

Erste Erfahrungen mit dem OrthoJacket

First Experiences with the OrthoJacket

Der Verlust der Willkürbewegung bei Querschnittlähmung führt zu einer dramatischen Abnahme der Lebensqualität. In dem vom BMBF (Bundesministerium für Bildung und Forschung) unterstützten Projekt OrthoJacket geht es um die Entwicklung einer modularen, nicht-invasiven, hybriden, aktiven Orthese für die oberen Extremitäten. Dieses System ermöglicht hoch querschnittgelähmten Personen (unterhalb C4) eine begrenzte Rückgewinnung des Bewegungsraumes einer gesunden Person. In diesem Artikel werden das System OrthoJacket und dessen Steuerung beschrieben.

The loss of active movement after spinal cord injury leads to a dramatic decrease in the quality of life. In the BMBF (Federal Ministry of Education and Research) funded project OrthoJacket a modular, non-invasive and hybrid active orthosis for the upper extremity is developed. This system allows tetraplegic people (sub C4) a partial regain of the motion of healthy people. In this article the system OrthoJacket and its control are described.

Einleitung

Jährlich sind 1800 Personen in Deutschland neu von einer Querschnittlähmung betroffen, davon sind etwa 40 Prozent Tetraplegiker [3]. Diese Patientengruppe hat meist noch Restfunktionen in Teilen der Schulter und des Ellbogens, kann sie aber nicht einsetzen, da die noch möglichen Bewegungen nicht ausreichen, um selbstständig kleinere Tätigkeiten auszuführen. Es gibt verschiedene Unterstützungssysteme für Personen mit Tetraparese und Tetraplegie, allerdings liegt bei diesen Systemen der Schwerpunkt auf der stationären Rehabilitation und Therapie mit Betreuung durch medizinisches Fachpersonal [1, 2, 5].

Das Ziel des Projektes OrthoJacket ist es, ein leichtgewichtiges, unauffälliges, mobiles Unterstützungssystem für die oberen Extremitäten zu entwickeln, das den Patienten bei seinen täglichen Aufgaben unterstützt und ihm mehr Selbstständigkeit und Autonomie in seinem Alltag gibt. Um dies zu erreichen, werden die Bewegungen ihrer oberen Extremitäten mit einer Orthese aktiv unterstützt und geführt. Damit der Patient das System nicht nur zum Training, sondern auch in seinem normalen Tagesablauf einsetzen kann, muss es, anders als reine Rehabilitationssysteme [1, 6], mobil nutzbar sein. Außerdem sollte es möglichst unauffällig zu tragen und zu benutzen sein.

Wenn die Orthese von Patienten akzeptiert und damit auch genutzt werden soll, muss sie zudem unkompliziert in der Anwendung und sicher im Betrieb sein. Da sich die Verletzung und damit der Funk-

tionsausfall bei jedem Patienten unterschiedlich darstellt, sollte das System modular aufgebaut werden, damit es unkompliziert an die speziellen Bedürfnisse eines jeden Patienten angepasst werden kann.

Bestandteile des OrthoJackets

Die aktive Orthese OrthoJacket wurde für Patienten mit einer Rückenmarksläsion im Halswirbelbereich (C4 bis C7) entwickelt. Je nach Krankheitsbild haben diese Patienten entweder eine komplette oder eine inkomplette Lähmung, sensorische Störungen und gegebenenfalls Spastiken.

Aufgrund der Unterschiede in der Form und Komplexität der spinalen Läsionen im relevanten Patientenkollektiv unterscheidet sich auch das Ausmaß der Ausfallerscheinungen bei jedem Patienten. Daher bedarf es eines modularen Konzepts für die Orthese [1].

Ein modularer Aufbau erlaubt eine indikationsbezogene Auswahl der Module. Beispielsweise benötigt ein Patient mit der Läsionshöhe C4 Module für die Schulterfunktion, Ellbogenfunktion und die Greiffunktionen. Dagegen benötigt ein Patient mit einer Läsionshöhe von C6 nur ein Modul zur Wiederherstellung der Handfunktionen, weil Schulter- und Ellbogenfunktion fast komplett vorhanden sind [15].

