

Motor Öğrenme Performansı için Parieto-Oksipital Korteks Üzerinde Uyarlamalı Nörogeribesleme Adaptive Neurofeedback on Parieto-Occipital Cortex for Motor Learning Performance

Ozan Özdenizci*, Timm Meyer†, Müjdat Çetin*, Moritz Grosse-Wentrup†,

*Mühendislik ve Doğa Bilimleri Fakültesi, Sabancı Üniversitesi, İstanbul, Türkiye
oozdenizci@sabanciuniv.edu, mcecin@sabanciuniv.edu

†Department of Empirical Inference, Max Planck Institute for Intelligent Systems, Tübingen, Almanya
tmeyer@tuebingen.mpg.de, moritzgw@tuebingen.mpg.de

Özetçe —Günümüzde içe kilitleme sendromu ile felçli olarak yaşamlarına devam eden hastalar için alternatif bir iletişim kanalı oluşturmak amacıyla birçok elektroensefalogram (EEG) tabanlı Beyin-Bilgisayar Arayüzü (BBA) sistemi geliştirilmektedir. Bunların ötesinde, BBA sistemlerinin felç sonrası motor tedavi süreçlerinde de kullanılması gündeme gelmiştir. Bu çalışmalar çoğunlukla beyindeki duyumotor ritimlerinden yapılan çıkarımların kullanımına yöneliktir. Burada, bu araştırmalara duyumotor ritimlerinin dışında ilgili diğer beyin alanlarının analizinin de katılması gerektiğini öne sürmekteyiz. Bu ön çalışmada, felç sonrası motor tedavi sürecine katkıda bulunacağı düşünülen, uyarlamalı bir nörogeribesleme eğitimi yaklaşımı sunulmaktadır. Deneysel sonuçlar, önerilen nörogeribesleme yaklaşımının deneklerin istenen aktivitenin kiplenimini sağlamasına yardımcı olabileceğini ve motor öğrenme performansına yardımcı olacağı düşünülen bu kiplenimin, deneme aralarındaki dinlenme evrelerinde de sürdüğünü desteklemektedir. Bu sonuçlar, BBA-tabanlı motor tedavi süreçlerine nörogeribesleme yaklaşımımızın olabilirliği doğrultusunda başlangıç niteliği taşımaktadır.

Anahtar Kelimeler—beyin-bilgisayar arayüzü, nörogeribesleme, motor öğrenme, felç rehabilitasyonu.

Abstract—Numerous electroencephalogram (EEG) based Brain-Computer Interface (BCI) systems are being used as alternative means of communication for locked-in patients. Beyond these, BCIs are also considered in the context of post-stroke motor rehabilitation. Such research usually focuses on exploiting information decoded from sensorimotor activity of the brain. Here, we propose to extend this current focus beyond sensorimotor to also include associative brain areas. In this pilot study, we present an adaptive neurofeedback training paradigm to up-regulate particular EEG activity that is likely to enhance post-stroke motor rehabilitation. Our experimental results support the interpretation that the neurofeedback paradigm enables subjects to up-regulate intended activity and sustain that modulation in inter-trial resting periods in a state that we believe can support motor learning performance. These results serve as a beginning on viability of our claim on integrating a neurofeedback approach to BCI-based motor rehabilitation protocols.

Keywords—brain-computer interface, neurofeedback, motor learning, stroke rehabilitation.

Bu çalışma kısmen Sabancı Üniversitesi'nin IACF-11-00889 sayılı projesi ile desteklenmiştir.

