



Kod-Modülasyonlu Görsel Uyarılmış Potansiyel Tabanlı Beyin-Bilgisayar Arayüzlerinde Yüksek Uyarın Gösterim Hızının Etkileri

Effects of High Stimulus Presentation Rate on c-VEP based BCIs

Toygun Başaklar ve Yusuf Ziya İder

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü
Bilkent Üniversitesi
Ankara, Türkiye

basaklar@ee.bilkent.edu.tr, ider@ee.bilkent.edu.tr

Yiğit Tuncel

School of Electrical, Computer and Energy Engineering
Arizona State University
Tempe, AZ, USA
yittuncel@asu.edu

Özetçe—Bu çalışma yüksek uyarın gösterimi hızlarının (monitörün yinleme hızı) kod-modülasyonlu görsel uyarılmış potansiyel (KMGUP) tabanlı heceleyici bir BBA üzerine olan etkilerini araştırmayı amaçlamaktadır. Bu amaçla, 240 Hz yinleme hızına sahip bir monitör kullanılarak bir 6x6 heceleyici BBA tasarlanmıştır. 6 denek, 127-bit m-sekansı kullanılarak gerçekleştirildiğimiz 60 Hz (E1), 120 Hz (E2) ve 240 Hz (E3) yinleme hızlarını içeren toplamda 3'er deneye katılmıştır. Tüm deneyler ve denekler için bilgi aktarım hızı (BAH) ve doğruluk oranları hesaplanmıştır. Ayrıca, KMGUP tepkelerinin güç spektral yoğunluk (GSY) tahminleri ve temel bileşen analizi (TBA) sonuçları değerlendirilmiştir. Ortalama BAH ve doğruluk oranları değerleri E1 için 84.24 bit/dk ve %91, E2 için 90.68 bit/dk ve %95 ve E3 için ise 72.16 bit/dk ve %82 olarak hesaplanmıştır. Ayrıca, 6 denekten 5'i E3'ün, sadece 1 denek ise E2'nin en rahat deney olduğunu belirtmiştir. Giriş sinyali geniş-bantlı bir sinyal olmasına rağmen KMGUP tepkeleri bant-limitlidir. KMGUP şablonlarının GSY tahminleri, özellikle E3'ten elde edilen şablon için çeşitli frekans aralıklarında yoğunlaşmıştır. Bu periyodisite yanlış sınıflandırmaya yol açmaktadır. TBA, 127-bit uzunluğunda bir m-sekansı ile E1, E2 ve E3 için sırasıyla sadece 73, 52 ve 26 ayırt edilebilir KMGUP tepkelerinin elde edilebileceğini göstermektedir. Tüm gözlemler ve sonuçlar ele alındığında, 120 Hz yinleme hızının, yüksek sayıda hedefe sahip BBA'larda kullanılmasının en iyisi olduğunu, 240 Hz yinleme hızının ise düşük sayıda hedefe sahip BBA'lar için makul olduğunu önermekteyiz.

Anahtar Kelimeler — EEG, Kod-Modülasyonlu Görsel Uyarılmış Potansiyel, KMGUP, Beyin-Bilgisayar Arayüzü, BBA

Abstract—This study aims at investigating the effects of high stimulus presentation rates (refresh rate of the monitor) on a c-VEP based speller BCI. To this end, a 6x6 speller BCI was designed using a monitor with a refresh rate up to 240 Hz. Six subjects participated in three different experiments with refresh rates of 60 Hz (E1), 120 Hz (E2) and 240 Hz (E3), where a 127-bit m-sequence is used. Information transfer rate (ITR) and accuracy values were calculated for each experiment and subject. Power spectral density (PSD) estimates of c-VEP responses and results of principal component analysis (PCA) were evaluated. Average ITR and accuracy values for E1 are 84.24 bits/min and 91%, for E2 are 90.68 bits/min and 95% and for E3 72.16 bits/min and 82% respectively. Also 5 out of 6 subjects stated that E3, and 1 subject stated that E2 is the most comfortable experiment. The c-VEP responses are band-limited although the input m-sequence is a

wide-band signal. The spectral densities of c-VEP templates are concentrated on several frequency intervals, especially for E3. This periodicity leads to target misclassification. PCA shows that only 73, 52, and 26 well distinguishable responses can be obtained with a 127-bit length m-sequence for E1, E2, and E3 respectively. Considering all results and observations, we suggest that 120 Hz refresh rate is best to use in BCIs with high number of targets whereas 240 Hz refresh rate is reasonable for low number of targets.

