

## **Motion Capturing und Modellierung physiologisch korrekter Greifbewegungen für die automatisierte Rehabilitation**

Michael MIRO<sup>1</sup>, Nils HOPPE<sup>1</sup>, Peter MEISTERJAHN<sup>2</sup>, Bernd KUHLENKÖTTER<sup>1</sup>

<sup>1</sup> *Lehrstuhl für Produktionssysteme, Ruhr-Universität Bochum  
Universitätsstraße 150, D-44801 Bochum*

<sup>2</sup> *Ambulanticum GmbH, Leharweg 2, D-58313 Herdecke*

**Kurzfassung:** Eine der weltweit häufigsten Ursachen für Therapie- und Pflegebedarfe sind neurologisch induzierte Funktionsverluste der oberen oder unteren Extremitäten, wie beispielsweise in Folge eines Schlaganfalls. Die anschließend überwiegend manualtherapeutisch stattfindende Betreuung der Patienten erfolgt häufig nicht in wünschenswerter Frequenz und Dauer. Um dem Patienten ein automatisiertes Training zur Wiederherstellung der Funktionsverluste zu ermöglichen, ist ein fundiertes Verständnis der physiologisch korrekten Bewegungsmuster notwendig. Es werden daher existierende Studien sowie der resultierende Forschungsbedarf beschrieben und ein dementsprechender Versuchsaufbau abgeleitet. Die ermittelten Bewegungsdaten werden anschließend diskutiert und in Form eines Modells zusammengeführt.

**Schlüsselwörter:** Motion Capturing, Robotik, Medizintechnik

### **1. Einleitung**

Der Fachkräftemangel und die sich in Richtung einer älteren Bevölkerung verschiebende Alterspyramide werden in den kommenden Jahren für einen weiterhin steigenden Bedarf innovativer Lösungen zur Aufrechterhaltung der qualitativ hochwertigen medizinischen Versorgung in Deutschland sorgen. In diesem Kontext erfordern insbesondere die steigenden Fallzahlen altersbedingter Erkrankungen sowie der Personalmangel im Bereich der Therapie und Pflege (Bundesagentur für Arbeit 2021) innovative Konzepte und Geräte, welche möglichst vielen Patienten einen niederschweligen Zugang zu wirksamer Versorgung erlauben. Gleichzeitig muss es das Ziel sein, Therapeuten und Pflegekräfte in ihrem Arbeitsalltag zu entlasten.

Neurologische Erkrankungen, wie der Schlaganfall, gehören zu den häufigsten Ursachen für erworbene Behinderungen in der EU und stellen damit eine gesamtgesellschaftliche Herausforderung dar. (Wafa et al. 2020) Betroffene leiden oft unter Funktionsstörungen oder dem vollständigen Funktionsverlust einer oder mehrerer Extremitäten, was weitreichende Folgen für das Privat- und Erwerbsleben der Patienten mit sich bringt. So können sie ihrer Arbeit oft nicht mehr nachgehen und sind häufig auch zuhause auf Unterstützung angewiesen. Um diese erworbenen Funktionsstörungen abzubauen, wird die Neuroplastizität des Gehirns durch motorisches Lernen angeregt. Dabei wird durch Reorganisation die Funktion geschädigter Areale von intakten Hirnarealen übernommen.

Um das motorische Lernen zu begünstigen, ist häufiges – idealerweise tägliches – Üben mit einer hohen Anzahl an Repetitionen und Variationen erforderlich. (Demarin & Morović 2014) Da in therapeutischen Einrichtungen häufig nur in geringerer Frequenz und Dauer trainiert werden kann, besteht an dieser Stelle ein immenses

Automatisierungspotential, dem bereits vermehrt mit dem Einsatz entsprechender Therapiegeräte begegnet wird. (Klein et al. 2018)

