



Motor Nöron Yetilerini Kaybetmiş Bireylerin İletişimi için SSVEP Tabanlı Beyin Bilgisayar Arayüzü Geliştirilmesi

Mehmet KARAKÖSE

Fırat Üniversitesi, Bilgisayar Mühendisliği Bölümü, Elazığ
mkarakose@firat.edu.tr ORCID: 0000-0002-3276-3788

Hasan YETİŞ*

Fırat Üniversitesi, Bilgisayar Mühendisliği Bölümü, Elazığ
h.yetis@firat.edu.tr ORCID: 0000-0001-7608-3293, Tel: (424) 237 00 00 (6336)

Ayşe Beyza GÖKBULUT

Fırat Üniversitesi, Bilgisayar Mühendisliği Bölümü, Elazığ
mgokbulutb@gmail.com ORCID: 0000-0002-5616-8270

İlhan AYDIN

Fırat Üniversitesi, Bilgisayar Mühendisliği Bölümü, Elazığ
iaydin@firat.edu.tr ORCID: 0000-0001-6880-4935

Geliş: 07.03.2018, Kabul Tarihi: 06.06.2018

Öz

Sosyal bir varlık olan insan, yaşamsal faaliyetlerini sürdürebilmek için çevresiyle etkileşim ve iletişim halindedir. Motor nöronlarını harekete geçirme kabiliyetini yitirmiş olan hastalar, çevrelerinde olan biteni algılamakta ancak tepki verememektedirler. Bu durum çevre ile iletişimlerini tamamen koparmaktadır. Bu çalışmada motor nöronları harekete geçirme kabiliyetini yitirmiş hastaların çevreleriyle iletişimde olabilmeleri için SSVEP (Kararlı Durum Görsel Uyarılar) tabanlı bir beyin bilgisayar arayüzü tasarlanmıştır. Geliştirilen arayüzde 4 farklı frekansta dama desenli görsel uyarılar oluşturularak beyin sinyallerindeki değişim belirginleştirilmiştir. Tasarlanan sistemde görsel uyarılara odaklanan bireylerden Emotiv Epc+ cihazı yardımıyla beyin sinyalleri kaydedilmiştir. Kaydedilen sinyaller önışlemlerden geçirilerek gürültülerden arındırılmıştır. Daha sonra öznitelik çıkarımı ile anlamlı bilgilere ayrıştırılmış ve daha sonra önceden oluşturulmuş referans veri tabanındaki kayıtlara olan benzerliği Kanonik Korelasyon Analizi ile tespit edilmiştir. Sınıflandırılan beyin sinyalleri komut haline getirilmekte ve heceleme sistemine bildirilmektedir. Alınan sinyaller ile yapılan önışleme, öznitelik çıkarımı ve sınıflandırma adımları sonucunda kullanıcının dış ortama aktarmak istediği kelimenin harflerine sırayla odaklanması, odaklandığı harfi ekrana yazdırması amaçlanmıştır. Yapılan çalışmalar sonucunda kas sistemini kullanmadan oluşturulan arayüze komut verilmesini sağlayan bir heceleme sistemi oluşturulmuştur.

Anahtar Kelimeler: Beyin Bilgisayar Arayüzü; BBA; EEG; SSVEP;

* Yazışmaların yapılacağı yazar

DOI: 10.24012/dumf.403130

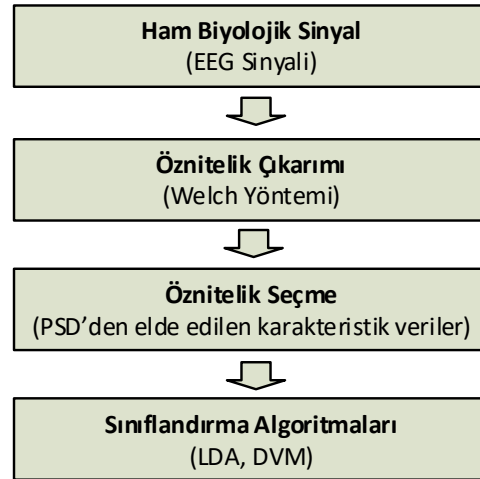
Giriş

İnsan sosyal bir varlıktır ve çevresi ile sürekli iletişim halindedir. Motor sinir yollarının hasar görmesine sebep olan bazı hastalıklar ve kazalar bireylerin iletişim yeteneklerini kaybetmelerine sebep olabilir. Beyin kökü travması, beyin ve omurilik yaralanmaları, ALS, serebral palsi, kas distrofileri bu durumlardan bazılarıdır. İleri derece motor nöron fonksiyonu olan ALS gibi hastalıklar, bireyleri tamamen vücutlarına hapsedmektedir. Çünkü birey bu rahatsızlık halinde beynin düşünme, algılama gibi fonksiyonlarını yerine getirebilmekle birlikte motor nöronlarını harekete geçirecek yeteneği kaybetmiş bulunmaktadır. Çevrelerinde olan biteni görmekte, algılamakta fakat tepki verememektedirler. Bu durum hastaların çevre ile iletişimlerini tamamen koparmaktadır.

Günümüzde Elektroensefalografi (EEG) adı verilen işlem sayesinde kafanın belli bölgelerine yerleştirilen elektrotlar yardımı ile saçlı deri üzerinden gerçek zamanlı olarak beyin sinyalleri kaydetmek mümkündür. Beyin-Bilgisayar Arayüzleri (BBA), EEG sinyallerini kullanarak motor yetkinliğini kaybetmiş bireylerin çevre ile iletişime geçebilmelerini sağlamaktadır. BBA'lar beynin çalışması sırasında oluşan elektromanyetik dalgaların bir şekilde yorumlanarak elektronik cihazlara komut olarak verilmesi ile oluşturulan sistemlerdir. SSVEP (Kararlı Durum Görsel Uyarılar) ise kararlı durumdaki bireylere görsel uyarılar verilerek tepkilerinin ölçüldüğü sistemlerdir.