Da für die Wiederherstellung der motorischen Funktionen des Arms unterschiedliche Arten der Aktorik miteinander kombiniert werden, wird die Orthese auch als Hybridorthese bezeichnet. Die Gelenke der oberen Extremität werden durch drei unterschiedliche Aktorprinzi-

pien unterstützt: Die Wiederherstellung der feinmotorischen Greifbeziehungsweise Handfunktionen erfolgt mittels Funktioneller Elektrostimulation (FES), die Stabilisierung und Wiederherstellung der Ellbogenfunktionen durch einen flexiblen Fluidaktor. Die Unterstützung der Schulterfunktion erfolgt mittels mechanischer Aktoren, da beim Schultergelenk mit deutlich höheren Drehmomenten gearbeitet werden muss.

- Die Bewegung des Handgelenks und der Greiffunktion der Hand wird mittels Funktioneller Elektrostimulation (FES) realisiert. Diese Art der Aktuierung verwendet die körpereigenen Muskeln zur Generierung der Bewegung. Die Stimulation erfolgt von außen durch spezielle Elektroden, die oberhalb der Muskeln auf die Haut aufgebracht werden. Die schnelle Ermüdung ist an der Hand nicht so kritisch [1], da die Bewegungen nur sehr kurzzeitig ausgeführt werden müssen und dazwischen immer wieder Ruhephasen liegen. Außerdem sind auch keine großen Kräfte aufzubringen.
- Am Ellbogen besteht das System aus einer leichtgewichtigen, zum Teil in eine Jacke integrierten aktiven Orthese, die die Ellbogenfunktion und die Innenrotation der Schulter mit bis zu 100 Prozent der benötigten Kraft unterstützt. Aus Gewichtsgründen und aufgrund der hervorragenden Integrierbarkeit von flexiblen Fluidaktoren (FFA) [1, 8, 9] wird die Orthese mit diesen Antrieben ausgerüstet.
- Die Unterstützung der Schulterfunktion erfolgt mittels eines am Rollstuhl befestigten Stützsystems. Die Schulteraktuatorik wird mittels zweier Schrittmotoren betrieben, da hier größere Drehmomente aufgebracht werden müssen als am Ellbogen. Der Nachteil des relativ hohen Gewichts dieser Antriebe wird durch die intelligente Positionierung nahe am Drehpunkt des Schultersystems minimiert.

Die Ellbogenorthese

Als Antriebselement werden flexible Fluidaktoren eingesetzt, da diese über eine hohe Leistungsdichte, ein geringes Leistungsgewicht

	Datenblatt des Ellbogenaktors
Gewicht	33,2 g
Luftvolumen	0,02 l
Winkelbereich	130°
Betriebsdruck	2 bar
Bestdruck	8,5 bar
Kammern	16

Tab. 1 Aktordaten.

und über eine inherente Nachgiebigkeit verfügen [1]. Sie sind somit ideal, wenn auf kleinem Raum hohe Kräfte erzeugt werden müssen, mit dem Vorteil, dass die Druckerzeugung in einiger Entfernung zum Aktor platziert werden kann.

Der Aktor ist bogenförmig und besteht aus 16 miteinander verbundenen Kammern. Er liegt außen am Ellbogengelenk an, somit ist er einfach in ein Kleidungsstück zu integrieren



Abb. 1 Bild des Gesamtsystems.

gieren und stört kaum die natürliche Optik. Die Drehachse der Orthese liegt mittig auf der Abrollebene des Ellbogengelenks, um die zusätzliche Belastung des Gelenkes durch den Aktor zu minimieren. Um die für eine Essbeziehungsweise Trinkbewegung benötigten Mindest-Drehmomente zu bestimmen, wurde eine Mehrkörpersimulation (MKS) des Oberkörpers durchgeführt. Als Basis für die Simulation wurden der männliche und der weibliche Durchschnittskörper gemäß DIN 33402 verwendet.

