



universitätsverlag
ilmenau

Feierabend, Martin; Zentner, Lena:

**Konzeption eines Mechanotherapie-Systems zur Rehabilitation
der Handfunktionalität für den Einsatz in der medizinischen
Trainingstherapie**

URN: urn:nbn:de:gbv:ilm1-2013100033-437-5

URL: <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:gbv:ilm1-2013100033-437-5>

Erschienen in:

10. Kolloquium Getriebetechnik : Technische Universität Ilmenau, 11. - 13.
September 2013. - Ilmenau : Univ.-Verl. Ilmenau, 2013. - S. 437-454.
(Berichte der Ilmenauer Mechanismentechnik ; 2)

ISSN: 2194-9476

ISBN: 978-3-86360-065-5 [Druckausgabe]

URN: urn:nbn:de:gbv:ilm1-2013100033

URL: <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:gbv:ilm1-2013100033>

KONZEPTION EINES MECHANOTHERAPIE-SYSTEMS ZUR REHABILITATION DER HANDFUNKTIONALITÄT FÜR DEN EINSATZ IN DER MEDIZINISCHEN TRAININGSTHERAPIE

Feierabend, Martin; Lena, Zentner***

* TU Ilmenau, Fachgebiet Mechanismentechnik, martin.feierabend@tu-ilmenau.de

** TU Ilmenau, Fachgebiet Mechanismentechnik, lena.zentner@tu-ilmenau.de

Kurzfassung

Die Hände des Menschen gelten als die am intensivsten eingesetzten Körperteile. Sie werden bei der Ausübung unterschiedlichster Tätigkeiten sowie zur Durchführung notwendiger alltäglicher Bedürfnisse eingesetzt. Im Gegensatz zu anderen Körperteilen sind die Hände, bedingt durch ihre exponierte Lage und den häufigen Gebrauch, einem höheren Verletzungsrisiko ausgesetzt. Durch die Selbstverständlichkeit, mit der der Mensch seine Hände einsetzt, wird deren Wichtigkeit erst nach einer Verletzung bzw. Krankheit bewusst. Bleibende Beeinträchtigungen beschränken sich nicht nur auf die körperliche Leistungsfähigkeit, sondern können auch seelische Auswirkungen auf den Patienten haben. Deshalb ist eine möglichst vollständige Rehabilitation der Hand anzustreben. Für die Handrehabilitation werden bisher technische Systeme eingesetzt, die nur eine sehr beschränkte Anzahl therapienotwendiger Bewegungsaufgaben übernehmen können.

Motiviert durch diese Tatsachen wird ein Mechanotherapie-System konzipiert, welches fluidisch angetrieben und modular aufgebaut ist. Im ersten Schritt, wird sich auf die Konzeption für einen Finger beschränkt. Die gefundene Lösung ist aber auf die restlichen Langfinger übertragbar.

Abstract

The hands are regarded as the most intensively used parts of the human body. They are used to perform very different activities, and to carry out daily necessary needs. Due to their exposed location and the frequent use, hands have a high risk of injury. Through the naturalness with which humans use their hands, the major importance of them only becomes aware after the Hands are injured. Permanent damages are not limited to physical performance, but can also have psychological effects on the patient. Therefore, a preferably full rehabilitation of the hand is desirable. Only a very limited number of therapy necessary movement tasks can take on by nowadays used technical systems for hand rehabilitation.

Motivated by these facts, a mechanotherapy-system is conceived, which is fluidly driven and modular. In this paper the conception of the mechanotherapy-system will be limited to one finger. However, the found solution is transferable to the remaining long fingers.

1 Einleitung

„Der Mensch ist das klügste aller Wesen, weil er Hände hat.“ [1] Schon durch diesen Satz des griechischen Philosophen Anaxagoras, welchen Aristoteles in seinem Werk *De partibus animalium* überliefert, wird klar, welche herausragende und zugleich zentrale Rolle die Hand im menschlichen Leben spielt.

Gerade, weil die Hand ein so vielfältiges und hochpräzises Werkzeug ist, können schon kleine Funktionsdefizite dieser die Selbständigkeit und Lebensqualität eines Menschen, aber auch die seines sozialen Umfeldes erheblich beeinträchtigen. Zusätzlich ist die Hand durch die hohe und häufige Beanspruchung im Vergleich zu übrigen Körperteilen einem erhöhten Verletzungsrisiko ausgesetzt, ein Drittel aller Verletzungen und Unfälle betreffen die Hand. [2].

Ärzte, Ergo- und Physiotherapeuten haben eine breite Palette an Behandlungsmöglichkeiten entwickelt, die zur Rehabilitation bzw. Funktionserhaltung nach Verletzungen oder Erkrankungen eingesetzt werden. Die Bewegung und Belastung der verletzten oder erkrankten Muskeln, Sehnen und Gelenke ist dabei ein wichtiger Bestandteil. Diese

Form der Therapie wird Mechanotherapie genannt. Dabei kommen in zunehmendem Maße technische Hilfsmittel zum Einsatz.

