

## Motorik und Mobilität durch Brain-Computer-Interfaces?

Motor activity and Mobility through Brain Computer Interfaces?

**Der Verlust motorischer Funktionen bei Querschnittlähmung führt zu einer dramatischen Abnahme der Lebensqualität. Mithilfe von Neuroprothesen kann die Greiffunktion wieder erheblich verbessert werden. Patienten mit einem Lähmungsniveau höher C5 haben nicht nur die Ellenbogenfunktion verloren, sondern auch ihre allgemeine Fähigkeit, Funktionen durch das verbliebene Bewegungsspektrum alternativ zu steuern, ist stark gesunken. Ein Brain-Computer-Interface (BCI) bietet die Möglichkeit, dieses Problem zu umgehen. Die Verwendungen des BCI zur Steuerung von Neuroprothesen werden in dieser Arbeit beschrieben.**

The loss of motor functions after spinal cord injury leads to a dramatic decrease in the quality of life. By using neuroprostheses, the grasp function can be substantially improved. In patients with lesions above the 5th vertebra, not only the voluntary movements of the elbow are restricted, but also the overall number of preserved movements available for control purposes decreases. A Brain Computer Interface (BCI) offers a method to deal successfully with this matter. In this article, the use of "brain-switches" for the control of neuroprosthetics is described.

### Einleitung

In Europa leben ca. 300 000 Menschen mit einer Querschnittlähmung oder SCI (spinal cord injury), wobei ca. 11 000 neue Wirbelsäulenverletzungen pro Jahr auftreten [11]. Die Ursache von Querschnittlähmungen sind hauptsächlich Verkehrs- und Arbeitsunfälle. In den letzten Jahren ist aber auch die durch Infektionen und Tumore verursachte Zahl von Querschnittlähmungen stark angestiegen. 45 Prozent der Querschnittgelähmten sind Tetraplegiker, das heißt, neben den unteren Extremitäten mit ihren verlorenen Funktionen und den damit verbundenen Einschränkungen beim Gehen und Stehen sind auch die oberen Extremitäten betroffen – und dadurch auch das Greifen.

### Querschnittlähmung

Die Folgen, die sich aus einer Querschnittlähmung ergeben, sind für die betroffenen Patienten sehr schwerwiegend, da sie Einschränkungen der sensorischen, motorischen und autonomen Funktionen erfahren. Der Totalverlust der Greiffunktion nach einer kompletten zervikalen Querschnittlähmung führt zu einer täglichen und lebenslangen Abhängigkeit von Pflege- und Hilfspersonal und dadurch zu einer starken Einschränkung der Lebensqualität [1]. Eine Verbesserung der verlorenen oder eingeschränkten Funktionen ist höchst wünschenswert – nicht nur aus Sicht der Patienten, sondern auch aus ökonomischen Gründen [12].

### Neuroprothesen für die obere Extremität

Heutzutage ist die Anwendung der Funktionellen Elektrostimula-

tion (FES) bei fehlenden operativen Maßnahmen die einzige Möglichkeit, um permanent eingeschränkte oder verlorene Funktionen wiederherzustellen [20].

Bei der FES werden mittels gezielter kurzer Stromimpulse die Nerven im Arm aktiviert und damit die gelähmte Muskulatur der Hand und des Unterarms zur Kontraktion angeregt. Auf diese Weise kann der Verlust der Willkürsteuerung auf künstliche Weise zum Teil kompensiert werden.

Die schnellste und einfachste Methode, eine brauchbare Greiffunktion wiederherzustellen, besteht in der Anwendung einer mehrkanaligen Elektrostimulation über Oberflächen Elektroden. Für diesen Anwendungsbereich wurden im letzten Jahrzehnt einige Systeme entwickelt, von denen das N200-System (der Firma Ness aus Ridderkerk in den Niederlanden) auch kommerziell erhältlich ist.

