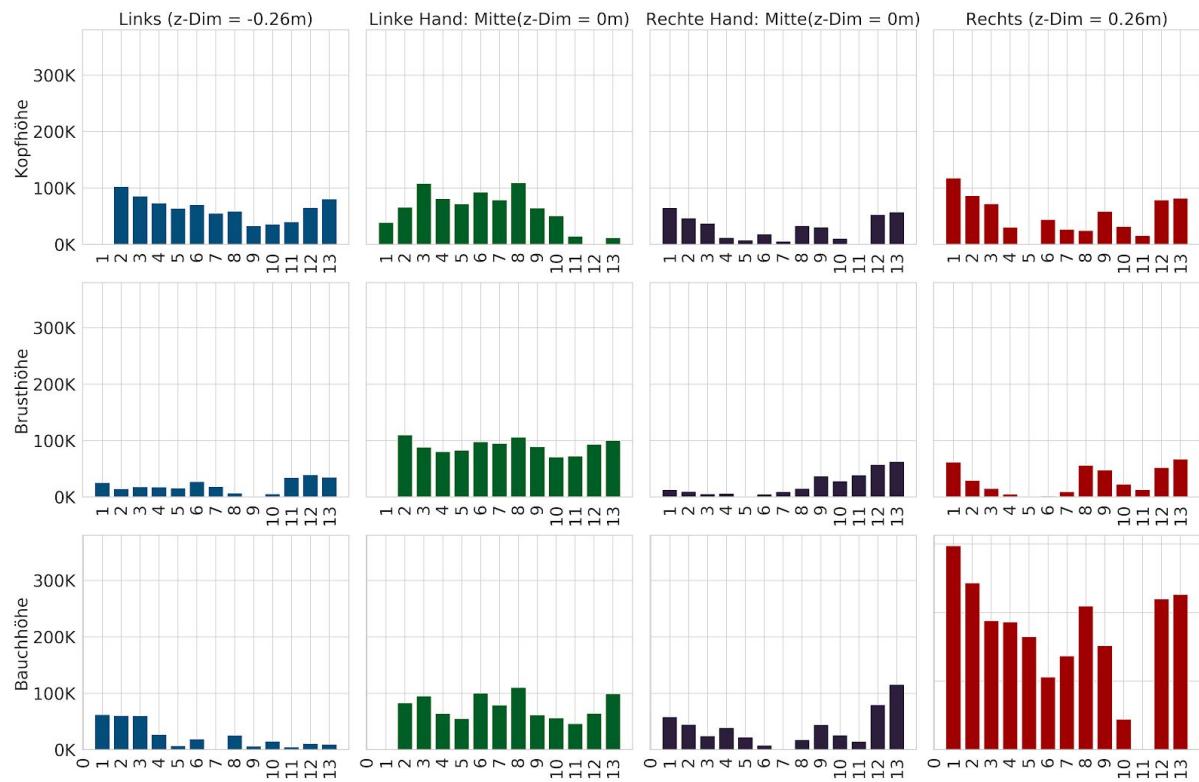


Abbildung 26: Muster an Modellevidenz mit Präferenz für wenig oder stark komplexe Modelle

Versuchsperson 5 zeigt ein wenig strukturiertes Muster in der Verteilungsform der jeweiligen Modellevidenzen.

Für Zielpositionen auf Kopfhöhe zeigt sich dabei ein bimodaler Verlauf mit höchster Modellevidenz für Modelle mit einer extrahierten Synergie, gefolgt von komplexen Modellen mit 13 Synergien. Ausgenommen davon zeigen sich mittlere Zielpositionen der linken Hand, welche ein Maximum an Modellevidenz für 8 Synergien zeigen ( $B_{M8, M13} = 9.26$ ).

Für Zielpositionen auf Brusthöhe zeigen sich wiederum mit Ausnahme der mittleren Zielposition der linken Hand, welche ein Maximum an Evidenz für ein Modell mit 2 Synergien zeigt ( $B_{M2, M13} = 1.09$ ), eine Verschiebung der Evidenzen in Richtung komplexerer Modelle. Dabei

persistieren für rechte Zielpositionen hohe Evidenzen für Modelle mit einer ( $B_{M1, M13} = 0.92$ ) und 8 Synergien ( $B_{M1, M13} = 0.84$ ).

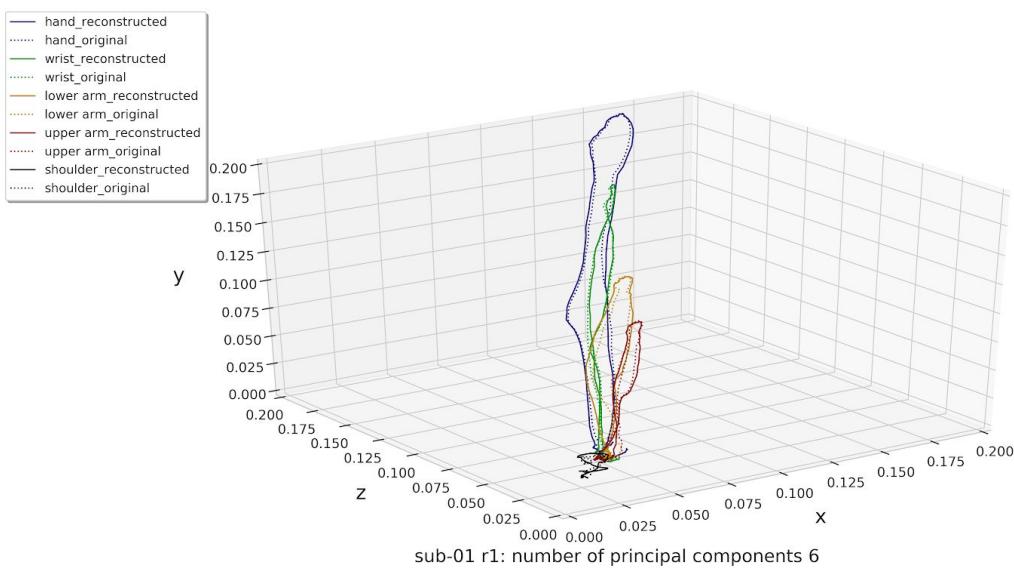
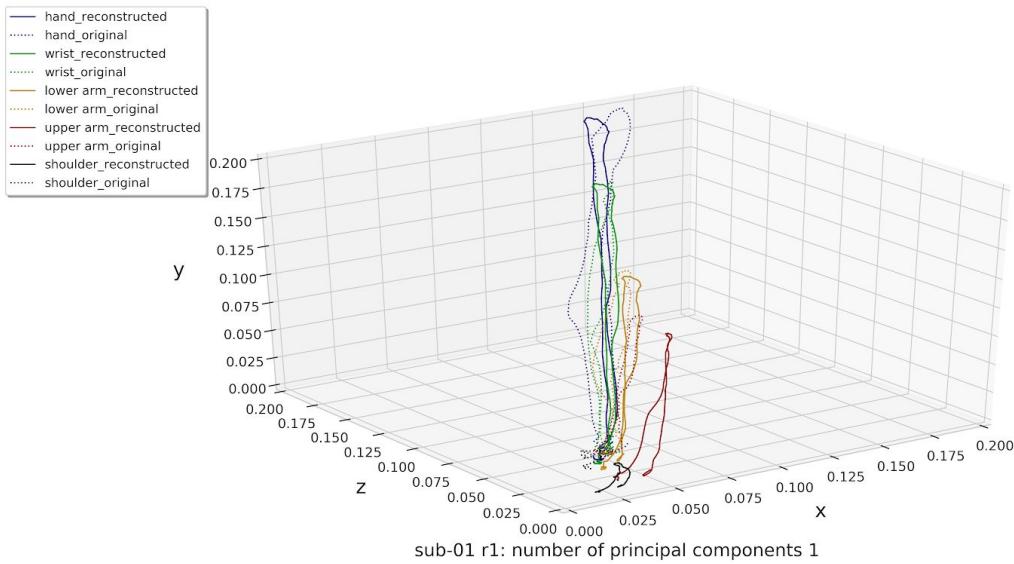
Für mittlere Ziele der rechten Hand auf Bauchhöhe zeigt sich ebenfalls höhere Evidenz für komplexe Modelle. Für die linke Zielpositon der linken Hand und die rechte Zielposition der rechten Hand auf Bauchhöhe zeigt sich ein umgekehrtes Muster, hier überwiegen nun wieder wenig komplexe Modell mit einer Synergie. Für mittlere Ziele der linken Hand auf Bauchhöhe zeigt sich ebenfalls wieder eine Rückkehr auf einen vergleichbaren Wert an Evidenz, wie er bereits für kopfhohe Ziele vorzufinden war.