## 2. Stand der Forschung und Technik

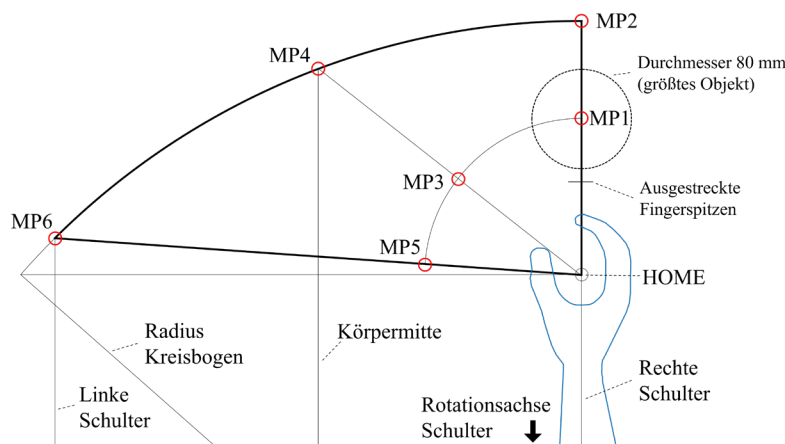
Im Kontext der zur Lebensführung bzw. Erwerbsarbeit notwendigen Fähigkeiten nimmt insbesondere das Greifen eine entscheidende Rolle ein, da die Manipulation der eigenen Umgebung elementarer Bestandteil vieler *Aktivitäten des täglichen Lebens* (Activities of Daily Living - ADL) ist. Im Bereich der automatisierten Greifrehabilitation fokussieren bestehende Lösungen allerdings häufig entweder die Transport- oder Greifphase, obwohl für jeden erfolgreichen Greifvorgang beide Phasen konsekutiv durchlaufen werden müssen. Einzelne Bewegungsabläufe, wie das Führen des Arms oder das Öffnen der Hand, sind erst in Kombination dazu geeignet, das Greifen vollumfänglich wiederzuerlernen. (Nowak 2011) Aus diesem Grund ist im Vorfeld eine präzise modellbasierte Beschreibung der gesamten physiologisch korrekten Greifbewegungen notwendig, die im Rahmen der automatisierten Therapie auf den Patienten aufgeprägt werden kann.

Viele Vorarbeiten im Kontext der Beschreibung menschlicher Greifbewegungen stammen bereits aus den 80er und 90er Jahren und beschäftigen sich durch verschiedene Variationen der Versuchsbedingungen vor allem mit der Fragestellung der neurologischen Abhängigkeit von Transport- und Fingerbewegungen. Insbesondere werden dabei die Einflüsse verschiedener Objektgrößen und Distanzen auf den Bewegungsablauf untersucht, zumeist für den Pinzettengriff und unter Verwendung optischer Messsysteme. (Paulignan et al. 1991, 1997) Nur wenige Arbeiten, wie die von Jeannerod (1981) und Gentilucci et al. (1991) befassen sich hingegen mit dem Vollhandgriff, obwohl im Rahmen der Versuche deutliche Unterschiede in den Bewegungsmustern identifiziert werden konnten. Entgegen der Annahme, dass Greifbewegungen in die beiden Komponenten des Transports und des Greifens unterteilt werden können, präsentieren Smeets et al. (2019) zudem einen alternativen Ansatz und interpretieren Greifvorgänge als das Kontrollieren der einzelnen Finger im dreidimensionalen Raum, ohne konsequente Trennung der beiden Teilbewegungen. Darüber hinaus ergänzen neue Arbeiten den Einsatz verschiedener Methoden des Motion Capturings mit weiteren Untersuchungen, wie zum Beispiel einer detaillierten Kraftmessung. So befassen sich Herbst et al. (2020) in einer aktuellen Studie intensiv mit der Bewegungsanalyse der Greifbewegung für unterschiedliche Objektgeometrien. Dabei liegt ein Fokus auf der Ermittlung inter- und intraindividuelle Unterschiede in puncto Bewegungsablauf und aufgebrachtener Kräfte.