Beyin sinyalleri ile ilgili bilinen ilk çalışma hayvanlar üzerinde gerçekleşmiş ve bu çalışma ile hayvan beyninin elektriksel aktivitelere sahip olduğu keşfedilmiştir (Caton 1875). Daha sonra insan beyni üzerinde yapılan çalışmalar sonucu insan beyninin de elektriksel aktivitelere sahip olduğu anlaşılmıştır (Berger 1929). Ardından EEG sayesinde kaydedilen bu sinyaller BBA'ların geliştirilmesi için de kullanılmaya başlanmıştır. Yakın geçmişte yapılan çalışmalara baktığımızda, EEG sinyallerini işleyerek rahat durum, problem çözümü, sağ el hayali, sol el hayali ve harf hayali gibi

belirlenen durumların tespiti gerçekleştirilmiştir (Özmen 2010). Emotiv Epoc EEG başlığını kullanarak yapılan bir başka çalışmada motor nöronların hareketinin hayal edilmesine bağlı beyin dalgalarının belirlenmesini amaçlanmıştır (Fakhruzzaman vd. 2015). Literatüre baktığımızda BBA ile ilgili olarak; bilgisayar ortamında iki boyutlu imlecin kontrolü, telefonların kablosuz olarak uzaktan kontrolü, DC motorların çalıştırılması gibi çevre birimlerini kontrol etmeyi amaçlayan çalışmalar da mevcuttur (Başıl 2015, Wolpaw vd. 2002, Cambell vd. 2010, Olgun 2014). Öyle ki günümüzde akıllı ev kontrolleri için BBA kullanılmasına yönelik çalışmalar yapılmaktadır (Viridi vd. 2017). Hangi amaçla kullanılırsa kullanılsın, genel olarak bir BBA sisteminin gerçekleşmesi için gereken temel adımlar şekil 1'de verilmiştir.



Şekil 1. Literatür Akış Diyagramı (Özmen 2010).

Kullanıcılara verilen uyarılar sonucu, beyinde meydana gelen EEG sinyallerinin incelenmesi, kontrollü BBA çalışmaları arasında yer almaktadır. P300 uyarılmış potansiyeller kullanılarak, harfler ve özel simgelerden oluşan bir arayüz karşısında kullanıcıdan kelimeler yazması istenmesi bu kontrollü çalışmalara örnektir (Farwell; Soman 2015 vd). Ayrıca BBA tabanlı heceleme sistemlerinin optimizasyonu ve SSVEP tabanlı sistemler için yeni giyilebilir EEG okuyucuların geliştirilmesi gibi çalışmalar da SSVEP tabanlı sistemlerin gelişmesi ve yaygınlaştırılması adına yapılan çalışmalar arasında yer almaktadır (Yin vd. 2014, Ahn vd. 2018).

SSVEP tekniği kullanılarak yapılan bu çalışmada ise kullanıcıya sunulan görsel uyaranlar ve bu uyaranlarla ilişkili harfler sayesinde bir heceleme sistemi oluşturulmuştur (Gökbulut B. 2017). Önerilen heceleme sistemi, bir EEG cihazı sayesinde saçlı kafatası derisi üzerinden alınan beyin sinyallerinin işlenmesi ve sınıflandırılmasına dayanan BBA sistemleri yapısıyla oluşturulmuştur. Bunun için gerekli olan temel bileşen olan insan beyni hakkında bilgi verilmiş, beynin bölümleri ile bu bölümlerinin işlevlerine değinilmiştir. Sistemin temel bileşeni olan beyin sinyalleri, bu sinyallerin türleri ve hangi durumlarda ortaya çıktıkları belirtilmiştir. Ardından önerilen yöntem belirtilerek, yöntemin gerçekleşmesi için gereken adımlar açıklanmıştır.

Materyal ve Yöntem

BBA uygulamalarında amaç, bireyin kas sistemini kullanmadan yani konuşmadan, eliyle işaret etmeden, kırıdamadan durarak isteğini dış dünyaya aktarmasını sağlamaktır. Bu durumda beyin sinyalleri devreye girmektedir.

Beyin Sinyalleri

Beyin, yüz milyarlarca sinir hücresinden oluşur ve genelde 4 lobda incelenir. Frontal lob, istemli hareketler, konuşma, konsantrasyon, öfke ve kişilik olgularını kontrol eder. Oksipital lob görme ile ilgilidir. Parietal lob, diğer loblardaki görme, duyma, motor ya da duyu sinyallerinin değerlendirilmesinde görevlidir. Kulak hizalarında yer alan temporal lob ise beynin hafıza ile ilgili bölümüdür (Lim vd. 2017).

Beyin sinyalleri, bir nörondan diğer nörona bilgi aktarımı sırasında elektromanyetik etkileşimler sayesinde açığa çıkmaktadır. Sırası ile Delta, Teta, Alfa, Beta ve Gama olarak isimlendirilen bu dalgaların özellikleri aşağıda özet şekilde açıklanmıştır.

Delta Dalgaları: 0.5-4 Hz frekansa sahiptir. Yetişkin bireylerde çok düşük aktivite ve uyku halinde görülür.

Teta Dalgaları: 4-8 Hz frekansa sahiptir. Yetişkin bireylerde mutsuzluk, stres, hayal kırıklığı gibi durumlarda ortaya çıkar.

Alfa Dalgaları: 8-12 Hz frekansa sahiptir. Uyanık halde, normal ve sakin bir hal içerisinde ortaya çıkar. Uyku halinde görülmezler.

Beta Dalgaları: 12-25 Hz frekansa sahiptir. Uyanık durumda bireyin dikkatini bir faaliyete vermesiyle ortaya çıkar.

