Fırat Üniv. Mühendislik Bilimleri Dergisi
26 (1), 9-15, 2014

Fırat Univ. Journal of Engineering
26 (1), 9-15, 2014

SSVEP Tabanlı Beyin Bilgisayar Arayüzü Tasarımı ve Sistem Otomasyonu

[*]Nevzat OLGUN[1], Muammer GÖKBULUT[2], Erkan TANYILDIZI[3]
[1]Çobanoğlu Ticaret Meslek Lisesi, Bilişim Teknolojileri Alanı, Adana
[2]Fırat Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi, Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü, Elazığ
[3]Fırat Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi, Yazılım Mühendisliği Bölümü, Elazığ
[*]nevzat.olgun@gmail.com, [2]mgokbulut@firat.edu.tr, [3]etanyildizi@firat.edu.tr

(Geliş/Received:04.12.2013; Kabul/Accepted:05.02.2014)

Özet

Beyin Bilgisayar Arayüzü (BBA), çeşitli sebeplerden felç geçirmiş veya Amyotrofik Lateral Skleroz (ALS) gibi hastalıklar yüzünden mevcut kas sistemlerini ve sinir sistemini kullanamayan bireylerin dış dünya ile etkileşimini sağlayan bir iletişim sistemidir. BBA sisteminde felçli bireyin sadece beyin aktivitesi yorumlanarak bilgisayar, elektronik sistemler veya tekerlekli sandalye gibi dış ortam cihazları ile iletişim kurması sağlanmaktadır. Bu çalışmada kararlı durum görsel uyarılmış potansiyeller (Steady-State Visual Evoked Potentials, SSVEP) tabanlı BBA sistemi ile DC motorun hız ve yön kontrolü gerçekleştirilmiştir. BBA sisteminde DC motorun sola dönmesini, sağa dönmesini, hızını arttırmasını, hızını azaltmasını ve durmasını temsil eden 5 adet düşük frekans gurubundaki dama desenli görsel uyaranlar tasarlanmıştır. Görsel uyaranlar ve kullanıcıya geribildirim için LCD ekran kullanılır. Kullanıcıların elektroansefalografi (EEG) kayıtları için 14 kanallı kablosuz Emotiv EEG başlık kiti kullanılmıştır. Elde edilen kayıtlar, sınıflandırma öncesi 5-40 Hz arasında bant geçiren filtreden geçirilmiştir. BBA sisteminde sınıflayıcı olarak Kanonik Korelasyon Analizi (KKA) kullanılmıştır. BBA otomasyon sistemi, çevrimiçi 10 sn'lik örnekler kullanılarak deneye katılan 2 sağlıklı gönüllü ile test edilmiş ve tasarlanan BBA sisteminin iyi bir performansa sahip olduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Beyin Bilgisayar Arayüzü, BBA, Görsel Uyaranlar, SSVEP, EEG, Emotiv EEG, KKA**.**

SSVEP Based Brain Computer Interface Design and System Automation

Abstract

Brain-Computer Interface (BCI) is a communication system used for interaction with outside world by individuals who are not able to use their muscular system and nervous system due to paralysis or Amyotrophic Lateral Sclerosis (ALS) diseases for various reasons. In the BCI system, communication of paralyzed individual with external equipment such as computer, electronics devices and wheelchair is provided by interpreting brain activity of individual. In this paper, speed and direction control of direct current (DC) motor is implemented by using Steady-State Visual Evoked Potentials (SSVEP) based BCI system. In the BCI system, 5 visual stimuli in the form of checkerboard pattern in low frequency band are designed to represent the motor speed and direction such as turn the left, turn the right, increase the speed, decrease the speed and stop. Visual stimuli and the LCD screen are used for feedback to user. 14 channel wireless Emotive EEG headset is used for electroencephalography (EEG) recordings of users. Before classification, recordings are filtered using a 5-40 Hz band pass filter. In BCI System, Canonical Correlation Analysis (CCA) is used as classifier. BCI automation system is tested with two healthy volunteers using the online samplings of 10 seconds and very high performance is obtained.

Keywords: Brain Computer Interface, BCI, Visual Stimuli, SSVEP, EEG, Emotiv EEG, CCA.

