

Christian Fleischer · Armin Zimmermann

Auswertung von elektromyographischen Signalen zur Steuerung von Exoskeletten

Eingegangen: date / Angenommen: date

Zusammenfassung Diese Arbeit stellt ein Modell und ein System zur Steuerung von Exoskeletten mit Hilfe von elektrischen Signalen vor, die an den Muskeln des Benutzers gemessen werden. Anhand dieser Signale wird der eigene Drehmomentbeitrag des Benutzer zur gewünschten Bewegung abgeschätzt, und ein einstellbarer Faktor bestimmt das vom Exoskelett hinzugefügte Drehmoment in Bezug auf den Beitrag des Benutzers. Die Signale werden durch ein komplexes biomechanisches Modell ausgewertet.

Schlüsselwörter Exoskelett · EMG-Signale · Signalverarbeitung

Abstract This paper presents a model and control scheme for actuated exoskeletons by means of electrical signals recorded from muscles of the operator. Those signals are used to estimate the torque contribution of the operator to the desired movement. An adjustable ratio defines the extra torque the exoskeleton should contribute in relation to the torque of the user. The EMG signal evaluation is performed by a sophisticated biomechanical model.

Keywords exoskeleton · EMG signals · signal evaluation

CR Subject Classification J.3 · J.7 · I.6.5

1 Einführung

Der menschliche Organismus besitzt mehr als sechshundert Muskeln, deren Funktionen untrennbar mit dem Leben des Menschen verbunden sind. Sie ermöglichen Bewegung und

Christian Fleischer
Technische Universität Berlin
Sekt. EN 10, Einsteinufer 17
10587 Berlin, Germany
Tel.: +49-30-31473114
Fax: +49-30-31421116
E-Mail: fleischer@cs.tu-berlin.de

Armin Zimmermann
(Adresse siehe vorher genannte)
Tel.: +49-30-31473110
E-Mail: zimmermann@cs.tu-berlin.de

Fortbewegung und bilden die offensichtliche Voraussetzung für alltägliche Dinge wie das Aufstehen von einem Stuhl, Laufen oder Treppen steigen.

Sind solche Bewegungen nicht oder nur eingeschränkt möglich, so kann dies schwerwiegende Auswirkungen auf das Wohlbefinden des Menschen haben, auf seine unabhängige Lebensweise, auf die soziale Einbindung oder schlicht auf die Fähigkeit, bestimmte Arbeiten zu verrichten. Der Verlust der Fähigkeit sich zu bewegen ist meist die Folge einer neurologischen Störung, deren Ursache in einer Krankheit, einem Schlaganfall, einem Unfall oder einem Geburtsfehler liegen kann. Technische Hilfsmittel können hier einen wichtigen Beitrag zu höherer Lebensqualität des betroffenen Menschen leisten.

Die Unterstützung fehlender oder eingeschränkter Bewegungsmöglichkeiten und die Entlastung von Therapeuten während der Rehabilitation mit Hilfe von angetriebenen Geräten sind Gegenstand zahlreicher Forschungsprojekte [27; 23; 10; 11; 12]. Allerdings kann eine solche Unterstützung auch für gesunde Menschen sinnvoll sein, etwa für Fabrikarbeiter oder bei der Bergung in Katastrophengebieten, damit Lasten flexibel aber ohne Schädigung des menschlichen Körpers getragen werden können [16; 21]. Einige Forschungsgruppen befassen sich auch mit der Unterstützung von Soldaten [20; 22].

Für die eben genannten Szenarien bieten sich Exoskelette zur Unterstützung des Menschen an. Exoskelette in der Robotik sind mechanische Konstruktionen, die — in unserem Beispiel — den menschlichen Körper umgeben und entlang der Gliedmaßen verlaufen. Die Gelenke eines solchen Exoskeletts sind an die des Menschen angepasst, um die normale Bewegung möglichst uneingeschränkt zu erlauben und wenn möglich zu unterstützen.

Allerdings stellt sich die Frage, wie der Mensch dem Exoskelett die gewünschte Bewegung mitteilt, um Unterstützung zu erhalten. Damit dies flexibel im Alltagsleben geschehen kann, muss diese Eingabe intuitiv sein und die spontane Modulierung der Bewegung an die jeweilige Situation erlauben, beispielsweise die Anpassung der Schrittweite vor einer Treppe oder das Hochheben des Beines zum Übersteigen eines Hindernisses.

Ein System wäre dann besonders intuitiv, wenn der Benutzer lediglich *versuchen* muss, die gewünschte Bewegung durchzuführen. Das System müsste aus dem Versuch die gewünschte Bewegung automatisch ableiten und diese sofort unterstützen. Dies kann zum Beispiel durch die Auswertung von elektromyographischen Signalen (EMG-Signalen) geschehen. Diese werden von Muskeln während ihrer Aktivierung abgestrahlt und können durch Nadelelektroden invasiv oder durch Oberflächenelektroden auf der Haut gemessen werden. Es gibt bereits einige Verfahren, die eine Mensch-Maschine-Schnittstelle basierend auf EMG-Signalen realisieren. Allerdings werden diese vorwiegend für Handprothesen eingesetzt, bei denen nicht zwingend kontinuierliche Bewegungen moduliert werden müssen. Sie basieren häufig auf Mustererkennung und der sich daran anschließenden Ausführung von vorgefertigten Bewegungen [31; 15; 14]. Andere EMG-basierte Systeme werten die EMG-Signale in einer eher einfachen Art aus und verwenden sie lediglich, um Zustandsübergänge zu erkennen [18] oder stellen einen linearen Zusammenhang zwischen den EMG-Signalen einer Muskelgruppe, die ein bestimmtes Gelenk umspannt, und dem Unterstützungsdrehmoment in den Gelenken her [17]. Ein Kraftverstärker für ein Arm-Exoskelett basierend auf der Auswertung von EMG-Signalen mit einem biomechanischem Modell wurde in [26] vorgestellt.

Andere Ansätze zur Steuerung von Exoskeletten ohne biologische Signale des Menschen beruhen zum Beispiel auf der Auswertung von vereinfachten dynamischen Modellen des Menschen und des Exoskeletts, mit deren Hilfe über inverse Kinematik Unterstützungsdrehmomente berechnet werden. Mit Hilfe der Ergebnisse werden bestimmte statische Stellungen gehalten [25] oder die Interaktionskräfte zwischen Mensch und Exoskelett minimiert [19].

In der vorliegenden Arbeit wird ein Steuerungssystem für Exoskelette vorgestellt, dessen Schnittstelle auf der Auswertung von EMG-Signalen und den aktuellen Gelenkwinkeln beruht. Diese Auswertung wird mit einem vereinfachten biomechanischen Modell vollzogen, das auf Ergebnissen der Biomechanik und Biomedizin beruht. Der Vorteil der Verwendung dieser Signale liegt darin, dass sie bei gesunden Menschen direkt mit dem Bewegungswillen verknüpft sind, unabhängig davon, ob die Bewegung bewusst, unbewusst oder als Reaktion ausgeführt wird. Es bedarf daher keiner weiteren zusätzlichen Eingaben, die eine unnötige geistige Belastung darstellen könnten.

Der Hauptteil der Arbeit besteht in der Vereinfachung der vorhandenen, aber für diesen Bereich zu detaillierten biomechanischen Modelle und deren Kombination in Hinblick auf die Steuerung eines Exoskeletts. Nach bestem Wissen der Autoren ist dies das erste Mal, dass ein komplexes, auf Ergebnissen der Biomechanik und Biomedizin beruhendes Modell zur Steuerung eines Unterkörperexoskeletts verwendet wird.

Hierzu wird zunächst in Abschnitt 2 das Steuerungssystem vorgestellt, bevor in Abschnitt 3 das zentrale biomechanische Modell und in Abschnitt 4 das Exoskelett beschrieben wird, mit dessen Hilfe das Modell validiert wurde. In Ab-

schnitt 5 werden Versuche beschrieben, die in Abschnitt 6 diskutiert und in Abschnitt 7 zusammengefasst werden. Abschnitt 8 schließlich gibt einen Ausblick auf zukünftige Arbeiten.

