

Integration einer Antriebseinheit in einer Orthese zur gezielten Kraftunterstützung

Wissenschaftliche Arbeit zur Erlangung des Grades
B.Sc.

an der Fakultät für Elektro- und Informationstechnik der Technischen Universität München.

Betreut von Prof. Dr. Werner Hemmert
Professur für Bioanaloge Informationsverarbeitung

Eingereicht von Nico Hertel
Grünwalderstr. 35
81547 München
+49 151 750 737 20

Eingereicht am München, den Datum

Inhaltsverzeichnis

I. Theorie	3
1. Begriffe	4
1.1. Orthesen	4
1.2. Angetriebenes Exoskelett	4
2. Stand der Technik	5
2.1. Bionic Leg (AlterG inc.)	5
2.2. Ekso Exoskeleton (Eksobionics Ltd.)	5
2.3. Indego (Parker Hannifin)	5
2.4. Re-Walk (Argo Medical)	6
2.5. HAL (Cyberdyne)	6
2.6. Rex (RexBionics)	6
2.7. MyoPro (Myomo)	7
3. Stand der Forschung	8
3.1. NEUROExos (BioRobotics Institute, Scuola Superiore Sant'Anna, Italien)	8
3.2. Ankle-Foot-Orthese (Human Neuromechanics Laboratory, University of Michigan, USA)	8
4. Myoelektrische Steuerung	10
4.1. Elektromyographische Signale	10
4.2. Signalverarbeitung	11
4.3. Myoelektrische Steuerung	11
Bibliography	12

Part I.

Theorie

1. Begriffe

Die in dieser Arbeit genutzten Begriffe haben in ihrem Alltagsgebrauch meist keine präzise Definition. Falls nicht anders angegeben sind die angegebenen Begriffe wie folgt zu verstehen:

1.1. Orthesen

Unter Orthesen ist eine "extern angebrachte Vorrichtung, die aus einzelnen Baugruppen besteht"(Specht et al., 2008) zu verstehen. Nach ISO Norm 8551:2003 erfüllt eine Orthese eine der folgenden Funktionen: Fehlstellungen vorbeugen, reduzieren oder halten, Gelenkbeweglichkeit begrenzen oder verbessern, Längenausgleich, schlaffe Lähmungen kompensieren, spastische Lähmungen kontrollieren oder die Belastung auf das Gewebe reduzieren/umverteilen.

1.2. Angetriebenes Exoskelett

Gemäß der amerikanischen Food and Drug Agency (FDA) beschreibt der Begriff Angetriebenes Exoskelett (Powered Exoskeleton) ein verschriebenes Gerät, das aus einer externen Orthese und einer Antriebseinheit besteht und für medizinische Zwecke an paralysierten oder geschwächten Gliedmaßen des Patienten angebracht wird(Food and Drug Administration, 2016).

2. Stand der Technik

Elektrisch oder mechanisch unterstützende Orthesen versprechen ihren Benutzern eine kürzere und umfassendere Genesung nach einem Herzinfarkt oder eine Verbesserung der Lebensbedingungen nach Rückenmarksverletzung oder anderen neurologischen Verletzungen (Hesse et al., 2003). Demnach versuchen eine Vielzahl von Herstellern, auf diesem Markt Fuß zu fassen und Produkte zu etablieren. Dieses Kapitel soll einen Überblick über die aktuell am Markt vorhandenen Produkte geben.

Diese Orthesen sind für den langfristigen Gebrauch ausgelegt und sollen Patienten miteingeschränkter Mobilität helfen, sich zu bewegen und mit der Umwelt zu interagieren. Entsprechend ihren Anforderungen verfügen diese Orthesen über eine portable Energieversorgung und sind begrenzt was Rechenkraft und Antriebstechnik angeht.

2.1. Bionic Leg (AlterG inc.)

Die AlterG Bionic Leg Orthese ist eine einseitige Knieorthese (Bishop et al., 2012), die für Menschen mit einer asymmetrischen Beeinträchtigung der Gehfähigkeit wie dem Brown-Séquard-Syndrom entworfen wurde. Gesteuert wird die Orthese über vier Kraft-Sensoren, die auf der Fußplatte fest installiert sind. Zusätzlich wird der Kniewinkel sowie die übertragene Kraft kontinuierlich während jeder Bewegung gemessen, um ein Überstrecken zu verhindern. Die Orthese kann beim Gehen, aufstehen und Treppensteigen unterstützen, muss jedoch mit Krücken benutzt werden. Ein Therapeut kann neben dem Bewegungsspielraum auch die Kraftunterstützung durch die Motoren sowie die Threshold-Kraft der Drucksensoren am Fuß einstellen. Die Batterie hat eine Lebensdauer von 2-3 Stunden, die gesamte Orthese wiegt ca. 3,6kg.

