

Steuerung von Exoskeletten mit Hilfe von menschlichen Muskelsignalen *

Christian Fleischer

Technische Universität Berlin
Institut für Technische Informatik und Mikroelektronik,
Einsteinufer 17, 10587 Berlin
fleischer@cs.tu-berlin.de

Abstract: In dieser Arbeit wird eine Mensch-Maschine-Schnittstelle vorgestellt, die elektrische Signale der menschlichen Muskeln als Eingabemedium verwendet. Diese Signale werden von auf der Haut befestigten Elektroden aufgezeichnet und durch ein durchdachtes, aber für die Anwendung sinnvoll vereinfachtes Modell des menschlichen Körpers ausgewertet, um daraus die gewünschte Aktion des Menschen abzuleiten. Die Modellparameter repräsentieren Eigenschaften des menschlichen Körpers und seines momentanen Zustands. Ein Verfahren zur Kalibration dieser Parameter wird vorgestellt, das lediglich am Exoskelett befestigte Sensoren benötigt. Um die Schnittstelle, die Kalibration und die Interaktion zwischen Menschen und Maschine zu evaluieren wurde ein Exoskelett entwickelt, das ein Bein des Menschen umschließt und eine Unterstützung im Kniegelenk während alltäglicher Bewegungen erlaubt.

1 Einführung

Die Forschung an Exoskeletten ist kein neues Thema für die Wissenschaft. Schon um 1970 untersuchte die Gruppe von Vukobratovic [VBSS90] mögliche Konstruktionen und Steuerungsmöglichkeiten für behinderte Menschen. Waren diese Geräte noch schwer und unhandlich, so halfen Entwicklungen bei der Antriebstechnik und der Energieversorgung in den letzten Jahren einer Reihe von Forschungsprojekten auf die Sprünge. Sie reichen beispielsweise von der Unterstützung für Soldaten [KS06], Fabrikarbeitern [KYNK04] und älteren Menschen [KS04] bis hin zur Rehabilitation von Patienten mit neurologischen Störungen [SDF06]. Weitere mögliche Anwendungsgebiete liegen im Bereich des haptischen Feedback für virtuelle Welten und Teleoperationen.

Alle Beispiele haben gemein, dass die Exoskelette eine Schnittstelle zum Menschen benötigen, um sie steuerbar zu machen. Je intuitiver diese ist, desto mehr kann sich der Benutzer auf die Aufgabe konzentrieren, die er in Kooperation mit dem Exoskelett ausführen will und desto realistischer kann er gegebenenfalls in eine virtuelle Welt eintauchen.

Der hier vorgestellte Ansatz beruht auf der Auswertung von Signalen, die Muskeln bei

*Originaltitel der Dissertation: Controlling Exoskeletons with EMG signals and a Biomechanical Body Model

ihrer Aktivierung abstrahlen, den sogenannten elektromyographischen (EMG-) Signalen. Sie sind durch Sensoren auf der Haut messbar, können 20–80ms vor der eigentlichen Muskelkontraktion gemessen werden [CK79] und erlauben, die Signalauswertung schon frühzeitig zu beginnen. Selbst bei Muskeln, die zu schwach sind die gewollte Bewegung auszuführen, kann der Bewegungswunsch erkannt und eine Unterstützung gewährt werden. Obgleich die Auswertung dieser Signale nicht einfach ist, hat sie doch einen entscheidenden Vorteil gegenüber Ansätzen, die Kontaktkräfte auswerten oder von Modellen berechnete Drehmomente kompensieren (Beispiele finden sich in [Fle07]): Das Verfahren ist sehr robust gegenüber äußeren Einflüssen. Die Signale sind direkt mit dem Bewegungswunsch des Menschen gekoppelt, unabhängig davon, ob er willentlich im Gehirn, als Bewegungsmuster im Hirnstamm oder als Reflex im Rückenmark entstanden ist.