1. Giriş

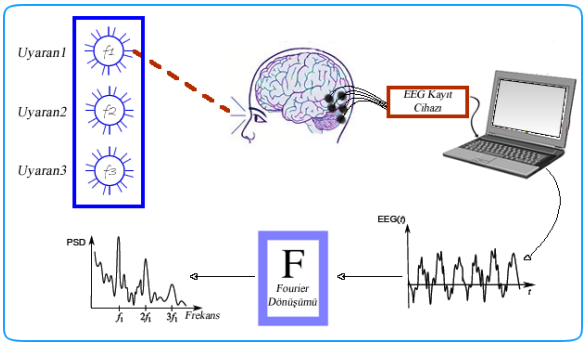
İnsanlar sosyal bir canlı oldukları için dış dünya ile iletişimleri önem arz etmektedir. İnsanların dış dünya ile iletişim kurabilmesi için vücudunun belli bir kısmını daha doğrusu kas sistemini kullanabilmesi gerekmektedir. Fakat

bu her zaman mümkün olamamaktadır. Motor sinir yollarının hasar görmesine sebep olan kaza ve bazı hastalıklar (ALS, beyin kökü felci gibi) yüzünden insanlar bu yeteneklerini kaybedebilmektedir. Hatta bazı durumlarda insanlar tüm hareket yeteneklerini kaybedebilmektedirler. ALS gibi hastalıklarda insanlar çevrelerinde tüm olup bitenleri görebilmekte ve algılayabilmekte fakat vücudunun hiç bir yerini hareket ettiremediğinden dış dünya ile iletişimleri tamamen kopmaktadır. Bu insanlar hareket edememesine rağmen beyin fonksiyonları sağlıklı insanlar gibi çalışmaktadır [1]. Kişilerin kas sistemlerini bir başka deyişle motor sinir sistemlerini kullanmadan bir bilgisayarı, elektromekanik bir kolu ya da çeşitli nöroprotezleri kullanmalarını olanaklı hale getiren sistemlere Beyin Bilgisayar Arayüzü (BBA) denilmektedir [2], [3]. Bu sistemler beyin aktivitelerini giriş sinyali olarak işlemekte ve felçli insanların diğer insanlarla tek iletişim kaynağı olabilmektedir [4]. BBA sistemleri engelli hastalara destek olmak amacıyla ve bu hastaların psikolojik engellerini ortadan kaldırmak amacıyla kullanılmaktadır [5], [6]. Bu tıbbi kullanımların yanı sıra bu sistemler eğlence sektöründe de yer almaya başlamıştır [7].

BBA sistemleri, beyinden gelen sinyallerin kaydedilme çeşitlerine göre müdahaleci BBA sistemleri ve müdahaleci olmayan BBA sistemleri olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Müdahaleci BBA sistemlerinde beyne ameliyat yolu ile implant takılması gerektirdiğinden henüz günlük hayatta kullanımı uygun değildir. Müdahaleci olmayan BBA sistemlerinde beyin aktivitesi sonucu oluşan sinyaller Magnetoensefalografi (MEG), Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme (fMRI) ve EEG ile elde edilebilmektedir. MEG ve fMRI pahalı tekniklerdir ve hızlı haberleşme için uygun değildir. Ayrıca MEG ölçümler manyetik korumalı odalarda büyük bir aygıtla yapıldığından pek de pratik değildir. Müdahaleci olmayan BBA sistemlerinde yüksek zaman çözünürlüğü, kolay kurulum ve kullanım, düşük maliyetli ve acısız bir yöntem olduğundan genellikle elektroansefalografi (EEG) kullanılır [2], [8]. Son yıllarda SSVEP tabanlı BBA sistemleri müdahaleci olmayan yöntem olan EEG sinyallerini kullanıyor olmasından ve yüksek veri aktarım hızlarından dolayı en çok ilgi çeken sistemlerden olmuştur [9-16].

EEG kayıtları kullanılarak tasarlanan BBA sistemleri 4 temel olguya dayanmaktadır. Bunlar Olay İlişkili Potansiyeller, Yavaş Kortikal Potansiyeller, P300 Potansiyelleri ve Kararlı Durum Görsel Uyarılmış Potansiyeller (SSVEP)'dir. Bunlardan SSVEP yüksek bilgi transfer hızı, daha az eğitim gerektirdiğinden ve daha kullanışlı olmasından dolayı diğer BBA sistemlerine göre daha avantajlı durumdadır.

