

EEG VERİSİNDEN MOTOR HAREKETİ ZORLUK SEVİYESİNİN TESPİTİ DETECTION OF MOTOR TASK DIFFICULTY LEVEL FROM EEG DATA

Sezen Yağmur Günay, Elif Hocaoğlu, Volkan Patoğlu, Müjdat Çetin
Mühendislik ve Doğa Bilimleri Fakültesi, Sabancı Üniversitesi, İstanbul, Türkiye
{gunay, elifhocaoglu, vpatoglu, mctetin}@sabanciuniv.edu

Özetçe —İçeride kilitlenme sendromu sebebiyle felçli olarak yaşamlarını idame ettirmek zorunda kalan hastaların günlük hayat aktivitelerini arttırabilmek amacıyla iyileştirme tedavileri uygulanmaktadır. Hastaların bu iyileştirme terapilerinde kazanacakları yararı arttırabilmek için beyin-bilgisayar arayüzü (BBA) sistemlerinin çeşitli biçimlerde kullanımı denetlenmektedir. Eğer bir BBA sistemi ile hastaların istek seviyeleri tespit edilebilir ve günlük programlarının zorluğu bu duruma göre belirlenebilirse hastaların bu süreçten elde edecekleri yararın arttırılabileceği de bu konuda ortaya atılan ilginç bir savdır. Bu çalışmada istek seviyesinin motor hareket zorluğuyla ilişkilendirilebileceği motivasyonu elektroensefalografi (EEG) sinyallerinden farklı motor hareket zorlukları tespit edilmeye çalışıldı. Bu amaçla, iki farklı kuvvet karşısında kol hareketini gerçekleştirerek sağlıklı kullanıcıların sinyallerinin kaydedileceği bir düzenek hazırlandı. 7 farklı denekten farklı iki kuvvete karşı iş yaparken 3 farklı kanaldan EEG verisi toplandı. Bu verilerdeki 2 farklı motor hareketi zorluk seviyesi ve istirahat anı, farklı frekans bantları öznelik alınarak doğrusal ayırtaç analizi (DAA) ile sınıflandırıldı.

Anahtar Kelimeler—BBA, EEG, istek seviyesi, robotik rehabilitasyon, DAA.

Abstract—Rehabilitation protocols are used to increase daily life activities of locked-in patients. There are ongoing efforts to use brain-computer interfaces (BCI) in various ways to increase the benefits of such rehabilitation protocols to patients. An interesting claim is that if a system can detect the intention level of a patient and update the daily program according to this patient's motivation, the gain from these rehabilitation protocol can be increased. In this study, a system that records the electroencephalography (EEG) signals of healthy users performing arm movements against two levels of force has been designed based on the assumption that intention level is proportional to the level of motor task difficulty. EEG signals from 7 healthy subjects and 3 channels were recorded while subjects were performing work against two different levels of force. We calculated frequency bands of these channels and applied linear discriminant analysis (LDA) for classification of two environments corresponding to two motor task difficulty levels and resting state.

Keywords—BCI, EEG, intention level, robotic rehabilitation, LDA.

I. GİRİŞ

Günlük yaşam aktiviteleri kısıtlama ve hatta tamamen bitirme noktasına getiren amyotrofik lateral skleroz (ALS), serebral palsi, multiple skleroz gibi hastalıklar merkezi sinir sisteminin zarara uğraması sebebiyle oluşur. Bu hastaların iyileşme ihtimali olanlarına günlük yaşamsal aktivitelerini idame ettirebilmelerini kısmi ölçüde de olsa sağlayacak rehabilitasyon tedavileri uygulanırken durumu daha ileri aşamada olanlar için dış dünyayla iletişim kurabilmelerini sağlayacak sistemler geliştirilmeye çalışılmaktadır. Kafa üstünden müdahalesiz bir şekilde elektroensefalografi (EEG) toplamaya izin veren beyin-bilgisayar arayüzleri (BBA) ile hem rehabilitasyon sürecinin hızlandırılması çalışmaları hem de iletişim sistemlerinin geliştirilmesi çalışmaları geniş ölçekte araştırılmaya başlanmıştır [1].