2.2. Ekso Exoskeleton (Eksobionics Ltd.)

Die Orthese von Eksobionics besitzt steuerbare Knie- und Hüftgelenke sowie ein automatisches Sprunggelenk für beide Beine und ermöglicht eine Aufstehbewegung sowie ebenes Gehen (Strausser and Kazerooni, 2011). Die Orthese kann dabei in vier Modi betrieben werden: die Bewegung kann entweder durch den Patienten bzw. Therapeuten per Knopfdruck gesteuert werden oder auf Hüftbewegungen bzw. eine Gewichtsverlagerung reagieren und so auch in verschiedenen Phasen der Rehabilitation benutzt werden. Beim Gehen werden zusätzlich spezielle Krücken benötigt, die mit einem Drucksensor am Fußende ausgestattet sind. Hierdurch kann sichergestellt werden, dass beide Krücken fest am Boden stehen, bevor die Einheit sich in Bewegung setzt.

2.3. Indego (Parker Hannifin)

Die Indego-Orthese ist eine beidseitige Hüft-, Knie- und Fußgelenk-Orthese (Murray et al., 2014), die aufgrund ihres dünnen Profils auch in einem Rollstuhl getragen werden kann. Durch Oberkörperbewegung und

dadurch resultierende Gewichtsverlagerung unterstützt sie den Träger bei Aufsteh- und Hinsetz-Bewegungen sowie bei ebenen gehen(Hartigan et al., 2015). Da die Orthese aus verschiedenen zusammensetzbaren Modulen besteht ist sie einfach und schnell anziehbar. Als Antriebseinheit wird dabei neben klassischen Motoren auch Elektronenstimulation (functional electrical stimulation, FES), bei der schwache elektrische Pulse die gelähmten Muskeln stimulieren und so zur Kontraktion anregen und somit bis zu 35% der Leistung der Orthese ausmachen(Ekelem et al., 2015). Durch diese Technik können die Muskeln einer querschnittsgelähmten Person weiterhin aktiv bleiben, was einige Vorteile für die Gesundheit des Patienten mitbringt(Martin et al., 2012). So kann Muskelmasse erhalten bleiben(Johnston et al., 2005), verlorene Knochenmasse wiederhergestellt werden(Frotzler et al., 2009) oder die Sauerstoffaufnahme erhöht werden(Bhambhani et al., 2000). Auch diese Konstruktion benötigt Gehhilfen wie Krücken.

2.4. Re-Walk (Argo Medical)

Der israelische Re-Walk ist eine beidseitige Knie- und Hüftorthese, die mittel Knopfdruck und Gewichtsverlagerung gesteuert wird. Hierbei werden Aufsteh- und Hinsetzbewegungen sowie ebenes Gehen unterstützt. Auch Treppensteigen ist bei ausreichender Übung möglich. Die Gehgeschwindigkeit ist dabei stufenlos einstellbar und beträgt maximal 2.2 km/h(Zeilig et al., 2012). Die Orthese kann nur Knie- und Hüftgelenk aktiv steuern, das Fußgelenk wird passiv über Federn gesteuert. Der Antrieb erfolgt über Elektromotoren. Die Orthese darf nur mit einer Gehhilfe betrieben werden.