SSVEP tabanlı BBA sisteminde kullanıcıya farklı frekanslarda yanıp sönen uyaranlar sunulur. Kullanıcı bu uyaranlardan birine odaklandığında beynin görüntü ile ilgili bölgesinden (oksipital bölge) alınan EEG kayıtlarında bu uyaranın frekansına benzer örüntüler görülebilmektedir. Bu örüntüler sinyal işleme yöntemleri ile tespit edilerek bir sistemin otomasyonu sağlanabilmektedir. Görsel uyaranın frekansı 6 Hz ve yukarısı olmalıdır [17]. Kullanıcı görsel uyarana belli süre odaklandığında Oksipital bölgeden elde edilen EEG kayıtlarına fourrier dönüşümü uygulandığında görsel uyaranın frekansı (*f1*) ve bunun katları (*2f1, 3f1, ...*) belirgin bir şekilde görülebilmektedir [18]. Bu durum Şekil 1'de gösterilmiştir.



Şekil 1. SSVEP frekans çözme algoritması: (A) Kullanıcı *f1* frekansındaki uyaran 1'e odaklanmaktadır. (B) Belirli bir süre kayıt edilen ham EEG verisi (C) Uyaran1'deki *f1* frekansı ve harmonikleri (*f1, f2, f3 ...*)

Diğer BBA sistemlerinden farklı olarak SSVEP tabanlı BBA sistemleri bağımlı BBA olarak tanımlanmaktadırlar [8]. Çünkü SSVEP üretimi, göz hareketlerinin kontrolü ile kranial sinirlerin ve ekstraoküler kasların çıkış yollarına bağlıdır. Bu nedenle bazı nöromüsküler engelli kişiler için bu BBA türü uygulanamamaktadır.

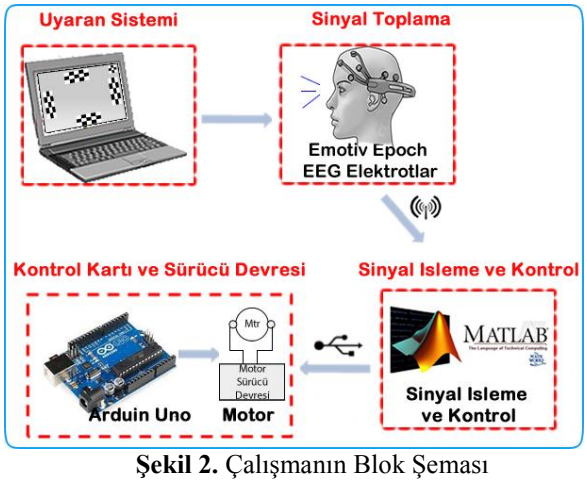
Ancak çoğu kişi için SSVEP tabanlı BBA sistemi, yüksek veri aktarım hızı ve daha az kullanıcı eğitimi gerektirmesinden dolayı diğer sistemlere göre avantajlıdır.

Bu çalışmada felçli ve ALS hastalarının yaşam kalitesini yükseltmek, psikolojik destek vermek ve günlük hayatta kullanabilecekleri bir BBA sistemin tasarımı ve uygulaması gerçekleştirilmiştir. SSVEP tabanlı bir BBA sistemi tasarlanarak çevrimiçi çalışan küçük bir elektrikli DC motorun hız ve yön kontrolü gerçekleştirilmiştir. Çalışma kapsamında LCD monitör kullanılarak uyaran sistemi oluşturulmuş, sınıflandırma yapmadan önce EEG sinyallerine 5-40 Hz arasında bant geçiren filtre uygulanmıştır. Sınıflandırmada Kanonik Korelasyon Analizi kullanılmış ve motor hız kontrolü için ise motor sürücü devresi tasarlanmıştır.

2. Materyal ve Yöntem

2.1. Sistem Tasarımı

Çalışmanın blok şeması Şekil 2'de verilmiştir. Çalışmada çıkış birimi olarak küçük bir DC elektrik motoru kullanıldı. Tasarlanan BBA yardımı ile kullanıcının yaptığı seçime göre küçük bir elektrik motorunun hız ve yön kontrolü yapılabilmektedir.



Şekil 2. Çalışmanın Blok Şeması

2.2. EEG Donanımı

Bu çalışmada; proje kapsamında temin edilen Emotiv EEG Neuroheadset cihazı kullanıldı. Bu Cihazdan 14 Kanallı ham EEG verisi alınabilmektedir. Cihaz üzerinde bulunan elektrotların konumu uluslararası 10/20 standardına [19] göre AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4'dir.

EEG cihazı ile bilgisayar arasındaki haberleşme, düşük güçteki bir bluetooth USB alıcı-verici yardımı ile yapılabilmektedir. Cihazla birlikte SDK yazılımı gelmekte ve farklı programlama dillerinden cihazı kullanmaya imkân vermektedir. Cihazla bütünleşik olan batarya 12 saate kadar dayanabilmektedir. Örnekleme frekansı 128 Hz olmaktadır [20]. Cihaz ham EEG verilerinin kaydedilmesine olanak tanımaktadır. Elektrotların empedansı sıvı solüsyon ile azaltılabilmekte ve daha iyi bir iletkenlik kazandırılmaktadır.