2 Steuerungssystem

Das Steuerungssystem basiert auf der Idee der linearen Verstärkung des Drehmoments, das der Träger des Exoskeletts eigenständig aufbringt [26]. Die EMG-Signale derjenigen Muskeln, die für die Bewegung im unterstützten Gelenk maßgeblich verantwortlich sind, werden aufgenommen und daraus der geschätzte Drehmomentbeitrag des Benutzers zur Bewegung abgeleitet. Der Antrieb des Exoskeletts fügt einen zu diesem Drehmoment linearen Beitrag hinzu und erreicht so eine Entlastung. Hierbei ist der Mensch dafür verantwortlich, dass die aus der Kooperation zwischen Mensch und Maschine resultierende Bewegung seiner gewünschten Bewegung entspricht.

Dadurch ist das Exoskelett allerdings nur durch diejenigen Personen steuerbar, die volle oder aber mindestens Restaktivität in den Muskeln besitzen, welche verstärkt werden sollen. Die Muskelaktivität muss außerdem noch sinnvoll koordiniert werden können. Dies schränkt zwar den Kreis potenzieller Benutzer ein, eröffnet aber die Möglichkeit einer sehr flexiblen Steuerung des Systems, denn die Kraftunterstützung kann kontinuierlich berechnet werden und reagiert mit kurzer Latenz auf die Intention des Benutzers.

Das Steuerungssystem ist in Diagramm 1 für einen Knieantrieb dargestellt. Zur Abschätzung des Drehmomentbeitrags des Benutzers werden die EMG-Signale zusammen mit dem aktuellen Gelenkwinkel mit Hilfe eines Körpermodells ausgewertet. Das geschätzte Drehmoment wird mit dem Unterstützungsfaktor multipliziert und als Zielwert für einen Drehmomentregler an die Regelschleife weitergeleitet. Diese Regelschleife errechnet den aktuellen Drehmomentbeitrag des Antriebs und regelt ihn mit Hilfe eines einfachen P-Reglers auf den Zielwert.

Der Vorteil dieses Systems liegt in seiner Robustheit: äußere Kontaktkräfte müssen nicht explizit berücksichtigt werden, sondern werden durch die Kraftmessung des Antriebs mit einbezogen. Nicht gemessene Muskeln oder äußere Einwirkungen, die ebenfalls eine Bewegung des unterstützten Beins hervorrufen, werden daher nicht behindert.

Die Unterstützung des Systems hingegen ist direkt vom Bewegungswunsch des Benutzers abhängig, der aus den Muskelsignalen interpretiert wird. Allerdings ist dem System die aus der Kooperation des Menschen mit dem Exoskelett resultierende Bewegung im Voraus nicht bekannt (im Gegensatz zu Ansätzen mit vordefinierten Bahnen oder komplexen dynamischen Modellen). Demzufolge können keine Algorithmen zur Einhaltung einer stabilen Bewegung integriert werden. Im Gegensatz zu derartigen Ansätzen kann es aber nicht geschehen, dass eine begonnene Bewegung durch das Unterstützungssystem dem Benutzer weiterhin aufgezwin-

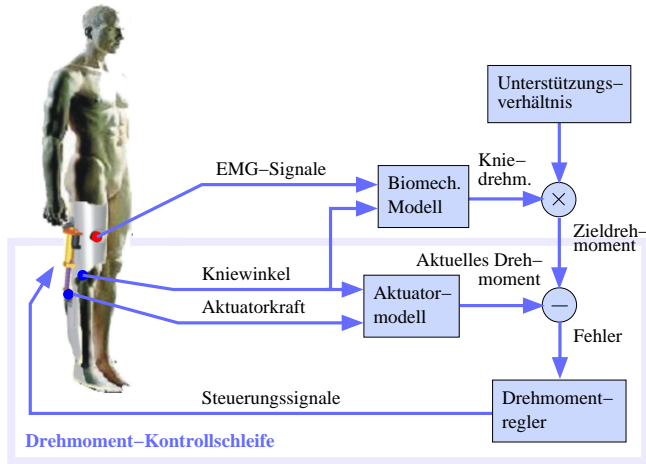


Abb. 1 Steuerungssystem des Exoskeletts.

gen wird, auch wenn dieser sie eventuell aufgrund einer geänderten Umgebungssituation abbrechen möchte.

3 Biomechanisches Modell

Bei der Entwicklung des biomechanischen Modells zur Auswertung der EMG-Signale stellt sich die Frage nach der Detailliertheit des Modells. Hierbei muss zwischen der Genauigkeit der Ergebnisse und der Komplexität der Berechnung abgewogen werden. Es ist sicherlich nicht sinnvoll, Modelle zu verwenden, die chemische Prozesse in den einzelnen Muskeln simulieren. Allerdings können auch nicht alle Eigenschaften von Muskeln und deren Fasern vernachlässigt werden. Leider lässt sich die notwendige Genauigkeit nicht direkt in Zahlen quantifizieren. Sie kann nur durch das Verhalten des Systems während der Experimente bewertet werden.

Weiterhin ist zu beachten, dass biomechanische Modelle auch Parameter besitzen, die auf den jeweiligen Benutzer angepasst werden müssen. Es ist darauf zu achten, dass die Kalibration dieser Parameter mit den Sensoren auf dem Exoskelett durchgeführt werden kann. Einige dieser Parameter müssen bei jedem Anlegen des Exoskeletts neu kalibriert werden. Es würde der Idee eines mobilen, flexiblen Systems widersprechen, wenn für die Kalibration eine komplexe externe Hardware oder ein Labor verwendet werden müsste.

Aus der Vielzahl von in der Literatur beschriebenen Modellen wurden verschiedene Bestandteile ausgewählt und zu dem im folgenden beschriebenen Modell zusammengeführt.

EMG-Signal-Verarbeitung Das EMG-Signal eines einzelnen Muskels ist eine Überlagerung von kurzen negativen und positiven Impulsen [7]. Um aus diesem rauen Signal eine Aktivierungskurve des Muskels zu gewinnen, wird zuerst ein Offset $\bar{e}(t)$ abgezogen, der über die zuletzt aufgenommenen Daten gebildet wurde. Das Ergebnis wird gleichgerichtet und tiefpassgefiltert mit der Funktion F . Das Ergebnis ist

das nachverarbeitete EMG-Signal $u(t)$:

$$u(t) = F(|e(t) - \bar{e}(t)|) \quad (1)$$

Aus dem EMG-Signal wird die Muskelaktivierung $a(u)$ abgeleitet, die angibt, wie stark ein Muskel angespannt ist und Werte zwischen 0 und 1 liefert. Sie ist angelehnt an die Funktion aus [24]:

$$a(u) = \frac{e^{AuR^{-1}} - 1}{e^A - 1} \quad (2)$$

Hierbei ist u das nachverarbeitete EMG-Signal, R das geschätzte maximale EMG-Signal (bei maximaler Muskelspannung) und $A < 0$ ein nicht linearer Formfaktor, der die Krümmung der Kurve bestimmt. Für $A \rightarrow 0$ nähert sich die Funktion einer Geraden an.

A und R sind die EMG-bezogenen Parameter des Modells. Sie müssen bei jedem Anlegen des Exoskeletts neu kalibriert werden, da die gemessenen Signale abhängig von verschiedenen Faktoren wie Hautleitfähigkeit und Durchblutung sind.