Im Rahmen dieser Forschungsarbeit wurde eine EMG-basierte Schnittstelle zur Steuerung von Exoskeletten entwickelt, die ein komplexes biomechanisches Modell des Menschen beinhaltet und auf Ergebnissen biomechanischer und biomedizinischer Forschungsgruppen basiert. Obwohl der Abstraktionsgrad des Modells so hoch wie möglich gehalten wurde, beinhaltet es zahlreiche Parameter, die prinzipiell an den Benutzer angepasst werden müssten. Es wurde untersucht, welche Parameter konstant und durch Werte aus der Literatur angenähert werden können. Für die übrigen wurde ein neuartiges Kalibrationsverfahren entwickelt, das lediglich die Sensoren benötigt, die ohnehin für die Steuerung am Exoskelett befestigt sind. Dies gestaltet die Handhabung sehr einfach, da einige Parameter bei jedem Anlegen des Exoskeletts neu bestimmt werden müssen, aber keine externe Apparatur notwendig ist. Um die Algorithmen in der Praxis zu verifizieren und die Interaktion zwischen Mensch und Exoskelett zu untersuchen wurde ein Exoskelett entwickelt, das den Mensch im Kniegelenk bei alltäglichen Bewegungen unterstützen kann.

Im folgenden Abschnitt 2 wird das Steuerungskonzept des Exoskeletts, das biomechanische Modell und die Bestimmung der Parameter beschrieben. In Abschnitt 3 wird kurz das Exoskelett selbst beschrieben, bevor in Abschnitt 4 die Experimente und Auswertungen erläutert und in Abschnitt 5 die Ergebnisse der Arbeit zusammengefasst werden.

2 Steuerung des Exoskeletts

Das gesamte System ist ein Verstärker des vom Menschen aufgebrachten Drehmoments durch zwei geschachtelte Regelschleifen. Der Mensch befindet sich innerhalb der äußeren Regelschleife und gibt indirekt das gewünschte Unterstützungsdrehmoment durch Aktivierung seiner eigenen Muskeln vor (siehe Abbildung 1): Mit Hilfe der aufgezeichneten EMG-Signalen wird das aufgebrachte Drehmoment durch ein biomechanisches Modell des Menschen abgeschätzt. Es wird mit einem Unterstützungsfaktor multipliziert und das resultierende Unterstützungsdrehmoment an die innere Regelschleife für das Drehmoment des Antriebs weitergeleitet, welches die Bewegung schließlich kontinuierlich unterstützt. Es kommen kein Positionsregler und keine vorgefertigten Trajektorien zum Einsatz. Wichtigster Bestandteil ist das biomechanische Modell, denn von dessen Ausgabe hängt direkt die Reaktion des Antriebs ab. Damit sich das Exoskelett für den Benutzer möglichst vorhersehbar verhält muss die Abschätzung durch das Modell möglichst genau sein.

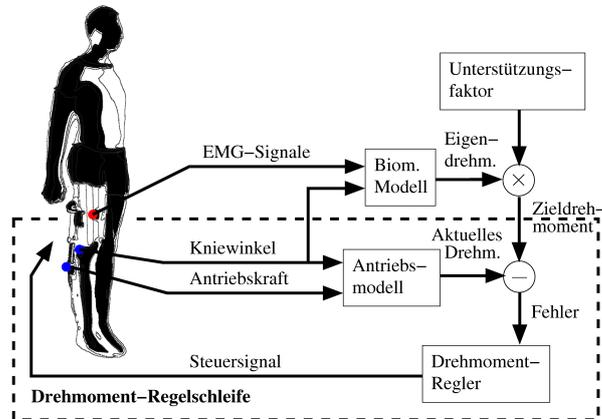


Abbildung 1: Das Steuerungssystem des Menschen: Das vom Menschen aufgebrauchte Drehmoment wird aus den EMG-Signalen durch ein Modell abgeschätzt und mit Hilfe des Antriebs verstärkt.

2.1 Biomechanische Modell des Menschen

Das biomechanische Modell ist verantwortlich für die Abschätzung des Drehmomentbeitrags des Menschen zur Bewegung anhand der EMG-Signale. Die notwendige Komplexität wurde durch Experimente in [Fle07] nachgewiesen. Die Berechnung wird von den EMG-Signalen bis hin zum erzeugten Drehmoment für einen einzelnen Muskel dargestellt.