978-1-4673-7386-9/15/\$31.00 ©2015 IEEE

I. GİRİŞ

Günümüzde amyotrofik lateral skleroz, serebral palsi veya multiple skleroz gibi birçok nörolojik hastalık dolayısıyla milyonlarca kişinin günlük yaşam aktiviteleri kısıtlanmıştır. Yaşamlarına içe kilitleme sendromu ile felçli olarak devam eden bu kişiler için, hastalıktan etkilenmemiş beyin aktiviteleri ile dış dünyayla fiziksel olmayan bir iletişim kanalı kurulması fikri doğmuştur. Bu fikir doğrultusunda geliştirilen Beyin-Bilgisayar Arayüzleri (BBA), yenilikçi ve oldukça güncel bir araştırma konusudur. Yakın zamanda yapılan çalışmalar, müdahalesiz bir şekilde kaydedilmiş olan elektriksel beyin aktivitelerinin (elektroensefalogram (EEG)), Beyin-Bilgisayar Arayüzleri için temel oluşturabileceğini göstermiştir [1].

Beyin-Bilgisayar Arayüzlerinin, ağır felçli hastalar için alternatif bir iletişim kanalı olarak kullanımlarının yanı sıra, yakın zamanda felç sonrası motor rehabilitasyon süreçlerinde de kullanılması gündeme gelmiştir [2]. Güncel çalışmaların temelini, kişinin hareket istek düzeyi bilgisinin beyindeki duyumotor ritimlerinden çıkarımı oluşturmaktadır. EEG aktivitesinden elde edilen bu bilginin rehabilitasyon oturumuna gerçek zamanlı uyumu, robotik bir dış iskelet aracılığıyla dokunsal geribesleme yapılarak sağlanmıştır [3]. Bu yapıyı geribesleme döngüsünün duyumotor ritimlerinin kiplenimini sağladığı [4] ve bu yöntemin felç sonrası tedavide olumlu sonuçlar verdiği gözlemlenmiştir [5]. Öte yandan, duyumotor alanların ötesinde çeşitli beyin aktivitelerinin de felç sonrası sakatlık süreci ile ilişkili oldukları bilinmektedir. Günümüze kadar süregelen bu araştırmaların ışığında, bu çalışmayla duyumotor EEG aktiviteleri üzerinde odaklanan felç sonrası motor tedavi yöntemlerine, aynı zamanda ilgili diğer beyin alanlarının analizinin de katılması gerektiğini öne sürmekteyiz. Felç hastalarında duyumotor alanlarının dışındaki bu aktivitelerde gözlemlenen düzensiz davranışların, insan beyninde bulunan büyük ölçekli kortikal ağların [6] doğal aktivite dengesindeki hastalığa bağlı bozulmalarla ilişkili olduğu öngörülmektedir. Bu doğrultuda, bu aktivitelerin doğal dengesinin sağlanmasının (örneğin; BBA-tabanlı nörogeribesleme eğitimi yaklaşımı ile), beyne felç sonrası tedavi sürecinde yardımcı olacağı düşünülmektedir.

Öne sürdüğümüz bu bakış açısı doğrultusunda bir felç rehabilitasyonu protokolü oluşturabilmek için birbirleriyle ilişkili birkaç soruna değinilmelidir. İlk olarak, sağlıklı kontrol denekleri üzerinde motor öğrenmede rol oynayan büyük ölçekli kortikal ağlar incelenmeli ve tanımlanmalıdır. Daha sonra bu ağların ve ağlar arasındaki etkileşimin felç hastalarında nasıl değişikliğe uğradığı, ve bu değişikliklerin felç sonrası iyileşme süreciyle olan ilişkisi araştırılmalıdır. Üçüncü olarak ise hastalar nörogeribesleme ile bu aktiviteler üzerinde tedavi süreçlerine katkı sağlayacak şekilde eğitilmelidir.