Mit den derzeit verfügbaren Systemen werden Behandlungsansätze umgesetzt, die überwiegend schon seit der Mitte des letzten Jahrhunderts bekannt sind. Die technischen Voraussetzungen erlauben bisher die Bewegung von kompletten Fingern. Das gezielte Bewegen einzelner Fingergelenke ist mit den verfügbaren Geräten nicht möglich. Mit den bestehenden Geräten müssen sowohl Therapeuten als auch Patienten erhebliche Einschränkungen in Kauf nehmen.

In diesem Artikel wird ein Mechanotherapiesystem zur Rehabilitation der Handfunktion für den medizinischen Einsatz konzipiert. Hierbei sollen die Grundlagen für ein multifunktionales System zur Mechanotherapie der Hand erarbeitet werden. Neben den bekannten Behandlungsmöglichkeiten sollen dabei durch die qualitativ neuen Funktionen die Erprobung und Entwicklung neuer Behandlungsansätze ermöglicht werden. Ziel ist es, durch den Einsatz dieses Systems einen schnelleren Behandlungserfolg zu erreichen.

2 Grundlagen

2.1 Anatomische Grundlagen

Das Skelett der Hand besitzt, neben kleineren Sesambeinen, 27 Knochen. Diese sind, wie in Abb. 1 links, in verschiedene Abschnitte gegliedert. An die Arm- und die Handwurzelknochen (8-10) grenzt die Mittelhand (11). An diese schließen die fünf Finger an. Die Finger lassen sich in Langfinger (Zeige- bis kleiner Finger) und den Daumen unterteilen. Sie bestehen alle aus dem Fingergrundglied (Phalanx proximalis) (12) und dem Fingerendglied (Phalanx distalis) (14). Zwischen diesen befindet sich bei den Langfingern ein Mittelglied (Phalanx media) (13). Die einzelnen Knochen sind mit Gelenken verbunden, welche durch die Linien in Abb. 1 links zusammengefasst und gekennzeichnet sind. Während Nr. 1 bis 3 die einzelnen Bestandteile des Handgelenks darstellen, zeigen Nr. 4 bis 7 die verschiedenen Fingergelenke, welche auch in Abb. 1 rechts (Nr. 1, 2 und 4) zu sehen sind. [3]

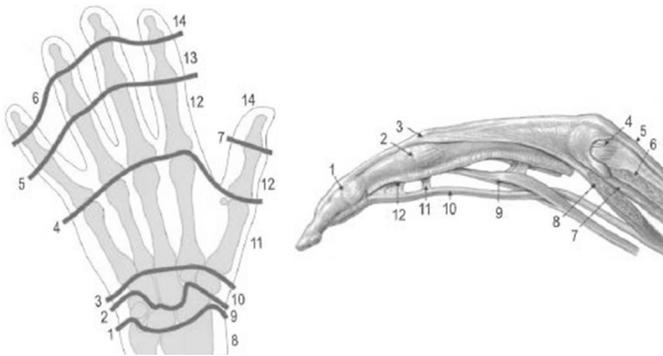


Abb. 1: (links) Gliederung der Hand; (rechts) Gelenke, Muskeln und Sehnen eines Langfingers [3]

Abbildung Abb. 2 beschreibt die räumliche Orientierung der Hand und veranschaulicht die später verwendeten Begriffe für die Bewegungsrichtungen.

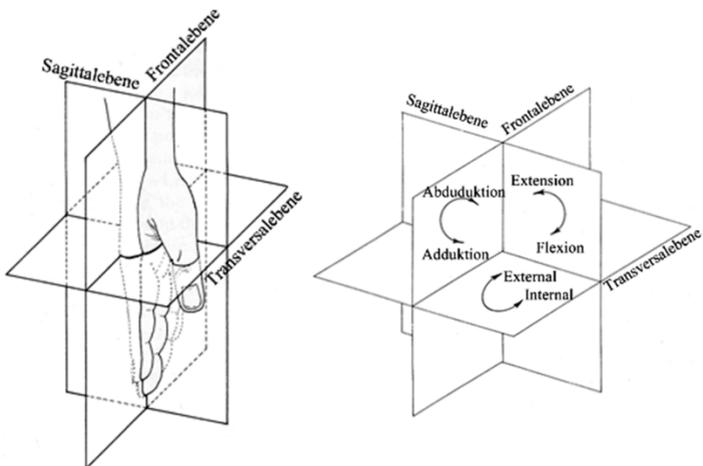


Abb. 2: (links) Hauptebenen der Hand; Benennung der Bewegungen der Hand; (rechts) abhängig von der Bewegungsebene und -richtung [4]

Alle fünf Finger schließen durch das jeweilige Fingergrundgelenk an die Mittelhand an (vgl. Abb. 1 links und rechts Nr. 4). Das Fingergrundgelenk ermöglicht ein Spreizen (Abduktion), Anziehen (Adduktion), Strecken

(Extension) und Beugen (Flexion). Das Fingermittel- und Fingerendgelenk ermöglichen eine Extension und Flexion. Im Folgenden wird sich auf die Extension und Flexion eines Fingers beschränkt um erste Konzepte zu erarbeiten. Die möglichen Bewegungsbereiche für Extension und Flexion eines Fingers sind in Abb. 3 dargestellt.