Berechnung der Muskelkraft Aus der mit $a(u)$ bezeichneten Muskelaktivierung wird im folgenden die Muskelkraft eines einzelnen Muskels berechnet. Dies wird mit einem vereinfachten Hill-basierten Muskelmodell durchgeführt [13; 30]. Eine schematische Darstellung des Muskelmodells ist in Abbildung 2 dargestellt. Hierbei wird die Muskelkraft F^m durch die Summe der Kräfte eines aktiven, kontraktiven Elements F_A^m und einem passiven Element F_P^m gebildet [8]:

$$F^m = F_A^m + F_P^m \quad (3)$$

Das aktive Element ist für die Kraftproduktion durch Zusammenziehen der Muskelfasern verantwortlich, die durch die Aktivierung des Muskels über die Nerven initiiert wird. Das passive Element entspricht der Summe aller Kräfte, die durch das um die Muskelfasern befindliche Gewebe erzeugt werden, sobald der Muskel gedehnt wird.

Die aktive Kraft wird aus der Muskelaktivierung $a(u)$, der maximalen isometrischen Muskelkraft F_o^m und der Kraft-Längen-Funktion f_A in Abhängigkeit von der normierten Muskelfaserlänge \tilde{l}^m wie folgt berechnet:

$$F_A^m = f_A(\tilde{l}^m) F_o^m a(u) \quad (4)$$

$$\text{mit } \tilde{l}^m = \frac{l^m}{l_o^m}, \quad (5)$$

Hierbei ist l^m die aktuelle Muskelfaserlänge und l_o^m die optimale Muskelfaserlänge, also die Länge, bei der der Muskel die größte Kraft erzeugen kann.

Die maximale isometrische Kraft ist die maximale Muskelkraft, die ein Muskel erzeugen kann, ohne dass sich die Muskelfasern während der Kontraktion in der Länge ändern. Die Kraft-Längen-Funktion $f_A(\tilde{l}^m)$ modelliert den Einfluss der Muskelfaserlänge auf die vom Muskel produzierte Kraft.

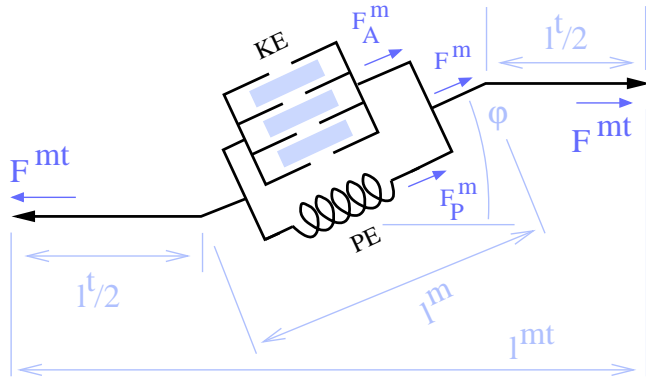


Abb. 2 Das kontraktile Element (KE) erzeugt die aktive Kraft F_A^m durch die Verkürzung der Muskelfasern. Das parallele Element (PE) erzeugt die passive Kraft F_P^m , die die Eigenschaft des Gewebes und der Fasern widerspiegelt. Die Kraft des Muskels wirkt in einem Winkel zur Zugrichtung des Muskels, dem Fiederungswinkel ϕ . Die resultierende Kraft des Muskelsehnenkomplexes entlang der Sehne ist F^{mt} .

Diese ist nicht immer gleich, da sich einzelne Bestandteile der Muskelfasern bei der Verkürzung ineinander schieben und die überlappende Fläche die produzierte Kraft bestimmt [29]. Die passive Kraft F_P^m wird durch das Produkt aus dem Wert der passiven Kraft-Längen-Kurve f_P für die normalisierte Muskelfaserlänge \tilde{l}^m und der maximalen isometrischen Kraft F_o^m berechnet:

$$F_P^m = f_P(\tilde{l}^m)F_o^m \quad (6)$$

Die Kraft-Geschwindigkeits-Beziehung wird in diesem Modell vernachlässigt, da die ausgeführten Bewegungen eher langsam sind. Werte für l_o^m und die Funktionen $f_A(\tilde{l}^m)$ und $f_P(\tilde{l}^m)$ finden sich zum Beispiel in [9]. F_o^m ist ein benutzerabhängiger Parameter und muss kalibriert werden.

Um die normierte Muskelfaserlänge \tilde{l}^m berechnen zu können, muss die Muskelfaserlänge l^m für die aktuelle Gelenkkonfiguration bestimmt werden. Dies geschieht mit Hilfe der in [9] veröffentlichten Muskelsehnenparameter nach dem im folgenden zusammenfassend vorgestellten Prinzip.

Die Länge des Muskelsehnenkomplexes wird berechnet als Summe der Abstände zwischen einzelnen Wegpunkten $P_i = (x_i, y_i, z_i, 0)^T$:

$$l^{mt} = \sum_{i=0}^{n-2} \|P_{i+1} - P_i\| \quad (7)$$

Diese Wegpunkte sind mit Bedingungen c_i verknüpft. Ist die jeweilige Bedingung erfüllt ($c_i = 1$), so wird der Wegpunkt in den Muskelsehnenpfad eingefügt, um anatomische Umlenkpunkte zu modellieren:

$$c_i = \begin{cases} 1 & \text{für } \alpha_k^{low} \leq \alpha_k \leq \alpha_k^{high}, \quad 0 \leq k < J \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \quad (8)$$

Hierbei ist α_k der Gelenkwinkel des k -ten Gelenkes, J die Anzahl aller Gelenke und α_k^{low} , α_k^{high} untere und obere Schranken der Intervalle, in denen die Bedingungen gültig sind. Einige Muskeln überspannen mehrere Gelenke, und manche

Bedingungen sind innerhalb des Bewegungsbereichs von Gelenken immer erfüllt. P_i ist das Ergebnis der Transformation der lokalen Koordinaten \hat{P}_i der einzelnen Körperteile (zum Beispiel: Hüfte, Oberschenkel, Kniescheibe, Unterschenkel) in ein gemeinsames Koordinatensystem mit Hilfe von 4×4 -Matrizen:

$$P_i = \mathbf{M}_i(\alpha_0, \dots, \alpha_{J-1})\hat{P}_i \quad (9)$$

Hierbei sind die Transformationsmatrizen $M_i(\alpha_0, \dots, \alpha_{J-1})$ Funktionen der aktuellen Gelenkwinkel. Die Koordinaten der Wegpunkte, die Intervallgrenzen und Transformationsmatrizen finden sich in [9].

In manchen Muskeln sind die Muskelfasern nicht parallel angeordnet, sondern in einem Winkel ϕ , dem Fiederungswinkel, zur Zugrichtung des Muskels. Folglich ergibt sich die Beziehung von Muskellänge l^m und Sehnenlänge l^t zur Gesamtlänge des Muskelsehnenkomplexes l^{mt} (siehe Abbildung 2) aus:

$$l^{mt} = l^t + l^m \cos \phi \quad (10)$$

Der Fiederungswinkel ϕ kann entsprechend [28] angenähert werden durch:

$$\phi = \arctan \left(\frac{l_o^m \sin \phi_o}{l_o^m \cos \phi_o - \delta} \right) \quad (11)$$

Hierbei ist δ die Gesamtänderung des Muskelsehnenkomplexes und ϕ_o der Fiederungswinkel bei optimaler Muskelfaserlänge. Werte für ϕ_o sind aus der Literatur zu entnehmen [9].

Durch Umformen mit $\delta = l_o^m \cos \phi_o - l^m \cos \phi$ und Einsetzen in Gleichung 10 folgt für die Muskelfaserlänge l^m :

$$l^m = \sqrt{(l_o^m \sin \phi_o)^2 + (l^{mt} - l^t)^2} \quad (12)$$

Hierbei wird die Sehne als steif angenommen, so dass die Sehnenlänge l^t durch die konstante Sehnenruhelänge l_s^t ersetzt wird:

$$l^t \approx l_s^t \quad (13)$$

Da das Modell aber aufgrund der Kraft-Längen-Funktion sensibel gegenüber dem Parameter l_s^t reagiert, muss dieser kalibriert werden. Dies geschieht über einen Skalierungsfaktor s^t , der Werte \hat{l}_s^t aus der Literatur modifiziert:

$$l_s^t = s^t \hat{l}_s^t \quad (14)$$

Folglich muss für jeden Muskel der Parameter s_i^t kalibriert werden, allerdings nur einmal für jeden Benutzer des Exoskeletts. Parameter mit dieser Eigenschaft werden als Geometrie-Parameter bezeichnet.

