



Çoktan Seçmeli Sorularda Kararlı Durum Görsel Olarak Uyarılmış Potansiyel Tabanlı Beyin Bilgisayar Arayüzü Kullanılması

Elif Yıldırım¹, Fatih Aydın², Oğuzhan Başer³, Önder Aydemir⁴

(Alınış / Received: 17.12.2023, Kabul / Accepted: 10.01.2024, Online Yayınlanma / Published Online: 30.01.2024)

Anahtar Kelimeler

Beyin Bilgisayar Arayüzü
Elektroensefalografi
Kararlı Durum Görsel Olarak
Uyarılmış Potansiyel

Öz: Önerildiği ilk yıllarda daha çok felçli hastalara yönelik olan beyin bilgisayar arayüzü (BBA) teknolojisi zaman içinde akıllı ev ve araba uygulamalarından oyun sektörüne uzanan geniş bir yelpazede kullanılmaya başlanmıştır. Bu çalışmada kişilerin sadece düşüncelerini kullanarak, çoktan seçmeli sorulara yanıt vermelerine olanak sağlayan yeni bir BBA modeli geliştirilmiştir. Literatürde BBA modelleri için kullanılan elektroensefalogram (EEG) cihazları yerine, geliştirilen bu modelde Texas Ins. ADS1299 çipi ile bir EEG ölçüm sistemi tasarlanmıştır. Hem önerilen uygulama hem de geliştirilen ölçüm sistemi açısından yenilikçi olan bu çalışma; engelli statüsünde sınavlara katılan bireylerin sadece düşünceleri ile sorulara cevap vermelerine olanak sağlayacaktır.

Using Steady State Visually Evoked Potential-Based Brain Computer Interface in Multiple Choice Questions

Keywords

Brain Computer Interface
Electroencephalography
Steady State Visually Evoked
Potential

Abstract: In the early years, brain-computer interface (BCI) technology was primarily aimed at patients with paralysis. Over time, it has begun to be used in a wide range of applications, from smart home and car applications to the gaming industry. In this study, a new BCI model has been developed that allows individuals to answer multiple-choice questions using only their thoughts. Instead of electroencephalogram (EEG) devices commonly used in BCI models in the literature, this model involves a designed EEG measurement system using the Texas Ins. ADS1299 chip. This innovative study, both in terms of the proposed application and the developed measurement system, will enable individuals with disabilities to answer questions using only their thoughts in exams.

¹ Karadeniz Teknik Üniversitesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Trabzon, Türkiye

² Karadeniz Teknik Üniversitesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Trabzon, Türkiye

³ Karadeniz Teknik Üniversitesi, Medikal Cihaz Tasarım ve Üretim Uygulama ve Araştırma Merkezi, Trabzon, Türkiye

⁴ Karadeniz Teknik Üniversitesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Trabzon, Türkiye

Sorumlu yazar ve e-posta adresi: Fatih Aydın aydinf@ktu.edu.tr

1. Giriş

Beynin elektriksel aktivitesini gerçek zamanlı olarak işleyip bilgisayar komutlarına dönüştüren ve bu yolla beyin ile bilgisayar arasında bir haberleşme katmanı oluşturan sistemlere beyin bilgisayar arayüzü (BBA) denir [1]. Literatürde; BBA ile ilgili tıp, haberleşme, kontrol/kumanda, eğlence gibi alanlarda birçok çalışma yapılmıştır ve bu çalışmaların çoğu beyin sapı felci, ileri seviye omurga hasarı, amyotrofik lateral skleroz (ALS) gibi kronik kas-sinir hastalıkları sonucunda felçli olan bireylerin yaşadığı kontrol ve iletişim problemlerini gidermeye odaklanmıştır [2, 3]. Örnek olarak ALS hastalarında zamanla konuşma hızının düşmesiyle anlaşılabilirliğin azalmaya başladığı durumlarda hastanın iletişim kurabilmesi için BBA sistemlerinin oldukça yararlı uygulamalar olduğu görülmektedir [4]. Cortez vd. (2021) yaptıkları çalışmada, felç geçirmiş bireylerin evlerindeki konforunu koruyabilmek adına kontrol alanından bir örnek olarak BBA entegre edilmiş akıllı ev sistemlerini kullanabileceklerini göstermiştir [5].

P300 ve kararlı durum görsel olarak uyarılmış potansiyel (KDGoup, ing. Stable State Visually-Evoked Potential-SSVEP) BBA çalışmalarında en sık kullanılan yöntemlerdendir [6]. P300, beynin beklenmedik bir uyarana karşılaştıktan 300 ms. sonra tepki olarak ürettiği elektriksel aktiviteye verilen isimdir [7]. KDGoup ise belirli bir frekans ile yanıp sönen görsel bir uyarana karşısında beyinde oluşan tepkidir. İncelenen EEG kayıtlarında görülmüştür ki görsel uyarının frekansı, beyin görsel bölgesi olarak anılan oksipital bölgedeki elektriksel aktivitenin baskın frekansı ile ilişkilidir [8].

