

# Beyin Bilgisayar Arayüzü Uygulamaları için Dinlenme, Harekete Niyet ve Hareket Ayırma Discrimination of Rest, Motor Imagery and Movement for Brain-Computer Interface Applications

Nedime ÖZTÜRK

Elektrik ve Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı,  
Fen Bilimleri Enstitüsü  
Abdullah Gül Üniversitesi  
Kayseri, Türkiye  
nedime.ozturk@agu.edu.tr

Bülent YILMAZ

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü,  
Mühendislik Fakültesi  
Abdullah Gül Üniversitesi  
Kayseri, Türkiye  
bulent.yilmaz@agu.edu.tr

**Özetçe—** Beyin bilgisayar arayüzü (BBA), bireylerin motor sinir sistemlerini kullanmadan düşünceleriyle protezleri, tekerlekli sandalye gibi araçları veya ihtiyaç duydukları cihazları kontrol edebilmeleri için bir araç sağlayan sistemlerdir. Bu amaçla, düşüncelerin algılanmasında birden fazla elektrotun kafa derisinin üzerine yerleştirilmesiyle elde edilen beyin dalgaları (EEG, Elektroensefalogram) kullanılmaktadır. Emotiv Epoc cihazı, EEG sinyallerini elde etmek amacıyla kullanılan düşük maliyetli ve gerçek zamanlı uygulaması olan bir cihazdır. Bu çalışmada Emotiv Epoc baş seti kullanılarak elde edilen EEG sinyallerinden bireyin dinlenimde, hareket hayalinde veya hareket halinde olup olmadığını tespit etmek amaçlanmıştır. Sonuç olarak, bir kadın denekten 39 denemede alınan verilerle dinlenme, hareket hayalinin ve hareketin, sinyallerin çarpıklık, logaritma enerji entropisi, enerji, Shannon entropi ve basıklık gibi istatistiksel özellikleri kullanılarak %97,4 doğrulukta sınıflandırılması sağlanmıştır. Bu çalışmada, söz konusu sistemin BBA uygulamalarında kullanılmasında yüksek başarı elde edilebileceği gösterilmiştir.

**Anahtar Kelimeler —** Beyin Bilgisayar Arayüzü; EEG; motor niyet; birinci dereceden istatistiksel özellikler; EEG sinyal işleme;

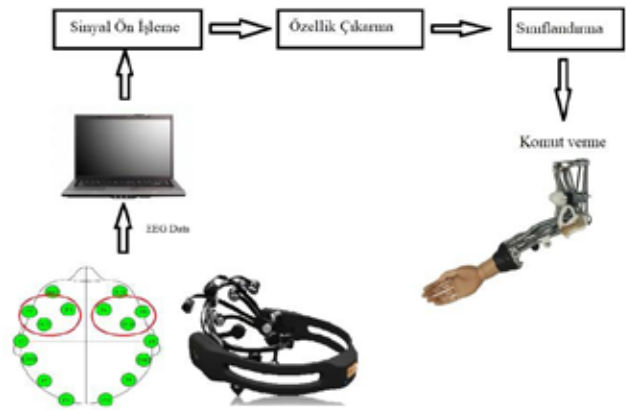
**Abstract—** Brain-computer interface (BCI) is a system that provides a means to control prosthesis, wheelchair, or similar devices using brain waves without direct motor nervous system involvement. For this purpose, brain waves obtained from multiple electrodes placed on the scalp (EEG, Electroencephalogram) are used. Emotiv Epoc used to obtain EEG signals is a low-cost device and has real-time applications.. The aim of this study is the detection of rest, imagination and real movement using EEG signals obtained by Emotiv Epoc headset. As a result, the data obtained from 39 trials from a female subject were classified resting, motion imagination and movement, according to 97.4% accuracy by using the statistical features of distortion, logarithm energy entropy, energy, Shannon entropy and kurtosis. In this study, it has been shown that this system can be remarkably successful for BCI applications.