Resultierendes Gelenkmoment Um den Drehmomentbeitrag eines einzelnen Muskels zu berechnen, wird der Hebelarm mit Hilfe des Prinzips des virtuellen Drehmoments berechnet [6]:

$$r(\alpha) = \frac{\partial l^m(\alpha)}{\partial \alpha} \quad (15)$$

Hierbei ist α der Winkel des Gelenkes, für welches der Hebelarm berechnet werden soll. In unserem System wurden die Hebelarme durch Konstanten approximiert. Der Drehmomentbeitrag eines einzelnen Muskels in einem betrachteten Gelenk i berechnet sich folglich durch:

$$T_i = r_i F_i^m \cos \phi = r_i F_i^m \quad (16)$$

und das Gesamtdrehmoment durch Summation der Einzelbeiträge:

$$T = \sum_{i=0}^{N-1} T_i \quad (17)$$

Da nicht alle Muskeln des Menschen gemessen werden und auch die EMG-nach-Kraft-Umrechnung fehlerbehaftet ist, ist das berechnete Drehmoment nur eine grobe Schätzung des Eigenbeitrags des Benutzers. Experimente zeigen jedoch, dass mit Hilfe dieser Abschätzung eine sinnvolle Unterstützung des Menschen möglich ist.

Kalibration der Parameter Die Kalibration der Parameter A , R , F_o^m und s^l für jeden Muskel soll hier nur kurz erwähnt werden: Hierzu wird der Antrieb für jenes Gelenk gesperrt, welches durch die zu kalibrierenden Muskeln angetrieben wird. Ein im Antrieb integrierter Kraftsensor misst die vom Benutzer aufgebrachte Kraft und die dazugehörigen EMG-Signale der beteiligten Muskeln. Basierend auf den geschätzten Verhältnissen der Muskelquerschnitte wird die gemessene Kraft auf die beteiligten Muskeln aufgeteilt und die Parameter passend eingestellt. Diese Kalibration wird unter verschiedenen Gelenkwinkel durchgeführt, um den längenabhängigen Parameter s^l für jeden Muskelsehnenkomplex bestimmen zu können.

4 Exoskelett-Hardware

Das Verhalten des oben beschriebenen Steuerungssystems wurde mit Hilfe eines eigens entwickelten Bein-Exoskeletts untersucht. Dieses Exoskelett besteht aus Orthesenschalen für Oberschenkel und Unterschenkel, die über ein Scharniergelenk miteinander verbunden sind. Ein Linearantrieb, angetrieben durch einen 90 Watt Maxon Motor [3], ist über zwei zweiachsige Gelenke mit beiden Teilen verbunden und kann durch Änderung seiner Länge das Kniegelenk unterstützen (siehe Abbildungen 3 und 4). Der aktuelle Kniewinkel wird über einen Philips KMZ41 Hall-Sensor [5] gemessen und über einen Philips UZZ9001 ausgewertet und digitalisiert. Der Antrieb besitzt einen GS XFTC300 [2] Kraftsensor, der die vom Antrieb aufgebrachte Kraft misst und mit

Hilfe eines Analog-Digital-Umsetzers (ADC) auf den Bus legt. Diese kann mit Hilfe des Kniewinkels in das vom Aktuator aufgebrachte Kniedrehmoment umgerechnet werden. Die EMG-Signale werden mit Hilfe von sechs Oberflächen-elektroden der Firma Delsys [1] gemessen, die in einer Einlage der Orthese befestigt sind und ebenfalls mit ADCs auf den Bus gelegt werden. Die Auswertung aller Signale und Berechnung der Steuersignale für den Antrieb wird durch einen eingebetteten Einplatinencomputer durchgeführt. Die Steuersignale des Computers werden über einen Digital-Analog-Umsetzer (DAC) an einen Motorenverstärker mit Pulsweitenmodulation geleitet (PWM). Auf der Recheneinheit läuft das Echtzeitbetriebssystem RTAI [4]. Hierbei wird nur der P-Regler des Steuerungssystems mit Echtzeitpriorität ausgeführt, die Modellberechnungen und die Zielwertberechnung für den Regler werden mit Standardpriorität ausgeführt. Als Fehlertoleranzmaßnahme überwacht eine gesonderte Hardwareeinheit (Watchdog) die Busaktivität für den Antrieb, um im Falle eines Rechnerausfalls die Kontrolle über den Antrieb mit Hilfe eines Multiplexers auf einen Hardware-P-Regler zu übertragen, der eine Nullkraft am Kraftsensor einstellt.

Auswahl der berücksichtigten Muskeln Da das Exoskelett nur einen Antrieb im Knie zur Verfügung stellt, werden auch nur Muskeln berücksichtigt, die für die Bewegung im Knie verantwortlich sind. Die Auswahl der Muskeln, die gemessen werden, orientiert sich an ihrem Muskelquerschnitt sowie ihrer Nähe zur Oberfläche der Haut. Dadurch werden die kräftigsten Muskeln bevorzugt, deren Signale besonders gut erfassbar sind. Im einzelnen werden die Kniestrecker-muskeln Rectus Femoris, Vastus Medialis, Vastus Lateralis und die Beugermuskeln Semimembranosus, Semitendinosus und Bizeps Femoris betrachtet.

5 Experimente

Die im folgenden vorgestellten Experimente dienen zur Validierung des Gesamtsystems. Dabei stehen Bewegungen des

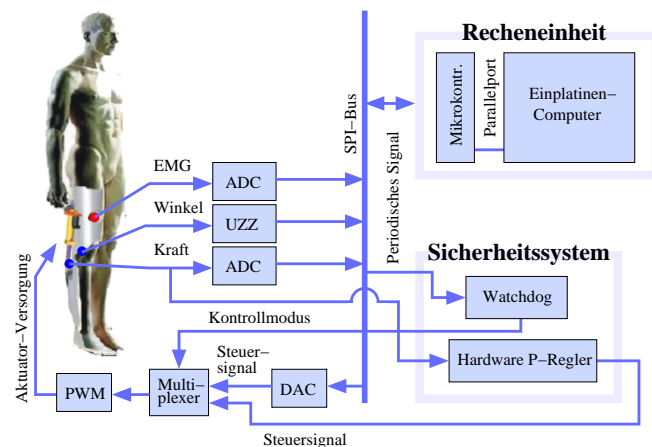


Abb. 3 Übersicht über die einzelnen Hardware-Bestandteile.