Das nachverarbeitete EMG-Signal u ist ein Maß für die neurale (nervliche) Aktivierung des Muskels. Mit Hilfe der in [PNM96] vorgestellten Funktion kann auf die Muskelaktivierung geschlossen werden, die die normierte Kraftproduktion des Muskels angibt:

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

wobei R ein erwartetes Maximum von u und A ein Krümmungsparameter der Funktion mit $A < 0$ sind. Das ursprüngliche EMG-Signal wird durch Abzug des Mittelwerts, Betragsbildung, Subtrahieren des Ruhewertes des Muskels und einem Butterworth-Tiefpaßfilter zweiter Ordnung mit einer Grenzfrequenz von 1.6Hz nachverarbeitet.

Aus der Muskelaktivierung kann die resultierende Kraft F^m der Muskelfasern mit einem vereinfachten Modell (angepasst aus [BLMB04]) berechnet werden (Abbildung 2). Es besteht aus einem die aktive Kraft F_A^m erzeugenden kontraktile Elements welches parallel zu einem Element liegt, das die passiven Dehnungskräfte F_P^m modelliert:

$$F^m = F_A^m + F_P^m. \quad (2)$$

Die Kraft des kontraktile Elements wird durch das Produkt aus Muskelaktivierung und maximaler, isometrischer Muskelkraft F_o^m bei optimaler Muskelfaserlänge und der Kraft-

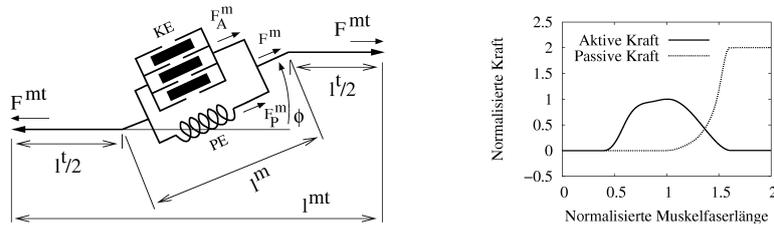


Abbildung 2: Links: Muskel-Sehnen-Komplex mit kontraktilem (KE) und passivem (PE) Element, die im Winkel ϕ an der Sehne ziehen. l^m ist Muskelfaserlänge und l^{mt} die Gesamtlänge des Komplexes. Rechts: die Kraft-Längen-Funktionen $f_A(\tilde{l}^m)$, $f_P(\tilde{l}^m)$ für die aktive und passive Kraft.

Längen-Funktion $f_A(\tilde{l}^m)$ für die aktive Kraft berechnet [BLMB04]:

$$F_A^m = f_A(\tilde{l}^m) F_o^m a(u) \quad \text{mit} \quad \tilde{l}^m = \frac{l^m}{l_o^m}, \quad (3)$$

wobei $f_A(\tilde{l}^m)$ den Einfluss der normalisierten Muskelfaserlänge \tilde{l}^m auf die vom Muskel erzeugbare Kraft beschreibt [GHJ66] (Abbildung 2, rechts), l^m die aktuelle Faserlänge und l_o^m die optimale Länge ist, bei der der Muskel die maximale Kraft erzeugen kann.

Das Produkt aus der maximalen isometrischen Kraft F_o^m und der Kraft-Längen-Funktion für die passive Kraft [Sch92] (Abbildung 2, rechts) ergibt die Kraft des passiven Elements

$$F_P^m = f_P(\tilde{l}^m) F_o^m \quad \text{mit} \quad \tilde{l}^m = \frac{l^m}{l_o^m}. \quad (4)$$

Um die aktuelle Muskelfaserlänge l^m berechnen zu können wird ein komplexes Muskel-Knochen-Modell verwendet [DLH⁺90]. Es modelliert die Sehnenpfade und Gelenke und erlaubt die Berechnung der Gesamtlänge l^{mt} des Muskel-Sehnen-Komplexes. Mit Winkel ϕ_o zwischen Muskelfasern und Sehne bei optimaler Faserlänge kann die Faserlänge durch

$$l^m = \sqrt{(l_o^m \sin \phi_o)^2 + (l^{mt} - l^t)^2}, \quad (5)$$

berechnet werden [Fle07]. Diese Gleichung beinhaltet die Sehnenlänge l^t , welche nicht genau bekannt ist, aber einen starken Einfluss auf die Berechnungen hat. Im Modell werden Werte aus der Literatur [DLH⁺90] verwendet, die durch einen zu kalibrierenden Faktor s^t für jeden Muskel auf den jeweiligen Menschen angepasst werden. Anschließend kann die Kraft F^{mt} an der Sehne durch