**Keywords —** Brain Computer Interface; EEG; motor imagery; first-order statistics features; EEG signal processing.

978-1-5386-6852-8/18/\$31.00 ©2018 IEEE

## I. GİRİŞ

Beyin bilgisayar arayüzleri (BBA), motor sinirlerde veya kas sisteminde meydana gelen bir anomaliden dolayı kendi uzuvlarını kullanamayan bireylere yardımcı olan sistemlerdir. BBA sayesinde hastalar çevreleriyle iletişime geçebilir, protez, tekerlekli sandalye, bilgisayar gibi birçok elektronik/elektromekanik cihazın kontrolünü bir başkasına ihtiyaç duymadan gerçekleştirebilir. Bu sistemlerin çalışma prensibi beyin sinyallerini işleyerek onları anlamlı veri haline getirmek ve sonrasında bu verileri komuta çevirerek kullanıcının düşüncesi doğrultusunda cihazın kontrolünü sağlamaktır. Bir protez kol kontrolü için BBA kullanımının prensip ve adımlarını gösteren blok diyagram Şekil 1'de görülmektedir. Beyinde sinir hücreleri nöron olarak adlandırılmaktadır ve bu sinir hücreleri birbirleriyle elektriksel ve kimyasal yollarla haberleşebilmektedir.



Şekil 1. Protez kol kontrolü için BBA blok diyagramı.

EEG ile beyindeki kimyasal ve elektriksel aktiviteyi ölçmek mümkündür. Bu sayede canlıdan izlenebilir veriler elde edilebilmektedir. BBA sistemlerinde EEG'den elde edilen

elektriksel sinyaller kullanılabilir. Beyinden elde edilen dalgaların her biri farklı frekans ve genlik değerine sahip olabilir. Delta dalgası 0,5-4 Hz arası frekansta olup en büyük genliğe sahiptir ve derin, rüyasız uyku ile ilgilidir. Teta dalgası 4-8 Hz frekans aralığındadır ve düşünce, uyku ile ilgilidir.

Alfa dalgası 8-13 Hz arasındadır ve dinlenme, meditasyon, uykuya dalmadan öncesi ile ilgilidir. Beta dalgaları 13-33 Hz arasındadır, karmaşık ve düşük genlikli dalgalar, dikkat ve stres anlarında görülür. Gama dalgaları 25-100 Hz arasında olup en yüksek frekansa sahip dalgalar. Gama dalgası REM uykusunda, öğrenme anlarında, aşırı mutluluk anlarında görülür ve EEG ile tespit edilmesi çok zordur [1].

Kullanıcının herhangi bir uzvunu hareket ettirmek istemesi motor niyet olarak adlandırılır ve beyin sinyallerinde motor kortekste değişime neden olmaktadır. Bu nedenle el hareketleri (fiziksel ve hayali) ağırlıklı olarak beyin motor korteksinde izlenebilmektedir [2]. Motor niyet anında sensorimotor kortekste alfa ve beta aktiviteleri değişmektedir. Dinlenme anından hareket hayali anına geçerken bu bölgede beyin ritimleri değişir ve bu değişim sensorimotor ritimleri (SMR) olarak adlandırılmaktadır [3]. Sensorimotor kortekste meydana gelen 8-13 Hz frekanslı alfa dalgalarına mu aktivitesi denmektedir [4]. Hareket yokken motor hareketin hayal edilmesi sırasında sensorimotor kortekste mu aktivitesinde azalma gözlenmektedir. Bu azalma 8-13 Hz mu ve 14-25 Hz beta ritimleri arasında bir senkronizasyon kaybına sebep olmaktadır [4]. Bu durum olay ilişkili senkronizasyon kaybı (ERD), belirli frekanstaki güç artışı ise olay ilişkili senkronizasyon (ERS) olarak adlandırılmaktadır [4]. 2009 yılında yapılan bir çalışmada dinlenme ve harekete niyet potansiyellerini beyin diğer sinirsel aktivitelerinden ayırmak için doğrusal olmayan bağımsız bileşenler analizi (BBA)'nin sinyal ön işleme olarak kullanıldığı görülür. Sıfır geçiş sayısı, 5 otoregresif parametre, varyans ve ortalama mutlak değer özellik seti olarak kullanıldığı bu çalışmada dinlenme ve hareket hayali verilerinin sınıflandırma sonucunda ortalama doğruluk değerleri %77,95 iken, yine aynı özellikler kullanılıp lineer olmayan BBA ön işleme yönteminin yapılmadığı orijinal EEG sinyallerinin sınıflandırılmasından elde edilen ortalama doğruluk değeri %73,84 olarak verilmiştir [5].