### 4.3 Rekonstruktionsgüte

Anhand der in Abbildung 23 abgebildeten aufgeklärten Varianz lässt sich bereits zeigen, dass nur wenige Synergien extrahiert werden müssen um einen Großteil der vorhandenen Varianz im Raum positioneller Variabilität kinematischer Freiheitsgrade aufzuklären.

Im folgenden Abschnitt wird die Güte dieser rangreduzierten Rekonstruktion der Ursprungsmatrix visuell für eine Zielposition rechts der in Abbildung 18 dargestellten Versuchsperson auf Kopfhöhe illustriert.

Dafür wird in Abbildung 27 und 28 der zeitliche Verlauf der positionellen Variabilität kinematischer Freiheitsgrade im dreidimensionalen Raum dargestellt. Abbildung 27 bildet dabei die Rekonstruktion der Ursprungsmatrix mit lediglich einer Synergie und Abbildung 28 die Rekonstruktion der Ursprungsmatrix mit 6 Synergien ab. Dabei stellt eine Rekonstruktion mit 6 Synergien nach der Darstellung der aufgeklärten Varianz in Abbildung 18a eine annähernd perfekte Rekonstruktion der positionellen Variabilität der kinematischen Freiheitsgrade dar.



**Oben: Abbildung 27; Unten: Abbildung 28**

Positionelle Varianz der kinematischen Freiheitsgrade über Trials mit Zielposition rechts ( $z=0.26m$ ) und auf Kopfhöhe der Versuchsperson gelegen. Verläufe der Ursprungsmatrix werden dabei als gestrichelte Linien dargestellt, während die rekonstruierte Approximation der Varianz eines jeweiligen kinematischen Freiheitsgrades als durchgezogene Linie erscheint. (wrist = Handgelenk, lower arm = Unterarm, upper arm = Oberarm, shoulder = Schulter; 3 verschiedenen Höhenbedingungen:  $r1 = \text{Kopfhöhe}$ ; original = Daten der Ursprungsmatrix; reconstructed = rekonstruierte Approximation der Ursprungsmatrix mit reduziertem Rang).

Es zeigt sich in Abbildung 27, dass eine Approximation mit lediglich einer extrahierten Synergie (durchgezogene Linie) bereits eine starke Ähnlichkeit mit dem Verlauf der Ursprungsmatrix (nicht durchgezogene Linie) aufzeigt. Aus der aufgeklärten Varianz (Zielposition r1) in Darstellung 16a lässt sich ableiten, dass diese Rekonstruktion bereits 80% der Gesamtvarianz aufklärt.

Dies deutet daraufhin, dass unabhängig von der Modellevidenz Richtung und Ausmaß positioneller Variabilität bereits bei der Extraktion einer einzelnen Synergie identifizierbar sind. Aus den Faktorladungen des ersten Singulärvektor der korrespondierenden Vt-Matrix (Abbildung 19a) lässt sich dementsprechend wieder die Richtung höchste Variabilität, sowie deren Ausprägung auf den kinematischen Freiheitsgraden ablesen.

Daher zeigt sich in dieser Abbildung anschaulich, dass die höchster Varianz in allen kinematischen Dimensionen, mit Ausnahme der Schulter, über die Bewegung hinweg entlang der y-Dimension verläuft und dass diese den Faktorladungen folgend mit abnehmender Nähe zur Hand abnehmen.

Dies scheint also für diese Bewegung die Dimension höchster positioneller Variabilität und einhergehend einen unkontrollierten Freiheitsgrad des Bewegungsapparates darzustellen.

## 5. Diskussion

### 5.1 Beschleunigungsprofil und Trajektorie: Einhändige Bedingung

In Abschnitt 4.1 ließ sich deskriptiv zeigen, dass Trajektorienverlauf und Beschleunigungsprofil der Hand durch den Raum in diesem Versuch mit den in 2.1.3 beschriebenen Charakteristika von Greifbewegungen übereinstimmen.

Etwa lässt sich ein approximativ glockenförmiges Beschleunigungsprofil, mit einem globalen Maximum der Beschleunigung vor dem Mittelpunkt der Bewegung auffinden (Abbildung 5). Die Beschleunigung fällt dabei stärker aus in Dimensionen, in denen das jeweilige Ziel weiter von der Hand einer Versuchsperson entfernt ist. Deskriptiv lässt sich also bestätigen, dass die Beschleunigung mit der Distanz zum Ziel skaliert.

Weiter wurden interindividuelle Unterschiede in gewählter Trajektorie und Beschleunigungsprofil dargestellt. Dabei zeigt sich, dass Versuchspersonen (Abbildung 7) teilweise ein stark gestrecktes Beschleunigungsprofil mit einer geringeren Höchstbeschleunigung zeigen, während andere Versuchspersonen (Abbildung 5) eine höhere Beschleunigung mit einhergehend kürzerer Bewegungsdauer zeigen.

Auffällig ist hier, dass die Varianz über Greifbewegungen zu einer Zielposition hinweg, stärker in Richtungen ausfällt in denen größere Distanz zurückgelegt werden muss. Diese Abhängigkeit der positionellen Variabilität einzelner kinematischer Freiheitsgrade von der jeweiligen Distanz des Ziels zur Startposition lässt sich auch in Abbildung 13 und Abbildung 14 auffinden.

Weiter zeigt sich, dass die Varianz einer Trajektorie in einer räumlichen Positionen mit der Beschleunigung entlang dieser skaliert. Dies würde sich durch die in 2.3.3.1 dargestellte Signalabhängigkeit der Variabilität einer Bewegung erklären lassen, da diese impliziert, dass mehr Muskelaktivierung (um eine höhere Beschleunigung zu erreichen) mit mehr Varianz in der Bewegung einhergeht (Diedrichsen et al., 2010; O’Sullivan et al., 2009).

Im Rahmen der Theorie optimaler Feedback-Kontrolle lässt sich aus der interindividuellen Präferenz für unterschiedliche Beschleunigungsprofile, mit der einhergehenden Bewegungsdauer und der einhergehenden positionellen Varianz ableiten, dass zur Generierung dieser Bewegungsprofile unterschiedliche Kontrollgesetze angelegt werden müssen.

Bei einem steilen, zeitlich konzentrierten Beschleunigungsanstieg wird etwa mehr Varianz über die Bewegung hinweg zugelassen und lediglich die Endpunktvarianz als zielrelevanter Faktor der Greifbewegung minimiert. Für ein solches Beschleunigungsprofil muss folglich ein weniger starker Strafterm für die definierte Kostenfunktion als quadrierte Summe der beteiligten Motorbefehlen angelegt werden. Bei Versuchspersonen, die über die Bewegung hinweg ein stetiges, flaches Beschleunigungsprofil, einhergehend mit einer höheren Bewegungsdauer zeigen, sollte dieser

Strafterm höher gewichtet werden, um momentan aufgewandte Energie und Rauschen im sensomotorischen System zu minimieren.

In beiden Fällen kann allerdings argumentiert werden, dass hier energetischer Aufwand minimiert wird indem entweder Bewegungsdauer oder die maximale Beschleunigung niedrig gehalten wird, während in allen Fällen die Endpunktvarianz weiter als aufgabenrelevanter Faktor erhalten bleibt.

## 5.2 Beschleunigungsprofil und Trajektorie: Zweihändige Bedingung

Bei Betrachtung der zweihändigen Bewegungsprofile lässt sich deskriptiv demonstrieren, dass Onset und Anstieg der Beschleunigung beider Hände, wie erwartet, starke Synchronität zeigen (Abbildung 9).

Einige Versuchspersonen zeigten jedoch ein asynchrones, zeitlich versetztes Muster an Beschleunigung zwischen den jeweiligen Händen (Abbildung 10), bei ähnlicher Zielposition.