Generell besitzen die nicht invasiven Systeme mit Oberflächen elektroden den Vorteil, dass sie Patienten probeweise bereits in der Frühphase der Rehabilitation angeboten werden können. Der funktionelle Outcome der erreichbaren Greifmuster bleibt allerdings begrenzt: Die Gründe hierfür liegen in einer schlechten Selektivität mit den auf der Haut aufgeklebten Elektroden bei der gezielten Stimulation kleiner Muskeln. Zudem kommt es zu Problemen bei der täglichen Reproduzierbarkeit der Greifbewegungen und einer eingeschränkten Erreichbarkeit tief liegender Muskeln. Oftmals bereitet auch die Handhabung der Systeme den Behinderten große Schwierigkeiten. Um diese Nachteile zu überwinden, haben Wissenschaftler bereits in den 1970er-Jahren mit der Entwicklung implantierbarer Neuroprothesen begonnen, bei denen sich Elektroden,

Kabel und der Elektrostimulator gänzlich unter der Haut befinden.

Beim bisherigen Stand der Technik kann eine auch im Alltagsleben einsetzbare Handfunktion wiederhergestellt werden, die der Nutzer über noch erhaltene Hilfsbewegungen, zum Beispiel der kontralateralen Schulter, kontrollieren kann. Die in der Praxis verwendeten Benutzerschnittstellen sind zum einen auf die noch genügend erhaltenen Restfunktionen angewiesen, zum anderen genügen sie nicht dem Anspruch an eine natürliche Steuerung.

## Grundlagen eines Brain-Computer-Interface

Seit Beginn der 1990er-Jahre konnte gezeigt werden, dass mit EEG-(Elektroenzephalogramm)-Biofeedback sowohl bei Gesunden als auch bei motorisch schwerstbehinderten Patienten eine bemerkenswerte Beeinflussung der Hirntätigkeit erzielt werden kann. Von Bedeutung sind dabei unterschiedliche ereigniskorrelierte Potenzialkomponenten, langsame Potentialschwankungen und die Dynamik von spontanen Hirnoszillationen. Hinzu kommt die technische Entwicklung von Echtzeit-EEG-Verarbeitungssystemen, die die Erstellung von personenspezifischen, „lernfähigen“ Klassifikationsrechenvorschriften zur Erkennung unterschiedlicher kognitiver Prozesse im EEG unterstützen. Bei einem derartigen Klassifikationsansatz liegt die Hauptaufgabe des Trainings nicht nur beim Patienten, sondern auch der Computer „lernt“, die individuellen EEG-Muster einer Person zu erkennen und vordefinierten Klassen zuzuordnen [2, 3, 13, 21].

Das Graz-Brain-Computer Interface (Graz-BCI) erfasst definierte EEG-Muster, klassifiziert sie in Echtzeit und setzt das Ergebnis in entsprechende Steuerbefehle um. Die Hauptprobleme der Umsetzung liegen in der Auswahl geeigneter EEG-Parameter und in der Online-Klassifikation dieser Parameter. Eine wesentliche Voraussetzung sind unterschiedliche kortikale

Aktivierungsmuster, die willentlich reproduzierbar sind. Während der Planungsphase einfacher Bewegungen treten spezifische Veränderungen bestimmter Frequenzkomponenten der rhythmischen EEG-Aktivität über der sensomotorischen Hirnrinde auf, wobei speziell für die Vorstellungen von Bewegungen – zum Beispiel der rechten und linken Hand oder der Füße – unterscheidbare Muster gefunden wurden. Für die Klassifikation dieser EEG-Muster in Online-Experimenten, bei denen das jeweilige Klassifikationsergebnis unmittelbar rückgemeldet wird, haben sich individuell anpassbare Methoden der Parameterschätzung bewährt [15].

ab, externe Steuergeräte wie zum Beispiel Positionssensoren oder Joysticks zu bedienen. Eyetracking-Systeme, meist in Kombination mit einem Bildschirm, eignen sich hervorragend für die Kommunikation. Zum Einsatz bei der Steuerung einer Neuroprothese, bei der der Nutzer seinen Arm bei der Bewegungsausführung beobachten können muss, sind die Systeme nur unzureichend geeignet.