Bu çalışmada, sensorimotor ritimleri algılanarak bireyin dinlenme anından hareket hayali anına geçişini tespit etmek amaçlanmıştır. Böylelikle tasarlanacak olan protezlerde BBA kullanan hastaların istekleri algılanıp bu eylemlerin protez tarafından gerçekleştirilmesinin önü açılmış olacaktır. Çalışmada ön işleme olarak sadece filtreleme işlemi yapılmıştır. Sensorimotor ritimlerinin özellik vektörlerini elde etmek için çarpıklık, logaritma enerjisi entropi, enerji, Shannon entropi ve basıklık yöntemleri kullanılmıştır. Bu vektörlerin sınıflandırma performanslarına doğrusal diskriminant analizi (DDA), destek vektör makineleri (DVM) ve en yakın K komşu (EYKK) algoritmaları kullanılarak bakılmıştır.

## II. YÖNTEM

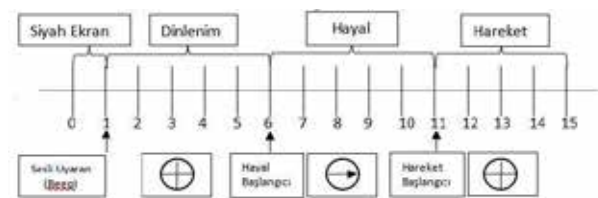
### A. EEG Verilerinin Kaydedilmesi

Bu çalışmada deneyler 25 yaşında, kadın gönüllü katılımcı ile yapılmıştır. Deney, deneyin dik konumda bilgisayar karşısına oturulmasıyla gerçekleştirilmiştir. EEG sinyallerinin elde edilmesinde 16 elektrotlu (2 elektrotlu CMS/DRL referans elektrotudur) Emotiv Epc baş seti (EBS) kullanılmıştır. Bu cihazda elektrot konumları sabit olup uluslararası geçerli olan 10/20 sistemine göre yerleştirilmiştir. Cihaz kablosuz olarak beyin sinyallerini toplayıp bilgisayara aktarma özelliğine sahiptir. Beyinde sensorimotor kortekse denk gelen FC6, F8, F4, FC5, F7, F3 kanalları olmak üzere 6 kanal kullanılmıştır. 128 Hz örnekleme frekansıyla elde edilen bu sinyaller toplamda 78 deneme olup 39 tanesi sağ el motor hayalini, 39 tanesi de sol el motor hayalini temsil etmektedir. Her bir deneme dinlenme, hayal ve hareket fazlarını barındırmaktadır.

Deneyde işitsel ve görsel uyaranlar birlikte kullanılmıştır. Deney öncesinde deneye işitsel ve görsel uyaranlar hakkında bilgi verilmiştir. Başlangıçta işitsel uyaran verilerek deneyin başladığı bilgisi edindirilmiştir, ardından 5 sn ekranda beliren ve deneye dinlenme durumuna geçmesi bilgisini veren "+" sembolü kullanılmıştır. Devamında sağ el hareket hayali için sağ yönlü ok "→", sol el hareket hayali için sol yönlü ok "←" sembolleri ekranda 5 sn belirerek hareket hayalinin 5 sn boyunca gerçekleştirilmesi istenilmiştir. Ardından gelen ve 4 sn ekranda beliren "+" sembolü ile denek 4 sn boyunca hareketi fiziksel olarak gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sinyaller 15 sn uzunluğundadır; 1 sn siyah ekran, 5 sn dinlenme, 5 sn hareket hayali, 4 sn gerçek el hareketi anlarını içermektedir. Şekil 2'de zaman çizgisi üzerinde işitsel ve görsel uyaranların zamanlamaları görülmektedir. Deney senaryosu oluşturulurken [6] numaralı kaynaktan faydalanılmıştır.