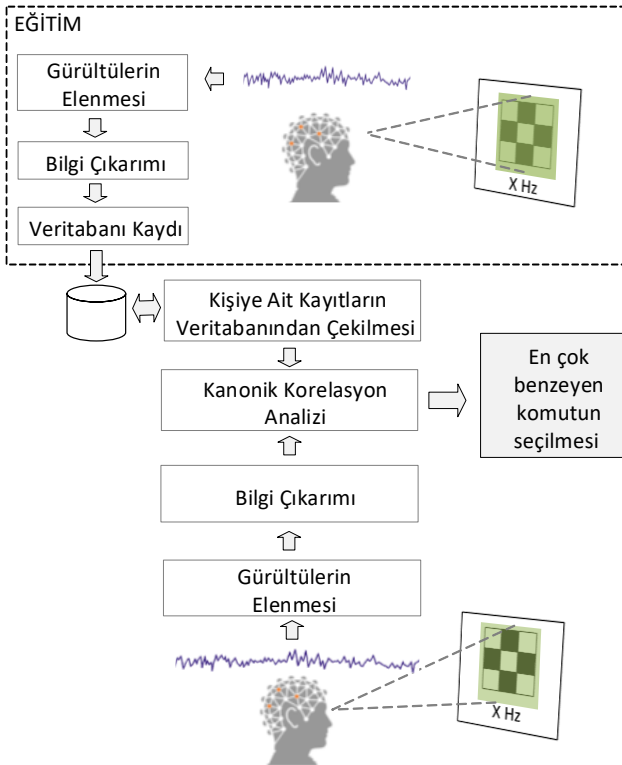
Gama Dalgaları: 25 Hz ve üstü frekansa sahiptir. Aşırı zihinsel aktivitelerde görülür.

EEG Ölçüm Yöntemi

EEG ölçümü için beyin loblarının görevleri de göz önüne alınarak elektrotların yerleştirilmesi 10-20 olarak adlandırılan uluslararası standarda bağlanmıştır (Olgun vd. 2014). Bu standartlara göre alınan beyin sinyalleri alçak genlik değerlerine sahip olduklarından gürültü gibi bozucu etkilerden kolayca etkilenirler. Sinyal kalitesini bozan ve özellik çıkarım aşamasını zorlaştıran bu gürültülerin elemine edilmesi gerekir (Grimann vd. 2011). Gürültüler biyolojik ve teknik gürültüler olmak üzere iki açıdan karşımıza çıkarlar. Biyolojik gürültüler, bireyin normal göz kırpması, nefes alma gibi aktivitelerini sürdürmesi sırasında beyinde oluşan elektriksel sinyalde oluşan bozulmalardır (Özmen 2010). Teknik gürültüler ise şehir şebekesi, ortamdaki cihazlar gibi çevresel faktörlere bağlı olarak kaydedilen sinyalde oluşan bozulmalardır. Bu gürültülerin elemine edilmesi için literatürde çeşitli yöntemler mevcuttur (Agustina vd. 2011; Zhaojun vd. 2006).

Önerilen Yöntem

Bu çalışmada SSVEP tekniği kullanılarak görsel uyaranlara maruz kalmış bireylerden toplanan sinyaller ile bir heceleme sistemi önerilmiştir. Temel olarak eğitim ve test kısımlarından oluşan önerilen yöntemde ait blok diyagramı şekil 2'de verilmiştir. Önerilen yöntemde, şekil 2'den de görüleceği üzere, sinyallerin elde edilmesi işlemini gürültülerin elenmesi, bilgi çıkarımı ve K işleminin gerçekleşmesi takip etmektedir. Sinyallerin doğru bir şekilde kaydedilmesi sistemin düzgün çalışması için oldukça önemlidir. Bu sinyallerin alınması için beynin ilgili yerlerinin bilinmesi önemlidir. SSVEP tepkileri kafatasının arka tarafından alınan EEG sinyallerinde görülebilir.



Şekil 2. Önerilen Yöntemin Akış Diyagramı.

Bunun sebebi beyin ve loblarını incelediğimizde Oksipital Lobun kafatasının arka kısmına denk geliyor olmasıdır (Thota vd. 2017). İkinci önemli nokta ise sinyallerin alınması sırasında görsel uyaran sabitse, EEG sinyallerinde kolaylıkla fark edilir bir değişime sebep olmamasıdır. Kaydedilen EEG sinyalleri incelendiğinde görsel uyarının değişiminden 100 milisaniye sonra dürtü olduğu gözlemlenmektedir. Bu dürtü P100 (tepe) olarak adlandırılmaktadır. Görselin etkisinin sinyaller üzerindeki etkisinin daha iyi gözlemlenmesi adına bu görsel uyarılar sürekli verilir kesilmelidir. SSVEP tabanlı sistemlerde farklı frekanslardaki görsel uyarılara odaklanan bireylerin odaklanma anındaki EEG sinyalleri, odaklandığı uyaran frekansına göre değişiklik göstermektedir. Yapılan çalışmalarda görülmüştür ki, 5–27 Hz arasındaki frekansa sahip uyarıların, en verimli sonucu vermektedir (Pastor vd. 2003).

Görsel Uyarıların Seçimi:

SSVEP tabanlı BBA sistemleri dış uyarılara ihtiyaç duymaktadırlar. Kullanıcının beyninde SSVEP dalgaları oluşturmak için kullanıcı uyarılır. Kullanıcının yoğun olarak oksipital bölgesinden kaydedilen beyin sinyallerindeki

frekanslar, uygulanan algoritmalar sonucu çözülerek kullanıcının bu kayıt sırasında hangi görsele odaklandığı tespit edilir. Bu çalışma için bilgisayar monitörü kullanılarak görsel uyarılar tasarlanmıştır. SSVEP sinyali üretilmesi için kullanıcının odaklanacağı görsel uyarana bir frekans verilmelidir. LCD monitör kullanılan tasarımlarda uyarının frekansı monitöre bağlıdır. Monitörün yenilenme hızı M, çerçeve sayısı Ç iken T periyoduna sahip bir görsel uyaran;

$\text{Ç} = M \times T$ formülü ile hesaplanır.