Eine Lösung für das Problem der eingeschränkten Steuermöglichkeiten könnte ein Brain-Computer-Interface sein. Die ideale Lösung zur Steuerung einer Neuroprothese läge vor, wenn das BCI motorische Kommandos direkt von korrespondierenden Gehirnarealen des Kortex aufzeichnen und diese in

Steuersignale für eine Neuroprothese umwandeln würde (Abb. 1). Im Erfolgsfall könnte hierdurch ein technischer Bypass rund um die verletzten Nervenbahnen des Rückenmarks realisiert werden. Ein BCI beruht im Allgemeinen auf der Messung elektrischer Aktivität des Gehirns, im Falle des EEG im Bereich von  $\mu\text{V}$ . Eine Neuroprothese hingegen basiert auf der Stimulation von Nerven mithilfe elek-

trischer Strompulse im Bereich von bis zu 40mA. Möchte man nun beide Systeme kombinieren, sind zunächst Untersuchungen zur prinzipiellen rückwirkungs- und artefaktfreien Kombination der Systeme nötig.

Erste Versuche, ein solches EEG-basierendes Steuersystem für die Wiederherstellung der Greiffunktion zu realisieren, wurden bereits unternommen. Pfurtscheller et al. [14] haben eine Orthesensteuerung beschrieben, bei der die Bewegungsvorstellung als experimentelle Strategie herangezogen wurde. Die Arbeit von Heasman et al. beschreibt eine Steuerung anhand der Modulation des okzipitalen Alpharhythmus durch Öffnen und Schließen der Augen [4].

Zwei Querschnittgelähmte haben an einer Machbarkeitsstudie teilgenommen (Abb. 2) [9]. Beide Studienteilnehmer haben ein Läh-

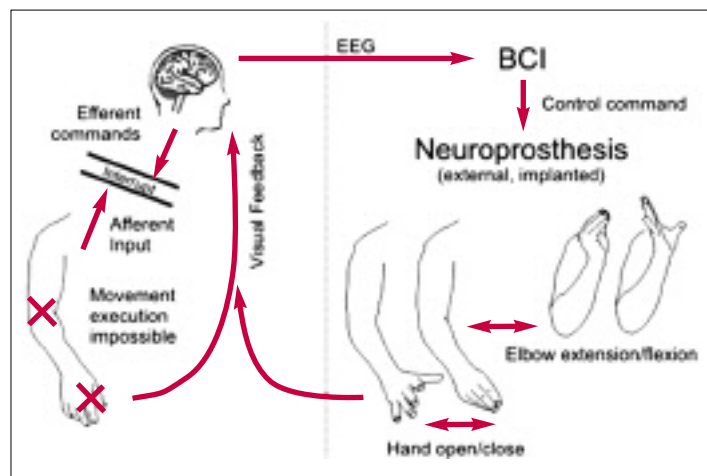


Abb. 1 Prinzip einer BCI-gesteuerten Neuroprothese. Das BCI detektiert Gehirnmuster von motorischen Intentionen und erzeugt daraus ein Steuersignal für die Neuroprothese.

Dieser Artikel soll einen Überblick über die Zusammenarbeit der Arbeit der Grazer BCI-Gruppe und der Neuroprothesengruppe an der Orthopädischen Universitätsklinik Heidelberg zu diesem Thema geben. Die Verwendung verschiedener „Brain-Switches“ und deren patientennahe Anwendung zur Neuroprothesensteuerung werden beschrieben.