Das Mindestmoment, um den Arm bewegen zu können, liegt bei sieben Nm im Bereich von null bis 90 Grad und bei 90 bis 120 Grad bei fünf Nm, was der Aktor sicher aufbringen kann. Der Aktor wird für die Flexion mit einem Überdruck

bis zu vier bar beaufschlagt. Für die Extension sind weitaus geringere Momente nötig, da in diesem Fall nicht gegen die Schwerkraft gearbeitet werden muss. Deshalb ist ein bar Unterdruck ausreichend, um den Unterarm wieder in die Null-Grad-Position zu bewegen. Die exakte Druckeinstellung erfolgt automatisch mit einem Proportionalventil stufenlos zwischen minus ein und vier bar. Die Orthese selbst besteht aus zwei Faserverbundwerkstoffschalen, die die Drehpunkte des Aktors mit der Stützfläche für den Ober- und Unterarm verbinden. In Tabelle 1 sind einige technische Daten aufgelistet.

Bewegung der Schulter

Die Schulteraktuatorik besteht aus einer senkrecht angeordneten Achse, die die Rotation der Schulter ermöglicht. Adduktion und Anteversion erfolgen über eine aktiv angetriebene Linearachse, die in der Mitte des Oberarms angreift und so das Heben des Arms ermöglicht (Abb. 1).

Der Winkel zwischen der Linearachse und der Waagerechten stellt sich selbstständig über einen passiven, rotatorischen Freiheitsgrad ein. Mithilfe der Linearachse ist auch die Problematik des nicht ortsfesten Drehpunkts des Schultergelenks gelöst worden. Mit dieser Lösung ist es mit nur zwei Motoren möglich, die komplette Schulterfunktion zu unterstützen, wodurch auch die Steuerung des Systems für den Patienten einfacher wird. Die benötigten maximalen Drehmomente für die Adduktion, Anteversion und die Rotation liegen bei etwa 30 Nm (Adduktion, Anteversion) und bei der Rotation bei 3,5 Nm. Mit der gewählten Schrittmotor-/Getriebe-Kombination sind somit Bewegungen im Winkelbereich von null bis 90 Grad für die Adduktion und Anteversion und -30 bis +30 Grad für die Rotation möglich, wobei immer die Einschränkungen durch die Anatomie beachtet werden müssen.

Wiederherstellung der Handfunktion

Die Herstellung komplexer Handbewegungen stellt noch eine Herausforderung dar [4]. Aus diesem Grund erfolgte eine Beschränkung auf eine einfache Greiffunktion und die Geradestellung des Handgelenks.

- Ein Schlüsselgriff lässt sich mit drei Paar Klebeelektroden und einem entsprechend programmierten Stimulator erzeugen [1].
- Die Muskeln, die für die Steuerung des Handgelenks und der Finger zuständig sind, liegen am Unterarm nah beieinander. Deshalb werden während der Stimulation nicht nur relevante Mus-

Steuerung der Orthese

Das OrthoJacket-System verfügt über bis zu sechs Freiheitsgrade. Für die Steuerung stehen querschnittgelähmten Patienten jedoch nur eine begrenzte Anzahl von nutzbaren Willkürsignalen zur Verfügung. Als Sensoren für Willkürsignale kommen zwei verschiedene Sensortypen zum Einsatz. Soweit dies

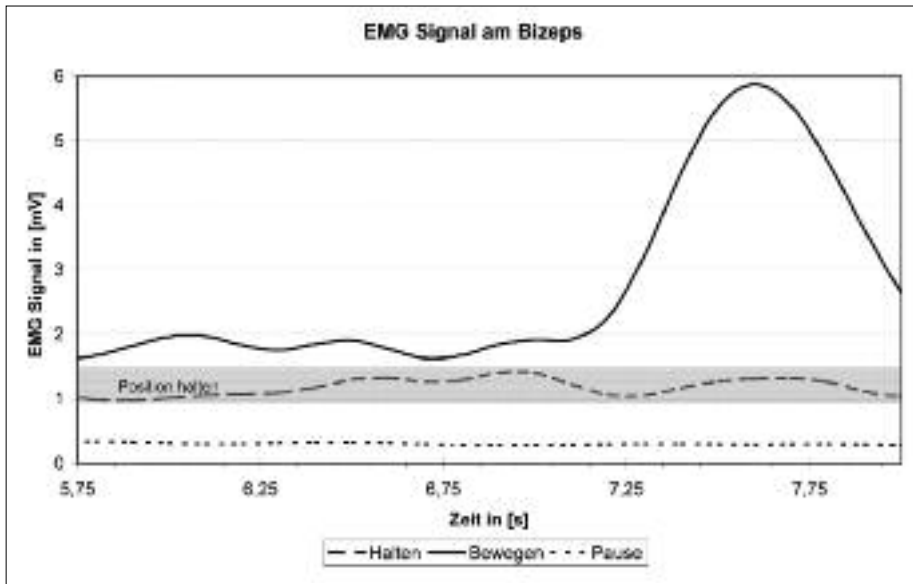


Abb. 2 Interpretation eines Willkürsignals zur Steuerung der Orthese.