Sinyal Elde Etme ve Ön İşleme:

Beyinde meydana gelen elektriksel aktiviteler elektrotlar yardımıyla alınırlar. EEG sinyalleri düşük genlikli oldukları için yükseltici kullanılması gerekmektedir. Elde edilen analog sinyaller sayısal sinyaller formuna geçirilir ve bilgisayara aktarılır. Gürültülerin elenmesi için bu sayısal sinyallere özellik çıkarımından önce ön işleme işlemleri uygulanır. Bu yöntemlere örnek olarak en yaygın kullanılanları, ICA (Bağımsız Bileşenler Analizi), filtreleme (lineer ve lineer olmayan), dalgacık dönüşümü, temel bileşenler analizi (PCA) yöntemleridir (Xue vd. 2006; Barbati vd. 2004; He vd. 2004; Shoostari vd. 2006; Kumar vd. 2008). Bu çalışmada genellikle düşük aktivite ve uyku durumunda açığa çıkan düşük frekanslar ile nöbet gibi aşırı zihinsel aktiviteler sonucu açığa çıkan yüksek frekansları elemek için 5–40 Hz bant geçiren filtre uygulanmıştır.

Öznitelik Çıkarma:

Kaydedilen EEG sinyalleri ön işlemde geçirildikten sonra öznitelik çıkarma sürecine tabi tutulmaktadır. Öznitelik çıkarma işlemi bu süreçteki en önemli adımlardan biridir. Ön işlemeden sonra birçok veri barındıran bu sinyallerden, tasarlanacak sisteme yararlı olabilecek bilgileri ayıklamak gerekmektedir. Gerilim Genliği Ölçümü, Spektral Çözümleme, ICA, PCA, Wavelet Dönüşümü öznitelik çıkarımı adımıyla kullanılmaktadır. Bu çalışmada toplanan sinyallerin spektral güç yoğunlukları öznitelik olarak kullanılmıştır.

Sınıflandırma Algoritması:

Öznitelik çıkarımından sonra elde edilen veriler sınıflandırma algoritmaları kullanılarak ayrıştırılırlar. Elde edilen öznitelikler, sınıflandırma algoritmalarına giriş olarak verilirler. Çıktı olarak ise verilen özniteliklere göre gelen sinyalin hangi sınıfa daha çok benzerlik gösterdiği bilgisi elde edilir. Literatüre bakıldığında, sınıflandırma algoritmaları olarak birçok yöntem kullanılmaktadır. Destek Vektör Makineleri (DVM), K en yakın komşuluk (KNN), Yapay Sinir Ağları (YSA), Bulanık mantık ve Doğrusal Ayırma Analizi (DAA) ve Saklı Markov Modelleri (SMM) bunlardan bazılarıdır. Bu çalışmada ise sınıflandırma işlemi için Kanonik Korelasyon Analizi (KKA) kullanılmıştır.

KKA, iki değişken birimi arasındaki benzerliği belirlemede yardımcı olan çok değişkenli yapıya sahip bir analiz metodudur (Hotelling 1936). Metodun amacı, belirtilen iki değişken arasındaki en yüksek korelasyonu bulmaktır. Bu çalışma kapsamında, kullanıcıdan kaydedilen beyin sinyalleri ile oluşturulan her bir referans sinyali KKA yöntemine girdi olarak verilmektedir. En büyük korelasyonu veren referans sinyalin ait olduğu sınıf, girdinin sınıfı olarak belirlenir. Ardından oluşturulan arayüz yardımıyla bireyin odaklandığı uyaran anlaşılır.

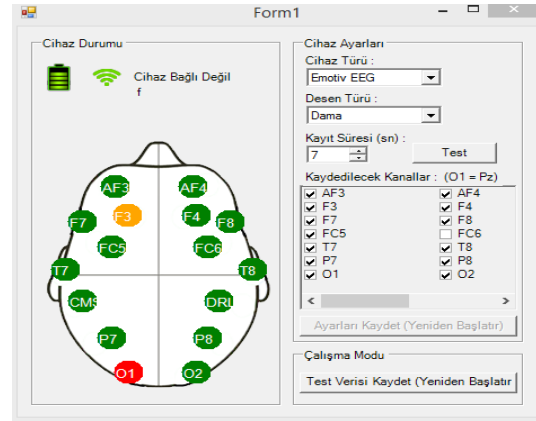
Uygulama ve Başarımlar

Bu çalışmada görsel uyaranların oluşturulması için seçilen ekranın çözünürlüğü 1280x960 pikseldir (Wu vd. 2012). Monitör yenilenme hızı 60 Hz olup, arayüz ve uyaranların tasarımında C# ve XNA Game Studio kullanılmıştır. Sinyallerin elde edilmesi için ise 16 kanallı Emotiv marka Epoc+ EEG cihazı kullanılmıştır. Bu cihazın örnekleme frekansı 128 Hz ve çözünürlüğü 0.51 μV 'tur. Wireless çalışma özelliği, sensörlerin yenilenebilir olması, tekrar tekrar şarj edilerek kullanılabilir olması cihazı teknik ve ekonomik açıdan avantajlı duruma getirmektedir. Çalışmada kullanılan EEG cihazının görüntüsü şekil 3'te verilmiştir.



Şekil 3. Emotiv Epoc+ EEG Headset Görşeli.

Uygulamayı kullanmadan önce EEG cihazının kafaya yerleştirilmesi ve cihaz üzerindeki sensörlerin doğru konumlandırıldığından emin olunması gerekmektedir. Bu cihaza ait arayüz şekil 4'te verilmiştir. Şekilde yer alan siyah henüz sinyal alınamayan sensörü temsil ederken, renk skalası kırmızı-sarı-turuncu-yeşil şeklinde değişmekte ve sinyal alabilme verimini göstermektedir. Yeşil renkte olan sensörler sinyal alımı için uygun ve en verimli durumdadır anlamını taşımaktadır.