Birinci soruna değinilen daha önceki bir çalışmada, motor öğrenme performansı ile ilintili EEG aktiviteleri tanımlanmıştır [7]. Uygulanan bir motor öğrenme deneyinde, denekler sağ kollarını kullanarak kendilerine gösterilen hedef noktalara ulaşma görevini gerçekleştirmiştir. Deney boyunca toplanan EEG verilerinin analizi sonucunda, hem dinlenme hali hem de harekete hazırlık aşamasındaki parieto-okspital α -bandı (8-14 Hz) gücünün, takip eden motor öğrenme görevindeki başarıyı üzerinde öngörücü olduğu gösterilmiştir. Bu gözlemler bizim çalışmamızın temelini oluşturmaktadır. Bu bilgiler ışığında, parieto-okspital α -bandı gücünün, insan beyni tarafından motor öğrenme performansını eniyileyen kortikal ağlardaki bir aktiviteyi yansıttığı düşünülmektedir. Bu çalışmada ise motor öğrenme performansını arttıracığı düşünülen, parieto-okspital α -bandı gücü üzerinde uyarlamalı bir nörogeribesleme eğitimi prosedürü ileri sürülmekte ve bahsedilen üçüncü sorunun çözülebilirliğine değinilmektedir. Beş sağlıklı denekten toplanan deneysel verilere dayanarak, nörogeribesleme yoluyla motor öğrenme performansını arttıracak yönde eğitiminin olabilirliği gösterilmektedir. Bu çalışmanın sınırlı bir sürümü [8]'de sunulmuştur.

II. YÖNTEMLER

A. Deney Yapısı ve Veri Kayıt Sistemi

Bu çalışmada beş sağlıklı denekten veri alınmış ve her denek iki nörogeribesleme eğitim oturumuna katılmıştır. Her oturum bir saat sürmüştür ve aynı deneğin katıldığı oturumlar arasında bir haftalık ara bulunmaktadır. Eğitim oturumlarının öncesinde, Max Planck Topluluğu'nun belirlediği yönetmelikler doğrultusunda bütün katılımcılar için eğitim yordamı açıklanmış ve katılımcıların bilgilendirilmiş onayları alınmıştır. Eğitim oturumları sırasında aktif EEG elektrotları ve QuickAmp EEG kuvvetlendiricisi (BrainProducts, Gilching, Almanya) kullanılmış, 120-kanallı EEG verileri 1 kHz ile örneklenerek toplanmıştır. Elektrotlar, uluslararası 10-20 elektrot yerleşim düzeni temel alınarak ve Cz veri kayıt kanalı birincil referans elektrodu kabul edilerek konumlandırılmıştır. Toplanan veriler, çevrimdışı olarak ortak ortalama referansıyla tekrar referanslandırılmıştır.

B. Nörogeribesleme Eğitim Oturumları

Eğitim oturumları bir sükunet-durumu taban evresi ve sekiz eğitim bloğundan oluşmaktadır. Eğitim blokları arasında birer dakikalık aralar mevcuttur ve her eğitim bloğu 15 denemeden oluşmaktadır. Sükunet-durumu taban evresi için deneklere beş dakika boyunca gözleri açık durumda gevşeme ve dinlenme komutu verilmiştir. Bu evre boyunca denekler yaklaşık olarak 1.5 metre önlerinde bulunan bilgisayar ekranının ortasında sabit olarak gösterilen artı işaretine bakmaktadırlar. Sükunet-durumu evresinde toplanan veri, bu evreyi takip eden eğitim

bloklarında verilecek olan geribeslemenin ayarlanması için kullanılmıştır.

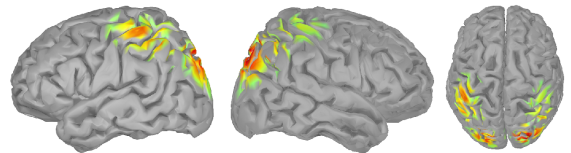
Oturumlarının tamamlanmasının ardından, tüm denek ve oturumlardan toplanan EEG verileri, göz hareketlerinden kaynaklanan yapay olgulara karşı incelenmiştir. Bu incelemenin sonucunda, bir deneğin bir oturumunun verisi, yüksek miktarda göz hareketi ve kırpması bulundurduğu için çevrimdışı veri analizinden çıkartılmıştır.