### B. Sinyallerin Ön İşlemesi

Çentik filtre şebeke gürültüsünü gidermek için 50 Hz frekansında Emotiv Epc baş setinin (EBS) bir özelliği olarak kullanılmaktadır. EBS'den sinyaller alındıktan sonra sadece



Şekil 2. Uyarım komut çizelgesi

alfa ve beta bant bölgelerini seçmek için 7,5-30 Hz bant



geçiren 20. Dereceden Butterworth sonsuz dürtü yanıtı (IIR) filtre uygulanmıştır.

#### C. Sinyallerden Özellik Çıkarılması

Sinyaller arasında anlamlı ayırım yapabilmek için sinyaller işlenmiştir. Zaman domeni baz alınarak özellik çıkarımı sağlanmıştır. Özellik çıkarmak için kullanılan teknikler; çarpıklık (skewness), logaritma enerjisi entropisi (log energy entropy), enerji, Shannon entropisi (Shannon entropy) ve basıklık (kurtosis)'tir. Bu yaklaşımlarla 6 adet kanaldan her bir mental durum için özellikler çıkarılmıştır.

Çarpıklık, gerçek değerli bir rasgele değişkenin ortalama ile ilgili olasılık dağılımının asimetrisinin bir ölçütüdür [7]. Entropi, bir sinyalin ne kadar bilgi taşıdığı ile ilgilidir. Diğer bir deyişle, entropi sinyalde ne kadar rasgele olduğunu analiz edebilmektedir. Shannon entropisi ve logaritma entropiyi hesaplamak için kullanılan dalgacık paket ayrıştırma (wavelet packet decomposition) Coifman ve Wickerhauser tarafından sunulmuştur [8]. Shannon entropisi (1) numaralı denklem ile hesaplanmıştır:

$$E(s) = \sum_i s_i^2 \log(s_i^2) \quad (1)$$

Log enerji entropisi hesaplanırken (2) numaralı denklem kullanılmıştır:

$$E(s) = \sum_i \log(s_i) \cdot s_i^2 \quad (2)$$

Denklemlerde yer alan "E(s)", sinyali, "s<sub>i</sub>" ise sinyalin (s) ortonormal katsayıları ifade etmektedir [9].

0 < E < ∞ koşulunu sağlayan bir sinyal enerji sinyalidir.

$$E(s) = \sum_n \langle s(n), s(n) \rangle = \sum_n |s(n)|^2 \quad (3)$$

Denklem 3 ile enerji hesabı yapılmıştır. Burada s(n), sinyal olup E(s), s(n) sinyalinin enerjisini temsil etmektedir.

Basıklık gerçek değerli bir rasgele değişkenin olasılık dağılımının en yüksek değeri ile normal dağılımın en yüksek değerinin farkının bir ölçüsüdür [10].

#### D. Sinyallerin Sınıflandırılması

BBA çalışmalarında son aşama, cihaz kontrolünü sağlamak için giriş olarak vereceği, kullanıcının isteği olan komutu sınıflandırma aşamasının çıktısı ile gerçekleştirebilmektir. Bu nedenle özellik çıkarımı ile ayrılabilen sinyallerin sınıflandırma işlemleri gerçekleştirilmektedir. Bu çalışmada dinlenme, hayal ve hareket sinyallerinin sınıflandırılması

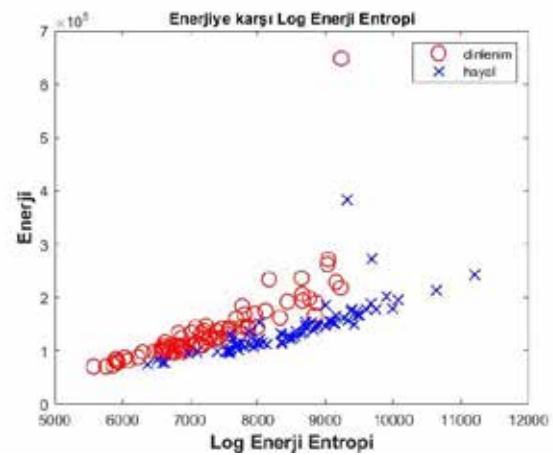
hedeflenmiştir. Bunu sağlamak amacıyla literatürde sıklıkla kullanılan DDA, DVM ve EYKK algoritmaları kullanılmıştır. Sınıflandırma işlemi MATLAB R2017a yazılımının bir uygulaması olan "Classification Learner" uygulaması kullanılarak yapılmıştır. K katlamalı çapraz doğrulama tekniği kullanılmıştır ve K değeri 10 alınmıştır. Sınıflandırma yapılırken dinlenme, hayal ve hareket durumlarının birbirleri ile kombinasyonlarına (dinlenme-hayal, dinlenme-hareket, hayal-hareket, dinlenme-hayal-hareket) da bakılarak ikili ve üçlü sınıflandırmalar yapılmıştır.