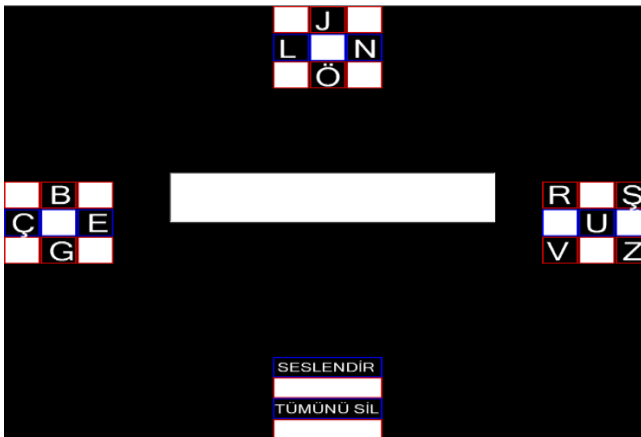


Şekil 4. Sensörlerin Durumunu Gösteren Arayüz

Tasarlanan sistemde alfabedeki harfler 9 harften oluşan 3 gruba ayrılmıştır. 4. grup kontrol grubu olarak kullanılmıştır. Ekranın sağ-sol-alt ve üst kısmına konumlandırılmış olan çerçeveler farklı frekanslarda yanıp sönmektedir. Ekranın ortasında sabit duran yazı kutusu bulunmaktadır. Kullanıcının odaklandığı harf son iterasyonda kutucuğa yazdırılmaktadır. Kullanıcı yazdırmak istediği kelimeyi yazdırdıktan sonra kontrol grubunu kullanarak seslendirilmesini sağlayabilmektedir. Hatalı yazım yaptığı zaman yine kontrol grubunu kullanarak silme işlemi yapabilmektedir. Yazılan tüm metin silinmek istendiği zaman

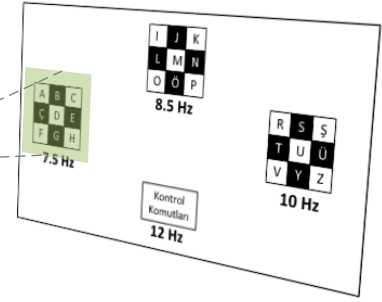
kullanılacak tümünü sil seçeneği de kontrol grubunda bulunmaktadır.

Arayüz üzerinde Türkçe’de kullanılan Latin alfabesindeki harfler gruplandırılmıştır. Her grup farklı frekanslarda yanıp sönmektedir (7,5 – 8,5 – 10 – 12 Hz). Kullanıcı EEG cihazı kafasına yerleşmiş ve aktif durumdayken yazdırmak istediği harfin de olduğu harf çerçevesine odaklanmaktadır. 7 saniye süren bu odaklanma sonucunda EEG cihazı sayesinde bilgisayara aktarılan beyin sinyalleri, oluşturulan otomasyonda çevrimiçi analiz edilir, sınıflandırılır ve hangi gruba odaklanıldıysa o grup parçalara ayrılacak şekilde komut alır. Örnekle açıklamak gerekirse, ekranda 7,5 Hz frekansında yanıp sönen, A,B,C,Ç,D,E,F,G,H olmak üzere 9 harften oluşan bir çerçeve bulunmaktadır. Aynı şekilde 8,5 Hz frekansında yanıp sönen ve I,İ,J,K,L,M,N,O,Ö harfleri olan bir başka çerçeve ve 10 Hz frekansta yanıp sönen P,R,S,Ş,T,U,V,Y,Z harflerinin olduğu üçüncü bir çerçeve vardır. Sinyal oluşumunda daha etkili olduğu için dama görsel uyarını kullanılmıştır. Kullanıcı 7,5 Hz frekansında yanıp sönen soldaki kutucuğa odaklandığında beyin buna uygun frekans üretecek, artık kullanıcı A,B,C harflerini solda, Ç,D,E harflerini yukarda, F,G,H harflerini ise sağda görecektir. Bu işlemin bir kez daha tekrarlanması ile harfler tek haneye indirilecek ve kullanıcı istediği harfe bu şekilde ulaşmış olacaktır. ‘B’ harfini yazdırmak için kullanılan arayüz ve geçen süreç şekil 5 ve şekil 6’da verilmiştir.

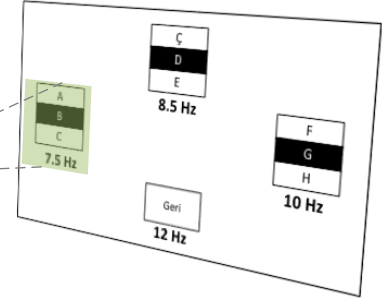


Şekil 5. Sistem Arayüzüne ait Bir Görüntü

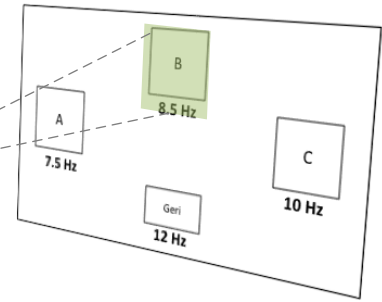
1. Adım:



2. Adım:



3. Adım:

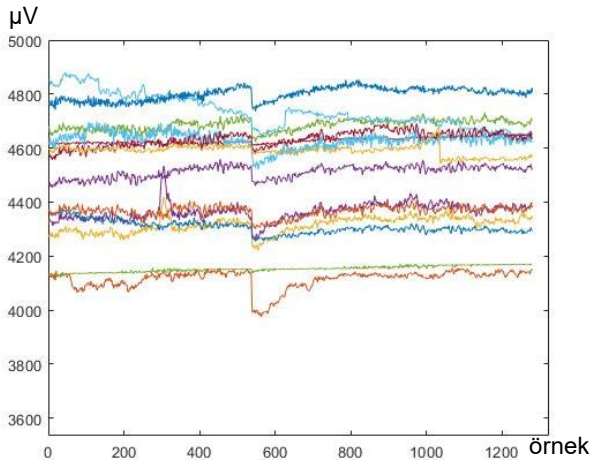


Şekil 6. Geliştirilen Sistem ile ‘B’ Harfinin Yazdırılma Adımları.