C. Uyarlamalı Çevrimiçi Geribesleme

Deney süresince toplanan 120-boyutlu ham EEG verisi $x[t]$ öncelikle w uzamsal süzgeci ile süzgeçlenerek tek-boyutlu $y[t] = w^T x[t]$ sinyali elde edilmiştir. Kullanılan uzamsal süzgeç w , motor öğrenme performansı ile ilintili olduğu gösterilmiş olan [7] parieto-okspital aktiviteyi temsil eden bir yapıya sahiptir. Aynı çalışmada uygulanmış olan Bağımsız Bileşen Analizi'nin sonuçlarından alınan w uzamsal süzgeci 120-boyutlu bir vektör olup, parieto-okspital aktiviteyi temsil edecek şekilde her bir veri kayıt kanalı için bir sayısal ağırlık değerine sahiptir. Bu bağımsız bileşenin logaritmik α -bandı gücünün, uygulanan motor öğrenme deneyinde deneklerin performans seviyesini öngördüğü gösterilmiştir [7]. Şekil 1, parieto-okspital bölgelerdeki bu bağımsız bileşenin kaynak konumlandırması sonuçlarını göstermektedir (görsel [7]'den alınmıştır).

Daha sonra, elde edilen bu $y[t]$ sinyalinin logaritmik α -bandı (8-14 Hz) gücü hesaplanmıştır. Bu işlem için sinyale zaman bazında Hanning penceresi ile pencereleme boyutu 2 saniye ve her aşamada pencerenin kaydırılma miktarı 100 milisaniye olarak ayarlanan Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü uygulanmıştır. Bu sinyal işleme prosedürü hem sükunet-durumu taban evresindeki logaritmik α -bandı güç değerlerinin ortalaması ve standart sapmasının hesaplanması için, hem de tüm eğitim bloklarında deneklere parieto-okspital α -bandı gücünün görsel geribeslemesini sağlamak için kullanılmıştır. Eğitim sırasında anlık parieto-okspital logaritmik α -bandı gücünün kestirim değeri, deneğe karşısındaki ekranda dikdörtgen bir görsel uyarının dikey yüksekliği olarak sunulmuştur (Şekil 2). Geribesleme süresince ekranda sunulan görsel uyarın, 25 Hz örnekleme frekansında güncellenmektedir. Geribesleme için kullanılan dikdörtgenin tabanı, sükunet-durumu taban evresindeki logaritmik α -bandı güç değerlerinin ortalamasına denk gelmektedir.

Eğitim bloklarındaki her bir denemede amaç, ekranda sunulan dikdörtgen görsel uyarının yüksekliğini uyarlamalı olarak değişen bir hedef seviyeye yükseltmektir. Bu hedef seviye, deneme boyunca ekranda bir üst sınır olarak işaretlenmiş halde sunulmaktadır. Deneme süresince denekler ekranda



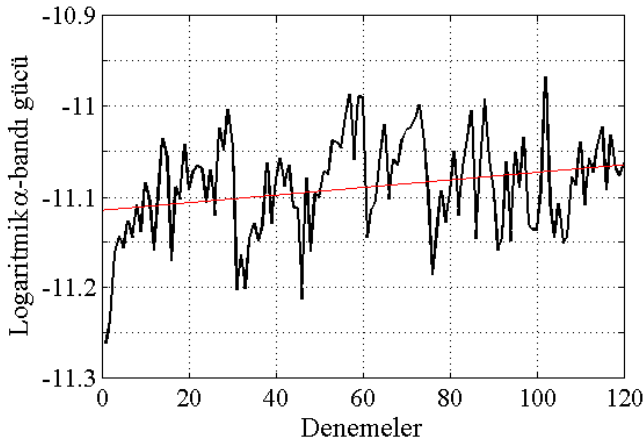
Şekil 1: Nörogeribesleme sırasında geribesleme için kullanılan parieto-okspital bölgeler [7].