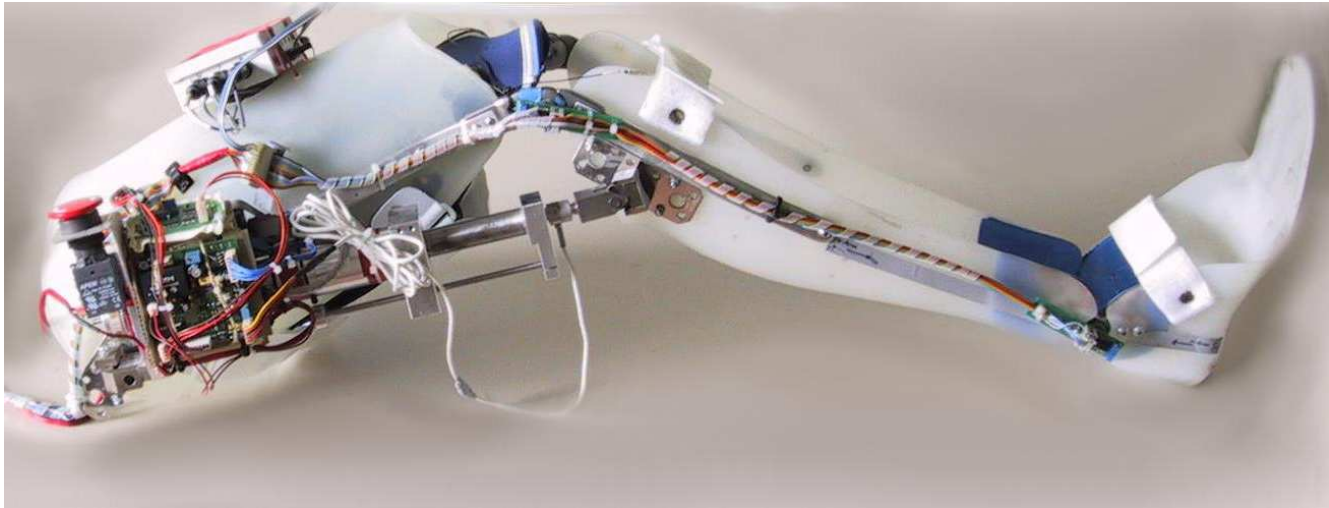


Abb. 4 Das Bein-Exoskelett mit dem Antrieb für das Knie. Der eingebettete Computer und die Stromversorgung werden an einem Bauchgurt getragen und sind nicht dargestellt.

Alltags im Vordergrund, wie sie mit Geschwindigkeiten von hilfsbedürftigen Personen durchgeführt werden. Die hier vorgestellten Bewegungen mit der Unterstützung des Exoskeletts sind die freie Bewegung des Beins, das Aufstehen von einem Stuhl und das Treppensteigen. Zum Laufen wird sehr viel weniger Kraft benötigt, so dass die Wirkungsweise der Kraftunterstützung und Verstärkung daran nicht gut demonstriert werden kann (und dort auch nicht im gleichen Maß notwendig ist).

Aus sicherheitstechnischen Gründen wurden alle Versuche mit einem gesunden Probanden durchgeführt, der in der Lage ist, die Bewegungen auch selbständig durchzuführen.

Die Bewertung der Qualität der Ergebnisse ist schwierig, da die Wiederholbarkeit in freier Umgebung begrenzt ist und nicht über eine Vielzahl von Durchläufen gemittelt werden kann. Zeitabhängige Unterschiede können nicht skaliert werden, denn das würde Einflüsse der Dynamik verändern. Daher kann bislang nur eine qualitative Analyse der Ergebnisse und eine Beschreibung des subjektiven Empfindens präsentiert werden. Dies wird anhand von einzelnen, repräsentativen Messungen vorgenommen.

In allen folgenden Diagrammen bedeutet ein Kniewinkel von 0 Grad eine vollständige Kniestreckung, negative Winkel zeigen eine Beugung an.

Freie Bewegung In diesem Versuch sitzt der Benutzer auf einem Stuhl, hebt das unterstützte Bein an und versucht, drei an einer vertikalen Stange befestigte Marker im Abstand von 20cm, 40cm und 60cm über dem Boden durch Streckung und Beugung des Knies und der Hüfte zu berühren.

Dieser Versuch wurde mit unterschiedlichen Kraftverstärkungen durchgeführt und demonstriert, dass ein relativ komplexes Modell für die korrekte Abschätzung der Eigenleistung des Benutzers notwendig ist, um eine sinnvolle Handhabung zu gewährleisten. Er steht stellvertretend für Alltagsbewegungen, bei denen im Sitzen die Beine bewegt werden

(beispielsweise vor dem Aufstehen) oder wenn beim Gehen vor dem Bodenkontakt der Fuß platziert werden muss (etwa um ein Hindernis zu übersteigen oder eine Treppenstufe zu treffen). Die Ergebnisse sind in Abbildung 5 dargestellt.

Das oberste Diagramm zeigt den Versuch mit dem hier vorgestellten Modell und einer Kraftverstärkung von 0. Dies ist durch die glatte Nulllinie der vom Exoskelett hinzugefügte Kraft erkennbar. Das Exoskelett weicht der Bewegung aus und behindert sie nicht, unterstützt sie aber auch nicht. Die Glattheit des Kniewinkelverlaufs zeigt, dass die Marker problemlos und sauber getroffen werden konnten.

Das mittlere Diagramm zeigt dieselbe Aufgabe, aber mit einer zugeführten Kraftunterstützung, die so groß ist wie die geschätzte Eigenleistung. Abgesehen von der ersten Berührung, deren Trajektorienabschnitt eine leichte Delle aufweist, konnten alle Marker erneut sehr sauber berührt werden. Hier ist auch zu bemerken, dass die Muskelaktivität gegenüber dem vorherigen Versuch reduziert werden konnte, erkennbar an den niedrigeren Werten der "Mensch"-Kurve. Der Benutzer konnte also die Unterstützung sinnvoll in seine Bewegung integrieren.

Das untere Diagramm zeigt denselben Versuch ohne Berücksichtigung der Kraft-Längen-Abhängigkeit des Muskelmodells. Dies führt dazu, dass der Eigenbeitrag des Benutzers bei fast gestrecktem Bein sehr stark überschätzt wird und es dort zu einer überraschend starken Kraftverstärkung dort kommt. Dies führt zu einer problematischen Interaktion zwischen dem Mensch und der Maschine, welche sich in der Welligkeit der Kurve ausdrückt: Die Marker konnten nicht ruhig und exakt berührt werden. Es zeigt sich also, dass die Integration eines Modells, das die geometrischen Verhältnisse der Gelenke berücksichtigt, notwendig ist.

Aufstehen vom Stuhl Dieses Experiment demonstriert das Systemverhalten bei der alltäglichen Bewegung des Aufstehens von einem Stuhl. Hierbei stehen anfangs beide Füße

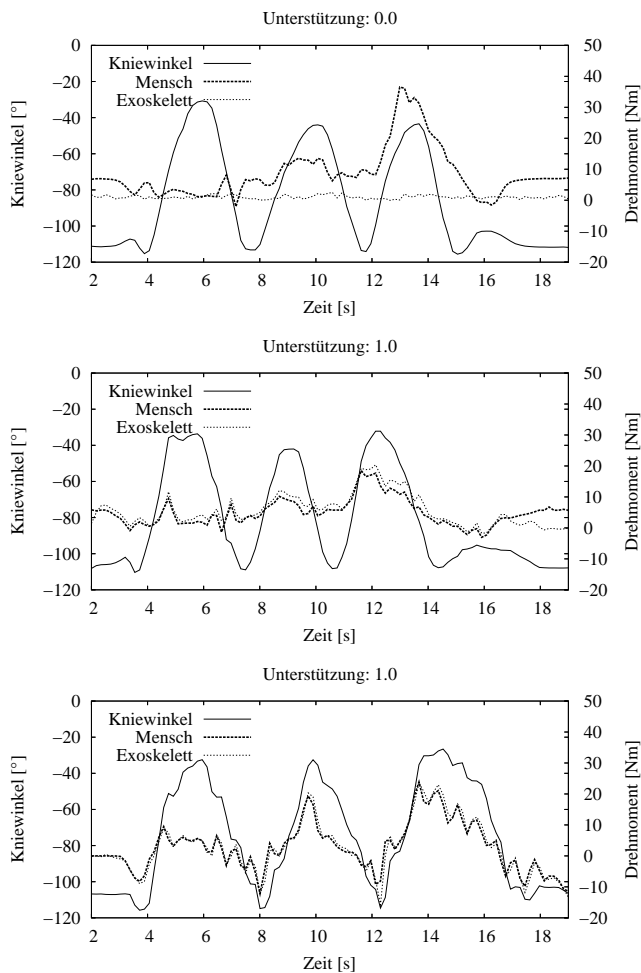


Abb. 5 Versuchsergebnisse der freien Bewegung mit unterschiedlichem Unterstützungsfaktor. Aufgetragen sind der Kniewinkel, der geschätzte Drehmomentbeitrag des Menschen und der Beitrag des Exoskeletts. Oben: keine Unterstützung; Mitte: Unterstützungsfaktor 1.0 mit dem kompletten biomechanischen Modell; unten: Unterstützungsfaktor 1.0 ohne das geometrische Modell der Muskeln.

nebeneinander auf dem Boden. Der Oberkörper wird leicht vorgeneigt und das Aufstehen wird durch Kniestrecken und Aufrichten durchgeführt. Die Arme hatten keinen Kontakt zur Umgebung. Dieser Versuch wurde ebenfalls mit verschiedenen Kraftunterstützungen dargestellt. Die Ergebnisse sind in Abbildung 6 dargestellt.

