

Entwicklung einer Handprothese hinsichtlich verbesserter Nachbildung der natürlichen Bewegung

Development of a Hand Prosthesis for Improved Imitation of Natural Movement

M. Eng. Sebastian Kurz, sebastiankurz95@googlemail.com, Prof. Dr.-Ing. Harold Schreiber, Hochschule Koblenz, Fachbereich Ingenieurwesen, 56075 Koblenz, schreiber@hs-koblenz.de

Kurzfassung

Mit „Prothesen“ bezeichnet die Medizin künstlich erstellte Ersatzprodukte für Gliedmaßen. Erste Prothesen (Fußzehen) sind ca. 3500 Jahre alt. Wurden im Mittelalter noch starre Stelzen als Beinprothese genutzt, wurden bereits im 16. Jahrhundert Beinprothesen mit gefedertem Fuß und beweglichem Kniegelenk verwendet. Insbesondere die großen Kriege der Neuzeit – und die damit verbundenen Amputationen – leisteten dem Prothesenbau enormen Vorschub. Prothesen wurden komfortabler und wurden optisch immer schwerer von menschlichen Gliedmaßen unterscheidbar. Mit modernen Beinprothesen reichen die sportlichen Leistungen von Prothesenträgern bereits an die der nicht-amputierten Kollegen heran.

Die Bewegungsabläufe in der Hand sind dagegen so komplex, dass es bis heute keine befriedigend wirkende Handprothese gibt. Interessanterweise hatte bereits die 1504 entwickelte Handprothese von Götz von Berlichingen eine enorm komplexe Greifmechanik, die es ihm ermöglichte, weiterhin in Schlachten sein Schwert zu führen.

Ein Problem bei Handprothesen ist der sehr kleine Bauraum. Jeder Finger hat drei zunächst unabhängig voneinander bewegliche Glieder (auch der Daumen!), so dass 15 Aktoren untergebracht werden müssten – bis heute nicht realistisch realisierbar. Eine gute Näherung dieser komplexen Bewegungsabläufe, die die erforderliche Anzahl an Aktoren auf fünf reduziert, ergibt sich durch die folgenden, in modernen Prothesen angewendeten Vereinfachungen [2]:

- Versteifen des distal liegenden Gelenks DIP = starre Kopplung der beiden äußeren Fingerglieder
- Zwangsläufige Kopplung des jeweils inneren (proximalen) und mittleren (medialen) Gliedes im Gelenk PIP

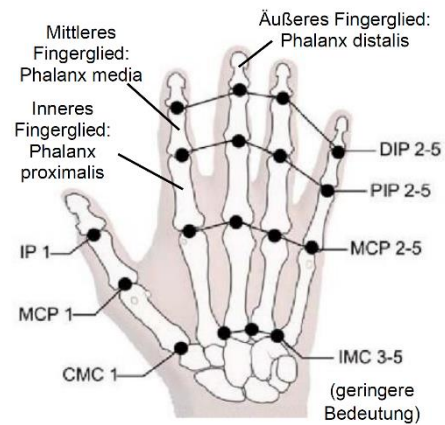


Bild 1: Bezeichnung der Gelenke [1]

(der Daumen wird gesondert behandelt). Hierdurch ist es möglich, jeweils mit nur einem einzelnen Motor einen Finger vollständig zu schließen. Die zwangsläufige Kopplung im geringen Bauraum lässt sich geeignet durch zwei Lenker eines 4-gliedrigen Koppelgetriebes realisieren (Bild 2):

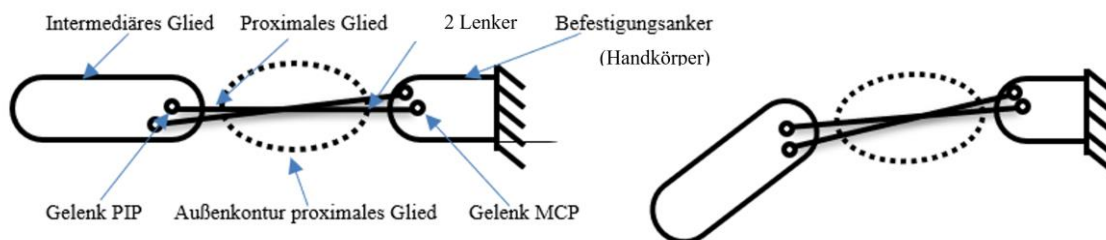


Bild 2: Kopplung des proximalen und medialen Gliedes durch 2 Lenker

Dieser Mechanismus ermöglicht bereits ein natürlich anmutendes Schließen der Hand, erlaubt jedoch durch die Zwangsläufigkeit aller Fingerglieder nur ein einziges Bewegungsmuster und nicht immer einen sicheren Griff.