2.3. Görsel Uyaran Tasarımı

Yanıp sönen görsel uyaran tasarımı Işık Yayan Diyot (LED) veya LCD/CRT monitör kullanılarak tasarlanabilmektedir [21], [22]. LED kullanılarak tasarlanan yanıp sönen görsel uyaranlar harici bir donanım gerektireceğinden çalışmamızda 15.4 inç boyutunda geniş ve parlak LCD ekranlı dizüstü bilgisayar seçildi. Bu sayede sistemin geri dönütü de aynı ekranda olacak ve kullanıcı rahatlıkla sistem mesajlarını görebilecektir. Ekran çözünürlüğü 1280x720 piksel seçildi. Görsel uyaranlar DC motorun hız ve yön kontrolünü sağlamak amacı ile sola dön, sağa dön, hızlı, yavaş ve dur komutlarını temsilen sırasıyla ekranın sağına, soluna, üstüne, altına ve sağ üst köşeye gelecek şekilde dama desenli olarak yerleştirildi. Uyaran tasarımı MATLAB® [23] yazılımında Psychtoolbox [24] eklentisi kullanılarak tasarlandı.

SSVEP tabanlı BBA uygulamalarında, görsel uyaranların büyüklüğünün SSVEP yanıt genliğini arttırdığı bildirilmektedir [9], [22]. Büyük görsel uyaranlar daha iyi tepkiler üretmektedir. Uygulamamızda görsel uyaranların büyüklüğü üstte ve altta 2x7 cm, sağ ve solda ise 7x2 cm büyüklüğünde tasarlandı. Sağ üst köşede ise 3x2 cm olarak tasarlandı.

LCD/CRT monitör kullanılarak tasarlanan görsel uyaranların frekansı monitörün yenileme hızına bağlıdır. Monitörün yenileme hızı r ve görsel uyaranın gösterileceği çerçeve sayısı ise k ile temsil edilmek üzere seçilebilecek görsel

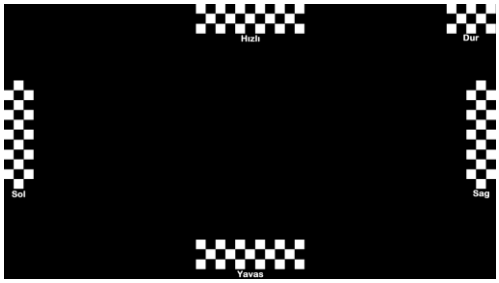
uyaran frekansları *r/k+1* şeklinde hesaplanabilir. Örneğin 60 Hz yenileme hızına sahip bir monitörde görsel uyaranların frekansı 30 Hz (60/2), 20 Hz (60/3), 15 Hz (60/4), 12 Hz (60/5), 10 Hz (60/6), 8.57 Hz (60/7), 7.5 Hz (60/8), 6.66 Hz (60/9) ve 6 Hz (60/10) olabilir. Bu da dar bir frekans aralığında çalışmamıza sebep olmaktadır. Bir de temel frekansların yanında bu frekansların harmoniklerini de düşünürsek, kullanılabilecek frekanslar daha da azalacaktır. Örneğin 7.5 Hz ve 15 Hz'de yanıp sönen görsel uyaran seçildiğinde sistem 7.5 Hz ve bunun harmoniği olan 15 Hz'i görsel uyarandaki 15 Hz'lik frekanstan ayırmakta zorlanacak ve başarım düşecektir. LED uyaran seçildiğinde ise frekans sınırlaması bulunmamaktadır.

Uygulamamızda görsel uyaranların frekansları, ekrandaki konumu ve hangi komutlara denk geldiği Tablo 1'de verilmiştir.