Keywords — EEG, Code-Modulated Visual Evoked Potential, c-VEP, Brain-Computer Interface, BCI

I. GİRİŞ

Beyin-bilgisayar arayüzü (BBA), beyin aktivitelerinin yorumlanarak belirli komutlara çevrilmesi amacını taşıyan, insan beyni ile dış dünya arasında yeni bir iletişim kanalıdır [1]. Nöral mühendislik ve klinik rehabilitasyon alanlarında, invazif olmadığı, taşınabilir olduğu ve zamansal çözünürlüğünün iyi olması nedeniyle elektroensefalografi (EEG) temelli BBA'lar yaygın olarak kullanılmaktadır [1]. Çeşitli BBA paradigmları arasından [2], görsel uyarılmış potansiyel (GUP) tabanlı BBA'lar son yıllarda oldukça ilgi çekmişlerdir [1, 3]. KMGUP paradigmasının diğer GUP tabanlı BBA paradigmlarına göre daha üstün olduğu birçok açıdan kanıtlanmıştır. Daha az eğitim süresine, daha yüksek bilgi aktarım hızına (BAH), daha yüksek sayıda hedefe, daha yüksek doğruluk oranına ve daha kolay kullanılabilirliğe sahiptirler [4].

Bir KMGUP tabanlı BBA'da, farklı seçilebilir hedeflere atanan görsel uyarınları modüle etmek için bir ikili (binary) sözde-rastgele (pseudorandom) kod sekansı ve bu sekansın zamanda gecikmeli (time-lagged) versiyonları kullanılır [4, 5, 6]. Eğer kişi bu hedeflerden herhangi birine bakışlarını odaklarsa, oksipital lobdan alınan EEG kaydında o hedefe atanan kodla alakalı KMGUP tepkeleri gözlemlenir. İkili sözde-rastgele kod sekansı olarak genellikle iyi bir oto-korelasyon fonksiyonuna sahip olan m-sekansı [7] kullanılmaktadır.

Son yıllarda KMGUP tabanlı BBA'lar üzerine yapılan araştırmalar sistem performansı göz önüne alındığında (BAH ve doğruluk oranı), oldukça pozitif sonuçlar vermektedir [4, 5, 6,



tabanlı BBA'lar içinde en yüksek BAH'a sahip olduğu için BBA topluluğunda büyük bir ilgi yaratmıştır [4]. Bu çalışmadan beri KMGUP paradigmasının performansını arttırmak için bazı çalışmalar yeni sınıflandırma algoritmaları (destek vektör makinesi (DVM), DVM ile kanonik korelasyon analizi, uzaysal-temporal ışınlama, çapraz frekanslı eşleştirme tahmincisi vb.) üzerine bazı çalışmalar ise uyaran özellikleri (modülasyon sekansının uzunluğu, uyarının yakınlığı, uyarının rengi, kod sekansının ne olacağı vb.) üzerine araştırmalar yapmıştır.

Hız, BBA uygulamalarının daha pratik bir hale gelmesi ve daha sık kullanılmasını sağlamak için önemli bir faktördür. Kod sekansındaki tek bir biti görüntüleme süresi, monitörün yineleme hızı ile sınırlı olduğundan, KMGUP tabanlı BBA'ların genel hızı da bu yineleme hızına bağlıdır diyebiliriz. Bildiğimiz kadarıyla, geleneksel 60 Hz'in üzerinde hızlı uyaran sunum oranlarına sahip sadece iki tane KMGUP tabanlı BBA çalışması vardır [5, 8]. Bu çalışma yüksek uyaran gösterimi hızlarının KMGUP tabanlı heceleyici bir BBA üzerine olan etkilerini araştırmayı amaçlamaktadır.

II. YÖNTEMLER

A. Deney Tasarımı

Deneylere, ortalama yaşları 23 olan ve herhangi bir nörolojik veya psikiyatrik bozukluğu olmayan 6 denek katılmıştır (5 erkek, 1 kadın). Bütün denekler normal veya normal olmak üzere düzeltilmiş görüşe sahiptir. Deneylerden önce denekler, Bilkent Üniversitesi etik komitesi tarafından onaylanmış bir bilgilendirilmiş onam formu imzalamışlardır.