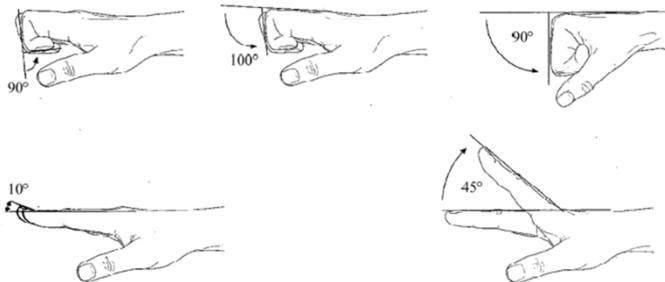


Abb. 3: Beweglichkeit der Fingergelenke; Fingerendgelenk (*links*); Fingermittelgelenk (*Mitte*); Fingergrundgelenk (*rechts*) [5]

2.2 Therapiemöglichkeiten

Bei Erkrankungen der Hand, welche die Beweglichkeit dieser einschränken, empfiehlt sich ein umfangreiches Rehabilitationsprogramm.

Dieses beinhaltet für alle Beeinträchtigungen eine Bewegungstherapie, bei welcher der Patient entweder selbst aktiv mit seinen Muskeln Übungen mit den Fingern ausführt oder seine erkrankten Gliedmaßen passiv durch eine äußere Kraft mobilisieren lässt und so einen Trainingseffekt erzielt.

Des Weiteren wird die Therapie meist mit dem Einsatz von Schienen unterstützt. Hierbei spielen statische Orthesen, welche an bestimmten Stellen den Freiheitsgrad der Gelenke beschränken und dynamische Orthesen, welche bestimmte Bewegungen durch elastische nachgiebige Materialien hemmen, um einen Widerstand für ein Krafttraining zu bieten, eine Rolle. Häufig werden Orthesen auch bei alltäglichen Aufgaben verwendet. Alltagsähnliche Bewegungsabläufe können jedoch auch gezielt in einer Funktionstherapie nachgeahmt und geübt werden. Auffallend ist, dass es für jedes Krankheitsbild der Hand individuell angepasste Orthesen gibt. Dabei unterscheiden sie sich hauptsächlich darin, welche Gelenke sie statisch fixieren bzw. deren Freiheitsgrad sie einschränken und welchen

Gelenken sie einen gewissen Spielraum erlauben. Damit die Orthesen ihre Aufgabe gut erfüllen können, werden sie meist individuell an den Patienten angepasst, um möglichst formgenau an der Hand anzuliegen.

Empfiehl sich für den Patienten eine passive Bewegungstherapie, benötigt er meist eine zweite Person wenn nicht sogar eine therapeutische Fachkraft, welche mit dem Patienten übt. Dies führt nicht nur zu einer noch größeren Abhängigkeit des schon in seiner Eigenständigkeit limitierten Patienten, sondern stellt auch ein gesellschaftliches Problem da. Die steigende Belastung der Krankenkassen ist hier nur ein Beispiel.

2.3 Stand der Technik

2.3.1 Hand of Hope

Die Hand of Hope wird von Rehab Robotics vertrieben. Entwickelt wurde das System an der Technischen Universität Hong Kong.

Das Gerät (vgl. Abb. 4 links) besteht aus fünf einzelnen Fingermodulen, welche jeweils an einem auf dem Handrücken befindlichen linearen elektrischen Aktuator mit integrierter Steuereinheit über ein Gestänge verbunden sind. Die Kräfte der Aktuatoren werden über eine Kurve in ein Moment und somit eine Bewegung der Finger übersetzt. Der Linearmotor eines Fingers kann das Fingergrund- und das Fingermittelgelenk über das Getriebe so mobilisieren, dass sie sich innerhalb eines Winkels von max. 65° strecken und beugen können. Eine voneinander unabhängige Bewegung der beiden Gelenke ist jedoch nicht möglich. [6]

2.3.2 Handexos

2009 präsentierte ein Forschungsteam um Azzurra Chiri der Hochschule St. Anna ein mechanotherapeutisches System namens Handexos. Hierbei handelt es sich um ein Exoskelett aus Aluminium in Schalenbauweise, welches auf der Hand getragen wird (vgl. Abb. 4 Mitte). Dieses hat fünf Module. Jedes Modul wird von einem Gleichstrommotor angetrieben. Bowdenzüge, welche den Motor mit an den Gelenken befindlichen Umlenkkrädchen verbinden, setzen das Moment des Aktuators in eine Streckbewegung der Hand um. Ebenfalls mit Bowdenzügen verbundene Rückstellfedern versetzen den Handexos zurück in Beugehaltung. Durch die

fünf Aktuatoren lässt sich jeder Finger separat bewegen. Allerdings lassen sich einzelne Gelenke nicht differenziert ansteuern. [7]