Literatürde bulunan BBA çalışmaları sayesinde, kullanıcıların BBA heceleyicileri adı verilen yazım arayüzleri ile kendilerini ifade edebilmesini [9, 10], bir tekerlekli sandalyeyi veya bir el protezini kontrol edebilmesini [11, 12], bir bilgisayar oyunu oynayabilmesini [13, 14] veya günlük yaşantıda yardımcı olabilecek bazı elektronik cihazları [15, 16] kontrol edebilmesi mümkün kılınmıştır. Son zamanlarda ise BBA, giderek popülerlik kazanan sanal gerçeklik ve nesnelerin interneti teknolojileri ile entegre edilmektedir ve BBA aracılığıyla ortamın gerçek zamanlı olarak kontrol edildiği çalışmalar gerçekleştirilmektedir [17]. Ayrıca askeri alanda BBA kullanımı öngörülmektedir [18]. Wang vd. (2018) Tetris oyunu kontrolleri için geliştirdikleri hibrit yöntemde motor hayali ve KDGoup yöntemlerini kullanmışlardır. Motor hayali yöntemi hız ve doğruluğun yüksek olması gereken komutlar için kullanılırken; KDGoup yöntemi oyunda karşılaşılabilecek hatalı rotasyon komutlarını olabilecek en az seviyeye indirebilmek için kullanılmıştır [19]. Allison vd. (2014) tarafından yapılan 4 seçeneğe sahip hibrit P300/KDGoup çalışmasında P300 ve KDGoup tekniği yakın sonuçlar vermiş olsa da katılımcılar P300 içeren paradigmayı daha yorucu bulmuşlardır. Bunun yanında sürekli kontrol gerektiren sistemlerde KDGoup kullanımının daha uygun olacağı sonucuna varılmıştır [20]. KDGoup tabanlı BBA ile bir elektrikli el protezin hareket ettirilmesini amaçlayan Muller-Putz ve Pfürtscheller (2008), yaptıkları çalışmada gerçekleştikleri protezi, parmakları açıp kapayarak kavrama işlevini, buna ek olarak da bileği sağa ve sola döndürmeyi sağlayacak şekilde programlamıştır. Bileğin sola döndürülmesini sağlayacak 6 Hz frekanslı led serçe parmağa, sağa döndürülmesini sağlayacak 7 Hz frekanslı led ise işaret parmağına bağlamıştır. Eğitim sırasında gönüllüler aracılığıyla toplamda 160 deneme yapılmış ve bu denemeler sonucunda %44 ile %88 sınıflandırma doğruluğu elde edilmiştir [12]. KDGoup tabanlı bilgisayar oyunu tasarlayan E. Lalor vd. (2004) yaptıkları çalışmada, KDGoup tabanlı BBA kullanarak, 3D oyunların beyinden alınan EEG sinyalleri ile kontrol edilmesini hedeflemişlerdir. Oyunun arayüzünde, karakterin sağ ve solunda bulunan 2 farklı frekansa sahip (6 ve 8 Hz) matrisler kullanılmıştır. Böylece dengenin hangi tarafa kurulması gerektiğini oyuncu seçmektedir. Bu sinyallerin anlaşılabilir hale getirilmesi için 3 öznitelik ve çeşitli sınıflandırma metotları kullanılmıştır. Test aşamasında oyun, çalışmaya katılan oyuncular tarafından 48 tur oynanmıştır ve bu oyunlardan 41 tanesinde animasyonlu karakter dengede kalarak oyunu başarılı bir şekilde tamamlamıştır. Bu çalışmanın sağladığı performansın, dikkat eksikliği/hiperaktivite bozukluğu teşhisi konmuş hastaların rehabilitasyon sürecine olan etkisini pozitif yönde artıracak ön sürülmüştür [13]. Hongtao Wang vd. (2011) ise yaptıkları çalışmada, KDGoup tabanlı BBA kullanarak uzaktan kumandalı elektrikli arabanın, beyinden alınan EEG sinyallerini kullanarak kontrolünü sağlamayı amaçlamışlardır. Görsel uyarım olarak 9 Hz, 11 Hz, 13 Hz, 15 Hz ve 17 Hz frekans değerlerine sahip 5 farklı led kullanılmıştır. Bu ledler ileri, geri, sağ, sol ve durdurma komutlarına ait bileşenlerdir. Gerekli öznitelik çıkarma ve sınıflandırma metotları uygulandıktan sonra, farklı dönem uzunluklarına sahip kişilerden alınan verilerin sınıflandırılmasında çapraz doğrulama metodu kullanılmış ve dönem uzunlukları arttıkça sınıflandırma doğruluğu %100'e yakın doğruluk vermiştir [14].