MATLAB ortamında Psychtoolbox [9] kullanılarak heceleyici bir BBA tasarlanmıştır. Uyarının gösterildiği bilgisayarda (uyaran bilgisayarı) düzgün zamanlama elde etmek için işletim sistemi olarak low-latency kernel Ubuntu 16.04 kullanılmıştır. Uyarın, 240 Hz yineleme hızına kadar çıkabilen 25-inch LED monitörde (Dell Alienware AW2518HF) 1920x1080 çözünürlükte gösterilmektedir. Ekranda 6x6 matris şeklinde yerleştirilmiş toplamda 36 sembol (harfler/rakamlar) bulunmaktadır. Kod sekansı olarak 127-bit uzunluğunda bir kod seçilmiştir. Bu kod ilk harfe, A harfine, atanmıştır. Bir sonraki sembole bu kodun zamanda 3-bit'lik gecikmiş hali atanmıştır. Bu şekilde, kendinden bir önceki sembole atanmış kodun zamanda gecikmiş halleri ile toplamda 36 kod sekansı 36 sembole atanmıştır. Her hücre içinde bulunduğu sembole atanan kod sekansına göre yanıp sönmektedir (kod sekansındaki bit değeri '1' ise yeşil, '0' ise mavi). Her bir bit başında EEG amfisine 1ms genişlikte vuru olmak üzere marker (imleç) sinyali de gönderilmektedir.

Eğitim sırasında referans hedef olarak seçilen hedefin, A harfinin, bulunduğu hücre öncelikle kullanıcıya hangi hedefe odaklanacağını belirtmek için pembe olarak aydınlatılır. Bu aydınlatma 2 saniye sürmektedir. Bu süre geçtikten sonra, her hücre aynı anda olmak üzere, kendine ait kod sekansına göre 100 defa yanıp sönmektedir. Eğitim aşaması 3 yineleme hızı için de aynıdır. 60 Hz yineleme hızına ait bir monitörde 127-bit uzunluğunda bir kod sekansı gösterimi için gereken süre $\frac{127}{60} = 2.1167$ saniyedir. Bu şekilde, eğitim için gereken süre 60 Hz için 3.53 dakika, 120 Hz için 1.76 dakika ve 240 Hz için 52 saniye olmaktadır.

Test sırasında ise kullanıcıya deneyden önce bakacağı 20 sembol içeren bir sembol dizisi verilmektedir. Her hücre aynı anda kendine ait kod sekansına göre 60 Hz için 1 defa, 120 Hz için 2 defa ve 240 Hz için 4 defa yanıp sönmektedir. Bu tekrarlamalar bittikten sonra, kayıt bilgisayarı, eldeki veriler kullanılarak bir sembole karar verilir. Karar verilen bu sembolün kullanıcıya geri bildirimi (işaretlenmesi ve ekranın sol alt köşesine yazdırılması) ve kullanıcının bakışını bir sonraki sembole geçirmesi için gereken süre 1 saniyedir. Bu prosedür 20 sembol tamamlanana kadar sürmektedir. Sistemin kullanıcının hangi sembole baktığına karar verme süresi sekansın gösterilme süresi, sınıflandırma süresi ve odak değiştirme süresi göz önüne alındığında toplamda 3.13 saniyedir ve tüm yineleme hızları için aynıdır.

Deneklere deney sonrasında, hangi yineleme hızına ait deneyin daha rahat olduğu da bir anket ile sorulmuştur.

B. Veri Toplama, Ön-İşleme ve Sınıflandırma

EEG sinyalleri 2 kHz örnekleme hızıyla 16 kanallı EEG amfisi Brain Products V-Amp kullanılarak kaydedilmektedir (Brain Products, Gilching, Germany). EEG kaydı unipolar olmak üzere; ikisi referans ve toprak, 8'i O1, Oz, O2, P3, Pz, P4, P7, P8 olmak üzere toplam 10 kanaldan, actiCAP EEG kepi ve ıslak aktif elektrotlar kullanılarak kaydedilmektedir. Referans kanal olarak FCz elektrotu seçilmiştir ve toprak elektrotu da nasyonun biraz üstünde, alın bölgesinde yer almaktadır. Elektrot empedansları, elektrotlar aktif olduğundan Brain Products ImpBox kullanılarak ölçülmüştür ve 10k Ω 'un altında tutulmuştur. EEG ve imleç sinyallerini aynı anda kaydetmek ve MATLAB ortamına gerçek zamanlı bir şekilde aktarmak için BC12000 [10] ve Fieldtrip [11] beraber kullanılmıştır. Ön-işleme ve sınıflandırma bu kayıt bilgisayarı MATLAB ortamında yapılmaktadır.

