

Voruntersuchung einer vorgespannten nachgiebigen Struktur für den Einsatz in dynamischen Handorthesen

Preliminary investigation of a prestressed compliant structure for use in dynamic hand orthoses

Leon Schaeffer, OTH Regensburg, Fakultät Maschinenbau, 93053 Regensburg, leon.schaeffer@oth-regensburg.de

David Herrmann, OTH Regensburg, Fakultät Maschinenbau, 93053 Regensburg, david.herrmann@st.oth-regensburg.de

Valter Böhm, OTH Regensburg, Fakultät Maschinenbau, 93053 Regensburg, valter.boehm@oth-regensburg.de

Kurzfassung

In diesem Beitrag erfolgt die theoretische Untersuchung einer zweidimensionalen nachgiebigen Tensegrity-Struktur in Hinsicht auf ihre potenzielle Eignung als Basisstruktur für eine dynamische Handorthese. Translatorische und rotatorische relative Bewegungsmöglichkeiten zwischen den Drucksegmenten der Struktur sind möglich, da diese Segmente durch nachgiebige Zugsegmente miteinander verbunden sind. Die Form der Struktur und ihre Vorspannung in einer statisch stabilen Gleichgewichtskonfiguration werden mit Hilfe der Minimierung des Kräfte- und Momentenungleichgewichts, der Betrachtung der potentiellen Energie der Struktur und einem Ansatz mittels statischer Finite-Elemente-Methode (FEM) in Abhängigkeit der Segmentparameter untersucht.

Abstract

This paper presents a theoretical investigation of a two-dimensional compliant tensegrity structure with respect to its potential suitability as a base structure for a dynamic hand orthosis. Translational and rotational relative motion possibilities between the pressure segments of the structure are possible, as these segments are connected by compliant tension segments. The shape of the structure and its preload in a static stable equilibrium configuration are investigated using minimization of force and moment imbalance, consideration of the potential energy of the structure, and a static finite element method (FEM) approach as a function of segment parameters.

1 Einleitung

Die menschliche Hand zeichnet sich durch ein hohes Maß an Beweglichkeit und Anpassungsfähigkeit aus. Zugleich handelt es sich bei der Hand um eine der komplexesten Bereiche des menschlichen Körpers. Diese Eigenschaft ist auf die komplexe Struktur der Knochen, Gelenken, Sehnen und Bändern, die in einem sehr begrenzten Raum filigran miteinander verbunden sind, zurückzuführen. Die Hand setzt sich aus den drei Bereichen Handwurzel (carpus), Mittelhand (metacarpus) und Finger (digiti manus) zusammen und besteht aus 27 Einzelknochen. Die Handwurzel besteht aus zwei Reihen von Gelenkknochen. Die Anordnung der Gelenkknochen in diesem Bereich erlaubt die Rotation der Hand um zwei Achsen. Diese sind exzentrisch zueinander und ändern ihre Lage mit der Handbewegung [1]. Nach [2] beträgt der Abstand der Rotationsachsen zwischen 5 mm und 20 mm.

Die Hand ist einer hohen Belastung und Verletzungsrisiko im Alltag ausgesetzt. Verletzungen der Hand, der Finger und des Handgelenks machen etwa ein Viertel aller Notfälle aus [3]. Diese treten in den drei Bereichen zu Hause, bei der Arbeit oder bei sportlichen Aktivitäten am wesentlich auf [4], [5].

Die häufigsten Verletzungsarten hierbei sind Risswunden (38,1 % - 45 %), Frakturen (19,3 % - 42 %), Weichteilverletzungen (28,7 % - 33,3 %) und Zerrungen (8 - 20 %) [5], [6]. Handverletzungen müssen mit geeigneten Therapi-

en behandelt werden, um die volle Funktionalität der Hand wiederherzustellen.