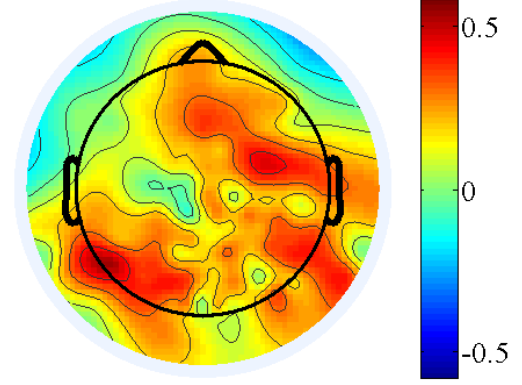
Şekil 2: Geribesleme için kullanılan dikdörtgen görsel uyarı.

sunulan beyin aktivitesini gözleri açık şekilde arttırmayı ve belirtilen hedef seviye veya daha üzerinde birikimli olarak iki saniye boyunca tutmayı öğrenmektedir. Deney öncesinde deneklere bu hedefe nasıl ulaşacaklarına dair herhangi bir bilgi verilmemiştir. Her bir deneme 15 saniye sürmektedir ve eğer denekler bu hedefe 15 saniye içerisinde ulaşabilirlerse dikdörtgenin rengi yeşile dönmektedir. Aksi takdirde bir sonraki deneme kısa süreli bir dinlenme-dönemi arasından sonra başlamaktadır. Bu dinlenme-dönemi aralarının süresi 4.5 ile 5.5 saniye arasında rastgele belirlenmektedir.

İlk eğitim bloğundaki denemelerde sunulacak hedef seviyeye olan uzaklık, oturumun başında uygulanan sükunet-durumu taban evresindeki logaritmik α -bandı güç değerlerinin bir standart sapma miktarı olarak belirlenmiştir. Deneyin başarı oranına göre, hedef seviyeye olan uzaklık değişmektedir. Eğer bir önceki eğitim bloğunda 15 deneme üzerinden hesaplanan başarı oranı %70'in üzerinde ise, hedef seviyeye olan uzaklık, sükunet-durumu taban evresindeki logaritmik α -bandı güç değerlerinin standart sapmasının 0,2 katı kadar artmaktadır. Eğer bu başarı oranı %60'ın altında ise, hedef seviyeye olan uzaklık aynı ölçütün 0,2 katı kadar azalmaktadır. Bu uyarlamalı yaklaşım, deneklerin görev üzerindeki olası ihmalkarlığını veya moral bozulmasını engellemek amacıyla



Şekil 3: Genel bir oturum boyunca grup ortalamalı logaritmik parieto-okspital α -bandı gücü değerleri (kırmızı çizgi doğrusal bağlanım eğrisini göstermektedir).

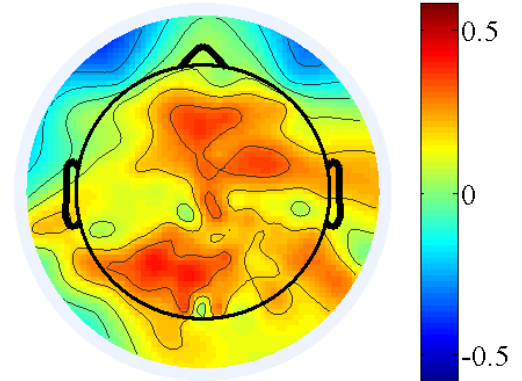


Şekil 4: Deneme evresi EEG verilerinden elde edilen α -bandı gücü kiplenimi topografisi.