Obwohl bereits verschiedene Beschreibungen von Menschbewegungen mittels Motion Capturing existieren, sind im Rahmen der Entwicklungen eines Therapiegerätes für den Heimbereich weitere Fragestellungen zu erörtern und zusätzliche Randbedingungen zu beachten. Zum einen existieren nur wenige Forschungsarbeiten bezüglich des Vollhandgriffs, welchem aus therapeutischer Sicht, aufgrund der Beteiligung sämtlicher Finger, eine höhere Bedeutung beizumessen ist, als dem Pinzettengriff. Zum anderen verhindern die hohen interindividuellen Unterschiede bei menschlichen Greifvorgängen sowie die verschiedenen Versuchsaufbauten der bisherigen Forschungsarbeiten das Übernehmen einzelner Teilaspekte und das anschließende Zusammenfügen zu einem schlüssigen und belastbaren Modell. Aus diesem Grunde werden die relevanten Größen und Zusammenhänge anhand der Bewegungen eines Therapeuten erfasst.

### 3. Versuchsplanung und -aufbau

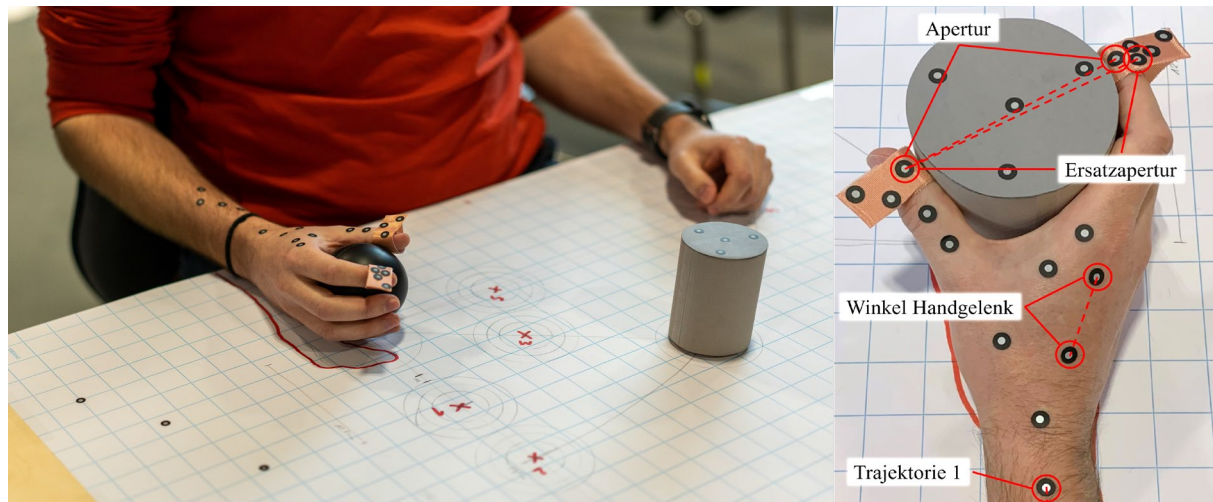
Für ein effektives Training der motorischen Fähigkeiten wurde die Manipulation dreier zylindrischer Gegenstände mit einem Durchmesser zwischen 40 und 80 mm in sitzender Position ausgewählt, da es sich hierbei um eine Grundfertigkeit mit hohem Alltagsnutzen handelt. Darüber hinaus wurde mit dem Zylindergriff die Greifart mit der häufigsten Alltagsnutzung (Bullock et al. 2013) gewählt, die zudem eine Übertragbarkeit auf das Greifen alternativer Geometrien, wie Kugeln und Quader mit vergleichbaren Abmaßen, erlaubt. Zur Bewegungsdatenerfassung werden die drei Zylinder mit 40, 60 und 80 mm Durchmesser so natürlich wie möglich von der Home-Position aus gegriffen. Diese Zylinder werden dazu an sechs verschiedenen Positionen (MP1–MP6) in unterschiedlichen Distanzen und Winkeln so positioniert, dass sie typische Bewegungsmuster des Greifens nur aus dem Schulter- und Ellenbogengelenk heraus – ohne Bewegung des Rumpfes – abdecken und eine Inter- und Extrapolation für dazwischen und außerhalb liegende Positionen zulassen. Die Entfernung von MP1,3,5 ist dabei geringer als jene von MP2,4,6 und die Winkel liegen von der Home-Position aus betrachtet bei 0° (MP1,2), 45° (MP3,4) und 88° (MP5,6), wie Abbildung 1 zu entnehmen. Die Winkel ergeben sich dabei durch die Schnittpunkte des Radius der maximalen Reichweite mit den Positionen der linken (MP6) und rechten (MP2) Schulter sowie der Körpermitte (MP4).