2 Handorthesen

Bei der Behandlung von Handverletzungen werden nicht bewegliche (statische) und bewegliche (dynamische) Handorthesen eingesetzt. Die ärztliche Therapie legt die verwendete Art der Orthese und somit die mögliche Beweglichkeit während der Therapie fest. Die Therapie wird wesentlich unterstützt, wenn die Orthese so früh wie möglich getragen werden kann. Eine frühzeitige Anwendung von Therapien mit bewegungsorientiertem Ansatz kann den Heilungsprozess in vielen Fällen zusätzlich verbessern [7], [8]. Bei Therapien, die die Beweglichkeit der Hand in gezielten Richtungen erlauben, werden dynamischen Handorthesen eingesetzt. Ein großer Nachteil der dynamischen Handorthesen ist, dass die geforderte Beweglichkeit in der Regel durch konventionelle Gelenke wie Scharniergelenke realisiert wird. Da diese nur eine rotatorische Bewegungsmöglichkeit zulassen, kann die mehrachsige Bewegungsmöglichkeit des Handgelenks nur bedingt nachgebildet werden. Viele dynamische Handorthesen sind daher nur bedingt sinnvoll einsetzbar. Aus diesem Grund besteht ein großes Potenzial für die Entwicklung neuer dynamischer Handorthesen, die in anatomischer Hinsicht Handgelenkbewegungen besser als bekannte Lösungen erlauben. Zudem wäre es vorteilhaft, wenn die Beweglichkeit der



Hand durch gezielte Änderung der Steifigkeit der Orthese an die individuellen Bedürfnisse der Patienten angepasst werden könnte.

3 Vorgespannte nachgiebige Strukturen

Ein möglicher Lösungsansatz ist die Verwendung von mechanisch vorgespannten nachgiebigen Strukturen, die auf dem Tensegrity-Prinzip basieren. Mechanisch nachgiebige Tensegrity-Strukturen bestehen aus Zug und Druck belasteten Segmenten, wobei die druckbelasteten Segmente untereinander nur indirekt, durch nachgiebige Zugsegmente mit hoher Elastizität verbunden sind [9]. Aufgrund ihrer vorteilhaften Eigenschaften, wie Leichtbauweise oder stoßdämpfende Eigenschaften werden Tensegrity-Strukturen immer mehr in der Robotik, im Bauwesen sowie der Medizintechnik eingesetzt [10]–[15]. Die Form dieser Strukturen sowie die globale mechanische Steifigkeit wird durch den Vorspannungszustand definiert. Dieser ergibt sich aus der Konnektivität (Topologie) und den Eigenschaften (Steifigkeit und Ausgangslänge) der Segmente. Durch Anpassung der Vorspannung ist die gewünschte Steifigkeit einstellbar und gegebenenfalls reversibel veränderbar. Unter Anwendung dieser Strukturen lassen sich somit folgende Vorteile, für die Entwicklung von dynamischen Handorthesen ableiten:

- Bei geeigneter Konstruktion können diese Strukturen mehrere Gelenkachsen aufweisen. Die Realisierung von Mechanismen ohne herkömmliche Gelenke ist möglich.
- Durch geeignete Wahl der Topologie (Segmentanzahl, -typ) sowie der Segmentparameter können gelenkige Verbindungen mit definierten Drehachsen entsprechend anatomisch bedingten Vorgaben realisiert werden.
- Die Gesamtsteifigkeit dieser Strukturen kann durch geeignete Wahl der mechanischen Vorspannung eingestellt werden. Mit einer reversiblen Änderung der Vorspannung kann auch die gewünschte Steifigkeit dieser Strukturen reversibel verändert werden, ohne dass die Form der Strukturen verändert wird.
- Durch die Leichtbauweise und der Verwendung von nur wenigen Strukturelemente kann die zu behandelnde Gelenkstelle der Orthese für den Arzt weiterhin frei zugänglich bleiben.

4 Formfindung

Ein Hauptaspekt bei der Entwicklung von vorgespannten nachgiebigen Strukturen ist die Bestimmung der Gleichgewichtslage des Systems bei gegebener Topologie und Zugsegmentparametern. Dieser Prozess wird als Formfindung bezeichnet [16]. Im Folgenden werden drei Methoden zur Bestimmung der Gleichgewichtslage von Orthesenstrukturen auf Basis des beschriebenen Konzepts kurz vorgestellt: die Minimierung der Kräftegleichgewichts, die

Minimierung der potentiellen Energie der Struktur und ein Ansatz auf Basis der statischen Finite-Elemente-Methode (FEM).