### III. SONUÇ

Sonuç olarak kullanılan özellikler ile sınıflandırmaya gidildiğinde üçlü karşılaştırmada en yüksek doğruluk değerinin %97,4 ile DVM sınıflandırma algoritmasında sağlandığı görülmüştür. İkili ve üçlü karşılaştırmalarda en yüksek doğruluk değerleri Tablo 1'de görülmektedir. Logaritma enerji entropi, enerji ve Shannon enerji'nin bu çalışmada kullanılan özellik çıkarma teknikleri arasından en iyi sonucu verdiği gözlemlenmiştir. Şekil 3 ve 4'te görülen grafiklerde dinlenme ve hayal verilerinin bu özellikler kullanılarak kıyaslanması yapılmıştır.

Tablo 1. Farklı kombinasyonların doğruluk değerleri

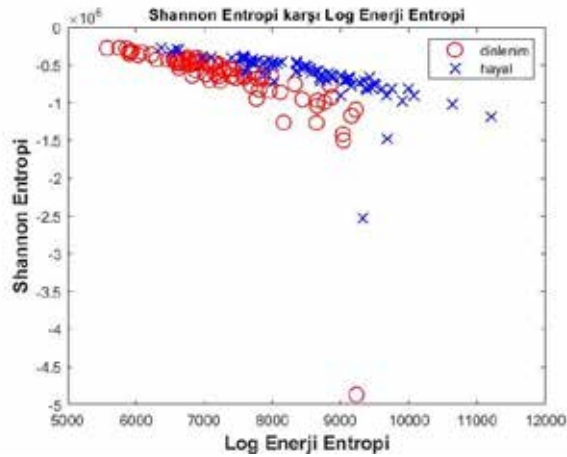
Sınıflandırma İşleminin Doğrulukları (%)	Sınıflandırma		
	DDA	DVM	EYKK
<i>Dinlenme vs. Hayal</i>	97,40	<b>98,10</b>	89,10
<i>Dinlenme vs. Hareket</i>	<b>100,00</b>	99,40	88,5
<i>Hayal vs. Hareket</i>	99,40	<b>100,00</b>	94,90
<i>Dinlenme vs. Hayal vs. Hareket</i>	96,60	<b>97,40</b>	83,80



Şekil 3. Dinlenme ve hayal anlarının enerji ve entropi değerlerinin karşılaştırılması.

#### IV. TARTIŞMA VE DEĞERLENDİRME

BBA sistemleri, felçli ve konuşma kaybı olan hastaların çevreleri ile iletişim kurabilmelerini, protezlerin, klimanın, hasta yatağının, lamba ve televizyonun düşünce yoluyla kontrol edilebilmesini, nörorehabilitasyon ile travma veya hastalık nedeniyle sinir-kas fonksiyonu bozulmuş hastaların motor fonksiyonunu yenileyerek bu hastaların hayat



Şekil 4. Dinlenme ve hayal anlarının Shannon enerji ve entropi değerlerinin karşılaştırılması.

kalitelerini arttırabilmeyi hedeflemektedir. BBA sistemlerinin ALS, serebral palsi (beyin felci), beyin sapı inme, omurilik yaralanmaları, kas distrofileri (kas erimesi) veya kronik periferik nöropati hastaları tarafından kullanılması amaçlanmıştır [11].