Weiter lässt sich vereinzelt der Aufbau einer Greifbewegung aus zwei Komponenten, wie von Schwartz (2016), beschrieben, in eine initiale Phase hoher Beschleunigung und folgenden kleineren Nachadjustierungen, bei zweihändigen Greifaufgaben demonstrieren (Abbildung 10).

In allen Bedingungen und für jede Hand ließ sich allerdings zeigen, dass die positionelle Variabilität der Hand am Endpunkt der Greifbewegung minimiert wird. Dementsprechend sollte davon auszugehen sein, dass hier ähnlich Kontrollgesetze angelegt werden.

Allerdings entstand durch das eingeschränkte Blickfeld des verwendeten HMD vermehrt sensorische Unsicherheit über die jeweilige Zielposition der Hand. Was erklären könnte, warum Versuchspersonen zuerst eine Greifbewegung ausführen und dabei die in 2.3.4 dargestellte Kostenfunktion anlegen um die Abweichung dieser Hand von ihrem individuellen Ziel minimieren, dann in dieser Zielposition verharren und folgend eine ähnliche Greifbewegung inklusive Kostenfunktion für die andere Hand und deren Ziel anwenden.

Sensorische Unsicherheit kann möglicherweise auch die interindividuellen Unterschiede im Beschleunigungsprofil zwischen den Händen erklären, da eine Hand die sich bereits in Zielposition befand in Bedingungen mit größerer Distanz zwischen Zielen nicht mehr im Blickfeld behalten werden konnte, wenn dieses auf die nächste Zielposition ausgerichtet wurde.

Da dieses mangelnde Synchronität allerdings nicht bei allen Versuchspersonen und Zielpositionen auftritt, kann vermutet werden, dass Personen interindividuell unterschiedliche Kontrollstrategien bei sensorischer Unsicherheit anwenden.

### **5.3 Zeitlicher Verlauf positioneller Variabilität von Greifbewegungen**

Die in 2.5 beschriebenen Implikationen der OFCT, dass in Greifaufgaben die positionelle Varianz am Endpunkt der Bewegung (relevante Dimension) minimiert wird, während diese über die Bewegung (nicht relevanter Dimension) hinweg zunimmt, lässt sich deskriptiv für die linke und rechte Hand zu jeglicher Zielpositionen bestätigen (Abbildung 17).

Dabei zeigt sich wie in 4.1.3 dargestellt, Varianz im Verlauf der positionellen Variabilität in nicht relevanten Dimensionen der Bewegung, welche bei Erreichen der Zielposition stark abfällt. Dies deutet darauf hin, dass eine Kostenfunktion angelegt wird, welche die Endpunktvarianz einer Greifbewegung minimiert, während nach dem Minimum-Interventions-Prinzip Varianz in nicht kontrollierte Dimensionen zugelassen wird.

### **5.4 Modellevaluation**

Wie demonstriert, erlaubt die Zerlegung der positionellen Variabilität einer Bewegung mithilfe der SVD, Indizien für Ausmaß und Richtung räumlicher und zeitlicher synergetischer Kontrolle beteiligter kinematischer Freiheitsgrade zu sammeln.

Dabei zeigt die in 4.3 dargestellte Rekonstruktion mit bereits wenigen extrahierten Synergien starke Ähnlichkeit mit der positionellen Variabilität in den Ursprungsdaten. Die Akkuratheit dieser Rekonstruktion lässt sich anhand der hier verwendeten aufgeklärten Varianz schätzen.

Da diese allerdings wie in 3.5.2.2 dargestellt, anfällig für Überanpassung mit zunehmender Komplexität aufgestellter Modelle ist, wurde hier das BIC herangezogen um einen Kompromiss zwischen aufgeklärter Varianz und Modellkomplexität zu ermöglichen.

Beim Vergleich dieser Maße zeigt sich, dass die aufgeklärte Varianz für alle Versuchspersonen und Zielpositionen (Abbildung 22) sich bereits bei Modellen mittlerer Komplexität einem Maximum annähert. Wird die Wahrscheinlichkeit, dass ein Modell mit  $i$  Synergien die reale positionelle Variabilität kinematischer Freiheitsgrade generiert hat hingegen mit dem BIC evaluiert, zeigte sich ein Muster hohe inter- und intraindividuelle Variabilität zwischen Versuchspersonen und Zielpositionen.

### **5.4.1 Einhändige Bedingung**

Für die einhändige Bedingung lässt sich zeigen, dass für das in Abbildung 18 dargestellte Versuchsperson Redundanz im Raum der positionellen Variabilität der kinematischen Freiheitsgrade des Armes vorliegt. Allerdings zeigte sich dies primär für Positionen welche entlang der z-Dimension auf Höhe der rechten Hand lagen und allgemeiner für Zielpositionen auf Kopfhöhe. Andere Zielpositionen und Versuchspersonen zeigten weniger bis keine Redundanz unter Betrachtung der Modellevidenz.

Solche interindividuelle Differenzen können auf eine Fülle an Faktoren zurückzuführen sein, etwa die anatomischen Eigenheiten oder den interindividuellen Entwicklungsverlauf beim Erlernen von Greifbewegungen. Im Rahmen der OFCT deutet dies auf unterschiedliche angewandte und gewichtete Kontrollgesetze zwischen Versuchspersonen hin. Zur adäquaten Kategorisierung von Versuchspersonen in Klassen unterschiedlicher Strukturen an Modellevidenzen sollten notwendigerweise weitere Versuchspersonen erhoben werden.

Die Exploration der vom BIC indizierten Singulärvektoren ergab, dass die positionelle Variabilität der Hand teilweise stärker entlang der jeweiligen Richtung größter Distanz zum Ziel ausgerichtet ist. und mit abnehmender anatomischer Nähe der kinematischen Dimension zur Hand diese auch zunehmend weniger positionelle Variabilität entlang dieser Dimension zeigten. Dabei zeigte sich weiter, dass die drei räumlichen Dimensionen nach der größten Distanz zum Ziel hierarchisch absteigend auf den ersten drei Singulärvektoren rechter Zielpositionen auftauchen (Abbildung 19 - 19. Somit liegen dieser kinematische Freiheitsgrad unkontrolliert vor.

Die Varianz der kinematischen Freiheitsgrade entlang der x-Dimension auf dem zweiten Singulärvektor (Abbildung 19b) nimmt allerdings nicht, bzw. nur schwach, mit der Nähe zur Hand ab. Dies deutet daraufhin, dass hier alle erfassten kinematischen Freiheitsgrade, entlang der x-Dimension unkontrolliert vorliegen.

Die dargestellte Modellevidenz erlaubt anhand indizierter Synergien dementsprechend weiter Rückschlüsse auf relevante Restvariabilität im Raum kinematischer Dimensionen des Armes und somit die Abwägung welche Dimension herangezogen werden müssen um die ausgeübte Kontrolle angemessen zu erfassen.

### 5.4.2 Zweihändige Bedingung

In der zweihändigen Bedingung tritt für die dargestellte Versuchsperson größtenteils Evidenz für Modelle niedriger Komplexität auf. Weiter zeigen sich nur geringe Unterschiede in den Modellevidenzen für den rechten und linken Arm der Versuchsperson.

Auch hier lassen sich also systematisch gegeben der Modellevidenz relevante Synergien auffinden, anhand derer unkontrollierte räumliche Dimensionen einzelner kinematischer Freiheitsgrade identifiziert werden. Dazu wurden erneut die ersten rechten Singulärvektoren herangezogen.

Es ergab sich, dass primär die Handposition als unkontrollierte Dimensionen entlang der räumlichen Dimensionen auftaucht. Die Stärke der Ausrichtung entlang der räumlichen Dimensionen für die einzelnen kinematischen Dimensionen nimmt dabei mit der Distanz dieser zur Hand zunehmend ab, so dass Schulter und Oberarm zumeist konstant niedrigere Auslenkung entlang dieser räumlichen Dimensionen zeigen. Dies bedeutet, dass primär die positionelle Variabilität der Hand über die Bewegung als relevante zu kontrollierende Größe betrachtet werden sollte und weitere kinematische Dimensionen des Armes aufgrund deren anatomischer Verbindung kovariieren.

