

**T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK - ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI**

**DURAĞAN HAL GÖRSEL UYARAN TABANLI BEYİN
BİLGİSAYAR ARAYÜZÜ İÇİN OPTİMUM UYARAN
ÖZELLİKLERİNİN BELİRLENMESİ VE
GERÇEKLENMESİ**

**Hazırlayan
Zeki ORALHAN**

**Danışman
Doç. Dr. Mahmut TOKMAKÇI**

Doktora Tezi

**Ekim 2016
KAYSERİ**

**T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK - ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI**

**DURAĞAN HAL GÖRSEL UYARAN TABANLI BEYİN
BİLGİSAYAR ARAYÜZÜ İÇİN OPTİMUM UYARAN
ÖZELLİKLERİNİN BELİRLENMESİ VE
GERÇEKLENMESİ
(Doktora Tezi)**

**Hazırlayan
Zeki ORALHAN**

**Danışman
Doç. Dr. Mahmut TOKMAKÇI**

**Bu çalışma; Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
tarafından 2014-5204 FDK kodlu proje ile desteklenmiştir.**

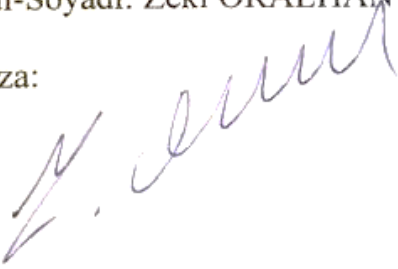
**Ekim 2016
KAYSERİ**

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

Bu çalışmadaki tüm bilgilerin, akademik ve etik kurallara uygun bir şekilde elde edildiğini beyan ederim. Aynı zamanda bu kural ve davranışların gerektirdiği gibi, bu çalışmanın özünde olmayan tüm materyal ve sonuçları tam olarak aktardığımı ve referans gösterdiğimi belirtirim.

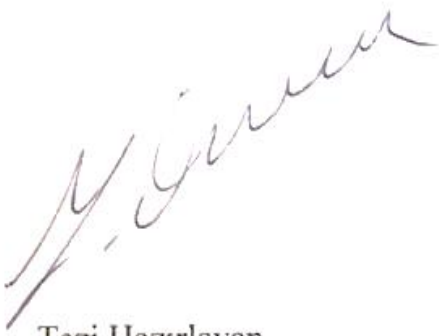
Adı-Soyadı: Zeki ORALHAN

İmza:



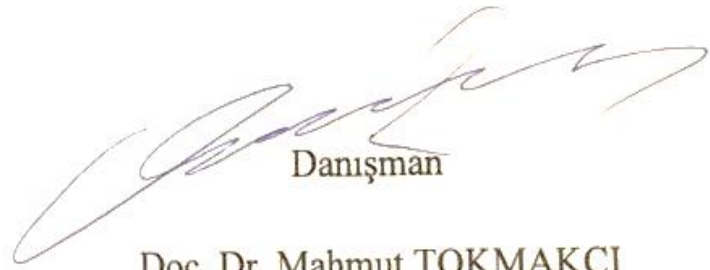
YÖNERGEYE UYGUNLUK

Durağan Hal Görsel Uyaran Tabanlı Beyin Bilgisayar Arayüzü için Optimum Uyaran Özelliklerinin Belirlenmesi ve Gerçeklenmesi adlı Doktora tezi, Erciyes Üniversitesi Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi' ne uygun olarak hazırlanmıştır.



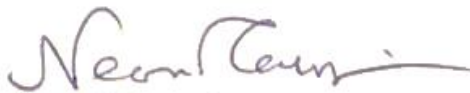
Tezi Hazırlayan

Zeki ORALHAN



Danışman

Doç. Dr. Mahmut TOKMAKÇI



Elektrik - Elektronik Mühendisliği ABD Başkanı

Prof. Dr. Necmi TAŞPINAR

Doç. Dr. Mahmut TOKMAKÇI danışmanlığında Zeki ORALHAN tarafından hazırlanan “Durağan Hal Görsel Uyaran Tabanlı Beyin Bilgisayar Arayüzü İçin Optimum Uyaran Özelliklerinin Belirlenmesi Ve Gerçeklenmesi” adlı bu çalışma, jürimiz tarafından Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

31.10.2016

JÜRİ:

Başkan: Prof. Dr. Nurettin ACIR

Üye : Prof. Dr. Mehmet Emin YÜKSEL

Üye : Doç. Dr. Mahmut TOKMAKÇI

Üye : Doç. Dr. Fatma LATİFOĞLU

Üye : Yrd. Doç. Dr. Teoman KARADAĞ

ONAY:

Bu tezin kabulü, Enstitü Yönetim Kurulunun 01.11.16 tarih ve 2016/47-13 sayılı kararı ile onaylanmıştır.


Enstitü Müdürü
Prof. Dr. Mehmet AKKURT

ÖNSÖZ / TEŞEKKÜR

Tez çalışmasının yürütülmesi ve sonuçlandırılmasında, farklı bakış açıları ve bilimsel katkılarıyla beni aydınlatan, yakın ilgi ve yardımlarını esirgemeyen değerli hocam Doç. Dr. Mahmut TOKMAKÇI' ya teşekkürlerimi sunarım.

Doktora sürecinde bana her türlü desteklerinden dolayı en büyük destekçilerimden eşim Yrd. Doç. Dr. Burcu ORALHAN' a ve biricik kızım Eslem Alya ORALHAN' ın varlığıyla verdiği manevi desteklerinden dolayı teşekkür ederim.

Benim bugünlere gelmem de en büyük destekçilerimden rahmetli babam Yavuz ORALHAN' a, annem Elmas ORALHAN' a ve ağabeylerim Hilmi ORALHAN ve Hüseyin ORALHAN' a verdikleri maddi ve manevi desteklerinden dolayı teşekkür ederim.

Bu tez çalışmasına maddi destek veren Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi' ne (Proje No: 2014-5204 FDK) teşekkür ederim.

Zeki ORALHAN

Kayseri, Ekim 2016

DURAĞAN HAL GÖRSEL UYARAN TABANLI BEYİN BİLGİSAYAR ARAYÜZÜ İÇİN OPTİMUM UYARAN ÖZELLİKLERİNİN BELİRLENMESİ VE GERÇEKLENMESİ

Zeki ORALHAN

Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü

Doktora Tezi, Ekim 2016

Danışman: Doç. Dr. Mahmut TOKMAKÇI

ÖZET

EEG tabanlı beyin bilgisayar arayüzü sistemlerinden olan, görsel uyaran tabanlı beyin bilgisayar arayüzü sistemlerinde; görsel uyaran modeli ve görsel uyaran yanıt sinyallerinin analiz yöntemi, bilgi aktarım hızını etkileyen en önemli iki etkindir. Bilgi aktarım hızı (BAH), elektroensefalogram (EEG) tabanlı beyin bilgisayar arayüzü (BBA) sistemlerinin performansını ölçen önemli bir parametredir.

Bu tez çalışmasında, optimum uyaran özellikleri için literatür taraması yapılmış ve bilgisayar ekranı (LCD: Liquid crystal display) üzerinde programlanabilen bir uyaran yazılımı gerçekleştirilmiştir. Bu yazılım ile uyaranların görsel şekli, rengi, boyutu, ekrandaki sayıları, frekansları ve aktif/pasif kalma sürelerinin oranı (duty cycle), zamana bağlı uyaran parlaklığı ve ekranda kalma süreleri ayarlanabilmektedir. Literatürdeki uyaran özellikleri kapsamında bazıları için deneyler yapılmıştır. Uyaranların; aktif/pasif kalma sürelerinin oranı (duty cycle) ve zamana bağlı uyaran parlaklığına göre durağan hal görsel uyaran yanıtları analiz edilmiştir. Bu uyaran özellikleri birbirleri ile olan çeşitli varyasyonları ile birlikte ele alınmıştır. Deney sırasında, gönüllülerin EEG kayıtları 19 kanallı EEG kayıt cihazı ile alınmıştır. Elde edilen EEG kayıtları öncelikle olarak ön işleme aşamasından geçirilmiş olup, çeşitli sinyal analiz metotları ile incelenmiştir. Sinyaller, spektral güç yoğunluklarının yanı sıra çok değişkenli istatistiksel analiz metotlarından olan kanonik korelasyon analizi (KKA) ile incelenmiş olup hangi frekansta ve hangi özelliklere sahip uyaranlarda en yüksek frekans tespiti ortalama doğruluk ve ortalama BAH' a ulaşıldığı araştırılmıştır. Böylece durağan hal görsel uyaran tabanlı beyin bilgisayar arayüzü sistemleri için optimum uyaran modelleri araştırılmıştır. Ayrıca en yüksek ortalama BAH' ı veren frekanstaki uyaranlarla yapılan deney kayıtları için KKA'nın yanı sıra bu analiz tabanlı geliştirilen; Çoklu küme kanonik korelasyon analizi (ÇKKKA), Çoklu yol kanonik korelasyon

analizi (ÇYKKA) metotları ile olabilirlik oranı testi (OOT) ve en küçük mutlak daralma ve seçme operatörü (EKMDSO) metotları ile incelenmiştir.

Son olarak uyaran özelliklerinin ve metotların sonuç çıktılarının kıyaslamaları yapılmıştır. KKA analizi sonuçlarına göre uyaran beta bandında ve duty cycle değeri %40 ile zamanla değişen parlaklığa sahip iken, frekans tespiti ortalama doğruluk oranı %96,88'e ulaşmış olup, ortalama BAH literatürde genellikle kullanılan %50 duty cycle değerindeki ve sabit parlaklığa sahip uyarana göre %25,38 iyileştirilmiştir. Buna ek olarak karşılaştırılan metotlar içerisinde ÇKKKA metodu kullanıldığında ortalama frekans tespiti doğruluk oranı daha yüksek olduğu da belirlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Beyin Bilgisayar Arayüzü, Durağan Hal Görsel Uyaran Yanıtı, EEG, Kanonik Korelasyon Analizi, İnsan Bilgisayar Etkileşimi

**DETERMINATION OF FEATURE OF OPTIMUM STIMULUS and DESIGN
FOR SSVEP BASED BRAIN COMPUTER INTERFACE**

Zeki ORALHAN

Erciyes University, Graduate School of Natural and Applied Sciences

Ph.D. Thesis, October 2016

Supervisor: Assoc. Prof. Mahmut TOKMAKÇI

ABSTRACT

State Visual Evoked Potential (SSVEP) based BCI is a kind of EEG based BCI system. The significant factors both visual stimulus and analyse of SSVEP response affect the information transfer rate for SSVEP based BCI systems. Information Transfer Rate (ITR) is a very crucial metric that has been used to evaluate general performance of EEG based brain computer interface (BCI) systems. Steady

In this thesis, primarily literature was researched for investigating optimum stimulus features. Hence, flicker stimulator software was developed. According to this software, some features of flicker are programmable. This features are stimulus' shape, size, color, size, quantity, frequency, duty cycle value, brightness and duration time. Experiments were performed according to the literature research of stimulus. Steady state visual evoked potential (SSVEP) responses were analyzed according to the duty cycle value and brightness of stimulus. Moreover, variation of this features of stimulus were combined. During the experiment, EEG signal were acquired via 19 EEG channel device. First of all, EEG signal quality was improved on preprocessing step. After that, power density of signal and multivariate signal method that Canonical correlation analysis (CCA) was used to analyse EEG data for SSVEP. According to the CCA method, frequency recognition average accuracy and average ITR were investigated in which flicker model. Thus, optimum stimulus models were obtained for SSVEP based brain computer interface (BCI) systems. Also, according to the CCA results most performed frequency stimuli experiment's EEG signals were analyzed using multi set canonical correlations analysis (MsetCCA), multi way canonical correlations analysis (MwayCCA), likelihood ratio test (LRT) and least absolute shrinkage and selection operator (LASSO) besides CCA.

Lastly analysis results were compared according to the features of stimuli and signal processing methods. According to the CCA, the maximum frequency recognition average accuracy of the experiment was 96.88% when the frequency of flicker was in beta band and its duty cycle was 40% with a brightness tuning wave. Under the same conditions stated above, average ITR was improved 25.38% according to the most commonly used flicker model which is square wave and has 50% duty cycle. Also frequency recognition average accuracy reached highest value according to the MsetCCA method.

Anahtar Kelimeler: Brain Computer Interface, Steady State Visual Evoked Potential, EEG, Canonical Correlations Analysis, Human Computer Interaction

İÇİNDEKİLER

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK.....	ii
YÖNERGEYE UYGUNLUK.....	iii
ÖNSÖZ / TEŞEKKÜR	v
ÖZET.....	vi
KISALTMALAR	xiv
TABLolar LİSTESİ.....	xvi
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xvii
GİRİŞ	1

1. BÖLÜM GENEL BİLGİLER

1.1. Beyin Bilgisayar Arayüzü Sistemleri.....	5
1.1.1. Beyin Bilgisayar Arayüzü Nedir?.....	5
1.1.2. Beyin Bilgisayar Arayüzünün Gelişimi.....	6
1.1.3. Beyin Bilgisayar Arayüzü Potansiyel Kullanım Alanları	8
1.2. Beyin Aktivitelerini Ölçme Yöntemleri.....	8
1.2.1. Elektrokortikografi (ECoG)	12
1.2.2. Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme	13
1.2.3. Yakın Kızılötesi Spektroskopisi	13
1.2.4. Manyetoensefalografi	14
1.2.5. Elektroensefalografi.....	14
1.2.5.1. Nöronlarda Elektriksel Aktivite ve Aksiyon Potansiyeli Oluşumu	15
1.2.5.2. Aksiyon Potansiyeli	16
1.2.5.3. Sinaptik İletim.....	17
1.2.5.4. EEG Sinyalinin Kayıtı	18
1.2.5.5. EEG Elektrot Yerleşimi	20
1.2.5.6. EEG Ölçüm Metotları	22

1.2.5.7. EEG Frekans Bandı.....	23
1.2.5.7.1. Alfa Dalgaları	23
1.2.5.7.2. Beta Dalgaları.....	24
1.2.5.7.3. Teta Dalgaları	25
1.2.5.7.4. Delta Dalgaları	25
1.2.5.7.5. Gamma Dalgaları	26
1.3. EEG Tabanlı Beyin Bilgisayar Arayüzü Sistemi Temelleri.....	27
1.3.1. Sinyal İşleme.....	28
1.3.2. Beyin Bilgisayar Arayüzü (BBA) Sistem Performansı.....	29
1.4. EEG Sinyallerine Göre Beyin Bilgisayar Arayüzü Uygulamaları.....	30
1.4.1. Olaya İlişkin Salınımlar (Kortikal Osilasyonlar)	33
1.4.1.1. Sensorimotor Ritimleri (μ ve β Ritimleri) ve İlgili BBA Sistemleri.....	33
1.4.2. Olaya İlişkin Potansiyeller	34
1.4.2.1. Yavaş Kortikal Potansiyeller ve İlgili BBA Sistemleri.....	36
1.4.2.2. P300 Sinyali ve İlgili BBA Sistemleri	36
1.4.2.3. Durağan Hal Görsel Uyarılmış Potansiyeller ve İlgili BBA Sistemleri.....	39
1.5. Tez Çalışmasının Kapsamı ve Organizasyonu	43

2. BÖLÜM

GEREÇ VE YÖNTEM

2.1. Uyarın Programı	45
2.2. EEG Kayıt Sistemi	48
2.3. Deney Aşaması.....	48
2.3.1. Deney Katılımcıları.....	48
2.3.2. Deney Uyarın Ünitesi.....	49
2.3.2.1. Tip 1 Sinyal.....	49
2.3.2.2. Tip 2 Sinyal.....	50
2.3.3. Deney Prosedürü.....	50

2.3.4.	Deney Kayıtlarının Toplanması	53
2.4.	Veri Analizi	56
2.4.1.	Sonsuz İmpuls Tepkili Filtre	58
2.4.1.1.	Butterworth Filtre Yaklaşımı	58
2.4.1.1.1.	Band Geçiren Butterworth Filtre	59
2.4.2.	Kanonik Korelasyon Analizi	59
2.4.3.	Çoklu Küme Kanonik Korelasyon Analizi	62
2.4.4.	Çoklu Yol Kanonik Korelasyon Analizi	64
2.4.5.	Olabilirlik Oranı Testi	64
2.4.6.	En Küçük Mutlak Daralma ve Seçme Operatörü Analizi	66
2.4.7.	Spektral Analiz	67
2.4.7.1.	Welch Metodu	67
2.5.	Bilgi Aktarım Hızının Ölçülmesi	68

3. BÖLÜM

BULGULAR

3.1.	Optimum Görsel Uyarın Tespiti için Analiz Sonuçları	69
3.1.1.	UM1 Kodlu Uyarın Modeli için Analiz Sonuçları	70
3.1.2.	UM2 Kodlu Uyarın Modeli için Analiz Sonuçları	72
3.1.3.	UM3 Kodlu Uyarın Modeli için Analiz Sonuçları	74
3.1.4.	UM4 Kodlu Uyarın Modeli için Analiz Sonuçları	77
3.1.5.	UM5 Kodlu Uyarın Modeli için Analiz Sonuçları	79
3.1.6.	UM6 Kodlu Uyarın Modeli için Analiz Sonuçları	81
3.1.7.	UM7 Kodlu Uyarın Modeli için Analiz Sonuçları	84
3.1.8.	UM8 Kodlu Uyarın Modeli için Analiz Sonuçları	86
3.1.9.	UM9 Kodlu Uyarın Modeli için Analiz Sonuçları	89
3.1.10.	UM10 Kodlu Uyarın Modeli için Analiz Sonuçları	91
3.1.11.	Uyarın Modelleri için Genişletilmiş Analiz Sonuçları	94
3.2.	Sinyal Analiz Yöntemlerinin Kıyaslanması	100

4. BÖLÜM

TARTIŞMA – SONUÇ VE ÖNERİLER

4.1. Tez Çalışması Bulguları Üzerine Tartışma - Sonuç ve Öneriler 103

KAYNAKLAR.....107

ÖZGEÇMİŞ.....119



KISALTMALAR

ALS	: Amyotrofik Lateral Skleroz (Amyotrophic Lateral Sclerosis)
BBA	: Beyin Bilgisayar Arayüzü (Brain Computer Interface)
BCI	: Brain Computer Interface (Beyin Bilgisayar Arayüzü)
BMA	: Beyin Makine Arayüzü (Brain Machine Interface)
BMI	: Brain Machine Interface (Beyin Makine Arayüzü)
CCA	: Canonical Correlations Analysis (Kanonik Korelasyon Analizi)
CTI	: Common Transfer Interval (Ortak Aktarım Aralığı)
ÇKKKA	: Çoklu Küme Kanonik Korelasyon Analizi (Multi-set Canonical Correlations Analysis)
ÇYKKA	: Çoklu Yol Kanonik Korelasyon Analizi (Multi-way Canonical Correlations Analysis)
DHGUP	: Durağan Hal Görsel Uyarılmış Potansiyel (Steady State Visual Evoked Potential)
ECoG	: Electrocorticography (Elektrokortikografi)
EEG	: Elektroensefalogram
EKOG	: Elektrokortikografi (Electrocorticography)
EKMDSO	: En Küçük Mutlak Daralma ve Seçme Operatörü (Least Absolute Shrinkage and Selection Operator)
EPSP	: Excitatory Post Synaptic Potential
ERD	: Event Related Desynchronisation
ERP	: Event Related Potential
ERS	: Event Related Synchronization
FMRG	: Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme
FPGA	: Field Programmable Gate Array
GUP	: Görsel Uyarılmış Potansiyeller (Visual Evoked Potential)
IIR	: Infinite Impulse Response (Sonsuz Impuls Tepki)
IPSP	: Inhibitory Post Synaptic Potential
ITR	: Information Transfer Rate
KKK	: Kanonik Korelasyon Analizi (Canonical Correlations Analysis)
LASSO	: Least Absolute Shrinkage and Selection Operator (En Küçük Mutlak Daralma Ve Seçme Operatörü)

LCD	: Liquid Crystal Display
LED	: Light Emitting Diode
LRT	: Likelihood Ratio Test (Olabilirlik Oranı Testi)
MsetCCA	: Multi-set Canonical Correlations Analysis (Çoklu Küme Kanonik Korelasyon Analizi)
MwayCCA	: Multi-way Canonical Correlations Analysis (Çoklu Yol Kanonik Korelasyon Analizi)
OOT	: Olabilirlik Oranı Testi (Common Transfer Interval)
OAA	: Ortak Aktarım Aralığı (Likelihood Ratio Test)
SNR	: Signal to Noise Ratio
SİTF	: Sonsuz İmpuls Tepkili Filtre (Infinite Impulse Response Filter)
SSVEP	: Steady State Visual Evoked Potentail (Durağan Hal Görsel Uyarılmış Potansiyel)
TVEP	: Transient Visual Evoked Potentail
YKP	: Yavaş Kortikal Potansiyel
VEP	: Visual Evoked Potential (Görsel Uyarılmış Potansiyel)

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 1.1. EEG elektrot yerleşim yerine göre notasyonu	21
Tablo 1.2. EEG frekans bandı	23
Tablo 2.1. Deneklerin deney boyunca baktıkları uyaran özellikleri (6 Hz)	51
Tablo 2.2. Deneklerin deney boyunca baktıkları uyaran özellikleri (12 Hz)	51
Tablo 2.3. Deneklerin deney boyunca baktıkları uyaran özellikleri (15 Hz)	52
Tablo 3.1. Gönüllülere uygulanan uyaran modellerinin.....	69
Tablo 3.2. UM1 kodlu uyarandaki EEG Analiz Bulguları.....	70
Tablo 3.3. UM2 kodlu uyarandaki EEG Analiz Bulguları.....	72
Tablo 3.4. UM3 kodlu uyarandaki EEG Analiz Bulguları.....	74
Tablo 3.5. UM4 kodlu uyarandaki EEG Analiz Bulguları.....	77
Tablo 3.6. UM5 kodlu uyarandaki EEG Analiz Bulguları.....	79
Tablo 3.7. UM6 kodlu uyarandaki EEG Analiz Bulguları.....	81
Tablo 3.8. UM7 kodlu uyarandaki EEG Analiz Bulguları.....	84
Tablo 3.9. UM8 kodlu uyarandaki EEG Analiz Bulguları.....	86
Tablo 3.10. UM9 kodlu uyarandaki EEG Analiz Bulguları.....	89
Tablo 3.11. UM10 kodlu uyarandaki EEG Analiz Bulguları.....	91
Tablo 3.12. Uyaran modelleri EEG analiz bulguları.....	94
Tablo 3.13. Tip 1 sinyaldaki uyaranlara göre Tip 2 sinyaldeki uyaranların perfomansı	97
Tablo 3.14. 15 Hz frekansındaki uyaran modelleri için bütün gönüllülerin EEG analiz bulguları tablosu.....	98
Tablo 3.15. 15 Hz frekansında farklı modellerde uyarandaki deney kayıtlarının farklı sinyal analiz metodları ile analiz sonuç tablosu	101

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1.1. Beyin bilgisayar arayüzü sistemleri üzerine yapılan araştırmaları içeren makale sayısı	7
Şekil 1.2. Serebrumun lobları	9
Şekil 1.3. Temel görsel nöral yollar: dorsal yol ve ventral yol ile görsel bilgi tipine göre görsel korteks bir başka bölgeye taşınması.....	10
Şekil 1.4. Nöron yapısı.....	11
Şekil 1.5. Elektrokortikografi elektrot dizisinin beyine yerleştirilmesi [19].	12
Şekil 1.6. Nöronlarda elektriksel aktivitenin oluşumu.....	15
Şekil 1.7. Sinir hücresinde aksiyon potansiyeli ve oluşum süreci	16
Şekil 1.8. Nöronlarda uyarıcı presinaptik aktivite, inhibe edici presinaptik aktivite ve postsinaptik aktivite	18
Şekil 1.9. Kortikal piramidal nöronlar ve insan kafa yapısı.....	19
Şekil 1.10. Kafa elektriksel direnç değerleri [106]	20
Şekil 1.11. Uluslararası 10 – 20 sistemine göre elektrot yerleşimi [33]	21
Şekil 1.12. EEG kayıt metodolojisi; (a) unipolar kayıt, (b) ortalama, (c) bipolar kayıt..	22
Şekil 1.13. Zaman domenindeki alfa dalgası	23
Şekil 1.14. Alfa dalgasının baskın olduğu beyin bölümü	24
Şekil 1.15. Zaman domenindeki beta dalgası.....	24
Şekil 1.16. Beta dalgasının baskın olduğu beyin bölümü	24
Şekil 1.17. Zaman domenindeki teta dalgası.....	25
Şekil 1.18. Teta dalgasının baskın olduğu beyin bölümü	25
Şekil 1.19. Zaman domenindeki delta dalgası.....	26
Şekil 1.20. Delta dalgasının baskın olduğu beyin bölümü	26
Şekil 1.21. Zaman domenindeki gamma dalgası.....	26
Şekil 1.22. Gamma dalgasının baskın olduğu beyin bölümü.....	27
Şekil 1.23. Beyin bilgisayar arayüzü (BBA) sistemi temel yapısı	28
Şekil 1.24. Beyin sinyali özelliğine ve zihinsel stratejiye göre EEG tabanlı BBA Sistemleri	32
Şekil 1.25. μ ve β ritimleri zaman ve frekans boyutunda.....	33
Şekil 1.26. Olaya ilişkin potansiyellerdeki latans ve genliğin gösterimi	35

