

Modellierung eines Exoskeletts für die untere Extremität

Bernhard Penzlin¹, Alexander Kube¹, Markus Lücken¹, Steffen Leonhardt¹ und Berno Misgeld¹

¹Lehrstuhl für Medizinische Informationstechnik (MedIT), RWTH Aachen, Aachen, Deutschland

Kontakt: penzlin@hia.rwth-aachen.de

Einleitung

Für die Regelung eines Exoskeletts oder einer aktiven Orthese ist es wichtig, dass eine ausreichend genaue Modellierung von Last (Mensch) und Exoskelett vorliegt. Die unterstützenden Aktoren müssen nicht nur gegen die Trägheit oder Schwerkraft arbeiten, sondern unter Umständen auch gegen Kräfte, die vom Nutzer aufgebracht werden. Eine Möglichkeit, um diese Einflüsse zu berücksichtigen, bieten physiologische Modelle sowohl für die einzelnen Gelenke als auch für die spezifischen Muskelgruppen [1].

Methoden und Materialien

Bei der Modellierung werden die Knie- und Hüftgelenke nur in der Sagittal-Ebene betrachtet. Die Ab-/Adduktion der Hüftgelenke wird bei dem am Lehrstuhl entwickelten Exoskelett-Prototypen für die untere Extremität nicht akkurat berücksichtigt, da diese bei normalem Gang nicht sonderlich relevant sind [2]. Die Gelenke des Exoskeletts und des Nutzers werden im Modell durch Scharniergelenke approximiert. Zur Beschreibung von seriellen Kinematiken ist die Denavit-Hartenberg-Konvention weit verbreitet, wonach jedes Gelenk beschreibbar ist durch

$$\mathbf{T}_n^{n-1} = \begin{pmatrix} c(\Theta_n) & -s(\Theta_n)c(\alpha_n) & s(\Theta_n)s(\alpha_n) & a_n c(\Theta_n) \\ s(\Theta_n) & c(\Theta_n)c(\alpha_n) & -c(\Theta_n)s(\alpha_n) & a_n s(\Theta_n) \\ 0 & s(\alpha_n) & c(\alpha_n) & d_n \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

wobei $s()$ und $c()$ die Sinus und Kosinus Funktionen repräsentieren. Θ_n beschreibt die Rotation um die jeweilige Z-Achse. d_n ist die Translation entlang der vorhergehenden Z-Achse, a_n die Translation entlang der X-Achse. Durch α_n wird um die vorhergehende X-Achse rotiert. Für eine Betrachtung ausschließlich in der Sagittal-Ebene mit den in Abbildung 1 eingezeichneten Koordinatensystemen sind alle α_n und d_n vernachlässigbar. Die Glieder zwischen den einzelnen Gelenken sind für jeden Nutzer individuell, sodass das Exoskelett auf die persönlichen Knochenlängen angepasst werden kann. Die Masse der einzelnen Glieder des Nutzers lässt sich bezogen auf das Körpergewicht abschätzen [3]. Für die Massenverteilung des Exoskeletts können CAD-Daten zur Berechnung verwendet werden. Eine Möglichkeit die Bewegungsgleichungen herzuleiten bietet der Lagrange Formalismus. Allgemein lässt sich eine Bewegungsgleichung formulieren

$$\mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{g}(\mathbf{q}) = \mathbf{u},$$

hierbei ist \mathbf{q} der Vektor der verallgemeinerten Koordinaten. Die Trägheiten werden in der Matrix $\mathbf{M}(\mathbf{q})$ zusammengefasst. Es ist zu berücksichtigen, dass die Trägheitsmomente