4.1 Modellierungsansatz unter Verwendung des Kräftegleichgewichts

Bei dieser Methode werden das Kräfte- und Momentengleichgewicht auf jedem einzelnen starren Druckstab betrachtet. Die Kräfte der gespannten Zugsegmente an den Anschlusspunkten der starren Druckstäbe können ausgedrückt werden durch:

$$\vec{F}_j = k_j \cdot (|\vec{L}_j| - \vec{L}_{0j}) \cdot \frac{\vec{L}_j}{|\vec{L}_j|} \quad j = 1, 2, \dots, n \quad (1)$$

Die Struktur befindet sich im statischen Gleichgewicht, wenn folgende Bedingungen erfüllt sind:

$$\vec{F}_{res} = \sum \vec{F}_j = \vec{0}, \quad \vec{M}_{res} = \sum \vec{M} = \vec{0} \quad (2)$$

Mit dieser Lösungsmethode kann keine Aussage über die statische Stabilität der ermittelten Gleichgewichtslage getroffen werden.

4.2 Modellierungsansatz der minimalen potentiellen Energie

Die Bestimmung der statisch stabilen Gleichgewichtslage des beweglichen Orthesenteils kann auch mit energetischen Betrachtungen durchgeführt werden. Bei dieser Methode wird davon ausgegangen, dass die potentielle Energie der Struktur (E_p) in der stabilen Gleichgewichtslage minimal ist. Es wird nur die potentielle Energie der elastischen Zugsegmente berücksichtigt, die Druckstäbe werden als starr angenommen. Der Einfluss der Gewichtskraft wird vernachlässigt. Die potentielle Energie der Struktur

$$E_p = \sum_i k_j \cdot (|\vec{L}_j| - \vec{L}_{0j})^2 \quad j = 1, 2, \dots, n \quad (3)$$

entspricht der Summe der potentiellen Energien der gespannten Stäbe.

4.3 Modellierungsansatz mit der Finite-Elemente-Methode

Die Bestimmung der Gleichgewichtskonfiguration der Orthese erfolgt in einem dritten Modellierungsansatz unter Verwendung eines Formfindungsalgorithmus von [11]. Der Formfindungsalgorithmus ist eine modifizierte Version der von [17] vorgestellten Methode, die auf der geometrisch nichtlinearen statischen FEM basiert und in Matlab® implementiert ist. Entsprechend dieser Methode erfolgt die Vorspannung der Struktur durch die Veränderung der Ausgangslängen der Segmente, beginnend mit ihrer Länge in einer beliebig gewählten Ausgangskonfiguration und endend mit ihrer tatsächlichen undeformierten Ausgangslänge in einem inkrementell-iterativen Verfahren.

5 Zusammenfassung

In diesem Beitrag werden drei Modellierungsansätze vorgestellt, mit denen eine grundlegende Charakterisierung

der mechanischen Eigenschaften verschiedener nachgiebiger Tensegrity Strukturen untersucht werden können. Die Ergebnisse zugehörig zu einer Tensegrity Struktur mit einer einfachen 2-dimensionalen Topologie zeigen die prinzipielle Anwendbarkeit dieser Strukturen in Orthesen. In zukünftigen Untersuchungen erfolgt die Realisierung eines ersten Demonstrators für eine Handorthese.