## Methoden

### A. BCI-Steuerung für die Handfunktion

Patienten mit sehr hoher Querschnittlähmung, also mit Verletzung in Höhe des vierten Halsmarksegments, müssen neben einer eingeschränkten beziehungsweise vollständig ausgefallenen Handfunktion auch mit einer begrenzten Ellenbogenfunktion zurechtkommen. Dadurch nimmt die Fähigkeit

mungsniveau in Höhe des fünften Halsmarksegments und verfügen über keinerlei erhaltene Willkürfunktionen in den Händen und Fingern, die sie zum aktiven Greifen verwenden könnten. Das EEG wurde über den sensomotorischen Arealen abgeleitet und für die Experimente wurden Bandleistungsparameter berechnet. Zur Klassifikation wurde ein linearer Klassifikator verwendet (lineare Diskriminanzanalyse, LDA). Nach einem Training, bei dem sich die Patienten immer wieder bestimmte Bewegungen vorstellen mussten, und dem darauffolgenden Klassifikatorsetup konnten sie die BCI-Steuerung erlernen. So ein Training kann unterschiedlich lange dauern; bei Patient A hat es ca. drei Monate gedauert [14] und bei Patient B konnten bereits nach drei Tagen brauchbare Ergebnisse erzielt werden. Somit konnten die Systeme gekoppelt werden und die Patienten waren fähig, mittels ihrer Bewegungsvorstellungen durch eine Greifsequenz zu schalten, die mithilfe einer Neuroprothese generiert wurde. Im Fall von Patient A war es die Vorstellung von Fußbewegungen – aufgezeichnet von der Elektrodenposition Cz – und im Falle von Patient B die Vorstellung einer linken Handbewegung (abgeleitet von Cz und C4).

Patient A hat eine Neuroprothese basierend auf Oberflächenelektroden verwendet. Dabei wurde der Palmargriff realisiert [16]. Durch Fingerflexion konnten so kleine Objekte zwischen den Fingern, Daumen und der Handfläche gehalten werden. Das Aktivierungsmuster dafür wurde in die folgenden vier sequenziellen Greifphasen unterteilt: (i) Hand öffnen, (ii) Schließen der Finger, (iii) Hand öffnen und (iv) Stimulation ausschalten. Ein weiterer Schaltimpuls würde wieder zu (i) führen.

Patient B wurde mit einer implantierbaren Neuroprothese, dem Freehand System, versorgt. Mit diesem System können zwei grund-



**Abb. 2** Patient A mit dem BCI und einer auf Oberflächenelektroden basierenden Neuroprothese an der linken Hand (obere Reihe) und Patient B mit einer implantierten Neuroprothese in der rechten Hand (untere Reihe).

gende Griffe realisiert werden: der Lateral- und der Palmargriff. Für diese Studie wurde der Lateralgriff ausgewählt [8].

Hier wurde die Greifsequenz in drei Phasen aufgeteilt: (i) Hand öffnen, (ii) Fingerflexion und (iii) Daumenadduktion. Mit dem näch-



**Abb. 3** Experimenteller Aufbau: Links sind der Feedback-Bildschirm und rechts der Roboter zu sehen sowie ein Proband und die Elektrodenmontage.

sten Schritt käme wieder (i). Genaueres über diese Studien kann in der Literatur [8, 16] gefunden werden.

### **B. BCI-Steuerung für die Hand- und Ellenbogenfunktion**

Die oben gezeigten Fallstudien haben klar gezeigt, dass eine Neuroprothese mit einem BCI gesteuert

werden kann. Jedoch ist die Steuerung der Handfunktion nicht das endgültige Ziel, da Patienten mit einer Querschnittslähmung in der Höhe von C4 auch die Ellenbogenfunktion verlieren und eine eingeschränkte Schulterfunktion haben. Hier wäre ein BCI nur dann von echtem Nutzen, wenn auch die Herstellung der Ellenbogenfunktion in Betracht gezogen werden könnte. Ein BCI hat jedoch nur ein eingeschränktes Auswahlset an Kommandos und kann nur für limitierte Kontrollfunktionen verwendet werden. Im Folgenden wird eine Grundlagensstudie vorgestellt, die nur ein Bewegungsvorstellungsmuster verwendet, um sowohl die Hand- als auch die Ellenbogenfunktion – zunächst eines robotischen Armes – zu steuern.