Şekil 1.27. Olaya ilişkin potansiyellerdeki pozitif ve negatif sapmalar	36
Şekil 1.28. P300 dalgası oluşumu: Hedef uyarana karşı 300 ms sonra verilen pozitif dalga tepkisi	37
Şekil 1.29. P300 tabanlı BBA sistemlerinde ekran üzerindeki yazım kılavuzu.....	38
Şekil 1.30. Görsel uyarılmış potansiyel Genlik- Zaman grafiği.....	39
Şekil 1.31. Durağan hal görsel uyarılmış potansiyel grafiği	40
Şekil 1.32. Tez çalışmasının ana aşamalarını ve açıklamalarını gösteren blok diyagram	44
Şekil 2.1. Uyarıcı programı ana menüsü	46
Şekil 2.2. Uyarıcı programı ayarlar menüsü.....	47
Şekil 2.3. EEG cihazı elemanları	48
Şekil 2.4. Tip 1 sinyal: Sabit parlaklığa sahip uyarıcı.....	49
Şekil 2.5. Tip 2 sinyal: Zamanla parlaklığı değişen uyarıcı.....	50
Şekil 2.6. Deney boyunca ekranda gösterilen 16 adet uyarıcı	53
Şekil 2.7 (a)Deney EEG kayıt aşaması diyagramı (b) Deney aşamasında çekilen fotoğraflar	54
Şekil 2.8. Tez çalışması veri analizi aşamaları blok diyagramı	57
Şekil 2.9. 5. derece Butterworth filtre kaskad blok şeması.....	59
Şekil 2.10. EEG sinyal analizi için kanonik korelasyon analizi modeli	60
Şekil 2.11.Referans sinyali için Matlab kodu	61
Şekil 3.1. UM1 kodlu 6 Hz frekansa sahip uyarıcıda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b).....	71
Şekil 3.2. UM1 kodlu 12 Hz frekansa sahip uyarıcıda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b).....	71
Şekil 3.3. UM1 kodlu 15 Hz frekansa sahip uyarıcıda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b).....	72
Şekil 3.4. UM2 kodlu 6 Hz frekansa sahip uyarıcıda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b).....	73
Şekil 3.5. UM2 kodlu 12 Hz frekansa sahip uyarıcıda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b).....	73
Şekil 3.6. UM2 kodlu 15 Hz frekansa sahip uyarıcıda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b).....	74

Şekil 3.7. UM3 kodlu 6 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman ve domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)	75
Şekil 3.8. UM3 kodlu 12 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b).....	76
Şekil 3.9. UM3 kodlu 15 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b).....	76
Şekil 3.10. UM4 kodlu 6 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman ve domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)	78
Şekil 3.11. UM4 kodlu 12 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)	78
Şekil 3.12. UM4 kodlu 15 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)	79
Şekil 3.13. UM5 kodlu 6 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)	80
Şekil 3.14. UM5 kodlu 12 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)	80
Şekil 3.15. UM5 kodlu 15 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)	81
Şekil 3.16. UM6 kodlu 6 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)	82
Şekil 3.17. UM6 kodlu 12 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)	83

Şekil 3.18. UM6 kodlu 15 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)	83
Şekil 3.19. UM7 kodlu 6 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)	85
Şekil 3.20. UM7 kodlu 12 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)	85
Şekil 3.21. UM7 kodlu 15 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)	86
Şekil 3.22. UM8 kodlu 6 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)	87
Şekil 3.23. UM8 kodlu 12 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)	88
Şekil 3.24. UM8 kodlu 15 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)	88
Şekil 3.25. UM9 kodlu 6 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman v domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)	90
Şekil 3.26. UM9 kodlu 12 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)	90
Şekil 3.27. UM9 kodlu 15 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)	91
Şekil 3.28. UM10 kodlu 6 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)	92

Şekil 3.29. UM10 kodlu 12 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)	93
Şekil 3.30. UM10 kodlu 15 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)	93
Şekil 3.31. Frekans tespiti ortalama doğruluk oranı yüksek olarak çıkan kayıtlarda kullanılan uyarın modelleri.....	95
Şekil 3.32. Ortalama bilgi aktarım hızı yüksek olarak çıkan kayıtlarda kulla	95
Şekil 3.33. 6 Hz (a), 12 Hz (b) ve 15 Hz (c) frekansa sahip uyarana odaklanıldığında elde edilen ortalama bilgi aktarım hızının UM8 kodlu uyaranda UM3'e göre, UM7 kodlu uyaranda UM3 ve UM8'e göre iyileştirilme oranı	96
Şekil 3.34. Gönüllü 1 (a), Gönüllü 2 (b), Gönüllü 3 (c), Gönüllü 4 (d), Gönüllü 5 (e) ve Gönüllü 6 (f)'nin 15 Hz frekansa sahip uyarana odaklanıldığında elde edilen ortalama bilgi aktarım hızının UM8 kodlu uyaranda UM3'e göre, UM7 kodlu uyaranda UM3 ve UM8'e göre iyileştirilme oranı	99
Şekil 3.35. 15 Hz frekansında farklı modellerde uyarandaki deney kayıtlarının farklı sinyal analiz metotları ile analizi sonucunda elde edilen frekans tespiti ortalama doğruluk oranı	102
Şekil 3.36. 15 Hz frekansında farklı modellerde uyarandaki deney kayıtlarının farklı sinyal analiz metotları ile analizi sonucunda elde edilen ortalama bilgi aktarım hızı ..	102

GİRİŞ

Amyotrofik Lateral Skleroz (ALS), insanların istemli hareketlerini engelleyen ancak zekâ, hafıza, karakter, görme, duyma, koklama gibi özelliklerini etkilemeyen bir hastalıktır [1]. Dünyada insidansı yaklaşık 100.000’de ikidir. 50-60 yaş arası bu oran 3 ile 4’e çıkmaktadır. ALS hastaları dışında beyin kökü felci olan ve ileri omurilik hasarı olan gibi diğer motor nöronlarının özelliğini kaybeden felçli hastaların sayısı da azımsanmayacak seviyelerdedir. Uzuvarlarını oynatamayan bu kişilerin büyük bir çoğunluğu da kendisine bakanlarla sözlü iletişime geçememektedir. Dolayısıyla, ihtiyaçlarını ve sıkıntılarını dile getirememektedir. Bu yüzden, hareket kabiliyeti çok kısıtlı olan bu tarz hastaların ve/veya kendine yetemeyen bireylerin dış dünyaya gönderdiği iletilerde kas sistemlerini ve motor sinir sistemlerini kullanmadan, çevresindeki kişilerle ve elektronik/elektromekanik cihazlarla iletişim kurabilmelerini mümkün kılan sistemlere ihtiyaç vardır. Bu gibi sistemlere “Beyin Bilgisayar Arayüzü” (BBA) adı verilmektedir [2]. Bu teknolojiye, bireylerin beyninden direkt olarak ya da kafa derisi üzerinden alınan genellikle çok kanallı elektrofizyolojik dalgalar yani EEG kullanılır.

Bu tez çalışmasında, hastaların çeşitli ihtiyaç ve isteklerine karşılık gelen görsel uyarılarla ortaya çıkan durağan hal görsel uyarılmış potansiyel (DHGUP) tabanlı BBA’lar için optimum uyarı araştırılarak DHGUP yanıt sinyalleri analiz edilmiştir. Son yıllarda ülkemizde beyin makine arayüzü (BMA) geliştirilmesine dönük bilimsel ve teknolojik potansiyelin harekete geçirilmesine gereksinim duyulduğu ifade edilmektedir. Aynı zamanda yapılan araştırmaların sonuçlarını uygulamaya geçirecek yeni teknolojik sistemlerin geliştirilmesiyle insanların yaşam kalitesinin artırılması hedeflenmiştir. Bu tez çalışması kapsamında, hareket kısıtlı olan ve sözlü iletişim becerisi çok düşük olan hastaların kolay kullanabileceği, sıkıntılarını çevresindekilere aktarabileceği ve bazı cihazları beyin sinyaliyle kontrol edebileceği bir DHGUP tabanlı

beyin bilgisayar arayüzü (BBA) sisteminin performansını en çok etkileyen optimum uyaran yapısı geliştirilmesi amaçlanmıştır. BBA araştırmaları son dönemlerde çok daha fazla ilgi duyulan bir alan olarak dünya üzerinde sayıları 100'ü aşan gruplar tarafından yürütülmektedir. Son on yıl içinde bu konuda yayınlanan makale sayısı eksponansiyel bir biçimde artmaktadır [12]. Genel kullanıcıya hitap eden Emotiv ve Neurosky gibi markalı ürünler piyasada satılır hale gelmiştir. Elektroensefalogram (EEG) tabanlı BBA çalışmalarında, görsel uyarılmış potansiyeller (GUP), yavaş kortikal potansiyeller, P300 uyarılmış potansiyelleri ve sensorimotor ritimler kullanılmaktadır. Bunların arasında kullanımı en kolay olanı, minimal eğitim gerektireni ve yüksek bilgi aktarım hızı (BAH) sağlayan GUP'lardır. Bu uygulamalar ile kelime işleyiciler, uyarlanmış web tarayıcılar, tekerlekli sandalye ve nöroprotezlerin kullanımı ve oyunlar gibi sistemler geliştirilebilir. Ancak bu çalışmalar, henüz laboratuvar çalışmaları ya da pilot hasta çalışmaları seviyesindedir ve yaygın kullanıma geçen bir ürün piyasada bulunmamaktadır. Bu tez çalışması ile biyomedikal sinyal işleme, yazılım ve EEG yönüyle araştırma sonuçlarının literatüre kazandırılması amaçlanmıştır.

İstemli hareketlerini kaybeden hatta bazı durumlarda sadece göz kaslarını hareket ettirebilen tümüyle felçli, Amyotrofik Lateral Skleroz (ALS: Amyotrophic Lateral Sclerosis) hastası, beyinkökü felci olan ve ileri omurilik hasarı olan kişilerin hastanelerde, evlerinde ya da bakım merkezlerinde kendilerine bakan kişilerle iletişim kurması, onlara bazı ihtiyaçlarını ifade edebilmesi ve çevrelerindeki bazı elektronik/elektromekanik cihazların çalışmalarını kendileri kontrol edebilmeleri için beyin bilgisayar arayüzü (BBA) sistemlerinden daha yüksek performans elde edilmesi hayat kalitelerini artırmaya katkı verecektir.

Bu tez çalışmasına konu olan BBA'da EEG işareti olarak durağan hal görsel uyarılmış potansiyellerin kullanılması, ilgili görsel uyaranlarla beynin oksipital alanından elde edilen EEG sinyallerinde, görsel uyaran ile aynı frekans değerine veya harmoniklerine sahip bileşenler elde edilir. Oksipital alandan alınan bu sinyaller işaret işleme ve özellik çıkarma yöntemleri kullanarak bireyin hangi frekanstaki uyarana odaklandığı anlaşılabilir ve onunla ilgili işlemin gerçekleştirilmesi sağlanmaktadır. Ayrıca ülkemizde ve dünyada felçli ve çevresiyle iletişim kuramayan hastaların iletişim kurması için gerekli yardımcı donanımlar olarak baş kontrollü fare (head-mouse), göz izleme (eyetracker) veya göz takip (eyegaze) gibi teknolojik araçlar kullanılmaktadır. Bu araçlar hep baş ve

gözün kamerayla takibi ile bilgisayar sistemindeki imlecin hareket ettirilmesi prensibine dayanmaktadır. Ancak, bu araçların tamamı yurtdışında üretilmekte olup geliştirilmesi de yine yurt dışında yapılmaktadır. Bu tez çalışması ülkemizde birçok felçli hastanın kullanımına odaklı bir iletişim aracı olarak bu sistemin üretilmesi için yön gösterici olacaktır.

BBA tasarımında dünya genelinde bakıldığında ciddi bütçeler ile yürütülen projeler mevcuttur. Bu tez çalışması ile üç amaç hedeflenmiştir.

- Ülkemizde birçok hastanın günlük yaşamlarında konforu sağlayacak hizmeti onlara verebilmenin bilgi altyapısının oluşturulması.
- Bu alanda gelecek yıllardaki yüksek lisans, doktora tezleri ve proje çalışmaları için yön verilmiş olup, literatüre katkı sağlanması.
- BBA konusunda yapacağımız ilerlemelerin zihin kontrollü oyun sektöründe, dikkat problemi olan kişilerin rehabilitasyonunda faydalı olabilecek ürünlerin geliştirilmesi gibi konularda altyapı oluşturulması.

Bu tez çalışmasında temel olarak dört ana iş paketi mevcuttur. Bunlar:

- Uyarın sayısı, rengi, boyutu, frekansı, aktif/pasif kalma sürelerinin oranı (duty cycle), zamana bağlı parlaklığı ayarlanabilen LCD (Liquid Crystal Display) ekran üzerinde osilasyon yapan DHGUP uyarın programının yapılması.
- Deney düzeneklerinin hazırlanarak, kafa derisi üzerinden elektroensefalogram, (EEG) beyin dalgalarının çok kanallı olarak alınması.
- Alınan EEG kayıtlarının önışleme, sinyal iyileştirme, özellik çıkarma, sınıflandırma aşamalarının yer aldığı sinyal işleme algoritmaları ve uygulamaları ile incelenmesi.
- Deneyler ve analizlerden elde edilen bulguların kıyaslanması ve DHGUP tabanlı BBA sisteminin daha yüksek performanslı geliştirilmesi için çalışmaların makale ve tez olarak yayınlanması ile literatüre katkıyı sağlanması.

DHGUP yanıtları, beynin oksipital alanından elde edilen ve uyarın ile aynı frekans değerine veya harmoniklerine sahip dalgalardır. Yani uyarım yapılan frekans genliğinde bir artış olarak kendini gösterir. Görsel uyarınların; frekanslarına, kullanıcıya uzaklığına, ışık şiddetine, duty cycle oranlarına ve rengine göre durağan hal görsel

uyaran yanıtları çeşitli sinyal işleme metotları ile analiz edilmiştir. 19 kanallı bir EEG cihazı ile oksipital bölgeye yerleştirilen çoklu elektrot dizisinden görsel uyaranlara karşı DHGUP yanıtları alınmıştır. Ön işlemede sonsuz impuls tepkili filtrelerden (SİTF) olan Butterworth filtre, özelliklerin araştırılmasında; Welch metodu ile spektral güç yoğunlukları, kanonik korelasyon analizi (KKA veya CCA: Canonical correlations analysis) kullanılarak optimum uyaran belirlenmiştir. Ayrıca çoklu küme kanonik korelasyon analizi (ÇKKKA veya MsetCCA: Multi set canonical correlations analysis), Çoklu yol kanonik korelasyon analizi (ÇYKKA veya MwayCCA: Multi way canonical correlations analysis), olabilirlik oranı testi (OOT veya LRT: Likelihood ratio test) ve en küçük mutlak daralma ve seçme operatörü (EKMDSO veya LASSO: Least absolute shrinkage and selection operator) analizleri kullanılarak sonuçlar kıyaslanmıştır.

1. BÖLÜM

GENEL BİLGİLER

1.1. Beyin Bilgisayar Arayüzü Sistemleri

1.1.1. Beyin Bilgisayar Arayüzü Nedir?

Bireylerin doğal yollarla iletişimi veya bir sistemi kontrolü için çevresel (periferik) sinirlerini ve kaslarını kullanması gereklidir. Çevresel sinir sistemi iki farklı alt sistemlerden oluşur. Bunlar, bireyin isteğine göre hareketlerini yapmasını sağlayan istemli (somatik) sinir sistemi ve istemsiz olarak kendiliğinden çalışan istemsiz (otonom) sinir sistemidir. Somatik sinir sistemi; merkezi sinir sistemine duysal (afferent) durum gönderen sinirler ile kemik kaslarını uyaran motor (efferent) sinirlerden oluşur ve bunlar duysal ve motor kısımlardan meydana gelir. Duysal kısım kas ve herhangi duyu organlarından gelen uyarıları alır; motor kısım da bu uyarıların değerlendirilmesiyle hareket kontrolünden sorumludur.

Beyin Bilgisayar Arayüzü (BBA) sistemleri bu sistemi doğal yollarla iletişim için bir alternatiftir. BBA sistemleri bireylerin motor nöron - kas sistemini kullanmaksızın elektronik ve/veya elektromekanik cihazları, nöroprotezleri veya iletişim için kullanabilecek cihazları kontrol etmeye olanak sağlayan sistemleridir [1]. Periferik sinir sistemi ve kaslar yerine, bir BBA sistemi bireyin uygulamak istediğini BBA sistemi ile ilişkilendirilmiş beyin aktivitelerinin alınması ile olanak sağlar. Beyinden alınan sinyaller, işlemci tabanlı elektronik ortamda gerekli sinyal işleme işlemlerinin ardından BBA sistemi uygulamasında çıkış sinyali olarak üretilir. Böylece birey yapmak istediği işlemi motor nöron – kas sistemini kullanmaksızın gerçekleştirmiş olur [2].

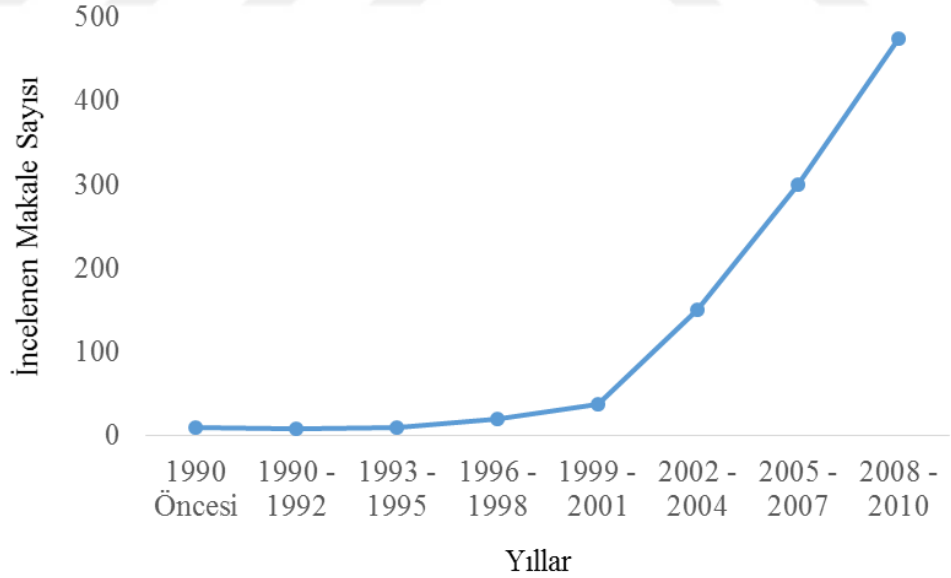
BBA sisteminin temel özellikleri, sinyal aktiviteleri invaziv veya non-invaziv olarak beyinden alınmalı, sistem kullanıcıya geri bildirim vermeli, çevrimiçi (online) olarak çalışmalı ve kullanıcının isteği ile sistem çalışmalı.

1.1.2. Beyin Bilgisayar Arayüzünün Gelişimi

Tarihteki ilk BBA sistemi 1964 yılında Dr. Grey Walter tarafından tasarlanmıştır. Dr. Grey Walter, elektrotları direkt olarak hastanın motor nöronlarından sorumlu beyin bölgesine yerleştirmiştir. Dr. Walter'ın düzeneğinde bir butona basıldığında slayt geçişi yapan bir projektör mevcuttur. Öncelikle hastanın slaytı geçirmesi için butona basması istenir ve bu sırada beyin aktiviteleri kaydedilir. Daha sonrasında Dr. Walter sistemi projektöre ilişkilendirdi. Deney sırasında hastadan buton kullanmamasını istedi ve hasta slaytlara bakarken ne zaman slayt geçişi için butona basma ihtiyacı hissetse, slaytlar butona basılmadan geçilmiş oldu. Böylece tarihteki ilk motor nöron – kas sistemini kullanmaksızın bir cihaz kontrol edilerek BBA sistemi gerçekleştirilmiştir [3]. Ancak bu çalışmasını akademik ortamda yayınlamadığı için geniş kitleye duyuramamıştır. Bunun yanı sıra 1960'ların sonuna doğru, maymunlarla yapılan çalışmalarda tekil kortikal nöronlardan alınan sinyaller ile maymunlar bir metrelik metal çubuğun hareketini kontrol edebilmişlerdir [4]. Sistemik olarak BBA çalışmaları insanlarla olan deneyleri 1970'lerde başlamıştır. Bilgisayar işlemcilerinin kapasite yetersizliğinden ve o dönemdeki insanoğlunun beyin hakkındaki bilgi seviyesinden dolayı da bu çalışmalar yavaş bir şekilde ilerlemiştir. 1973 yılında Vidal beyin sinyalleri kişi bilgisayar iletişimde veya nöroprotezlerin kontrolünde kullanabilir mi? Sorusunun cevabını araştırmıştır. Bu kapsamda, beyin sinyallerinin nöroprotezlerin kontrolünde kullanılması konusunda yapılan ilk araştırmalardan birisini yapmıştır [2]. 1980 yılında Elbert *et al.* EEG aktivitelerindeki yavaş kortikal potansiyellerinin bireye geribildirim ile bu potansiyeldeki değişimin bir televizyon ekranındaki roket görüntüsünün dikey hareketlerini kontrol edebileceğini göstermiştir [5]. 1988 yılında Farwell and Donchin EEG aktivitelerindeki P300 sinyallerinin bir bilgisayar ekranında kelime yazdırma için kullanılabileceğini ortaya koymuşlardır [6]. Sensorimotor ritimlerinin yani Mu ve Alpha ritimlerinin 20. yüzyılın ikinci yarısından itibaren beynin sensorimotor korteks bölümünde oluştuğu ve bu ritimlerin insan hareket sistemi ilişkilendirildiği bilim dünyasında bilinmektedir. Bu kapsamda BBA sistemi için temel teşkil edecek çalışma 1970'lerin sonunda Kuhlman tarafından μ ritimlerinin EEG aktivitelerinde geribildirim

eğitimleri için kullanabileceğini göstermesi ile olmuştur [7]. Bu temel sayesinde Wolpaw *et al.* yaptıkları çalışma ile sensorimotor ritimlerini kullanarak bilgisayar ekranındaki fare imlecini bir BBA sistemi ile oynatmayı başarmışlardır [8-10]. 2006 yılında yapılan bir çalışmada mikro elektrot dizisi beynin birincil motor korteks bölümünü yerleştirilen felçli bir genç hastanın bilgisayar üzerinde e-posta kontrolünü yapabilmesi, televizyon açıp kapaması, protez ellerini açıp kapaması ve protez kolu ile basit hareketleri yapabilmesi geliştirilen BBA sistemi ile mümkün olmuştur. Krusienski ve Shih yaptıkları çalışmalar ile elektrokortikografi (EKOG) yani kortikal yüzeye yerleştirilen elektrotlarla hazırladıkları BBA sistemi ile ekran üzerinde kelime yazdırma işlemini kullanıcılarına sağlamıştır [11].

BBA araştırmaları son dönemlerde çok daha fazla ilgi duyulan bir alan olarak dünya üzerinde sayıları 100'ü aşan gruplar tarafından yürütülmektedir. Son on yıl içinde bu konuda yayınlanan makale sayısı Şekil 1.1' de görüldüğü üzere eksponansiyel bir biçimde artmaktadır [12].



Şekil 1.1. Beyin bilgisayar arayüzü sistemleri üzerine yapılan araştırmaları içeren makale sayısı.

1.1.3. Beyin Bilgisayar Arayüzü Potansiyel Kullanım Alanları

BBA sistemleri çeşitli sektörlerde kendine yer edinmiştir. Başta sağlık sektörü olmak üzere, eğlence oyun sektöründe, otomotiv sektöründe de uygulamaları yer almaktadır. Sağlık sektörü incelendiğinde, günümüzde amiyotropik lateral skleroz, serebral palsi, felç ve spinal kord yaralanması geçirmiş motor nöron – kas sistemini kullanamayan hastalar ve kendine yetemeyen bireylerin çevresel cihazları kontrolünde, kol ve bacak gibi uzuv kaybı yaşamış hastaların nöroprotezlerinin kontrolünde, yürüyemeyen hastaların tekerlekli sandalyenin kontrolünde, yatalak hastaların motorlu hasta karyolası kontrolünde, konuşamayan hastaların ekran üzerinden haberleşmesinde gibi çeşitli uygulamaları ile hastalar için BBA sistemleri özel olarak üretilmektedir [12].

Eğlence ve oyun sektöründe ise; çeşitli BBA sistemi üreticilerinin uygulamaları mevcuttur. Neurosky, Emotiv gibi firmaların EEG tabanlı BBA sistemi; bilgisayar uygulamaları ile oyun alanında kullanılmaktadır.

Ayrıca otomotiv sektöründe de beyin sinyallerinin karayolu taşıtının kullanılması üzerine çalışmalar mevcuttur. Bu alanda Volkswagen firması testlerini sürdürmektedir.

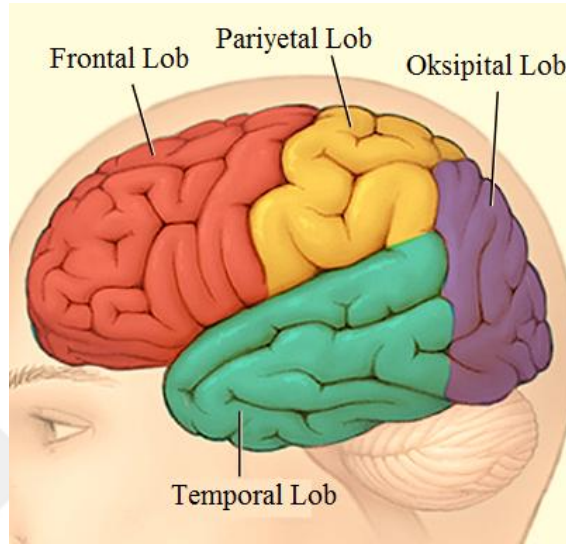
1.2. Beyin Aktivitelerini Ölçme Yöntemleri

Beyin bilgisayar arayüzü çalışmasını bireyin gerçekleştirmek istediğini beyin aktivitesine bağlı olarak gerçekleştirmektedir. Bu işlemlerin ilk basamağı beyindir.

Beyin, Latince’ de serebrum (cerebrum) olarak ifade edilmekte olup, sinir sisteminin merkezi olarak görev yapmaktadır. İnsan beyni kafatası boşluğunda yer almakta olup, ortalama 1100 cm^3 ile 1250 cm^3 arasında bir hacimi kaplamaktadır. Ortalama bir beynin ağırlığı 1500 gram seviyelerindedir ve beyinde yaklaşık olarak 86 milyar sinir hücresi (nöron) vardır [13-14].

Serebrum, milyarlarca sinir lifinden oluşan bir yapı olmakla beraber sol ve sağ serebral hemisfer ismiyle iki parçadan meydana gelmektedir. Bu iki yapı arasındaki iletişim sinir lifleri ile olmaktadır. Serebral hemisferler, üzerini kapsayan korteks yani gri cevher, onun altında bulunan beyaz cevher ve derin kısımlarında bulunan bazal gangliyonlardan meydana gelmektedir. Orta kesimlerde ise lateral ventriküller bulunmaktadır.

Serebrum Şekil 1.2’ de görüldüğü gibi temporal lob, oksipital lob, pariyetal lob ve frontal lob olmak üzere dört büyük loba ayrılmaktadır.



