

**10. Workshop  
Automatisierungstechnische  
Verfahren für die Medizin vom  
29. bis 30. März 2012 in Aachen**



**„Seriell-Elastische Aktoren als Antrieb für aktive Orthesen“**

Roman Müller, Peter P. Pott, Helmut F. Schlaak  
Institut für Elektromechanische Konstruktionen, Fachgebiet Mikrotechnik und  
Elektromechanische Systeme, Technische Universität Darmstadt, Deutschland  
E-Mail: p.pott@emk.tu-darmstadt.de

Copyright: VDI Verlag GmbH  
Band: Fortschritt-Bericht VDI Reihe 17 Nr. 286 „Automatisierungstechnische  
Verfahren für die Medizin“  
Editors: Prof. Dr.-Ing. Dr. med. Steffen Leonhardt, Prof. Dr.-Ing. Dirk Abel, Prof. Dr.-  
Ing. Klaus Radermacher, Christian Brendle, Henry Arenbeck, Kurt Gerlach-  
Hahn, Kirska Dannenberg  
ISBN: 978-3-18-328617-1  
Pages: 54-55

## Seriell-Elastische Aktoren als Antrieb für aktive Orthesen

Roman Müller<sup>1</sup>, Peter P. Pott<sup>1</sup> und Helmut F. Schlaak<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Institut für Elektromechanische Konstruktionen, Fachgebiet Mikrotechnik und Elektromechanische Systeme, Technische Universität Darmstadt, Deutschland  
Kontakt: p.pott@emk.tu-darmstadt.de

### Einleitung

Aktive Orthesen können besonders älteren Menschen eine verbesserte Mobilität in den eigenen vier Wänden ermöglichen. Dabei sind besonders Aufstehvorgänge und Treppensteigen zu unterstützen. Daraus ergibt sich die Anforderung, dass die Orthese beim konventionellen Gehen nicht spürbar sein und dieses nicht behindern sollte. Darüber hinaus muss die Orthese so bequem wie möglich zu tragen sein, um die Akzeptanz zu erhöhen. Die Bequemlichkeit wird neben der Polsterung, also der mechanischen Schnittstelle, und der Sensorik, die für die Intentionserkennung notwendig ist, insbesondere von der Aktorik bestimmt.

Das präsentierte System wird beidseitig getragen und besteht derzeit aus einer konventionellen Kniegelenksorthese mit einem Scharniergelenk im Knie und am Sprunggelenk sowie einer Fußplatte (KAFO). Dedizierte Sensoren erfassen den Aufstandskraftvektor, die Beschleunigung der Segmente, ihre Orientierung in Relation zum Schwerfeld der Erde. Zusätzlich existiert eine spezielle Sensorik, mit der die Muskelaktivität am Oberschenkel nicht-invasiv erfasst werden kann. Ausschlaggebend für die Baugröße des Systems ist jedoch die Aktorik. Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Auswahl eines geeigneten Antriebskonzepts für eine aktiv unterstützende Kniegelenksorthese.

### Methode

Vorüberlegungen und Messungen im Ganganalyselabor definieren die Anforderungen an die Antriebe im Kniegelenk. Die Spezifikation der Motoren besteht zunächst in dem aufzubringenden Moment, dem zu realisierenden Schwenkwinkel und der für ein physiologisches Aufstehen notwendigen Winkelgeschwindigkeit. Aus den genannten Größen lässt sich schlussendlich die Leistungsanforderung ableiten [1].

Die Momentanforderung ist abhängig vom Gewicht des Trägers (hier: 85 kg) und dem zu erzielenden Unterstützungsgrad. Letzterer wurde mit 25-30 % definiert. Die Untersuchungen im Ganglabor zeigen ein spezifisches Spitzendrehmoment im Knie während des Aufstehens von  $0,57 \pm 0,06$  Nm/kg. Für den Antrieb ergibt sich somit eine Drehmomentanforderung von 14,5 Nm.

Der Schwenkwinkel im Knie zwischen der Beinstellung kurz vor dem Aufstehen (etwa  $110^\circ$  Flexion) und dem Stehen (etwa  $-5^\circ$ ) ergibt sich zu  $115^\circ$ . Ein Aufstehvorgang dauert etwa 1-2 s.