2.5. HAL (Cyberdyne)

Das Hybrid Assistive Limb oder HAL (hybride unterstützende Gliedmaße) Exoskelet aus Japan war das erste Exoskelet, das eine weltweite Sicherheitszertifizierung erhalten hat(Sankai, 2011; Suzuki et al., 2007). Das Exoskelet ist in zwei Versionen erhältlich, einmal als reine Beinorthese (HAL 3) sowie einmal als Ganzkörpersystem mit Arm-, Bein- und Torsoeinheit (HAL 5). Das System wurde sowohl zur Rehabilitation und zur Alltagsunterstützung als auch für schwere physische Arbeiten entworfen. So wurde eine modifizierte Version von HAL 5 bei der Nuklearkatastrophe von Fukushima eingesetzt, um Aufräumarbeiten zu verrichten(Larry Greenemeier, 2011). Die Einheit unterstützt zwei Steuerungskonzepte, einen Voluntary-Control-Mode (CVC) und einen Autonomous-Control-Mode (CAC). Die Bewegung wird dabei im CVC-Modus über EMG Signale der Muskeln übernommen, es ist also eine Restmuskelaktivität benötigt(Kubota et al., 2013). Dabei kann die Kraftunterstützung proportional zum gemessenen Signal für Ober- und Unterschenkel sowie Sprunggelenk getrennt gesteuert werden. Durch die myoelektrische Steuerung kann dieses Produkt besonders einfach durch den Benutzer erlernt werden, da nur eine gewöhnliche Bewegung initilaisiert werden muss. Sollte der Benutzer keine messbare Restmuskelaktivität mehr produzieren können, kann das HAL Exoskelet durch Druckplatten in speziellen Schuhen im CAC Modus geteuert werden. Die CE-Kennzeichnung (CE0197) erfordert eine Gehhilfe.

2.6. Rex (RexBionics)

Rex ist eine beidseitige Hüft- und Knieorthese, die durch Elektromotoren betrieben wird. Rex ist dabei das einzige selbst-stabilisierende System auf dem Markt, die Orthese benötigt also keinerlei Gehhilfen wie Krücken oder einen Rollator(Aach et al., 2015; Lajeunesse et al., 2016). Das elektronische Balancesystem erfordert je-

Name	Steuerung	Anwendergröße (cm)	Max. Anwendergewicht (kg)	Akkulaufzeit (h)	Eigengewicht (kg)
Rex	Joystick	146-195	100	2	40
Re-Walk	Gewichtsverlagerung	150-190	100	3.5	20
HAL	EMG	150-196	100	1-2	17
Indego	Gewichtsverlagerung + FES	155-195	113	4	12
Ekso	Gewichtsverlagerung	150-190	100	4	23

Table 1.: Merkmale der Unterkörper-Orthesen

doch einen tiefen Schwerpunkt und ein hohes Gewicht von 38-40kg, ermöglicht aber Vorwärts- und Rückwärtsbewegungen, Treppen steigen sowie Stehen. Gesteuert wird die Einheit durch einen Joystick (Barbareschi et al., 2015).

Tabelle 1 vergleicht die verschiedenen Unterkörper-Orthesen auf Akkulaufzeit, Maximales Anwendergewicht, mögliche Körpergröße sowie Steuerungsmethode und Gewicht.

2.7. MyoPro (Myomo)

MyoPro ist eine aktive, nicht invasive Ellenbogen-Orthese die zur Therapie nach einem Schlaganfall entworfen wurde. Die gesamte Orthese wiegt unter 1,8kg und ist dank einer Akku-Einheit komplett mobil und im Alltag einsetzbar. Gesteuert wird die Orthese über EMG-Signale, die kontinuierlich an Bizeps und Trizeps aufgenommen werden und in einem PIC Microcontroller verarbeitet werden. Der Kontrollalgorithmus ermöglicht sowohl Strecken als auch Beugen des Arms. Dabei wird die Kraftunterstützung proportional zur Signalstärke gesteuert. Das EMG-System besteht aus vier electromyographischen Sensoren sowie analogen und digitalen Signalverarbeitungskomponenten (Peters et al., 2017). Parameter wie der Verstärkungsfaktor der Muskelkraft (engl. Gain), Bewegungsfreiheit (engl. Degree of Motion) oder die Signalschwelle (Threshold) können vom behandelnden Arzt individuell eingestellt werden. Die Bewegung der Orthese erfolgt über 12V Gleichstrommotoren sowie zwei Stahlkabel welche bis zu 7Nm Drehmoment erzeugen (Stein et al., 2007). MyoPro wird momentan nur in den USA vertrieben, soll jedoch in Zukunft über die deutsche Firma Ottobock weltweit erhältlich sein.