Bei der menschlichen Hand beugen sich alle Fingerglieder unabhängig voneinander so weit, bis entweder ein angestrebter Gelenkwinkel erreicht oder das Objekt vollständig umfasst wird, also alle Glieder in Kontakt mit dem zu greifenden Objekt stehen. Bei der zwangsläufigen Prothese dagegen kann der Aktor nur so lange aktiv wirken, bis eines der Fingerglieder als erstes auf das Objekt trifft. Trifft beispielsweise zuerst das proximale Glied auf, bleibt der gesamte Finger stehen und das Objekt wird nur unsicher gegriffen. Griffmuster wie der Pinzetten- oder Spanngriff (**Bild 3**), bei denen die Glieder unabhängig voneinander bewegt bzw. zumindest eine andere zwangsläufige Bewegungsfunktion erfüllen müssten, sind von vornherein ausgeschlossen.

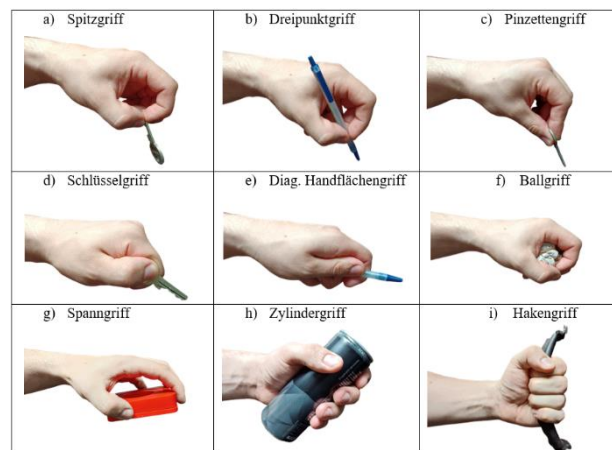


Bild 3: Griffmuster

Diese Limitierungen spielten in der Vergangenheit noch eine untergeordnete Rolle, da der Anwender ohnehin nicht die Möglichkeit hatte, die Prothese ausreichend differenziert für komplexe Griffmuster zu bewegen. Durch immer kleiner werdende Aktoren und insbesondere durch die kontinuierliche Innovation auf den Gebieten „Machine Learning“ und „Brain-Machine-Interfaces“ (BCIs, die Bewegung der Aktoren wird nicht programmiert, sondern direkt durch Gehirnströme gesteuert [4]) wird es zunehmend erforderlich, Prothesen zu entwickeln, die mechanisch und aktorisch in der Lage sind, diese komplexen Bewegungsmuster überhaupt erst realisieren zu können.

Um dieses gesteigerte Potential hinsichtlich der Kommunikation Mensch-Prothese voll auszuschöpfen, ist es mittlerweile möglich, eine individuelle Steuerung der einzelnen Gelenke jedes Fingers zu realisieren. Hierzu wird der in **Bild 2** dargestellte und in der Praxis etablierte mechanische Ansatz vollständig verworfen. Die Gelenke MCP und PIP werden nicht länger durch die zwei Lenker gekoppelt. Anstelle dessen kann der im proximalen Glied vorliegende Bauraum für die Integration weiterer Aktoren verwendet werden. Wurde bisher 1 Linearaktor pro Finger zentral im Handkörper angeordnet, ist im hier vorgestellten Ansatz in jedem proximalen Fingerlied ein weiterer Aktor zum direkten, unabhängigen Antrieb des Gelenks PIP angeordnet.