Das oberste Diagramm zeigt wiederum die Referenztrajektorie ohne Kraftunterstützung und das dabei abgeschätzte Drehmoment. Die darunter folgenden Diagramme zeigen die Aufstehbewegung mit steigender Kraftunterstützung. Es ist erkennbar, wie die vom Exoskelett hinzugeführte Kraft größer wird, während sich der vom Benutzer zugeführte Beitrag verringert. Dies lässt erneut den Schluss zu, dass der Benutzer die Unterstützung sinnvoll in seine Bewegung integrieren konnte. Allerdings ist auch erkennbar, dass bei anfänglich schnellerem Aufstehen (wie im zweiten und vierten Diagramm von oben) der Benutzer durch die ungewohnte

Unterstützung etwas überrascht ist und seine eigene Muskelaktivierung etwas zurückfährt. Dadurch wird jedoch auch die Unterstützung verringert, so dass darauf reagierend die Muskelaktivierung wieder verstärkt wird. Dadurch entstehen kleine Dellen in den Trajektorien der Kniewinkel. Sind diese Dellen zu groß, können Schwingungen entstehen. Das ist dann ein Indiz dafür, dass die Interaktion zwischen dem Menschen und der Maschine problematisch ist. Dies ist besonders dann der Fall, wenn große Verstärkungen gewählt werden.

Treppensteigen Dieser Versuch entspricht dem alltäglichen Treppensteigen in normaler Umgebung und umfasste vier Stufen. Die Bewegung wurde mit dem unterstützten Bein initiiert und endet mit dem Beistellen des unterstützten Beins auf der obersten Stufe. Dies spiegelt auch die Flexibilität des Systems wider, Bewegungen mit dem unterstützten Bein beginnen und beenden zu können. Dieser Versuch wurde mit den Unterstützungsfaktoren 0.0, 0.5 und 1.0 durchgeführt. Die Ergebnisse sind in Abbildung 7 abzulesen.

Das oberste Diagramm zeigt den Versuch ohne Kraftunterstützung, also die "ideale" Knietrajektorie, die notwendig ist, um die Treppe hochzusteigen. Sie ist folgendermaßen zu interpretieren: Am Anfang sind beide Beine gestreckt, der Benutzer steht vor der Treppe. Bei $t \approx 4.5s$ ist das Knie maximal gebeugt und der Fuß wird nach vorne über die erste Treppenstufe bewegt. Bei $t \approx 5.3s$ wird das Gewicht über den Fuß verlagert und die Muskeln am Bein im Exoskelett angespannt. Bei $t \approx 7.3s$ ist das Bein gestreckt. In dieser Phase wird die zweite Treppenstufe durch das nicht unterstützte Bein erklommen. Dieser Vorgang wiederholt sich ein weiteres Mal und bei $t \approx 13.3s$ wird das unterstützte Bein nur noch beigezogen, deswegen findet dort nur eine schwache Beugung statt.

Ähnlich verlaufen auch die beiden Versuche im mittleren Diagramm mit einem Unterstützungsfaktor von 0.5 und im unteren Diagramm mit einem Unterstützungsfaktor von 1.0. Die Reduktion der Muskelaktivität als Antwort auf das vom Exoskelett hinzugefügte Drehmoment zwischen den oberen beiden Diagrammen ist deutlich erkennbar. Bei der Steigerung der Unterstützung von 0.5 auf 1.0 ist keine so starke Reduktion sichtbar, allerdings wurde die unterste Bewegung auch, unbewusst motiviert durch die Kraftunterstützung, schneller durchgeführt, das zu höheren Beschleunigungen und zu höheren Kräften führte. Erkennbar ist dies an den größeren Steigungen des Kniewinkelverlaufs. Zwischen $8.0s < t < 8.3s$ ist sichtbar, dass die maximale Beschleunigung des Aktuators nicht ausreicht, um die geforderte Kraft in der Bewegung aufzubauen. Zu dieser Zeit fällt die Kniewinkelkurve extrem steil ab, und der Aktuator befindet sich in einer für ihn ungünstigen Konfiguration (Knie ist gebeugt).

Auch in diesem Experiment lässt sich sehr gut erkennen, dass die gewünschte Bewegung in allen drei Unterstützungsvarianten durchgeführt werden konnte, ohne dass es dabei zu Schwingungen kam. Allerdings ist im Beispiel mit der

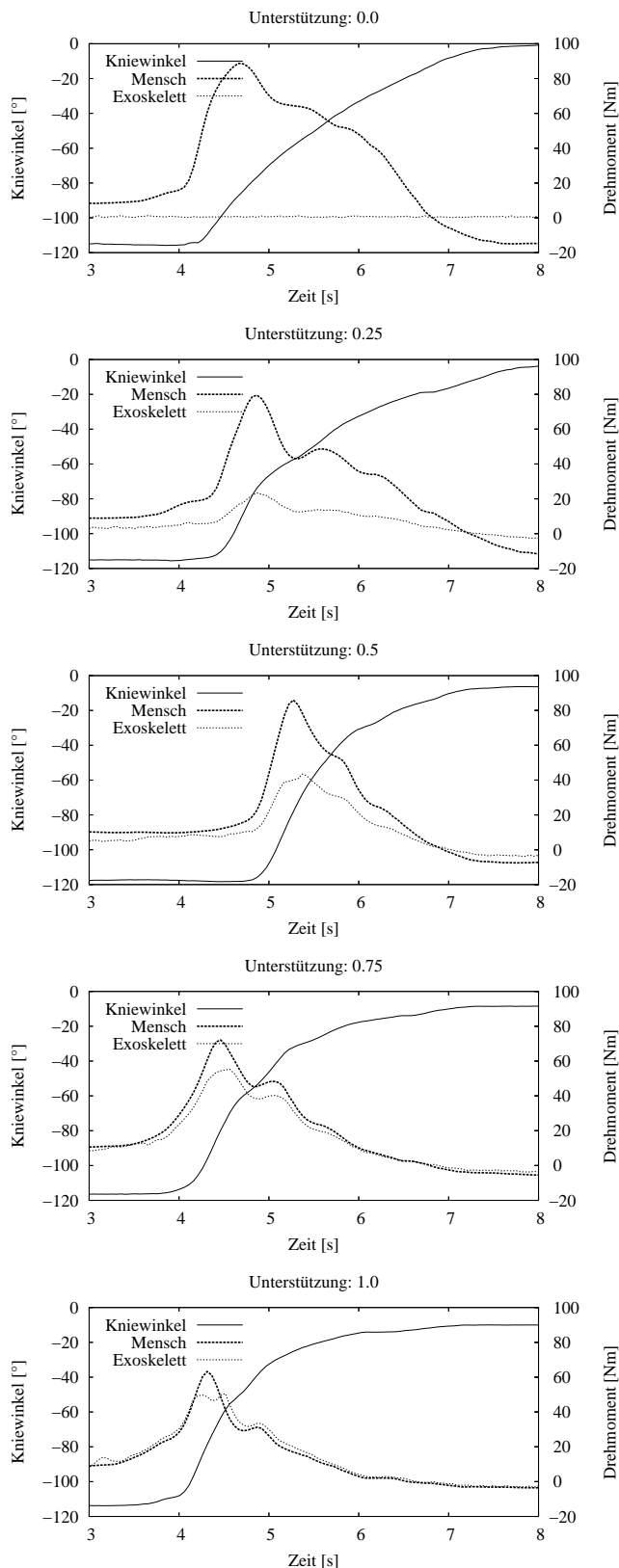


Abb. 6 Ergebnisse des Aufsteh-Versuchs. Mit steigender Unterstützung ist eine Reduktion der Muskelaktivierung und eine schnellere Aufstehbewegung erkennbar.