3. Stand der Forschung

Während in der Industrie mobile Orthesen zur Erweiterung bzw. Wiederherstellung der Mobilität verbreitet sind, steht in der Forschung momentan öfter die Rehabilitation und Therapie im Vordergrund. Therapeutische Orthesen sind meist an ihren Ort gebunden, vorwiegend aufgrund der benötigten Energieversorgung bzw. durch die benötigte externe Ausstattung wie Kompressoren oder leistungsstarke Computer. Sie werden meist in Krankenhäusern oder Arztpraxen zur Therapie direkt nach einem Unfall oder Schlaganfall benutzt und sind nicht darauf ausgelegt, langfristig vom Patienten getragen zu werden. Mehrere Studien zeigen, dass nach einem Schlaganfall die Therapie im ersten Monat nach dem Anfall große Auswirkungen auf die Rehabilitation des Patienten hat (Langhorne et al., 2011; Prange et al., 2006). Dieses Kapitel stellt zwei Forschungsprojekte kurz vor.

3.1. NEUROExos (BioRobotics Institute, Scuola Superiore Sant'Anna, Italien)

Das Forschungsteam um Nicola Vitiello hat eine Ellenbogen Orthese zur Neurorehabilitation nach einem Schlaganfall entworfen (Cempini et al., 2013). Die 35kg schwere Vorrichtung kann sowohl durch den Therapeuten als auch bei fortschreitendem Therapieerfolg durch den Patienten gesteuert werden. Durch eine innovative Verbindung der Ober- und Unterarmschienen richten sich die Drehachsen der Orthesen passiv an den Drehachsen des Ellenbogengelenks aus. Durch diesen Mechanismus können unerwünschte Parallelverschiebungskräfte minimiert werden (Vitiello et al., 2013). Die Orthese unterstützt zwei Steuerungsmethoden: Robot-in-charge und patient-in-charge. Erstere wird vorwiegend zu Beginn der Behandlung benutzt, wenn der Patient seinen Arm noch nicht kontrolliert bewegen kann. Hier führt die Orthese eine Bewegung selbstständig aus, der Patient folgt dieser Bewegung passiv. Im Patient-in-Charge Modus dagegen liefert die Orthese nur unterstützende Arbeit, die eigentliche Bewegung wird durch den Patienten gesteuert. Die Muskelbewegung des Trägers wird über Feder und vier piezoresistive Dehnmessstreifen gemessen, die Position der Unterarm-Einheit kann durch zwei Potentiometer festgestellt werden. Angetrieben wird die Orthese über eine Hydraulik und einen 1.1kV Drehstrommotor, welche ein Drehmoment von bis zu 30Nm ermöglichen (Lenzi et al., 2011).

3.2. Ankle-Foot-Orthese (Human Neuromechanics Laboratory, University of Michigan, USA)

Diese Fußgelenksorthese wurde entworfen, um nach einem Schlaganfall das Wiedererlangen der Gehfähigkeit zu verbessern sowie um die Mechanik des menschlichen Ganges besser zu verstehen (Ferris et al., 2005). Durch künstliche pneumatische Muskeln schafft die Orthese eine Kraftunterstützung von bis zu 70Nm zur Beugung des Fußgelenks (Gordon and Ferris, 2007). Angetrieben werden die Muskeln durch einen externen

Elektromotor, weshalb die Orthese nur stationär betrieben werden kann. Die Orthese dient zur Kraftunterstützung, kann also nur eine Bewegung des Trägers verstärken. Hierfür wurde eine myoelektrische Steuerung realisiert. Mittels Elektromyografie (EMG) werden elektrische Signale an soleus und tibialis anterior gemessen, um die aufgebrachte Kraft proportional zu steuern (Ferris and Schlink, 2017). Die Orthese lässt sich einfach innerhalb von einer Minute durch den Patienten oder einen Therapeuten anbringen und kann individuell an den Träger angepasst werden (Ferris et al., 2006).

4. Myoelektrische Steuerung

Zur Steuerung von Oberarm-Prothesen und in jüngster Zeit auch -Orthesen werden oft elektromyographische (EMG) Signale benutzt. Diese Steuerungsmethode, auch myoelektrische Steuerung genannt, findet bereits seit über 30 Jahren in klinischen Anwendungen Bedeutung (Parker et al., 2006). Bei dieser Methode werden elektrische Signale, die bei bewussten Bewegungen entstehen, genutzt, um das Gerät zu steuern. Dieses Kapitel wird einen Überblick über die Funktionsweise von EMG-Signalen und wie diese genutzt werden können, um eine Orthese zu steuern.