Şekil 1.2. Serebrumun lobları

Genel anlamıyla; işitsel bilgiler temporal bölgede, duyuşsal bilgiler pariyetal bölgede, görsel bilgiler oksipital bölgede işlenmekte olup, kas hareketleri kontrolünde ve bilişsel süreçlerin meydana gelmesinden ise frontal bölge sorumludur. Duyusal kaynakların bütünleştirildiği alan oksipital, temporal ve pariyetal bölgelerin birleştiği alandır.

Serebral korteks, yaklaşık 2 mm – 6 mm kalınlığı arasında serebrumun dış kabuğudur. Beyindeki bilişsel süreçlerle yani düşünme, mantık yürütme, algılama, istemli yapılan bir hareketle, bilgi depolama, kas becerisi ile ilişkilidir. Beyin bilgisayar arayüzü sistemi çalışmalarında en çok irdelenen bölüm olma özelliğini taşımaktadır. Korpus kallosum olarak isimlendirilen sinir lifleri ile sağ ve sol yarısı ile bağlanmıştır. Serebral korteks girinti ve çıkıntıyla kaplıdır. Bu çıkıntılar girus, girintiler sulkus olarak adlandırılmakta olup, girinti ve çıkıntı sayesinde yüzey alanı artırılmıştır. Bu korteksin karmaşık işlevleri neticesinde insanı diğer canlılara göre özellikli kılmıştır.

Serebral korteksin işlevsel bölgelerinin tayini bu alandaki yapılan çalışmalar için son derece önemli olmuştur. Tarih boyunca da beyin üzerine yapılan çalışmalarda gösteriyor bu alanlar üzerine araştırmalar yoğunlaşmıştır. Bu tez çalışmasında görsel uyarılmış

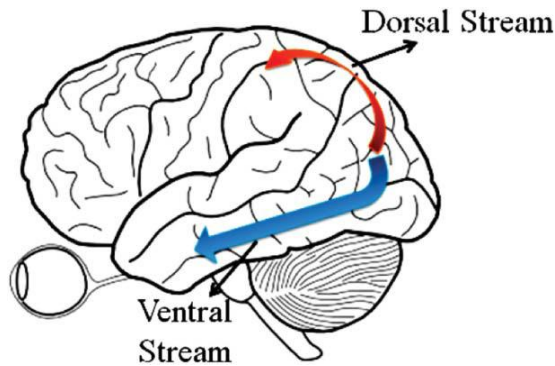
potansiyellerin cevapları üzerine yapıldığı için beynin görme alanları ile ilgili bölümler detaylıca incelenmiştir.

Birincil görme alanı; serebrumun oksiptal lobunun iç yüzey kısmında kalkarin sulkusta yer almaktadır. Bu bölgenin küçük bölümü de oksiptal lobun dış yüzeyinde bulunmaktadır. Bu alanda renklerin algılanması, çizgilerin doğrultusunun algılanması ve nesne derinliğinin tespiti için sütunlar bulunmaktadır.

İkincil görme alanı; birincil görme bölgesi haricinde kalan oksiptal lobun diğer kısımlarıdır. Bu alan, şekil biçimleri, hareketli nesnelerin analizi, renk ton ayırımı gibi işlevleri gerçekleştirmektedir.

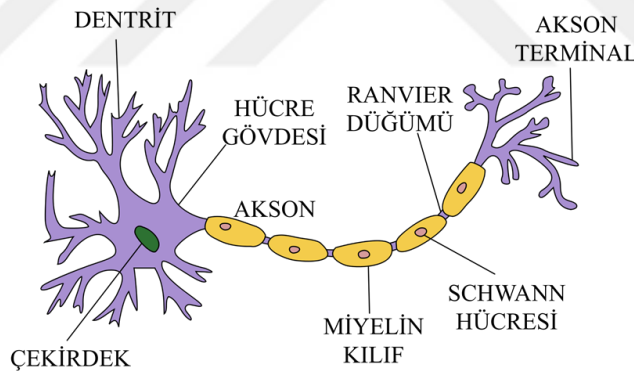
Frontal göz alanı ise; göz hareketlerinin kontrol edilmesinde ve nesnelere istemli olarak odaklanmakla ilgili alandır.

Görsel nöral bilgi transferinde, Şekil 1.3' te görüldüğü üzere dorsal yol (dorsal stream) ve ventral yol (ventral stream) olmak üzere 2 temel yol vardır. Bu yollarda görsel bilgiler M hücreleri (Magnocells) ve P hücreleri (Parvocells) vasıtasıyla taşınmaktadır [15-16]. Her bir yol farklı görsel bilgi taşımakla sorumludur. M hücreleri nesnelerin hareketi [17], objelerin konum ve boyut [18] ile ilgili bilgiyi, P hücreleri ise nesnelerin şekil, renk, parlaklıkla ilgili bilgilerini taşımada hassastır. Bütün bu görsel yollar, durağan hal görsel uyarılmış potansiyel cevabında çok önemli rol almaktadır.



Şekil 1.3. Temel görsel nöral yollar: dorsal yol ve ventral yol ile görsel bilgi tipine göre görsel korteks bir başka bölgeye taşınması

Beyindeki bütün aktivitelerin ardında sinir hücreleri (nöron) vardır. Nöronlar Şekil 1.4’te görüldüğü üzere yapısındaki hücre gövdesinden çıkan uzantı dentrit, uzun olan bölüm akson olarak adlandırılmaktadır. Akson boyunca Schwann hücreleri yer almakta olup bu hücreler lipoprotein maddesi salgırlar bu madde de miyelin kılıf denilen bir tabaka oluşturmaktadır. Ayrıca Schwann hücreleri arasında Ranvier düğümleri bulunmaktadır. Sinir hücrelerindeki bilgi iletimi, dentritin bilgiyi almasıyla akson boyunca iletilir, bilgi akson uçlarından diğer bir sinir hücresinin dentritine aktarılır. Bu iki nöron arasındaki dentrit ve akson uçları arasındaki bağlantıya sinaps denir ancak hiçbir zaman dentrit ve akson uçları birbirine temas etmez, bir boşluk vardır. Bu boşluğa sinaptik boşluk denilmektedir. Bilgilerin sinir hücrelerindeki taşınma hızı miyelin kılıflı sinir hücrelerinde yaklaşık 120 m/sn, miyelin kılıfsız sinir hücrelerinde 10 m/sn ‘ye kadar düşmektedir. Ayrıca Ranvier düğümleri ve sinapslarda da bilginin taşınma hızı düşmektedir.



Şekil 1.4. Nöron yapısı

Beyin aktivitelerinin ölçümü için girişimsel invaziv ve girişimsel olmayan (non-invaziv) olarak temellendirilebilir. İnvaziv yöntemlerden, elektrokortikografi; non-invaziv yöntemlerden fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme, yakın kızılötesi spektroskopisi, manyetoensefalografi, elektroensefalografi beyin bilgisayar arayüzü sistemlerinde değerlendirilebilmektedir.

hastalar düşünceleri ile üç boyutlu olarak oynatabilmişlerdir. Ayrıca hastalarda 28 gün kalan bu elektrot dizilerinin herhangi bir yan etkisi görülmemiştir [22].

1.2.2. Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme

Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme (fMRG) yöntemindeki temel prensip, manyetik rezonans sinyallerinin, beyindeki sinirsel aktivasyon sonucu meydana gelen metabolik ve hemodinamik cevabına devamlılık yapan deoksihemoglobin ve/veya perfüzyon değişimlerine hassas olması üzerine kurgulanmıştır [23]. Manyetik rezonans sinyalleri ile sinirsel (nöral) aktivasyon arasında dolaylı olarak uzaysal ve zamansal ilişki vardır [24]. Uzaysal çözünürlüğü EEG'ye göre daha iyi olmakla beraber zamansal çözünürlüğü dezavantajdır. fMRG cihazları 2000'li yıllardan sonra deneysel ortamdan çıkıp, kliniklerde kullanılmaya başlanmıştır. Bu cihazlar ağır ve taşınamaz oluşları aynı zamanda da pahalı olmaları sebebiyle beyin bilgisayar arayüzü için verimli değildir. Ancak bilimsel anlamda fMRG'ye dayalı beyin bilgisayar arayüzü çalışmaları vardır. Yoo *et al.*, 25 ve 26 yaşlarındaki 2 sağlıklı erkek deneklerle yaptıkları çalışmada fMRG uyumlu gözlük ile 2 boyutlu bulmacayı fMRG tabanlı beyin bilgisayar arayüzü sistemi ile çözdürmüştür [25].

1.2.3. Yakın Kızılötesi Spektroskopi

Noninvaziv bir ölçüm modeline dayalı olan yakın kızılötesi spektroskopi yönteminde, saçlı deri üzerine yerleştirilen bir cihazda gönderen hem de alıcı sensör vardır. Cihazdan yakın kızılötesi spektrumunda gönderilen ışıklar serebrum korteksinden yansır yine aynı cihaz üzerindeki alıcı (sensör) tarafından alınır. Gönderilen ve alınan ışık demetleri arasındaki değişim deoksihemoglobin değişimlerini göstermektedir. Böylece beyin nöral aktivasyonu ölçümlenmiş olur [26]. Yakın kızılötesi spektroskopi yöntemine dayalı beyin bilgisayar arayüzü sistemleri yaygın olmamakla birlikte yine de çalışmalar mevcuttur. Sitaram *et al.* 2007 yılında, motor korteks üzerindeki yaptığı çalışmalarda bir hareketin olup, olmayacağını %80 doğrulukla Yakın kızılötesi spektroskopi yöntemine dayalı beyin bilgisayar arayüzü sistemi ile belirleyebilmişlerdir [27]. Diğer bir taraftan ALS hastaları üzerinde bu yöntemine dayalı çalışmalar ilk defa 2007 yılında Naito ve arkadaşları başlamış olup, deneylerini 40 ALS hastası üzerinden yürütmüşlerdir. Bu hastaların 17'si locked-in evresinde olan hastalardır. Deneyi “evet”

ya da “hayır” cevabı verebilecek şekilde yürütmüşlerdir. Gösterilen sorulara evet cevabı için zihinsel işlem yapmaları istenmiş, hayır cevabı için zihinsel dinlenme yapmaları istenmiştir. Locked-in evresinde olmayan hastalarda %70 doğruluk yakalanırken, locked-in evresindeki hastalar için doğruluk oranı sadece %40’ta kalmıştır [28].

1.2.4. Manyetoensefalografi

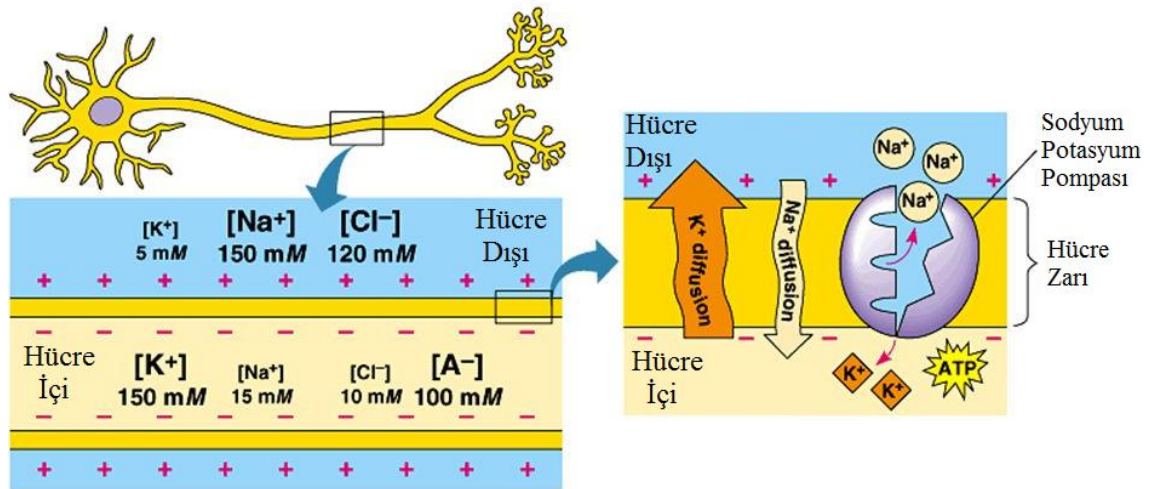
Manyetoensefalografi noninvaziv bir yöntem olup, beyin nöral aktivitesini izlemektedir. Her elektrik akımı gibi piramidal nöronların elektriksel aktiviteleri de manyetik bir alan oluşturmaktadır. Bu manyetizma mikro Tesla seviyelerinde olup, özel sensörler vasıtasıyla ölçülmektedir. Manyetoensefalografiye dayalı beyin bilgisayar arayüzü sistemleri geliştirilmiş olup, EEG tabanlı beyin bilgisayar arayüzlerine yakın performansları olmasına rağmen, Manyetoensefalografinin zayıf manyetik alanları tespit edebilmek için kullanılan manyetoensefalografi cihazı başlığının kriyojenik olarak soğutulmuş olması, sistemin taşınamaz oluşundan dolayı tercih edilmemektedir [29]. Mellinger *et al.* yaptıkları Manyetoensefalografiye dayalı beyin bilgisayar arayüzü sistemi çalışmasında; uzuv kontrolü için gerçek zamanlı mu ritimlerini motor korteksten nöral geri bildirim olarak sistemi her bir denek için 32 dakika boyunca eğitmişlerdir. Deneylerindeki 6 katılımcıdan aldıkları sonuçlara göre manyetoensefalografiye dayalı beyin bilgisayar arayüzü sistemi verimli ve etkin olacağını saptamışlardır [30].

1.2.5. Elektroensefalografi

Elektroensefalografi yöntemi (EEG); beyin aktivitelerinin elektriksel olarak izlenmesine olanak sağlayan girişimsel olmayan (noninvaziv) bir yöntemdir. Saçlı deri üzerine yerleştirilen elektrotlar sayesinde beyin dalgaları kayıt altına alınır. İnsan EEG sinyallerinin varlığını keşfeden kişi Alman ruh hekimi Hans Berger’dir. 1920 yılında İnsan EEG kaydı üzerine çalışmalarına başlamıştır [31]. 1926 yılına gelindiğinde Berger 3 dakikalık EEG kayıtlarını insan beyninden almıştır [32].

1.2.5.1.Nöronlarda Elektriksel Aktivite ve Aksiyon Potansiyeli Oluşumu

EEG kaydının temeli beyin elektriksel sinyalleridir. Bu elektriksel aktivasyonun oluşum sürecinde sinir hücrelerini diğer bir ortamdan ayıran katman hücre zarından madde transferidir. Yani yüklü birçok madde hem hücre içinde, hem de hücre dışında bulunmakta olup, aradaki yük farkından doğan potansiyel vardır. İşte bu elektriksel potansiyel fark bütün hücrelerde bulunmasına rağmen sinir hücrelerinde -60 mV ile -70 mV arasında bulunmaktadır. Şekil 1.6’ da görüldüğü üzere ekstrasellüler sıvı yani hücre dışının içeriğinde hücre zarında geçirgenliği az olduğu için Na^+ (sodyum) ve Cl^- (klor) iyonları vardır. İntrasellüler sıvı yani hücre içinin içeriğinde ise yükü dengelemek için zardan geçirgenliği fazla olan K^+ (potasyum) iyonları ve A^- ile simgelenen protein anyonları bulunmaktadır.

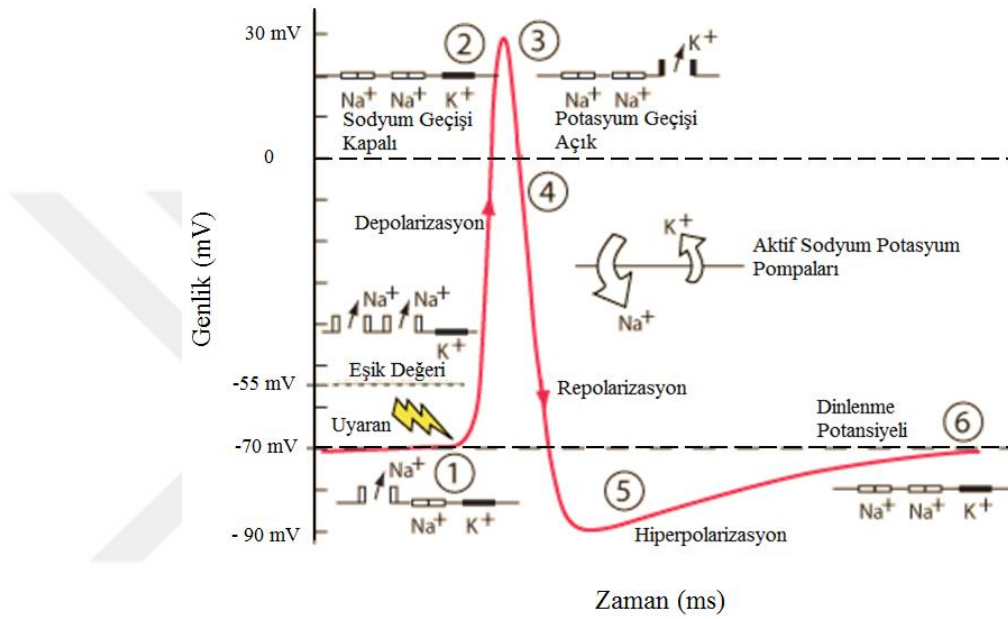


Şekil 1.6. Nöronlarda elektriksel aktivitenin oluşumu

Hücrelerde herhangi bir aktivite olmadığı zaman alınan potansiyele dinlenme potansiyeli denir. Dinlenme halinde iyonların dengesi Şekil 1.6’ da görüldüğü üzere sodyum – potasyum pompası sayesinde korunur. Hücre zarındaki bu pompa ile enerji harcanarak 3 Na^+ iyonu dışarı verilirken, 2 K^+ iyonu içeriye alınır ve böylece dinleme durumundaki iyon dengeleri sağlanmış olur.

1.2.5.2.Aksiyon Potansiyeli

Bilgi sinir hücresi boyunca iletilmektedir, bu iletim bir aksiyon potansiyeli oluşumudur. Sinir hücresi zarın iyonların yer değiştirmesi ile meydana aksiyon potansiyeli akson boyunca zar potansiyelinde geçicidir. Bir sinir hücresinde aksiyon potansiyeli Şekil 1.7' deki gibidir ve oluşum süreci aşama aşama aşağıdaki gibi verilmiştir.



Şekil 1.7. Sinir hücresinde aksiyon potansiyeli ve oluşum süreci

Bir sinir hücresinden dentrit tarafından uyarı alındığında, uyarı sinir hücresinin dentriti tarafından alınır. Bu durum sodyum kanallarının açılmasıdır.

Eğer bu kanal açılması, hücre içi potansiyeli -70 mV' tan -55 mV' a kadar çıkışı için yeterli ise, süreç devam eder. Potansiyel eşik değerine eriştiğinde, daha fazla sodyum kanalı diğer bir ifadeyle eşik - voltaj kanalı açılmaya başlar. Sodyum akışı hücre zarı içi voltaj değeri +30 mV oluncaya kadar devam eder. Bu sürece Şekil 7'de görüldüğü üzere depolarizasyon denir.

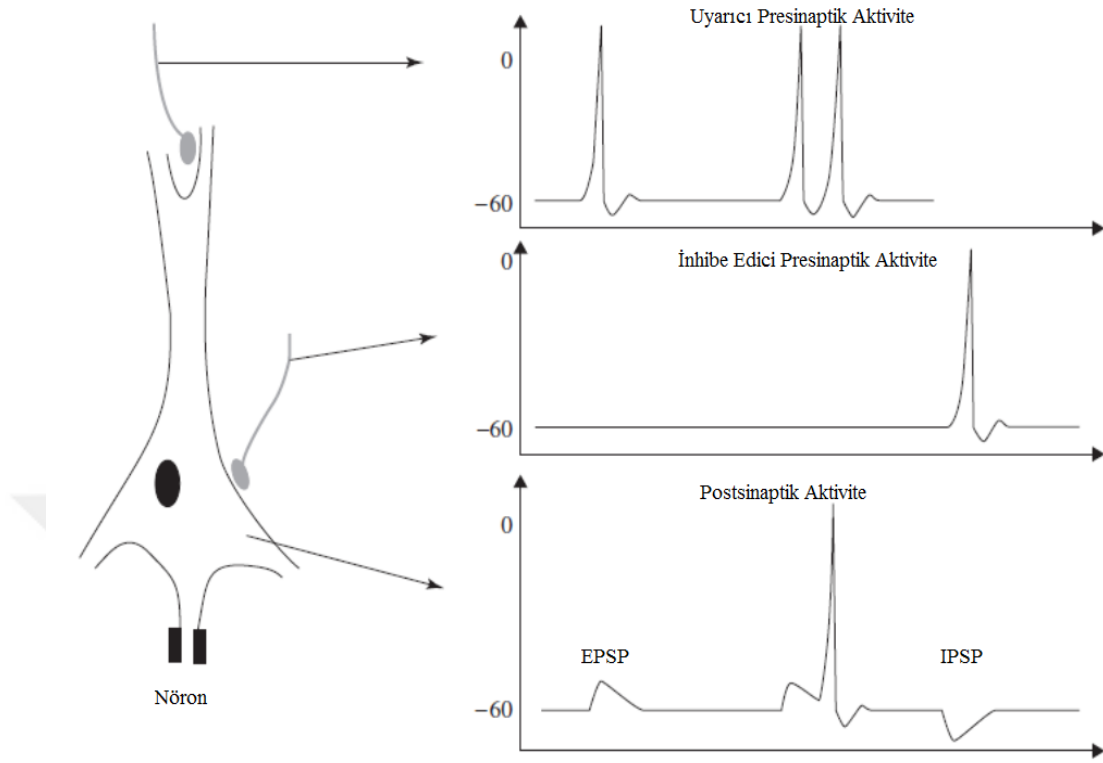
Daha sonra sodyum kanalı kapanmakta olup, potasyum kanalı açılmaktadır. Ancak potasyum kanalı daha yavaş açılır ki depolarizasyon süreci tamamlanır. Sodyum ve potasyum kanallarının aynı anda açılması sistem akışını ve aksiyon potansiyelinin oluşumunu önler.

Potasyum kanalının açılması ile, hücre zarı repolarize olmaya başlayarak, dinleme potansiyeline geçiş yapar. Repolarizasyon dinlenme potansiyeli sınırını aşarak -90 mV seviyelerine kadar iner. Bu duruma hiperpolarizasyon denmekte olup zarar verici gibi gözükse de bilginin iletimi için çok önemlidir. Çünkü hiperpolarizasyon durumu sinir hücresini mevcut bilginin akson boyunca iletilmesi esnasında bir başka uyarının alınmasını önler. Hiperpolarizasyondan sonra sodyum potasyum pompaları hücre zarını dinlenme seviyesi -70 mV'a getirir.

1.2.5.3.Sinaptik İletim

Nöronlardaki sinpatik ileti iki şekilde gerçekleşir. Elektriksel iletim ve kimyasal iletim olarak ikiye ayrılmaktadır. Elektriksel iletimin meydana geldiği sinapslarda presinaptik ve postsinaptik nöronlar birbirlerine doğru yaklaşır ve nöronlar arası sinaptik yarıklar (synaptic gap) oluşur. Bu oluşan yarıklarla hücreler arası boşluk 25 nm' den 2 nm' ye kadar düşmektedir. Böylece molekül ağırlığı 1000 daltona kadar maddelerin geçişi sağlanmış olur.

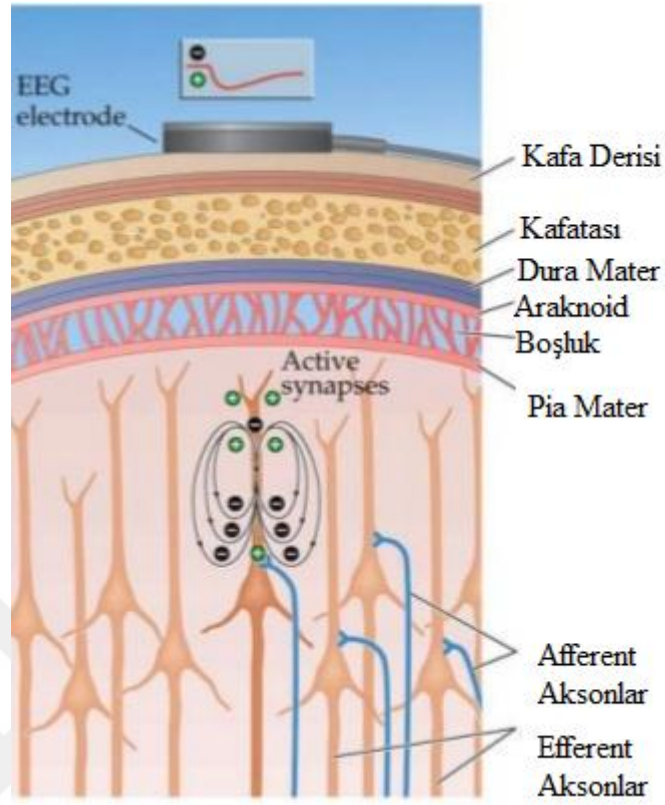
Bir aksiyon potansiyeli uyarıcı sinaps boyunca iletilirse bir sonraki nöronda uyarıcı postsinaptik potansiyel (EPSP: Excitatory postsynaptic potential) meydana gelir. Eğer aksiyon potansiyeli inhibitör sinapstan geçer ise, hiperpolarizasyon meydana gelir ve inhibe edici postsinaptik potansiyel (IPSP: Inhibitory postsynaptic potential). Şekil 1.8' de gerçekleşen bu aktiviteyi şematik olarak görebiliriz.