Tablo 1. Görsel Uyaranların Frekansları, Konumu ve Komut Karşılıkları

Görsel Uyaranın Frekansı	Ekrandaki Konumu	Komut Karşılığı
8.57 Hz	Ekranın sağ üst köşesinde	Dur
6.67 Hz	Ekranın altında ortalı	Yavaşla
7.5 Hz	Ekranın sol tarafında ortalı	Sola dön
10 Hz	Ekranın sağ tarafında ortalı	Sağa dön
12 Hz	Ekranın üst tarafında ortalı	Hızlan

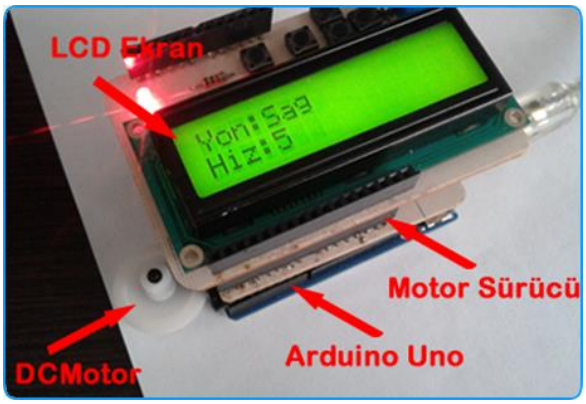
Şekil 3'te SSVEP tabanlı BBA uygulamamıza ait ekran görüntüsü görülmektedir. Dama desenli görsel uyaranlar, seçilen frekansın periyodu süresince siyah ve beyaz desenler yer değiştirmektedir.



Şekil 3. Görsel Uyaran Sistemi

2.4. Kontrol Kartı ve Motor Sürücü Devresi

Sistem tasarımında kullanılan Arduino Uno USB port destekli açık kaynak kodlu bir I/O kartıdır [25]. Kendine özgü Java tabanlı bir programlama ara yüzü bulunmaktadır. Arduino I/O kartı, MATLAB® programından gelen komutları yorumlayarak motor sürücü devresine gerekli elektrik sinyallerini göndermekte ve DC motorun hız ve yön kontrolünü sağlamaktadır. I/O kartında PWM modülü kullanılarak DC motora 0-5 V arasında kademeli olarak gerilim uygulanması sağlamakta ve bu sayede motorun hızı kontrol edilmektedir. Devrede 9 hız kademesi bulunmaktadır. Yön kontrolünde ise motora giden gerilimin yönü değiştirilerek sağlanmaktadır. Şekil 4'deki Arduino UNO kartı ve motor sürücü devresinde aynı zamanda LCD display kullanılarak motora gelen komutlar ve durum bilgisi ekranda gösterilmektedir.



Şekil 4. Arduino Uno ve Motor Sürücü Devresi

2.5. Sınıflandırma Algoritması

Bu çalışmada sınıflandırma yapmadan önce çok kanallı EEG sinyallerine 5-40 Hz bant geçiren filtre uygulanmıştır. Sınıflandırmada ise çok kanallı EEG sinyalleri arasından kullanıcının odaklandığı frekansı seçmek için Kanonik Korelasyon Analizi (KKA) kullanıldı. KKA çok sayıda değişkenden oluşan 2 değişken seti arasındaki ilişkileri inceleyen istatistiksel bir yöntemdir [26]. Bu çalışmada SSVEP için kullanılan frekanslar (*f1, f2,…*) ve bunların harmonik frekanslarından 2 tanesi (*2f1, 3f1 2f2, 3f2…*) kullanıldı. Çalışmada kullanılan EEG örneği kadar sinüs ve kosinüs sinyalleri kullanılarak yapay harmonik frekanslar

oluşturuldu. Kosinüs sinyalleri faz kayması olma ihtimaline karşılık oluşturulmuştur.

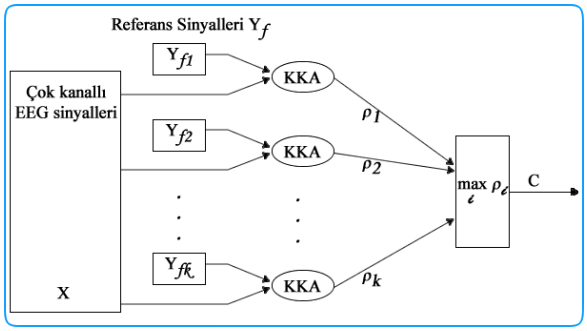
X çok kanallı EEG sinyalleri, *Nt* toplam örnek sayısı, *Fs* örnekleme frekansı ve *H* ise oluşturulacak harmonik sayısı olsun. Görsel uyaran frekansları ise *f1, f2,…, fk* ise referans sinyalleri aşağıdaki gibi oluşturulabilir.

$$Y_f = \begin{pmatrix} y1(t) \\ y2(t) \\ y3(t) \\ y4(t) \\ y5(t) \\ y6(t) \end{pmatrix}$$

$$Y_f = \begin{pmatrix} \sin(2\pi ft) \\ \cos(2\pi ft) \\ : \\ \sin(2\pi Hft) \\ \cos(2\pi Hft) \end{pmatrix}, \; t = \frac{1}{F_S}, \frac{2}{F_S} \ldots, \frac{N_t}{F_S} \qquad (1)$$

Şekil 5'te k sınıflı SSVEP tabanlı BBA sisteminde odaklanılan görsel uyaran frekansının (*f1, f2,…, fk*) nasıl bulunduğu gösterilmiştir.