4.1. Elektromyographische Signale

EMG Signale sind geringe Spannungen, die kurz vor der bewussten Kontraktion von Muskeln generiert werden. Dabei werden bei bewussten Bewegungen Aktionspotentiale vom Gehirn oder zentralen Nervensystem an die motorischen Einheiten gesendet, welche sich daraufhin zusammenziehen. Diese elektrische Aktivität der Muskeln kann entweder durch Nadelelektroden, welche unter die Haut in den Muskel eingeführt werden, oder über Oberflächenelektroden, welche direkt auf der Haut über dem betreffenden Muskel angebracht werden gemessen werden. Diese Oberflächenmessung ist sowohl in der Diagnostik als auch in der Anwendung verbreitet, da sie nicht-invasiv abläuft und wenig Risiken für den Patienten mitbringt.

Die Amplitude eines EMG-Signals hängt dabei von mehreren Faktoren ab und liegt im μV bis unterem mV-Bereich (de Luca et al., 2006). Dabei hängen Amplitude und Frequenz des Signals unter anderem mit folgenden Faktoren zusammen (Gerdle et al., 2013):

- Zeitpunkt und Stärke der Muskelbewegung
- Kontakt zwischen Elektrode und Hautoberfläche
- Entfernung zwischen Muskel und Elektrode
- Material zwischen Muskel und Elektrode (z.B. Haut- und Fettgewebe)
- Elektroden- und Verstärkerqualität

Dabei ist nur der erste Faktor, der Zeitpunkt und die Intensität der Muskelbewegung von Interesse für die Messung, die anderen Faktoren sollten möglichst wenig Einfluss auf das Messergebnis haben. Dies kann z.B. dadurch realisiert werden, dass bei jedem Versuch baugleiche Elektroden verwendet werden oder die Elektroden möglichst genau an der gleichen Stelle angebracht werden. Ziel sollte dabei ein möglichst hohes Verhältnis von Signal zu Rauschen (Signal to Noise Ratio, SNR) bei gleichzeitig möglichst geringer Varianz sein.

Eine wichtige Methode zum entfernen von unerwünschtem, statischen Rauschen ist die Bipolar-Recording-Technique, bei der zwei Elektroden benutzt werden und die Differenz der beiden Signalen gebildet wird (Day,

2000). Hierdurch können Störungen, die bei beiden Elektroden auftreten wie z.B. Hintergrundrauschen durch A/C-Stromversorgung entfernt werden. Wird jedoch ein Muskel in der Nähe einer der beiden Elektroden angeregt, so ist das Signal bei der näheren der beiden Elektroden viel stärker als bei der anderen, das Signal wird also nicht entfernt.

Der zweite wichtige Faktor für die Qualität der EMG-Messung ist die Impedanz zwischen Haut und Elektroden. Dank moderner Vorverstärker ist es nicht mehr wichtig, wie groß die Impedanz an den beiden Elektroden ist, sondern eine zeitliche Stabilität und Balance zwischen den beiden Elektroden (Hermens, 1999). Da eine bipolare Messung nur Signalanteile, die bei beiden Elektroden gleich Auftreten entfernen kann, benötigt diese Methode möglichst ähnliche Bedingungen an beiden Elektroden. Aus dem selben Grund ist auch eine zeitliche Stabilität von hoher Wichtigkeit für eine verlässliche Messung.

Ein weiterer Qualitätsfaktor ist das Überlagern von mehreren EMG-Signalen verschiedener Muskeln, auch Cross Talk genannt. Die Oberfläche-Elektroden messen naturgemäß nicht einen expliziten Muskel, sondern das elektrische Potential an der Hautoberfläche. Da die Stärke eines EMG-Signals proportional zu der Muskelgröße ist, können größere Muskeln kleine überdecken. Dazu sinkt die Signalstärke exponentiell mit der Entfernung von der Elektrode, weshalb es schwer ist, tiefer liegende Muskeln zu messen. Diese Probleme können jedoch durch eine korrekte Elektrodengröße und -positionierung gelöst werden.