Die Winkelgeschwindigkeit während des Aufstehens ergibt sich aus der Zeitdauer des Vorgangs und ist mit maximal 2 rad/s relativ gering. Während des Gehens können sich beim gesunden Menschen weitaus höhere Werte ergeben. Besonders in kritischen Situationen wie beim Stolpern kann sich jedoch nochmals ein Vielfaches dieser Geschwindigkeit einstellen. Für die weitere Entwicklung der Orthese wurde die Winkelgeschwindigkeit, bei der das volle Moment zur Verfügung stehen muss, auf 2 rad/s festgelegt.



**Abbildung 1:** Prototyp des seriell-elastischen Antriebs lateral an einer Kniegelenksorthese befestigt.

Messungen im Ganglabor ergeben eine mechanische Spitzenleistung im Knie von etwa 2 W/kg. Einen Unterstützungsgrad von 30% voraus gesetzt ergibt gemäß den oben beschriebenen weiteren Annahmen eine mechanische Spitzenleistung von 51 W.

Über die rein mechanischen Anforderungen hinaus ist die Regelbarkeit des Antriebs von Interesse. Während des Aufstehvorgangs muss das Drehmoment des Antriebs entsprechend der winkel- und zeitabhängigen Anforderungen und des gewünschten Unterstützungsgrads geregelt werden. Darüber hinaus muss Sorge dafür getragen werden, dass beim Gehen die Orthese mechanisch transparent ist, das heißt für den Träger nicht fühlbar bleibt. In diesem Falle muss das Drehmoment des Antriebs in Relation zum Bein zu Null geregelt werden.

Mit Hilfe der genannten Eckdaten soll ein Antriebskonzept ausgewählt werden.

## Antriebskonzepte

Wird als erstes Auswahlkriterium die Spitzen- bzw. mittlere mechanische Leistung des Antriebs angesetzt, können fluidische – hydraulische oder pneumatische – sowie elektrische Antriebe betrachtet werden. Fluidische Antriebe besitzen vorteilhafte Eigenschaften hinsichtlich der Energiedichte des Aktors. Wird jedoch das Mitführen oder Bereitstellen der Druckenergie berücksichtigt, ist die Baugröße dieser Antriebe für den ersten Prototyp der aktiven Orthese zu groß. Darüber hinaus wäre ein mitgeführter Kompressor eine inakzeptable Lärmquelle.

Elektrodynamische Antriebe können für die angestrebte Funktionalität in zwei Klassen eingeteilt werden, deren Eignung untersucht werden soll. Elektrische Direktantriebe – Torquemotoren – sowie getriebeuntersetzte (DC-) Motoren. Letztere nutzen das Leistungspotenzial eines DC-Motors vorteilhaft aus, da in einem relativ hohen Drehzahlbereich gefahren werden kann. Langsam laufende Direktantriebe sind gut regelbar und im unbestromten Zustand nahezu frei von Rückdrehmomenten, haben jedoch einen großen Strombedarf, produzieren eine entsprechende Abwärme und sind relativ schwer.

Der größte Nachteil getriebeuntersetzter DC-Motoren ist, dass im unbestromten Zustand das Massenträgheitsmoment des Motors auf den Abtrieb zurückwirkt. Das heißt, dass während des Gehens vom Träger bei weitem zu hohe Drehmomente zum passiven Drehen der Orthese aufgebracht werden müssten. Eine mögliche Lösung dieses Problems kann von regelungstechnischer Seite erfolgen, indem der Motor während des Gehens so angesteuert wird, dass das über die Orthese auf das Bein aufgebraachte Drehmoment zu Null wird. Soll das Drehmoment geregelt werden, so muss zumindest die Kontaktkraft zwischen der Orthese und dem Bein erfasst werden. Besser wäre jedoch eine direkte Messung des Drehmoments mit einem entsprechenden Sensor. Ein weiterer Ansatz ist die Verwendung eines seriell-elastischen Antriebs – SEA [2, 3].

## Seriell-Elastische Antriebe

Den ersten Prototyp des seriell-elastischen Antriebs gibt Abb. 1 wieder. SEA wirken auf hochdynamische Belastungen mit einer Tiefpass-Charakteristik, die Lastspitzen vom Getriebe fern hält und im vorliegenden Fall direkter Mensch-Maschine-Interaktion eine inhärente Sicherheitseinrichtung darstellt.