BBA sistemleri, rehabilitasyon oturumları ile felçli hastaların motor kaslarının kullanılabilirliğini arttırdığı gibi, hareket etme ihtimali bulunmayan hastaların dış iskelet kullanımını da sağlamaya yardımcı olabilmektedir. Rehabilitasyon sürecinde hastaların EEG aktiviteleri incelenirken olaya bağlı eşzamanlama (OBE) ya da olaya bağlı eşzamanlılığın bozulması (OBEB) durumunda hastanın hareketinin desteklendiği sistemlerin bu süreçte elde edilen faydayı arttırdığı gözlemlenmiştir. Bu durum gerçek hareket yerine hayali motor hareketleri ile de uygulanmış ve robotik rehabilitasyonun bu süreçte mevcut protokollerden daha başarılı sonuçlar ortaya çıkardığı gözlemlenmiştir [2]–[5].

BBA'nın bir diğer uygulama alanı da tamamen kaslarının kontrolünü kaybeden hastaların vücutlarına eklenen yapay uzuvlar ile günlük yaşam ihtiyaçlarını karşılamalarıdır. Beyin fonksiyonları tümüyle sağlıklı olan ALS hastaları bu tarz uygulamaların başlıca hedef kitleleridir. [6], deneklerin elektroensefalografi (EOG) sinyalleri bir noktaya odaklandığında Kinect cihazıyla odaklandıkları nesnelere saptamış ve eğer hastaların EEG sinyallerinde OBEB tespit edilirse dış iskelet o nesneyi hastanın kucağına getirmiştir. Sistem henüz yeterli kadar başarılı sonuç vermemiş olsa da çalışmanın eksiklerinin giderilmesiyle birçok hastaya umut olması beklenmektedir.

Farklı seviyelerdeki iş zorluklarının kıyaslanmasına ait daha önce de yapılmış çalışmalar bulunmaktadır. [7]'de sağlıklı deneklerden 2 farklı hızda 2 farklı hareketi hayal etmeleri istenmiştir ve farklı hızları EEG'den ayırt edebilmişlerdir.

Aynı şekilde [8]'de bir deney sadece farklı hızlar temel alınarak ALS hastaları üzerinde denenmiş ve yine makul sonuçlara ulaşılabilmektedir. Ayrıca literatürde farklı yüklerin kaldırılması ile motivasyon tespiti üzerine bir çalışma olan [9] yer almaktadır. Fakat bu çalışmada denekler yer çekimine karşı biceps-triseps kasılması-gevşemesi ile ağırlık kaldırılmışlardır. Tahmin edileceği üzere, farklı ağırlıkların kaldırılması ve yerçekimine karşı iş yapılması sebebiyle yorgunluk etkisi birkaç denemeden sonra kendini göstermiş olup deney sonuçlarını etkilemiştir.

Bu çalışmada temel amaç sağlıklı denekler farklı yükler taşıırken EEG sinyallerindeki değişimi tespit edebilmektir. Bu amaçla tasarlanan yatay eksenli sistemde, denekler kendilerine karşı uygulanan iki farklı kuvvete karşı sağ kol hareketlerini gerçekleştirirken EEG verileri kaydedilmiş ve analiz edilmiştir. Bu çalışmanın [9]'dan en büyük farkı yapılan işin yerçekimine karşı değil yatay ekseninde olmasıdır. Bu durum deneyde sınıflandırılan verinin yorgunluk etkisinden arınmış olması anlamına gelmektedir. Ayrıca bu çalışmada [7] ve [8]'deki gibi deneklere doğrudan hızlı ya da yavaş gibi bir komut verilmemiştir. Denekler ortamları kendileri tecrübe etmiş ve kendi iradeleriyle karar vermişlerdir. Bu açıdan da çalışma günlük hayatta karşılaşılan durumlara benzer özellikler taşımaktadır.