$$F^{mt} = F^m \cos \phi \quad \text{mit} \quad \phi = \arcsin \left(\frac{l_o^m \sin \phi_o}{l^m} \right) \quad (6)$$

berechnet werden (siehe Abbildung 2). Der Hebelarm r am Gelenk wird durch das Verhältnis der Änderung der Sehnenlänge zur Änderung des Gelenkwinkels bestimmt und als konstant angenommen. Dann ergibt sich das Gesamtdrehmoment T aller Muskeln durch

$$T = \sum_i T_i \quad \text{mit} \quad T_i = r_i F_i^{mt}, \quad (7)$$

wobei F_i^{mt} die Kraft und r_i der Hebelarm des i -ten Muskel-Sehnen-Komplexes ist.

2.2 Bestimmung der Modellparameter

Folgende Parameter wurden für die Kalibration ausgewählt: Der Krümmungsparameter A der Aktivierungsfunktion, das erwartete Maximum des EMG-Signals R , die maximale isometrische Kraft F_o^m und der Skalierungsfaktor für die Sehnenlänge s^t . Alle vier Parameter müssen für jeden Muskel individuell bestimmt werden. Die Faktoren s^t sind Geometrieparameter und müssen nur einmal pro Anwender kalibriert werden. Die restlichen EMG-Parameter A , R und die maximale Kraft F_o^m müssen für alle Muskeln bei jedem Anlegen des Exoskeletts neu berechnet werden, denn sie werden unter anderem beeinflusst durch die Leitfähigkeit der Haut, Blutzirkulation und Ermüdung. Alle anderen Parameter werden aus der Literatur genommen und nicht angepasst.

Prinzip der Kalibration: Die Referenzdaten für die anschließende Berechnung der Parameter werden aufgenommen während der Benutzer mit angelegtem Exoskelett auf einem Stuhl sitzt und seine Oberschenkelmuskeln wie zur Kniebeugung und -streckung mehrfach maximal anspannt. Hierbei ist allerdings der Antrieb des Exoskeletts blockiert, das Bein leicht gestreckt und vom Boden abgehoben. Da der Antrieb blockiert ist lässt sich aus den Kraftsensor- und Kniewinkelmessungen das erzeugte Drehmoment als Überlagerung von der isometrischen Muskelanspannung mit der Gravitation ableiten. Falls die Geometrieparameter noch nicht kalibriert worden sind, muss diese Anspannung unter verschiedenen Kniewinkeln wiederholt werden, um Referenzmessungen bei unterschiedlichen Muskelfaserlängen zu erhalten.

Die Auswahl, Speicherung und Kalibration ist in [FH07] detailliert beschrieben. Für jede Datenaufzeichnung unter einem bestimmten Kniewinkel existiert eine Tabelle für jeden Muskel, und jeder Tabelleneintrag beinhaltet die Werte aller Sensoren. Das EMG-Signal eines Muskels wird linear den Tabelleneinträgen für das Speichern und Lesen zugeordnet. Ist ein Eintrag bereits beschrieben, so werden die Werte gewichtet gemittelt. Hierdurch wird eine enorme Datenreduktion für die folgenden Berechnungen erreicht und die gespeicherten Daten erlauben eine ausgewogene Berücksichtigung der verschiedenen Stärken der Muskelaktivierung unabhängig davon, wie lange der Muskel beispielsweise in Ruhe oder auf einem bestimmten Level aktiviert war. Jede Tabelle beinhaltet etwa 50–100 Einträge. Das erwartete maximale EMG-Signal R eines Muskels wird direkt aus dem obersten Tabelleneintrag gelesen. Allerdings verbleiben nun noch drei Parameter für in unserem Beispiel sechs Muskeln, also achtzehn Parameter, die anhand *einer* Referenzgröße kalibriert werden müssen. Um den Parameterraum zu verkleinern wird das Referenzdrehmoment (errechnet aus den Kraftsensorwerten und dem Kniewinkel) um den Einfluss der Gravitation bereinigt und unter allen berücksichtigten Muskeln aufgeteilt (siehe Abbildung 3). Die Verteilung geschieht proportional zum Produkt aus der Aktivierung des Muskels (hier als lineare Funktion approximiert, da der Krümmungsparameter noch unbekannt ist) und seinem Querschnitt. Daraus resultiert eine Beziehung zwischen EMG-Signal und Drehmomentbeitrag des selben Muskels, welches durch Punkte in derselben Abbildung hervorgehoben ist. Nun können die verbliebenen Parameter bestimmt werden.