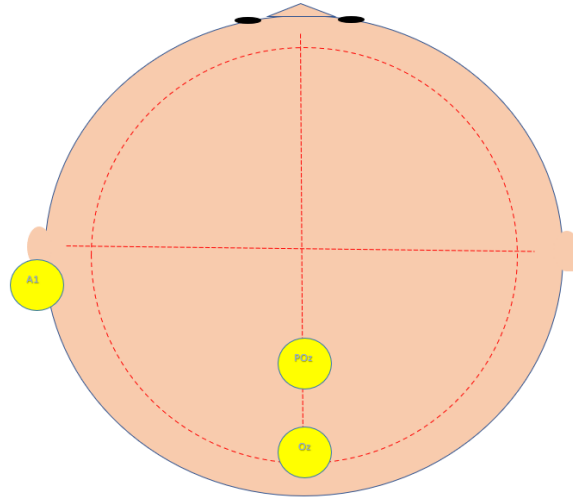
Literatür incelemeleri göstermektedir ki; KDGoup tabanlı BBA ile oluşturulan çalışmaların birçoğu heceleyiciler, tekerlekli sandalyeler ve bilgisayar oyunları üzerine olan çalışmalara odaklanmıştır. Ancak mevcut çalışmalar, bireylerin sadece nöral aktivitelerini kullanarak çoktan seçmeli bir soruya yanıt vermesine olanak tanıyan bir KDGoup tabanlı BBA çalışmanın henüz gerçekleştirilmediğine işaret etmektedir. Bu tür bir çalışma, özellikle genel kültür alanında doğru ve yanlış seçenekler içeren sınav sorularının yalnızca nöral aktivite ile yanıtlanabilmesi açısından büyük potansiyele sahiptir. Bu çalışmanın temel amacı, bireylerin çoktan seçmeli sorulara sadece nöral aktivitesiyle KDGoup tabanlı BBA kullanarak yanıt verebilmeleri ve verdikleri yanıtların yüksek bir doğrulukla belirlenmesidir. Verilen yanıtın yüksek doğrulukla belirlenebilmesi için Ag/AgCl kendinden jelli elektrot

kullanılarak oksipital bölgeden alınan EEG sinyallerine Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD) ve bant gücü özneteliği uygulanmıştır. Uygulanan yöntemler sonucunda 8 sorudan 7 tanesinde katılımcıların seçtiği seçenek tespit edilmiştir ve %87.5 sınıflandırma doğruluğu elde edilmiştir.

2. Materyal ve Metot

2.1. Verilerin Alınması

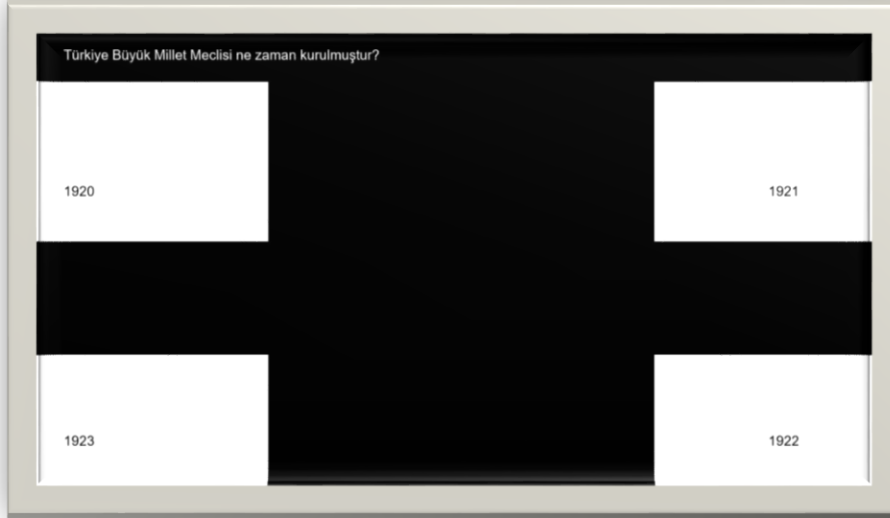
Verilerin alınması amacıyla 2 gönüllü katılımcı test ortamına davet edilmiştir. Gönüllü katılımcılar 'Katılımcı 1' ve 'Katılımcı 2' olarak adlandırılmıştır. Katılımcı 1, bilinen herhangi bir nöro-kas veya zihinsel bozukluğu olmayan sağlıklı ve kısa saçlı olan 24 yaşındaki bireydir. Katılımcı 2 de bilinen herhangi bir nöro-kas veya zihinsel bozukluğu olmayan sağlıklı ve Katılımcı 1'e göre daha uzun saçlı olan 25 yaşındaki bireydir. Gönüllü katılımcılar 60 Hz yenileme hızına sahip LCD monitörden 0.7 metre uzaklıkta rahat bir sandalyeye oturtulmuştur. Yerini alan katılımcıdan ilgili EEG sinyallerinin alınması amacıyla, 10-20 elektrot sistemine göre A1 referans alınarak Pz ve Oz konumlarına 2 adet Ag/AgCl kendinden jelli elektrot yerleştirilmiştir. Kaydedilen EEG sinyallerinin sinyal-gürültü oranını yükseltmek amacıyla elektrot empedansları 10 k Ω 'un altında tutulmuştur.



Şekil 1. Elektrot konumları

Gönüllü katılımcılardan ADS1299 ön uç arayüzü kartının 3 kanalı kullanarak ilgili EEG sinyal verileri kaydedilmiştir. Bu kanalların iki tanesi fark alma üçüncüsü ise topraklama amacıyla kullanılmıştır. Örneklem frekansı 500 Hz olup her bir soru için 6000 örnek içeren, 12 saniye uzunluğunda kayıt alınmıştır.