Bu çalışmanın iki temel motivasyonu vardır. İlk olarak, BBA-tabanlı dış iskeletlerin daha etkin kullanımını desteklemektir. Bizim sistemimizin bu alana katkısı kullanıcının ne kadar kuvvet uygulamak istediğinin EEG sinyallerinden ne düzeyde tespit edilebileceğini araştırmaktır. Bu isabetli biçimde yapılabilirse, bu bilgi örneğin [6]'daki gibi bir sistemde dış iskelet tarafından uygulanabilecek kuvveti kontrol etmekte kullanılabilir. Hasta daha hafif veya kırılabilir bir nesneyi kavramak istediğindeki EEG sinyalleri ile daha ağır veya daha dayanıklı bir nesneyi kavramak istediği andaki sinyalleri arasındaki fark saptanabilirse dış iskeletin bu farklı durumlara yaklaşımı da farklı olabilecektir. İkinci olarak da, EEG tabanlı rehabilitasyon sistemlerinde yeni bir konu olan istek düzeyinin, deney zorluğuna cevap üzerinden tespit edilebileceği varsayımı ile bu çalışmanın sonuçlarının rehabilitasyon protokollerine olumlu katkı sağlayacak olmasıdır.

Bu bildiri de deney düzeneğinin yapısı, deneklerin özellikleri, deney oturumlarının akışı, deney verisinin elde edilmesi, öznel özelliklerin çıkarılması ve metodoloji 2. kısımda anlatılmıştır. 3. kısım deneysel sonuçlara ve son kısım sonuçların yorumlandığı vargılara ayrılmıştır.

II. VERİLER VE YÖNTEMLER

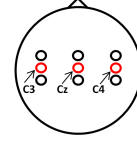
A. Denek Özellikleri

Deneyde toplanan veriler 7 (3 kadın, 4 erkek; ortalama yaş: 21.46 ± 8.94) farklı gönüllü denekten sağlanmıştır. Bu deneklerin hepsi ağırlıklı sağ elini kullanmaktadırlar. Herhangi bir bilinen motor kas sorunu bulunmayan deneklere deneyin işleyişi anlatıldıktan sonra katılım rızaları alınmıştır.

B. Veri Toplanması

Bu çalışmada kullanılan veri Sabancı Üniversitesi Bilgisayar Görmesi ve Örtüntü İşleme Laboratuvarı bünyesinde

bulunan Sinyal İşleme ve Bilgi Sistemleri araştırma grubuna ait olan laboratuvarında Faraday Kafesi içinde BioSemi ActiveTwo cihazıyla toplanmıştır. Veriler 10-20 elektrot yerleşim düzeni (Şekil 1) üzerinde bulunan 3 Ag-AgCl elektrotu (C3, Cz, C4) ile toplanmış ve 512 Hz ile örneklendirilmiştir.



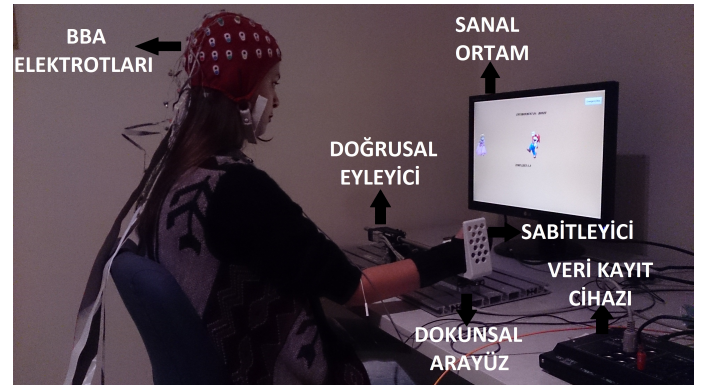
Şekil 1: Elektrot Şeması

Veri toplama sırasında oluşan kısmi gürültüleri önlemek için ilgili elektrotların bir ön ve bir arka sıralarındaki elektrotların değerlerinin ortalaması o elektrotun kendi değerinden çıkarılmıştır ve sonuç bir kanal değeri olarak işleme alınmıştır [9]. Bir kanal değerinin çıkarımını veren hesaplama denklem (1)'de verilmiştir. Burada x_{Cp3} ; Cp3 elektrotunun değeri, x_1 ; 1. kanal değeri olarak sembolize edilmiştir.