**Abbildung 1:** Planung des Bewegungsraums durch Innenrotation des Arms bis zur linken Schulter

Bei den Versuchen sitzt der Proband aufrecht vor einem Tisch. Die Sitzhöhe wird dabei so eingestellt, dass der rechte Unterarm bzw. das Handgelenk bei einer Flexion von 90 Grad im Ellenbogengelenk auf der Tischfläche aufliegt. Das Schultergelenk befindet sich in der natürlichen Neutral-Null-Stellung, sodass weder eine Ante- bzw. Retroversion noch eine Innen- oder Außenrotation vorliegt. In dieser Position hält die Versuchsperson einen Ball, um die Funktionsstellung der Hand zu erzielen, bei der diese weder extrem gestreckt noch gebeugt ist. Die Verwendung des Balls ermöglicht zudem eine zum Greifen geeignete Abduktionsstellung des Daumens.

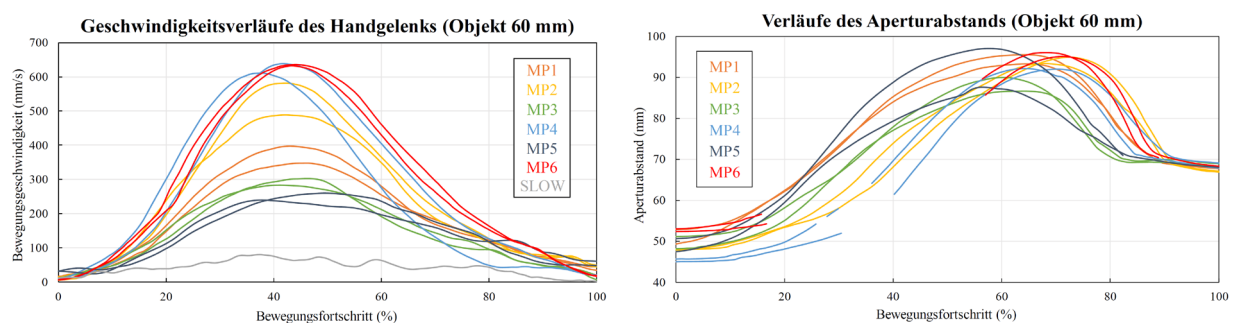
Für die Aufzeichnung der Armtrajektorie und Apertur, also der Öffnung der Hand gemessen am Abstand zwischen Zeigefinger und Daumen, wird das GOM Aramis SRX 3D-Kamerasystem eingesetzt. Dieses System verwendet reflektierende Referenzmarker zum Bewegungstracking mit bis zu 490 Hz. Zur Verbesserung der Erfassungsgüte wurden an den relevanten Stellen z.T. Punktehaufen geklebt und für den Fall einer Verschattung eine Ersatzapertur definiert (vgl. Abb. 2, rechts).



**Abbildung 2:** Versuchsaufbau mit Probandenposition und Bewegungsraum für das ADL- Greiftraining (links) und Referenzpunkten auf dem Unterarm (rechts)