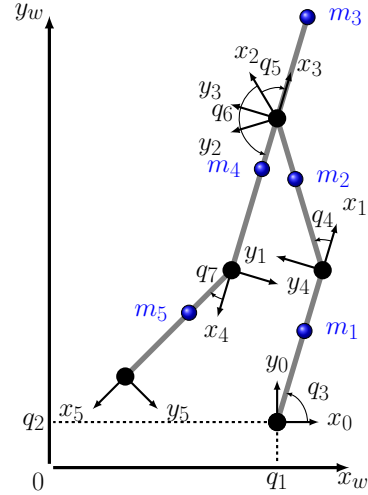


Abb. 1: Repräsentation der unteren Extremitäten in der Sagittal-Ebene

bezüglich der einzelnen Rotationsachsen von den aktuellen Winkellagen der anderen Gliedern abhängen. Auf alle Elemente wirkt die Gravitation $\mathbf{g}(\mathbf{q})$. Bei der mechanischen Beschreibung des Nutzers und des Exoskeletts sind die Masse-Matrix $\mathbf{M}(\mathbf{q})$ und der Gravitations-Vektor $\mathbf{g}(\mathbf{q})$ ähnlich aus geometrischen Daten und Massenverteilungen berechenbar. Die Coriolis-Matrix $\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ repräsentiert die Zentrifugal- und Corioliskräfte. Externe Kräfte und Momente werden durch \mathbf{u} repräsentiert. Der verwendete Antrieb für das Exoskelett weist eine serielle Elastizität im Antriebsstrang auf [4]. Bei der Dämpfer- und Feder-Wirkung, die der Nutzer hervorruft, muss die Aktivierung der menschlichen Muskeln und die Änderung der Hebelarme der Muskeln durch Gelenkbewegung berücksichtigt werden, da diese das dynamische Verhalten signifikant verändern [5]. Die Aktivitäten einzelner Muskeln lassen sich mit elektromyographischen (EMG) Messungen quantifizieren. Zur Validierung der physiologischen Modelle kann bei folgenden Experimenten ein EMG mit aufgezeichnet werden. Die Muskelkraft bezüglich der einzelnen Gelenke ist als Dämpfer- und Feder-Wirkung modellierbar [6]. Die variablen Hebelarme der einzelnen Muskeln während der Flexion eines Gelenks können mit Polynomen als Funktion des Gelenkwinkels beschrieben werden [1]. Die Ansatzpunkte der Muskeln und Sehnen sind über die Anatomie des Menschen gut abschätzbar.

In einem Gangzyklus kann mindestens zwischen drei Phasen unterschieden werden. In einer Phase haben beide Füße Bodenkontakt, in beiden anderen Phasen hat je nur ein Fuß

Bodenkontakt. Die Füße werden beim vorgestellten Modell durch Punktkontakte berücksichtigt. Durch die relative Lage der Füße zueinander werden die Gangphasen mit Hilfe eines Zustandsautomaten aktiviert. In allen Fällen lassen sich die Beschränkungen mit einer Gleichung der Form

$$\mathbf{c}(\mathbf{q}) = \mathbf{0}$$

beschreiben. Um die phasenabhängigen Einschränkungen in dem System zu berücksichtigen, werden Lagrange Multiplikatoren λ verwendet. Die Jacobimatrix der Beschränkung $\mathbf{c}(\mathbf{q})$ wird mit den Lagrange Multiplikatoren multipliziert. Hierdurch erweitert sich die Bewegungsgleichung um zusätzliche Kräfte und Momente.

Das Exoskelett und der Nutzer werden über Gurte mechanisch miteinander verbunden. Diese Verbindungen lassen sich auf Modellebene durch eine Kombination von Federn und Dämpfern beschreiben, hierbei wurde das Kelvin-Modell (Abb. 2) zur Modellierung gewählt. Die Elemente ermöglichen, dass Kräfte vom Exoskelett-Modell auf das Modell des Nutzers übertragen werden können. Die treibende Kraft ist abhängig von der Differenzgeschwindigkeit und dem Differenzwinkel zwischen beiden Teilmodellen.