Aufgrund des geringen Bauraums, insbesondere des kleinen Fingers, birgt bereits dieser 1 zusätzliche Antrieb große Herausforderungen an die mechanische Konstruktion und die Auswahl eines geeigneten Aktors. So müssen in dem kleinen Finger (ein Zylinder mit den Abmessungen 18 mm x 18 mm x 40 mm) die Lagerung der Gelenke MCP und PIP, ein Elektromotor, ein Getriebe und ein Positions- und Kraftsensor integriert werden, ohne von der Geometrie einer menschlichen Hand deutlich abzuweichen. Hierzu werden die proximalen Fingerglieder in zwei Halbschalen aufgeteilt, welche zum einen auf der Innenseite als Gehäuse für die Elektronik und zum anderen auf der Außenseite als strukturelle Komponente der Prothese zum Einsatz kommen. Die resultierenden geometrisch komplexen Bauteile werden anschließend additiv gefertigt. Die Erstellung eines Prototyps erfolgt durch die 3-D-Druckverfahren MJF (Multi Jet Fusion) und LPBF (Laser Powder Bed Fusion). Diese Fertigungsverfahren wurden aufgrund der komplexen Geometrie der Bauteile, sowie den hohen mechanischen Belastungen anderen additiven Fertigungsverfahren vorgezogen.

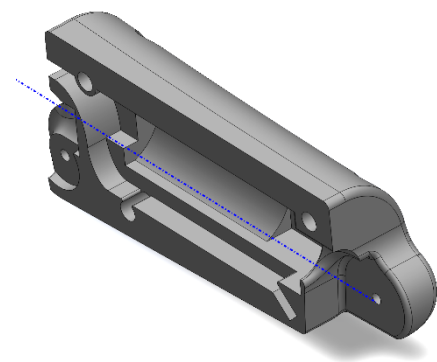


Bild 4: Gehäuseschale des proximalen Elements, Rotationsachse des Motors in blau

In das in **Bild 4** abgebildete proximale Element kann ein „Mikro-Getriebe-Gleichstrommotor“ integriert werden. Um die Rotation der Abtriebswelle auf das nachliegende Fingerglied zu übertragen, wird es mit diesem durch ein Schneckengetriebe verbunden. Das Schneckengetriebe erhöht einerseits das maximal wirkende Drehmoment und dient zeitgleich als Selbsthemmung. Die Finger verbleiben nach Erreichen des gewünschten Drehmomentes in ihrer Position und können nicht durch von außen auf sie wirkende Kräfte geöffnet werden. Somit müssen die Motoren nicht länger bestromt werden. Dies reduziert erheblich den Energieverbrauch und die Gefahr des Überhitzens.

Literatur

- [1] Kenhub GmbH. (2023, 28. August). *Anatomie der Hand*. <https://www.kenhub.com/de/library/anatomie/anatomie-der-Hand>.
- [2] Kurz, S.: *Entwicklung einer myoelektrischen Handprothese*. Bachelorthesis. Koblenz: Hochschule Koblenz, 2020.
- [3] Ottobock GmbH. (2023, 27. August). bebionic Hand EQD <https://www.ottobock.com/en-ex/product/8E70>.
- [4] Tsujimura, T., Yamamoto, S., Izumi, K. (2012). *Hand Sign Classification Employing Myoelectric Signals of Forearm*. In: Intech Open. Computational Intelligence in Electromyography Analysis. A Perspective on Current Applications and Future Challenges. DOI: 10.5772/51080. 2012

DuEPublico

Duisburg-Essen Publications online

UNIVERSITÄT
DUISBURG
ESSEN

Offen im Denken

ub | universitäts
bibliothek

In: Zehnte IFToMM D-A-CH Konferenz 2024

Dieser Text wird via DuEPublico, dem Dokumenten- und Publikationsserver der Universität Duisburg-Essen, zur Verfügung gestellt. Die hier veröffentlichte Version der E-Publikation kann von einer eventuell ebenfalls veröffentlichten Verlagsversion abweichen.

DOI: 10.17185/duepublico/81615

URN: urn:nbn:de:hbz:465-20240304-123044-7



Dieses Werk kann unter einer Creative Commons Namensnennung
- Nicht-kommerziell - Weitergabe unter gleichen Bedingungen 4.0
Lizenz (CC BY-NC-SA 4.0) genutzt werden.