#### 4. Ergebnisse und Modellbildung

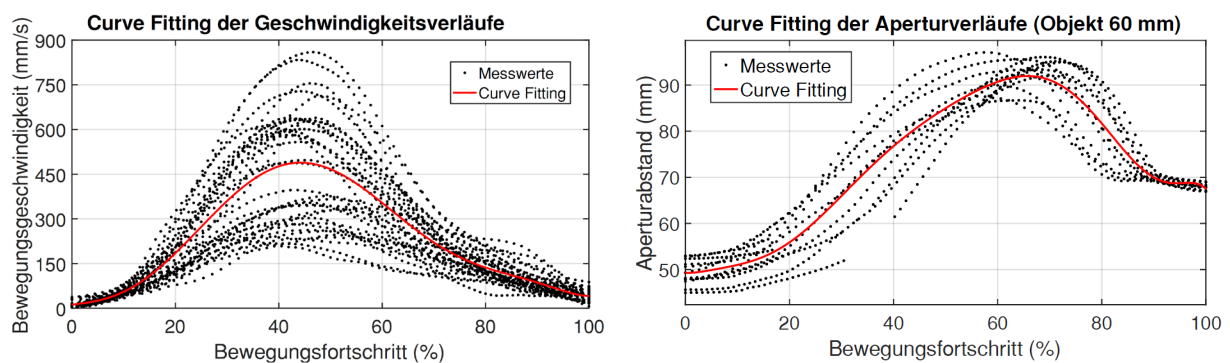
Die Auswertung der Messwerte zeigt einen charakteristischen Verlauf der Geschwindigkeiten im Transit zu den Greifpositionen MP1-6 (vgl. Abb. 3). Dabei wird das Geschwindigkeitsmaximum bei ca. 45 % des normierten Bewegungsfortschritts erzielt, dass je nach Entfernung zum Ziel in der Amplitude variiert. Es zeigt sich, dass es beim natürlichen Greifen weiter entfernter Objekte zwar auch zu einer Erhöhung der Greifdauer kommt, diese jedoch zum Teil durch eine deutliche Geschwindigkeitserhöhung kompensiert wird. Auch ist zu erkennen, dass die Apertur zwischen 60 % und 70 % des normierten Bewegungsfortschritts maximal wird. Darüber hinaus ist ersichtlich, dass die Bewegungsmuster bei künstlich langsamer Ausführung (Slow) verloren gehen.



**Abbildung 3:** Normierte Geschwindigkeitsverläufe (links) und normierte Verläufe der Apertur in Abhängigkeit der Greifposition (rechts) jeweils für den Zylindergriff (am Beispiel des 60 mm-Objekts) – fehlende Datenpunkte durch Verschattung

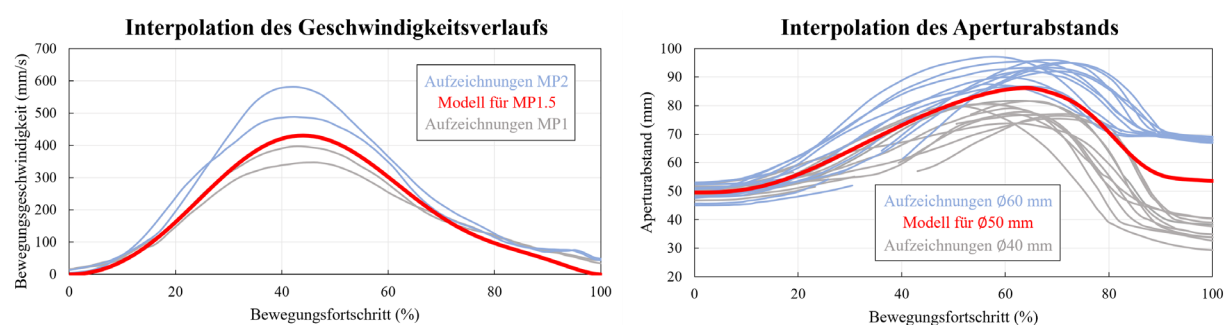
Für die Modellierung des Geschwindigkeitsverlaufs wurden alle Aufzeichnungen durch Curve Fitting zu einem repräsentativen Verlauf zusammengefasst. Dieser wurde anschließend leicht modifiziert, sodass Start- und Endgeschwindigkeit für den Betrieb des Therapiegerätes den Wert null annehmen. Das resultierende Polynom kann über einen Vorfaktor skaliert werden. Da sich bei den Aperturverläufen nicht nur der Maximal-, sondern auch der Endwert objektabhängig verändert, wurden diese beim Curve Fitting zunächst für jede Objektgröße separat betrachtet. Anschließend wurden

Gemeinsamkeiten der Verläufe identifiziert. Untersuchungsobjekt waren die Zeitpunkte der Wende- und Extremstellen, die prozentuale Abweichung der Start- und Maximalwerte sowie ob Maximal- und Endwert zu verschiedenen Zeitpunkten des Bewegungsablaufes bereits absolviert wurden. Aufgrund der hohen Ähnlichkeit der Ergebnisse konnten diese gemittelt und als Randbedingungen für das Auffinden geeigneter Polynome zur Modellierung genutzt werden. Zudem ermöglicht dieser Ansatz eine beliebige Variation von Start-, Maximal- und Endwert der Apertur unter Beibehaltung der wichtigsten Verlaufscharakteristika.