Unterstützung von 1.0 eine leichte Delle beim Beiziehen erkennbar.

Subjektiv lässt sich über das Experiment sagen, dass das Treppensteigen mit den hier gezeigten Unterstützungen möglich ist, wenngleich bei höheren Unterstützungsfaktoren die Bewegung insgesamt doch behutsam durchgeführt werden sollte, um unnötige "Schlenker" zu vermeiden.

6 Schlussfolgerungen

Die Versuche haben gezeigt, dass durch die gegebene mechanische Verbindung des Menschen mit der Maschine eine direkte Interaktion stattfindet. Diese Interaktion kann unterschiedlichen Charakter haben, der sich aus der resultierenden Bewegung erkennen lässt: Ist die Bewegung gleichförmig und der normalen Bewegung ohne Unterstützung ähnlich, so ist die Interaktion ausgeglichen und der Benutzer hat das System gut unter Kontrolle. Ist dabei ein entsprechender Verstärkungsfaktor eingestellt, so kann der Benutzer von der Kraft des Antriebs profitieren und seinen Eigenbeitrag reduzieren.

Ist jedoch eine starke Welligkeit in der Muskelaktivität und der davon abgeleiteten Unterstützung zu verzeichnen, die zu einer welligen Gelenkwinkeltrajektorie führt, so kann der Benutzer zwar in einigen Fällen auch von der Unterstützung profitieren und die Eigenleistung reduzieren, allerdings wird die Bewegung insgesamt nicht sehr sauber ausgeführt. Außerdem führt dies subjektiv zu Unwohlsein, da der Mensch sich nicht komplett in Kontrolle über das System fühlt. Dies führt auch zu einer höheren mentalen Belastung durch den Wunsch, die Bewegung stärker selbst zu bestimmen. Im Versuch der freien Bewegung ohne Berücksichtigung der Kraft-Längen-Funktion wurde dies versucht. Reaktionen in dieser Geschwindigkeit werden jedoch durch das Rückenmark oder den Hirnstamm ausgeführt und sind nicht ohne weiteres willentlich beeinflussbar. Längeres Training könnte diese Effekte reduzieren.

7 Ergebnisse

In diesem Beitrag wurde ein neuartiges Steuerungssystem für Exoskelette beschrieben, das auf Erkenntnissen der Biomechanik und Biomedizin beruht. Das Haupteingabemedium der Schnittstelle zwischen dem Menschen und der Maschine sind die elektromyographischen Signale, die von Muskeln bei deren Aktivierung ausgesendet werden, zusammen mit der Gelenkconfiguration der von den unterstützten Muskeln überspannten Gelenke. Das System kommt vollständig ohne vorgefertigte Bewegungstrajektorien und zusätzliche Eingaben aus und erlaubt dem Träger eine intuitive Handhabung und die Durchführung flexibler Bewegungen, um auf alltägliche Gegebenheiten zu reagieren.

In den hier vorgestellten Versuchen wurde mit Hilfe eines eigens konstruierten Exoskeletts die Funktionstüchtigkeit des beschriebenen Systems für Alltagsbewegungen mit

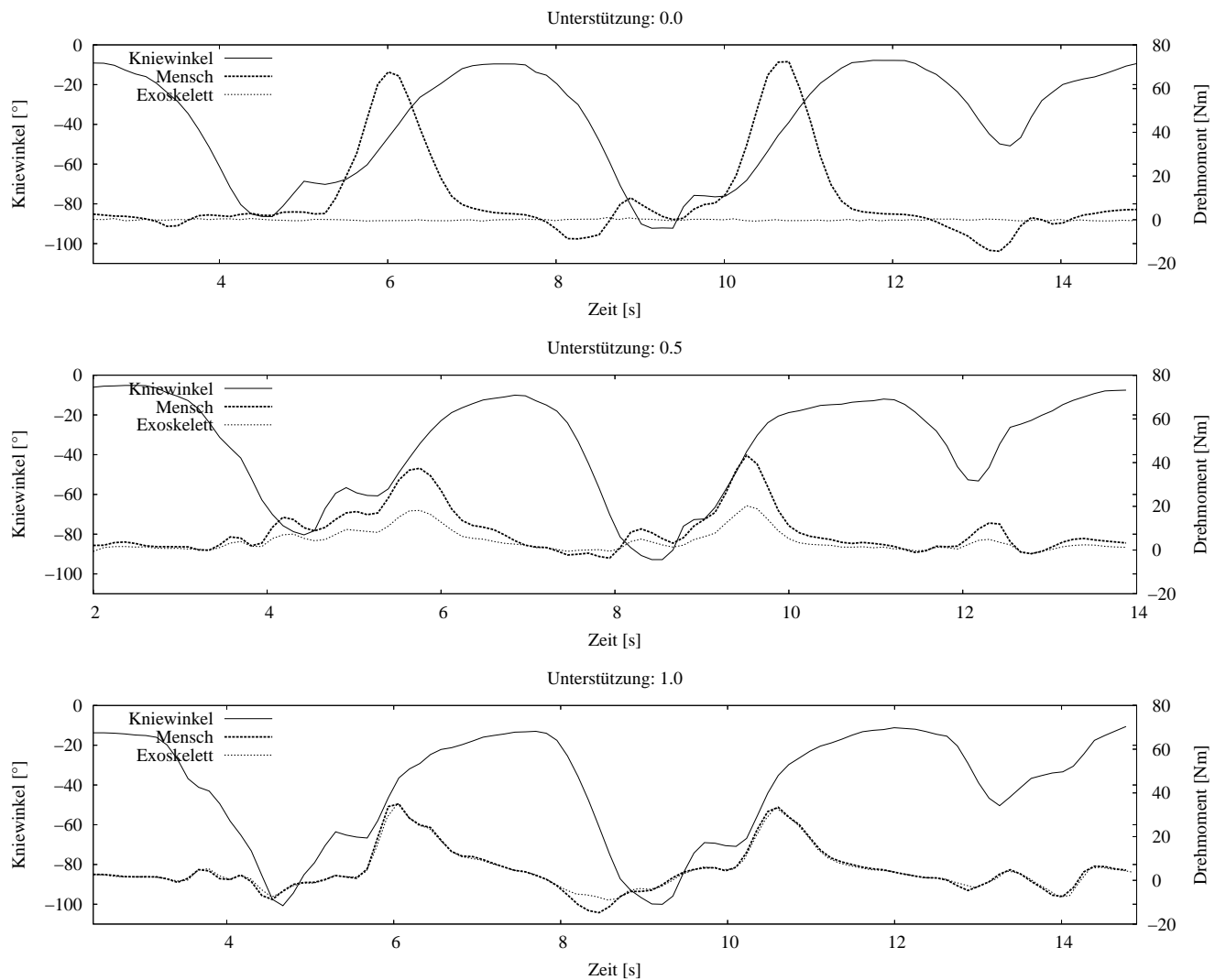


Abb. 7 Treppensteigen mit unterschiedlichen Unterstützungsfaktoren: 0.0 (oben), 0.5 (Mitte) und 1.0 (unten). Aufgetragen ist der Kniewinkel, der geschätzte Drehmomentbeitrag des Menschen im Knie und der vom Aktuator des Exoskeletts hinzugefügte Beitrag über die Zeit.

einem gesunden Probanden verifiziert. Die Versuche zeigten, dass die vom Exoskelett beigesteuerte Unterstützung sinnvoll in die Bewegung integriert wurde und der Benutzer dadurch seine eigene Muskelaktivität senken konnte.