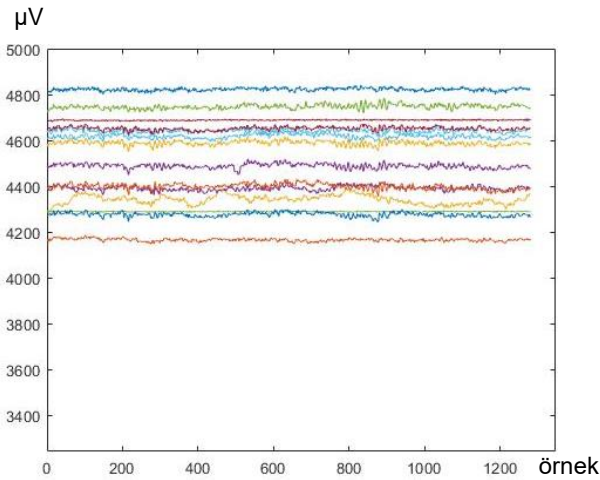
Bu sistemin eğitilmesi için öncelikle eğitim verileri toplamıştır. Bu eğitim verileri 30 metrekarelik bir odada ortamda gürültüye sebep olabilecek kablosuz internet ve elektromanyetik diğer cihazların bağlantıları kesilmiş, cep telefonları kapalı duruma getirilmiş halde elde edilmiştir.

Kullanıcı kafasına yerleştirilen EEG cihazı sensörleri kontrol edilmiş ve kullanıma uygun oldukları gözlenmiştir. Kullanıcı 7 saniye süre ile eğitim verisi kaydetmek için yanıp sönen görsellere odaklanmıştır. Odaklanma süresinde kullanıcı göz kırpmamıştır. Kullanıcı normal nefes alış verişini gerçekleştirmekte ve rahat oturma pozisyonunda bulunmaktadır. Bu şartlarda 7 saniye boyunca kullanıcıdan 7.5, 8.5, 10 ve 12 Hz’lik uyarılar için veriler elde edilmiştir. Elde edilen EEG sinyalleri csv uzantısıyla kaydedilmiştir. Farklı frekans ile yanıp sönen uyarı karşısında farklı yaşlarda

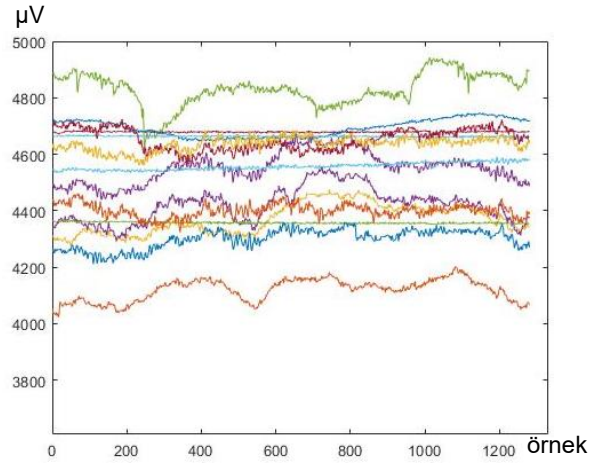
erkek kullanıcının 7 saniye boyunca odaklanması istenmiş ve elde edilen veriler kaydedilmiştir. Normal nefes alış verişi durumunda ve rahat oturma pozisyonunda bulunan kullanıcıdan örnek olarak alınan ham sinyaller şekil 7 ile 10 arasında verilmiştir. Şekillerde yer alan veriler saçlı deri üzerinden alınmıştır ve herhangi bir ön işlem veya sınıflandırma algoritmasından geçirilmemiştir. Verilen şekiller BBA sistemleri ile yapılacak çalışmaların sonuçlarının doğruluklarını artırmak için ne denli hassas ölçümler yapılması ve ne denli dikkatli hesaplamalar yapılması gerektiğini vurgulamaktadır. Bozulmaya uğrayan sinyallerin sistemi zaman ve maliyet açısından olumsuz etkilediği de göz önüne alınırsa, kullanılacak örnek verilerin bozulmalara uğramamış ya da en az seviyede uğramış olması oldukça önem arz etmektedir.



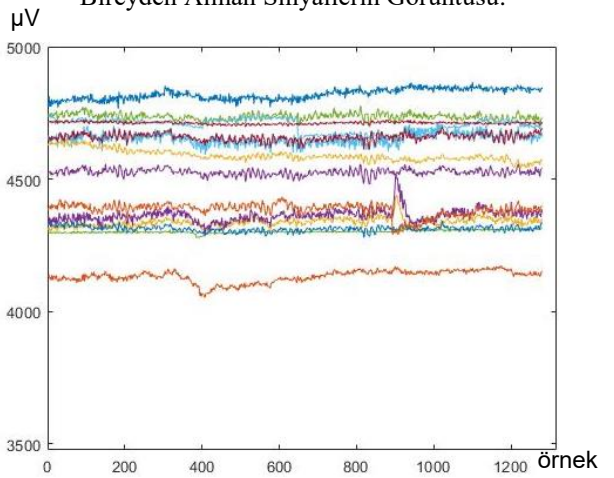
Şekil 7. 5 Hz Uyarı Altında 19 Yaşındaki Erkek Bireyden Alınan Sinyallerin Görüntüsü.



Şekil 8. 5 Hz Uyarı Altında 25 Yaşındaki Erkek Bireyden Alınan Sinyallerin Görüntüsü.



Şekil 9. 5 Hz Uyarı Altında 24 Yaşındaki Erkek Bireyden Alınan Sinyallerin Görüntüsü.



Şekil 10. 7 Hz Uyarı Altında 19 Yaşındaki Erkek Bireyden Alınan Sinyallerin Görüntüsü.

Aynı şartlarda farklı bireylerin beyni tarafından oluşturulan sinyaller şekillerden de görüleceği üzere farklılık göstermektedir. Bundan dolayı her birey için tasarlanan BBA sisteminin özel olması gerekmektedir. Dolayısıyla yapılan çalışmada her birey farklı frekanslarda uyarılara maruz bırakılmıştır. Bu uyarılar esnasında toplanan EEG sinyalleri 5-40 Hz geçiren filtreden geçirilmiştir. Farklı frekanslarda (7,5 – 8,5 – 10 – 12 Hz) Elde edilen sinyallerin Welch spektral güç yoğunlukları hesaplanarak kişi bilgisi ile bilgisayara kaydedilmiştir. Bu şekilde eğitim kısmı tamamlanmıştır. Sistemi kullanmak isteyen kullanıcı arayüz aracılığıyla yazmak istediği harfin bulunduğu kısma odaklanmıştır. Bu esnada elde edilen EEG sinyali yine filtreleme ve özellik çıkarma adımlarından geçirilerek elde edilen özellikler kişiye ait kayıtlı özellikler ile kıyaslanmıştır. Bu

kıyaslama işlemi KKA yöntemi ile gerçekleştirilmiştir. En büyük benzerliği gösteren kayıt, kullanıcının odaklandığı frekans olarak tespit edilmiştir. Sonuç olarak bu frekansta yanıp sönen bölümde yer alan harfin yazdırılması işlemi gerçekleştirilmiştir.