Bu çalışmada, dinlenme ve hareket hayali ve gerçek el hareketi anlarının EEG sinyalleri kullanılarak sınıflandırması hedeflenmiştir. Bu işlem için çarpıklık, logaritma enerjisi entropisi, enerji, Shannon entropisi ve basıklık özellikleri 6 kanaldan elde edilen sinyallerden çıkarılmıştır. Çok yüksek sınıflandırma başarımları DDA ve DVM yöntemleriyle elde edilmiştir. Bu sonuçlar, BBA'ların komutun üretilmeye başlaması anının belirlenmesi konusunda mevcut olan zorluğun aşılmasına dair bir ön çalışmanın başarısını ortaya koymaktadır. Lineer olmayan BBA ön işleme kullanılarak yapılan çalışmada [5] 4 örnekten alınan sinyallerin ön işleme yapılmayan EEG verilerinin sınıflandırılmasından elde edilen ortalama doğruluk değeri %73,84 iken bu çalışmada bir kişi için doğruluk değerinin %97,4 olması bu çalışmada kullanılan zaman bazlı özellik vektörlerinin EEG sinyallerinde dinlenme ve hareket hayalini ayırmada daha etkili rol oynadığını göstermektedir.

Bu konuda daha fazla denekle ve literatürde sıklıkla kullanılan diğer özellik çıkarma algoritmalarıyla elde edilen özelliklerle bu yaklaşım tekrarlanacaktır. Ayrıca gelecek çalışmalarda,

protez el ile yapılacak olan bir tasarımın bu özelliklerle sentezlenerek gerçek zamanlı bir BBA sistemi tasarımı gerçekleştirilmesi amaçlanmaktadır.

#### BİLGİLENDİRME

Nedime Öztürk YÖK 100/2000 burs programı kapsamında desteklenmektedir. Bu desteğinden dolayı Yüksek Öğretim Kuruluna teşekkür ederiz.

#### KAYNAKLAR

- [1] M. Teplan, "Fundamentals of EEG measurement," *Meas. Sci. Rev.*, vol. 2, no. 2, pp. 1–11, 2002.
- [2] R. Chatterjee, T. Bandyopadhyay, D. K. Sanyal, and D. Guha, "Comparative analysis of feature extraction techniques in motor imagery EEG signal classification," *Smart Innov. Syst. Technol.*, vol. 79, 2018.
- [3] A. Geronimo, Z. Simmons, and S. J. Schiff, "Performance predictors of brain-computer interfaces in patients with amyotrophic lateral sclerosis," *J. Neural Eng.*, vol. 13, no. 2, p. 26002, 2016.
- [4] C. S. Nam, Y. Jeon, Y. J. Kim, I. Lee, and K. Park, "Movement imagery-related lateralization of event-related (de)synchronization (ERD/ERS): Motor-imagery duration effects," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 122, no. 3, pp. 567–577, 2011.
- [5] F. Oveisi, "Eeg Signal Classification Using Nonlinear Independent Component," no. 1, pp. 361–364, 2009.
- [6] S. S. Devi, "Analysis of EEG for motor imagery-based classification of hand activities," vol. 2, no. 3, pp. 11–22, 2015.
- [7] En.wikipedia.org. (2018). Skewness. [Online] Available at: <https://en.wikipedia.org/wiki/Skewness> [Accessed 30 Jul. 2018].
- [8] S. Aydın, H. M. Saraoğlu, and S. Kara, "Log energy entropy-Based EEG classification with multilayer neural networks in seizure," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 37, no. 12, pp. 2626–2630, 2009.
- [9] "Entropy (wavelet packet) - MATLAB wentropy- MathWorks United Kingdom", *Uk.mathworks.com*, 2018. [Online]. Available: <https://uk.mathworks.com/help/wavelet/ref/wentropy.html>. [Accessed: 30-Jul-2018].
- [10] "Kurtosis", *En.wikipedia.org*, 2018. [Online]. Available: <https://en.wikipedia.org/wiki/Kurtosis>. [Accessed: 30-Jul-2018].
- [11] J. N. Mak and J. R. Wolpaw, "Clinical applications of brain-computer interfaces: Current state and future prospects," *IEEE Rev. Biomed. Eng.*, vol. 2, pp. 187–199, 2009.