2.3.3 J-Glove

Jose M. Ochoa stellte im Jahr 2011 seine Forschungsergebnisse zu einem therapeutischen Handschuh, dem J-Glove, vor. Auf der Oberseite der Finger verläuft je ein Bowdenzug. Diese fünf vereinen sich auf dem Unterarm zu einem Hauptzug (siehe Abb. 4 rechts). Ein Gleichstrommotor, welcher am Hauptzug angeschlossen ist, soll die Bowdenzüge nach vorne, beziehungsweise nach hinten ziehen, und so alle Finger zu einer Flexion oder Extension zwingen. [8]

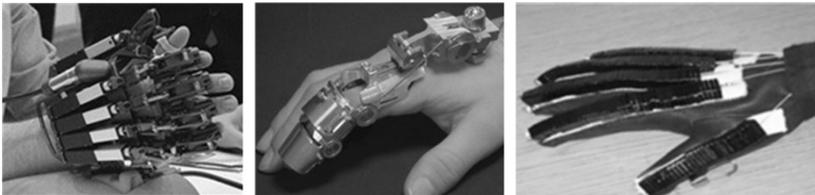


Abb. 4: Mechanotherapeutische Systeme (*links*) Hand of Hope von Rehab Robotics [6]; (*Mitte*) Prototyp des Handexos für den Zeigefinger [7]; (*rechts*) J-Glove mit Bowdenzügen auf dem Handrücken [8]

2.3.4 Fazit

Für die Rehabilitation und die Behandlung von Erkrankungen der Hand gibt es eine Vielzahl technischer Hilfsmittel. Sie sind in ihrer Anwendung jedoch nicht multifunktional, mobil einsetzbar und erlauben nicht die individuelle, separate Behandlung einzelner Gelenke der Hand.

Ein mechanotherapeutisches System, welches sich modular auf die Größe und die therapeutischen Bedürfnisse (gezielte Bewegung, Sperrung oder Hemmung der erkrankten Gelenke) eines Patienten anpassen lässt, existiert noch nicht und wird den Rehabilitationsverlauf positiv beeinflussen. Bei solch einem System sollte für jedes Gelenk eines Fingers wahlweise ein Aktuator, ein Gehemme oder ein Gesperre integrierbar sein. Ein Aktuator lässt das Gelenk eine passive Bewegung ausführen. Ein Gehemme, stellt, verglichen mit der dynamischen Orthese, einen überwindbaren Widerstand

für eine eigenständige Bewegung dar. Ein Gesperre fixiert das jeweilige Gelenk in einem bestimmten Winkel.

3 Konzeption

3.1 Präzisierung der Aufgabenstellung

Ziel der Entwicklung ist, die Gelenke eines Fingers in ihrem vollständigen physiologischen Bewegungsraum passiv zu bewegen und in diesem Rahmen auch aktive Bewegung zuzulassen. Zu diesem Zweck sollen Aktuatoren zum Einsatz kommen, die ein passives Bewegen des Fingers ermöglichen und dem Finger beim aktiven Bewegen einen definierten Widerstand entgegenbringen können. Zusätzlich ist der Einsatz passiver Elemente denkbar, die entweder als Starrkörper ein Gelenk fixieren oder durch eine Nachgiebigkeit das Bewegen gegen einen Widerstand erlauben bzw. eine gleichförmige Kraft aufbringen.

Für den Antrieb werden pneumatische Aktuatoren bevorzugt, da die Dämpfungseigenschaften der Luft für einen ruck- und stoßfreien Antrieb genutzt werden können. Eine Kraftübertragung durch Seil- oder Bowdenzüge wird von vornherein ausgeschlossen, da diese große aufbauten benötigen und eine potentielle Gefahrenquelle für Patienten darstellen.

Die Kräfteinleitung und -aufnahme soll ausschließlich über die an das jeweilige Gelenk angrenzenden Elemente (Knochen) und das sie umgebende Gewebe erfolgen. Die Nachbargelenke sollen nicht mit einbezogen werden, um diese separat bewegen zu können. Dabei soll eine gezielte Ansteuerung jedes einzelnen Gelenks möglich sein. Außerdem ist darauf zu achten, dass es durch das System zu keiner Fehlbelastung von Gelenken kommt. Des Weiteren wird eine leichte und platzsparende Bauweise mit modularem Aufbau angestrebt.

Bei der Konzeption liegt das Hauptaugenmerk auf den Aktuatorkonzepten, der Positionierung des Aktuators sowie den Mechanismus zur Umwandlung der Aktuatorkraft in ein Moment, welches das Fingerglied bewegt, gelegt.

3.2 Prinzipsynthese

3.2.1 Aktuatorkonzepte

Nachfolgend eine kurze Übersicht über mögliche pneumatische Aktuatorkonzepte. Als Aktuatoren kommen herkömmliche, kommerziell erwerbliche, pneumatische Antriebe oder neuartige, selbst zu entwickelnde Baugruppen in Frage. Abb. 5 zeigt eine Übersicht möglicher Aktuatoren. Die gefundenen Lösungen lassen sich in drei Hauptgruppen unterteilen: Zylinder, Kissen und Faltenbälge.