Çalışma başarımını ölçmek adına yaşları 18 ile 30 arasında değişen 2 kız ve 3 erkek birey sisteme tanıtılmıştır. Ardından her birinden sırası ile su, yemek ve tuvalet kelimelerini yazdırmaları istenmiştir. Bireylerin hepsi su ve yemek kelimesini zorlanmadan yazdırırken tuvalet kelimesi için 2 birey silme işlemine ihtiyaç duymuştur. Yapılan testler ile 5 kişinin gerçekleştirmiş olduğu toplam 15 denemeden 13'ünün doğrudan başarılı olduğu görülmüştür.

Sonuçlar ve Tartışma

Sosyal bir birey olan insanın çevresiyle iletişim kurabilmesi, yaşamsal faaliyetlerini sürdürebilmesi için en önemli aktivitelerinden biridir. Bu çalışmada kaza, hastalık gibi bazı sebeplerle iletişim yeteneklerini kaybeden bireylerin iletişim kurabilmeleri için SSVEP tabanlı heceleme sistemi gerçekleştirilmiştir. Çalışma kapsamında Emotiv Eporc+ EEG Headset kullanılmıştır. Alınan sinyaller 5-40 Hz geçirgen filtreden geçirilmiştir. Bu sinyallerin welch spektral güç yoğunlukları hesaplanarak öznelik o sinyale ait öznelikler edinilmiştir. BBA sistemlerinin en önemli özelliklerinden biri kişiden kişiye farklılık göstermesidir. Aynı olaylar farklı bireylerde farklı etkiler yaratır, aynı görseller farklı bireylerde farklı tepkilere sebep olur. Bu bağlamda BBA sistemlerinin genelleştirilmesi sistemin doğruluk payının azalması sonucunu doğurabilir. Bu yüzden geliştirilen sistem her birey için ayrı eğitim gerektirir. Eğitim için sistemi kullanacak kişiye farklı frekanslarda uyarılar verilmiş ve bu frekanslara göre verdiği tepkilerin özellikleri çıkarılarak kaydedilmiştir. Ardından gerçek zamanlı olarak kullanıcının uyarana odaklanması sonucu elde edilen sinyal ile önceden kaydedilen sinyaller KKA'ya tabi tutularak benzerlikleri belirlenmiştir. En çok benzerlik gösterdiği durum ise kullanıcının seçmek istediği durum olarak değerlendirilmiştir.

Tasarlanan sistem ile 5 farklı kullanıcıdan toplamda 15 farklı kelime yazması istenmiş ve yaklaşık 87%'sinin doğrudan istediği kelimeyi başarı ile yazdığını gözlemlenmiştir. Geri kalanlar ise silme işlemi gerçekleştirdikten sonra istedikleri kelimeyi yazdırabilmiştir. Yazılmak istenen kelimenin uzaması ile kullanıcıların odaklanmasında yaşanan düşüş ve kullanıcıların saç yoğunluğunun sistemin kararlılığını etkilediği gözlemlenmiştir.

Geliştirilen sistemden olumlu çıktılar elde edebilmek adına cihaz 180 derece döndürülerek, normal kullanımına ters biçimde kullanılmıştır. Görsel uyarana bağlı olarak oksipital bölgeden daha verimli sinyal almak adına yapılan bu işlem, cihazın düz kullanımına oranla daha kolay sinyal almasını sağlamıştır. Yapılan çalışmada ekranda bulunan görsel uyarılar doğrultusunda kullanıcılardan istedikleri kelimeyi yazdırmaları, silmeleri, seslendirmeleri gibi fonksiyonları başarılı bir şekilde tamamladıkları görülmüştür.

Teşekkür

Bu çalışma Fırat Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından MF.18.24 numaralı proje ile desteklenmiştir.

Kaynaklar

- Agustina, M., Correa, G., Laciari, E., (2011). Noise Removal from EEG Signals in Polisomnographic Records Applying Adaptive Filters in Cascade, *Adaptive Filtering Applications*.
- Ahn., J.W., Ku, Y., Kim, D.Y., Sohn, J., Kim, J.H., Kim, H.C., (2018). Wearable in-the-ear EEG system for SSVEP-based brain-computer interface, *Electronic Letters*, 54(7), 413-414.
- Barbati, G., Porcaro, C., Zappasodi, F., Rossini, P.M., Tecchio, F., (2004). Optimization of an independent component analysis approach for artifact identification and removal in magnetoencephalographic signals, *Clinical Neurophysiology*, 115, 1220-1232.
- Başçıl, S.M., (2015). Beyinde Üretilen Yöne Bağlı EEG Sinyallerinin Öznelik Çıkarımı Yardımıyla Sınıflandırılması, *Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*.
- Berge, H., (1929). Über das electrenkephalogramm des menchen, *Arch PsychiatrNervenkr.* 87, 527-570.