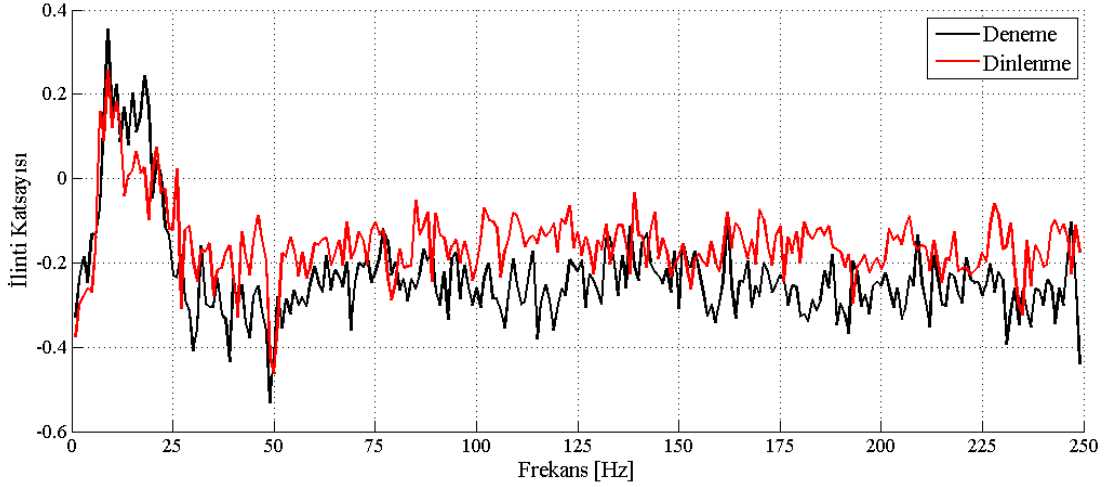
uygulanmıştır [9]. Eğitim oturumları boyunca görsel uyarıların sunumu ve gerçek zamanlı veri işleme BCI2000 [10] ve onun uzantısı olan BCPy2000 [11] yazılımları kullanılarak yapılmıştır.

III. SONUÇLAR

Nörogeribesleme eğitiminin genel etkisini ölçebilmek amacıyla tüm denek ve oturumların verileri birleştirilmiştir. Öncelikle bu veriler üzerinden parieto-okspital α -bandı gücünün grup ortalaması alınmıştır. Bu işlemin sonucunda bir oturumdaki 120 denemenin her biri için, bir ortalama parieto-okspital α -bandı gücü değeri elde edilmiştir. Burada, bir eğitim oturumu süresince ortalama parieto-okspital α -bandı gücünün pozitif eğimli doğrusal yönseme gösterdiği gözlemlenmiştir (Şekil 3). Daha sonra, 1 ile 120 arasındaki deneme indisleri ve onlara karşılık gelen ortalama parieto-okspital α -bandı güçleri arasındaki ilinti katsayısı ise $\rho = 0.26$ olarak hesaplanmıştır. Denemelerin zamansal sıralamasının 10^4 farklı rastgele permütasyonu ile uygulanan permütasyon testi ise sıfır



Şekil 5: Deneme öncesi dinlenme-dönemi evresi EEG verilerinden elde edilen α -bandı gücü kiplenimi topografisi.



Şekil 6: Farklı frekanslardaki uzamsal süzgeçlenmiş EEG aktivitesi ile deneme indisleri arasındaki ilinti katsayıları.

hipotezini (sıfır ilinti katsayısı) $p = 0.002$ ($N = 120$) ile geri çevirmektedir.

Aynı ilinti katsayısı değerleri, α -bandı gücü kiplenimi topografisini incelemek amacıyla, her bir bireysel EEG kayıt kanalındaki ortalama α -bandı gücü için de hesaplanmıştır. Benzer şekilde bu ilinti katsayısı değerleri, her deneme öncesindeki dinlenme-dönemi aralarının EEG verileri kullanılarak da hesaplanmıştır. Deneme sırasındaki EEG verileri ve deneme öncesindeki dinlenme-dönemi aralarının EEG verileri ile ayrı olarak elde edilen logaritmik α -bandı gücü kiplenimi topografileri sırasıyla Şekil 4 ve 5'te yer almaktadır. Bu topografilerde renk ölçeklerinin temsil ettiği değerler, ilinti katsayılarını vermektedir. Bu sonuçlar, deneklerin α -bandı gücünün kiplenimini sağlayabildiklerini ve bu öz-düzenlemenin geribeslemenin yapıldığı evrenin de ötesinde, deneme aralarındaki dinlenme-dönemi evrelerinde de etkisini sürdürdüğünü göstermektedir.