Şekil 1.8. Nöronlarda uyarıcı presinaptik aktivite, inhibe edici presinaptik aktivite ve postsinaptik aktivite

1.2.5.4.EEG Sinyalinin Kayıtı

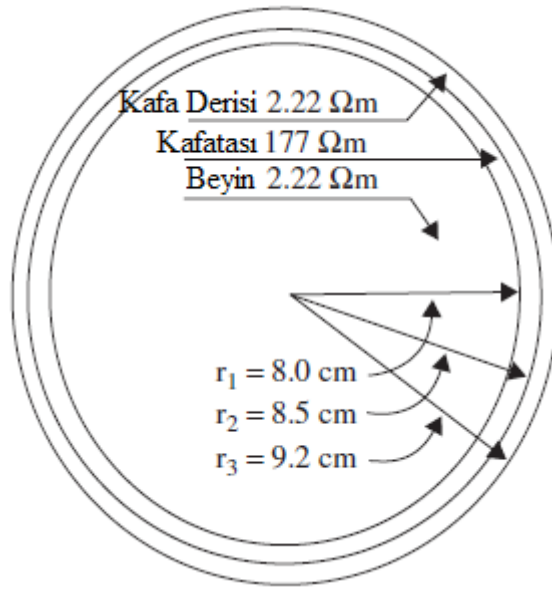
EEG sinyali nöron boyunca iletilen aksiyon potansiyeli veya bu potansiyellerin yansıması ya da toplamı değildir. Şekil 1.9' da görüldüğü üzere, EEG sinyalinin kaynağı serabral kortekste bulunan kortikal piramidal nöronların sinaptik uyarımlardaki akımlarıdır. Yani sinaptik aktivite boyunca gerçekleşen iyon akımının meydana getirdiği elektriksel aktivite bir akım dipolü meydana getirir ve bu sinaptik akım dipollerinin kaydı EEG ölçümüdür.



Şekil 1.9. Kortikal piramidal nöronlar ve insan kafa yapısı

İnsan kafası Şekil 1.9’ da görüldüğü üzere farklı katmanlara sahiptir. Bu katmanlardan olan ana yapılar içten dışa doğru beyin, kafatası ve kafa derisidir. Bu katmanlar arasında ince tabakalarda mevcuttur. Önemli bir husus vardır ki, kafatası yumuşak dokuya göre elektriksel sinyali yaklaşık yüz kat daha fazla zayıflatır. Şekil 1.10’ da gösterildiği gibi her bir katmandaki direnç değerleri değişmektedir. Bundan dolayı EEG kayıtları düşük sinyal gürültü oranına sahiptir.

Ayrıca EEG sinyali diğer biyolojiksel sinyallerdeki elektriksel gürültüye göre daha açıktır. Gürültü ya beyin içinde, ya da kafa derisi üzerinde meydana gelir. Bundan dolayı, aktif nöronların sadece yoğunluğu fazla olan yerlerden EEG sinyali kaydı alınabilir.



Şekil 1.10. Kafa elektriksel direnç değerleri [106]

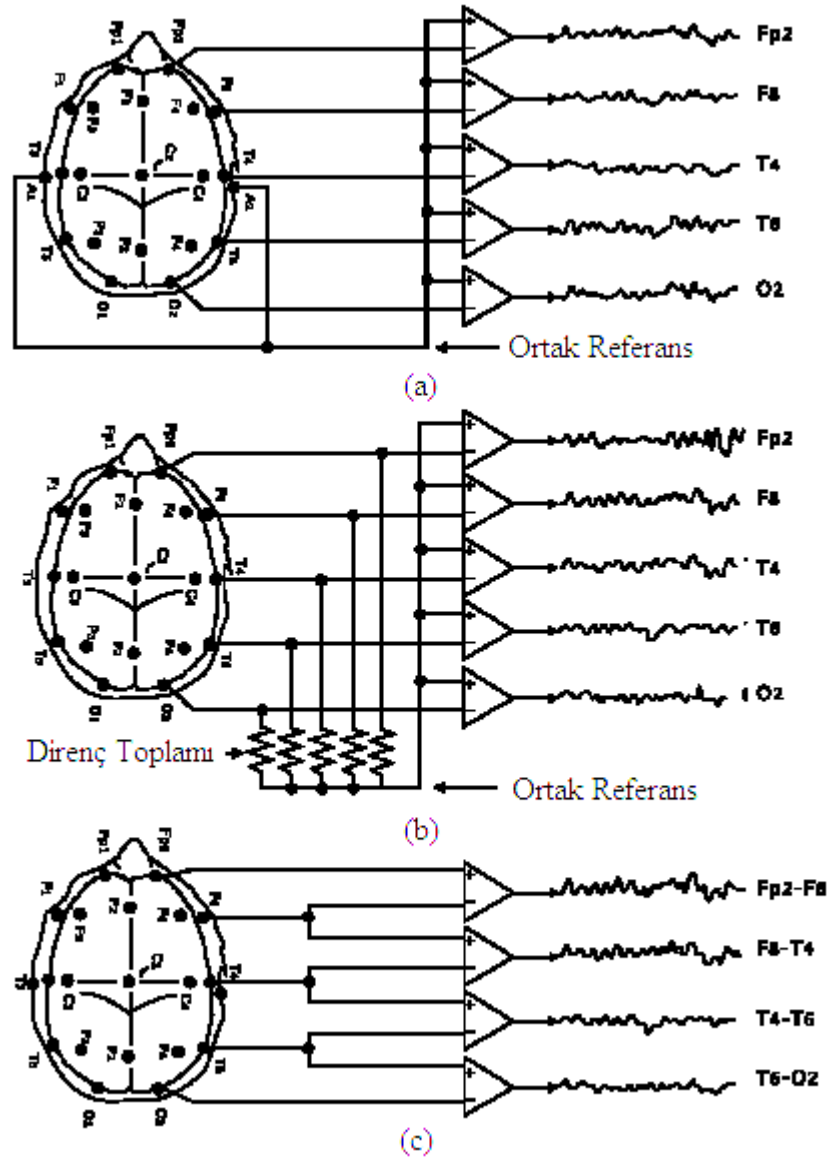
EEG kaydı sırasında gürültüyü en aza indirmek için genellikle kaydı yapılan kişiden en az hareket etmesi istenir, ortamdaki manyetik alanın az olması sağlanır. EEG kayıtları alınırken Gümüş veya Gümüş-klorür (Ag veya AgCl) elektrot kullanmak uygun çözümdür. Gümüşün elektrot potansiyeli yaklaşık 0,80 Volt oluşu altın ve platinden sonra bu yüksek değere sahip oluşu bir avantajdır. Gümüşün klorla kaplanması en önemli sebepleri ise dokuya gümüşün zarar vermemesi ve gürültüyü minimum indirmesidir. EEG elektrotları ve saçlı deri arasındaki direncin düşük olması avantaj olup ideal değer <10 K Ω ' dur [106].

1.2.5.5.EEG Elektrot Yerleşimi

Uluslararası Elektroensefalografi ve Kliniksel Nörofizyoloji Federasyonu'nun EEG kayıtlarında uluslararası bir standart oluşturmak için 10 – 20 EEG Elektrot yerleşim sistemini ortaya koymuştur. EEG elektrot yerleşim sistemine göre beyin çekim yapıldığı bölgelere (loblara) göre EEG elektrotları Tablo 1.1' deki gibi notasyonlandırılmıştır.

1.2.5.6. EEG Ölçüm Metotları

EEG elektrotları Şekil 1.12' de görüldüğü üzere merkezi sinir sistemine göre bağıl bir mesafe referans alınarak ölçülmesi unipolar, referans nokta dirençlerle çekimi yapılan noktaya göre referanslandırılarak ölçülmesi ortalama, elektrot yerleşim alanına yakın bir yer referans alınarak ölçülmesi bipolar metodudur.



Şekil 1.12. EEG kayıt metodolojisi; (a) unipolar kayıt, (b) ortalama, (c) bipolar kayıt

1.2.5.7.EEG Frekans Bandı

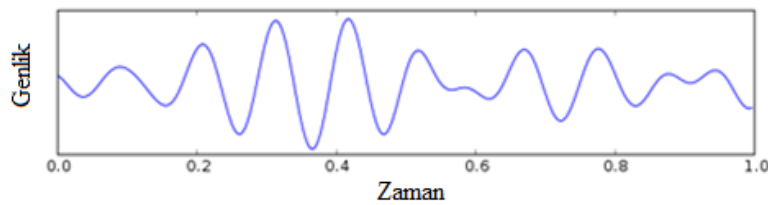
Kortikal hücreler bilişsel süreçlerde farklı senkronizasyonlar ortaya koyarlar. EEG sinyalleri tepeden tepeye 1 - 100 μ V genliğe sahip olup, nörofizyoloji de önemli olarak ele alınan EEG frekans band genişliği 0.1 Hz ile 100 Hz arasındadır. Tablo 1.2' de sinyalin bulunduğu frekans bandına göre isimleri ve sinyalin baskın olduğu beyin lobları verilmiştir [36].

Tablo 1.2. EEG frekans bandı

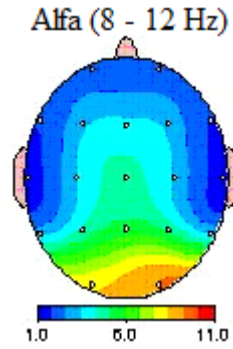
Dalga Tipleri	Frekans Bandı	Sinyalin Baskın Olduğu Lob
Alfa Dalgaları	8 – 12 Hz	Oksipital
Beta Dalgaları	13 – 25 Hz	Pariyetal, Central ve Frontal
Teta Dalgaları	4 – 7 Hz	Pariyetal
Delta Dalgaları	<3.5 Hz	Genel
Gamma Dalgaları	>25 Hz	Merkez (Central)

1.2.5.7.1. Alfa Dalgaları

Alfa dalgası zaman domenindeki Şekil 1.13' de sunulmuş olup, Şekil 1.14' de de görüldüğü üzere beynin oksipital bölgesinde baskın olan alfa dalgaları, genellikle uyanık olan, sakin bireylerde gözlenmektedir. 2 - 10 μ V arası genlikleri ve 8 – 12 Hz arasında frekansları vardır. Gözler kapalı haldeyken net bir biçimde alfa dalgaları gözlemlenebilir.



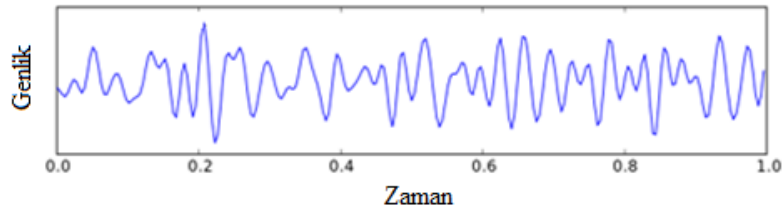
Şekil 1.13. Zaman domenindeki alfa dalgası



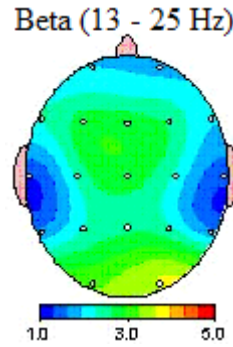
Şekil 1.14. Alfa dalgasının baskın olduğu beyin bölümü

1.2.5.7.2. Beta Dalgaları

Beta dalgası zaman domenindeki Şekil 1.15’ de sunulmuş olup, Şekil 1.16’ da görüldüğü üzere beta dalgaları parietal, central ve frontal loblarda daha rahat gözlenmektedir. Alfa dalgalarına göre daha düşük genliğe sahiptirler. 1 - 5 μ V arası genlikleri ve 13 - 25 Hz arasında frekansları vardır Beta dalgaları daha çok aktif dinlenme, düşünce anında, odaklanma anında, endişeli, stresli ve obsesyon halinde meydana gelir.



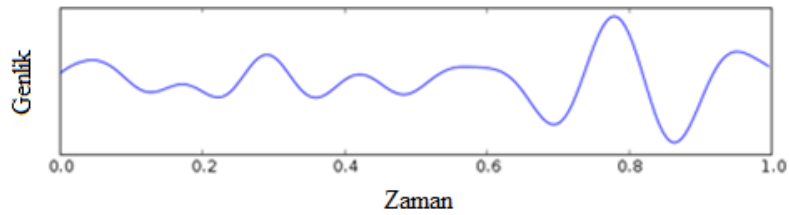
Şekil 1.15. Zaman domenindeki beta dalgası



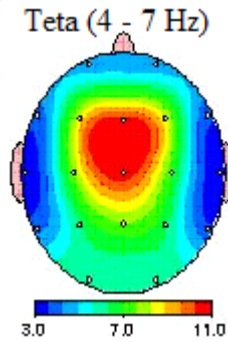
Şekil 1.16. Beta dalgasının baskın olduğu beyin bölümü

1.2.5.7.3. Teta Dalgaları

Teta dalgası zaman domenindeki Şekil 1.17’ de sunulmuş olup, Şekil 1.18’ de de görüldüğü üzere teta dalgaları genellikle beynin parietal lobunda gözükmemektedir. 5 - 100 μ V arası genlikleri ve 4 – 7 Hz arasında frekansları vardır Çocuklarda ve genç bireylerde, uyuşukluk halinde, tembellik durumunda görülür. Ayrıca bireyin bir aksiyonu bastırma anında teta dalgaları tepe seviyeye ulaşır [37].



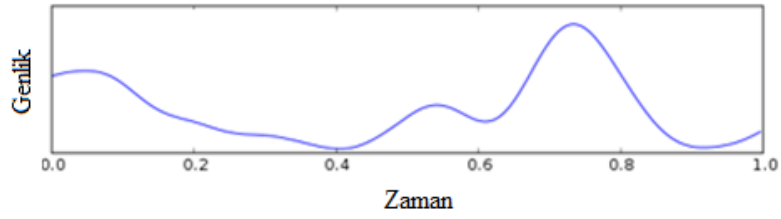
Şekil 1.17. Zaman domenindeki teta dalgası



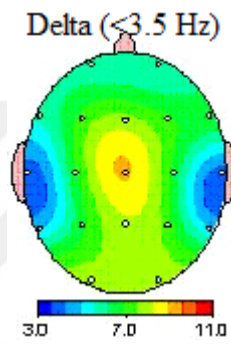
Şekil 1.18. Teta dalgasının baskın olduğu beyin bölümü

1.2.5.7.4. Delta Dalgaları

Delta dalgası zaman domenindeki Şekil 1.19’ de sunulmuş olup, Şekil 1.20’ de de görüldüğü üzere delta dalgaları beynin o anda herhangi bir lobunda gözükmemektedir. 3.5 Hz’ den daha düşük frekansa sahiptirler Genellikle hızlı göz hareketi uyku safhasında olmayan evrede görülür. Ayrıca süt bebeklerinde, beyin hastalıklarında ve bazı yüksek dikkat gerektiren görevler esnasında gözlemlenmiştir [37].



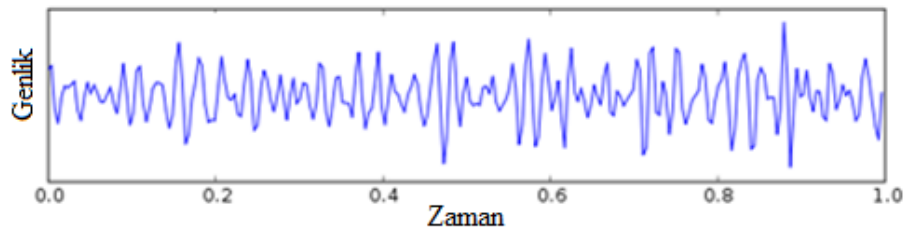
Şekil 1.19. Zaman domenindeki delta dalgası



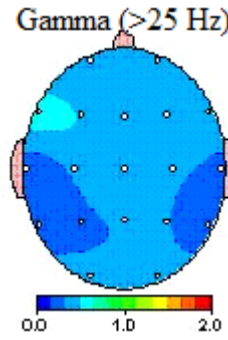
Şekil 1.20. Delta dalgasının baskın olduğu beyin bölümü

1.2.5.7.5. Gamma Dalgaları

Gamma dalgası zaman domenindeki Şekil 1.21’ de sunulmuş olup, Şekil 1.22’ de de görüldüğü üzere gamma dalgaları beynin somatosensori bölgesi olan central (merkez) lobta görülmektedir. Genlikleri $2 \mu V$ ’ tan daha düşük seviyedir. İki farklı duyuşsal algının birleştirilmesi esnasında ve nesnelerin, seslerin, dokunsal duyuların kısa süreli hafızada hatırlanarak eşleştirilmesi anında bu dalgalar görülmektedir [38 - 39]. Ayrıca uykunun karakteristik belirtisidir.



Şekil 1.21. Zaman domenindeki gamma dalgası



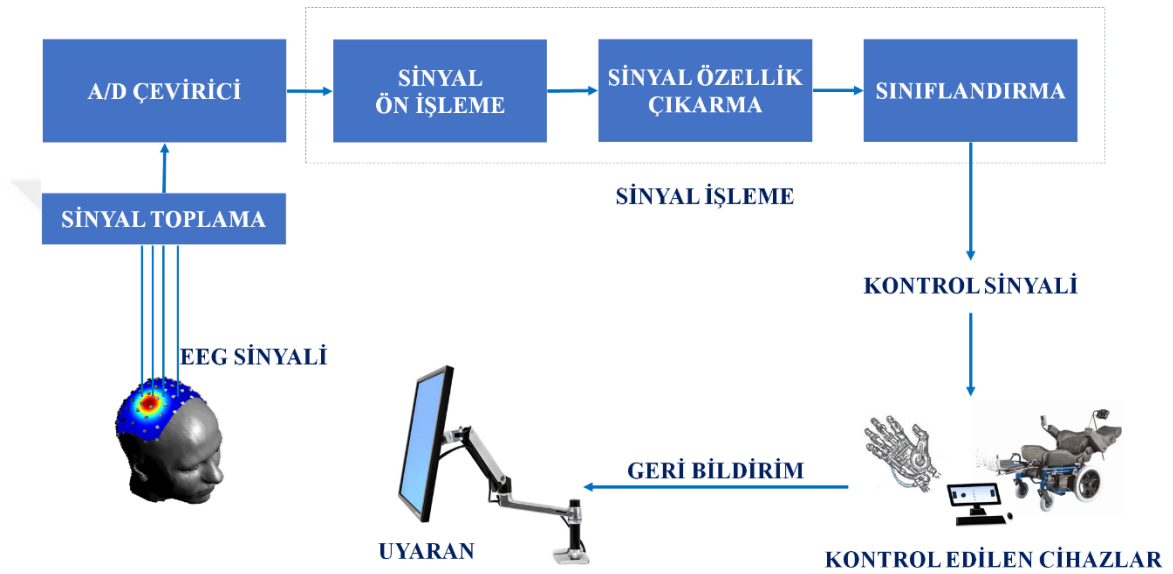
Şekil 1.22. Gamma dalgasının baskın olduğu beyin bölümü

Beyin bilgisayar arayüzü sistemlerinde genellikle düşük frekans bandı aralıklarındaki sinyaller kullanılır. Genlik yanıtlarının bu düşük frekanslarda cevapları daha yüksek olduğu için bu frekans bantları kullanılmaktadır. DHGUP tabanlı beyin bilgisayar arayüzü sistemlerinde düşük frekansların kullanılmasının dezavantajları vardır. Bunlar epilepsi hastalarında veya epilepsiye yatkın kişilerde epilepsi nöbetinin geçirilmesi ve gözleri yormasıdır [34]. Yüksek frekanslı uyaran kullanılmasında bu dezavantajlar ortadan kaldırılır fakat düşük DHGUP cevabı sistemin sağlıklı işlemlerini engeller. Yijun *et al.* 20 Hz üzeri uyaran ile 13 denekle yaptıkları çalışmada sinyal gürültü oranı üzerinde çalışmışlardır. Düşük genlik cevabı olsa bile gürültünün de düşük genlikli olacağını göstermişlerdir. Bu çalışma yüksek frekanslı uyaran kullanılan DHGUP tabanlı beyin bilgisayar arayüzlerinin de geliştirilebileceğini göstermiştir [35].

1.3. EEG Tabanlı Beyin Bilgisayar Arayüzü Sistemi Temelleri

İlk kısımda değinildiği üzere, beyin bilgisayar arayüzü sistemleri iletişimin yeniden tanımlanarak, çevresel cihazlar, nöroprotezler ve arayüzün imkân verdiği diğer nesne ve bireylerle iletişimi motor nöron – kas sistemini kullanmaksızın, yapılmak isteneni beyin sinyalleri ile komuta çevrilmesi ve işlemin gerçekleşmesidir. Bu sistemlerin pratik ve verimli kullanımına EEG tabanlı beyin bilgisayar arayüzü olanak vermektedir. Şekil 1.23' de görüldüğü üzere temel bir EEG tabanlı beyin bilgisayar arayüz sistemi şemasını görüyoruz. Burada uyaran durağan hal görsel uyarana kullanıcı tarafından bakılır. Bu esnada sinyal toplama aşamasında EEG sinyalleri alınır. Alınan bu sinyallerin kayıtlı esnasında örnekleme frekansı ayarlanmaktadır. Analog dijital çeviriciden çıkan sinyal öncelikli olarak sinyal ön işleme tabi olur, daha sonra sinyal

özellik çıkarma aşaması ve sinyaller sınıflandırılır. Kontrol sinyali ile aktivite edilmesi istenen nesne ya da iletişim aracı tetiklenir. Uyarı modülüne aktivite edilen cihazdan geri bildirim sağlanarak beyin bilgisayar arayüzü sisteminin sürekliliği sağlanır. Örneğin, bir kullanıcı beyin bilgisayar arayüzü sistemi ile robotik bir kol hareketini kontrol ediyorsa, her başarılı bir kol hareketinden sonra kullanıcıya geribildirim iletilir, bu geri bildirimle kullanıcı bir sonraki hareket için aksiyona geçer.



Şekil 1.23. Beyin bilgisayar arayüzü (BBA) sistemi temel yapısı

Bir sistemin beyin bilgisayar arayüzü olarak tanımlanması için mutlaka çevrimiçi (online) çalışması gerekmektedir.

1.3.1. Sinyal İşleme

Bir beyin bilgisayar arayüzü sistemi çevrim içi olarak beyin sinyallerini alır ve gerçek zamanlı olarak işler. Sinyal işlemenin amacı, kullanıcının BBA vasıtasıyla neyi yapmayı amaçladığını yani kullanıcının niyetini öğrenmektir. Sinyal işleme adımı 3 temel adımda incelenmektedir. Bunlar; ön işleme, özellik çıkarma ve sınıflandırmadır.

Ön işleme ile bir sonraki sinyal işleme adımı için sinyal değerli bilgi kaybolmadan basitleştirilmiş olur. Ön işlemenin en önemli amacı sinyal gürültü oranını (SNR: Signal to noise ratio) geliştirerek sinyal kalitesini artırmaktır. Düşük SNR değerinin anlamı,

beyin tarafından alınan istenilen bilginin diğer sinyallerin arkasında kalmasıdır, diğer bir ifadeyle değerli bilgiyi tespit etmek zordur veya mümkün değildir. Yüksek SNR değeri ise tam tersi olarak BBA sisteminde istenilen bilginin elde edilmesi ve sınıflandırmasını kolaylaştırır. Dönüşüm teknikleri ile birleştirilmiş filtreleme teknikleri BBA sisteminde önışleme adımıda kullanılır. Bu teknikler ile SNR değeri artarken bir yandan da istenmeyen sinyaller elemine edilmiş olur.

BBA sisteminde beyin aktivitelerinin karakterize edilmesi sinyallerin belirli özelliklerinin çıkarılması ile mümkündür. Örneğin, sinyal genlikleri ve frekanslar sensorimotor ritimleri ve DHGUP'lar için temel özelliklerdir. BBA' nın sahip olduğu özellik çıkarma algoritmaları bu değerli bilgileri (sinyal genliği, frekansı, entropisi, ortalaması vb...) ortaya koyar. Bu adımda sinyal, sinyal işleminin son adımı olan sınıflandırma için hazır hale getirilmiş ve basitleştirilmiş olmaktadır.

Sınıflandırma; BBA sisteminde kontrol sinyali (BBA komutu) sinyali elde edebilmek için sinyal işleme adımıdaki temeldir. Kullanıcı mental bir stratejiye göre belirlenmiş olan mental bir görevi yerine getirirken, belirli bir beyin aktivitesi meydana gelir ve BBA sistemi bu aktiviteleri sınıflandırarak BBA komutuna dönüştürür.

Sınıflandırma süreci iyi tanımlanmış zaman çerçeveleri kapsamında kullanıcı için hazırlanmış BBA sisteminde basitleştirilir. Örneğin kullanıcı sistem tarafından verilen bir bip sesi duyduğunda sıradaki zaman çerçevesinde (örneğin 6 sn içinde) bir BBA komutu göndermeye hazır olur. Bu zaman çerçevesi boyunca kullanıcıdan mental görevi yerine getirmesi beklenir. BBA sistemi bu zaman çerçevesi kapsamında kayıt edilen sinyali sınıflandırmaya çalışır. Böyle çalışan BBA sistemi senkron BBA sistemidir. Bunun karşıtı olarak bir asenkron BBA sisteminde tanımlanmış bir zaman dilimi olmadan kullanıcı her an komut göndermek için BBA ile etkileşimlidir [40]. Bundan dolayı asenkron BBA sisteminde sinyal sürekli olarak analiz edilmektedir.

1.3.2. Beyin Bilgisayar Arayüzü (BBA) Sistem Performansı

BBA sistemi performansı çeşitli yollarla ölçümlenebilmektedir [41]. En basit haliyle sınıflandırma performansı ile ölçülebilir. Sınıflandırma performansı, sınıflandırma doğruluğu ya da sınıflandırma hızı olarak literatürde yeri vardır. Sınıflandırma doğruluğu; BBA sisteminde doğru sınıflandırılmış deneme sayısının, toplam deneme

sayısına oranıdır. Diğer bir yandan hata oranı da (error rate) hesaplanabilir, toplam denemedeki hatalı sınıflandırma oranıdır. Her ne kadar doğru sınıflandırma veya hata oranını hesaplamak ve BBA sistemini değerlendirmek kolay olsa da, zaman odaklı sistemlerde tek başına bu oran yeterli değildir. Örneğin, BBA sistemi ile bir klavyeden yazı yazdıran bir uygulamada sınıflandırma ile harflerin ne kadar doğru seçildiği ölçümlenebilir ancak bir harf ne kadar sürede yazdırılıyor bunu gösteren bir parametre değildir. Bu yüzden sistemin genelini değerlendirilmesi için zaman ölçümlemesi önemlidir.

BBA sisteminin genel olarak performansını ölçülmesi bilgi aktarım hızı (BAH veya ITR: Information transfer rate) olarak adlandırılır [42]. BAH değeri kaç farklı beyin paterni (aktivitesi-sınıfı) kullanıldığına, BBA sisteminin bu beyin aktivitesini sınıflandırma süresini ve sınıflandırma doğruluğuna bağlıdır. BAH dakikadaki bit miktarının ölçülmesidir. Diğer bir yandan; P300 sinyali tabanlı BBA ve Durağan hal görsel uyarılmış potansiyel (SSVEP: Steady state visual evoked potential) tabanlı BBA sistemleri diğer BBA sistemlerine göre daha yüksek BAH değerlerine sahiptir. Bunun temel sebebi seçim odaklı yaklaşım üzerine sistemlerin kurgulanması yani geniş bir hedef uyaran sınıfı vardır.