keln, sondern wegen der Elektrodengröße oder der nicht exakten Positionierung der Elektroden auch benachbarte Muskeln mitstimuliert [1]. Dies führt dazu, dass manchmal das Handgelenk nicht wie gewünscht ausgerichtet werden kann. Dieser Effekt tritt häufig bei einer einfachen Stimulationsanordnung mit einem Elektrodenpaar auf. Bei dieser Elektrodenanordnung kann keine Korrektur der Position des Handgelenks ausgeführt werden, falls die erwähnten Nebeneffekte auftreten. Das Problem kann durch die Anwendung von mehreren Elektrodenpaaren oder auch Multi-Elektroden-Arrays behoben werden [12].

Energieversorgung

Das OrthoJacket wird entweder über den Akkumulator des Rollstuhls versorgt oder falls dies nicht möglich ist, wird das System über eine separate Energieversorgung betrieben. Der Akkumulator und die Komponenten des Gesamtsystems sind so ausgelegt, dass ein netzfreier Betrieb mindestens acht Stunden möglich ist.

möglich ist, sollen die Aktoren mittels Elektromyografiesignalen (EMG-Signale), die an der Hautoberfläche des Patienten gemessen werden, gesteuert werden [7]. Bei dieser Art der Signalgewinnung wird das elektrische Restwillkürsignal der Muskeln gemessen, aufbereitet und ausgewertet.

Hierfür gibt es zwei Ansätze. Zum einen kann bei manchen Patienten direkt an dem zu unterstützenden Muskel gemessen werden, wie zum Beispiel dem Musculus biceps brachii. Hat der Patient noch Restfunktionen in diesem Muskel, die allerdings nicht ausreichen, um den Arm selbstständig zu heben, so unterstützt OrthoJacket seine natürliche Bewegung. Hier ist die Steuerung sehr intuitiv und leicht zu erlernen. Allerdings verfügt nicht jeder Patient über Restfunktionen.

Der zweite Ansatz ist, Muskeln für die EMG-Signale auszuwerten, die vom Patienten noch willkürlich angesprochen werden können, wie zum Beispiel der Musculus frontalis an der Stirn. Über ein Stirnband mit textilen EMG-Elektroden [10] kann ein Stirnrunzeln detektiert

und in einen Bewegungswunsch umgewandelt werden. So können auch hoch querschnittgelähmte Patienten einfache Bewegungen ausführen. Als zweite Möglichkeit der Signalgewinnung kann auch ein Joystick verwendet werden, der an der Schulter oder im Nacken befestigt wird. Dieser Joystick ist in der Lage, kleine Bewegungen sicher zu erkennen. Da sich aus diesen Signalen kein Sollwert für eine gewünschte Endposition extrahieren lässt, wird eine geschwindigkeitsproportionale Steuerung implementiert.

Wenn das Willkürsignal einen bestimmten, patientenspezifischen Grenzwert überschreitet, wird der entsprechende Aktor aktiv; je weiter der Istwert des Signals über dem Grenzwert liegt, desto schneller wird sich die Orthese bewegen. Diese Art der Steuerung ist in Abbildung 2 exemplarisch an einem EMG-Signal dargestellt.

Drei verschiedene Steuerungsmodi

Im ersten Steuerungsmodus wird die gewünschte Bewegung mit einem entsprechend kodierten Willkürsignal ausgelöst, das heißt, zwei kurze Pulse bedeuten „Hand zum Mund“. Dieses Steuerungskonzept hat den Vorteil, dass es sehr intuitiv und schnell zu erlernen ist. Es hat allerdings den großen Nachteil, dass nur bestimmte, eingespeicherte Programme abgefahren werden können und die Hand nicht frei im Raum positioniert werden kann. Sollte also der Trinkbehälter nicht gegriffen werden, da er sich zum Beispiel zu weit links oder rechts befindet, so muss entweder der Rollstuhl durch den Patienten neu ausgerichtet werden oder der Pati-

ent muss die Steuerungsart kurzzeitig ändern, um eine exakte Positionierung der Hand zu ermöglichen.