Bei Betrachtung der Abbildung 13 fällt dahingehend zusätzlich auf, dass Schulter und Oberarm generell wenig Variabilität aufweisen was einerseits auf muskuläre Grundlagen rückführbar sein sollte, da wie 2.1.2 dargestellt größere Muskeln akkurater Bewegungen generieren (Hamilton et al., 2004) und Schwierigkeiten in der Schätzung der Position eines Körperteils mit dessen Entfernung von Körper zunimmt (Hall & McCloskey, 1983). Dies würde wiederum erklären warum die Hand häufig als Dimension höchster Variabilität aufzufinden ist.

Andererseits können Richtung und Ausmaß der positionellen Varianz der Schulter auch auf deren begrenzte Beteiligung an den hier notwendigen Greifbewegungen zurückführbar sein, da diese primär zum Heben des Armes herangezogen wird. Dabei muss kaum nennenswerte Translation durch den Raum gezeigt werden. In kommenden Versuchen könnte dies exploriert werden, indem auch die Zielposition entlang der x-Achse manipuliert wird.

Dementsprechend zeigt die vorliegende Arbeit, dass die Variabilität der Hand oder anderer identifizierter Freiheitsgrade unterdrückt werden könnte, um somit zusätzliche Gliedmaßen in VR anzutreiben.

Teilweise zeigt sich hier auch maximale Evidenz für Modelle mit zwei Synergien. Die positionelle Variabilität sollte dabei stärker auf dem ersten Vektor gewichtet werden, was heißt, dass hier primär Varianz entlang der z-Dimension zugelassen wird. Dementsprechend könnte man auf diese Weise Interventionsziele für das geplante Forschungsvorhaben nach deren Relevanz gewichten.

### **5.4.3 Vergleich einhändige und zweihändige Bedingung**

Bei Vergleich der Modellevidenzen der zweihändigen und einhändigen Bedingung fällt auf, dass, über Zielpositionen und Versuchspersonen, hinweg in der zweihändigen Bedingung weniger Synergien notwendig sind um die positionelle Variabilität in den Greifbewegungen zu erklären. Dies kann darauf zurückzuführen sein, dass die Kontrolle beider Hände zwangsläufig kostenintensiver ist, was eine Aufteilung von Kontrollressourcen bedeuten könnte. Konsequenz dessen wäre vermehrte positionelle Variabilität im Raum kinematischer Dimensionen.

Hinzu kommt weiterhin die bereits angesprochene erhöhte sensorische Unsicherheit, wenn zwei Ziele zur Aufgabenerfüllung lokalisiert und im Blickfeld behalten werden müssen. Sensorische Unsicherheit wurde dahingehend zusätzlich durch das eingeschränkte Blickfeld von Versuchspersonen hervorgerufen. Dies würde grundsätzlich implizieren, dass um weiter optimal zu agieren, mehr Kontrolle aufgewendet werden sollte (Wolpert et al., 2011), was aber aufgrund begrenzter Ressourcen eventuell nur bedingt möglich ist.

Im Rahmen des Minimum-Interventions-Prinzips würde hier also die gleichzeitige Kontrolle beider Arme dazu führen, dass die positionelle Variabilität deren individueller kinematischer Freiheitsgrade zwangsläufig zunehmen muss, da die Kontrolle zusätzlicher Freiheitsgrade des Bewegungssystem Ressourcen verbrauchen. Diese vorhandenen zwangsläufig konnten in der einhändigen Bedingung genutzt werden um die positionelle Variabilität der dominanten Hand minimal zu halten.

Dies würde bedeuten, dass unkontrollierte Dimensionen in diesem Versuch nicht zwangsläufig unter Kontrolle gebracht werden können und somit nicht zur Steuerung zusätzlicher Gliedmaßen zur Verfügung stehen, wenn nicht Varianz in anderen Dimensionen der Bewegung zugelassen wird. In diesem Fall sollte der Fokus auf die Exploration von dynamischen Dimensionen des Bewegungsapparates oder Gelenkstellungen und Rotationen des Armes gelegt werden.

Ein weiteres Problem in der Nutzung, durch Kontrolle eingeschränkter, positioneller Variabilität ist die scheinbare Positionsabhängigkeit dieser, was impliziert, dass nur für Greifbewegungen mit spezifischen Zielpositionen genügend unkontrollierte Varianz besteht, welche zum Antrieb zusätzlicher Gliedmaßen genutzt werden könnte.

Generell ist weiter nicht auszuschließen, dass die Unterschiede in der Kontrolle des Armes bei Greifbewegungen zwischen den beiden Bedingungen auf Trainingseffekte zurückzuführen sein könnten, da die Bedingungsreihenfolge nicht randomisiert wurde. Dies erscheint allerdings unwahrscheinlich, da den Modellevidenzen zufolge weniger Kontrolle in der zweihändigen Bedingung vorliegt.

## **5.5 Abhängigkeit optimaler Kontrolle von der Zielposition einer Greifbewegung**

Die Anzahl an Synergien, welche für ein Maximum an Modellevidenz in den Abbildungen 18b und 20b benötigt werden, nehmen mit Zielhöhe der Greifbewegung ab. Dies ist ein Indiz für die Richtungsgebundenheit optimaler Kontrolle von Greifbewegungen.

Daher stellt sich die Frage nach welchen Kriterien entschieden wird, dass für eine spezifische Zielposition mehr oder weniger Kontrolle entlang einer räumlichen Dimension ausgeübt wird.

Zur anteiligm Beantwortung dieser Frage können die mithilfe der SVD extrahierten Singulärvektoren der Vt-Matrix herangezogen werden. Diese zeigen deutlich die Richtung höchster positioneller Variabilität eines jeweiligen kinematischen Freiheitsgrades auf und erlauben somit die Identifikation unkontrollierter Dimensionen einer Greifbewegung. Skaliert mit dem korrespondierenden Singulärwert, lässt sich wie in Abbildung 13 dargestellt, identifizieren entlang welcher räumlichen Dimension ein kinematischer Freiheitsgrad stärker variiert.

Ein möglicherweise vorliegendes Muster könnte sein, dass höhere positionelle Variabilität entlang der einzelnen kinematischen Freiheitsgrade mit zunehmender Distanz zum Ziel in der jeweils räumlichen Dimension einhergeht. Dies würde bedeuten, dass bei der Überbrückung größerer Distanzen weniger Kontrolle auf die positionelle Variabilität entlang dieser Bewegungsrichtung ausgeübt wird und damit die Kontrolle dieser weniger gewichtet wird um eine optimale Greifbewegung zu ermöglichen.

Eine andere Interpretation ist, dass Dimensionen höchster Variabilität nicht zwangsläufig unkontrolliert sind, sondern mit einhergehend stärkerer Muskelaktivierung zur Überbrückung größerer Distanzen mehr sensorisches-Rauschen für diese Greifbewegung entlang der Dimension höchster Beschleunigung vorherrscht. Das Minimum-Interventions-Prinzip würde in diesem Fall voraussagen, dass diese Variabilität nicht unter Kostenaufwand unterdrückt werden sollte. Erst mit der Annäherung der Hand an ihr jeweiliges Ziel, sollte Muskelaktivität und einhergehend Beschleunigung reduziert werden, um sensomotorisches Rauschen zu reduzieren und so eine adäquate Schätzung der Distanz zwischen momentaner und Zielposition der Hand zu ermöglichen (Todorov 2004; Diedrichsen et al., 2010).

Daraus würde sich ableiten lassen, dass für ähnliche Positionen, ähnliche Kontrollgesetze angelegt werden können und das dynamische Dimensionen, wie etwa die Beschleunigung, kontrolliert werden können um die positionelle Variabilität über die Bewegung zu verringern. Dies würde im Rahmen der OFCT zu einer Erweiterung des notwendigen Kontrollgesetzes um eine dynamische Dimension führen. Deskriptiv ließ sich in Abbildung 11 bereits weniger Varianz in der Trajektorie der Hand bei einem flachen, elongiertes Beschleunigungsprofil zeigen.

Weiter könnte dies implizieren, dass die angelegte Kostenfunktion einen eigenen Term für jede der räumlichen Dimensionen aufweisen könnte, welche nach Bedarf unterschiedlich gewichtet werden können.