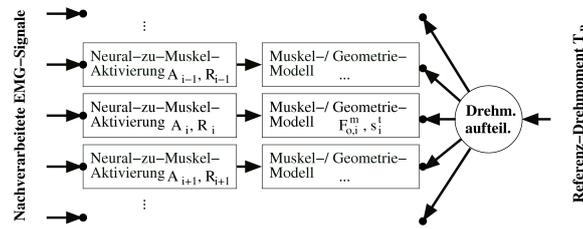


Abbildung 3: Das Aufteilen des Drehmoments T_R unter allen modellierten Muskeln je nach Aktivierung und Muskelquerschnitt erlaubt eine unabhängige Kalibration der einzelnen Parametergruppen.

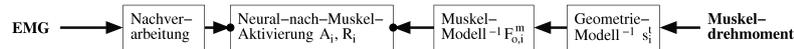


Abbildung 4: Beziehung zwischen nachverarbeiteten EMG-Signal und der Muskelaktivierung.

Berechnung der Parameter: Als erstes muss der Skalierungsfaktor s^t der Sehnenlänge für jeden Muskel bestimmt werden (sofern er noch nicht bekannt ist). Betrachtet man sich die Beziehung zwischen EMG-Signal und Drehmoment eines Muskels in Abbildung 4, so kann durch Invertieren der Geometrie- und Muskelmodelle eine Beziehung zwischen dem nachverarbeiteten EMG-Signal und der Muskelaktivierung hergestellt werden, unter der Annahme eines konstanten Faktors für die maximale isometrische Muskelkraft F_o^m (hier zu 1 gesetzt), dem Vernachlässigen der passiven Muskelkraft und in Abhängigkeit vom Parameter s^t . Die für ein EMG-Signal berechnete Muskelaktivierung wird ebenfalls im entsprechenden Tabelleneintrag gespeichert und so erhält man Paare von EMG-Signalen und Muskelaktivierungen unter verschiedenen Kniewinkeln. Jeder Tabelleneintrag beinhaltet ein solches Paar. Stellt man diese in einem Diagramm dar, so ergibt sich ein Bild wie im linken Teil der Abbildung 5 (das Bein ist bei 0° gestreckt, negative Winkel bedeuten eine Beugung). Allerdings sind diese nicht konsistent, denn die Kurven liegen nicht aufeinander, da die Skalierungsfaktoren noch nicht optimiert sind. Verwendet man die Varianz der zu einem EMG-Wert gehörenden Muskelaktivierungen (alle Punkte auf der Vertikalen oberhalb eines EMG-Wertes) als Gütekriterium, so können die Faktoren optimiert werden. Das Ergebnis dieser Optimierung ist im mittleren Teil von Abbildung 5 zu sehen: Es ist eine konsistente Beziehung hergestellt worden, und folglich kann vom EMG-Signal auf die Muskelaktivierung geschlossen werden. Im letzten Schritt wird der Krümmungsparameter A und die maximale isometrische Muskelkraft F_o^m durch einen Kurvenausgleich bestimmt (rechter Teil derselben Abbildung).

3 Konstruktion des Exoskeletts

Das Exoskelett besteht aus drei Orthesenschalen für Ober- und Unterschenkel sowie den Fuß und wird im Kniegelenk durch einen Linearantrieb bewegt (siehe Abbildung 6). Der

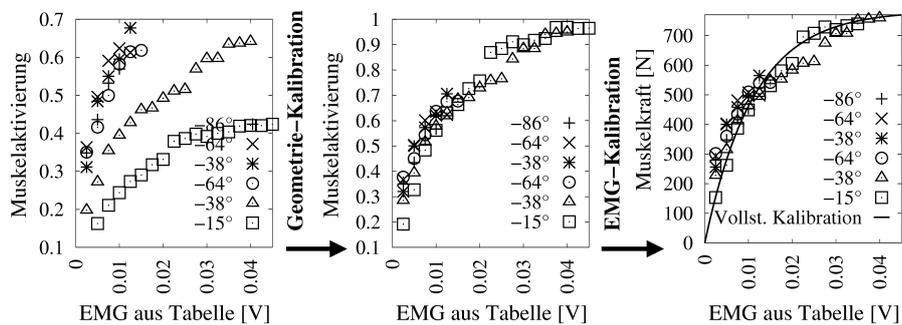


Abbildung 5: Ablauf der Kalibration: Die Geometrie-Kalibration erzeugt eine konsistente EMG-nach-Aktivierungs-Beziehung, anschließend wird die Krümmung und maximale Kraft bestimmt.