Geçmişten bu yana yapılan BBA çalışmalarında BAH değeri 30 bit/dakika' dan [43 - 44] başlayarak 60 bit/dakika üzerine çıkan çalışmalara [45] ve son dönemlerde 90 bit/dakika üzerine çıkan çalışmalar [46] yer almaktadır. Fakat bu değerler, genellikle laboratuvar koşullarında ve sağlıklı bireylerle yapılan deneylerle elde edilmiş değerlerdir. Büyük popülasyonlarla uzun zaman periyodunca incelenmiş hasta insanlarla yapılmış olan BAH' ı araştıran deneyler fazla değildir. Bu kapsamda yapılan bir deneylerden biri olan Kübler ve Birbaumer [47] felçli hastalar üzerine yaptığı çalışma bir örnek olarak verilebilir.

1.4. EEG Sinyallerine Göre Beyin Bilgisayar Arayüzü Uygulamaları

Beyin bilgisayar arayüzü sistemleri için beyin aktivitelerinin ölçülmesi en önemli adımdır. Ancak bu aktiviteleri ölçmek tek başına yeterli değildir, çünkü BBA sistemi akıldakini ve düşüncenin anlamını çözemez. Bir beyin bilgisayar arayüzü sistemi sadece belirli bir beyin sinyal örüntüsünü veya belir bir görev karşılığı beyinden beklenen

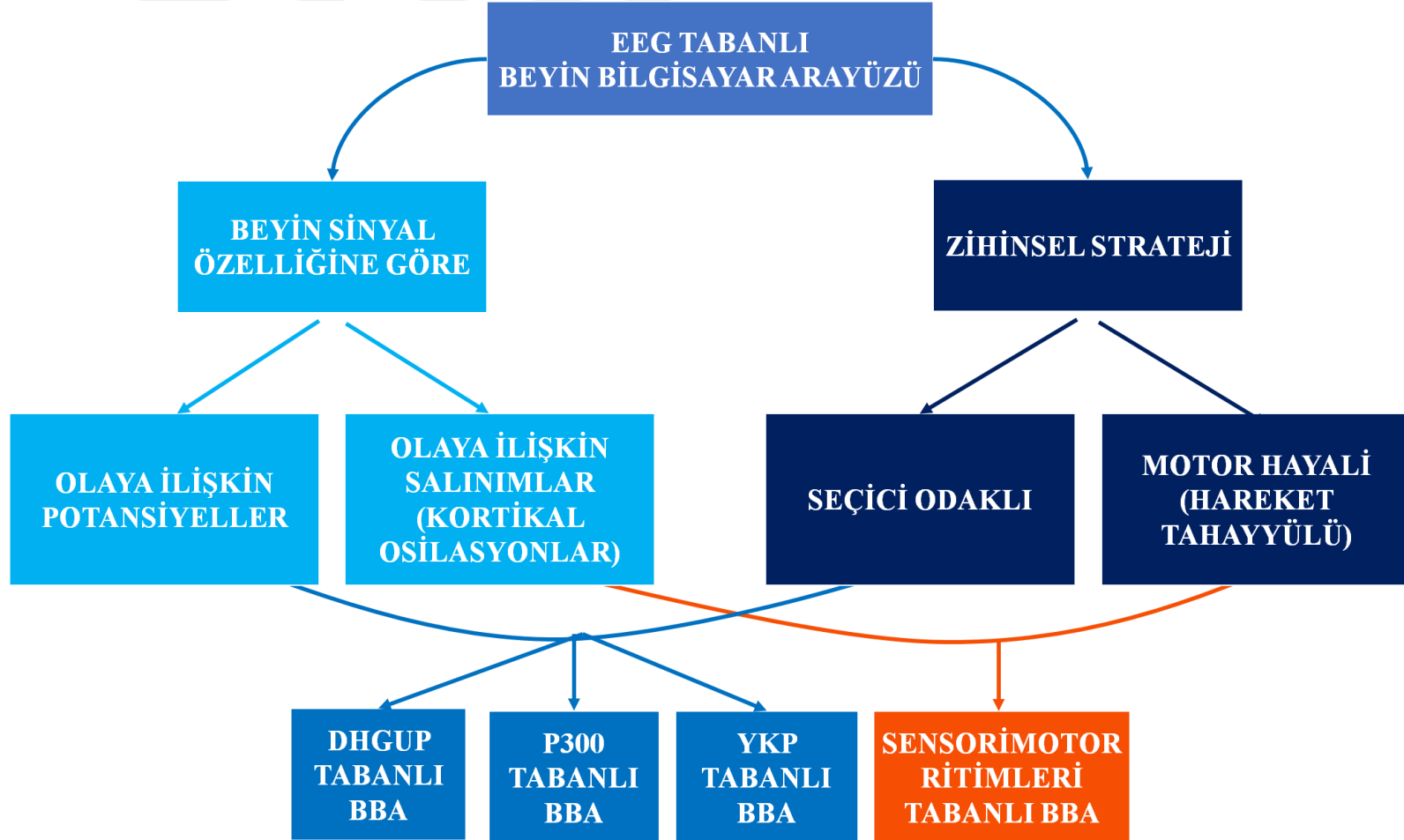
cevabı dedekte etmekte ve sınıflandırmaktadır. BBA kullanıcıları belirli beyin örüntülerinin (beyin kalıpları) oluşması için deneysel yaklaşımdaki belirli mental (zihinsel) görevi yerine getirmek durumundadır. İşte bu mental strateji herhangi bir beyin bilgisayar arayüzünün temelidir. Bu zihinsel stratejiler ilgili BBA sistemi tarafından dedekte edilebilen bir beyin örüntüsünün çıkmasına neden olurlar.

Pratikte kullanılabilen EEG tabanlı BBA sistemleri Şekil 1.24' de görüldüğü üzere kullanılan EEG sinyal türüne göre isimlendirilmiştir. Temel olarak olaya ilişkin beyin sinyalleri potansiyellerin elde edilmesiyle ortaya çıkan P300 sinyalleri, durağan hal görsel uyarılmış potansiyelleri ve yavaş kortikal potansiyelleridir. Bu potansiyellerin de ortaya çıkması için oluşturulacak düzenek yani zihinsel strateji “seçici odaklanmadır”. Yani belirli bir uyarana karşı odaklı olmaktır. Diğer bir yandan ise; kortikal osilasyonlar ise beyin sensorimotor korteksinden elde edilen sensorimotor ritimleridir. Bu sensorimotor ritimleri, örneğin bir uzuv hareketinin hayali ile ortaya çıkmaktadır. Bundan dolayı zihinsel stratejisi motor hayali olarak isimlendirilmiştir.

Pratikte kullanılan / kullanılabilecek EEG sinyali tabanlı beyin bilgisayar arayüzü sistemleri şunlardır:

- Sensori Motor Ritimleri (μ ve β ritimleri) tabanlı BBA sistemleri
- Yavaş Kortikal Potansiyel (YKP) tabanlı BBA sistemleri
- P300 Sinyali tabanlı BBA sistemleri
- Durağan Hal Görsel Uyarılmış Potansiyel tabanlı BBA sistemleri.

Bu tez çalışmasında durağan hal görsel uyarılmış potansiyel tabanlı BBA sistemlerinin performansını artırmak için temel teşkil edecek optimum uyaran yapısı ve sinyal işleme yöntemlerinin kıyaslanması yapılmıştır.



Şekil 1.24. Beyin sinyali özelliğine ve zihinsel stratejiye göre EEG tabanlı BBA Sistemleri

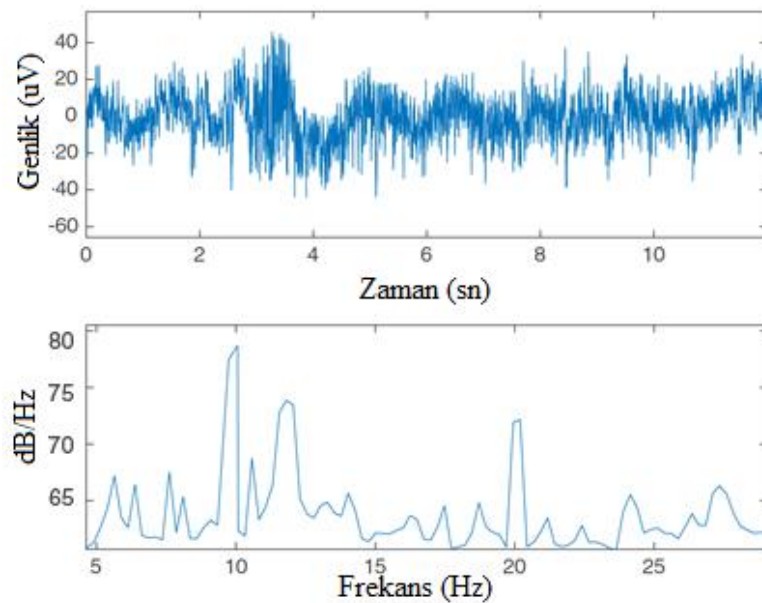
1.4.1. Olaya İlişkin Salınımlar (Kortikal Osilasyonlar)

EEG kaydı ile beyin aktiviteleri çok çeşitli salınımlar veya ritimler ile yansıtılmaktadır. Her bir ritim; frekans aralığı, EEG elektrot yerleşim yeri ve beyin aktiviteleri ile olan ilişkileri vasıtasıyla birbirinden ayrılır [48]. Bu ritimler basitçe beyin aktivitesini yansıttığı düşünülse dahi aslında bunların işlevsel rol oynadığı da mümkündür [49-50]. Motor kas hareketlerini kontrol eden beyin motor bölümünden çıkan ritimler beyin bilgisayar arayüzü uygulamaları için kullanışlı sinyallerdir. Bu kapsamda sensorimotor ritimleri BBA sistemlerinde kullanılmaktadır.

1.4.1.1. Sensorimotor Ritimleri (μ ve β Ritimleri) ve İlgili BBA Sistemleri

Bir insan dinleme anında iken birincil sensorimotor kortikal bölgeden alınan EEG sinyallerinde 8-12 Hz aralığında (10 Hz civarında) μ ritimleri ve bu ritimlerle birlikte 12 - 25 Hz aralığında (20 Hz civarında) β ritimleri görülür [50-52].

Kendi deney ortamımızda dinlenme halindeki bir bireyin C3 ve C4 kanallarından elde ettiğimiz kayıtlardan C3 kanalının sinyalin zaman ve frekans domenindeki görünümü Şekil 1.25' deki gibidir. Şekilde açıkça μ ve β ritimleri 10 ve 20 Hz civarlarında görülmektedir.



Şekil 1.25. μ ve β ritimleri zaman ve frekans boyutunda

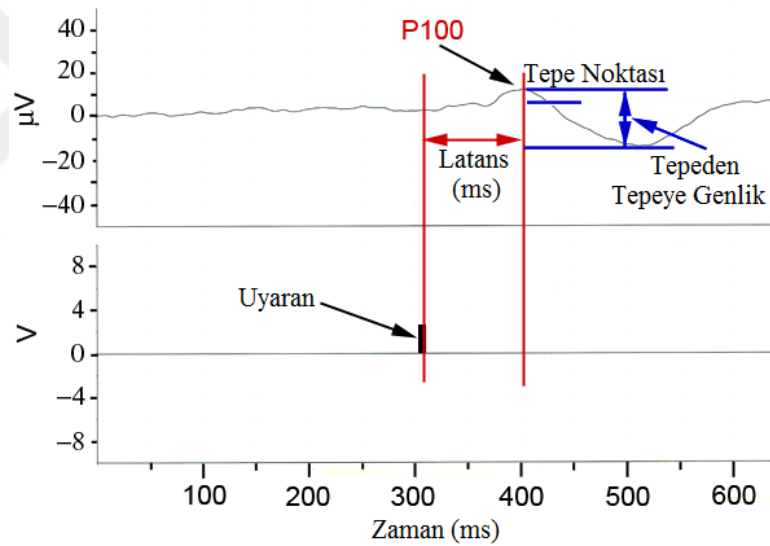
Uyarılar, motor – kas hareketi ve yapılacak bir hareketin hayalde canlandırılması, korteks bağlantılarını etkileyerek μ ve β ritimlerinde sinyal genliğinin düşüşü desekronizasyondur, bu duruma “event-related desynchronisation (ERD)” denmekte olup, eğer sinyal genliğinde artış varsa bu durum senkronize bir işlemdir ve bu olaya “event-related sychronization (ERS)” denir [53].

Birçok nedenden dolayı, sensorimotor (motor duyu) ritimleri BBA sistemleri için iyi sinyal özelliklerine sahiptirler. Bu ritimler beynin direkt olarak motor nöron - kas hareketlerinin çıktıkları ile direkt ilgilidir. Bir uzvun hareketi veya hareket öncesi hazırlık evresi (hareket düşüncesi) boyunca somatosensöri ritimlerinde düşüş yani ERD durumu görülür [54]. Bunun tam zıttı olarak hareket sonrası ve dinlenme esnasında somasensöri ritimlerinin genliği yükselir yani ERS durumu meydana gelir [55]. Aslında somatosensöri tabanlı beyin bilgisayar arayüzü sistemleri için gerçek bir uzuv hareketine gerek yoktur, hareket tahayyülü ERD ve ERS oluşumu için yeterli olduğundan bu BBA sistemleri nöroprotezlerin kontrolünde rahatlıkla kullanılabilir [56]. BBA sistem tasarımında μ ve β ritimlerine dayalı olarak birçok çalışma vardır. Pfurtscheller *et al.* bu beyin sinyallerini kullanarak tasarladıkları Graz BCI isimli sistemle kursor kontrolünü sağlamışlardır [57]. Ortner *et al.* felçli hastaların rehabilitasyonunda μ ve β ritimlerinden faydalanmışlardır [58]. Yine Pfurtscheller ve Neuper tetrapleji hastalarının el ortezinin kullanılmasını %100 doğrulukla sağlamışlardır [59].

1.4.2. Olaya İlişkin Potansiyeller

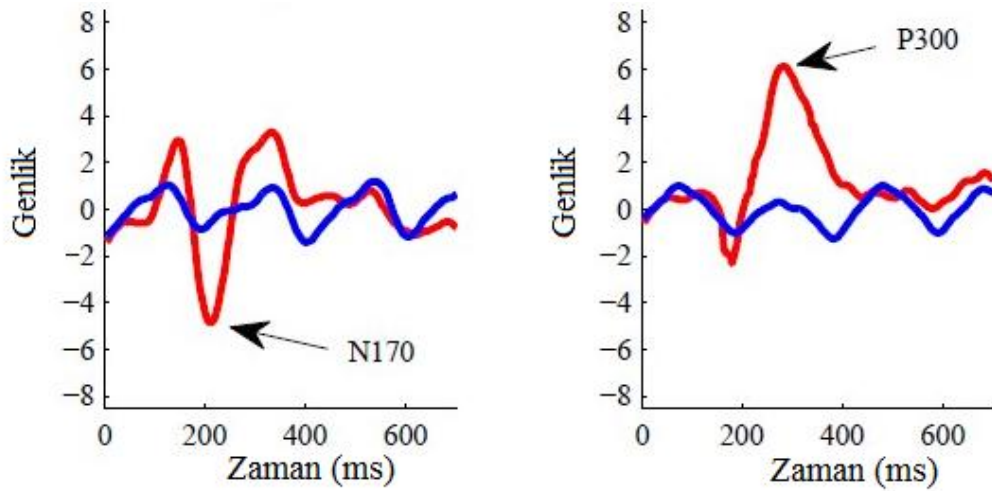
Dışarıdan gelen duyuşal uyarılar veya bilişsel süreçler tarafından gelen bir etkiye karşı senkronize olan EEG sinyallerinin kaydedilmesidir [59]. Dışarıdan gelen uyarılara karşı değişen EEG sinyalleri eksojen potansiyeller, diğer bir taraftan bilişsel süreçlerin etkisi ile değişen EEG sinyalleri endojen potansiyeller olarak isimlendirilmektedir [60]. Olay ilişki Potansiyel (ERP: Event related potential) bileşenleri EEG çekimi yapılan lokasyonlara ve sinyal cevaplarındaki gecikme sürelerine (latans) göre ayrıştırılabilirler. Genellikle 100 ms' den daha düşük sürede cevap alınan sinyallerin bölgesi birincil duyuşal alanlardır ve dışarıdaki bir uyarıcı tarafından elde edilirler. 100 ms' den sonrasında cevap alınan sinyaller ise genellikle devam eden bilişsel süreçlerle ilgilidir. ERP' de latansı en yüksek olan yavaş kortikal potansiyellerdir. Saniyelerden öte

dakikalara kadar uzayan bekleme süreleri vardır. Bu potansiyellerin genlikleri genellikle süregelen EEG'ye göre daha düşüktür. ERP' ler beyin aktivitesindeki değişiklik ile meydana gelen EEG'deki zaman kilitli geçici pozitif veya negatif sapmalardır. ERP' lerde sinyali tanımlayabilmek için Şekil 1.26' da görüldüğü üzere latans ve genlik önemli iki parametredir. Kaydedilen sinyaldeki polarite ERP' ler için belirleyicidir. ERP' leri zaman domeninde adlandırmak için süregelen EEG'den pozitif sapmalar "P", negatif sapmalar "N" ile gösterilir. Sinyaller oluş sırası ve olay sonrasındaki geçen süreye göre numara verilir. Örneğin, Şekil 1.27' de gösterildiği üzere uyarandan yaklaşık 170 ms sonrasında EEG'de meydana gelen negatif yönlü N170 sinyali ve 300 ms sonra meydana gelen pozitif yönlü P300 sinyali.



Şekil 1.26. Olaya ilişkin potansiyellerdeki latans ve genliğin gösterimi

ERP' lerin ortaya çıkış süreleri üç ana bölüme sınıflandırılabilir. Erken latans 10 ms' den düşük, orta latans 100 ms' ye kadar olan bölüm olup bu iki bölümde genellikle eksojen potansiyeller görülür yani uyarının özelliklerinden EEG sinyali etkilenir. Uzun latansa sahip potansiyeller 100 ms' den uzun olup genellikle endojen potansiyeldir ve uyarandan etkilenerek bilişsel sürecin eşliğinden sonra ortaya çıkar.



Şekil 1.27. Olaya ilişkin potansiyellerdeki pozitif ve negatif sapmalar

1.4.2.1.Yavaş Kortikal Potansiyeller ve İlgili BBA Sistemleri

BBA sistemlerinde kullanılan yavaş kortikal değişimleri korteksten kaydedilmekte olup, bu potansiyeller 0.5 - 10 sn arasındaki latansa sahip iseler yavaş kortikal potansiyeller (YKP) olarak adlandırılır [62]. Normal beyin fonksiyonunda, negatif YKP' ler zihinsel hazırlığa eşlik ederken, pozitif YKP' ler zihinsel boşluğa, dinlemeye eşlik eder [63]. Aslında negatif YKP' ler kortikal nöronların uyarılmasındaki artışın bir yansıması, bunun tam tersi olarakta pozitif YKP' lerde kortikal nöronların uyarılmasındaki azalışın bir yansımasıdır [64].

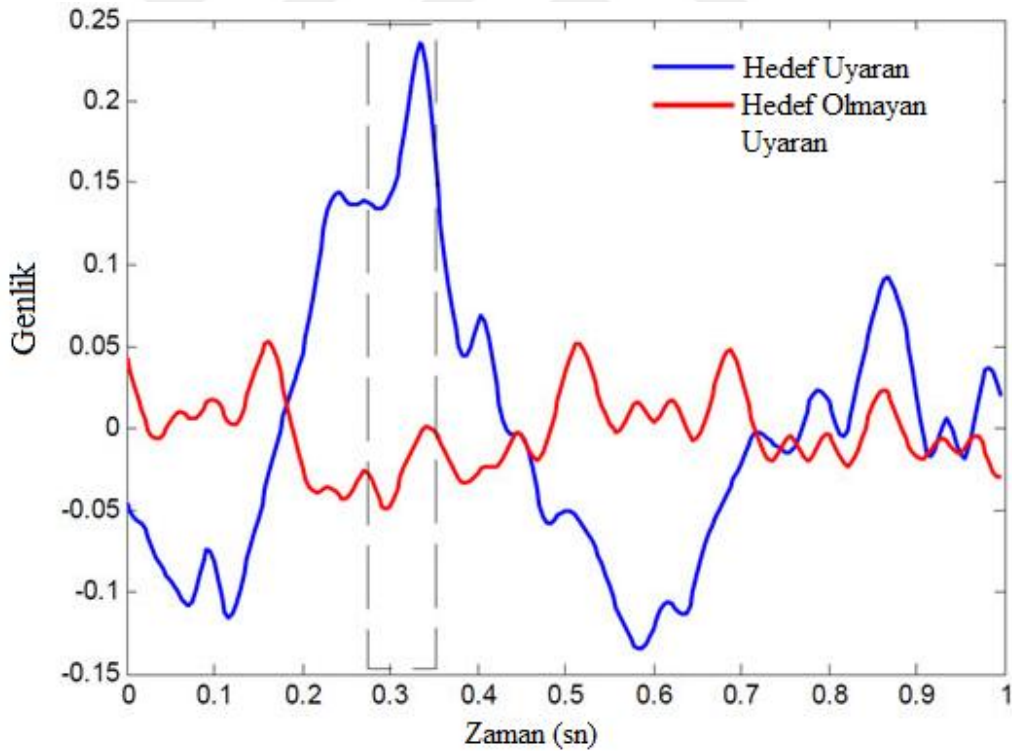
YKP tabanlı beyin bilgisayar arayüzü sistemleri üzerine gerek hastalara yeni bir iletişim aracı olarak gerekse de sağlıklı bireylere oyun alanında yapılan çalışmalar mevcuttur. Krepki *et al.* “Brain Pong” ve “Packman” benzeri oyun tasarlamışlardır [65]. Kubler *et al.* EEG tabanlı düşünce tercüme cihazı isimli çalışmaları ile YKP tabanlı beyin bilgisayar arayüzü ile imleci (kursor) ekran üzerinde hareket ettirmeyi başarmışlardır [66].

1.4.2.2. P300 Sinyali ve İlgili BBA Sistemleri

Bir işitsel, görsel veya dokunsal uyarılardan herhangi biriyle oluşan bir uyarın dizisine yerleştirilmiş göreve ilişkin uyarın ile karşılaşan bireyin beynin 300 ms

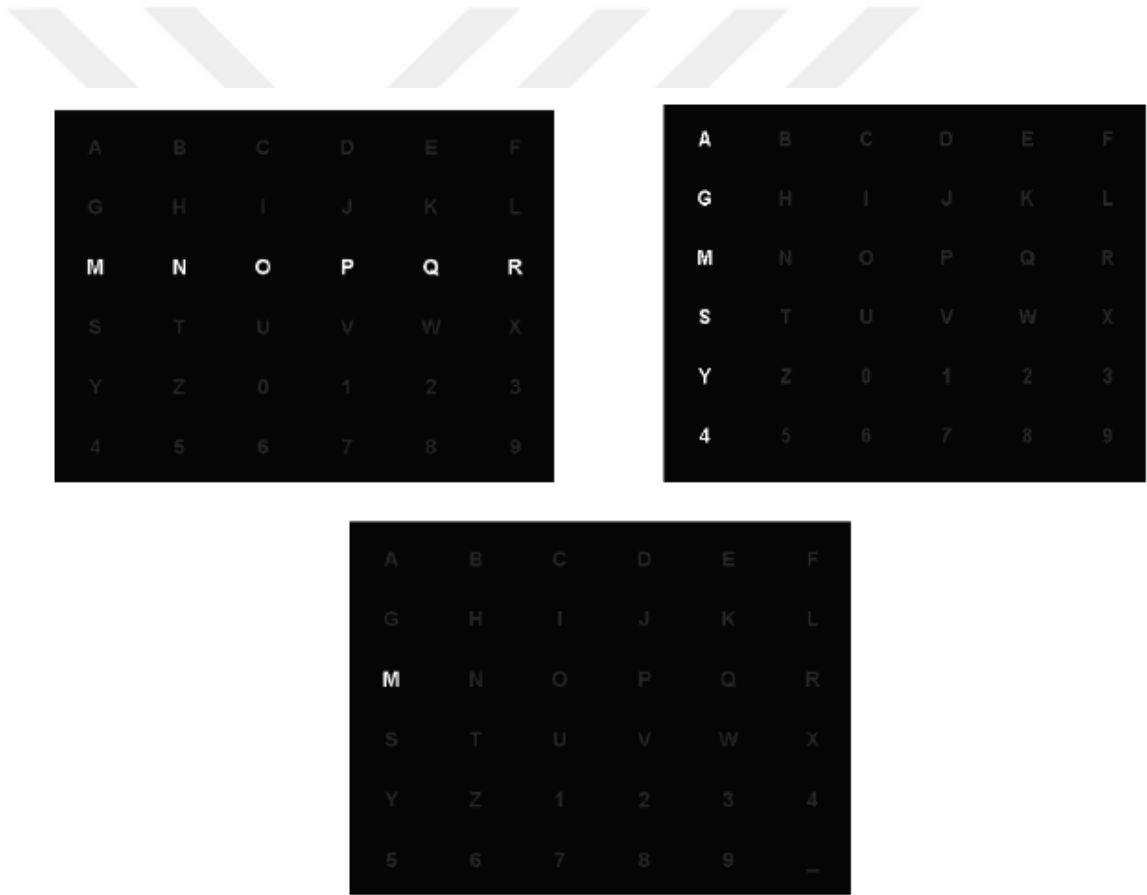
sonrasında endojen pozitif potansiyel meydana getirir. Genellikle beynin central ve pariyetal bölümünden P300 dalgası elde edilir [67-69].