In welchem Zusammenhang ein EMG-Signal mit der resultierenden Muskelkraft steht ist noch nicht abschließend erforscht, wobei eine Vielzahl von Autoren eine Nicht-Lineare Proportionalität vermuten (Karlsson and Gerdle, 2001; Gregor et al., 2002; Bilodeau et al., 2003). Dies hängt auch mit den oben erläuterten Problemen der EMG-Messung zusammen, weshalb es schwer ist, den Anteil einzelner Muskeln an dem Gesamtsignal zu bestimmen. Theoretische Analysen haben ergeben, dass die Amplitude des Signals bei isometrischen Kontraktionen mit der Quadratwurzel der generierten Kraft steigen sollte (Uliam et al., 2012; Basmajian and DeLuca, 1985).

4.2. Signalverarbeitung

TODO: Benötigte Filter etc.

4.3. Myoelektrische Steuerung

Nach der Merkmalsextraktion wird eine Steuerungsmechanismus benötigt, der basierend auf dem aufgenommenen Signal die Antriebseinheit steuert. Da es sich hierbei um einen Open-Loop-Kreis, also keine Rückkopplung stattfindet, handelt, spricht man von einer Steuerung, keiner Regelung. Abhängig vom erzielten Signal bieten sich hier drei Steuermechanismen an: Ein binärer Threshold-Mechanismus, bei der die Antriebseinheit mit einem fixen Drehmoment betrieben wird, sobald eine gewisse Schwelle übertreten wurde, ein Stepper-Mechanismus, bei dem Threshold-Mechanismen kombiniert werden, um mehrere diskrete Drehmomente zu ermöglichen. Oder eine proportionale Steuerung, bei der das Drehmoment direkt proportional zum Signal steigt. Welcher dieser drei Mechanismen realisierbar ist, hängt vorwiegend von der Qualität des aufgenommenen Signals ab.

Vorteile einer myoelektrischen Steuerung im Vergleich zu Joystick oder Drucksensoren sind unter anderem die Möglichkeit, die mechanische Unterstützung eines Exoskeletts problemlos einzustellen (Ferris et al., 2007), das Signal durch Oberflächenelektroden nicht-invasiv aufgenommen werden kann und die benötigte Muskelrestaktivität verhältnismäßig klein ist (Parker et al., 2006) und einer intakten Gliedmaße ähnelt. Zusätzlich kann die Qualität der Steuerung durch neue Signalverarbeitungs-Algorithmen oder verbesserte Elektroden einfach und ohne medizinische Eingriffe verbessert werden und das Produkt somit langfristig im Einsatz bleiben. Auf der anderen Seite benötigt das System eine gewisse Einarbeitungszeit durch Patient und Therapeuten, bis die entsprechenden Parameter zur Steuerung angepasst sind. Da das aufgegriffene EMG-Signal stark von der Positionierung der Elektroden abhängt ist es ebenfalls wichtig, diese Position möglichst konstant zu halten. Ein weiterer Nachteil liegt darin, dass eine myoelektrische Steuerung naturgemäß nur möglich ist, wenn EMG-Signale vorliegen. Dadurch ist ein Einsatz bei einigen Krankheiten, z.B. Querschnittslähmung, nicht möglich.

Bibliography

- Aach, M., Meindl, R. C., Gessmann, J., Schildhauer, T. A., Citak, M., and Cruciger, O. (2015). Exoskelette in der rehabilitation querschnittgelahmter. möglichkeiten und grenzen. *Der Unfallchirurg*, 118(2):130–137.
- Barbareschi, G., Richards, R., Thornton, M., Carlson, T., and Holloway, C. (2015). Statically vs dynamically balanced gait: Analysis of a robotic exoskeleton compared with a human. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference*, 2015:6728–6731.
- Basmajian, J. V. and DeLuca, C. J. (1985). *Muscles alive: Their functions revealed by electromyography*. Williams & Wilkins, Baltimore, 5. ed. edition.
- Bhambhani, Y., Tuchak, C., Burnham, R., Jeon, J., and Maikala, R. (2000). Quadriceps muscle deoxygenation during functional electrical stimulation in adults with spinal cord injury. *Spinal cord*, 38(10):630–638.
- Bilodeau, M., Schindler-Ivens, S., Williams, D. M., Chandran, R., and Sharma, S. S. (2003). Emg frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 13(1):83–92.
- Bishop, L., Stein, J., and Wong, C. K. (2012). Robot-aided gait training in an individual with chronic spinal cord injury: a case study. *Journal of neurologic physical therapy : JNPT*, 36(3):138–143.
- Cempini, M., Giovacchini, F., Vitiello, N., Cortese, M., Moise, M., Posteraro, F., and Carrozza, M. C. (2013). Neuroexos: A powered elbow orthosis for post-stroke early neurorehabilitation. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference*, 2013:342–345.
- Day, S. (2000). Important factors in surface emg measurement.
- de Luca, C. J., Adam, A., Wotiz, R., Gilmore, L. D., and Nawab, S. H. (2006). Decomposition of surface emg signals. *Journal of neurophysiology*, 96(3):1646–1657.
- Ekelem, A., Murray, S., and Goldfarb, M. (2015). Preliminary assessment of variable geometry stair ascent and descent with a powered lower limb orthosis for individuals with paraplegia. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference*, 2015:4671–4674.
- Ferris, D. P., Czerniecki, J. M., and Hannaford, B. (2005). An ankle-foot orthosis powered by artificial pneumatic muscles. *Journal of applied biomechanics*, 21(2):189–197.
- Ferris, D. P., Gordon, K. E., Sawicki, G. S., and Peethambaran, A. (2006). An improved powered ankle-foot orthosis using proportional myoelectric control. *Gait & posture*, 23(4):425–428.