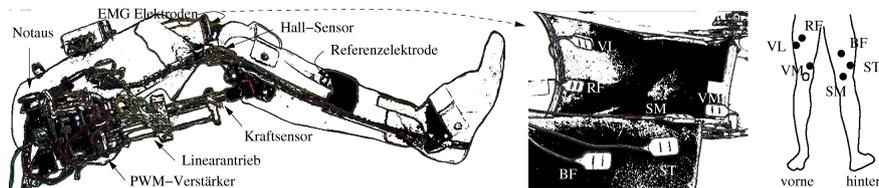


Abbildung 6: Links: das Exoskelett (ohne Mini-PC). Mitte: Befestigung der Elektroden für den Rectus Femoris (RF), Vastus Medialis (VM), Vastus Lateralis (VL), Semimembranosus (SM), Semitendinosus (ST) und Biceps Femoris (BF). Rechts: ungefähre Lagen der Sensoren.

Antrieb besteht aus einem Kugelgewindetrieb mit einem 90W Maxon RE35 Gleichstrommotor, kann maximal 1700N erzeugen und besitzt eine maximale Lineargeschwindigkeit von 100mm/s ohne Last. In der Spitze des Antriebs ist ein GS XFTC300 Kraftsensor integriert und der Kniewinkel wird über einen Philips KMZ41 Hall-Sensor gemessen. Sechs Delsys 2.3 Oberflächenelektroden (differenziell) sind in den Stoff der Oberschenkelhülle eingebettet (Abbildung 6, Mitte) und messen die Aktivierung von drei Muskeln zur Kniestreckung (Rectus Femoris (RF), Vastus Medialis (VM), Vastus Lateralis (VL)) und drei zur Beugung (Semimembranosus (SM), Semitendinosus (ST), Biceps Femoris (BF)). Alle Sensordaten werden mit 1kHz digitalisiert und über einen SPI-Bus zu einem Mini-PC mit einem Pentium-M 1.7GHz geschickt. Die Drehmoment-Regelschleife läuft mit einer Frequenz von 1kHz, das biomechanische Modell liefert neue Zielwerte mit rund 100Hz. Das Gewicht des Exoskeletts ohne PC und Stromversorgung liegt bei etwa 5kg.

4 Experimente und Analyse

In diesem Abschnitt wird das Verhalten des Exoskeletts im Zusammenspiel mit dem Menschen während des Treppensteigens vorgestellt. Weitere versuche zum Gehen, Aufstehen,

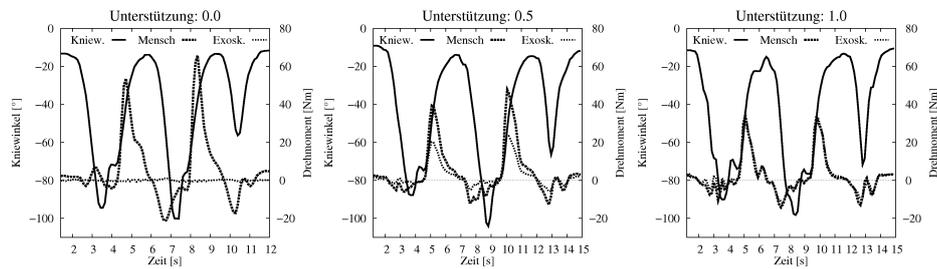


Abbildung 7: Treppensteigen mit unterschiedlichen Unterstützungsfaktoren: 0.0 (links), 0.5 (Mitte) und 1.0 (rechts). Der Kniewinkel und die vom Mensch sowie vom Exoskelett aufgebracht Drehmomente sind aufgetragen.