Im zweiten Modus wird der aktuell ausgewählte Aktor entsprechend des gemessenen Willkürsignals bewegt. Dieses Programm ermöglicht es, die Hand exakt im Raum zu

Das ganze System wird von einem Mikrocontroller aus überwacht und gesteuert. Der Controller überwacht die Füllmenge des Druck- und des Vakuumtanks, er steuert die Aktoren an und überwacht über verschiedene Sensoren die Lage der Orthese (Abb. 3). Des Weiteren wertet er noch die Sensoren zur Bewegungserkennung aus und übernimmt die Bahnplanung bei Bewegungen.

Erste Tests mit der Ellbogenorthese

Die ersten Versuche mit dem System fanden mit gesunden Probanden statt. In diesen Versuchen wurde ermittelt, wie groß der Bewegungsraum bei verschiedenen Personen ist. Ebenso wurde bewertet, wie das System mit unterschiedlich schweren Gliedmaßen arbeitet. Als Probanden wurden drei Personen ausgewählt, die über vollständige Beweglichkeit verfügten und einem möglichst in-

homogenen Personenkreis entsprechen. Sie wogen zwischen 63 und 95 kg und waren zwischen 1,84 und 1,92 m groß. Die Ergebnisse waren sehr gut (Tab. 2), nur bei der Abduktion hat der Rollstuhl, an dem das System montiert war, eine weitere Rotation nach außen verhindert.

these wurde dabei mit einem Schulterjoystick gesteuert. Bei dem Patiententest wurde die Funktion der Orthese an einem Querschnittgelähmten evaluiert und geprüft, wie intuitiv sie sich steuern lässt. Dazu wurde, wenn das Joysticksignal einen bestimmten Schwellwert überschritten hat, der Druck im Aktor langsam erhöht. Sobald das Signal wieder unter den Wert fällt, stoppt die Bewegung. Die Extension des Ellbogens erfolgte nach demselben Prinzip, allerdings mit einem anderen Schwellwert. Die Ergebnisse waren zufriedenstellend, aber sie zeigen auch, dass der Patient, bevor er das System richtig nutzen kann, zuerst eine Trainingsphase benötigt.

Zusammenfassung und Ausblick

Die ersten Versuche haben gezeigt, dass die Ellbogenorthese vom Patienten als hilfreich und nützlich angesehen wird. Nun muss das Gesamtsystem OrthoJacket mit Schulteraktorik an mehreren gesunden und anschließend an querschnittgelähmten Probanden evaluiert werden. Hierfür wurde ein Test-szenario entworfen, das häufig im Alltag vorkommt und dessen Erfüllung auch im Alltag des Patienten einen Nutzen hat. Der Proband sitzt in seinem Rollstuhl vor einem Tisch, vor ihm auf dem Tisch steht ein Becher mit Strohalm und Getränk. Diesen Becher möchte der

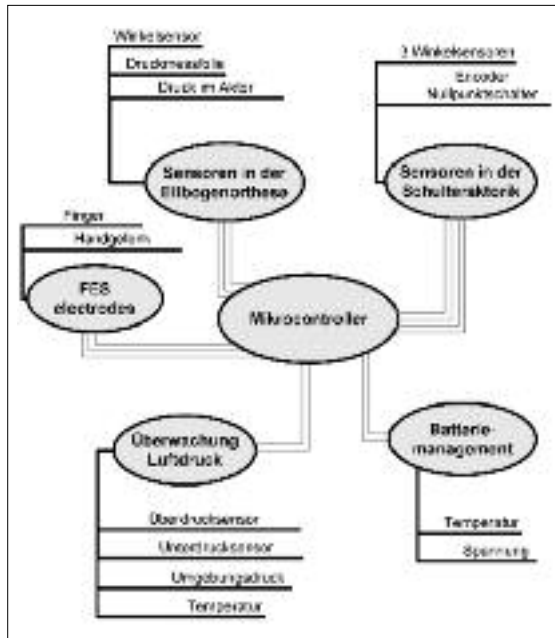


Abb. 3 Schema der Steuerung.