Buna göre çok kanallı EEG kayıtları içerisindeki uyaranların frekansı ile bu frekansların harmonikleri arasındaki ilişki kanonik korelasyon ile hesaplanır ve maksimum korelasyona sahip frekans değeri çıktı değeri olarak üretilir.



Şekil 5. k sınıflı bir SSVEP tabanlı BBA sisteminde KKA'nın kullanılması [27]. X: Çok kanallı EEG kayıtları, *Yf* : Referans sinyalleri, C: KKA'da en yüksek korelasyona sahip *ρi, i=1,2,.. k*

2.6. Kullanıcı Seçimi

Sistemde 2 erkek denek kullanılmıştır. Her iki denek sağ elini kullanan ve görme ile ilgili rahatsızlığı olamayan kişilerdir. Kayıt esnasında kişiler kendilerini bedenen ve ruhen iyi hissettiklerini belirtmişlerdir. Deneklerden birincisi (1.kullanıcı) 32 yaşında, daha önce Emotiv EEG başlık kiti ile çalışmış ve sistem hakkında bilgisi bulunmaktadır. 2. Denek ise (2.kullanıcı) 18 yaşında olup daha önce bu sistem hakkında bilgi sahibi değildir. Deneyden önce her iki kişi deney hakkında bilgilendirildi.

2.7. Deneysel Çalışmalar

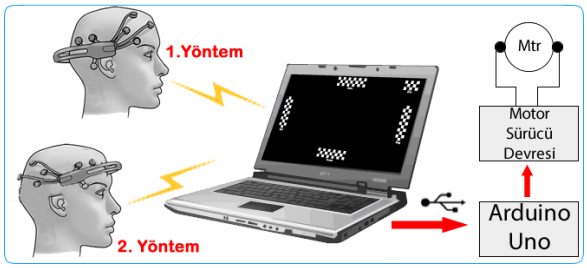
Deneysel çalışmalar gürültü kalkanı olmayan bir odada kuruludur. Aynı zamanda ortamda kablosuz internet yayını mevcuttur. Ortamdaki gürültü oranını azaltabilmek için bilgisayardaki wifi ve bluetooth bağlantıları kapatılmıştır. Kişilerin standart bir ofis sandalyesinde mümkün olduğu kadar rahat bir şekilde oturmaları sağlanmıştır. Sistem kişiler üzerinde farklı zamanlarda test edilmiştir.

Deneyde kullanılan BBA arayüzü Şekil 3'teki gibi dama desenli görsel uyaranlardan oluşmaktadır. Her iki kişi için de önce kısa süreli bir eğitim verisi alınmıştır ve analizleri yapılmıştır.

Artefaktları minimize etmek için deneklerden deney sırasında ağızları hafif açık şekilde durmaları ve görsel uyaranlar ekranda bulunduğu sürece mümkün olduğunca hareket etmemeleri ve göz kırpmamaları konusunda bilgilendirilmişlerdir. Katılımcılara sistemle ilgili herhangi bir güvenlik problemi olmadığına dair bilgi verilmiştir. Deneklerin gözlerini dinlendirmeleri için her sınıflandırma arasına kısa bir bekleme süresi konmuştur.

Çevrimiçi düzenekte komutlar her sınıflandırma işlemi gerçekleştirildikten sonra kullanıcıya sesli olarak bildirilmiştir. Bu komutlar sırasıyla; Hızlı, Hızlı, Hızlı, Sol, Hızlı, Hızlı, Sağ, Yavaş, Yavaş ve Dur şeklindedir.

Şekil 6'daki gibi her iki kullanıcıya önce Emotiv EEG başlık kiti normal şekilde takılarak eğitim ve test oturumları yapılmış ve başka bir oturumda ise başlık ters takılarak eğitim ve test oturumları yapılmıştır.