Hinsetzen und von Bewegungskombination finden sich in [Fle07]. Diese Bewegung ist deswegen interessant, da sie Phasen beinhaltet, in denen sowohl genaues Steuern des unterstützten Beins zur Positionierung des Fußes über der nächsten Stufe als auch eine hohe Kraftunterstützung während des eigentlichen Steigens benötigt wird. Der Ablauf der Bewegung ist in Abbildung 7 für drei verschiedene Unterstützungsfaktoren dargestellt: 0.0 (links), 0.5 (Mitte) und 1.0 (rechts). Die Bewegung wird anhand des linken Diagramms beschrieben. Sie umfasst vier Stufen und beginnt in aufrecht stehender Haltung ($t < 2.0s$) mit dem unterstützten Bein: Der Fuß wird vom Boden abgehoben bis zu seinem höchsten Punkt über der ersten Stufe bei $t \approx 3.5s$. Bei $t \approx 4.1s$ wird der Fuß auf der Stufe abgesetzt und der Mensch lehnt sich nach vorne, um seinen Schwerpunkt über den vorderen Fuß zu bringen. Die Kniestrecker werden angespannt, um sich hochzudrücken und das nicht unterstützte Bein wird auf die zweite Stufe gesetzt (bei $t \approx 6.0s$). Nun wird das Gewicht über den nicht unterstützten Fuß verlagert und die Bewegung wiederholt. Der letzte Schritt beginnt mit einer Beugung bei $t \approx 9.5s$, um das Bein anzuheben und den Fuß über die Plattform neben den anderen zu stellen (bei $t > 10.5s$).

Neben dem Kniewinkel ist in den Diagrammen noch das Drehmoment vom Exoskelett und vom Mensch (anhand der EMG-Signale abgeschätzt) dargestellt. Im allgemeinen läßt sich sagen, dass bei steigender Unterstützung (mittleres und rechtes Diagramm), der Mensch seinen Eigenbeitrag zur Bewegung reduzieren und vom Exoskelett übernehmen lassen konnte. Er hat von der Unterstützung durch das Exoskelett profitiert, die Bewegung kontrolliert und gemeinsam mit dem Exoskelett ausgeführt. Allerdings wird bei einer Unterstützung von 1.0 (das heißt, das Exoskelett bringt genausoviel Drehmoment auf wie der Mensch) ein Problem sichtbar: Die Trajektorie des Kniewinkels ist nicht mehr so glatt wie in den anderen Experimenten. Dies hat folgende Ursache: Der Mensch aktiviert seine Muskeln anfangs in gewohnter Weise, als ob keine Unterstützung hinzugefügt würde. Während der Phasen, in denen das Bein ohne Bodenkontakt bewegt wird, führt aber die Unterstützung zu einer vom Mensch ungewollt schnellen Bewegung (die Trajektorie fällt steil ab, $2.0s < t < 3.1s$). Er reduziert daraufhin seine Muskelkräfte, das wiederum zu einer Reduktion der Unterstützung und zu einer langsamer als gewünschten Bewegung führt. Daraufhin werden die Muskeln wieder stärker aktiviert: Der Regelkreis bestehend aus Mensch und Exoskelett gerät in leichte Schwingung. Da dies unbewusst geschieht, kann es nicht

willentlich unterdrückt werden. Algorithmisch lassen sich diese Schwingungen nicht ohne weiteres beseitigen: Sie rühren von der integrierend wirkenden Regelstrecke und der Verzögerung bei der Rückkopplung innerhalb des Menschen und der EMG-Auswertung her. Zusätzliches Training mit dem Exoskelett könnte diesen Effekt aber verringern und größere Verstärkungen erlauben, da der Mensch seine Muskelkräfte vorausschauend anpassen könnte, da das Systemverhalten dann vertraut ist. Während der Bodenkontaktphasen tritt dieser Effekt nicht auf, denn die resultierenden Beschleunigungen sind nicht sehr groß. Scheinbar ist der Mensch durch das tägliche Tragen unterschiedlicher Lasten auch daran gewöhnt, in diesen Phasen seine Muskelaktivitäten ständig anzupassen.