- Cambell, A.T., Choudhury T., Hu, S., Lu, H., Mukerjee, M.K., Rabbi, M., Raizada, R.D.S., (2010). Neurophone Brain-Mobile phone interface using a wireless EEG Headset, Mobiheld, New Delhi India.
- Coton, R., (1875). The electric currents of brain, *Br. Med. J.* 2278.
- Fakhruzzaman, N.M., Riksakomara E., Suryotrisongko H., (2015). EEG wave identification in human brain with Emotiv EPOC for motor imagery, *Procedia Computer Science*, 72, 269-276.
- Farwel, L.A., Donchin, E., (2008). Talking off the top of the head toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials, *Electroenceph Clin. Neurophysiol*, 510-523.
- Gökbulut, A.B., (2018). Beyin Bilgisayar Etkileşimi ile İnsansız Hava Aracı Kontrolü için döngüde İnsanlı Benzetim Çatısının Geliştirilmesi, *Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*.
- Grainmann, B., Allison, B., Pfurtscheller, G., (2011). Brain-Computer Interfaces: Revolutionizing Human-Computer Interaction, Springer Verlag.
- He, P., Wilson, G., Russell, C., (2004). Removal of ocular artifacts from electroencephalogram by adaptive filtering, *Medical and Biological Engineering and Computing*, 42, 407-412.
- Hotelling, H., (1936). Relations Between Two Sets of Variates *, *Biometrika Trust*, 28, 321-377.
- Kumar, P.S., Arumuganathan, R., Sivakumar, K., Vimal, C., (2008). A wavelet based Statistical Method for De-Noising of Ocular Artifacts in EEG Signals, *International Journal of Computer Science and Network Security (JCSNS)*, 8, 87-92.
- Lim, Hooi, S., Nisar, H., Thee, K.W., Yap, V.V., (2017). A novel method for tracking and analysis of EEG activation across brain lobes, *Biomedical Signal Processing and Control*, 40, 488-504.
- Olgun, N., Gokbulut M., Tanyıldızı, E., (2014). SSVEP Tabanlı Beyin Bilgisayar Arayüzü Tasarımı ve Sistem Otomasyonu, *Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*.
- Ozmen, G.N., (2010). Beyin Bilgisayar Arayüzü Tasarımı için Farklı Zihinsel Aktiviteler Esnasında Oluşan EEG İşaretlerinin Analiz Edilmesi ve Sınıflandırılması, *Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*.
- Pastor, M.A., Artieda, J., Arbizu, J., Valencia, M., Masdeu, J.C., (2003). Human cerebral activation during steady-state visual-evoked responses, *J. Neurosci*, 23, 621-627.
- Shooshtari, P., Mohamadi, G., Ardekani, B.M., Shamsollahi, M.B., (2006). Removing Ocular Artifacts from EEG Signals using Adaptive Filtering and ARMAX Modeling, *Proceedings of World Academy of Science Engineering and Technology*, 11, 277-280.
- Soman, S., Murthy B.K., (2015). Using brain computer interface for synthesized speech communication for the physically disabled, *Procedia Computer Science*, 46, 292-298.
- Thota, N., Lenka, A., George, L., Hedge, S., Arumugham, S.S., Prasad, S., Stezin, A., Kamble, N., Yadav, R., Pal, P.K., (2017). Impaired frontal lobe functions in patients with Parkinson's disease and psychosis, *Asian Journal of Psychiatry*, 30, 192-195.
- Virdi, P., Syal, P., Kumari., P. (2017). Home automation control system implementation using SSVEP based brain computer interface, *International Conference on Inventive Computing and Informatics (ICICI)*.
- Xue, Z., Li, J., Li, S. (2006). Using ICA to Remove Eye Blink and Power Line Artifacts in EEG, *Proceedings of the First International Conference on Innovative Computing, Information and Control*, 3, 107-110.
- Wolpaw, R.J., Birbaumer N., McFarland, D.J., Pfurtscheller, G., Vaughan, T.M., (2002). Brain interfaces for communication and control, *Clinical Neurophysiology*, 113, 767-791.
- Wu, C.H., Heba L., (2012). Impact of Stimulus Configuration on Steady State Visual Evoked Potentials (SSVEP) Response, *The Fourth International Conference on Advance Cognitive Technologies and Applications*.
- Yin, E., Zhou, Z., Jiang, J., Yu, Y., Hu, D., (2014). A Dynamically Optimized SSVEP Brain-Computer Interface (BCI) Speller, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 62(6), 1447-1456.
- Zhaojun, X., Jia, L., Song, L., Baikun, W., (2006). Using ICA to Remove Eye Blink and Power Line Artifacts in EEG, *Proceedings of the First International Conference on Innovative Computing Information and Control*, 3, 107-110.

Development of SSVEP Based Brain Computer Interface for Communication of Individuals with Loss of Motor Neurons

Extended abstract

Communicating is one of the most important activities in order to carry on his vital activities for social persons. In this study, SSVEP-based spelling system is implemented to keep communication of individuals with any loss of communication skills due to accident or illness. Emotiv Epoc+ EEG Headset is used in the study. The signals, which are received by the Epoc+, are passed through the preprocessing stages to remove noise. Then, noise-free raw EEG signals are available for feature extraction. By applying feature extraction on the signals, the information about that signal is obtained. One of the most important features of BCI (Brain Computer Interface) systems is that it differs from person to person. The same events create different effects in different individuals, the same visions cause different reactions in different individuals. In this context, generalization of BBA systems may result in a reduction of the accuracy of the system. Therefore, the proposed system requires a separate training for each individual. The stimulus at different frequencies are given to the person who will use the system for training, and the signal obtained is recorded after extracting features. Then, in real-time, the user's focus on the stimulus and the signal is obtained. The obtained signal and each of the trained signals are subjected to Canonical Correlation to find their similarity and detect which simulate the person focuses.

Considering the designed system interface, the greater the visual stimuli in the design, the more positive the user response has been. The user can focus more successfully with less eye fatigue. The fact that the small size of the stimulus affects the situation in the opposite way. The designed system is tested with many users. It is observed by experiments that factors such as hair density and hair length affect the stability of the system. While receiving high performance when the system is tested on short haired male subjects, it is encountered that the letters might be miswritten when the subjects are long haired males or long haired females.

In order to obtain positive outputs from the developed system, the device was rotated 180 degrees and used in reverse order to its normal use. Depending on the visual stimulus, this process, which is performed to get a more efficient signal from the occipital area, makes it easier to receive the signal than the straight use of the device. In the study done, with the help of the visual stimuli displayed on the screen, the users have successfully completed the functions such as printing/deleting the desired words and making it vocalize.

Keywords: Brain Computer Interface, BCI, SSVEP, EEG.