Eğitim aşamasında öncelikle kaydedilen EEG sinyallerine 4-121 Hz bant geçirici filtre ve 50 Hz Notch filtre uygulanmıştır. İmleç sinyallerinden elde edilen bilgiyle bütün EEG kanallarının 100'lü ortalaması alınmıştır. Ortalanmış EEG sinyali ve ham EEG sinyalleri ile kanonik korelasyon analizi (KKA) uygulandığında W_x ve W_y uzaysal ağırlık katsayıları bulunmaktadır. Bu uzaysal filtreler hesaplandıktan sonra referans şablon T_0 bulunmaktadır. Diğer hedeflere ait şablonlar referans şablon T_0 ile başlayarak ardışık şablonların dairesel bir şekilde zamanda 3-bit kaydırılmasıyla elde edilmektedir.

Test sırasında ise kaydedilen EEG sinyalleri yine aynı şekilde filtrelenmektedir. Yineleme hızına bağlı olarak tekrarlaması sayısı değiştiğinden, bu tekrarlaması sayısına göre ortalama alınmaktadır ve yine çok kanallı ortalanmış EEG sinyali elde edilmektedir. Bu sinyal ile eğitim aşamasında bulunmuş W_x^T çarpılarak, eğitim aşamasında elde edilen şablonlar arasındaki Pearson'ın korelasyon katsayıları hesaplanmaktadır. En yüksek katsayıya sahip olan şablona ait hedef, kullanıcının baktığı hedef olarak seçilmektedir.

C. Performans Ölçümü ve Veri Analizi

Her deney için BAH ve doğruluk oranları hesaplanmıştır. Sistemin performansını değerlendirmek için oldukça yaygın bir şekilde kullanılan BAH hesaplamasını [1] kullandık:

$$ITR = \frac{60}{T} \times \left(\log_2 N + P \log_2 P + (1 - P) \log_2 \frac{1 - P}{N - 1} \right) \quad (1)$$

Bu formülde N , toplam sembol sayısı olup bizim durumumuzda 36'dır, P , doğruluk oranıdır ve şu şekilde hesaplanır: $P = x/n$ (x doğru sınıflandırılan sembol sayısı, n ise yazdırılması istenen sembol sayısı, yani 20'dir) ve T , bir sembol için ayrılan süre olup bizim durumumuzda 3.13 saniyedir.

Bütün deneklere ait her 3 deney için referans şablonların GSY tahminleri hesaplanmıştır ve yineleme hızındaki değişimin KMGUP tepkelerinin frekans içeriğini nasıl değiştirdiği gözlemlenmiştir. Bunun için MATLAB'ın *periodogram* metodu kullanılmıştır. Ayrıca, üç farklı yineleme hızı için 127-bit uzunluktaki m-sekansı ile kaç tane ayırt edilebilir KMGUP tepkesinin oluşabileceğini gözlemlemek için Temel Bileşen Analizi (TBA) kullanılmıştır. Her denek için, referans şablonu j bit kaydırılarak, $j = 0,1,2, \dots, 126$ olmak üzere, bir veri matrisi elde edilmiştir. Bu veri matrisine TBA uygulanarak temel bileşenler elde edilmiş ve daha sonra bu temel bileşenlerin incelemesi yapılmıştır. Bu amaç için MATLAB'ın *pca* fonksiyonu kullanılmıştır.

III. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Tablo 1'de her 3 deney için ve her denek için BAH değerleri ve doğruluk oranları verilmektedir. E1 için ortalama BAH ve doğruluk değerleri sırasıyla 84.24 bit/dk ve % 91, E2 için 90.68 bit/dk ve % 95 ve E3 72.16 bit/dk ve % 82'dir. 6 denekten 5'i E3'ün daha rahat olduğu ve sadece bir denek E2'nin diğer deneylerden daha rahat olduğunu belirtmiştir. BAH ve doğruluk oranı bizim uygulamamızda doğru orantılıdır çünkü BAH hesabındaki tek değişken doğruluk oranıdır. Bu tablodaki doğruluk oranları için eşli t-test metodunun bir eklentisi olan tek yönlü tekrarlayan ölçümlerde ANOVA ("one-way repeated measures ANOVA") uygulanmıştır. E2 ve E3 arasında istatistik olarak bir fark görüldüğü gözlemlenmiştir ($F(2,10) = 4.136, p = 0.0491$).

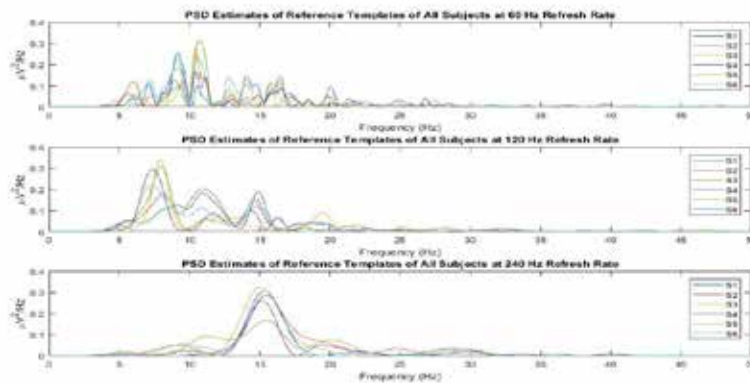
Sisteme giriş (127 bit m-sekansı) geniş bantlı bir sinyaldir ve bu girişin GSY tahmini düzdür. Şekil 1'de gösterildiği gibi, bütün denekler için E1, E2 ve E3 için referans şablonların GSY tahminleri geniş bantlı değildir. Bu şekilden de görüldüğü üzere, geniş bantlı giriş sinyalinin yaklaşık 30 Hz altında bant-

sınırlı KMGUP tepkelerine dönüştüğü gözlemlenmiştir. Ek olarak, spektral yoğunluklar birkaç frekans aralığı içinde konsantre olmaktadır. Özellikle E3 için, spektrumda 15 Hz'de geniş ve tek bir tepe belirlemektedir. Bu davranış aynı zamanda deneklere ait referans şablonlar ham bir şekilde incelendiğinde de gözlemlenmektedir.

Tablo 1 - Her denegin E1, E2 ve E3 deneylerindeki Bilgi Aktarım Hızı (BAH) değerleri ve doğruluk oranları. En alt satır ortalama BAH değerlerini ve doğruluk oranlarını göstermektedir.

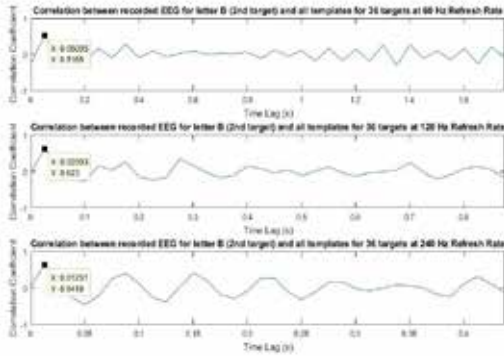
Denek No	BAH (bit/dk)			Doğruluk Oranı		
	E1	E2	E3	E1	E2	E3
S1	99.1	99.1	80.28	100%	100%	90%
S2	88.7	88.7	80.28	95%	95%	90%
S3	99.1	99.1	99.1	100%	100%	100%
S4	88.7	99.1	52.71	95%	100%	70%
S5	41.16	58.97	21.5	60%	75%	40%
S6	88.7	99.1	99.1	95%	100%	100%
Ort.	86.17	90.68	72.16	91%	95%	82%