Literatur

- [1] N. Rijnveld and H. I. Krebs, "Passive wrist joint impedance in flexion - extension and abduction - adduction," in *2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2007, pp. 43–47, ISBN: 1945-7901. DOI: 10.1109/ICORR.2007.4428404.
- [2] Gopura, R. A. R. C. and K. Kiguchi, "Development of an exoskeleton robot for human wrist and forearm motion assist," in *2007 International Conference on Industrial and Information Systems*, IEEE, 2007. DOI: 10.1109/iciinfos.2007.4579235.
- [3] S. Nieminen, M. Nurmi and U. Isberg, "Hand injuries in finland," *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery*, vol. 15, no. 1, pp. 57–60, 1981, ISSN: 0036-5556. DOI: 10.3109/02844318109103413.
- [4] M. Smith, J. Auchincloss and M. Ali, "Causes and consequences of hand injury," *Journal of Hand Surgery*, vol. 10, no. 3, pp. 288–292, 1985, ISSN: 0266-7681. DOI: 10.1016/S0266-7681(85)80045-0.
- [5] R. Vadivelu, J. J. Dias, F. D. Burke and J. Stanton, "Hand injuries in children: A prospective study," *Journal of Pediatric Orthopaedics*, vol. 26, no. 1, pp. 29–35, 2006, ISSN: 0271-6798. DOI: 10.1097/01.bpo.0000189970.37037.59.
- [6] P. Angermann and M. Lohmann, "Injuries to the hand and wrist. a study of 50,272 injuries," *Journal of Hand Surgery*, vol. 18, no. 5, pp. 642–644, 1993, ISSN: 0266-7681. DOI: 10.1016/0266-7681(93)90024-A.
- [7] D. W. Smith, K. E. Brou and M. H. Henry, "Early active rehabilitation for operatively stabilized distal radius fractures," *Journal of Hand Therapy*, vol. 17, no. 1, pp. 43–49, 2004, ISSN: 0894-1130. DOI: 10.1197/j.jht.2003.10.006.
- [8] H. Gutiérrez-Espinoza, F. Araya-Quintanilla, C. Olguín-Huerta, R. Gutiérrez-Monclus, R. Jorquera-Aguilera and C. Mathoulin, "Effectiveness of early versus delayed motion in patients with distal radius fracture treated with volar locking plate: A systematic review and meta-analysis," *Hand surgery & rehabilitation*, vol. 40, no. 1, pp. 6–16, 2021. DOI: 10.1016/j.hansur.2020.10.007.
- [9] J. Y. Zhang and M. Ohsaki, *Tensegrity Structures: Form, Stability, and Symmetry* (Mathematics for Industry). s.l.: Springer, 2015, vol. 6, ISBN: 978-4-431-54812-6. DOI: 10.1007/978-4-431-54813-3.
- [10] V. Bohm and K. Zimmermann, "Vibration-driven mobile robots based on single actuated tensegrity structures," in *2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA 2013)*, Piscataway, NJ: IEEE, 2013, pp. 5475–5480, ISBN: 978-1-4673-5643-5. DOI: 10.1109/ICRA.2013.6631362.
- [11] V. Böhm, S. Sumi, T. Kaufhold and K. Zimmermann, "Compliant multistable tensegrity structures," *Mechanism and Machine Theory*, vol. 115, pp. 130–148, 2017, ISSN: 0094-114X. DOI: 10.1016/j.mechmachtheory.2017.04.013.
- [12] D. Zappetti, S. Mintchev, J. Shintake and D. Floreano, "Bio-inspired tensegrity soft modular robots," Springer, Cham, 2017, pp. 497–508. DOI: 10.1007/978-3-319-63537-8_42.
- [13] J. Rieffel and J.-B. Mouret, "Adaptive and resilient soft tensegrity robots," *Soft robotics*, vol. 5, no. 3, pp. 318–329, 2018. DOI: 10.1089/soro.2017.0066.
- [14] P. Schorr, F. Schale, J. M. Otterbach, L. Zentner, K. Zimmermann and V. Bohm, "Investigation of a multistable tensegrity robot applied as tilting locomotion system," in *2020 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, Piscataway, NJ: IEEE, 2020, pp. 2932–2938, ISBN: 978-1-7281-7395-5. DOI: 10.1109/ICRA40945.2020.9196706.
- [15] V. Böhm, P. Schorr, F. Schale, T. Kaufhold, L. Zentner and K. Zimmermann, "Worm-like mobile robot based on a tensegrity structure," in *2021 IEEE 4th International Conference on Soft Robotics (RoboSoft)*, 2021, pp. 358–363. DOI: 10.1109/RoboSoft51838.2021.9479193.
- [16] S. H. Juan and J. M. Mirats Tur, "Tensegrity frameworks: Static analysis review," *Mechanism and Machine Theory*, vol. 43, no. 7, pp. 859–881, 2008, ISSN: 0094-114X. DOI: 10.1016/j.mechmachtheory.2007.06.010.
- [17] L.-Y. Zhang, Y. Li, Y.-P. Cao and X.-Q. Feng, "Stiffness matrix based form-finding method of tensegrity structures," *Engineering Structures*, vol. 58, pp. 36–48, 2014, ISSN: 0141-0296. DOI: 10.1016/j.engstruct.2013.10.014.

DuEPublico

Duisburg-Essen Publications online

UNIVERSITÄT
DUISBURG
ESSEN

Offen im Denken

ub | universitäts
bibliothek

In: Neunte IFToMM D-A-CH Konferenz 2023

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/77392

URN: urn:nbn:de:hbz:465-20230314-153711-8



Dieses Werk kann unter einer Creative Commons Namensnennung - Nicht kommerziell - Keine Bearbeitungen 4.0 Lizenz (CC BY-NC-ND 4.0) genutzt werden.