8 Ausblick

Es gibt viele Anwendungsszenarien, die sich für die weitere Entwicklung anbieten, je nach Zielgruppe der Benutzer. Die hier durchgeführten Bewegungen sind eher langsam. Bei der alltäglichen Arbeit in einer Fabrik zum Beispiel sind hingegen zügigere, dynamische Bewegungen wünschenswert. Die Anpassung des Systems an solche Bewegungen ist aber in erster Linie ein Problem der mechanischen Konstruktion und der Energieversorgung, wenngleich das biomechanische Modell dann auch um die Kraft-Geschwindigkeits-Beziehung erweitert werden müsste. Im Hinblick auf Pati-

enten zur Wiedererlernung motorischer Fähigkeit müsste die Robustheit und Sicherheit des Systems weiter erhöht werden. Denn bei vielen Patienten kommt nicht nur eine körperliche, sondern auch eine geistige Schwäche hinzu, und eine koordinierte Muskelaktivität ist nicht oder nur eingeschränkt gegeben.

Auch könnte das Exoskelett um zusätzliche Gelenke erweitert werden, so dass Interaktion mit einer virtuellen Umgebung simuliert werden kann. Beispiele wären haptische Interfaces zum Erlernen von Bewegungen bei der Rehabilitation, der Ausbildung, dem Sport oder im Entertainmentbereich. Exoskelette sind dafür sehr gut geeignet. Es bleiben also noch viele interessante Punkte für weitere Forschungen offen.

Danksagung Die Autoren bedanken sich für die langjährige Unterstützung der Arbeiten durch Herrn Professor Günter Hommel, bei Herrn Dr. Konstantin Kondak für Ideen und Diskussionen sowie bei den zahl-

reichen beteiligten Studenten für ihre Beiträge zur technischen Umsetzung des Projekts.

Literatur

1. (2006) Delsys Inc., <http://www.delsys.com>
2. (2006) disynet, <http://www.sensoren.de/>
3. (2006) Maxon Motor, <http://www.maxonmotor.co.uk/>
4. (2006) RealTime Application Interface (RTAI), <http://www.rtai.org/>
5. (2006) Royal Philips Electronics, <http://www.philips.com/>
6. An K, Takahashi K, Harrigan T, Chao E (1984) Determination of muscle orientations and moment arms. *J Biomech Eng* 106(3):280–2
7. Basmajian JV, De Luca CJ (1985) *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. Williams & Wilkins
8. Buchanan T, Lloyd D, Manal K, Besier T (2004) Neuromusculoskeletal Modeling: Estimation of Muscle Forces and Joint Moments and Movements From Measurements of Neural Command. *J Appl Biomech* 20:367–395
9. Delp S, Loan J, Hoy M, Zajac F, Topp E, Rosen J (1990) An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 37(8):757–767
10. Fasoli S, Krebs H, Stein J, Frontera W, Hogan N (2003) Effects of robotic therapy on motor impairment and recovery in chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 84(4):477–82
11. Ferris D (2005) Powered Lower Limb Orthoses for Gait Rehabilitation. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation* 11(2):34–49
12. Ferris D, Czerniecki J, Hannaford B (2005) An Ankle-Foot Orthosis Powered by Artificial Pneumatic Muscles. *J Appl Biomech* 21(2):189–197
13. Hill A (1938) The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle. *Proceedings of the Royal Society of London Series B, Biological Sciences* 126(843):136–195
14. Hussein S, Granat M (2002) Intention detection using a neuro-fuzzy EMG classifier. *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE* 21(6):123–129
15. Ito K, Tsuji T, Kato A, Ito M (1992) EMG Pattern Classification for a Prosthetic Forearm with Three Degrees of Freedom. *Proc of IEEE International Workshop on Robot and Human Communication* 92 (Tokyo) pp 69–74
16. Kawai S, Yokoi H, Naruse K, Kakazu Y (2004) Study for control of a power assist device. Development of an EMG based controller considering a human model. *Proceedings of the 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems* 3
17. Kawamoto H, Sankai Y (2002) Comfortable power assist control method for walking aid by HAL-3. *Systems, Man and Cybernetics, 2002 IEEE International Conference on* 4:6
18. Kawamoto H, Sankai Y (2004) Power assist method based on phase sequence driven by interaction between human and robot suit. *13th IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication, 2004* pp 491–496
19. Kazerooni H (2005) Exoskeletons for human power augmentation. *Intelligent Robots and Systems, 2005 (IROS 2005) 2005 IEEE/RSJ International Conference on* pp 3459–3464
20. Kazerooni H, Steger R (2006) The Berkeley Lower Extremity Exoskeleton. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control* 128:14–25
21. Lee S, Sankai Y (2002) Power assist control for leg with HAL-3 based on virtual torque and impedance adjustment. *Systems, Man and Cybernetics, 2002 IEEE International Conference on* 4:6
22. Liu X, Low K, Yu H (2004) Development of a lower extremity exoskeleton for human performance enhancement. *Proceedings of the 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems* 4:3889–3894
23. Lunenburger L, Colombo G, Riener R, Dietz V (2005) Clinical Assessments Performed During Robotic Rehabilitation by the Gait Training Robot Lokomat. *Rehabilitation Robotics, 2005 ICORR 2005 9th International Conference on* pp 345–348
24. Potvin J, Norman R, McGill S (1996) Mechanically corrected EMG for the continuous estimation of erector spinae muscle loading during repetitive lifting. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 74:119–132
25. Pratt J, Krupp B, Morse C, Collins S (2004) The RoboKnee: an exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking. *Robotics and Automation, 2004 Proceedings ICRA'04 2004 IEEE International Conference on* 3:2430–2435
26. Rosen J, Brand M, Fuchs MB, Arcan M (2001) A myosignal-based powered exoskeleton system. In: *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, vol 31
27. Schmidt H, Werner C, Hesse S, Bernhardt R, Krüger J (2006) Gait rehabilitation machines based on programmable footplates. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2006 (in press)
28. Scott S, Winter D (1991) A comparison of three muscle pennation assumptions and their effect on isometric and isotonic force. *J Biomech* 24(2):163–7
29. Uhlmann K (1996) *Lehrbuch der Anatomie des Bewegungsapparates*. UTB für Wissenschaft
30. Winters J (1990) Hill-based muscle models: a systems engineering perspective. *Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization* pp 69–93
31. Zardoshti-Kermani M, Wheeler B, Badie K, Hashemi R (1995) EMG feature evaluation for movement control of upper extremity prostheses. *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* [see also *IEEE Trans on Neural Systems and Rehabilitation*] 3(4):324–333



Christian Fleischer (Jahrgang 1974) hat an der Technischen Universität Berlin bis 2001 Technische Informatik studiert. Anschließend entwickelte er Software für die Industrie bevor er 2003 an die TU Berlin zurückkehrte. Seitdem arbeitet er am Fachgebiet Prozessdatenverarbeitung und Robotik als Wissenschaftlicher Mitarbeiter. 2007 promovierte er über die Steuerung von Exoskeletten mit Hilfe von elektromyographischen Signalen. Seine Forschungsinteressen liegen im Bereich der Menschen unterstützenden Robotik und der Mensch-Maschine-Schnittstellen.



Armin Zimmermann (Jahrgang 1969) hat an den Technischen Universitäten Dresden und Berlin Informatik studiert. Seine Promotion beschäftigte sich mit der Modellierung und Leistungsbewertung von Fertigungssystemen mit Petri-Netzen. Er habilitierte sich 2006 mit einer Arbeit über stochastische diskrete Ereignissysteme und ist für die Entwicklung des Softwarewerkzeugs TimeNET verantwortlich. Derzeit leitet er als Vertretungsprofessor das Fachgebiet Prozessdatenverarbeitung und Robotik an der TU Berlin. Seine

Forschungsinteressen umfassen das modellbasierte Engineering technischer Systeme.