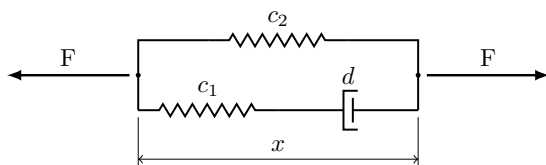


Abb. 2: Kelvin-Modell für das Koppelverhalten von Mensch und Exoskelett

Simulationsergebnisse

Zum Test des Modells der Kinematik wurden Messdaten von Gangzyklen genutzt, die mit einer myoMotion Inertial-Sensorik aufgezeichnet wurden. Für einen gleichmäßigen und normalisierten Gang wurde die Messung auf einem Laufband mit konstanter Geschwindigkeit durchgeführt. Die Bewegungsabläufe wurden mit sieben myoMotion Sensoren von Noraxon mit einer Abtastrate von 100 Hz aufgezeichnet. Die Gelenke des Exoskeletts wurden entsprechend der Bewegungsabläufe in der Simulation bewegt. Hierbei wurde der Mensch nur als Last berücksichtigt. Das Modell ist nicht nur eine Grundlage für die simulative Erprobung von Regelungsansätzen für Rehabilitations-Robotik sondern kann auch bei der Auslegung von Antrieben für aktive Orthesen genutzt werden. So ist es durch die Simulation des Gangzyklus beispielsweise möglich, die erforderlichen Antriebsmomente für die Aktoren des Exoskeletts zu berechnen. In Abbildung 3 ist das Antriebsmoment dargestellt, das ein Hüft-Aktor während einer Gangphase aufbringen muss. Hierbei handelt es sich um einen normalen Gang mit einer Schrittfrequenz von ca. 1,1 Hz. Der Aktor muss zwar nur eine Bewegungsgeschwindigkeit von maxi-

mal $85^\circ/s$ in einen Bewegungsradius von $-5^\circ \dots 16^\circ$ ermöglichen, dabei jedoch Antriebsmomente von bis zu ca. 100 Nm bereitstellen muss.

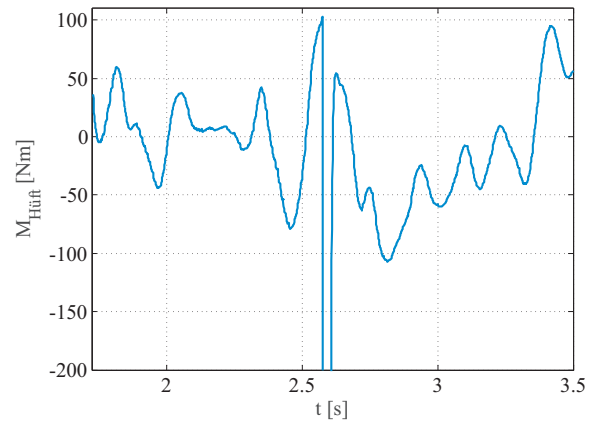


Abb. 3: Antriebsmoment eines Hüft-Aktors während eines Gangzyklus

Diskussion

Beim schlagartigem Umschalten zwischen den Phasen, beispielsweise beim Aufsetzen eines Fußes, treten große Momenten-Spitzen auf. In Abbildung 3 ist das bei $t = 2,6$ s zu beobachten. Um diese Effekte zu verringern, kann der Fußkontakt genauer modelliert werden, bisher wird der Fuß als Punktkontakt approximiert. Der Momenten-Verlauf wird zudem noch stark geprägt von den Elastizitäten im Gesamtsystem (Kopplung Mensch-Exoskelett und Seriell elastische Antriebe). Die variable Elastizität des Antriebs wurde bei diesen Simulationen bisher nicht verändert. Eine Regelung der variablen Steifigkeit ist eine Möglichkeit die Drehmomenten-Verläufe zu verbessern.

Literatur

- [1] LÜKEN, M.: *Modellbasierte Schätzung biomechanischer Parameter zur Bestimmung der Kniestufigkeit*, RWTH Aachen Universität, Masterarbeit, 2015
- [2] KADABA, M. P. ; RAMAKRISHNAN, H. K. ; WOOTTEN, M. E.: Measurement of lower extremity kinematics during level walking. In: *Journal of Orthopaedic Research* 8 (1990), Nr. 3, S. 383–392. – ISSN 1554–527X
- [3] DE LEVA, Paolo: Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. In: *Journal of biomechanics* 29 (1996), Nr. 9, S. 1223–1230
- [4] LIU, L. ; KRAMER, M. ; LEONHARDT, S. ; MISGELD, B.: Konstruktion und Modellierung eines mechanisch-rotatorischen Impedanzaktuators. In: *VDI/VDE Mechatronik-Tagung 2015*, Oldenbourg-Verlag, 2015, S. 331–336
- [5] ZAJAC, Felix E.: Muscle and tendon Properties models scaling and application to biomechanics and motor. In: *Critical reviews in biomedical engineering* 17 (1989), Nr. 4, S. 359–411
- [6] FUNG, Y.C.: Comparison of different models of the heart muscle. In: *Journal of Biomechanics* 4 (1971), Nr. 4, S. 289 – 295. – ISSN 0021–9290