Zehn gesunde Versuchsteilnehmer – vier Frauen und sechs Männer mit einem Altersdurchschnitt von 28,1

Jahren – haben an dem Screening-Experiment teilgenommen. Bei diesem Experiment wurden drei verschiedene Bewegungsvorstellungen durchgeführt: für die linke und rechte Hand und für die Füße. Mithilfe eines Parameterselktionsalgorithmus (DSLVO [19]) wurden ein

EEG-Kanal (von C3, Cz, oder C4) sowie die zwei am besten zu diskriminierenden Bewegungsvorstellungen ausgewählt. Sieben Versuchspersonen haben bei dem weiteren Zweiklassen-BCI-Training (Basket-Game [6]) mitgemacht und fünf davon eine Klassifikationsgenauigkeit von mindestens 80 Prozent erreicht. Bei diesem Training lernten die Teilnehmer, zwei verschiedene Gehirnmuster bei der Vorstellung von Hand- und/oder Fuß-

bewegungen zu erzeugen. Nach Auswertung der Klassifikationsergebnisse wurde die Bewegungsvorstellung ausgewählt, die vom Klassifikator nicht bevorzugt wurde. Mit dieser wurde ein sogenanntes selbstgesteuertes (self-paced) Training durchgeführt. Für diesen Zweck wurde ein computerspielähnliches Paradigma entwickelt,

das in etwa ein „Jump & Run“-Spiel darstellt. Die Teilnehmer konnten einen Ball steuern und mussten über Hindernisse springen, die in Intervallen von zehn bis 15 Sekunden dargeboten wurden. Das Überspringen der Hindernisse dauerte entweder eine oder drei Sekunden. Sobald der Klassifikatorausgang einen Schwellwert überschritt (TH = Klassenmittel + Standardabweichung, aus dem Basket-Game-Training), wurde die Höhe des Balls berechnet. Die Versuchsteilnehmer wurden dahingehend instruiert, nur über die Hindernisse zu sprin-

Zur Evaluierung der Steuerung mussten die Probanden eine vordefinierte Bewegungssequenz durchführen: Hand öffnen (O), Hand schließen (C), Ellenbogenflexion (F), Ellenbogenextension (E), O und C. Die Versuchsteilnehmer haben zuerst mit der neuen Steuerung geübt, um mit dem System vertraut zu werden. Anschließend wurde die Evaluierung vorgenommen. Zu Beginn gab es eine einminütige Periode ohne Bewegung, danach musste die obige Sequenz so schnell wie möglich durchgeführt werden. Nach einer weiteren Pause von 30

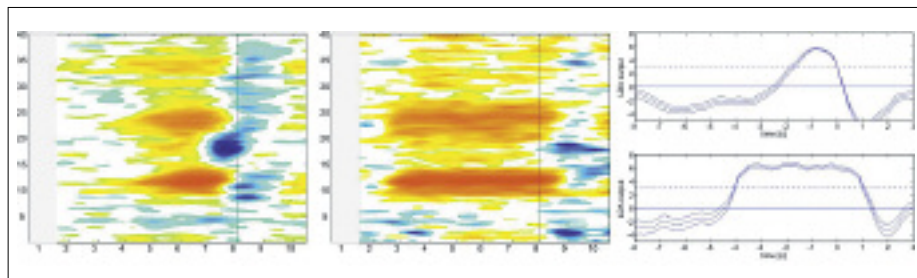
aber, dass ein charakteristisches Muster durch Bewegungsvorstellung hervorgerufen und mittels EEG gemessen werden kann.

Im zweiten Teil haben die Autoren eine pulsweitenkodierte Steuerung vorgestellt, mit der ein zweiachsiger Roboterarm mit nur einem spezifischen Gehirnmuster gesteuert wurde. Die Hauptaufgabe dabei liegt nun darin, die Steuerung so zu verbessern, dass die falsch positiven Ergebnisse minimiert werden und die Zeiten für die Schaltzustände individuell angepasst werden, um so auch die falsch negativen zu minimieren.