Deney esnasında katılımcının ona yöneltilen soru ve seçenekleri okuması, yanıt vermek istediği ilgili hücrede siyah/beyaz olarak yanıp sönen ışığa odaklanması ve bunun sonun olarak görsel uyarım frekansı ile ilgili bantta nöral aktivite oluşturması için bir uyarım paradigması oluşturulmuştur. Oluşturulan uyarım paradigması arayüzünde siyah arka plan üzerine seçenekler için dört ayrı hücre konumlandırılmıştır. Her hücre sadece kendine ait bir frekansta siyah ve beyaz renklerde yanıp sönmektedir. Hücrelerin içerisine seçenek metni yanıp sönmeyecek şekilde siyah renkte yazılmıştır. Sorular, bu bölünmüş hücrelerin yukarısında kalan boş alana yazılmıştır. Sorunun bulunduğu alanda herhangi bir yanıp sönmeye işlemi uygulanmayıp; siyah zemin üzerine beyaz renkte yazılmıştır. Uyarım paradigması arayüzü MATLAB R2022b üzerinden Psychtoolbox kullanılarak oluşturulmuştur. Hücreler üzerinde bulunan görsel uyarım frekansları A, B, C, D seçenekleri için sırasıyla 8.5 Hz, 6.6 Hz, 10 Hz ve 7.5 Hz olarak belirlenmiştir.



Şekil 2. Tasarlanan uyartım paradigması arayüzü

Uyartım paradigma arayüzü çalıştırıldığında ekranda tek bir soru görülmektedir. Soruya ait seçenekler, kendi frekanslarında yanıp sönmeye başlamadan önce 5 saniye boyunca ekranda kalmaktadır. Bu süre zarfında gönüllü katılımcının soru ve seçenekleri okuması beklenmiştir. 5 saniye ardından 7 saniye süren, seçeneklerin yanıp sönmeye işlemi başlatılmıştır. 7 saniye süren yanıp sönmeye işlemi bittikten sonra yeni soru ekrana gelmiştir ve süreç aynı şekilde devam etmiştir. Her katılımcıya art arda olacak şekilde 4 adet soru yöneltilmiştir. Deney sonrasında katılımcıların sorulara verdikleri yanıtlar beyanları üzerine kaydedilmiştir.

2.2. Yöntem

Önerilen yöntem 4 aşamadan oluşmaktadır. Bunlar HFD alınması, filtreleme, bant gücü özniteliği çıkarılması ve sınıflandırma aşamalarıdır.

Bir kişi, belli bir frekansta yanıp sönen bir uyarıyı izlediğinde, beyindeki KDGÖUP yanıtı, ilgili yanıp sönmeye frekansında ortaya çıkmaktadır [21]. Bu nedenle uygulanacak yöntemlerle elde edilen sinyal verilerinin filtrelenmesi, frekans bölgesi analizi ve bu bölgedeki güç analizinin yapılması gerekmektedir. Bu gereklilikler doğrultusunda kaydedilen sinyal verilerine HFD ve bant gücü özniteliği uygulanmıştır. Elde edilen bant gücü değerlerine göre sınıflandırma yapılmıştır. Uygulama ortamı olarak MATLAB R2022b kullanılmıştır.

2.2.1. Hızlı Fourier Dönüşümü

Frekans alan analiz yöntemi olan HFD, literatürde bulunan BBA çalışmalarında beyin sinyallerinden öznitelik çıkarılması aşamasında sıkça tercih edilmektedir [22]. HFD, çalışmada farklı frekansta yanıp sönen hücreler sonucu oluşan nöral banttaki aktivitenin ayırt edici davranışlarını gözlemlemek, hücrelerin sahip olduğu frekans aralıklarındaki (6.6 Hz ile 10 Hz) göreceli gücü keşfetmek ve baskın frekans bileşenlerini belirlemek için kaydedilen verilere uygulanmıştır. HFD, ayrık Fourier dönüşüm işleminin hızlandırılmış bir versiyonu olduğundan örneklenmiş bir sinyalin ayrık Fourier dönüşümü Denklem 1'de verilmiştir.

$$X(k) = \sum_{n=1}^{N-1} x(n) e^{-j2\pi kn/N} \quad (1)$$

Denklem 1'de $X(k)$ Fourier katsayılarını, $x(n)$ dönüşümü alınmak istenen işaret, N işaretteki örnek sayısını temsil etmektedir.