Allerdings zeigen sich etwa bei Betrachtung der von den Modellevidenzen indizierte Singulärvektoren der zweihändigen Bedingung (*Abbildung 24*) teilweise widersprüchliche Ergebnisse. So nimmt beispielsweise die Faktorladung entlang der y-Dimension nicht mit der Zielhöhe ab.

Die Gewichtungsregel positioneller Variabilität erscheint also noch wenig eindeutig, diese sollte in kommenden Forschungsvorhaben weiter empirisch untersucht werden.

## 6. Fazit

Diese Arbeit zeigt, dass mit hier angewandter Methodik unkontrollierte Dimensionen des Bewegungsapparates identifiziert werden können, dies allerdings nicht für jede Person und Position gelingt. Es lässt sich dementsprechend festhalten, dass sich grundsätzlich kinematische Freiheitsgrade des Körpers anhand ihrer positionellen Varianz in kontrollierte und unkontrollierte Dimensionen unterteilen lassen.

Ob diese unkontrollierten Dimensionen hoher positioneller Varianz allerdings für andere Aufgaben genutzt und somit Kontrolle unterworfen werden können, bleibt offen.

## **7. Ausblick**

Minimierung der positionellen Variabilität einer Bewegung sollte durch die Nutzung anderer kontrollierbarer Dimensionen ermöglicht werden. Daher sollte der Fokus kommender Forschung auf der Nutzung dynamischer Dimensionen oder der Rotation und Auslenkung von Gelenken liegen. Diese sollten aber ebenfalls mit dem hier vorgestellten Ansatz auswertbar sein.

Zusätzlich sollten die Ursachen der aufgezeigten interindividueller Differenzen weiter untersucht werden um zu erfassen, warum für bestimmte Ziele eines Individuums Variabilität systematisch anders kontrolliert wird. So sollten die Methodik dieser explorativen Arbeit ausgeweitet werden um ein Modell der Kontrolle von Greifbewegungen auf Gruppenebene zu entwickeln.

Diese Arbeit zeigt lediglich auf, dass die Zerlegung des Raumes kinematischer Dimensionen anhand der vorgestellten Methodik grundsätzlich möglich ist. Der hier vorgestellte Ansatz muss allerdings fortlaufend strukturiert werden um ein übergeordnetes Modell zu entwickeln, was es in Echtzeit auf Einzelsubjektbasis erlauben würde, unkontrollierte Dimensionen zu identifizieren und diese in systematischer Weise nutzbar zu machen.

Ein auf dieser Arbeit basierender Ansatz könnte dahingehend sein, mithilfe der Modellevidenz die Menge an relevanten Synergien zu identifizieren, die Ausrichtung und Stärke der einzelnen kinematischen Freiheitsgrade der Matrizen der SVD zu entnehmen, diese in Virtual-Reality in Form einer Umgrenzung oder eine Trajektorie zu präsentieren, welche folgend von Versuchspersonen bei einer Greifbewegung nachempfunden werden müssen um zusätzliche Gliedmaßen zu steuern.

Weiter kann die Annahme, dass das eingeschränkte Blickfeld des HMDs zu erhöhter sensorischer Unsicherheit in der zweihändigen Bedingung führt, folgendermaßen überprüft werden. Einerseits können die hier ebenfalls erfassten Daten über Orientierung der Blickrichtung der Versuchsperson für zweihändige Greifbewegungen mit größerer, gegen Greifaugaben mit niedriger Distanz zwischen den jeweiligen Zielen verglichen werden, bzw. könnte erfasst werden ob die Ausrichtung des Blickfeldes mit dem Onset einer jeweiligen Greifbewegung korrelieren. Andererseits könnte ein Vergleich mehrerer HMDs mit unterschiedlich großem Blickfeld für das hier präsentierte Paradigma genutzt werden und die Unterschiede in Variabilität und Bewegungsbeginn von zweihändigen Greifbewegungen zwischen diesen verglichen werden.

## 8. Quellen

- Anderson, E. (Hrsg.). (1999). *LAPACK users' guide* (3rd ed). Philadelphia: Society for Industrial and Applied Mathematics.
- Bédard, P., & Proteau, L. (2003). On the role of peripheral visual afferent information for the control of rapid video-aiming movements. *Acta Psychologica*, 113(1), 99–117.
- Bishop, C. M. (2006). Pattern recognition and machine learning. New York, NY: Springer.
- Bizzi, E., Cheung, V. C. K., d'Avella, A., Saltiel, P., & Tresch, M. (2008). Combining modules for movement. *Brain Research Reviews*, 57(1), 125–133.  
<https://doi.org/10.1016/j.brainresrev.2007.08.004>
- Blouin, J., Teasdale, N., Bard, C., & Fleury, M. (1993). Directional control of rapid arm movements: The role of the kinetic visual feedback system. *Canadian Journal of Experimental Psychology = Revue Canadienne De Psychologie Experimentale*, 47(4), 678–696.
- Chhabra, M., & Jacobs, R. A. (2006). Properties of Synergies Arising from a Theory of Optimal Motor Behavior. *Neural Computation*, 18(10), 2320–2342.  
<https://doi.org/10.1162/neco.2006.18.10.2320>
- de C. Hamilton, A. F., Jones, K. E., & Wolpert, D. M. (2004). The scaling of motor noise with muscle strength and motor unit number in humans. *Experimental Brain Research*, 157(4), 417–430. <https://doi.org/10.1007/s00221-004-1856-7>
- Deutsch, K. M., & Newell, K. M. (2005). Noise, variability, and the development of children's perceptual-motor skills. *Developmental Review*, 25(2), 155–180.  
<https://doi.org/10.1016/j.dr.2004.09.001>
- Diedrichsen, J., Shadmehr, R., & Ivry, R. B. (2010). The coordination of movement: Optimal feedback control and beyond. *Trends in Cognitive Sciences*, 14(1), 31–39.  
<https://doi.org/10.1016/j.tics.2009.11.004>

- Flash, T., & Hogan, N. (1985). The coordination of arm movements: An experimentally confirmed mathematical model. *The Journal of Neuroscience*, 5(7), 1688–1703.  
<https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.05-07-01688.1985>
- Freiheitsgrad—Lexikon der Physik. (o. J.). Abgerufen 24. August 2019, von  
<https://www.spektrum.de/lexikon/physik/freiheitsgrad/5308>
- Giszter, S. F., & Hart, C. B. (2013). Motor primitives and synergies in the spinal cord and after injury—the current state of play: Spinal motor primitives, modularity, and disease. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1279(1), 114–126. <https://doi.org/10.1111/nyas.12065>
- Hall, L. A., & McCloskey, D. I. (1983). Detections of movements imposed on finger, elbow and shoulder joints. *The Journal of Physiology*, 335(1), 519–533.  
<https://doi.org/10.1113/jphysiol.1983.sp014548>
- Hogan, N., & Flash, T. (1987). Moving gracefully: Quantitative theories of motor coordination. *Trends in Neurosciences*, 10(4), 170–174. [https://doi.org/10.1016/0166-2236\(87\)90043-9](https://doi.org/10.1016/0166-2236(87)90043-9)
- Hollerbach, J. M., & Flash, T. (1982). Dynamic interactions between limb segments during planar arm movement. *Biological Cybernetics*, 44(1), 67–77.  
<https://doi.org/10.1007/BF00353957>
- Hyunchul Kim, Miller, L. M., Byl, N., Abrams, G., & Rosen, J. (2012). Redundancy Resolution of the Human Arm and an Upper Limb Exoskeleton. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(6), 1770–1779. <https://doi.org/10.1109/TBME.2012.2194489>
- Liu, D., & Todorov, E. (2007). Evidence for the Flexible Sensorimotor Strategies Predicted by Optimal Feedback Control. *Journal of Neuroscience*, 27(35), 9354–9368.  
<https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.1110-06.2007>
- McKinney, W. (2010). Data Structures for Statistical Computing in Python. In S. van der Walt & J. Millman (Hrsg.), *Proceedings of the 9th Python in Science Conference* (S. 51–56).