Die Anwendung von invasiven intrakortikalen Elektroden in Experimenten mit Primaten sowie einzelnen Patienten hat gezeigt, dass es möglich ist, die Bewegungsintention mit einer gegenüber nicht invasiven Systemen höheren Signalqualität zu erkennen [5, 7, 17]. Demgegenüber stellen die hohen Kosten und das ungewisse Operationsrisiko deutliche Nachteile des invasiven Systems dar. Zudem müssen die invasiven Systeme ihre Langzeitstabilität noch unter Beweis stellen. Dies ist eine notwendige Bedingung für die praxistaugliche Anwendung des BCI als Neuroprothesensteuerung.

Eine echte Weiterentwicklung auf dem Gebiet der nichtinvasiven Steuerungen kann man sich von der Entwicklung der Trockenelektrode erhoffen, von der erste Prototypen bereits existieren [18]. Bei Trockenelektroden kann man vollständig auf das Präparieren und Verwenden von Elektrodenhauben verzichten. Die Trockenelektroden müssten nur noch beispielsweise in die Kappe für den Kopf eingebaut werden und schon könnte das Mess-System verwendet werden.

Bevor eine BCI-basierte Neuroprothese an Tetraplegikern angewandt werden kann, müssen noch einige Voraussetzungen geschaffen werden. In der Folge einer Rückenmarkverletzung kommt es in mehr oder minder großem Ausmaß nicht nur zu einer Unterbrechung der Nervenbahnen des Rückenmarks, sondern auch zu einer Schädigung von Motoneuronen im direkten Läsionsgebiet. Die in der Folge auftretende Denervation der von diesen Motoneuronen versorgten Muskeln stellt besonders bei Halsmarkverletzten ein Problem dar, da



**Abb. 4** Pulsweitenkodierter „Brain-Switch“. Die ersten beiden Bilder zeigen Zeit-Frequenz-Darstellungen von Proband AL4 während kurzer und langer Bewegungsvorstellung. Im dritten Bild sieht man den gemittelten Klassifikatorausgang für beide Gehirnmuster.

gen, dazwischen jedoch den Ball auf dem Boden zu halten. Sechs Durchgänge à fünf Minuten wurden durchgeführt, wobei bei jedem Intervall zehn kurze und zehn lange Hindernisse übersprungen werden mussten. Vier Versuchspersonen lernten es, den Ball entsprechend zu steuern und so ein bestimmtes Gehirnmuster verschieden lang zu erzeugen. Diese Muster können nun für die Roboterarmsteuerung verwendet werden.

Es wurde eine sogenannte pulsweitenkodierte Steuerung realisiert. Der Ausgang dieser Steuerung war also vom Schwellwert TH und den Zeiten  $t_{\text{short}}$  und  $t_{\text{long}}$  abhängig. Jedes Mal, wenn der Klassifikationsausgang TH für eine Zeit  $t > t_{\text{short}}$  überschritt, war das Ergebnis 1. Für  $t > t_{\text{short}}$  und  $t > t_{\text{long}}$  war das Ergebnis 2. Andernfalls war das Ergebnis 0. Diese Zustände wurden entweder für Kommandos zum Öffnen und Schließen der Hand (1) oder für die Flexion und Extension des Ellenbogens (2) verwendet. Nachdem eine Bewegung gestartet wurde, wurde eine sogenannte Refraktärzeit von fünf Sekunden hinzugefügt. In dieser Zeit spielte das Klassifikationsergebnis keine Rolle – die Bewegung konnte ohne Störung durchgeführt werden.