Regelungstechnisch wandeln SEA eine Kraft/Momentenregelung in eine Positions/Winkelregelung, da der Relativwinkel  $\Delta\varphi = \varphi_1 - \varphi_2$  der Feder und damit – über deren Steifigkeit  $k$  – das Moment  $M_L$  geregelt wird (siehe Abb. 2).

Mit Hilfe der zusätzlichen Elastizität und der dadurch reduzierten Resonanzfrequenz kann die Stabilität des Regelkreises einfacher gewährleistet und eine Nullkraft-Regelung einfach realisiert werden. Und nicht zuletzt ist es mit einem SEA möglich, mechanische Energie aus ei-

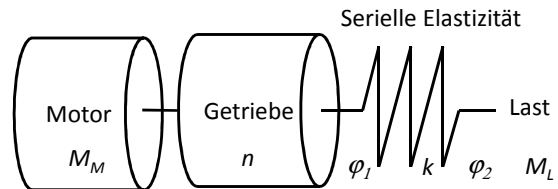


Abbildung 2: Schematische Darstellung des seriell-elastischen Antriebs.

nem Teil des Bewegungszyklus in einen anderen Teil zu übertragen.

## Ergebnisse

Der in der aktiven Orthese eingesetzte SEA besteht aus einem Getriebemotor (Faulhaber 3257; Getriebe 38A), einer Drehfeder (0,214 rad/Nm) und einem Kegelradgetriebe (1:1,5). Als Drehgeber kommen motorseitig der Standard-Encoder und abtriebsseitig ein Absolutwinkelgeber P2200 (Novotechnik, Ostfildern) zum Einsatz. Der Motor wird lateral an die speziell für die Probanden gefertigten Kniegelenksorthesen angeflanscht.

Bei verschiedenen Aufstehexperimenten konnte die Wirksamkeit der motorischen Unterstützung durch die Orthese erfolgreich nachgewiesen werden [4]. Dazu wurde bei insgesamt 11 Probanden<sup>1</sup> während zehn Aufstehprozessen die Muskelaktivität über EMG gemessen und gleichzeitig die Bewegung durch ein Kamerabasiertes Bewegungsanalysesystem erfasst. Die Daten wurden korreliert und es konnte gezeigt werden, dass bei den Probanden, die durch die aktive Orthese eine 25%ige Unterstützung des Kniemoments erhielten, die Aktivität des *M. rectus femoris* um 26% geringer war.

## Diskussion

Aktive Kniegelenksorthesen können zu einer Verbesserung der Lebensqualität älterer Menschen beitragen. Das vorgestellte Konzept hat seine Wirksamkeit an zunächst gesunden Probanden gezeigt. Die Auswahl des SEA ist vielversprechend. Zukünftige Entwicklungen zielen auf eine Reduktion der Baugröße und des Gewichts des Antriebs durch bessere Ausnutzung der Motorcharakteristik.

## Literatur

- [1] Block, J., Vanoncini, M., Wolf, S. 3D analysis of Sit-To-Stand: Reference data for designing a motorized orthosis. Proc. of the 7. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik, Murnau, 2011.
- [2] Williamson, M. M., Series Elastic Actuators, Master Thesis, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, 1995.
- [3] Kong, K., Jeon, D. Design and Control of an Exoskeleton for the Elderly and Patients. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2006, 11 (4): 428-32.
- [4] Block, J., Vanoncini, M., Heitzmann, D. W. W., Wolf, S. Entwicklung einer aktiven Orthese mit Leistungsabgabe - Erhebung von Referenzdaten, Aufbau und Test der Prototypen am Probanden. Proc. of the ORTHOPÄDIE + REHA-TECHNIK 2012, Leipzig, 2012.

## Danksagung

Die vorgestellte Arbeit wird von der Deutschen Forschungsgemeinschaft unterstützt (GZ: KO 1876/12-1, SCHL 532/5-1, WE 2308/12-1, WO 1624/2-1).

<sup>1</sup> Votum S-70/2009 der Ethikkommission der Universität Heidelberg vom 27.10.2009