$$x_1 = x_{C3} - \frac{x_{Cp3} - x_{Fc3}}{2}. \quad (1)$$

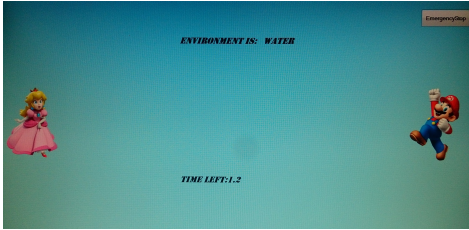
C. Deney Yapısı

Bu çalışmada kullanılan deney düzeneğinde, katılımcının sanal ortamla ilişkisi bir dokunsal arayüzle gerçekleştirilmiştir. Dokunsal arayüz birimi olarak bir doğrusal eyleyici (ServoTube Linear Actuator, Copley Controls) ve bünyesinde yer alan hassas pozisyon kodlayıcısından faydalanılmıştır. Katılımcı, sisteme el uzvunun bir aparat yardımı ile sabitlenmesi ile dahil olmaktadır. Bu aparat sayesinde bilek ekleminde kaynaklanabilecek olası açılmalara karşı bir değişim önlenmektedir, ön kol ve elin tek bir uzuv gibi hareket etmesi amaçlanmaktadır. Deney süresince bireyin ön kolu yere paralel ve üst koluna 90 derece açı yapacak şekilde sınırlandırılmakta ve sistem dinamiğini eli üzerinden uyguladığı kuvvet ve hız değişimi ile etkilemektedir. Bireyin anlık pozisyon verileri pozisyon kodlayıcısı tarafından, kuvvet verileri ise doğrusal eyleyicinin akım-kuvvet ilişkisinden faydalanılarak, 500Hz örnekleme frekansına sahip bir sayısal analog çevirici (Quanser-Q8 usb) aracılığı ile sayısal ortama iletilmektedir.

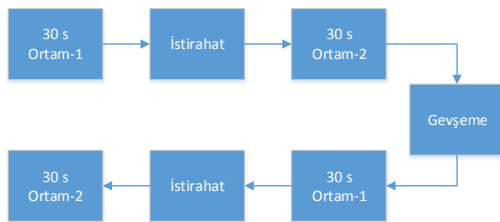


Şekil 2: Deney Düzeneği

Denekler rahat bir sandalye üzerinde EEG kepi giydirilip sağ elleri sabitleyici üzerine bağlanırken sol elleri serbest bir şekilde arayüzün karşısına Şekil 2'deki gibi oturtulmuştur. Deneyin arayüzünde biri ekranın sağında biri de solunda olmak üzere 2 adet figür Şekil 3'deki gibi bulunmaktadır. Doğrusal motora bağlı olan tutacağı denek sağdan sola doğru ilerlettikçe sağdaki figür de eşzamanlı olarak sola doğru hareket etmektedir. Deney sırasında deneklerin hareketlerini bilekten değil omuzdan yapmaları için kolları doğrusal motora bağlı tutacağına bir aparat yardımıyla sabitlenmiştir. Hareketin özellikle omuzdan sağlanmaya zorlanmasının sebebi daha büyük uzuvların hareketlerinin EEG üzerinden daha iyi tespit edilmesi durumudur [10]. Deneyin senaryosuna göre denekler doğrusal motoru hareket ettirirken Şekil 3'de gösterilen sağ taraftaki figürü soldaki figüre taşımışlardır ve bu nakil işlemi 2 farklı ortamda gerçekleşmiştir. Ortam hava iken motor tamamen boşta ilerlerken, ortam su olduğunda motordan harekete ters yönde bir kuvvet uygulanmıştır. Bu sırada değişkenin sadece yük miktarı olması ve hızın bir etken olmaması için her ilerleme belirli bir süre ile sınırlanmıştır. Sınıflandırılan faktörün yorgunluk olmasını engellemek için ortamların sırası rastlantısal olarak değiştirilmiştir. Denek sadece 1 kere sistemi görmesi amacıyla öğrenme sürecine tabi tutulmuş, sonrasında doğrudan test oturumlarına başlamıştır. Denek bir ortamı 30 saniye boyunca tecrübe etmiş, daha sonra 10 saniyelik bir istirahat süresi verilmiştir. Bu aradan sonra yeni ortam yine 30 saniye boyunca denenmiş ve 10 saniyelik bir gevşeme arasına geçilmiştir. Daha sonra bu işlem sondaki 10 saniyelik gevşeme anı hariç tekrarlanmış ve bir oturum bitirilmiştir. Bu sayede bir kullanıcının bir oturumda 2 ortamı da ikişer kez tecrübe etmesi sağlanmıştır. Ortamlar 30 saniyelik periyotlarla değişmiş ve bu değişime bağlı olarak arayüz tarafından motordan uygulanan kuvvet de güncellenmiştir. Bu bildiri boyunca her 30 saniyelik deney parçası için alt oturum, her alt oturumun istirahat süreleriyle birlikte iki kez tekrarlandığı süreç için ise oturum ifadesi kullanılacaktır. Bir oturum boyunca deneyin akışı Şekil 4'de verilmiştir.