- Mussa-Ivaldi, F. A., & Bizzi, E. (2000). Motor learning through the combination of primitives. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, 355(1404), 1755–1769.
- Oliphant, T. E. (2007). Python for Scientific Computing. *Computing in Science & Engineering*, 9(3), 10–20. <https://doi.org/10.1109/MCSE.2007.58>
- Orbán, G., & Wolpert, D. M. (2011). Representations of uncertainty in sensorimotor control. *Current Opinion in Neurobiology*, 21(4), 629–635. <https://doi.org/10.1016/j.conb.2011.05.026>
- O'Sullivan, I., Burdet, E., & Diedrichsen, J. (2009). Dissociating Variability and Effort as Determinants of Coordination. *PLoS Computational Biology*, 5(4), e1000345. <https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1000345>
- Salmond, L. H., Davidson, A. D., & Charles, S. K. (2017). Proximal-distal differences in movement smoothness reflect differences in biomechanics. *Journal of Neurophysiology*, 117(3), 1239–1257. <https://doi.org/10.1152/jn.00712.2015>
- Scholz, J. P., & Schöner, G. (1999). The uncontrolled manifold concept: Identifying control variables for a functional task. *Experimental Brain Research*, 126(3), 289–306. <https://doi.org/10.1007/s002210050738>
- Schünke, M. (2000). *Funktionelle Anatomie: Topographie und Funktion des Bewegungssystems*. Stuttgart: Thieme.
- Schwartz, A. B. (2016). Movement: How the Brain Communicates with the World. *Cell*, 164(6), 1122–1135. <https://doi.org/10.1016/j.cell.2016.02.038>
- Schwarz, G. (1978). Estimating the dimension of a model. *Annals of Statistics*, 6, 461-464.
- Skillicorn, D. B. (2007). *Understanding complex datasets data mining with matrix decompositions*. Boca Raton: CRC Press.

- Soechting, J., Buneo, C., Herrmann, U., & Flanders, M. (1995). Moving effortlessly in three dimensions: Does Donders' law apply to arm movement? *The Journal of Neuroscience*, 15(9), 6271–6280. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.15-09-06271.1995>
- Todorov, E. (2004). Optimality principles in sensorimotor control. *Nature Neuroscience*, 7(9), 907–915. <https://doi.org/10.1038/nn1309>
- Todorov, E., & Jordan, M. I. (2002). Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nature Neuroscience*, 5(11), 1226–1235. <https://doi.org/10.1038/nn963>
- Todorov, E., Li, W., & Pan, X. (2005). From task parameters to motor synergies: A hierarchical framework for approximately optimal control of redundant manipulators. *Journal of Robotic Systems*, 22(11), 691–710. <https://doi.org/10.1002/rob.20093>
- van der Walt, S., Colbert, S. C., & Varoquaux, G. (2011). The NumPy Array: A Structure for Efficient Numerical Computation. *Computing in Science & Engineering*, 13(2), 22–30. <https://doi.org/10.1109/MCSE.2011.37>
- Wagenmakers, E.-J., Morey, R. D., & Lee, M. D. (2016). Bayesian Benefits for the Pragmatic Researcher. *Current Directions in Psychological Science*, 25(3), 169–176. <https://doi.org/10.1177/0963721416643289>
- Wolpert, D. H., & Macready, W. G. (1997). No free lunch theorems for optimization. *IEEE Transactions on Evolutionary Computation*, 1(1), 67–82. <https://doi.org/10.1109/4235.585893>
- Wolpert, D. M., Diedrichsen, J., & Flanagan, J. R. (2011). Principles of sensorimotor learning. *Nature Reviews Neuroscience*, 12(12), 739–751. <https://doi.org/10.1038/nrn3112>
- Won, A. S., Bailenson, J., Lee, J., & Lanier, J. (2015). Homuncular Flexibility in Virtual Reality. *Journal of Computer-Mediated Communication*, 20(3), 241–259. <https://doi.org/10.1111/jcc4.12107>

## **9. Anhang**

### **Danksagung**

An dieser Stelle möchte ich mich bei all denjenigen bedanken, die mich während der Anfertigung dieser Arbeit unterstützt haben. Besonderer Dank gilt Christine Ulrich, Christoph Vogelbacher und Peer Herholz.

### **Open Science**

Die im Rahmen dieser Arbeit erhobenen Daten, sowie alle formulierten Skripte zur Präsentation des Experimentes und zur Verarbeitung dieser Daten werden im Geiste der Open-Science Bewegung soweit wie möglich frei zugänglich gemacht. Dazu werden diese auf die öffentlichen Plattform Github.com unter [https://github.com/M-earnest/optimal\\_control\\_reaching-bachelor\\_thesis](https://github.com/M-earnest/optimal_control_reaching-bachelor_thesis) hochgeladen.

## Datenschutzerklärung



Philipps Universität Marburg

FB 04 | Psychologie

AG Allgemeine und Biologische Psychologie | AE Theoretische Neurowissenschaft

Gutenbergstraße 18, 35032 Marburg

Studienverantwortlicher:

Juniorprof. Dr. Dominik Endres

Telefon: +49 6421 28-23818

Mail: dominik.endres@staff.uni-marburg.de

Raum: G|01 Institutsgebäude (Raum: 00038), Gutenbergstraße 18, 35032 Marburg

Versuchsleitung:

Michael Ernst

Mail: m.earnest211@gmail.com

## Teilnehmerinformation

Herzlich willkommen bei unserer Studie. Wir danken Ihnen für Ihr Interesse!

### **Titel der Studie:**

*Optimale Kontrolle in Greifbewegungen - eine Virtual-Reality Studie*

### **Allgemeine Informationen**

Dieses Formular dient dem Zweck, Ihnen alle Informationen zu geben, die erforderlich sind, damit Sie entscheiden können, ob Sie an dem Versuch teilnehmen möchten oder nicht. Bitte lesen Sie sich das Formular aufmerksam durch. Sollten für Sie, nachdem Sie alles gelesen haben, nicht alle Fragen beantwortet sein, dann zögern Sie bitte nicht, mit der Versuchsleitung die restlichen Unklarheiten auszuräumen. Wenn alle Ihre Fragen beantwortet sind, können Sie sich entscheiden, ob Sie an dem Versuch mitwirken möchten oder nicht.

Sie haben jederzeit das Recht, den Versuch oder Versuchsteil ohne Angabe von Gründen abzubrechen, ohne dass dadurch für Sie irgendwelche Nachteile entstehen. Sie erhalten die vereinbarte Vergütung dann bis zum Zeitpunkt des Abbruchs und ihre Daten werden auf Wunsch gelöscht. Um vollständige Teilnahme wird jedoch gebeten.

## **Zweck der Studie**

Wir untersuchen mit dieser Studie grundlegende theoretische Annahmen zur Steuerung des Bewegungsapparates des Menschen. Genauer geht es uns darum zu identifizieren, welche Teilbereiche (z.B. bestimmte Gelenke) des menschlichen Körpers bei einfachen Greifbewegungen besonders kontrolliert, bzw. nicht kontrolliert werden. Letztere sollten dann etwa über mehrere Bewegungen hinweg höhere Schwankungen in ihrer räumlichen Position zeigen. Ist es möglich bestimmte Teilbereiche, die nicht oder nur schwach kontrolliert werden, zu identifizieren, könnte weiter überprüft werden ob der Mensch dazu in der Lage ist unter Verwendung dieser unkontrollierten Teilbereiche zusätzliche Gliedmaßen (z.B. einen dritten Arm) in Virtual-Reality zu steuern. Diese Erkenntnis liefert neben dem Beitrag zur Grundlagenforschung auch Implikationen für Medizin (z.B Prothesen) und Robotik.

## **Ausschlusskriterien für die Teilnahme:**

- Erkrankung des Bewegungsapparates
- Eingeschränkte, unkorrigierte Sehfähigkeit

## **Versuchsdauer**

Die Versuchsleitung wird Sie im Vorfeld darüber informieren, aus wie vielen Messabschnitten die Untersuchung besteht und wie lange diese im Einzelnen dauern. Die Dauer einzelner Blöcke beträgt in der Regel zwischen 18 - 35 Minuten. Unter Umständen ist es notwendig, dass einige Messungen wiederholt werden müssen, um die Qualität der Datenaufzeichnung zu erhöhen. Insgesamt sind pro Teilnehmer 2 Messabschnitte geplant. Sie erhalten Ihre Vergütung für den gesamten Zeitraum.