**Abbildung 4:** Curve Fitting der Geschwindigkeitsverläufe aller Greifpunkte und Objektgrößen (links) und Aperturverläufe am Beispiel 60 mm (rechts).

Das Modell verfügt über verschiedene Eingabeparameter. Als Basis für die Berechnung des Geschwindigkeitsverlaufs dient die Objektposition, woraus unter Berücksichtigung des Abstandes zwischen Objektzentrum und Handgelenk des Patienten sowie der Bewegungsrichtung des Greifvorgangs die zu absolvierende Distanz für die Transporteinheit des Gerätes resultiert. Im Rahmen der Bewegungsdatenerfassung wurde der Zusammenhang zwischen der erreichten maximalen Geschwindigkeit und der zurückzulegenden Distanz als Funktion mit einem hohen Bestimmtheitsmaß ( $R^2 = 0,94$ ) ermittelt. Somit ergibt sich für eine bestimmte Distanz ein Geschwindigkeitsverlauf mit entsprechender Amplitude. Mithilfe der aufgezeichneten Aperturverläufe und der dabei auftretenden maximalen und finalen Apertur in Abhängigkeit der drei verschiedenen Objektgrößen, können im Modell beliebige Objektdurchmesser eingegeben werden. Die resultierende Apertur fließt anschließend in die Randbedingungen für die Ermittlung der Polynome ein.



**Abbildung 5:** Modellierter Geschwindigkeits- (links) und Aperturverläufe (rechts)

Abbildung 5 zeigt exemplarisch die Interpolation des Geschwindigkeitsverlaufs für einen fiktiven Greifpunkt MP1.5, der sich exakt zwischen MP1 und MP2 befindet.

Ebenfalls werden die Aperturverläufe für ein Objekt mit einem Durchmesser von 50 mm im Vergleich zu den Verläufen für das 40 mm- und 60 mm-Objekt dargestellt.

## 5. Diskussion

Vorangegangene Studien lassen vermuten, dass interindividuelle Abweichungen, wie bspw. die Körpergröße, eine Modellierung menschlicher Bewegungen erschweren. Ziel der Modellbildung war daher eine zumindest partielle Anpassung der Bewegung nicht nur an exogene Faktoren, wie den Objektdurchmesser, sondern auch eine anthropometrische Adaption der Trajektorien, am Beispiel der Armlänge also durch eine personenbezogene Definition des Abstands zum Greifpunkt. Wie sich gezeigt hat, liegen die Modellverläufe innerhalb der erwarteten Korridore vergleichbarer Bewegungsparameter. Man kann daher annehmen, dass das Modell die Greifbewegungen einer einzelnen Person ausreichend gut abbildet. Da im Rahmen der manuellen Therapiedurchführung die Bewegungsanbahnung auch von der Interindividualität der Therapeuten abhängig ist, scheint dies kein Ausschlusskriterium für eine erfolgreiche Therapie darzustellen und sollte daher einer Automatisierung nicht im Wege stehen.