2.2.2. Bant Gücü Özniteliği Çıkarılması ve Sınıflandırma

Sinyal işleme bağlamında, bant gücü bir sinyalin belirli bir frekans bandında bulunan güç miktarını ifade etmektedir. Gönüllü katılımcıların vermiş olduğu yanıt seçeneğinin belirlenebilmesi için HFD alınmış verilerden bant gücü özniteliği elde edilmiştir. Bunun için ilgili frekansları içerisinde bulunduran 5-11 Hz arası bant, adım büyüklüğü 0.9 Hz seçilerek 6.6 Hz, 7.5 Hz, 8.5 Hz ve 10 Hz olacak şekilde 4 farklı bantta bölünmüştür. Her veri için, bölünen her bir bantın ayrı ayrı bant gücü, o banttaki sinyal örneklerinin büyüklüğünün kareleri toplanarak hesaplanmıştır. İlgilenilen frekansın bulunduğu bantta hesaplanan toplam güç değerinin, diğer seçeneklerin sahip

olduğu frekansların bulunduğu bantlardaki güç değerinden daha büyük olması beklenmiştir. Böylece büyük güç değerine sahip banda düşen frekans ile yanıp sönen seçenek, seçilen yanıt seçeneği olarak sınıflandırılmıştır. Örneğin 8.5 Hz frekansına sahip A seçeneğini seçen katılımcıdan alınan sinyal verilerinin bu belirlenen 4 bant için güç değerleri ayrı ayrı hesaplandığında, 7.6–9.4 Hz aralığında bulunan bantta oluşan güç değerinin diğer bantlarda (5.7–7.5 Hz, 9.1–10.9 Hz ve 6.6–8.4 Hz) hesaplanan güç değerlerinden daha yüksek bir değerin elde edilmesi beklenmiştir. Böylece elde edilen bu sonuç A seçenek grubuna sınıflandırılmıştır.

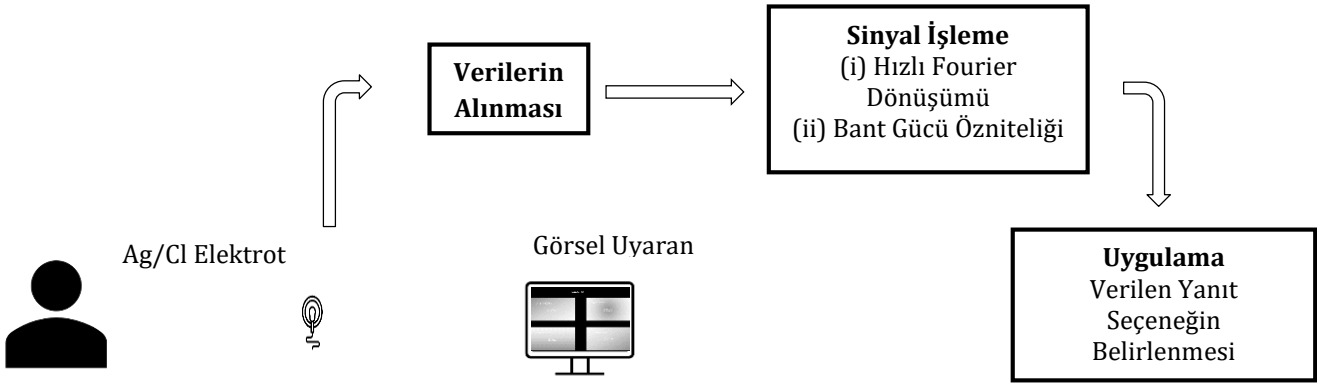
Tablo 1. Belirlenen frekans bant sınırları

Seçenekler	Seçeneklerin Sahip Olduğu Merkez Frekanslar (Hz)	Bant Gücü Özniteliği İçin Belirlenen Frekans Bant Sınırları (Hz)
A Seçeneği	8.5	7.6–9.4
B Seçeneği	6.6	5.7–7.5
C Seçeneği	10	9.1–10.9
D Seçeneği	7.5	6.6–8.4

$X(f)$, f karmaşık sayı olarak frekansı temsil etmek üzere bant gücü Denklem 2 kullanılarak hesaplanmıştır.

$$\sum |X(f)|^2 \quad (2)$$

Çalışmanın akış diyagramı Şekil 3'teki gibidir.



Şekil 3. Çalışma akış diyagramı

3. Bulgular

Bu çalışmada, KDGOUPTABANLI BBA kullanılarak çoktan seçmeli bir soruya verilen yanıt seçeneğinin doğru tespit edilmesi amaçlanmıştır. Bu amaç doğrultusunda, kaydedilen verilere HFD uygulanmış ve bu verilerin bant gücü öznitelikleri elde edilmiştir. Elde edilen bant gücü değerlerine göre sınıflandırma yapılmıştır. Bant gücünü hesaplamak için 5–11 Hz aralığı, yanıt frekansları ile örtüşen 4 ayrı frekans bandına ayrılmıştır. Seçeneklerin sahip olduğu frekans değerleri merkez kabul edilerek bu değerlerden 0.9 Hz düşük ve 0.9 Hz yüksek olan değerler bant sınırları olarak kabul edilmiştir. Her veri için, bölünen her bir bantın ayrı ayrı bant gücü, o banttaki Fourier dönüşümü alınan sinyal örneklerinin büyüklüğünün kareleri toplanarak MATLAB R2022b üzerinden hesaplanmıştır. Elde edilen bant gücü değerleri katılımcının hangi seçeneği seçtiği konusunda bilgi vermektedir. Elde edilen sonuçlara göre en yüksek bant gücüne sahip frekans bandında bulunan seçenek, katılımcının seçtiği yanıt seçeneği olarak sınıflandırılmıştır. Bu yöntemle 4 sınıflı bir sınıflandırma yapılmıştır. Katılımcılardan alınan 8 sinyal verisinin hesaplanan bant gücü değerleri Tablo 2, Tablo 3, Tablo 4 ve Tablo 5'te verilmiştir.