Bir EEG sinyali içerisinde P300 dalgasının elde edilmesinde bilinen en iyi uyaran protokol Oddball paradigmasıdır [70-71]. P300 dalgasının oluşması için, Oddball paradigmasına göre denekten hedeflenen uyarana dikkat edilmesi istenir. Örneğin 8 farklı resim görsel uyaran olsun saniyede bir defa uyaranlardan bir tanesi gösterilsin. Denek tarafından da dikkat edilen görsel 1 tane olsun. Bu 8 görselin gösterilme olasılığı birbirinden farklı olsun ve en düşük olasılıklı gösterilen uyaran dikkat edilen uyaran olsun. İşte bu dikkat edilen uyarana karşı uyarıyı gördükten 300 ms sonra oluşan Şekil 1.28'de görüldüğü üzere pozitif dalga oluşmaktadır ve P300 olarak nitelendirilmektedir. P300 dalgası dikkat edilmeyen diğer 7 görsel uyarana karşı oluşmamaktadır.



Şekil 1.28. P300 dalgası oluşumu: Hedef uyarana karşı 300 ms sonra verilen pozitif dalga tepkisi

Farwell *et al.*, Sellers *et al.*, Guger *et al.* yaptıkları çalışmalarda P300 tabanlı BBA sistemlerinde ekran üzerinde yazım kılavuzu bir heceleyici geliştirmişlerdir. Şekil 1.29'da görüldüğü üzere 6X6 matriste alfabedeki harfler ve rakamlar yazmaktadır. Örneğin denneğin "M" harfini yazdırması için, denekten "M" harfine odaklanması isteniyor. Bu sırada satır ve sütunlar Şekil 1.29'daki gibi rastgele yanıp sönmektedir. Sistem denneğin hangi satır ve sütuna odaklandığını bulabiliyor ve seçilen harfin belirlenmesi denekten alınan P300 dalgası ile tespit edilebiliyor. Sistemde birçok deneme(trial) olduğundan, burada amaç; sinyal gürültü oranını yükseltmek ve doğruluk oranını artırmaktadır [72-74].

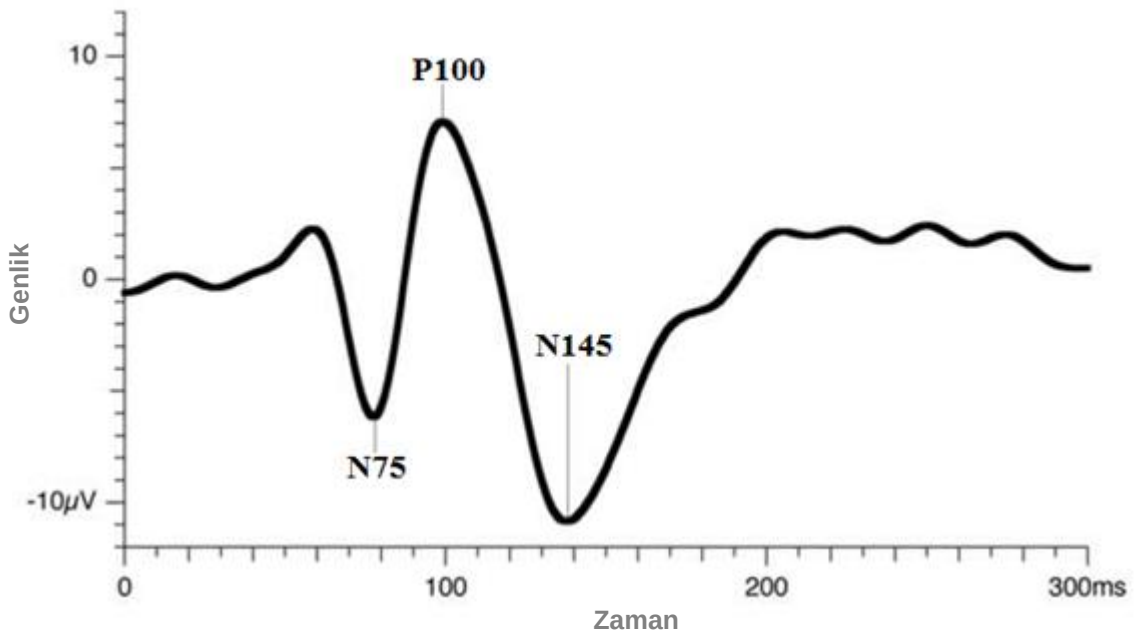


Şekil 1.29. P300 tabanlı BBA sistemlerinde ekran üzerindeki yazım kılavuzu

Yapılan bazı çalışmalarda, benzer olan ancak daha karmaşık kontrol hedeflenen 9X8 matris içerikli bir uyarı yapısı kullanılarak kelime işlemci ve elektronik posta yazım işlemi BBA uygulama sistemi de geliştirilmiştir [75].

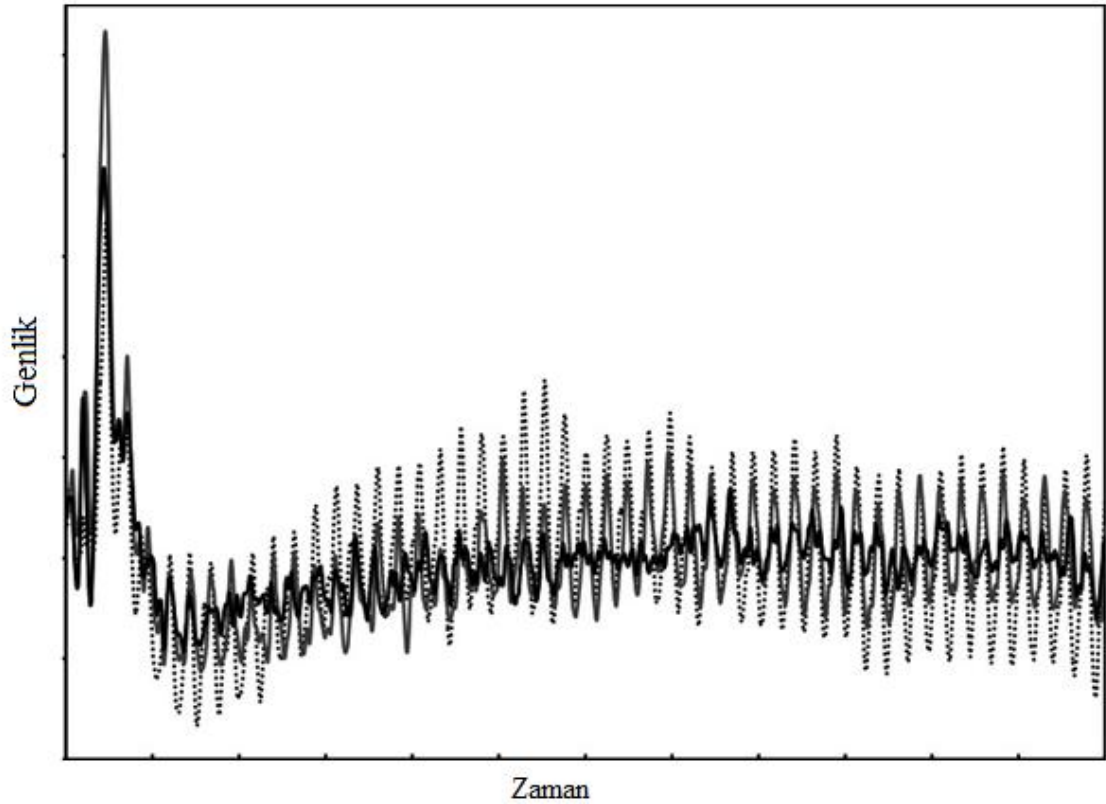
1.4.2.3. Durağan Hal Görsel Uyarılmış Potansiyeller ve İlgili BBA Sistemleri

EEG sinyallerini iki başlık altında sınıflandırabiliriz. Birincisi süregelen rutin EEG sinyali, diğeri ise uyarılmış EEG sinyalidir. Bir uyarana odaklanarak elde edilen uyarılmış EEG sinyallerinden P300 dalgası ve görsel uyarılmış potansiyel (GUP) BBA sistemleri için kullanılır. P300 sinyali içinde bilişsel bir süreç var iken, GUP daha çok görsel uyarana karşı fiziksel bir reaksiyondur. Olaya ilişkin potansiyeller arasındaki en fazla çalışma görsel uyarılmış potansiyel (GUP veya VEP: Visual Evoked Potential) tarafındadır. Şekil 1.30'daki grafikte verilen görsel uyarılmış potansiyeller, bir görsel uyarana bakıldıktan 75 ms sonrasında birincil görsel korteksteki süregelen EEG'deki negatif sapmayı (N75 dalgası) takip eden ve 100 ms sonrasında pozitif yönlü P1 veya P100 olarak adlandırılan dalga ve 145 ms sonrasındaki negatif yönlü N1 veya N145 dalgalarından oluşan sahip potansiyellerdir [76].



Şekil 1.30. Görsel uyarılmış potansiyel Genlik- Zaman grafiği

Şekil 1.31' de gösterilen durağan hal görsel uyarılmış potansiyel (DHGUP veya SSVEP: Steady-state visual evoked potential) ise tekrarlayan uyarılara bakmanın etkisiyle beynin oksipital lobundan elde edilir [77].



Şekil 1.31. Durağan hal görsel uyarılmış potansiyel grafiği

Uyarının özelliğine göre GUP ve DHGUP' lar birbirinden ayrılmaktadır. DHGUP elde edilmesi için uyarının tekrarlayan bir biçimde olması en önemli noktadır. İlk BBA sistemlerinden [78-80], modern BBA sistemlerine kadar GUP ve DHGUP' lar kullanılmıştır [81-82].

DHGUP araştırmalarında; tekrarlayan uyarılar 3 temel kategoride incelenebilir. Işık kaynağı kullanılarak oluşturulan uyarılardır. Bunlar; ışık yayan diyotlar (LED: Light emitting diode) ve floresan lambalar gibi bir ışık kaynağıdır. Bunlar, belirli frekansta yanıp sönerek bir uyarın modeli oluştururlar. Genellikle bir elektronik devre tarafından bu kaynaklar kontrol edilir. Kaynağın BBA kullanıcısına *mesafesi*, *dalga formu*, *uyarın aktif/pasif kalma sürelerinin oranı (duty cycle)* ve *ışık şiddeti* beynin DHGUP cevabını etkilemektedir. Şekil uyarın tipi bunlarda bir bilgisayar ekranında bir program aracılığıyla kontrol edilir. Şekil kare, dikdörtgen olarak belirlenebilmektedir ve ekranda belirli frekansta görünüp kaybolur. Bu uyarın tipinde önemli olan ekranın yinleme frekansıdır. Uyarın ekranın yinleme frekansının maksimum yarısı kadar olabilir ve

istenilen frekans ekranın yineleme frekansının tam katı olmalıdır. Diğer bir uyaran tipi ise desensel uyaranlar olup, satranç tahtası gibi bir desen periyodik olarak istenilen frekansta terslenerek uyarının yapısını oluşturur.

DHGUP tabanlı BBA sistemlerinde kullanıcıya genellikle bir ekran üzerinde veya ışık kaynağı ile sabit bir frekansta yinelenen görsel uyaranlar gösterilir. BBA sisteminde kullanıcının karşısında birden fazla uyaran vardır ve uyaranların hepsi birbirinden farklı özelliklere sahiptir. Her bir uyaranda sistemin çıktısında farklı bir komuta karşılık gelir. BBA kullanıcısı odağını gösterilen uyaranlardan sadece birisine verdiği zaman, beyninin oksiptal lobundan alınan EEG sinyalinde odaklandığı uyaranla aynı frekansa sahip durağan hal görsel uyarılmış potansiyeller gözlenir. Genellikle frekansı 4 Hz' den daha düşük olan uyaranlarda ortaya çıkan sinyaller geçici görsel uyarılmış potansiyellerdir (TVEP: Transient VEP). DHGUP'lar 4 Hz'den daha yüksek frekans değerlerine sahip uyaranlara cevap olarak çıkmaktadır. Meydana gelen bu cevap sinyali uyarının frekansında veya tam katlarında osilasyonlar şeklinde çıkabilmektedir [83]. Genellikle üzerinde çalışılan sistemler 4 - 50 Hz arasında olup, bu frekans aralığını düşük (4 - 12 Hz), orta (12 - 30 Hz) ve yüksek (30 - 50 Hz) frekans bandı olarak üç bölgeye ayırabiliriz [84].

Calhoun ve McMillan bilinen ilk DHGUP tabanlı beyin bilgisayar arayüzü sistemini 1996 yılında sunmuşlardır. Sistemlerinde floresan ışığı uyaran olarak kullanmış olup sistemde sadece bir adet uyaran vardır [85]. Uyaran bilgisayar ekranında kullanımı 1999 yılından itibaren olmuştur. Ekrandaki uyaran kare, dikdörtgen [86] veya ok işareti[87] şeklinde olmuştur. Ayrıca EEG cihazlarının kendi sahip oldukları uyaranda (Xe-light) DHGUP'lar için test edilmiştir [88]. Yapılan çalışmalar LED'li uyaran kullanıldığında, ekran üzerindeki uyaranlara nispeten DHGUP cevabı genliğinin daha yüksek olduğunu göstermiştir [83]. Ancak ekran üzerinde uyaran kullanılmasının birçok avantajı vardır. Uyaran özelliklerini harici bir elektronik cihaz kullanmadan yazılım üzerinden programlanarak değiştirilmesi büyük bir avantajdır. Bu yüzden pratikte kullanıma en çok bu tip uyaranlar yatkındır. Bu tür uyaranlarda en çok dikkat edilmesi gereken husus daha önce bahsedildiği gibi ekranın yineleme frekansıdır. Seçilen uyaranlar frekansı bu yineleme frekansının tam katlarına sahip olmalı ve en fazla frekans değeri ise yineleme frekansının yarısıdır. Ekran üzerinde birden fazla uyaran kullanılması, her bir uyarının farklı komuta karşılık gelmesini sağlamaktadır.

Ekran üzerindeki uyaranlarda genellikle siyah ve beyaz renkler kullanılırken, harici bir ışık kaynağı ile yapılan çalışmalarda uyaran rengi genellikle kırmızı, beyaz ve yeşil renkleri kullanılmaktadır. BBA sistem performansını kullanılan uyaran renkleri etkilemektedir [89-90]. Regan kırmızı, sarı ve mavi renkli uyaranlarla yaptığı çalışmada her bir renkteki uyaranın farklı genliklere sahip DHGUP cevabına sahip olduğunu gözlemlemiştir. 11 Hz frekansa sahip kırmızı renkli uyaranın DHGUP cevabı genliği en yüksek olarak elde edilmiştir. Buna karşın 13 Hz mavi renkli uyaramda ise en düşük genlikli DHGUP cevabı elde edilmiştir [91]. 2010 yılında Duszyk *et al.* yaptıkları çalışmada ekran üzerinde kullanılan uyaran şekillerinin kare, dikdörtgen vb. biçimlerinde olmasının ve bu şekiller üzerinde odaklanma noktasının olup olmadığının, DHGUP cevabı genliğini istatistiksel açıdan önemli ölçüde etkilemediğini göstermişlerdir [92].

DHGUP cevabının elde edilmesinde kullanılan uyaranlar alfa ve I. beta bandındaki frekanslara sahip olduğunda daha çok ayırt edilebilir DHGUP'lar elde edilmektedir. Ancak bu frekanslara sahip uyaranlar kullanılan BBA sistemlerinde, deneklerde göz ve mental yorgunluğu gözlenmiştir. Diez *et al.* yaptıkları çalışmada yüksek frekansa sahip uyaranlarla, hastaların tekerlekli sandalyeye yön vereceği temel yön çalışmalarında, BAH hızı 9.4' den 45 bit / dakikaya kadar çıkan aralıklardaki değerlere yaptıkları BBA sistemi ile ulaşmışlardır [93].

Son yıllarda yapılan çalışmalarda, araştırmacılar DHGUP tabanlı BBA sistemlerinin pratik olarak kullanılması için çeşitli çalışmalar yapmışlardır. Bu çalışmalardan Shyu *et al.* düşük bütçe kullanarak "Alanda Programlanabilir Kapı Dizileri" (FPGA: Field Programmable Gate Array) tabanlı sinyal işlemcisi oluşturmuş olup ayrıca kendilerine özgü LED'li bir uyaran paneli kullanarak multi medya sistemini kontrol eden DHGUP tabanlı beyin bilgisayar arayüzü sistemi oluşturmuşlardır. Bu BBA sisteminden yüksek genliğe sahip DHGUP cevabı elde etmişlerdir [94].

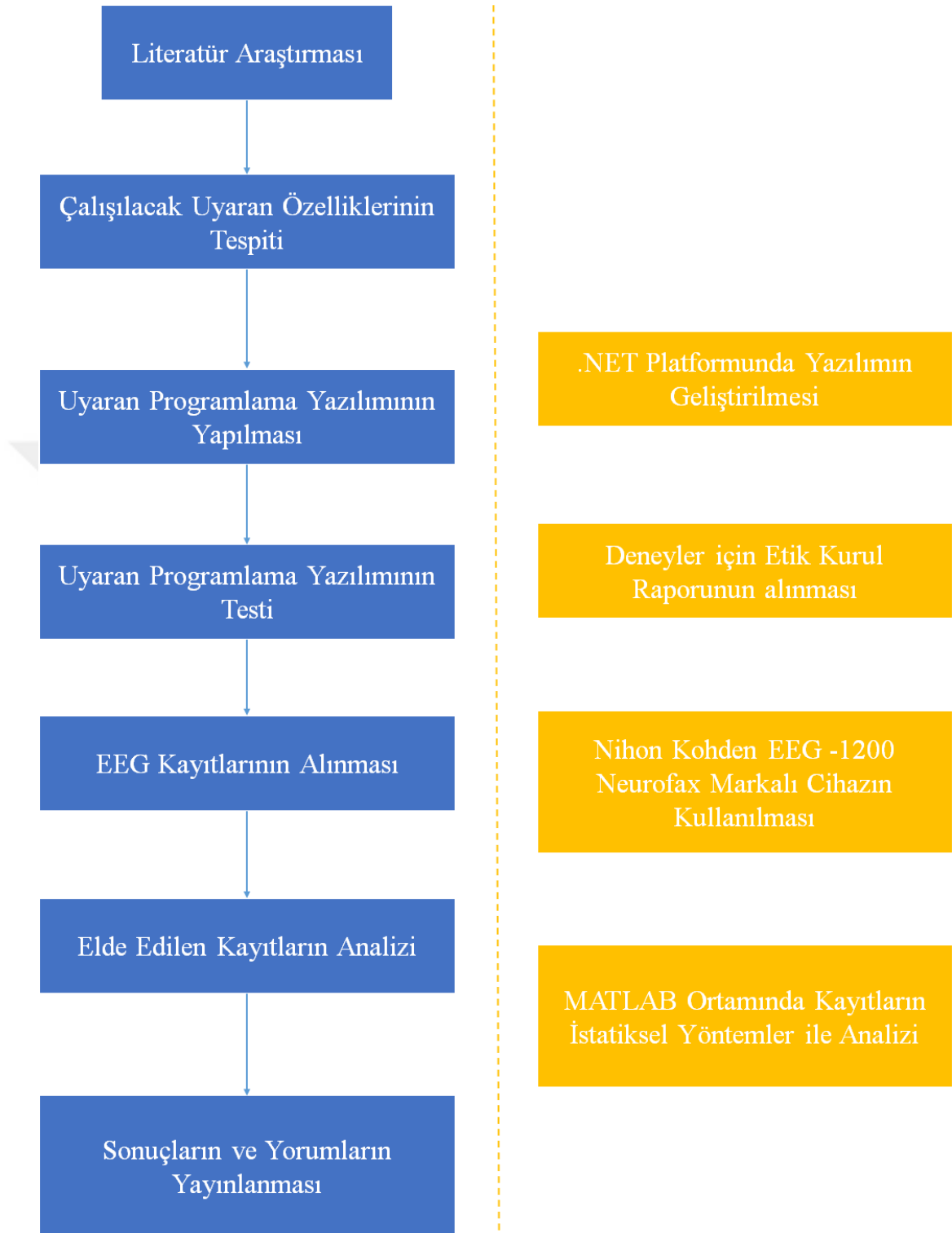
Bu tez çalışmasında araştırılan uyaran özelliklerinden duty cycle değeri (aktif/pasif kalma sürelerini oranı) ve parlaklık üzerine yapılan çalışmalardan, Wu *et al.* yaptıkları deneyde, katılımcıların %70'inin 10 Hz'lik ve %40 duty cycle değerine sahip uyarana karşı DHGUP cevabı spektral güç yoğunluğunun diğer duty cycle oranlarındaki uyarana karşın daha yüksek olduğunu tespit etmişlerdir [95]. Lee *et al.* faz döngülü DHGUP

tabanlı BBA sistemlerinde uyaranlarda yüksek duty cycle değeri kullanarak kullanıcıya görsel konfor sağlamış olup, DHGUP cevaplarını elde etmişlerdir [96]. Manyakov *et al.* sinüzoidal dalga ile modüle edilmiş uyaranlar ile daha fazla hedef uyaran oluşturulabileceğini göstermiş ve yaptıkları deneylerde DHGUP cevaplarını görmüşlerdir [97]. Chen *et al.* kendilerine özgü oluşturdukları sinüzoidal dalga şeklindeki uyaran ile yüksek BAH değerlerine ulaşmış olup çalışmalarında, düşük ve yüksek frekansa sahip uyaranlar benzer DHGUP cevabı elde edilebileceğini göstermişlerdir [98].

1.5. Tez Çalışmasının Kapsamı ve Organizasyonu

Bu tez çalışması DHGUP tabanlı beyin bilgisayar arayüzü sistemlerinden yüksek performans elde edilmesi için uyaran aktif/pasif kalma sürelerinin oranı (duty cycle) ve zamana bağlı parlaklık özelliği irdelenmiştir. Literatürde daha önceki yapılan çalışmalarda bu iki özellik ayrı ayrı ele alınmış olup, bu tez çalışmasında bu iki özellik aynı anda ele alınmıştır. Elde edilen sinyaller farklı sinyal analiz metotları ile kıyaslanarak incelenmiş ve çalışmayla sunulmuştur.

Bu tez çalışmasının birinci bölümünde konu ve literatür üzerine genel bir özet verilmektedir. İkinci bölümde ise, tez çalışması aşamasında gerçekleştirilen uyaran yazılımı, EEG kayıtlarının alınması ve kullanılan yöntemlerin açıklaması verilmiştir. Üçüncü bölümde ise, elde edilen bulgular MATLAB yazılımı ile edilmiş sonuçlara yer verilmiştir. Dördüncü bölümde, elde edilen verilerin irdelenmesi ve yorumlanması yapılmıştır. Bu tez çalışmasının aşamaları Şekil 1.32’deki blok diyagramda özetlenerek, mavi renkli kısımlar tez çalışmasının ana aşamalarını belirtmekte olup, sarı renkli kısımlar ise, ana aşamalarının tamamlayıcı açıklamalarıdır.



Şekil 1.32. Tez çalışmasının ana aşamalarını ve açıklamalarını gösteren blok diyagram

2. BÖLÜM

GEREÇ VE YÖNTEM

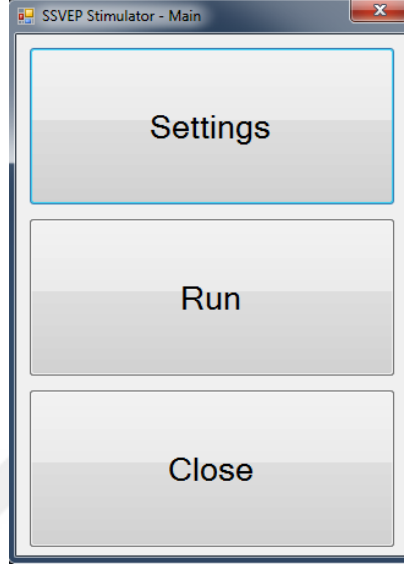
Bu bölümde, Beyin Bilgisayar Arayüzü (BBA) sistemlerinin en önemli kısmı olan görsel uyaran programlama yazılımı ve bu yazılım tarafından üretilen uyaran görsellerinin oksipital bölgeden alınan EEG sinyalleri üzerindeki etkileri incelemek amacıyla kullanılan analiz yöntemleri üzerinde durulmuştur. Bunun için, sırasıyla uyaran programlama yazılımı, EEG Kayıt sistemi, deney planı/düzenegi, farklı uyaran tiplerine karşın elde edilen EEG sinyallerinin analiz metotları ve özellikle BBA sistemleri için en etkin bilgi transfer doğruluk oranını tespit amacıyla kullanılan veri analizlerinin temel özellikleri değerlendirilmiş ve incelenmiştir.

2.1. Uyaran Programı

Literatür araştırıldığında DHGUP tabanlı beyin bilgisayar arayüzü sistem araştırmaları için açık kaynaklı veya diğer uyaran programları gözlenmektedir. Openvibe, BCI2000 ve MATLAB kaynaklı platformlarda bu programlar mevcuttur. Ancak bu programlar uyaranlar için kısıtlı özellikler verebilmektedir. Bu tez çalışmasında literatüre yeni ve geniş uyaran programlama özelliklerine sahip bir yazılım kazandırılmıştır. Bu uyaran programı .NET teknolojisinde, Microsoft Visual Studio ve OpenGL açık grafik kütüphanesi ile gelişmiş donanım desteğini kullanarak C# programlama diliyle geliştirilmiştir. Program Windows tabanlı bir uygulama olup, masaüstünden direkt olarak çalıştırılabilmektedir. Ayrıca program uluslararası araştırmacılara hizmet vermesi için İngilizce olarak hazırlanmıştır.