- Ferris, D. P., Sawicki, G. S., and Daley, M. A. (2007). A physiologist's perspective on robotic exoskeletons for human locomotion. *International journal of HR : humanoid robotics*, 4(3):507–528.
- Ferris, D. P. and Schlink, B. R. (2017). Robotic devices to enhance human movement performance. *Kinesiology Review*, 6(1):70–77.
- Food and Drug Administration (2016). Powered lower extremity exoskeleton.
- Frotzler, A., Coupaud, S., Perret, C., Kakebeeke, T. H., Hunt, K. J., and Eser, P. (2009). Effect of detraining on bone and muscle tissue in subjects with chronic spinal cord injury after a period of electrically-stimulated cycling: a small cohort study. *Journal of rehabilitation medicine*, 41(4):282–285.
- Gerdle, B., Karlsson, S., Day, S., and Djupsjöbacka, M. (2013). Acquisition, processing and analysis of the surface electromyogram. In Windhorst, U. and Johansson, H., editors, *Modern techniques in neuroscience research*, pages 705–755. Springer, Berlin.
- Gordon, K. E. and Ferris, D. P. (2007). Learning to walk with a robotic ankle exoskeleton. *Journal of biomechanics*, 40(12):2636–2644.
- Gregor, S. M., Perell, K. L., Rushatakankovit, S., Miyamoto, E., Muffoletto, R., and Gregor, R. J. (2002). Lower extremity general muscle moment patterns in healthy individuals during recumbent cycling. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 17(2):123–129.
- Hartigan, C., Kandilakis, C., Dalley, S., Clausen, M., Wilson, E., Morrison, S., Etheridge, S., and Farris, R. (2015). Mobility outcomes following five training sessions with a powered exoskeleton. *Topics in spinal cord injury rehabilitation*, 21(2):93–99.
- Hermens, H. J. (1999). European recommendations for surface electromyography: Results of the seniam project. *SENIAM*, 8.
- Hesse, S., Schmidt, H., Werner, C., and Bardeleben, A. (2003). Upper and lower extremity robotic devices for rehabilitation and for studying motor control. *Current opinion in neurology*, 16(6):705–710.
- Johnston, T. E., Betz, R. R., Smith, B. T., Benda, B. J., Mulcahey, M. J., Davis, R., Houdayer, T. P., Pontari, M. A., Barriskill, A., and Creasey, G. H. (2005). Implantable fes system for upright mobility and bladder and bowel function for individuals with spinal cord injury. *Spinal cord*, 43(12):713–723.
- Karlsson, S. and Gerdle, B. (2001). Mean frequency and signal amplitude of the surface emg of the quadriceps muscles increase with increasing torque—a study using the continuous wavelet transform. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 11(2):131–140.
- Kubota, S., Nakata, Y., Eguchi, K., Kawamoto, H., Kamibayashi, K., Sakane, M., Sankai, Y., and Ochiai, N. (2013). Feasibility of rehabilitation training with a newly developed wearable robot for patients with limited mobility. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 94(6):1080–1087.
- Lajeunesse, V., Vincent, C., Routhier, F., Careau, E., and Michaud, F. (2016). Exoskeletons' design and usefulness evidence according to a systematic review of lower limb exoskeletons used for functional mobility by people with spinal cord injury. *Disability and rehabilitation. Assistive technology*, 11(7):535–547.
- Langhorne, P., Bernhardt, J., and Kwakkel, G. (2011). Stroke rehabilitation. *The Lancet*, 377(9778):1693–1702.