Şekil 6. Başlık kiti düz ve ters takılarak yapılan deney prosedürü

Kullanıcın ekrandan seçeceği simgelerden;

Sağ: Elektrik motorunun saat yönünde dönmesini sağlar

Sol: Elektrik motorunun saat yönünün tersine dönmesini sağlar

Hızlı: Elektrik motorunun hızının artmasını sağlar

Yavaş: Elektrik motorunun hızının azalmasını sağlar

Dur: Elektrik motorunun durmasını sağlar

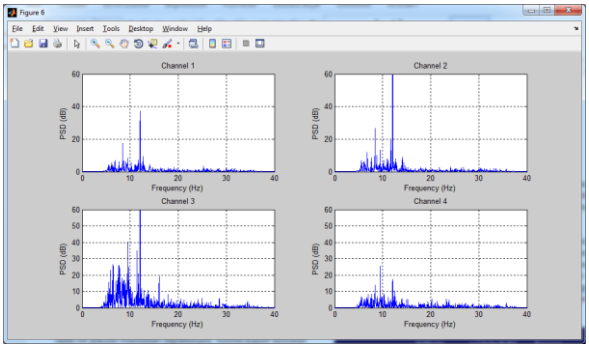
3. Sonuçlar ve Tartışma

Çevrimdışı çalışma esnasında 12 Hz görsel uyaran karşısında 1. Kullanıcının EEG kayıtlarına 5-40 Hz bant geçiren filtre uygulandığında Şekil 7'de olduğu gibi elde edilen grafikten 12 Hz net olarak görülebilmektedir.

Bu çalışma kapsamında her iki kullanıcı Tablo 2'de görüldüğü gibi başlık kiti ne durumda olursa olsun her frekanstaki görsel uyaran için yapılan EEG kayıtlarında eğitim verilerinde %100 başarı elde edebilmişken çevrim içi modda 10 sn'lik örnekler kullanılarak bu başarı başlık düz takıldığında %60'lara kadar düşmüştür.

Başlık ters takıldığında ise başarı oranı ortalama %90'lara kadar çıkmıştır. Tablodan da anlaşılacağı üzere görsel uyaranlar dizisinde başlık kitinin konumu önem arz etmektedir.

EEG başlık setinin hazırlanması yaklaşık 10 dakika sürmektedir. EEG başlık kitinin çevresel gürültülerden (Cep telefonu sinyalleri, Wifi ve Bluetooth sinyalleri vb.) çok kolay bir şekilde etkilendiği görülmüştür. Elektrotların iletkenliği arttırmada kullanılan sıvı solüsyonun hızlı bir şekilde kuruduğu gözlenmiş ve bundan dolayı en fazla 30 dakikalık çalışmalar yapılabilmiştir.



Şekil 7. Çevrimdışı çalışmada 1.kullanıcının 12 Hz görsel uyarana karşı verdiği tepki sonucu oluşan EEG kayıtlarına 5-40 Hz bant geçiren filtre uygulanması sonucu oluşan grafikler

Tablo 2. Tasarlanan sistemde kullanıcıların ortalama başarı oranları

Kullanıcılar	Başlık kitinin takılma şekli	Eğitim verisindeki başarı	Çevrimiçi başarı oranı
1.kullanıcı	Düz	%100	60
2.kullanıcı	Düz	%100	64
1.kullanıcı	Ters	%100	%78
2.kullanıcı	Ters	%100	%90

Başlık kiti esnek bir yapıya sahip olduğundan dolayı elektrotların konumlarında ufak değişiklikler oluşabildiği gözlemlenmiştir.

Bu proje çalışmasında, Emotiv EEG Neuroheadset cihazı kullanılarak kararlı durum görsel uyaranlar kullanılarak elde edilen EEG işaretlerinin doğru bir şekilde sınıflandırılması ve buna bağlı olarak da bir sistemin (DC motorun hız ve yön) kontrolünün gerçekleştirilmesi hedeflenmiş ve başarıya ulaşılmıştır.

4. Teşekkür

Bu çalışma Fırat Üniversitesi Rektörlüğü Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi (FÜBAP) tarafından TEF.12.06 kodlu proje ile desteklenmiştir. Teşekkür ederiz.

5. Kaynaklar

1. ALS(Amyotrophic Lateral Sclerosis) Fact Sheet, http://www.ninds.nih.gov/disorders/amyotrophiclateralsclerosis/detail_amyotrophiclateralsclerosis.htm, 12 Temmuz 2011

2. Wolpaw R. J., Birbaumer N., McFarland, D.J., Pfurtscheller, G., Vaughan, T.M., "Brain-computer interfaces for communication and control", Clinical Neurophysiology, 113, 2002, 767-791

3. Mason S.G., Birch G.E., "A General Framework for Brain-Computer Interface Design", IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol. 11, No. 1, March 2003

4. Axel Gra¨ser and Ivan Volosyak. BRAINROBOT - Methods and Applications for Brain-Computer Interfaces. Aachen: Shaker Verlag, 2010.