Tablo 2. A seçeneği (8.5 Hz) seçildiğinde kaydedilen verilerin bant gücü değerleri

	5.7-7.5 Hz Sınırlarına Sahip Bant	6.6-8.4 Hz Sınırlarına Sahip Bant	7.4-9.4 Hz Sınırlarına Sahip Bant	9.1-10.9 Hz Sınırlarına Sahip Bant
Katılımcı 1 İçin Hesaplanan Bant Gücü (μV)	140	115	182	136
Katılımcı 2 İçin Hesaplanan Bant Gücü (μV)	126	114	205	164

Tablo 2'de katılımcıların A seçeneğine odaklandıkları anlarda kaydedilen verilerin bant gücü değerleri gösterilmiştir. İki katılımcı için de bant gücünün en yüksek olduğu frekans bandı 7.4-9.4 Hz olmuştur. Bu, A seçeneğinin yanıp sönme frekansını içeren frekans bandı olduğu için sınıflandırma doğru sonucu vermiştir.

Tablo 3. B seçeneği (6.6 Hz) seçildiğinde kaydedilen verilerin bant gücü değerleri

	5.7-7.5 Hz Sınırlarına Sahip Bant	6.6-8.4 Hz Sınırlarına Sahip Bant	7.4-9.4 Hz Sınırlarına Sahip Bant	9.1-10.9 Hz Sınırlarına Sahip Bant
Katılımcı 1 İçin Hesaplanan Bant Gücü (μV)	236	170	166	229
Katılımcı 2 İçin Hesaplanan Bant Gücü (μV)	252	197	159	153

Tablo 4. C seçeneği (10 Hz) seçildiğinde kaydedilen verilerin bant gücü değerleri

	5.7-7.5 Hz Sınırlarına Sahip Bant	6.6-8.4 Hz Sınırlarına Sahip Bant	7.4-9.4 Hz Sınırlarına Sahip Bant	9.1-10.9 Hz Sınırlarına Sahip Bant
Katılımcı 1 İçin Hesaplanan Bant Gücü (μV)	318	276	287	429
Katılımcı 2 İçin Hesaplanan Bant Gücü (μV)	285	219	252	376

Tablo 3'te ise iki katılımcı için de B seçeneğinin yanıp sönme frekansını olan 6.6 Hz merkezli 5.7-7.5 Hz frekans bandı en yüksek güç değerlerini içermektedir. Bu yüzden önerilen yöntem ile bu seçenek için de doğru sınıflandırma yapılmıştır. Benzer şekilde Tablo 4'te C seçeneği için iki katılımcının verisi de doğru sınıflandırılmıştır.

Tablo 5. D seçeneği (7.5 Hz) seçildiğinde kaydedilen verilerin bant gücü değerleri

	5.7-7.5 Hz Sınırlarına Sahip Bant	6.6-8.4 Hz Sınırlarına Sahip Bant	7.4-9.4 Hz Sınırlarına Sahip Bant	9.1-10.9 Hz Sınırlarına Sahip Bant
Katılımcı 1 İçin Hesaplanan Bant Gücü (μV)	318	276	287	429
Katılımcı 2 İçin Hesaplanan Bant Gücü (μV)	285	219	252	376

Son tablo olan Tablo 4 incelendiğinde sonuç beklenenden farklı elde edilmiştir. D seçeneğinin (7.5Hz) seçildiği bilinen verinin, 4 frekans bandındaki bant gücü her bir bant için ayrı ayrı hesaplanmıştır. Katılımcı 1 için en yüksek bant gücü beklediği şekilde 6.6–8.4 Hz sınırlarına sahip bant üzerinde elde edilirken; Katılımcı 2 için en büyük güç değerine sahip bandın 7.4–9.4 Hz sınırlarına sahip bant olduğu gözlemlenmiştir. Katılımcı 1 için doğru sınıflandırma yapılmıştır. Katılımcı 2 için elde edilen sonuç incelendiğinde, önerilen yönteme göre seçilen seçenek C olarak hesaplanmıştır.

Elde edilen sonuçların karşılaştırılabilmesi için Tablo 6 oluşturulmuştur.

Tablo 6. Verilen yanıt seçenekleri ve bant gücü özneliği sonucunda tespit edilen seçenekler

	Veri Seti 1				Veri Seti 2			
Katılımcının Verdiği Yanıt Seçeneği	A	B	C	D	A	B	C	D
Tespit Edilen Yanıt Seçeneği	A	B	C	D	A	B	C	C

Çıkarılan bant gücü özneliği sonucunda Katılımcı 1 için 4 sorunun hepsi doğru sınıflandırılırken, Katılımcı 2 için 4 sorunun 3 tanesi doğru sınıflandırılmıştır. Tüm sorular göz önüne alındığında %87.5 sınıflandırma doğruluğu elde edilmiştir.