Şekil 3: Deney Ekranı



Şekil 4: Deney Akışı

Çalışmada 2 farklı kuvvete karşılık düşen alt oturumlar bulunmakta ve bir alt oturumda 30 saniye boyunca denek birden çok defa bir ortamı denemektedir. Bir deneme için verilen süre 1.5 ile 2 saniye arasında olup bu sınırlama her ortamda denek hızını sabit tutabilmek için yapılmıştır. Eğer denek bu verilen süreden hızlı ya da yavaş ise başarısız bir deneme olarak etiketlenmiştir ve sınıflandırma sırasında başarısız oturumlar çıkarılmış, sadece başarılı olan oturumlar deney verisi olarak değerlendirilmiştir. Bu sayede denegin hareketi ortalama olarak 120 mm/s hızda tutulmuş, sınıflandırmanın hız üzerinde değil yük miktarı üzerinde yapılması sağlanmıştır. Alt oturumda denek tarafından tecrübe edilen ortam boşluk ise doğrusal motor tamamen boşta hareket etmiş, ortam su ise figür sanki suda ilerliyormuş etkisi verebilmek için motordan uygulanan söndürme etkisi 7 mNs/mm olarak değiştirilmiştir. Bu söndürme etkisine karşılık doğrusal motordan uygulanan kuvvet 840mN'dur (Kuvvet = Söndürme Etkisi × Hız).

Her ortam değişmesi sırasında 10 saniyelik bir ara verilmiş, bu sırada da deneklerin EEG verisi istirahat anı olarak toplanmıştır. Bu istirahat anında da deneklerin hareket etmesi yasaklanmış ve EEG verisinin temizliği için mümkün olduğunca göz kırpmamaları istenmiştir. Bir deneyde, Şekil 4'de gösterilen bir oturumluk akıştan 9 adet kaydedilmiştir. Ortamların sırasının tamamen rastlantısal olarak değişmesi ile de yorgunluk değil gerçekten farklı yüklerin kıyaslanması mümkün olmuştur. Ayrıca deney düzeneğinin günlük hayata yakın olabilmesi için deneklere herhangi bir bilgi verilmemiş, sadece başarısız oldukları alt oturumlar bir uyarı olarak gösterilmiştir.

D. Öznitelik Bulma

Bu çalışmada öznitelik vektörü olarak toplanılan EEG verisinin alfa (α , 8 Hz-12 Hz), sigma (σ , 12 Hz-16 Hz), beta1 (β_1 , 16 Hz-24 Hz) ve beta2 (β_2 , 24 Hz-30 Hz) frekans bantlarındaki değişimler kullanılmıştır [11]. Denklem 1'deki gibi elde edilen 3 kanalın 4 ayrı frekans bandındaki spektral güç yoğunluğu 128 Hz'lik pencerelerle her adımda 16 örnek kaydırılarak hesaplanmış ve her bantta elde edilen değerlerin ortalamaları alınarak öznitelik vektörü olarak kullanılmıştır.

E. Metodoloji

Analiz aşamasında her alt oturumdaki başarılı durumlar gruplanmış ve öznitelik vektörü çıkarılırken her grup bir örnek olarak sınıflandırıcıya verilmiştir. Sınıflandırma analizleri her denek üzerinde ayrı olarak yapılmıştır. Bir denek bir oturumda 2 su, 2 hava ve 2 istirahat alt oturumu tecrübe ettiğinden tüm 9 oturumun sonucunda 54 örneklilik bir küme oluşturulmuştur ($9 \times 6 = 54$). Bu örnek kümesi %75 eğitim ve %25 test verisi olmak üzere rastlantısal olarak çapraz geçerlilik ölçütü ile bölünmüş ve DAA uygulanmıştır [12]. Eğitim ve test verisinin rastlantısal dağılımından kaynaklanacak sonuç sapmalarını engellemek için bu işlem 300 defa tekrarlanmış ve tüm 300 sonucun ortalaması bir sonuç olarak bildirilmiştir.