5. Hoffmann, U., Vesin, J., Ebrahimi, T., Diserens, K.: An efficient P300-based braincomputer interface for disabled subjects. Journal of Neuroscience Methods 167(1), 115–125 (2008)

6. Lin, Z., Zhang, C., Wu, W., Gao, X.: Frequency Recognition Based on Canonical Correlation Analysis for SSVEP-Based

7. Nijholt, A., Plass-Oude Bos, D., Reuderink, B.: Turning shortcomings into challenges: Brain-computer interfaces for games. Entertainment Computing 1(2), 85–94 (2009)

8. B. Blankertz, G. Dornhege, M. Krauledat, K. M¨uller, and G. Curio, "The non-invasive Berlin Brain-Computer Interface: Fast acquisition of effective performance in untrained subjects," NeuroImage, vol. 37, no. 2, pp. 539–550, 2007.

9. Y. J. Wang, R. P. Wang, X. R. Gao, B. Hong, and S. K. Gao, "A practical VEP-based brain-computer interface," IEEE Trans. on Neural Syst. Rehabil. Eng., vol. 14, no. 2, pp. 234-240, Jun. 2006.

10. Volosyak I (2011). SSVEP-based Bremen BCI interface--boosting information transfer rates. J Neural Eng 8 (3): 036020.

11. B. Z. Allison, T. Lu¨th, D. Valbuena, A. Teymourian, Volosyak, and A. Gr¨aser. BCI demographics: How many (and what kinds of) people can use an SSVEP BCI? IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2010.

12. H. Cecotti, I. Volosyak, and A. Gr¨aser. Evaluation of an SSVEP based brain-computer interface on the command and application levels. 4th IEEE EMBS International Conference on Neural Engineering, 2009.

13. D. Valbuena, I. Sugiarto, and A. Gr¨aser. Spelling with the bremen brain-computer interface and the integrated SSVEP stimulator. Proceedings of the 4th International Brain-Computer Interface Workshop and Training Course, pages 291–296, 2008.

14. I. Volosyak, H. Cecotti, D. Valbuena, and A. Gr¨aser. Evaluation of the bremen SSVEP based BCI in real world conditions. 11th International IEEE Con- ference on Rehabilitation Robotics, pages 322–331, 2009.

15. Sugiarto, Indar, Brendan Allison, and A. Graser. "Optimization strategy for SSVEP-based BCI in spelling program application." Computer Engineering and Technology, 2009. ICCET'09. International Conference on. Vol. 1. IEEE, 2009.

16. Vilic, Adnan, et al. "DTU BCI speller: An SSVEP-based spelling system with dictionary support." Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE. IEEE, 2013.

17. M. Cheng, X. R. Gao, S. K. Gao, and D. Xu, "Design and implementation of a brain computer interface with high transfer rates," IEEE Trans Biomed Eng., vol. 49. No. 10, pp. 1181-1186, 2002.

18. D. Regan, Human Brain Electrophysiology: Evoked Potentials and Evoked Magnetic Fields in Science and Medicine. New York: Elsevier, 1989.

19. Crossman, A.R. ve Neary, D., Neuroanatomy: An Ilustared Colour Text,Churchill Livingstone, Edinburgh, 2000.

20. Emotiv Research Plus Specification, Şubat 2012.

21. Zhu, Danhua, et al. "Online BCI implementation of high-frequency phase modulated visual stimuli." Universal Access in Human-Computer Interaction. Users Diversity. Springer Berlin Heidelberg, 2011. 645-654.

22. Wu, Chi-Hsu, and Heba Lakany. "Impact of Stimulus Configuration on Steady State Visual Evoked Potentials (SSVEP) Response." COGNITIVE 2012, The Fourth International Conference on Advanced Cognitive Technologies and Applications. 2012.

23. MATLAB version 7.10.0. Natick, Massachusetts: The MathWorks Inc., 2010.

24. Kleiner, Mario, et al. "What's new in Psychtoolbox-3." Perception 36.14 (2007): 1-1.

25. Arduino, http://www.arduino.cc/en/Main/arduino BoardUno, 18 Eylül 2012

26. H. Hotelling, "Relations between two sets of variates," Biometrika, vol. 28, pp. 321–377, 1936.

27. G. Bin, X. Gao, Z. Yan, B. Hong, and S. Gao, An online multi-channel SSVEP-based brain computer interface using a canonical correlation analysis method, Journal of Neural Engineering, 6 (2009), p. 046002.