Grundform	Bewegungsart	Wirkrichtungen	konstruktive Details	Skizze	
				Druck p_1	Druck $p_2 > p_1$
Zylinder	translatorisch	einfach wirkend			
		doppelt wirkend			
Faltenbalg	translatorisch	einfach wirkend	eine Falte		
			mehrere Falten		
	rotatorisch	einfach wirkend	asymmetrisch		
Kissen	ungerichtet		keine spezielle Oberflächenstruktur $n=0$		

Legende: Luftzufuhr und -abfuhr

Abb. 5: Kombinationstabelle mit den verschiedenen pneumatischen Aktuatorkonzepten

Zylinder

Von Nachteil für das mechanotherapeutische System ist, dass selbst die kleinsten Zylinder relativ groß sind. Mit einer ausgefahrenen Länge von 34 mm ist der kürzeste gefundene Pneumatikzylinder nur schwer auf einem Fingerglied anzubringen. [9] Die Fertigung selbst entworfener Zylinder ist sehr aufwendig, hohe Anforderungen an Dichtheit und Präzision gestellt werden.

Faltenbälge

Eine andere Möglichkeit das System pneumatisch anzutreiben, sind Faltenbälge aus Elastomeren. Die Größe des Aktuators kann sich so an den notwendigen Einbaumaßen orientieren. Beispiel für eine individuell gestaltete Struktur ist ein Balg mit nur einer Falte. Ein solcher lässt sich wesentlich kompakter gestalten als mehrfaltige Typen. Rotationssymmetrische Bälge entfalten sich, wenn der in ihnen herrschende Luftdruck erhöht wird. Dabei führen sie eine rein translatorische Bewegung aus. Gestaltet man einen Faltenbalg asymmetrisch, bewegt sich dieser auf einer gekrümmten Bahn. Solche asymmetrischen Strukturen stellen ein gewisses Potential für rotatorische pneumatische Aktuatoren da.

Kissen

Gummi oder gummiähnliche, weiche Materialien zeichnen sich unter anderem durch ihre hohe Elastizität aus. Deshalb ist ein Aktuator denkbar, welcher vergleichbar mit einem Luftballon ist. Erhöht man in diesem den Luftdruck, dehnt sich dieser ungerichtet aus.

3.2.2 Aktuatorposition

Der Aktuator kann entweder direkt, in der näheren Umgebung des zu mobilisierenden Gelenkes oder abseits des Fingers, z. B. auf der Mittelhand, dem Unterarm oder auf einem körperfernen Gegenstand wie einem Tisch, angebracht werden. Befindet sich der Aktuator direkt auf dem Finger, gibt es drei Koordinaten, entlang welcher sich der Aktuator ausdehnen und zusammenziehen kann: nach oben und unten (dorsopalmar), längs des Fingers (longitudinal) oder seitlich (transversal).

3.2.3 *Konzepte für den Mechanismus*

Um die Kraft bzw. das Moment eines Aktuators auf ein Fingergelenk zu übertragen, ist ein Mechanismus notwendig. Neben der Kraft- und Momentübersetzung hat dieses auch die Aufgabe, den Hub eines translatorischen Antriebs in eine Rotation umzuwandeln.

Die Kraftübertragung soll direkt über am System befestigte Getriebeglieder und -gelenke erreicht werden. Bei der Mechanismenauswahl ist zu beachten, dass auf das Fingergelenk ein reines Drehmoment um die Achse des Fingergelenks wirkt und Längs- sowie Vertikalkräfte unterbunden werden, da diese die Bewegung hemmen und zu Verletzungen des Fingergelenks führen können.

Um unerwünschte Kräfte auf das Fingergelenk zu vermeiden, muss das Gelenk des mechanotherapeutischen Systems auf einer Achse mit dem Fingergelenk liegen. Um dies zu gewährleisten, müssen die Gelenke des mechanotherapeutischen Systems seitlich des Fingergelenks liegen. Des Weiteren ist zu beachten, dass die MCP-Gelenke aufgrund ihrer Verknüpfung zur Mittelhand nicht frei zugänglich sind. Ein Kurvengetriebe umgeht dieses Problem, in dem es die Bewegung entlang einer Kreisbahn, deren virtuelle Achse mit der des Fingergelenks übereinstimmt, führt.

Eine Kombinationstabelle (vgl. Abb. 6) schafft einen Überblick über Mechanismen, welche die Wirkung der Aktuatoren auf die Gelenke übertragen können. Es wird eine Kraft über einen schematisch dargestellten Aktuator aufgebracht, hieraus resultiert eine Winkeländerung.