III. DENEYSEL SONUÇLAR

Deneyin sonuçları ortamların ikili kıyaslaması, ortamların istirahat anıyla kıyaslanması ve 3 durumun birbiriyle kıyaslanması olarak hesaplanmıştır. 7 denekten elde edilen

doğru sınıflandırma sonuçları ve bunların ortalamaları Tablo I'de verilmiştir. Bu tabloya göre Denek 1'in veri üzerinde yapılan çevrimdışı analiz sonucunda su ve istirahat anlarına ait kısımlar %86 oranında doğru sınıflandırılırken, üç sınıflı bir analizde hava-su-istirahat anı %40 değerinde bir doğrulukla ayırt edilebilmiştir. İki sınıflı analizde tüm deneklerin ortalama sonuçları şans seviyesinin oldukça üstündedir. Ayrıca, üç sınıflı durumda da yine bu seviyenin üstünde doğrulukla sınıflandırma yapılabilmektedir.

Deneklerin başarılarını etkileyen başlıca faktörler deney sürecindeki göz kırpması, diş sıkma vb. EEG sinyallerini bozucu hareketler, ortamdaki elektronik cihazlardan kaynaklanabilecek gürültü ve deneklerin işleme odaklanma miktarıdır. Eğer denek bu etkilerden en az birine maruz kaldıysa beklendiği üzere tüm sonuçları bu durumdan etkilenen olacaktır. Bu durumda bir denek üzerindeki tüm analiz sonuçlarının yaklaşık olarak yakınlığının sebebidir. Örneğin, Denek 1'in veri kaydı sırasında çok az bozucu etki görülmüştür denebilir.

Tablo I: Deneklerin Yüzdesel Olarak Doğru Sınıflandırma Yüzdeleri

Sonuçlar	Kıyaslamalar			
	Su-Istirahat	Hava-Istirahat	Hava-Su	Hava-Su-Istirahat
Denek 1	86	85	86	40
Denek 2	70	75	70	32
Denek 3	71	67	71	55
Denek 4	63	71	62	38
Denek 5	63	62	64	46
Denek 6	66	65	67	28
Denek 7	64	69	63	40
Ortalama	69	71	69	40

IV. VARGILAR

Bu çalışmada sağlıklı bireylerin EEG sinyalleri üzerinden farklı yüklere karşılık DAA yöntemiyle sınıflandırılması üzerine bir yaklaşım sunulmaktadır. Burada yük miktarı istek seviyesiyle eşleştirilmiş ve su ortamında yapılan deneyin havadakine göre daha çok motivasyon gerektirdiği varsayılmıştır. Veriler yorulma etkisinin çok düşük olduğu bir deney düzeneği üzerinde 7 farklı gönüllü kişiden toplanmış, 3 kanal ve 4 farklı frekans bandındaki güç değerlerinin ortalamaları bu sınıflandırma probleminde öznitelik olarak alınmıştır. İkili ve üçlü kıyaslamalarda 7 farklı denekten alınan verilerin 300 defa DDA ile sınıflandırılması sonucunda ortaya çıkan ortalama sonuçları %69 ile %71 arasında değişmektedir. Özellikle bazı deneklerden daha başarılı sonuçlar elde edilmesi bazı deneklerin verilerinin kaydı sırasında adaptasyon sürecinde sorun yaşanmış olabileceği ya da bir bozucu etkinin sinyalleri etkilediği algısını doğurmuştur. Bu sebeple daha sonraki çalışmalarda denek çeşitliliğinin artırılması planlanmaktadır. Sonuçlarda göze çarpan önemli bir bulgu da iki farklı hareket anının (hava-su) analiz sonuçlarının (ortalama %69) tatmin edici ölçüde başarı çıkmış olmasıdır. Zaten çalışmanın uygulanması halinde ihtiyaç duyulacak çıkarım farklı hareket durumlarının EEG üzerinden tespitidir ve bu çalışma EEG verisinde bu kıyaslamaya yönelik bilgi olduğunu ortaya koymuştur. 3 sınıflı kıyaslamalarda yeterince keskin bir sınıflandırma gözlenememiş olması ise bu tarz bir kıyaslamada farklı özniteliklerin kullanılmasının gerekliliğine işaret ediyor olabilir. Bu durumun bir başka sebebi de sistemin daha karışık bir durumu bu orandaki eğitim verisinden öğrenememiş