- Larry Greenemeier (2011). Robotic exoskeletons from cyberdyne could help workers clean up fukushima nuclear mess.
- Lenzi, T., Vitiello, N., de Rossi, S. M. M., Roccella, S., Vecchi, F., and Carrozza, M. C. (2011). Neuroexos: A variable impedance powered elbow exoskeleton. In Bicchi, A., editor, *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1419–1426, Piscataway, NJ. IEEE.
- Martin, R., Sadowsky, C., Obst, K., Meyer, B., and McDonald, J. (2012). Functional electrical stimulation in spinal cord injury:: from theory to practice. *Topics in spinal cord injury rehabilitation*, 18(1):28–33.
- Murray, S. A., Ha, K. H., and Goldfarb, M. (2014). An assistive controller for a lower-limb exoskeleton for rehabilitation after stroke, and preliminary assessment thereof. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference*, 2014:4083–4086.
- Parker, P., Englehart, K., and Hudgins, B. (2006). Myoelectric signal processing for control of powered limb prostheses. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 16(6):541–548.
- Peters, H. T., Page, S. J., and Persch, A. (2017). Giving them a hand: Wearing a myoelectric elbow-wrist-hand orthosis reduces upper extremity impairment in chronic stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*.
- Prange, G. B., Jannink, M. J. A., Groothuis-Oudshoorn, C. G. M., Hermens, H. J., and Ijzerman, M. J. (2006). Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke. *Journal of rehabilitation research and development*, 43(2):171–184.
- Sankai, Y. (2011). Hal: Hybrid assistive limb based on cybernics. In Siciliano, B., Khatib, O., Groen, F., Kaneko, M., and Nakamura, Y., editors, *Robotics Research*, volume 66 of *Springer Tracts in Advanced Robotics*, pages 25–34. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg.
- Specht, J., Pfeil, J., and Schmitt, M. (2008). *Technische Orthopädie: Orthesen und Schuhzurichtungen*. Springer Medizin Verlag Heidelberg, Berlin Heidelberg.
- Stein, J., Narendran, K., McBean, J., Krebs, K., and Hughes, R. (2007). Electromyography-controlled exoskeletal upper-limb-powered orthosis for exercise training after stroke. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 86(4):255–261.
- Strausser, K. A. and Kazerooni, H. (2011). The development and testing of a human machine interface for a mobile medical exoskeleton. In *2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 4911–4916. IEEE.
- Suzuki, T., Sonoda, S., Saitoh, E., Onogi, K., Fujino, H., Teranishi, T., Oyobe, T., Katoh, M., and Ohtsuka, K. (2007). Prediction of gait outcome with the knee-ankle-foot orthosis with medial hip joint in patients with spinal cord injuries: a study using recursive partitioning analysis. *Spinal cord*, 45(1):57–63.
- Uliam, H., de Azevedo, F. M., Ota Takahashi, L. S., Moraes, E., Negrao Filho, R. d. F., and Alves, N. (2012). The relationship between electromyography and muscle force. In Cao, E., Shibata, K., Liu, T., and Inoue, Y., editors, *Muscle Force Analysis of Human Foot Based on Wearable Sensors and EMG Method*. INTECH Open Access Publisher.

- Vitiello, N., Lenzi, T., Roccella, S., de Rossi, S. M. M., Cattin, E., Giovacchini, F., Vecchi, F., and Carrozza, M. C. (2013). Neuroexos: A powered elbow exoskeleton for physical rehabilitation. *IEEE Transactions on Robotics*, 29(1):220–235.
- Zeilig, G., Weingarden, H., Zwecker, M., Dudkiewicz, I., Bloch, A., and Esquenazi, A. (2012). Safety and tolerance of the rewalk exoskeleton suit for ambulation by people with complete spinal cord injury: a pilot study. *The journal of spinal cord medicine*, 35(2):96–101.