## 6. Literatur

- Bullock I M, Feix T, Dollar A M (2013) Finding small, versatile sets of human grasps to span common objects. In: 2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA). 2013. Karlsruhe, Germany, 06.05.2013 - 10.05.2013: IEEE, S. 1068–1075.
- Bundesagentur für Arbeit (2021) Fachkräfteengpassanalyse. Berichte: Blickpunkt.
- Demarin V, MOROVIĆ S (2014) Neuroplasticity. In: *Periodicum biologorum* 116 (2), S. 209–211.
- Gentilucci M, Castiello U, Corradin, M L, Scarpa, M, Umiltà C, Rizzolatti G (1991) Influence of different types of grasping on the transport component of prehension movements. In: *Neuropsychologia* 29, S. 361–378.
- Herbst Y, Zelnik-Manor L, Wolf A (2020) Analysis of subject specific grasping patterns. In: *PloS one* 15 (7), e0234969. DOI: 10.1371/journal.pone.0234969.
- Jeannerod M (1981) Intersegmental coordination during reaching at natural visual objects. In: *Attention and Performance*, S. 153–169.
- Klein B, Graf B, Schlömer I F, Roßberg H, Röhrich K, Baumgarten S (2018) Robotik in der Gesundheitswirtschaft. Einsatzfelder und Potenziale. Heidelberg.
- Nowak D A (2011) Handfunktionsstörungen in der Neurologie: Springer.
- Paulignan, Y.; MacKenzie, C.; Marteniuk, R.; Jeannerod, Marc (1991): Selective perturbation of visual input during prehension movements. In: *Experimental brain research* 83 (3), S. 502–512.
- Paulignan Y, Frak V G, Toni I, Jeannerod M (1997) Influence of object position and size on human prehension movements. In: *Experimental brain research* 114 (2), S. 226–234.
- Smeets J B J; van der Kooij K, Brenner E (2019) A review of grasping as the movements of digits in space. In: *Journal of neurophysiology* 122 (4), S. 1578–1597.
- Wafa H A, Wolfe C D A, Emmett E, Roth G A, Johnson C O, Wang Y (2020) Burden of Stroke in Europe: Thirty-Year Projections of Incidence, Prevalence, Deaths, and Disability-Adjusted Life Years. In: *Stroke* 51 (8), S. 2418–2427. DOI: 10.1161/STROKEAHA.120.029606.

**Danksagung:** Das Projekt TheraGrip wird im Rahmen der Fördermaßnahme „KMU-innovativ: Medizintechnik“ vom Bundesministerium für Bildung und Forschung unter der Förderkennziffer 13GW0417A gefördert.



Gesellschaft für  
Arbeitswissenschaft e.V.

## Technologie und Bildung in hybriden Arbeitswelten

68. Kongress der  
Gesellschaft für Arbeitswissenschaft

Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

Fraunhofer-Institut für Fabrikbetrieb und  
Fabrikautomatisierung IFF, Magdeburg

02. – 04. März 2022

---

## GfA-Press

---

**Bericht zum 68. Arbeitswissenschaftlichen Kongress vom 02. – 04. März 2022**

**Otto-von Guericke-Universität Magdeburg;  
Fraunhofer-Institut für Fabrikbetrieb und -automatisierung IFF, Magdeburg**

Herausgegeben von der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V.  
Sankt Augustin: GfA-Press, 2022  
ISBN 978-3-936804-31-7

NE: Gesellschaft für Arbeitswissenschaft: Jahresdokumentation

Als Manuskript zusammengestellt. Diese Jahresdokumentation ist nur in der Geschäftsstelle (s. u.) erhältlich.

Alle Rechte vorbehalten.

© **GfA-Press, Sankt Augustin**

**Schriftleitung: Prof. Dr. Rolf Ellegast**

im Auftrag der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V.

Ohne ausdrückliche Genehmigung der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V. ist es nicht gestattet:

- den Kongressband oder Teile daraus in irgendeiner Form (durch Fotokopie, Mikrofilm oder ein anderes Verfahren) zu vervielfältigen,
- den Kongressband oder Teile daraus in Print- und/oder Nonprint-Medien (Webseiten, Blog, Social Media) zu verbreiten.

Die Verantwortung für die Inhalte der Beiträge tragen alleine die jeweiligen Verfasser; die GfA haftet nicht für die weitere Verwendung der darin enthaltenen Angaben.

### **Geschäftsstelle der GfA**

Simone John, Tel.: +49 (0)30 1300-13003

Alte Heerstraße 111, D-53757 Sankt Augustin

[info@gesellschaft-fuer-arbeitswissenschaft.de](mailto:info@gesellschaft-fuer-arbeitswissenschaft.de) · [www.gesellschaft-fuer-arbeitswissenschaft.de](http://www.gesellschaft-fuer-arbeitswissenschaft.de)

### **Screen design und Umsetzung**

© 2022 fröse multimedia, Frank Fröse

[office@internetkundenservice.de](mailto:office@internetkundenservice.de) · [www.internetkundenservice.de](http://www.internetkundenservice.de)