Es besteht jederzeit die Möglichkeit eine Pause einzulegen. Nach jedem zweiten Block einer Versuchsbedingung ist explizit eine Pause vorgesehen, die auf Ihre Anweisung hin beendet wird. Da der Versuch längeres Stehen beinhaltet, befindet sich im Laborraum eine Sitzmöglichkeit, welche Sie für Pausen nutzen können. Die Dauer der Pausen liegen in Ihrem Ermessen.

## **Ablauf der Studie**

Zuerst werden Sie einen speziellen Anzug anlegen, an welchem LED-Marker zur Erfassung ihrer Bewegungsdaten angebracht werden. Danach wird Ihnen zusätzliche eine Virtual-Reality-Brille (Head Mounted Display – HMD) aufgesetzt.

Während des Versuches werden sie dann in einer Virtual-Reality Umgebung, ein- bzw. zweihändige Greifaufgaben bearbeiten. Genauer, wird es ihre Aufgabe sein in einem ersten Versuchsabschnitt mit ihrer dominanten Hand in eine auftauchende, teiltransparente Box zu greifen und für wenige Sekunden diese Position beizubehalten (bis sich die Farbe der Box zu einem dunklen Grün wandelt). Im darauffolgenden Versuchsabschnitten wird diese Aufgabe erweitert. Hier wird nun von Ihnen verlangt, dass sie simultan mit ihrer rechten und linken Hand jeweils in eine präsentierte Box greifen.

Die Versuchsleitung ist während des gesamten Versuchsablaufs anwesend und steht Ihnen für etwaige benötigte Hilfe zur Verfügung.

Sollten Sie noch Fragen zum Ablauf des Versuchs haben, wenden Sie sich damit bitte an die Versuchsleitung.

## **Mögliche Risiken, Stress oder Unannehmlichkeiten**

Aufgrund der Schwere des HMD (etwa 1050 gramm) und des längeren Stehens können über die Dauer des Versuchs Ermüdungserscheinungen auftreten. Sollte dies der Fall sein oder andere Unannehmlichkeiten auftreten haben Sie jederzeit die Möglichkeit, die Versuchsleitung anzusprechen und eine Pause einzulegen.

Ein geringer Anteil der Bevölkerung ist anfällig für die sogenannte Simulatorkrankheit, bei welcher simulierte Bewegungen auf einem Bildschirm zu Übelkeit und Schwindelgefühl führen können. Bitte geben Sie bei Eintritt von Schwindel oder Übelkeit rechtzeitig Bescheid, damit wir die Messung unterbrechen können.

## **Datenerfassung**

Bewegungsaufzeichnung:

Das hier verwendete System (*PhaseSpace Impulse X2- System*) zur Bewegungsaufzeichnung verwendet 10 Infrarot-Kameras, welche die räumliche Position der am Körper der Versuchspersonen befestigten aktiven LED-markern aufzeichnet. Dabei werden keine visuelle Merkmale wie bei herkömmlichen Videoaufnahmen aufgenommen, an denen man Personen identifizieren könnte.

## **Freiwilligkeit und Anonymität**

Die Teilnahme an der Studie ist freiwillig. Sie können jederzeit und ohne Angabe von Gründen die Teilnahme an dieser Studie beenden, ohne dass Ihnen daraus Nachteile entstehen. Auch wenn Sie die Studie vorzeitig abbrechen, haben Sie Anspruch auf eine entsprechende Vergütung für den bis dahin erbrachten Zeitaufwand.

Die im Rahmen dieser Studie erhobenen, oben beschriebenen Daten und persönlichen Mitteilungen werden vertraulich behandelt. So unterliegen diejenigen Projektmitarbeiter/innen, die durch direkten Kontakt mit Ihnen über personenbezogene Daten verfügen, der Schweigepflicht. Des Weiteren wird die Veröffentlichung der Ergebnisse o. erhobener Daten der Studie in anonymisierter Form erfolgen, d. h. ohne, dass Ihre Daten Ihrer Person zugeordnet werden können.

## **Datenschutz**

Alle Daten werden unter Einhaltung des Datenschutzgesetzes erhoben, gespeichert und verarbeitet. Zugriff auf personenbezogene Daten haben nur unmittelbar an der Untersuchung beteiligte Personen sowie autorisierte Personen der zuständigen Ethikkommission zu Prüfzwecken unter Wahrung der Vertraulichkeit. Daten, die lediglich die Auszahlung der Aufwandsentschädigung oder zusätzlichen Vergütung betreffen, können zusätzlich von den mit der Auszahlung befassten Stellen verarbeitet werden.

Die Speicherung und Auswertung der Messdaten erfolgt anonymisiert in elektronischer Form. Personenbezogene Daten auf elektronischen Speichermedien werden durch Passwortschutz vor unerlaubtem Zugriff geschützt; die Speichermedien selbst werden in verschlossenen, nur dem oben genannten Personenkreis zugänglichen Räumen aufbewahrt. Alle Untersucher/innen sowie die anderen genannten, mit der Verarbeitung der Daten betrauten Personen unterliegen der Verschwiegenheitsverpflichtung nach §40 Bundesdatenschutzgesetz.

### **Open Science:**

Um im Rahmen guter wissenschaftlicher Praxis möglichst offene und reproduzierbare Forschung zu ermöglichen, möchten wir die in dieser Studie erhobenen Daten, inklusive der aufgezeichneten Bewegungsdaten, der Allgemeinheit zur Verfügung stellen (über eine öffentliche Internetdatenbank <github.com/ name of study>). Es ist daher möglich, dass die Daten der Untersuchung, an der Sie aktuell teilnehmen, zukünftig auch für andere Forschungsprojekte genutzt werden. Diese Projekte könnten andere Zielsetzungen verfolgen, als die aktuelle Studie.

Alle Daten, die wir teilen, sind grundsätzlich anonymisiert. Zusätzlich dazu werden wir Daten entfernen, die unter Umständen dazu führen könnten, dass Rückschlüsse auf Ihre Person gezogen werden könnten (wie etwa das Datum der Teilnahme).

Wenn Sie Ihre Meinung ändern und die Zustimmung zur Teilnahme zurückziehen möchten, können Sie dies tun (dazu können Sie Dr. Dominik Endres unter +49 6421 28-23818 erreichen). In diesem Fall werden wir keine zusätzlichen Daten erheben und die bereits erhobenen Daten werden gelöscht, bevor diese in die Datenbank hochgeladen werden. **Allerdings können Daten und Forschungsergebnisse, die bereits auf die öffentliche Datenbank geladen und mit anderen Forschern geteilt wurden, nicht wieder gelöscht oder zurückgezogen werden.**

Es ist möglich, dass Studien, die Ihre Informationen nutzen, zu neuen Entwicklungen zur Erforschung und zum Verständnis des Gehirns, zu neuen Methoden, neuen Diagnosemethoden oder neuen Produkten führen. Durch die Zustimmung zur freiwilligen Weitergabe der Daten gibt es keine Möglichkeit, an den Profiten durch diese Produkte teilzuhaben. Auch die Rechte an diesen Methoden oder Produkten werden nicht weitergegeben.

**Die Weitergabe Ihrer Daten ist freiwillig.**

### **Vergütung / Nutzen**

Abgesehen von der Vergütung entsteht Ihnen aus der Versuchsreihe kein weiterer Nutzen. Für Ihre Teilnahme erhalten Sie entweder Versuchspersonenstunden, oder pro Stunde eine Aufwandsentschädigung von 8 €. Im Falle eines vorzeitigen Abbruches des Versuchs wird die Aufwandsentschädigung anteilig bezahlt. Die Vergütung wird Ihnen bargeldlos per Überweisung ausgezahlt. Hierfür müssen wir Ihre Kontodaten aufnehmen. Alle diesbezüglichen Informationen werden völlig separat von den Untersuchungsdaten aufbewahrt.

### **Deklaration von Helsinki**

Der Versuch steht in Einklang mit den in der Deklaration von Helsinki niedergelegten ethischen Standards für die Forschung an Menschen.

**Zusätzlich werden Sie hiermit über die in der DS-GVO festgelegten Rechte informiert**  
(Artikel 12 ff. DS-GVO):

**Rechtsgrundlage**

Die Rechtsgrundlage zur Verarbeitung der Sie betreffenden personenbezogenen Daten bilden bei wissenschaftlichen Studien Ihre freiwillige schriftliche Einwilligung gemäß DS-GVO sowie der Deklaration von Helsinki (Erklärung des Weltärztekongresses zu den ethischen Grundsätzen für die medizinische Forschung am Menschen).