5 Zusammenfassung

In dieser Dissertation wurde ein komplettes Exoskelettsystem bestehend aus der mechanischen Konstruktion, Hardware und der Algorithmen zur Steuerung sowie zur Kalibration des Systems entwickelt. Die Schnittstelle zur Steuerung des Exoskeletts erlaubt einem gesundem Benutzer, sich flexibel bei alltäglichen Bewegungen unterstützen zu lassen. Dabei wird nicht auf vordefinierte Bewegungen zurückgegriffen, sondern das Prinzip eines Drehmomentverstärkers angewendet, welches die Durchführung von beliebigen Bewegungsbahnen und Übergängen zwischen Bewegungen erlaubt. Dabei verhält sich das System so vorhersehbar, dass der Benutzer den Beitrag vom Exoskelett ohne Anstrengung in seinen Bewegungsablauf integrieren und von der Unterstützung profitieren kann. Obwohl die Kalibration eine Reihe von Annahmen und Vereinfachungen beinhaltet, haben sich die berechneten Werte in der Praxis immer wieder als genau genug herausgestellt und ermöglichen eine einfache Anwendung des Systems.

Bislang wurden Experimente nur mit einem gesunden Menschen durchgeführt. Zukünftige Untersuchungen müssen zeigen, ob dieses Systems auch bei alten, schwachen oder kranken Menschen, beispielsweise im Rahmen einer Rehabilitation, angewendet werden kann. Außerdem bietet eine genauere Untersuchung der Mensch-Maschine-Interaktion noch viel Raum für weitere Forschung.

Danksagung

Ich möchte mich bei meinem Professor Günter Hommel und der Firma Otto Bock Healthcare recht herzlich für die Unterstützung bedanken.

Literatur

[BLMB04] T.S. Buchanan, D.G. Lloyd, K. Manal und T.F. Besier. Neuromuskuloskeletal Modeling: Estimation of Muscle Forces and Joint Moments and Movements From Measurements of Neural Command. *J. Appl. Biomech*, 20:367–395, 2004.

- [CK79] P.R. Cavanagh und P.V. Komi. Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *European Journal of Applied Physiology*, 42(3):159–163, 1979.
- [DLH⁺90] S.L. Delp, J.P. Loan, M.G. Hoy, F.E. Zajac, E.L. Topp und J.M. Rosen. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 37(8):757–767, 1990.
- [FH07] C. Fleischer und G. Hommel. Calibration of an EMG-based Body Model with six Muscles to control a Leg Exoskeleton. *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2007, about to appear*, 2007.
- [Fle07] C. Fleischer. *Controlling Exoskeletons with EMG signals and a Biomechanical Body Model*. Dissertation, Technische Universität Berlin, Institut für Technische Informatik und Mikroelektronik, 2007.
- [GHJ66] A.M. Gordon, A.F. Huxley und F.J. Julian. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *J Physiol*, 184(1):170–92, 1966.
- [KS04] H. Kawamoto und Y. Sankai. 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*, Seiten 491–496, 2004.
- [KS06] H. Kazerooni und R. Steger. The Berkeley Lower Extremity Exoskeleton. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 128:14–25, 2006.
- [KYNK04] S. Kawai, H. Yokoi, K. Naruse und Y. Kakazu. Study for control of a power assist device. Development of an EMG based controller considering a human model. *Intelligent Robots and Systems, 2004 (IROS). Proceedings of the 2004 IEEE/RSJ International Conference on*, 3, 2004.
- [PNM96] J.R. Potvin, R.W. Norman und S.M. McGill. 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, 1996.
- [Sch92] L.M. Schutte. *Using musculoskeletal models to explore strategies for improving performance in electrical stimulation-induced leg cycle ergometry*. Dissertation, Stanford University, 1992.
- [SDF06] G.S. Sawicki, A. Domingo und D.P. Ferris. The effects of powered ankle-foot orthoses on joint kinematics and muscle activation during walking in individuals with incomplete spinal cord injury. *J Neuroengineering Rehabil*, 3(3), 2006.
- [VBSS90] M. Vukobratovic, B. Borovac, D. Surla und D. Stokic. *Biped Locomotion: Dynamics, Stability, Control, and Application*. Springer-Verlag, 1990.



Christian Fleischer wurde 1974 in Berlin geboren und hat an der Technischen Universität Berlin bis 2001 Technische Informatik studiert. Anschließend entwickelte er medizinische 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, der Mensch-Maschine-Schnittstellen und der autonomen Roboter.