Hedef tanımlama, korelasyon katsayılarına bağlı olduğundan, tek bir sembol için test aşamasında kaydedilen EEG ve 36 şablon arasındaki korelasyon ilişkisi daha detaylı incelenmiştir. Şekil 2, 3 deney için test sırasında S3 bakışlarını B harfine odakladığı zaman kaydedilen EEG ile 36 şablon arasındaki korelasyon katsayılarını göstermektedir. Özellikle E3'te olmak üzere, korelasyon katsayılarındaki varyasyonun zamandaki gecikmeye göre periyodik olduğu gözlemlenmiştir. Bu şartırtıcı değildir çünkü 240 Hz yineleme hızı için elde edilen referans şablonu, belirli bir frekansa sahip tekil bir sinüzoidde yaklaşmakta olduğu için bu referans şablonun oto-korelasyon fonksiyonu da aynı frekansta periyodiktir. Öte yandan, 60 Hz ve 120 Hz yineleme hızı ile elde edilen referans şablonlar bir kaç sinüzoidin toplamına yaklaşmaktadır ki bu şablonların oto-korelasyon fonksiyonları kendilerini oluşturan sinüzoidlerin frekanslarının en büyük ortak bölüni frekansında periyodik olmaktadır. Bütün denekler ve semboller için benzer korelasyon katsayıları davranışları gözlemlenmiştir. 240 Hz yineleme hızı ile elde edilen şablon belirli bir periyota sahip tekil bir sinüzoidale yaklaşmakta olduğu için Şekil 2'de görüldüğü üzere belirli zamanda gecikme noktalarında yüksek



Şekil 1 - Bütün denekler için elde edilen referans şablonların yukarıdan aşağıya sırasıyla E1, E2 ve E3 için GSY tahminleri. Her denegin GSY tahmini farklı bir renk ile temsil edilmektedir ve grafiklerin açıklayıcı bilgilerinde gösterilmektedir. Görüldüğü gibi KMGUP tepkeleri yaklaşık 30 Hz altında sınırlıdır. Aynı sebepten ötürü, grafikler sadece 50 Hz'e kadar çizdirilmiştir.

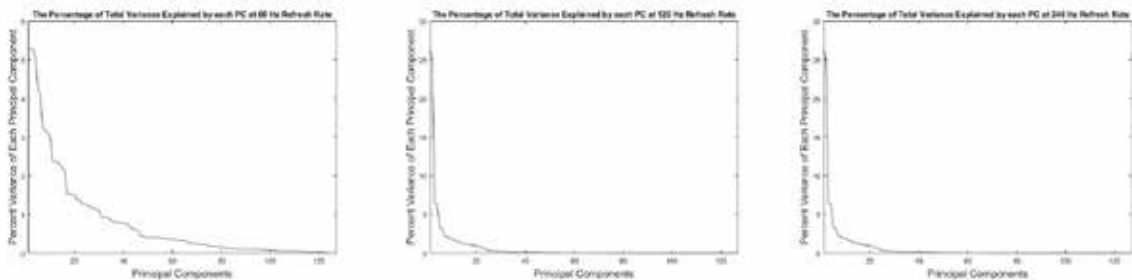
değerli tepeler mevcuttur. Bu yüksek değerli tepeler yanlış sınıflandırmaya yol açabilmektedir. Aslında, E3 için yanlış sınıflandırılmış semboller kontrol edilmiş ve bu tepelere karşılık gelen sembollere karşılık geldikleri bulunmuştur.



Şekil 2 - Yukarıdan aşağıya sırasıyla E1, E2 ve E3 için test sırasında S3 bakışlarını B harfine odakladığı zaman kaydedilen EEG ile 36 şablon arasındaki korelasyon katsayıları gösterilmektedir. Burada x-ekseni zamanda gecikmeyi göstermektedir ve 60 Hz yineleme hızı için bu gecikme 0.05 saniye, 120 Hz için 0.025 saniye ve 240 Hz için 0.0125 saniyedir.

S1'in deney verisinden elde edilen 127 şablon için yapılan TBA sonuçları Şekil 3'te verilmiştir. Verinin kümülatif varyansının %95'ine katkıda bulunan temel bileşenlerin sayısı E1, E2 ve E3 için sırasıyla 70, 44 ve 25'dir. Sadece 127 tane şablonun içinden sırasıyla E1, E2 ve E3 için sadece 70, 44 ve 25 tanesinin varyansını açıklamakta dikkate değerdir. Tüm denekler göz önüne alındığında, verinin kümülatif varyansının %95'ine katkıda bulunan ortalama temel bileşenlerin sayısı E1, E2 ve E3 için sırasıyla 73, 52 ve 25'dir. Başka bir açıdan bakarsak, 127-bit m-sekanslı kullanılarak yapılan deneyler ile bazı sembollerin yanlış tanımlanmasının oldukça muhtemel olduğu söylenebilir. Bu nedenle, yüksek yineleme hızlarının, yüksek sayıda hedef içeren BBA'larda performans düşüklüğüne yol açabilecekken, düşük sayıda hedef içeren BBA'larda eğer ki hedef kodları doğru bir şekilde seçilirse performansı artırabileceği düşünülmektedir.