Sekunden musste die Bewegungsserie erneut durchgeführt werden. Eine weitere Pauseperiode von einer Minute beendete jeweils den Durchgang. Das Ganze musste viermal wiederholt werden. In einem zweiten Teil mussten die Versuchsteilnehmer die Bewegungen auf das Kommando des Experimentators hin durchführen (Abb. 3). Mit dieser Prozedur konnten die Werte für die richtig positiven (TP) und die falsch negativen Ergebnisse (FN) während der Bewegungssequenz sowie für die falsch positiven Ergebnisse (FP) während der Pauseperioden berechnet werden.

Des Weiteren konnte die Zeit vom Kommando bis zur tatsächlichen Durchführung gemessen werden. Ein Proband konnte dabei sehr gute Ergebnisse erreichen, zwei ein moderates und ein Proband konnte nur ungenügend die Aufgaben durchführen (Abb. 4). Details dazu finden sich bei Müller-Putz et al. [10].

## Diskussion

In dieser Arbeit wurde die erfolgreiche Anwendung eines EEG-basierenden Schalters für die Steuerung einer Neuroprothese an zwei tetraplegischen Patienten vorgestellt. Eine Voraussetzung dafür ist

durch die Innervation der gesamten Muskeln des Arms aus nur vergleichsweise wenigen Rückenmarksegmenten in vielen Fällen ausgeprägte denervierte Muskelanteile vorliegen. Die Kraftentwicklung von denervierter Muskulatur liegt weit unter der innervierten Muskulatur und ist daher der Funktionellen Elektrostimulation nur bedingt zugänglich.

In diesem Fall könnte die kombinierte Applikation von Funktioneller Elektrostimulation mit einer aktiv blockierbaren Orthese die Wiederherstellung der Arm- und Greiffunktion – auch bei hochgelähmten Querschnittgelähmten mit nur teilerhaltener beziehungsweise fehlender Ellenbogen- und Schulterfunktion – ermöglichen.

Die Entwicklung einer solchen Hybrid-Orthese wird momentan in einem EU-Projekt namens „TOBI“ (Tools for Brain Computer Interaction, [www.tobi-project.org](http://www.tobi-project.org)) entwickelt. Besonderes Augenmerk liegt hierbei auf dem Ansatz, einem Benutzer die selbstständige Kontrolle der Orthese über ein hybrides-BCI zu ermöglichen, bei dem das BCI mit klassischen Benutzerschnittstellen kombiniert wird. Neben dem hybriden Ansatz liegt bei diesem Projekt auch ein Augenmerk auf der selbstständigen Adaption der Klassifikatoren auf die jeweilige Verfassung des Patienten – wie Müdigkeit, Workload usw. – sowie seinen dadurch veränderten Gehirnmustern. Ein wichtiger Schritt in die klinische Anwendung

des BCI als Steuermöglichkeit für Neuroprothesen ist dadurch zu erwarten.

## Danksagung

Diese Arbeit wurde teilweise von der Allgemeinen Unfallversicherung AUVA, der Lorenz-Böhler Gesellschaft und Wings for Life – Spinal Cord Research Foundation gefördert.

### Für die Autoren:

Dipl.-Ing. Dr. Univ.-Doz.  
Gernot Müller-Putz,  
Institut für Semantische  
Datenanalyse, BCI-Lab  
Technische Universität Graz  
Krenngasse 37  
A – 8010 Graz