Bei der Kreuzschubkurbel handelt es sich um ein klassisches Koppelgetriebe. Beim Kurvengetriebe wird die reelle Achse durch eine Kreisbahnführung ersetzt. Das Zahnstangengetriebe übersetzt über ein Zahnrad die Kraft des Aktuators in ein Moment bzw. den Hub des Aktuators in eine Rotation. Das Zahnrad kann sich aufgrund der anatomischen Gegebenheiten nur seitlich des Fingers befinden. Die „Schere“ ist das einzige Modell, das einen Aktuator voraussetzt, dessen Kraft auf einer Kreisbahn wirkt.

zugänglich ist, kann keine Achse eines Getriebes mit der Fingergelenkachse fluchten. Deshalb wird ein Kurvengetriebe verwendet. Sechs Aktuatoren je Finger, welche direkt auf den Fingerflanken (longitudinal) positioniert sind, sollen die notwendigen Kräfte erzeugen. statt einer langen Führung werden mehrere kurze Führungen als Rasterschiene entlang eines Kreisbogens, mit Zentrum im Drehpunkt des Gelenks, angebracht. Mit jeder dieser Führungen kann das Gelenk um ca. 24° bewegt werden. Der Bewegungsbereich kann also nicht kontinuierlich abgefahren werden, sondern wird über eine Rasterung eingestellt (vgl. Abb. 7). Der Finger kann über mehrere Zwischenschritte von der gestreckten Position in den Faustschluss bewegt werden. Hierbei ist eine gezielte Bewegung einzelner Gelenke möglich. Die angedeuteten Aktuatoren können durch passive Elemente, welche eine aktive Bewegung des Verwenders hemmen oder vermeiden, ersetzt werden.

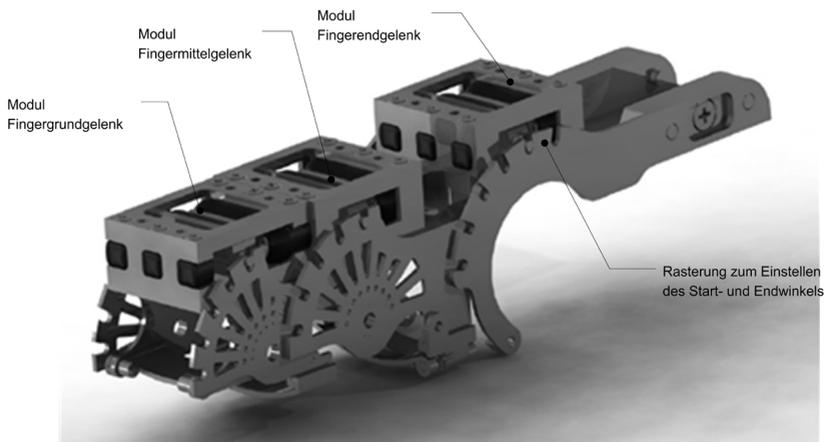


Abb. 7: CAD-Modell des bestehenden Prototyps vgl. [11]

Die starre Rahmenkonstruktion erleichtert die Befestigung von Aktuatoren und Sensoren. Zudem besteht die Möglichkeit, eine Größenverstellung für unterschiedliche Handgrößen zu integrieren. Durch eine Polsterung an der Innenseite kann die Rahmenkonstruktion so gestaltet werden, dass eine individuelle Anpassung an verschiedene Handformen (Fingerdurchmesser, Deformationen) möglich wird.

Ein Prototyp wurde im „Rapid-Prototyping-Verfahren“ gefertigt (vgl. Abb. 8). Dieser zeigt die Funktion und die gute Positionierbarkeit des Mechanotherapiesystems am Finger.

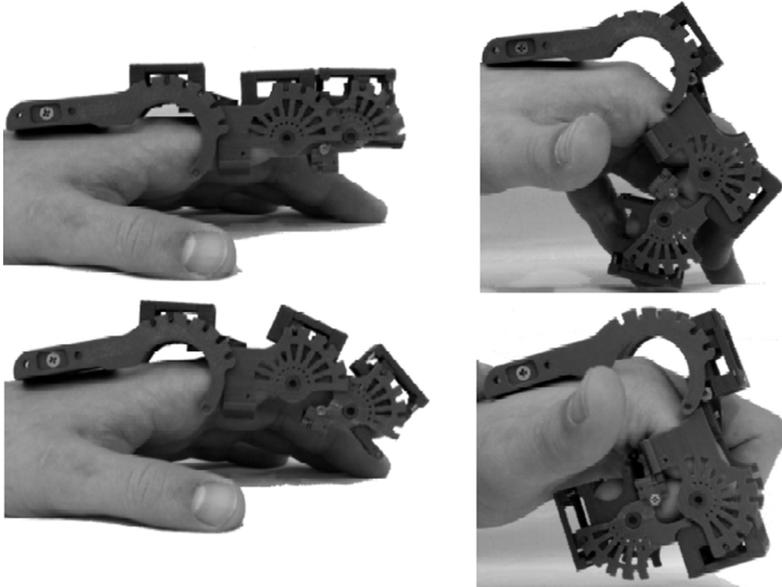


Abb. 8: Bewegung des Rapid-Prototyping Modells von der gestreckten in eine leicht gebeugte Position (*links*); von einer stark gebeugten Position in den Faustschluss (*rechts*) [11]

Abb. 9 zeigt einen Längsschnitt durch die Aktuatorbaugruppe. Sollen sowohl Extension als auch Flexion durchgeführt werden, werden entweder zwei Faltenbälge, oder eine Faltenbalg sowie eine Feder benötigt. Die Anordnung der Antriebselemente soll einen möglichst großen Hub gewährleisten sowie die Kräfte symmetrisch auf den Schlitten und das Gehäuse übertragen, um ein Verkippen oder Verkippen des Schlittens zu vermeiden.