positionieren. Hierfür kann der Patient jeweils nur einen Freiheitsgrad der Orthese mit dem Joystick bedienen und zwischen den Freiheitsgraden durchschalten. Dies funktioniert folgendermaßen: Der Joystick bewegt zum Beispiel nur die Schulterrotation. Führt der Patient nun eine rasche Links-/Rechts-Bewegung mit dem Joystick aus, so wird die Rotation festgesetzt und er kann die Oberarm-Hebung beziehungsweise -Senkung ausführen. Will er nun den Ellbogen bewegen, muss er wieder eine rasche Links-/Rechts-Bewegung ausführen. So kann er alle Freiheitsgrade einzeln positionieren. Diese Steuerungsart soll ausschließlich zur Feinpositionierung benutzt werden. Der normale Betrieb wird über die erste Version gesteuert.

Der dritte Modus setzt voraus, dass der Patient über drei unabhängige Willkürsignale verfügt. Damit soll es dem Patienten ermöglicht werden, die Geschwindigkeit seiner Hand in den drei Raumebenen zu steuern. Die Berechnung der dazu nötigen Winkelgeschwindigkeiten der Schulter- und Ellbogen-Aktoren übernimmt dabei eine Software.

Proband	Testergebnisse			
	Gewicht in [Kg]	Größe in [m]	Anteversion in [°]	Adduktion in [°]
1	63	1,84	0 bis 76	-20 bis 29
2	84	1,88	0 bis 71	-18 bis 30
3	95	1,92	0 bis 51	-12 bis 29

Tab. 2 Probandendaten.

Bei dem Patiententest wurde die Ellbogenorthese evaluiert. Der Patient ist Sub-C4 gelähmt und kann seinen Bizeps nur schwer willkürlich bewegen. Der Trizeps kann überhaupt nicht willkürlich angesprochen werden. Der Patient konnte mit der Orthese eine Ellbogen-Flexion/-Extension von ca. null bis 90 Grad erreichen. Die Ellbogenor-

Proband greifen, zum Mund führen und mithilfe des Strohhalms trinken. Diese wichtige Bewegung wird mehrmals mit den verschiedenen Betriebsmodi der OrthoJacket wiederholt, um den Patienten Sicherheit bei der Bedienung des Systems zu geben. Bei dem Test wird es verschiedene Schwierigkeitsstufen geben. Zu Beginn ist der Rollstuhl

Literatur:

- [1] Balasubramanian, S., R. Wei, M. Perez, B. Shepard, E. Koeneman, J. Koeneman, J. H. Rupert: An exoskeleton robot for assisting rehabilitation of arm functions, Proc. Virtual Rehabilitation (2008), 163-167
- [2] Engen, T.: Recent advances in upper-extremity orthotics, The Advance in Orthotics, 1976
- [3] Exner, G.: Der Arbeitskreis „Querschnittslähmungen“ des Hauptverbandes der gewerblichen Berufsgenossenschaften in Deutschland. Fakten – Zahlen – Prognosen, Trauma und Berufskrankheit 6 (2004), 147-150
- [4] Ferrante, S., A. Pedrocchi, G. Ferrigno, F. Molteni: Cycling induced by functional electrical stimulation improves the muscular strength and the motor control of individuals with post-acute stroke, European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine 44 (2008), 159-167
- [5] Kadota, K., M. Akai, K. Kawashima, T. Kagawa: Development of Power-Assist Robot Arm using pneumatic rubbermuscles with a balloon sensor, Proc. 18th IEEE Int. Symp. Robot and Human Interactive Communication RO-MAN (2009), 546-551
- [6] Klein, J., S. J. Spencer, J. Allington, K. Minakata, E. T. Wolbrecht, R. Smith, J. E. Bobrow, D. J. Reinikensmeyer: Biomimetic orthosis for the neurorehabilitation of the elbow and shoulder (BONES), Proc. 2nd IEEE RAS & EMBS Int. Conf. Biomedical Robotics and Biomechatronics BioRob (2008), 535-541
- [7] Muhlsteff, J., O. Such: Dry electrodes for monitoring of vital signs in functional textiles, Engineering in Medicine and Biology Society, IEMBS '04. 26th Annual International Conference of the IEEE (2004), 2212-2215
- [8] Pylatiuk, C., S. Schulz: Flexible Fluidaktoren. Biona Report 14, Hrsg.: W. Nachtigall, A. Wisser, Akademie der Wissenschaft, Mainz (2000), 132-134
- [9] Pylatiuk, C., S. Schulz, G. Bretthauer: Entwicklung flexibler Fluidaktoren und ihr Einsatz in der Medizintechnik, Medizinisch-Orthopädische Technik 129 (2000), 186-189
- [10] Pylatiuk, C., M. Müller-Riederer, A. Kargov, O. Schill, M. Reischl, G. Bretthauer: Comparison of Surface EMG Monitoring Electrodes for Long-term Use in Rehabilitation Device Control, Proc. 11. Intern. IEEE, 2009
- [11] Rupp, R.: Die motorische Rehabilitation von Querschnittgelähmten mittels Elektrostimulation – ein integratives Konzept für die Kontrolle von Therapie und funktioneller Restitution, 1. Auflage, München, Verlag Dr. Hut, 2008
- [12] Rupp, R., U. Eck, O. Schill, M. Reischl, S. Schulz: OrthoJacket – An active FES-hybrid orthosis for the paralyzed upper extremity, TAR Conference, Berlin, 2009
- [13] Schill, O., R. Rupp, C. Pylatiuk, S. Schulz, M. Reischl: Automatic adaptation of a self-adhesive multi-electrode array for active wrist joint stabilization in tetraplegic SCI individuals. Science and Technology for Humanity (TIC-STH), IEEE Toronto International Conference (2009), 708-713
- [14] Schulz, S.: A New Class of Flexible Fluidic Actuators and their Applications in Medical Engineering, Automatisierungstechnik (1999), 390 ff
- [15] Schulz, S., C. Pylatiuk, A. Kargov, I. Gaiser, O. Schill, M. Reischl, U. Eck, R. Rupp: Design of a Hybrid Powered Upper Limb Orthosis (2009), 468-471
- [16] Sobotta, J.: Anatomie des Menschen: Der komplette Atlas in einem Band, Elsevier, München, Urban & Fischer, neu bearb. Auflage, 2007
- [17] Vanderniepen, I., R. van Ham, M. van Damme, R. Versluys, D. Lefebber: Orthopaedic rehabilitation: A powered elbow orthosis using compliant actuation, Proc. IEEE Int. Conf. Rehabilitation Robotics ICORR (2009), 172-177
- [18] Wiegand, R.: Fluidic Actuation and Sensors of the Elbow Joint in the Hybrid Orthosis OrthoJacket, Biomedizinische Technik 55, 2010

exakt zum Tisch ausgerichtet und das Glas steht an einer vorgegebenen Stelle. Unter diesen Voraussetzungen sollte es dem Patienten möglich sein, den Becher im ersten Steuerungsmodus zu greifen und dann zu trinken.

Im Anschluss daran wird der Schwierigkeitsgrad gesteigert. Bei der nächsten Schwierigkeitsstufe ist die Lage der einzelnen Gegenstände nicht mehr so präzise, somit ist die Testperson gezwungen, mithilfe des zweiten Steuerungsmodus die Orthese in die richtige Ausgangslage zu bewegen.

Damit soll getestet werden, ob das System auch im menschlichen Umfeld sicher funktioniert. Für Patienten, die die Voraussetzungen für den dritten Steuerungsmodus erfüllen, wird auch dieser evaluiert, besonders in Hinblick auf die Zeit, die der Patient benötigt, um die Aufgabe zu lösen.

Anschließend wird der Patient befragt, wie er mit dem System zurechtgekommen ist, was er bei dem Versuch gefühlt hat, ob es angenehm war oder zu kompliziert. Bei Bedarf kann das System dann noch weiter an den Patienten angepasst werden.

Für die Autoren:

Bastian Schmitz
Karlsruher Institut für
Technologie (KIT)
Institut für Angewandte Informatik
Hermann-von-Helmholtz-Platz 1
76344 Eggenstein-Leopoldshafen