### Literatur:

- [1] Anderson, K. D.: Targeting recovery: priorities of the spinal cord-injured population, *Journal of Neurotrauma* 21 Nr. 10 (2004), 1371-1383
- [2] Birbaumer, N., N. Ghanayim, T. Hinterberger, I. Iversen, B. Kotchoubey, A. Kübler, J. Perlmutter, E. Taub, H. Flor: A spelling device for the paralysed, *Nature* 398 (1999), 297-298
- [3] Farwell, L. A., E. Donchin: Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 70 (1988), 510-523
- [4] Heasman, J. M., T. R. D. Scott, L. Kirkup, R. Y. Flynn, V. A. Vare, C. R. Gschwind: Control of a hand grasp neuroprosthesis using an electroencephalogram-triggered switch: demonstration of improvements in performance using wavepacket analysis, *Medical and Biological Engineering and Computing* 40 Nr. 5 (2002), 588-593
- [5] Hochberg, L. R., M. D. Serruya, G. M. Friehs, J. A. Mukand, M. Saleh, A. H. Caplan, A. Branner, D. Chen, R. D. Penn, J. P. Donoghue: Neuronal ensemble control of prosthetic devices by a human with tetraplegia, *Nature* 442 (2006), 164-171
- [6] Krausz, G., R. Scherer, G. Korisek, G. Pfurtscheller: Critical decision-speed and information transfer in the "graz brain-computer interface", *Applied Psychophysiology and Biofeedback* 28 (2003), 233-241
- [7] Moritz, C. T., S. I. Perlmutter, E. E. Fetz: Direct control of paralysed muscles by cortical neurons, *Nature* 456 (2008), 639-642
- [8] Müller-Putz, G. R., R. Scherer, G. Pfurtscheller, R. Rupp: EEG based neuroprosthesis control: a step towards clinical practice, *Neuroscience Letters* 382 (2005), 169-174
- [9] Müller-Putz, G., R. Scherer, G. Pfurtscheller, R. Rupp: Braincomputer interfaces for control of neuroprostheses: from synchronous to asynchronous mode of operation, *Biomedizinische Technik* 51 (2006), 57-63
- [10] Müller-Putz, G., R. Scherer, G. Pfurtscheller: Control of a two axis artificial limb by means of a pulse width modulated brain-switch, *Challenges for assistive Technology – AAATE '07* (2007), 888-892
- [11] NSCISC: Nscisc: 2006 annual statistical report, <http://main.uab.edu> (2006)
- [12] Ouzky, M.: Towards concerted efforts for treating and curing spinal cord injury, <http://assembly.coe.int/Documents/WorkingDocs/doc02/EDOC9401.htm> (2002), last access April 2009
- [13] Pfurtscheller, G., F. H. L. da Silva: Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles, *Clinical Neurophysiology* 110 (1999), 1842-1857
- [14] Pfurtscheller, G., C. Guger, G. Müller, G. Krausz, C. Neuper: Brain oscillations control hand orthosis in a tetraplegic, *Neuroscience Letters* 292 (2000), 211-214
- [15] Pfurtscheller, G., C. Neuper: Motor imagery and direct brain-computer communication, *Proceedings of the IEEE* 89 (2001), 1123-1134
- [16] Pfurtscheller, G., G. R. Müller, J. Pfurtscheller, H. J. Gerner, R. Rupp: "Thought" – control of functional electrical stimulation to restore handgrasp in a patient with tetraplegia, *Neuroscience Letters* 351 (2003), 33-36
- [17] Pohlmeier, E., E. Perreault, M. Slutzky, K. Kilgore, R. Kirsch, D. Taylor, L. Miller: Real-time control of the hand by intracortically controlled functional neuromuscular stimulation, *Proceedings of the 10th International Conference on Rehabilitation Robotics 2007* (2007), 454-458
- [18] Popescu, F., S. Fazli, Y. Badower, B. Blankertz, K. R. Müller: Single trial classification of motor imagination using 6 dry EEG electrodes, *PLoS ONE* 2 (2007), e637
- [19] Pregoner, M., G. Pfurtscheller, D. Flotzinger: Automated feature selection with a distinction sensitive learning vector quantizer, *Neurocomputing* 11 (1996), 19-29
- [20] Rupp, R., H. J. Gerner: Neuroprosthetics of the upper extremity – clinical application in spinal cord injury and challenges for the future, *Acta Neurochirurgica Supplementum* 97 Nr. 1 (2007), 419-426
- [21] Wolpaw, J. R., N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, T. M. Vaughan: Brain-computer interfaces for communication and control, *Clinical Neurophysiology* 113 (2002), 767-791