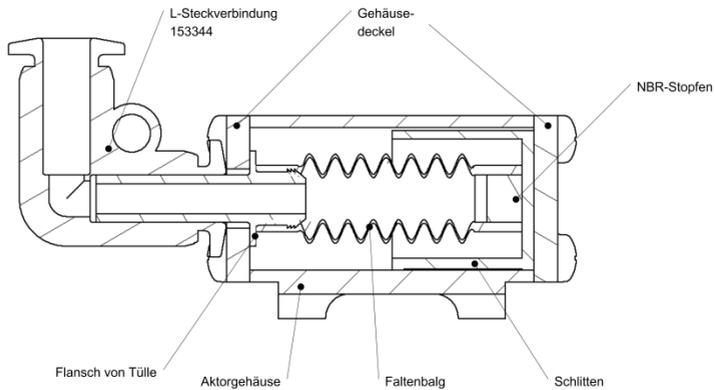


Abb. 9: Längsschnitt durch die Aktuatorbaugruppe, [10]

Für die Flexion kommt ein vorher mittels FE-Simulationen ausgelegter Faltenbalg zum Einsatz. Die Extensionsbewegung wird über zwei parallelgeschaltete Druckfedern realisiert. Abb. 10 zeigt einen Querschnitt durch die Aktuatorbaugruppe. Zu sehen ist die Position von Faltenbalg sowie der zwei Druckfedern.

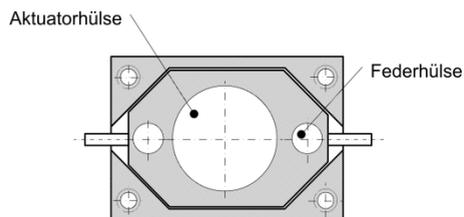


Abb. 10: Querschnitt durch die Aktuatorbaugruppe, [10]

Die Abmessungen eines Faltenbalgs sind in Abb. 11 zu sehen. Es handelt sich um ein Kaufelement F 2070 NBR, welcher für die vorgeschlagene Konstruktion die geeigneten Abmessungen aufweist. Dieser dient als eine Referenz-Struktur zur Findung von Parametern, die eine maximale Kraftübertragung erlauben. Dafür werden folgende geometrische Parameter variiert: die Wandstärke w , der Durchmesser D , sowie die Anzahl der Falten n . Die Anzahl der Falten soll auf die Erhöhung der Wandstärke angepasst werden, weil die Ausgangslänge L_0 des Faltenbalgs konstant bleibt, wodurch sich sich auch der Öffnungswinkel der Falten ändert. Wirkt der

Faltenbalg gegen einen Widerstand, wie z. B. ein erkranktes Gelenk, wandelt er den Luftdruck in eine Kraft um.

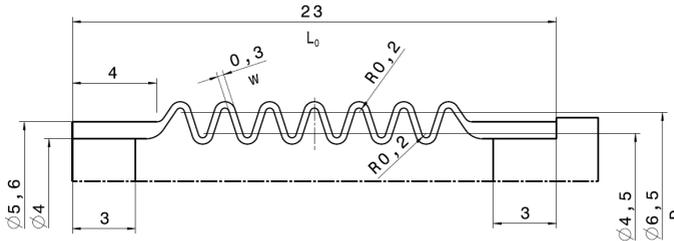


Abb. 11: Abmessungen eines Balgelements F 2070 NBR, [12]

Um einem Ausbeulen des Faltenbalgs vorzubeugen, wurden Verstärkungsringe aus Silikonkautschuk um die Falten angebracht. Um das Verhältnis der Entfaltung und der Kraft in Relation zum Luftdruck quantifizieren zu können, wurden FE-Simulationen für die zu variierenden Parameter durchgeführt. Anhand dieser Untersuchungen haben sich die geometrischen Größen $w = 0,5 \text{ mm}$, $D = 8 \text{ mm}$ und $n = 7$ ergeben (Abb. 12). Aus Konvergenzgründen der FEM-Berechnungen wurde maximaler Druck von $0,07 \text{ MPa}$ genutzt. Um die maximalen Spannungen bei den höheren Drücken zu bestimmen, wurde eine Einzelfalte modelliert, dabei konnte der Druck von $0,115 \text{ MPa}$ erreicht werden. Die hierbei entstehenden maximalen Spannungen von 4 N/mm^2 sind kleiner als die Reißfestigkeit von Silikonkautschuk (Elastosil R[®] R420 30E besitzt eine Reißfestigkeit von 8 N/mm^2). Anhand des Druckes von $0,115 \text{ MPa}$ können Kräfte von $3,55 \text{ N}$ erreicht werden.