4. Tartışma ve Sonuç

Bu çalışmada, KDGoup tabanlı BBA sayesinde bir bireyin, arayüz ekranında bulunan çoktan seçmeli bir soruya sadece nöral aktivitesiyle istediği yanıtı verebileceği gösterilmiştir. Katılımcılardan alınan veriler üzerindeki baskın frekans bileşenlerini bulmak için HFD uygulanmış ve bant gücü öznelikleri çıkartılarak veriler sınıflandırılmıştır. Sınıflandırma sonucunda 8 sorunun 7 tanesine verilen yanıtlar doğru tespit edilerek çalışma sonucunda %87.5 sınıflandırma doğruluğu elde edilmiştir.

Çalışmanın sınıflandırma doğruluğunu etkileyen durumlardan ilki, uyartım paradigma arayüzü tasarımı olabilir. Katılımcıdan veri alınması sırasında, katılımcının istediği yanıt seçeneğinin bulunduğu hücreye odaklanırken dikkatinin dağılması, ya da diğer hücrelerin yanıp sönmelerinin katılımcıların görüş açıları içinde gerçekleşmeleri sonuçları etkileyebilir. Katılımcının dikkatinin dağılmaması ve yanıt seçeneklerine odaklanabilmesi için uyartım paradigma arayüzünün iyileştirilmesi gerekebilir.

Çalışma gerçekleştirilirken katılımcının sahip olduğu saç uzunluğunun, verilerin alınması aşamasında bir etken olabileceği gözlemlenmiştir. Örneğin Katılımcı 1 kısa saç tipine sahipken, Katılımcı 2 uzun saç tipine sahiptir. Bu saç tipi Katılımcı 2 ile elektrot arasındaki elektrot ile cilt empedansını arttırmış olabilir. Katılımcı 1'den alınan veri içerisinde bulunan tüm seçenekler doğru tespit edilirken; Katılımcı 2'den alınan veri içerisinde bulunan bir seçeneğin tespit edilememesinin nedeni oluşan elektrot ile cilt arasındaki empedans olabilir. Bu nedenle, gelecekte benzer çalışmalar yapılırken, katılımcının saç uzunluğu gibi faktörlerin dikkate alınması gerekebilir.

Dikkate alınması gereken diğer önemli nokta, çalışmada kullanılan veri sayısının sınırlı olmasıdır. İki gönüllü katılımcıdan kaydedilen veri miktarı elde edilen sonuçların güvenilirliğini etkilemiştir. Gönüllü katılımcıların sayıları artırılarak yapılacak deneylerden alınacak verilerin, sonuçları nasıl etkileyebileceği konusunda daha fazla araştırmaya ihtiyaç vardır.

Bu çalışmada, çoktan seçmeli sorulara yanıt verilmesi gereken senaryolarda KDGoup tabanlı BBA kullanılabilirliğine yönünde başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Bu senaryolar bir sınav, oyun veya yarışma olabilir. Çalışmada motor fonksiyonları ve beyin düşünme yetisi sağlıklı olan katılımcılardan kaydedilen veriler kullanılarak bazı sonuçlar elde edilmiştir ancak benzer sonuçların motor fonksiyonlarında hasar bulunan fakat beyin düşünme yetisi sağlıklı bireylerde de elde edilebileceği öngörülmektedir. Bu durum motor fonksiyonlarında hasar bulunan fakat beyin düşünme yetisi sağlıklı olan bireylerin eğitim ve öğretim hayatına önemli bir katkı sağlama potansiyeli oluşturmaktadır. Örneğin bu çalışma, ALS hastası olan bireylerin lise veya üniversiteye giriş sınavlarına katılmalarını kolaylaştırabilir. Böylece bu çalışma ilgili kitleye daha fazla fırsat eşitliği sunabilir. Bu çalışma konsepti, çoktan seçmeli soruları içeren bir oyuna veya yarışmaya uyarlanabilir. Böylece çalışma daha geniş bir topluluğa erişilebilir. Dolayısıyla, bu çalışma sadece ilgili bireylerin eğitim hayatına katkı sağlama, yaşam

kalitesini artırma ve toplumda daha fazla eşitlik potansiyeli oluşturmakla kalmayıp; oyun sektörü ve eğlence alanında BBA'ların kullanımına teşvik sağlayabilir.

5. Teşekkür

Bu çalışma TÜBİTAK 2209-B Üniversite Öğrencileri Sanayiye Yönelik Araştırma Projeleri Desteği programı kapsamında 1139B412202088 numaralı proje ile desteklenmiştir.

Çıkar Çatışması

Yazar(lar), bilinen herhangi bir çıkar çatışması veya herhangi bir kurum/kuruluş ya da kişi ile ortak çıkar bulunmadığını onaylamaktadırlar.