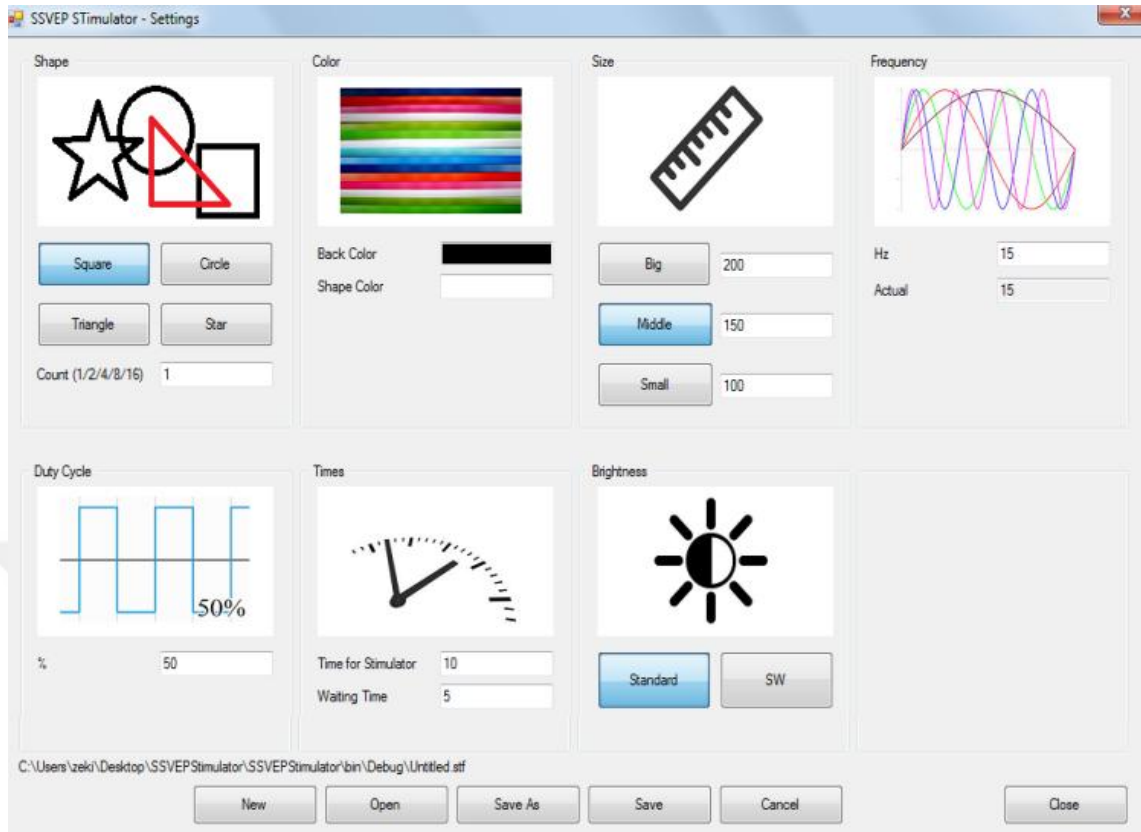
Program ilk açıldığında, Şekil 2.1' de görüldüğü üzere ana menü gelmektedir. Burada “Settings” butonu tıklandığında uyaran ayar ekranı gelir. “Run” butonu tıklandığında,

programlanan değerlere göre ekranda uyaralar değişim gösterir. “Close” butonu tıkladığında ise menü kapanır.



şekil 2.1. Uyarar programı ana menüsü

“Settings” butonu tıkladığında gelen ayarlar ekranı şekil 2.2’ de gösterilmiştir. Uyararları 8 farklı yönden tek bir platformda ayarlanabilmesine olanak veren literatürdeki ilk programlardan olma özelliğine sahiptir.



Şekil 2.2. Uyarar programı ayarlar menüsü

- “Shape” başlığı altında, uyarar tipinin kare, dikdörtgen, üçgen veya daire olması belirlenir. Bu başlığın alt bölümündeki “Count” sekmesinde ise; ekrandaki uyarar sayısı belirlenir.
- “Color” başlığı altında uyarar rengi ve uyarar arka taraf rengi seçilmektedir.
- “Size” bölümünde ise, ekranda görünen uyararın pixel olarak boyutlandırılması ayarlanmaktadır.
- “Frequency” başlığı altında ise, her bir uyararın hangi frekansta yanıp söneceği belirlenir. Programın en büyük özelliklerinden biri ise; girilen frekans değerine karşın, ekranda kod gecikmesinden dolayı meydana gelen onbindelik hassaslıktaki frekans kaymalarını da göstermektedir.
- “Duty Cycle” bölümü altında ise; uyarar duty cycle (görev döngüsü) oranı belirlenmektedir.
- “Time” başlığı altında ise uyararın ekranda kalma süresi ve kullanıcı dinlenme periyodu seçilmektedir.
- “Brightness” başlığı bölümünde ise; kare dalga veya bu proje özgü geliştirilmiş parlaklıkla değişen sinyal şekli seçilmektedir.

2.2. EEG Kayıt Sistemi

Bu tez çalışmasında deney aşamasında Japon firması Nihon Kohden tarafından üretilen “Nihon Kohden Neurofax EEG-1200” isimli 19 kanallı EEG cihazı kullanılmıştır. Bu cihaz deney ortamı için gayet uygun olup yüksek çözünürlük ve yüksek örnekleme frekansına sahiptir. Şekil 2.3’ de görüldüğü üzere cihazın elemanları incelendiğinde EEG yükselteci, analog dijital dönüştürücü devre bloğu, bilgisayar ve şebeke gerilimlerinden etkilenmemesi için regülatör bloğu görülmektedir.



Şekil 2.3. EEG cihazı elemanları

2.3. Deney Aşaması

Bu tez çalışmasında uyaran duty cycle değeri ile birlikte uyaran parlaklığı aynı anda değiştirilerek DHGUP cevabı genlikleri çeşitli yöntemlerle incelenmiştir.

2.3.1. Deney Katılımcıları

On sağlıklı katılımcı deneye katılmış olup, katılımcılar erkek, 27,3 yaş ortalaması ve sağlıklı görme yetilerine sahip bireylerdir. Katılımcılar epilepsi hastası olmayıp aynı zamanda geçmişte herhangi bir psikiyatrik hastalık geçirmemişlerdir.

2.3.2. Deney Uyarı Ünitesi

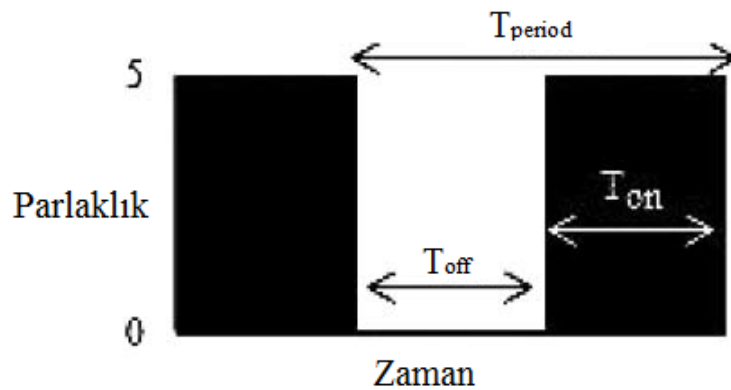
Bu tez çalışmasına özgü yaptığımız uyarı programı kullanılmış olup, değişik duty cycle değerleri ve parlaklıkla değişen sinyal yapısı kullanılmıştır.

Beş farklı duty cycle değeri uyarılar için seçilmiştir. Genellikle kullanılan duty cycle değeri olan %50 değerinden %10 ve %20'lik artış ve azalışla seçilerek; %20, %40, %50, %60 ve %80 olmak üzere duty cycle oranları deneyde kullanılmıştır.

Bu tez çalışmasında, uyarı programı ayarlar kısmı parlaklık bölümünden seçilen “standard” butonu ile literatürde çoğunlukla kullanılan kare dalga, “Tip 1” sinyal; yenilikçi öneri olarak düşünülen “SW” butonu ile uyarının zamana bağlı parlaklığı değişen sinyal biçimi, “Tip 2” sinyal olarak tanımlanmıştır.

2.3.2.1. Tip 1 Sinyal

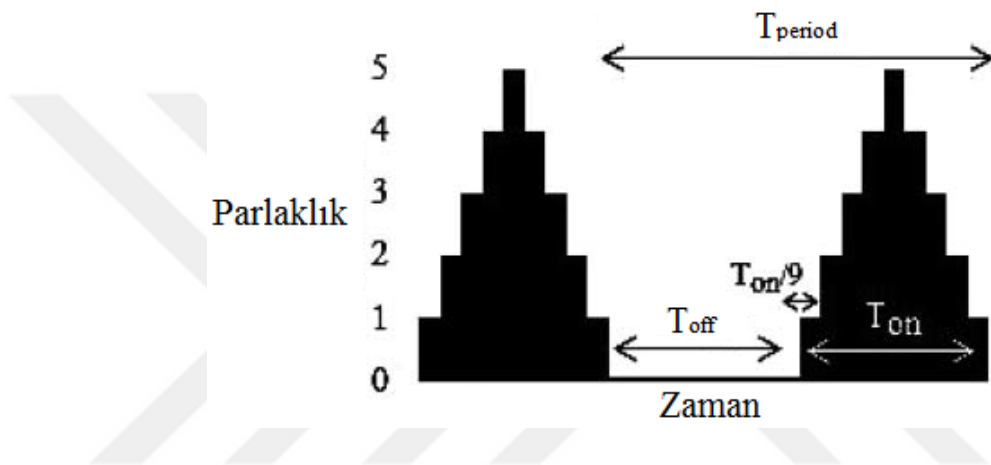
Şekil 2.4' de görüldüğü gibi, kullanılan sinyal biçimlerinden birisi olan “Tip 1” sinyali periyodik bir kare dalgadır. Uyarı ekranda görüldüğü süre “on” yani “açık” statüsünde olup, sabit bir parlaklığa sahiptir ve ekranda görünmediği süre “off” yani “kapalı” statüsündedir. Burada T_{on} ve T_{off} ’ un toplamı olan T_{period} uyarı saykıl (cycle) süresidir. T_{on} “on” durumunun süresini, T_{off} “off” durumunun süresidir. Denklem de gösterildiği gibi R_{duty} ($R_{duty} = T_{on} / T_{period}$) uyarının sırasıyla aktif ve pasif kalma sürelerinin oranını belirtmektedir.



Şekil 2.4. Tip 1 sinyali: Sabit parlaklığa sahip uyarı

2.3.2.2. Tip 2 Sinyal

Şekil 2.5'te görüldüğü gibi, "Tip 2" uyarıcı görsel sinyali, Tip 1 sinyalin aktif (on) statüsündeki parlaklığının sabit zaman aralıkları ile değiştirilmesiyle elde edilmiştir. Uyarıcı ekranda belirlediği süre boyunca "on" statüsünde ve ekranda belirlediği andan itibaren tepe noktasına $T_{on} / 9$ ' luk sürelerle beş eşit oranda parlaklığı artarak maksimum parlaklığa ulaşmaktadır. Bu sinyal, yine $T_{on} / 9$ ' luk sürelerle 5 eşit oranda parlaklığı azalarak ekrandan kaybolmakta ve pasif (off) durumuna geçmektedir.



Şekil 2.5. Tip 2 sinyal: Zamanla parlaklığı değişen uyarıcı

Tip 2 sinyali ile hedeflenen süreç, beynin DHGUP cevabının dalga biçimine benzer bir uyarıcının verilmesiyle, daha yüksek DHGUP genlik cevabı ve yüksek doğruluk oranı ile BAH' ın nasıl etkilendiğinin belirlenmesidir.

2.3.3. Deney Prosedürü

Deneyin gerçekleştirilme zamanı, sabah bölümünde iki oturum, öğleden sonraki bölümde bir oturum olmak üzere toplam üç oturuma ayrılmıştır. Her bir oturum bütün gönüllülerin katılımıyla sağlanmıştır. Sabah ki ilk oturumda, gönüllüler 6 Hz'lik uyarana, ikinci oturumda 12 Hz'lik uyarana ve öğleden sonraki üçüncü oturumda 15 Hz'lik uyarana bakmışlardır.

Tablo 2.1, Tablo 2.2, ve Tablo 2.3' de görüldüğü üzere oturumlarda gönüllülerin baktıkları uyarıcı özellikleri ile görev kodu (trial) ve görev kodları yer almaktadır. Gönüllü, ekranda odaklandığı uyarıcının özellikleri deneme kodu kapsamındadır. Deneğe

uyaranlar T1, T2, T3... görev kodu sırası yerine rastgele gelmiştir. Bu 10 deneme her bir oturumda bir gönüllü için 8 defa tekrarlanmıştır. Böylece gönüllü bir oturumda toplamda 96 X 8 saniye boyunca ekran karşısında oturmuş olup, 60 X 8 saniyesi uyarana bakmakla, 36 X 8 saniyesi dinleme periyodu ile geçmiştir.

Tablo 2.1. Gönüllülerin deney boyunca baktıkları uyarın özellikleri (6 Hz)

Görev Kodu (Trial Kodu)	Uyarın Modeli			Uyarın Frekansı (Hz)	Uyarana Bakma Süresi (sn)	Göz Dinlenme Süresi (sn)
	Duty Cycle Değeri (%)	Uyarın Sinyal Tipi	Uyarın Model Kodu			
T1	20	Tip 1	UM1	6	6	4
T2	40	Tip 1	UM2	6	6	4
T3	50	Tip 1	UM1	6	6	4
T4	60	Tip 1	UM2	6	6	4
T5	80	Tip 1	UM1	6	6	4
T6	20	Tip 2	UM2	6	6	4
T7	40	Tip 2	UM1	6	6	4
T8	50	Tip 2	UM2	6	6	4
T9	60	Tip 2	UM1	6	6	4
T10	80	Tip 2	UM2	6	6	N/A

Tablo 2.2. Gönüllülerin deney boyunca baktıkları uyarın özellikleri (12 Hz)

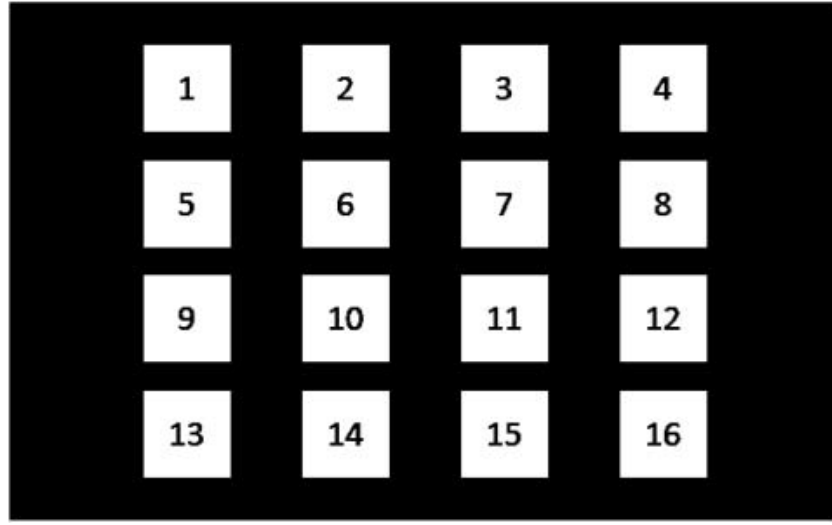
Görev Kodu (Trial Kodu)	Uyarın Modeli			Uyarın Frekansı (Hz)	Uyarana Bakma Süresi (sn)	Göz Dinlenme Süresi (sn)
	Duty Cycle Değeri (%)	Uyarın Sinyal Tipi	Uyarın Model Kodu			
T1	20	Tip 1	UM1	12	6	4
T2	40	Tip 1	UM2	12	6	4
T3	50	Tip 1	UM3	12	6	4
T4	60	Tip 1	UM4	12	6	4
T5	80	Tip 1	UM5	12	6	4
T6	20	Tip 2	UM6	12	6	4
T7	40	Tip 2	UM7	12	6	4
T8	50	Tip 2	UM8	12	6	4
T9	60	Tip 2	UM9	12	6	4
T10	80	Tip 2	UM10	12	6	N/A

Tablo 2.3. Gönüllülerin deney boyunca baktıkları uyaran özellikleri (15 Hz)

Görev Kodu (Trial Kodu)	Uyaran Modeli			Uyaran Frekansı (Hz)	Uyarana Bakma Süresi (sn)	Göz Dinlenme Süresi (sn)
	Duty Cycle Değeri (%)	Uyaran Sinyal Tipi	Uyaran Model Kodu			
T1	20	Tip 1	UM1	15	6	4
T2	40	Tip 1	UM2	15	6	4
T3	50	Tip 1	UM3	15	6	4
T4	60	Tip 1	UM4	15	6	4
T5	80	Tip 1	UM5	15	6	4
T6	20	Tip 2	UM6	15	6	4
T7	40	Tip 2	UM7	15	6	4
T8	50	Tip 2	UM8	15	6	4
T9	60	Tip 2	UM9	15	6	4
T10	80	Tip 2	UM10	15	6	N/A

Deney boyunca katılımcılara ekranda farklı frekanslara sahip Şekil 2.6’ daki gibi 16 adet uyaran gösterilmiştir. Deney boyunca gönüllülerden sürekli 7 numaralı uyarana odaklanılması istenmiştir. 7 numaralı uyaran görev kodlarıyla belirlediğimiz özelliklere sahip uyaran olarak belirlenmiştir. Ekranda 1 adet uyaran yerine, 16 adet uyaran getirmemizin sebebi pratik BBA uygulamalarında birden fazla komut olduğu için 1 adet uyaran kullanılmamakta ve ayrıca BAH’ ı etkilediği için 16 adet uyaran gösterilmiştir. Bu 16 adet uyaran 150 x 150 piksel boyutunda kareler olup, ekran üzerindeki alanların orta bölümüne yerleştirilmiştir.

Ayrıca deneyler öncesinde Erciyes Üniversitesi uzmanlık tezleri ve/veya akademik amaçlı yapılacak ilaç dışı girişimsel olmayan klinik araştırmalar için başvuru yapılarak, etik kurul raporu alınmıştır. Deneyler öncesi gönüllüler “bilgilendirilmiş gönüllü olur formu” nu okuyup imzalamışlardır.

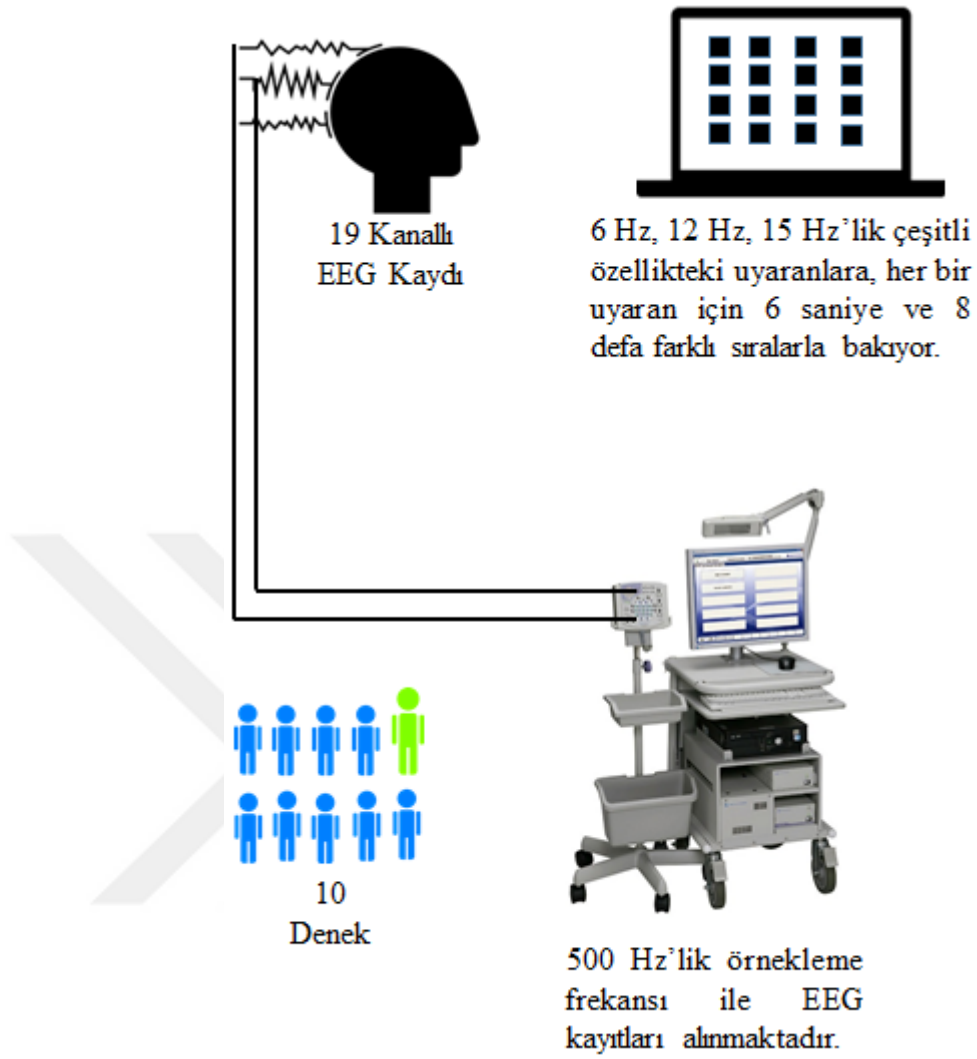


Şekil 2.6. Deney boyunca ekranda gösterilen 16 adet uyaran

Deney sırasında kullanılan ekran 12 inç boyutunda liquid crystal display (LCD)-ekrandır. Ekran yineleme frekansı 60 Hz'dir. Giriş bölümünde açıklandığı gibi LCD ekran üzerindeki uyaranların, ekranın yineleme frekansına tam bölünür olması gerekmektedir. Aksi takdirde görüntü çerçevesi (frame) çakışması olacağından uyaran istenilen frekanstan farklı bir frekansa sahip olur. Bu tez çalışmasında ekranın yineleme frekansına tam bölünebilir olan 6 Hz, 12 Hz ve 15 Hz'lik frekanslardaki uyaranlar ile deney yapılmıştır. DHGUP tabanlı beyin bilgisayar arayüzü sistemlerinde genellikle kullanılan alfa ve beta bandındaki bu frekans değerleri seçilmiştir.

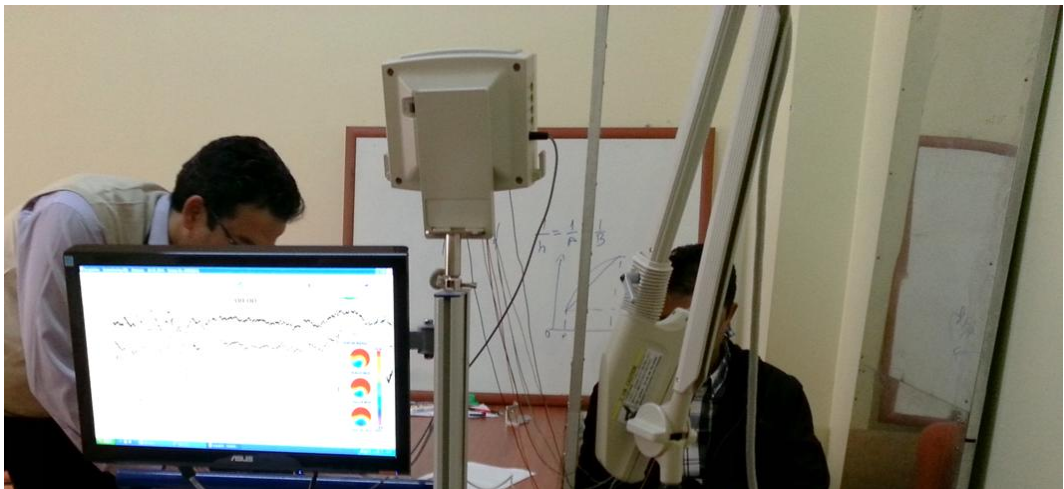
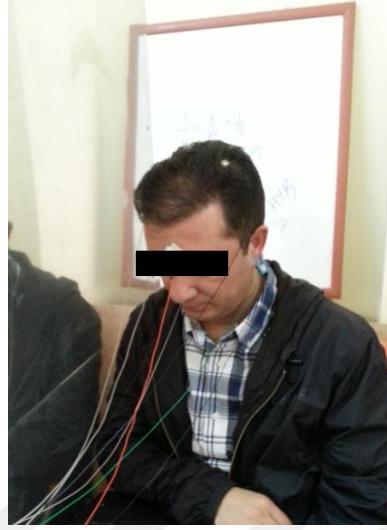
2.3.4. Deney Kayıtlarının Toplanması

EEG kayıtları, uluslararası 10 – 20 sistemine göre gönüllülerin saçlı derilerine yerleştirilmiş 19 adet AgCl (Gümüş Klorür) EEG elektrot ve intersiliyum (iki kaş arası) bölgeye topraklama elektrotu bağlanarak unipolar biçiminde, Şekil 2.7 (a)'daki gibi 500 Hz'lik örnekleme frekansı ile alınmış olup, ayrıca deney aşamasında çekilen fotoğraflar Şekil 2.7 (b)'de gösterilmiştir.



Şekil 2.7 (a) Deney EEG kayıt aşaması diyagramı (b) Deney aşamasında çekilen fotoğraflar





Şekil 2.7 (b) Deney aşamasında çekilen fotoğraflar

2.4. Veri Analizi

Verilerin analizi, elde edilen sinyallerin direkt olarak işlenmesi veya sinyalin zaman, frekans gibi başka boyutlara çevrilerek işlenmesi ile yapılmaktadır. Veri analizindeki temel amaç, verinin bilgi kaybına uğratılmaksızın çeşitli işlemlerden geçirilerek ham veriden direkt olarak elde edilemeyen, istenilen bilgiyi elde etmektir.