**Bezüglich Ihrer Daten haben Sie folgende Rechte** (Artikel 13 ff. DS-GVO):

**Recht auf Auskunft**

Sie haben das Recht auf Auskunft über die Sie betreffenden personenbezogenen Daten, die im Rahmen der wissenschaftlichen Studie erhoben, verarbeitet oder ggf. an Dritte übermittelt werden (Aushändigen einer *kostenfreien* Kopie) (Artikel 15 DS-GVO).

**Recht auf Berichtigung**

Sie haben das Recht, Sie betreffende unrichtige personenbezogene Daten berichtigen zu lassen (Artikel 16 und 19 DS-GVO).

**Recht auf Löschung**

Sie haben das Recht auf Löschung Sie betreffender personenbezogener Daten, z. B. wenn diese Daten für den Zweck, für den sie erhoben wurden, nicht mehr notwendig sind (Artikel 17 und 19 DS-GVO).

**Recht auf Einschränkung der Verarbeitung**

Unter bestimmten Voraussetzungen haben Sie das Recht auf Einschränkung der Verarbeitung zu verlangen, d.h. die Daten dürfen nur gespeichert, nicht verarbeitet werden. Dies müssen Sie beantragen. Wenden Sie sich hierzu bitte an den/die Datenschutzbeauftragte/n des Prüfzentrums (Artikel 18 und 19 DS-GVO).

**Im Falle Berichtigung, Löschung, Einschränkung der Verarbeitung** werden zudem all jene benachrichtigt, die Ihre Daten haben (Artikel 17 (2) und Artikel 19 DS-GVO).

**Recht auf Datenübertragbarkeit**

Sie haben das Recht, die Sie betreffenden personenbezogenen Daten, die Sie dem/der Verantwortlichen für die Studie bereitgestellt haben, zu erhalten. Damit können Sie beantragen, dass diese Daten entweder Ihnen oder, soweit technisch möglich, einer anderen von Ihnen benannten Stelle übermittelt werden (Artikel 20 DS-GVO).

<b>Widerspruchsrecht</b>
Sie haben das Recht, jederzeit gegen konkrete Entscheidungen oder Maßnahmen zur Verarbeitung der Sie betreffenden personenbezogenen Daten Widerspruch einzulegen (Art 21 DSGVO). Eine solche Verarbeitung findet anschließend grundsätzlich nicht mehr statt.
<b>Einwilligung zur Verarbeitung personenbezogener Daten und Recht auf Widerruf dieser Einwilligung</b>
Die Verarbeitung Ihrer personenbezogenen Daten ist nur mit Ihrer Einwilligung rechtmäßig (Artikel 6 DS-GVO).
Sie haben das Recht, Ihre Einwilligung zur Verarbeitung personenbezogener Daten jederzeit zu widerrufen. Es dürfen jedoch die bis zu diesem Zeitpunkt erhobenen Daten durch die in der Versuchspersoneninformation und Einwilligungserklärung zu der jeweiligen Studie genannten Stellen verarbeitet werden (Artikel 7, Absatz 3 DSGVO).
<b>Benachrichtigung bei Verletzung des Schutzes personenbezogener Daten („Datenschutzpannen“)</b>
Hat eine Verletzung des Schutzes personenbezogener Daten voraussichtlich ein hohes Risiko für Ihre persönlichen Rechte und Freiheiten zur Folge, so werden Sie unverzüglich benachrichtigt (Artikel 34 DSGVO).
<b>Möchten Sie eines dieser Rechte in Anspruch nehmen, wenden Sie sich bitte an den/die Datenschutzbeauftragte/n Ihres Prüfzentrums. Außerdem haben Sie das Recht, Beschwerde bei der/den Aufsichtsbehörde/n einzulegen, wenn Sie der Ansicht sind, dass die Verarbeitung der Sie betreffenden personenbezogenen Daten gegen die DS-GVO verstößt (siehe Kontaktdaten).</b>

### Datenschutz: Kontaktdaten Prüfzentrum

<b>Datenschutzbeauftragte/r</b>		<b>Datenschutz-Aufsichtsbehörde</b>	
Datenschutzbeauftragter der Philipps-Universität Marburg		Der Hessische Datenschutzbeauftragte	
Adresse	Biegenstraße 10 35032 Marburg	Adresse	Gustav-Stresemann-Ring 1 65189 Wiesbaden
Telefon	06421-2826155	Telefon	0611-140 80
E-Mail	datenschutz@uni-marburg.de	E-Mail	Poststelle@datenschutz.hessen.de

**Im Falle von Rückfragen, können Sie jederzeit mit dem Studienleitern Kontakt aufnehmen. Sie erreichen uns unter o.g. Adresse, unter Telefon +49 6421 28-23818 oder via Email an [dominik.endres@staff.uni-marburg.de](mailto:dominik.endres@staff.uni-marburg.de).**

## **Einverständniserklärung**

Philipps Universität Marburg

FB 04 | Psychologie

AG Allgemeine und Biologische Psychologie | AE Theoretische Neurowissenschaft

**Studienverantwortlicher:**

Juniorprof. Dr. Dominik Endres

Telefon: +49 6421 28-23818

Mail: dominik.endres@staff.uni-marburg.de

Raum: G|01 Institutsgebäude (Raum: 00038), Gutenbergstraße 18, 35032 Marburg

**Versuchsleitung:**

Michael Ernst

Mail: m.earnest211@gmail.com

**Titel der Studie**

*Optimale Kontrolle in Greifbewegungen - eine Virtual-Reality Studie*

Ich, \_\_\_\_\_, bin über Ziel und Ablauf der Studie aureichend informiert wurden.

Ich habe die Unterlagen des Formulars "Teilnahmeinformation" vollständig gelesen und verstanden. Ausstehende Fragen und Unklarheiten, bezogen auf deren Inhalt wurden zu meiner Zufriedenheit geklärt.

Meine Teilnahme an oben genannter Studie erfolgt freiwillig und kann jederzeit ohne Angabe von Gründen abgebrochen werden, dadurch entstehen mir keine Kosten, Verpflichtungen oder andere Nachteile. Die Entscheidung zur Teilnahme treffe ich aus freien Stücken und ohne zeitlichen Druck.

Mit Ihrer Unterschrift bestätigen Sie, dass Sie die Daten für zukünftige Forschungen bereitstellen. Sie stimmen zu, dass diese international mit anderen Forschern und Instituten geteilt werden können. Ihnen ist bewusst, dass die Erhebung der Daten vollständig anonymisiert erfolgt und bereits veröffentlichte Daten nicht wieder gelöscht werden können.

Unterschrift:

---

Unterschrift Versuchsleitung:

---

**Selbständigkeitserklärung:**

Ernst, Michael

(Name Vorname)

Hiermit versichere ich, die vorliegende Arbeit selbstständig, ohne fremde, unerlaubte Hilfe und mit keinen anderen als den angegebenen Hilfsmitteln verfasst zu haben.

Marburg, 23.03.18

Michael

Unterschrift/Unterschriften des/der Studierenden:



Ernsd., Michael

Name(n)/Vorname(n)

### Einverständniserklärung

Ich erkläre mich damit einverstanden, dass die vorliegende Arbeit:

Kontrolle in Bewegung - Explorations von Greifbewegungen im Rahmen der Theorie optimaler Feedback - Kontrolle  
(Kurztitel)

in Bibliotheken allgemein zugänglich gemacht wird.  
Dazu gehört, dass sie

- von der Bibliothek der Einrichtung, in der ich meine Arbeit angefertigt habe, zur Benutzung in ihren Räumen bereit gehalten wird;
- in konventionellen und maschinenlesbaren Katalogen, Verzeichnissen und Datenbanken verzeichnet wird;
- im Rahmen der urheberrechtlichen Bestimmungen für Kopierzwecke genutzt werden kann.

Marburg/L., den 27.08.2019



Unterschrift  
der Autorin / des Autors



Unterschrift  
der Betreuerin / des Betreuers  
der Arbeit