Son olarak, tüm denek ve oturumlar üzerinden ortalaması alınmış ve uzamsal olarak süzgeçlenmiş EEG aktivitesinin farklı frekanslarda değişimi Şekil 6'da incelenmiştir. Ortalama logaritmik parieto-okspital α -bandı gücü ile deneme indisleri arasında sadece 8-22 Hz aralığında pozitif ilinti gözlenmiştir. Bu sonuç hem deneme sırasındaki, hem de deneme aralarındaki dinlenme-dönemi evrelerine ait EEG aktiviteleriyle elde edilmektedir. Deneme sırasındaki ilintinin daha yüksek olması, deneklerin kendi istekleri ile α -bandı gücünün kiplenimini sağlayabildiklerini göstermektedir.

IV. VARGILAR

Bu çalışmada, deneklerin parieto-okspital α -bandı gücü değerlerini istemli olarak artırabilmesini sağlayan uyarlamalı bir nörogeribesleme eğitimi yaklaşımı sunulmaktadır. Bu α -bandı gücü kipleniminin deneme aralarındaki dinlenme-dönemi evrelerinde de etkisini sürdürdüğü gözlemlenmektedir. Bu sonuç bizlere, deneklerin beyin aktivitelerini motor öğrenme için faydalı olabileceğini öngördüğümüz [7] bir durumda tutabileceklerini göstermektedir. Daha sonraki çalışmalarda, bu eğitim yaklaşımının felç hastaları ile birlikte fiziksel rehabilitasyon tedavisi oturumlarının öncesinde

uygulanması planlanmaktadır. Bu yöntemin motor öğrenme için faydalı olma, motor öğrenme performansını artırma ve felç sonrası motor tedaviyi hızlandırma potansiyeli olduğu düşünülmektedir.

KAYNAKÇA

- [1] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, and T. M. Vaughan, "Brain-computer interfaces for communication and control," *Clinical Neurophysiology*, vol. 113, no. 6, pp. 767–791, 2002.
- [2] M. Grosse-Wentrup, D. Mattia, and K. Oweiss, "Using brain-computer interfaces to induce neural plasticity and restore function," *Journal of Neural Engineering*, vol. 8, no. 2, p. 025004, 2011.
- [3] M. Gomez-Rodriguez, M. Grosse-Wentrup, J. Hill, A. Gharabaghi, B. Schölkopf, and J. Peters, "Towards brain-robot interfaces in stroke rehabilitation," in *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 2011, pp. 1–6.
- [4] M. Gomez-Rodriguez, J. Peters, J. Hill, B. Schölkopf, A. Gharabaghi, and M. Grosse-Wentrup, "Closing the sensorimotor loop: haptic feedback facilitates decoding of motor imagery," *Journal of Neural Engineering*, vol. 8, no. 3, p. 036005, 2011.
- [5] A. Ramos-Murguialday *et al.*, "Brain-machine interface in chronic stroke rehabilitation: A controlled study," *Annals of Neurology*, vol. 74, no. 1, pp. 100–108, 2013.
- [6] S. L. Bressler and V. Menon, "Large-scale brain networks in cognition: emerging methods and principles," *Trends in Cognitive Sciences*, vol. 14, no. 6, pp. 277–290, 2010.
- [7] T. Meyer, J. Peters, T. O. Zander, B. Schölkopf, and M. Grosse-Wentrup, "Predicting motor learning performance from electroencephalographic data," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 11, p. 24, 2014.
- [8] O. Özdenizci, T. Meyer, M. Çetin, and M. Grosse-Wentrup, "Towards neurofeedback training of associative brain areas for stroke rehabilitation," in *Proceedings of the 6th International Brain-Computer Interface Conference*, 2014.
- [9] S. Othmer, S. F. Othmer, and D. A. Kaiser, "EEG biofeedback: An emerging model for its global efficacy," in *Introduction to Quantitative EEG and Neurofeedback*, J. Evans and A. Abarbanel, Eds. New York: Academic Press, 1999, pp. 243–310.
- [10] G. Schalk, D. J. McFarland, T. Hinterberger, N. Birbaumer, and J. R. Wolpaw, "BCI2000: A general-purpose brain-computer interface (BCI) system," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, no. 6, pp. 1034–1043, 2004.
- [11] BCPy2000, <http://bci2000.org/downloads/BCPy2000/>.