olmasına bağlanabilir. Beklendiği üzere 18 örneklemlili bir sistem ikili kıyaslamaya için bir model oluşturmaya yetse de 3 sınıflı bir durumda daha büyük bir veri kümesine ihtiyaç duyulabilir.

Daha sonraki çalışmalarda sonuçların zenginleştirilmesi için daha büyük veri kümelerinin oluşturulması, değişik öznitelik vektörlerinin denenmesi, kullanılan sınıflandırıcı metodunun değiştirilmesi planlanmıştır. Ayrıca iki farklı ortam yerine daha fazla sınıf sayısı kullanılarak analiz yapılması çalışmayı günlük hayata daha yakın hale getirecektir. Bu sayede rehabilitasyon terapisi gören hastaların istek seviyelerini ikiden daha fazla seviyede tespit etmek mümkün olabilecektir. Ayrıca hayali motor hareketi yerine gerçek hareketin varolması EEG üzerindeki Elektromiyografi (EMG) etkisinin varlığını analiz etme ihtiyacını doğurduğundan, bir başka planlanan analiz de yüzey EMG verisini kaydetmek ve analiz etmektir [13], [14].

KAYNAKÇA

- [1] J. R. Wolpaw et al. Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*, 113(6):767-791, 2002.
- [2] K. K. Ang et al. A randomized controlled trial of EEG-based motor imagery brain-computer interface robotic rehabilitation for stroke. *Clinical EEG and Neuroscience*, page 1550059414522229, 2014.
- [3] A. Ramos-Murguialday et al. Proprioceptive feedback and brain computer interface (BCI) based neuroprostheses. *PLoS One*, 7(10):e47048, 2012.
- [4] G. Prasad et al. Applying a brain-computer interface to support motor imagery practice in people with stroke for upper limb recovery: a feasibility study. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 7(1):1, 2010.
- [5] A. Ramos-Murguialday et al. Brain-machine interface in chronic stroke rehabilitation: a controlled study. *Annals of Neurology*, 74(1):100-108, 2013.
- [6] A. Frisoli et al. A new gaze-bci-driven control of an upper limb exoskeleton for rehabilitation in real-world tasks. *Systems, Man, and Cybernetics, Part C: Applications and Reviews, IEEE Transactions on*, 42(6):1169-1179, 2012.
- [7] Y. Gu, K. Dremstrup, and D. Farina. Single-trial discrimination of type and speed of wrist movements from EEG recordings. *Clinical Neurophysiology*, 120(8):1596-1600, 2009.
- [8] Y. Gu et al. Offline identification of imagined speed of wrist movements in paralyzed als patients from single-trial EEG. *Frontiers in Neuroscience*, 3, 2009.
- [9] E. Koyas, E. Hocaoglu, M. Cetin, and V. Patoglu. Detection of task difficulty from intention level information in the EEG features. In *Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), 2014 22nd*, pages 1873-1876. IEEE, 2014.
- [10] G. Pfurtscheller, K. Zalaudek, and C. Neuper. Event-related beta synchronization after wrist, finger and thumb movement. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, 109(2):154-160, 1998.
- [11] M. Teplan. Fundamentals of EEG measurement. *Measurement Science Review*, 2(2):1-11, 2002.
- [12] F. Lotte, M. Congedo, A. Lécuyer, and F. Lamarche. A review of classification algorithms for EEG-based brain-computer interfaces. *Journal of Neural Engineering*, 4, 2007.
- [13] A. L. Hof, H. Elzinga, W. Grimmius, and J. P. K. Halbertsma. Speed dependence of averaged emg profiles in walking. *Gait & Posture*, 16(1):78-86, 2002.
- [14] B. E. Mustard and R. G. Lee. Relationship between emg patterns and kinematic properties for flexion movements at the human wrist. *Experimental Brain Research*, 66(2):247-256, 1987.