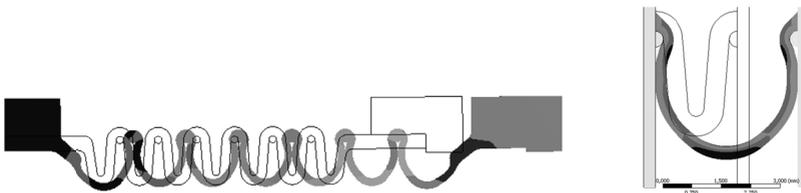


Abb. 12: links: Gesamtverformung des Faltenbalgs mit Verstärkungsringen für den Druck von $0,07 \text{ MPa}$, rechts: Verformung einer Falte für $0,115 \text{ MPa}$, [12]

4 Zusammenfassung und Ausblick

Als Grundlage wurde zunächst die Anatomie und Physiologie der Hand behandelt. Im Anschluss wurden die zur Therapie eingesetzten technischen Hilfsmittel betrachtet. Resultierend aus den Defiziten bekannter Therapiegeräte wurden die Anforderungen an ein neuartiges System, unter besonderer Berücksichtigung orthopädietechnischer Gesichtspunkte, aufgestellt. Auf Basis dieser Vorbetrachtungen wurde die Aufgabenstellung präzisiert und zunächst verschiedene mögliche Funktionsprinzipie für das neue System behandelt.

Das entwickelte System zeichnet sich im Vergleich zu den bekannten Mechanotherapiegeräten der Hand durch eine besondere Funktionsvielfalt aus. Es eignet sich gleichermaßen zum passiven Bewegen der Hand sowie als dynamische Orthese mit während der Behandlung individuell veränderbaren mechanischen Eigenschaften. Das System ist modular aufgebaut, somit kann gleichzeitig eine separate, gezielte Therapie der Gelenke der Hand erfolgen. Die Möglichkeit einer späteren Sensorintegration eröffnet den Weg für eine objektive Therapieauswertung (Messung der Erweiterung des Bewegungsbereichs und der tatsächlichen Belastung während der Behandlung). Bedingt durch die genannten Merkmale des Systems wird eine Verbesserung der Effektivität der Therapie erwartet.

Auf Basis der Ergebnisse soll eine weiterführende Entwicklung des Systems im Rahmen eines Projektes „Entwicklung eines aktiven Mechanotherapie-Geräts zur Rehabilitation der Handfunktionalität für den Einsatz in der Medizinischen Trainingstherapie“ (gefördert von BMBF) erfolgen.

Literatur

- [1] Anaxagoras, Überliefert durch Aristoteles, De partibus animalium, IV, 10; 687 a 7
- [2] Schädel-Höpfner, M.; Windolf, J.: Handchirurgie in der Unfallchirurgie, in: Der Unfallchirurg, 113. Jg., (2010), Nr. 10
- [3] Lippert, H.; Herbold, D.; Lippert-Burmester, W.: Anatomie. Text und Atlas ; deutsche und lateinische Bezeichnungen, Elsevier, Urban & Fischer, München, 2010.

- [4] Brand, Paul W.; Hollister, Anne: *Clinical Mechanics of the Hand*. St. Louis: C.V. Mosby; 1993
- [5] Schünke, Michael; Schulte, Erik; Schumacher, Udo; Voll, Markus; Wesker, Karl: *Prometheus LernAtlas der Anatomie*, Stuttgart: Georg Thieme, 2005
- [6] Ho, N. S. K.; Tong, K. Y.; et al.: An EMG-driven exoskeleton hand robotic training device on chronic stroke subjects: Task training system for stroke rehabilitation, in: *Rehabilitation Robotics, 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 2011 S. 1–5.
- [7] Chiri, A.; Vitiello, N.; Giovacchini, F.; et al.: Mechatronic Design and Characterization of the Index Finger Module of a Hand Exoskeleton for Post-Stroke Rehabilitation, in: *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, 2011, 17; S. 884–894.
- [8] Ochoa, J. M.; Listenberger, M.; et al.: Use of an electromyographically driven hand orthosis for training after stroke, in: *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 2011, S. 1–5.
- [9] http://www.festo.com/cat/de_de/data/doc_de/PDF/DE/EG_DE.PDF, 12.07.2012.
- [10] Kalb, J.: *Entwicklung eines pneumatisch aktuierten Systems für Mechanotherapie der Hand*, Ilmenau, Techn. Univ., Bachelor-Arbeit, 2012
- [11] Gärtner, R.: *Entwicklung eines Mechanotherapiesystems für die menschliche Hand*, Ilmenau, Techn. Univ., Diplomarbeit, 2010
- [12] Heyer, T.: *Konzeption eines pneumatisch aktuierten Handschuhs für die Mechanotherapie der menschlichen Hand*, Ilmenau, Techn. Univ., Diplomarbeit, 2010