Kaynakça

- [1] Kawala-Sterniuk, A., ve diğerleri. (2021). *Summary of over Fifty Years with Brain-Computer Interfaces—A Review. Brain Sciences*, 11(1), 43.
- [2] McFarland, D. J., & Wolpaw, J. R. (2017). EEG-based brain-computer interfaces. *Current Opinion in Biomedical Engineering*, 4, 194-200.
- [3] Zabcikova, M., Koudelkova, Z., Jasek, R., & Lorenzo Navarro, J. J. (2022). Recent advances and current trends in brain-computer interface research and their applications. *International Journal of Developmental Neuroscience*, 82(2), 107-123.
- [4] Vaughan, T. M. (2020). Brain-computer interfaces for people with amyotrophic lateral sclerosis. *In Handbook of Clinical Neurology*, Vol. 168, 33-38.
- [5] Cortez, S. A., Flores, C., & Andreu-Perez, J. (2021). A Smart Home Control Prototype Using a P300-Based Brain-Computer Interface for Post-stroke Patients. In Y. Iano, R. Arthur, O. Saotome, G. Kemper, & A. C. Borges Monteiro (Eds.), *Proceedings of the 5th Brazilian Technology Symposium* (s. 202). Springer, Cham.
- [6] Amiri, S., Fazel-Rezai, R., & Asadpour, V. (2013). A review of hybrid brain-computer interface systems. *Advances in Human-Computer Interaction*, 2013, 1-1.
- [7] S. Kundu and S. Ari, "MsCNN: A Deep Learning Framework for P300-Based Brain-Computer Interface Speller," in *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, vol. 2, no. 1, pp. 86-93, Feb. 2020, doi: 10.1109/TMRB.2019.2959559.
- [8] Zhu, D., Bieger, J., Garcia Molina, G., & Aarts, R. M. (2010). A survey of stimulation methods used in SSVEP-based BCIs. *Computational intelligence and neuroscience*, 2010.
- [9] Yin, E., Zhou, Z., Jiang, J., Yu, Y., & Hu, D. (2015). A Dynamically Optimized SSVEP Brain-Computer Interface (BCI) Speller. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 62(6), 1447-1456.
- [10] Chen, X., Chen, Z., Gao, S., & Gao, X. (2014). A high-ITR SSVEP-based BCI speller. *Brain-Computer Interfaces*, 1(3-4), 181-191.
- [11] Albawardi, H., Almoaibed, A., Al Abbas, N., Alsayed, S., Almaghlouth, T., & Alzahrani, S. (2021, December). Design of Low-Cost Steady State Visually Evoked Potential-Based Brain Computer Interface Using OpenBCI and Neuromore. In *2021 4th International Conference on Bio-Engineering for Smart Technologies (BioSMART)* (pp. 1-4). IEEE.
- [12] Müller-Putz, G. R., & Pfurtscheller, G. (2008). Control of an electrical prosthesis with an SSVEP-based BCI. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(1), 361-364.
- [13] Lalor, E., Kelly, S., Finucane, C., Burke, R., Reilly, R., & Mcdarby, G. (2004). Brain computer interface based on the steady-state VEP for immersive gaming control. *Biomed. Tech.*, 49, 63.

- [14] Jiang, L., Guan, C., Zhang, H., Wang, C., & Jiang, B. (2011). Brain computer interface based 3D game for attention training and rehabilitation. In 2011 *6th IEEE Conference on Industrial Electronics and Applications* (s. 124-127).
- [15] Shao, L., Zhang, L., Belkacem, A. N., Zhang, Y., Chen, X., Li, J., & Liu, H. (2020). EEG-Controlled Wall-Crawling Cleaning Robot Using SSVEP-Based Brain-Computer Interface. *Journal of Healthcare Engineering*, vol. 2020, Article ID 6968713, 11 pages.
- [16] Marin, I., Al-Battbooti, M. J. H., & Goga, N. (2020). Drone Control based on Mental Commands and Facial Expressions. In 2020 *12th International Conference on Electronics, Computers and Artificial Intelligence (ECAI)* (s. 1-4).
- [17] Coogan, C. G., & He, B. (2018). Brain-Computer Interface Control in a Virtual Reality Environment and Applications for the Internet of Things. *IEEE Access*, 6, 10840-10849.
- [18] Cutter, P. A. (2015). The Shape of Things to Come: The Military Benefits of the Brain-Computer Interface in 2040. Air Command and Staff College.
- [19] Wang, Z., Yu, Y., Xu, M., Liu, Y., Yin, E., & Zhou, Z. (2018). Towards a Hybrid BCI Gaming Paradigm Based on Motor Imagery and SSVEP. *International Journal of Human-Computer Interaction*, 35(3), 197-205.
- [20] Allison, B. Z., Jin, J., Zhang, Y., & Wang, X. (2014). A four-choice hybrid P300/SSVEP BCI for improved accuracy. *Brain-Computer Interfaces*, 1(1), 17-26.
- [21] Zhou, C. (2023). SSVEP-Based BCI Wheelchair Control System. arXiv preprint arXiv:2307.08703.
- [22] Albahri, A. S., Al-Qaysi, Z. T., Alzubaidi, L., Alnoor, A., Albahri, O. S., Alamoodi, A. H., & Bakar, A. A. (2023). A systematic review of using deep learning technology in the steady-state visually evoked potential-based brain-computer interface applications: current trends and future trust methodology. *International Journal of Telemedicine and Applications*, 2023.