Yukarıda bahsedilen analizlerin sonuçları, sistemin performansı, eğitim için gereken süre ve deneklerin deney



Şekil 3 - S1'in deney verisinden yararlanılarak oluşturulan $D_{n \times 127}$ veri matrisine TBA uygulandığında ortaya çıkan temel bileşenlerin yüzde varyansları. Sonuçlar, soldan sağa sırasıyla E1, E2 ve E3'e aittir.

sırasındaki rahatlığı göz önüne alındığında, 120 Hz yineleme hızının, yüksek sayıda hedefe sahip BBA'lar için en iyi seçim olduğu iddia edilebilir. Öte yandan, 240 Hz yineleme hızı, düşük sayıda hedefe sahip BBA'lar için uygun bir seçimdir. Yine de, 240 Hz yineleme hızı için, ardışık hedefler arasındaki zaman gecikmesi öyle seçilmelidir ki bu hedefler düşük korelasyon katsayılarına sahip kodlar ile uyarılmış olsunlar (yani, şablonların periyodikliğinden dolayı yüksek korelasyon katsayılarına sahip olan kodlardan kaçınılmalıdır).

BİLGİLENDİRME

Bu çalışma TÜBİTAK tarafından 116E153 destek kodlu hibe ile desteklenmektedir.

KAYNAKLAR

- [1] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. Mcfarland, G. Pfurtscheller, and T. M. Vaughan, "Brain-computer interfaces for communication and control," *Clinical Neurophysiology*, vol. 113, no. 6, pp. 767-791, 2002.
- [2] L. F. Nicolas-Alonso and J. Gomez-Gil, "Brain computer interfaces, a review," *Sensors*, vol. 12, no. 2, pp. 1211-1279, 2012.
- [3] S. Moghimi, A. Kushki, A. M. Guerguerian, and T. Chau, "A review of eeg-based brain-computer interfaces as access pathways for individuals with severe disabilities," *Assistive Technology*, vol. 25, pp. 99-110, Mar 2013.
- [4] G. Bin, X. Gao, Y. Wang, Y. Li, B. Hong, and S. Gao, "A high-speed bci based on code modulation vep," *Journal of Neural Engineering*, vol. 8, no. 2, p. 025015, 2011.
- [5] B. Wittevrongel, E. V. Wolputte, and M. M. V. Hulle, "Code-modulated visual evoked potentials using fast stimulus presentation and spatiotemporal beamformer decoding," *Scientific Reports*, vol. 7, Aug 2017.
- [6] Q. Wei, S. Feng, and Z. Lu, "Stimulus specificity of brain-computer interfaces based on code modulation visual evoked potentials," *Plos One*, vol. 11, no. 5, 2016.
- [7] S. W. Golomb, *Shift register sequences*. Aegean Park Press., 1982.
- [8] F. Gembler, P. Stawicki, A. Rezeika, A. Saboor, M. Benda, and I. Volosyak, "Effects of monitor refresh rates on c-vep bcis," *Symbiotic Interaction Lecture Notes in Computer Science*, pp. 53-62, 2018.
- [9] D. H. Brainard, "The psychophysics toolbox," *Spatial Vision*, vol. 10, pp. 433-436, Jan 1997.
- [10] G. Schalk, D. Mcfarland, T. Hinterberger, N. Birbaumer, and J. Wolpaw, "Bci2000: A general-purpose brain-computer interface (bci) system," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, no. 6, pp. 1034-1043, 2004.
- [11] R. Oostenveld, P. Fries, E. Maris, and J.-M. Schoelen, "Fieldtrip: Open source software for advanced analysis of meg, eeg, and invasive electrophysiological data," *Computational Intelligence and Neuroscience*, vol. 2011, pp. 1-9, 2011.