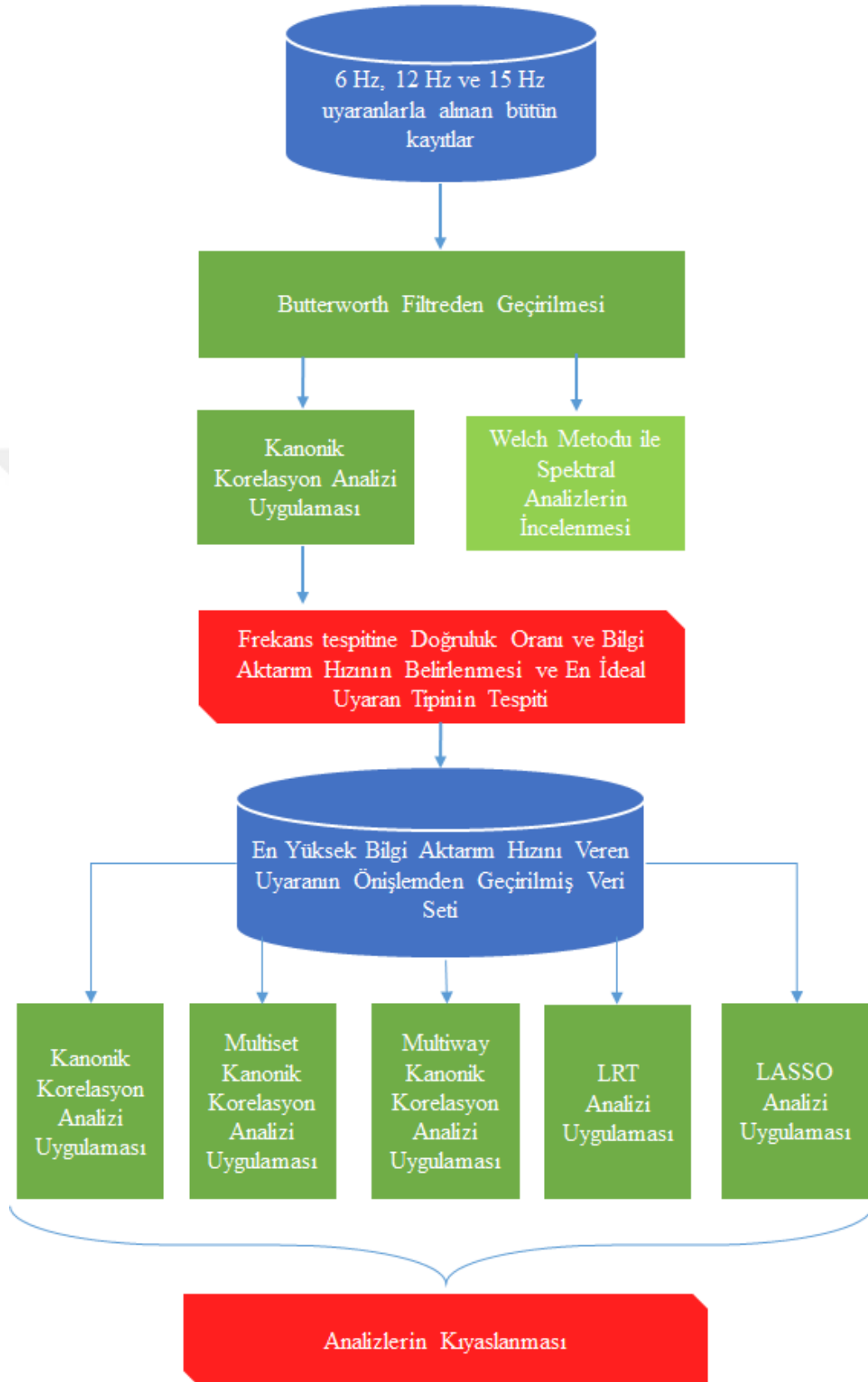
Alınan EEG kayıtlarını gürültüden arındırmak ve kayıtların içindeki değerli bilgiye ulaşmak için bir ön işleme tabi tutulmuştur. EEG verileri diğer biyolojiksel sinyallere göre çok daha fazla gürültü içerirler. Göz hareketleri, kas hareketleri, yüz hareketi gibi birçok etki EEG sinyali içerisine gürültü olarak girer. Ancak bu gürültüye sebep olan kas hareketlerinin genlikleri kayıt altına alınan EEG sinyalinden daha fazladır. Bundan dolayı EEG sinyalinden artifaktların (gürültü) elemine edilmesi kolay bir işlem değildir. EEG sinyallerindeki sinyal gürültü oranını artırmak için literatürde kullanılmış çok çeşitli filtreler vardır. Bu tez çalışmasında “Sonsuz İmpuls Tepkili Filtrelerden” (SİTF) olan Butterworth filtre kullanılmıştır. Ayrıca veri analizinin bütün aşamalarını Şekil 2.8’deki diyagramda detaylıca verilmiştir.

Veri analizi aşamasında, kayıtlar öncelikle ön işlemde Butterworth filtreden geçirilir. Ön işlemde geçirilen veriler kanonik korelasyon analizi (KKA) metodu ve güç spektral yoğunluğu Welch metodu ile incelenmiştir. KKA metodu neticesinde uyaranlara karşılık gelen frekans tespiti ortalama doğruluk oranı ile ortalama BAH hesaplanmıştır.

Böylelikle DHGUP tabanlı beyin bilgisayar arayüzü sistemleri için optimum uyaranlar araştırılmaktadır.

KKA neticesinde yüksek performans veren frekanstaki kayıtları Çoklu küme kanonik korelasyon analizi (ÇKKKA veya MsetCCA: Multi Set Canonical Correlation Analysis), Çoklu yol kanonik korelasyon analizi (ÇYKKA veya MwayCCA: Multi Way Canonical Correlation Analysis), olabilirlik oranı testi (OOT veya LRT: Likelihood ratio test) ve en küçük mutlak daralma ve seçme operatörü (EKMSO veya LASSO: Least absolute shrinkage and selection operatör) analizleri ile incelenmiştir.

Böylelikle DHGUP tabanlı beyin bilgisayar arayüzü sistemleri için sinyal analiz metotları araştırılmaktadır.



Şekil 2.8. Tez çalışması veri analizi aşamaları blok diyagramı

2.4.1. Sonsuz İmpuls Tepkili Filtre

Sonsuz İmpuls Tepkili filtreler (SİTF veya IIR Filter: Infinite Impulse Response Filter) filtreler doğrusal (lineer) filtre olup ancak tekrarlı yapıdadırlar. Bundan dolayı (2.1)' de gösterildiği gibi K tane örneğin yanı sıra S tane filtrelemeden faydalanılmaktadır.

$$y(n) = \sum_{k=0}^K a_k s(n-k) + \sum_{k=1}^S b_k y(n-k) \quad (2.1)$$

Böylece sonsuz impuls tepkili filtreler ile daha az katsayıyla işlem yapılması olanağı sağlanmış olur. Tchebychev, Butterworth gibi filtreler IIR filtre yapısında olup EEG analizlerinde kullanılmaktadır [99-101]. Bu tez çalışmasında band geçiren Butterworth filtre kullanılmıştır.

2.4.1.1. Butterworth Filtre Yaklaşımı

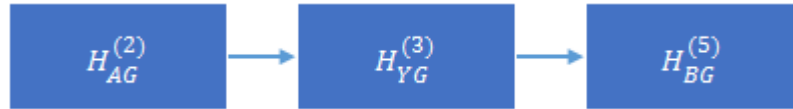
Butterworth filtre geçiş bandı içerisinde dalgalanma yapmaksızın düz bir frekans cevabı vermektedir. Bu frekans cevabı, geçiş bandında olabildiğince yüksek düz bir tepkiye sahipken, durdurma bandında sıfıra yaklaşır. Butterworth filtrenin derecesi artırıldığında frekans genlik eğrisi biçimi korunurken, durdurma bandında ani düşüş görülür. Bundan dolayı diğer IIR filtrelere göre durdurma bandı özelliğinin uygulanabilmesi için yüksek derecede Butterworth filtre tasarımına ihtiyaç duyulur. Ayrıca diğer IIR filtrelere göre daha lineer bir frekans cevabına sahiptir. (2.2)' de N. dereceden Butterworth filtrenin transfer fonksiyonu verilmiştir.

$$H_{\alpha}(s) = \begin{cases} \prod_{i=1}^{\frac{N}{2}} \frac{1}{\left(\frac{s}{\omega_c}\right)^2 - 2\operatorname{Re}(S_i)\left(\frac{s}{\omega_c}\right) + 1} & , N = \text{Çift ise} \\ \frac{1}{\frac{s}{\omega_c} + 1} \prod_{i=1}^{\frac{(N-1)}{2}} \frac{1}{\left(\frac{s}{\omega_c}\right)^2 - 2\operatorname{Re}(S_i)\left(\frac{s}{\omega_c}\right) + 1} & , N = \text{Tek ise} \end{cases} \quad (2.2)$$

Burada $S_i = e^{j\left(1+\frac{2i-1}{N}\right)\frac{\pi}{2}}$ 'dir.

2.4.1.1.1. Band Geçiren Butterworth Filtre

Bu tez çalışmasında 5. dereceden, 4 Hz – 35 Hz arası band geçiren Butterworth filtre kullanılmıştır. Butterworth alçak geçiren ve yüksek geçiren filtre blokları kaskad olarak ilüştirilerek band geçiren Butterworth filtre karakteristiğı oluşturulabilmektedir. şekil 2.9’ da 5. dereceden Butterworth filtre kaskad blok şeması görülmektedir.



şekil 2.9. 5. derece Butterworth filtre kaskad blok şeması

Bu tez çalışmasında Butterworth filtreleme ile ön işlem den geçirilen EEG sinyalleri Kanonik korelasyon analizi ile incelenmiştir.

2.4.2. Kanonik Korelasyon Analizi

Kanonik korelasyon analizi (KKA) çok değışkenli istatıksel bir yöntemlerden olup esasen iki tane çok boyutlu değışken kümesi arasındaki ilişkinin incelenmesi amacıyla H. Hotelling tarafından 1936 yılında ortaya konulmuş bir yöntemdir. Lineer data analiz yöntemleri arasında en gelişmiş olan yöntemdir [102]. KKA Lin *et al.* tarafından EEG verilerinin durağan hal görsel uyaran potansiyellerinin incelenmesinde kullanılmış ve güç spektral yoğunluk analizine göre daha yüksek ortalama doğruluk değışerine ulaşıldığı gösterilmiştir [103]. KKA iki data seti arasındaki lineer ilişkinin incelenmesi metodolojisine dayanarak bu tez çalışmasında EEG sinyallerinin analizinde kullanılmıştır. Bu analiz ile yeni değışkenler kanonik vektör olarak tanımlanmıştır. KKA ile kanonik vektörlerin korelasyon bakımından olabildiğince maksimize edilmesi sağılanır. X ve Y iki değışken olsun, lineer kombinasyonları sırasıyla;

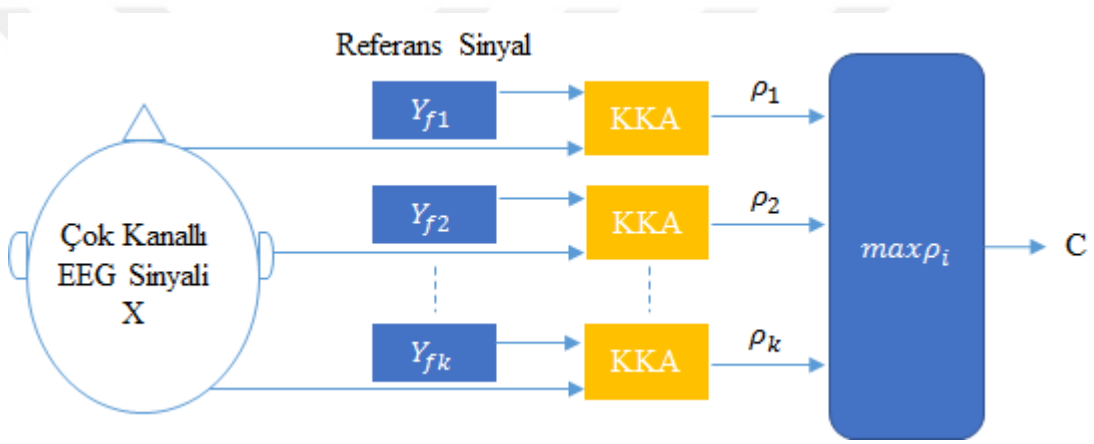
$$x = X^T W_x \quad (2.3)$$

$$y = Y^T W_y \text{ dir.} \quad (2.4)$$

W_x ve W_y ağırlık vektörleri ile lineer kombinasyonlar yani data kümelerine ilişkin kanonik korelasyon değışerinin maksimize edilmesi (2.5)’ deki eşitlik ile sağılanmaktadır.

$$\begin{aligned}
 \max_{W_x, W_y} \rho &= \frac{E[x^T y]}{\sqrt{E[x^T x]E[y^T y]}} \\
 &= \frac{E[W_x^T X Y^T W_y]}{\sqrt{E[W_x^T X X^T W_x]E[W_y^T Y Y^T W_y]}}
 \end{aligned} \tag{2.5}$$

Şekil 2.10' daki blok şemadaki görüldüğü üzere tez çalışmasında kullanılan KKA'nın EEG sinyali analiz modelidir. Burada X değişkeni çok kanallı EEG sinyalini, Y değişkeni referans sinyali, C ise X ve Y arasındaki maksimum korelasyonu göstermektedir.



Şekil 2.10. EEG sinyal analizi için kanonik korelasyon analizi modeli

$\max_{W_x, W_y} \rho$, W_x ve W_y arasındaki maksimum korelasyon olarak açıklanabilir. Y_m referans sinyali olarak belirtilir ve X ile aynı boyutta bir veri setidir. Y_m sinyali sinüs ve kosinüs sinyallerinden oluşan yapay olarak üretilen sinyaldir. Y_m (2.6)' da görüldüğü üzere uyaran frekansı ve harmoniklerinden oluşmaktadır.

$$Y_m = \begin{pmatrix} \sin(2\pi f_m t) \\ \cos(2\pi f_m t) \\ \vdots \\ \sin(2\pi H f_m t) \\ \cos(2\pi H f_m t) \end{pmatrix}, \quad t = \frac{1}{F_s}, \frac{2}{F_s}, \dots, \frac{N_t}{F_s} \tag{2.6}$$

Denklemin’ de H ve N_t sırasıyla harmonik sayısını ve örnek noktalarını göstermektedir. F_s örnekleme frekansını belirtmektedir. Uyarın frekansları $f_1, f_2, \dots, f_m$ ise, m tane hedef için harmonik frekansları $2f_1, 2f_2, \dots, 2f_m$ olsun. Bu bilgiler doğrultusunda bu tez çalışmada uygulanan KKA modeline göre giriş argümanları, çok kanallı EEG sinyali ve referans sinylidir. KKA EEG sinyalleri ile referans sinyali arasındaki kanonik korelasyonu hesaplar ve çıkış argümanı olarak kullanıcının komutu olarak belirtilen C ‘yi üretir.

$$C = \max_{f_m} \rho_i, \quad m= 1, 2, \dots, M$$

Referans sinyali için Matlab kodu Şekil 2.11’ de verilmiştir.

```
function y=refsig(f, F, N, H)
% f - Uyarın Frekansı
% F- Örnekleme Frekansı
% N- Örnekleme Noktaları
% H - Harmonik Sayısı
for i=1:H
    for j=1:N
        t=j/F;
        y(2*i-1,j)=sin(2*pi*(i*f)*t);
        y(2*i,j)=cos(2*pi*(i*f)*t);
    end
end
```

Şekil 2.11.Referans sinyali için Matlab kodu

KKA ağırlık vektörü W_x beyin haritalaması için hesaplanmıştır [104]. Beyin haritalaması EEG kanal seçimi için yapılmıştır. Bu tez çalışmasında, KKA modeli deneğin bir uyarın baktığı 6 saniyelik EEG data akışı boyunca uygulanmıştır. 24 adet korelasyon kofaktörü hesaplanarak ρ_i ortalama değer bulunmuştur. Yani EEG kanalından elde edilen sinyallerin beklenen sinyalle arasındaki ilişkiyi bakılarak sistemin doğruluk oranı hesaplanmıştır.

2.4.3. Çoklu Küme Kanonik Korelasyon Analizi

KKA tabanlı analiz yapılan DHGUP'a dayalı BBA sistemlerinde iyi performanslar birçok çalışmada belirtilmiştir [104-105]. Ancak yapay olarak oluşturulmuş olan referans sinyali orjinal EEG sinyalindeki bilgilerden yoksundur. Durağan hal görsel uyarılmış potansiyellerin incelenmesinde bu tez çalışması ile önerilen, uyarın frekansında kayıt altına alınan EEG sinyallerindeki ortak özelliklerin referans sinyali optimizasyonu için Çoklu küme kanonik korelasyon analizi (ÇKKKA veya MsetCCA: Multi set canonical correlations analysis) kullanılarak çıkarılmasıdır. Optimum referans sinyali ÇKKKA ile her bir uyarın frekansının ve özelliklerinin EEG eğitim seti uzaysal filtreleme yoluyla oluşturulur. Böylece KKA metodundaki sinüs ve kosinüslerle oluşturulmuş referans sinyalinden daha iyi sonuçlar verecek referans sinyali elde edilmiş olur. ÇKKKA, KKA' dan farklı olarak ikiden fazla değişken seti için lineer kombinasyonların incelenmesinde kullanılan bir yöntemdir. ÇKKKA çoklu rassal değişkenlerden korelasyon matrisinin amaç fonksiyonunun optimizeyiyle kanonik değişkenler arasındaki genel ilişkiyi maksimize eder. Bu amaç fonksiyonları beş tanedir.

1. SUMCOR: Kovaryans matrisinin tüm elemanlarının toplamının maksimize edilmesi.
2. SSQCOR: Tüm elemanların karelerinin toplamının maksimize edilmesi.
3. MAXVAR: En büyük özdeğerin maksimize edilmesi.
4. MINVAR: En küçük özdeğerin minimize edilmesi.
5. GENVAR: Determinantın minimize edilmesi.

Çoklu sayıda rassal değişkenlerimiz olduğunu varsayalım. $X_i \in R^{I \times J}$ ($i = 1, 2, \dots, N$). MAXVAR amaç fonksiyonu ile kanonik değişkenler arası korelasyonun maksimize edilmesini (2.7) ve (2.8) ile ifade edebiliriz.

$$w_{1, \dots, w_N}^{max} \rho = \sum_{i \neq j}^N w_i^T X_i X_j^T w_j \quad (2.7)$$

$$\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N w_i^T X_i X_i^T w_i = 1 \quad (2.8)$$

Lagrange çoklayıcı metodu ile maksimizasyon denklemiyle genelleştirilmiş özdeğer eşitliği (2.9)' da verilmiştir.

$$(R - S)w = \rho Sw, \quad (2.9)$$

burada,

$$R = \begin{bmatrix} X_1 X_1^T & \dots & X_1 X_N^T \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ X_N X_1^T & \dots & X_N X_N^T \end{bmatrix}, \quad (2.10)$$

$$S = \begin{bmatrix} X_1 X_1^T & \dots & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & \dots & X_N X_N^T \end{bmatrix}, \quad (2.11)$$

$$w = \begin{bmatrix} w_1 \\ \vdots \\ w_N \end{bmatrix}. \quad (2.12)$$

Lineer dönüşümler $w_1, w_2, \dots, w_N$ en büyük genelleştirilmiş özdeğere karşılık verilen kanonik değişkenler $z_i = w_i^T X_i$ ($i = 1, 2, \dots, N$) arasındaki maksimum kanonik korelasyonda sonuçlanır.

$X_{1,m}, X_{2,m}, \dots, X_{N,m} \in R^{C \times P}$ (C kanal $\times$ P zaman noktası) tanımlanan EEG veri seti olsun ki bu veri seti f_m uyarın frekansındaki N tane deney denemesini eğitim verisi olarak içersin.

ÇKKKA çoklu lineer dönüşümü bulmak için adapte olmuştur. Bu dönüşümler $w_{1,m}, w_{2,m}, \dots, w_{N,m}$, kanonik değişkenler $z_{1,m}, z_{2,m}, \dots, z_{N,m}$ ile uzaysal filtreleme $z_{i,m} = w_{i,m}^T X_{i,m}$ ($i = 1, 2, \dots, N$) arasındaki maksimum korelasyonda sonuçlanır. Buradan çıkışla, f_m uyarın frekansında optimize edilmiş referans sinyali (2.13)' de verilmiştir.

$$Y_m = [z_{1,m}^T, z_{2,m}^T, \dots, z_{N,m}^T]^T \quad (2.13)$$

2.4.4. Çoklu Yol Kanonik Korelasyon Analizi

Çoklu yol kanonik korelasyon analizinin (ÇYKKA veya MwayCCA: Multi way canonical correlations analysis) ÇKKKA 'dan farkı referans sinyalinin optimizasyonu, çok boyutlu EEG tensör verisi ile yapılandırılmış sinüs ve kosinüs sinyalleri arasındaki maksimum korelasyon ile hesaplanmasıdır. Üç yol tensör $\chi_m = (\chi)_{i_1, i_2, i_3} \in R^{C \times P \times N}$ (C kanal $\times$ P zaman noktası $\times$ N deneme) şeklinde yapılandırılır. Bu yapılandırmada belirli uyaran frekansındaki ($m = 1, 2, \dots, M$), N eğitim denemesindeki EEG veri seti ve orijinal referans sinyali seti $Y_m \in R^{2H \times P}$ kullanılır. ÇYKKA, $w_{1,m} \in R^C$, $w_{3,m} \in R^N$ ve $v_m \in R^{2H}$ lineer dönüşümlerin $z_m = \chi_m \times_1 w_{1,m}^T \times_3 w_{3,m}^T$ ile $y_m = v_m^T Y_m$ lineer kombinasyonları arasındaki korelasyonun (2.14)' deki gibi maksimize edilmesi ile araştırır.

$$\max_{w_{1,m}, w_{3,m}, v_m} \rho_m = \frac{E[z_m y_m^T]}{\sqrt{E[z_m z_m^T] E[y_m y_m^T]}} \quad (2.14)$$

2.4.5. Olabilirlik Oranı Testi

$X = \begin{bmatrix} X_1 \\ X_2 \end{bmatrix}$ p boyutlu normal dağılım vektörü olduğunu varsayalım. X_1 ve X_2 sırasıyla p_1 ve p_2 boyutlu vektörlerdir ve $p = p_1 + p_2$ 'dir. X Vektör ortalaması ve kovaryans matrisi eşitliğin' de sırasıyla verilmiştir.

$$X = \begin{bmatrix} X_1 \\ X_2 \end{bmatrix} \quad \Sigma = \begin{bmatrix} \Sigma_{11} & \Sigma_{12} \\ \Sigma_{21} & \Sigma_{22} \end{bmatrix} \quad (2.15)$$

X_1 ve X_2 değişkenler, sıfır hipotezi ile açıklanırsa,

$$H_0 \sum_{12} = 0 \quad (2.16)$$

$$H_1 \sum_{12} \neq 0 \quad (2.17)$$

$x_1, x_2, \dots, x_N$ X vektöründen alınan örnekler olsun. Olabilirlik oranı testine (OOT veya LRT: Likelihood ratio test) göre yukarıdaki denklemin likelihood ratio istatistiksel eşitliği (2.18)' de verilmiştir.

$$\lambda = \frac{\max_{H_0} L(\mu, \Sigma)}{\max_{H_0 \cup H_1} L(\mu, \Sigma)} = \frac{|\widehat{\Sigma}|^{(1/2)N}}{|\widehat{\Sigma}_{11}|^{(1/2)N} \cdot |\widehat{\Sigma}_{22}|^{(1/2)N}} \quad (2.18)$$

Burada

$$\widehat{\Sigma} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (x_k - \bar{x})(x_k - \bar{x})^T, \quad \bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_k, \quad (2.19)$$

$$\widehat{\Sigma}_{ij} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (x_{ki} - \bar{x}_i)(x_{kj} - \bar{x}_j)^T, \quad (2.20)$$

$$\bar{x}_i = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_{ki}, \quad i, j = 1, 2. \quad (2.21)$$

T burada vektörlerin kompleks eşlenik transpozesisidir. İstatiksel ölçüm olarak $\lambda = V^{N/2}$, burada;

$$V = \frac{|\widehat{\Sigma}|}{|\widehat{\Sigma}_{11}| \cdot |\widehat{\Sigma}_{22}|} = \frac{|\widehat{\Sigma}_{11} - \widehat{\Sigma}_{12} \cdot \widehat{\Sigma}_{22}^{-1} \cdot \widehat{\Sigma}_{21}|}{|\widehat{\Sigma}_{11}|} \quad (2.22)$$

Aslında V aynı zamanda X_1 ve X_2 arasındaki uzaklaşmanın katsayısını belirleyen bir metriktir. Bundan dolayı ilişkinin ölçüsü 1 eksi V dir. Ayrıca boyutların sayısını değerlendirmek için ilişki modifiye edilebilir. Bu duruma göre ilişkiyi (2.23)' deki gibi belirtebiliriz.

$$C = 1 - \left(\frac{|\widehat{\Sigma}|}{|\widehat{\Sigma}_{11}| \cdot |\widehat{\Sigma}_{22}|} \right)^{1/p_2} \quad (2.23)$$

“ C ” 0 veya 1 değerini alır. Eğer X_1 ve X_2 özdeş, aynı ise $C = 1$. Eğer X_1 ve X_2 birbirinden bağımsız ise, $C = 0$.

X çok kanallı bir EEG sinyali ve Y_m referans sinyali olarak Y_m (2.24)' de görüldüğü üzere uyaran frekansı ve harmoniklerinden oluşmaktadır.

$$Y_m = \begin{pmatrix} \sin(2\pi f_m t) \\ \cos(2\pi f_m t) \\ \vdots \\ \sin(2\pi H f_m t) \\ \cos(2\pi H f_m t) \end{pmatrix}, \quad t = \frac{1}{F_s}, \frac{2}{F_s}, \dots, \frac{N_t}{F_s}, \quad m = 1, 2, \dots, M \quad (2.24)$$

Denklemin' de H ve N_t sırasıyla harmonic sayısını ve örnek noktalarını göstermektedir. F_s örnekleme frekansını belirtmektedir.

Frekans tespiti için, X ve $Y_1, Y_2, \dots, Y_M$ arasındaki korelasyon katsayısını ($C_1, C_2, \dots, C_M$) hesaplarız. Maksimum korelasyon katsayısına karşılık X ' in frekansı uyaran frekansı olarak tespit edilir.

2.4.6. En Küçük Mutlak Daralma ve Seçme Operatörü Analizi

En küçük mutlak daralma ve seçme operatörü (EKMDSO veya LASSO: Least absolute shrinkage and selection operatör) tabanlı uyaran frekans tespitinde, EEG sinyali x ve hazırlanmış matris $Y = [Y_1, Y_2, \dots, Y_M]$ olsun. (2.25)' deki gibi lineer regresyon modelini gürültüde ekleyerek belirtebiliriz.

$$x = Y\beta + \varepsilon \quad (2.25)$$

Burada, $Y_1, Y_2, \dots, Y_M$ M tane uyaran frekansına karşılık gelen sinyal matrisi, β regresyon katsayısını ve ε sıfır ortalamalı gürültüyü ifade eder. LASSO tahmini için, β (2.26)' da verilmiştir.

$$\hat{\beta} = \operatorname{argmin}_{\beta} (\|x - Y\beta\|_2^2 + \lambda \|\beta\|_1) \quad (2.26)$$

Burada, $\|\cdot\|_2$ ve $\|\cdot\|_1$ sırasıyla L_2 -norm ve L_1 -normu belirtir. $\lambda \hat{\beta}$ ' yı kontrol eden hata parametresidir.

Her bir EEG kanalı için $\hat{\beta}(i = 1, \dots, N_c)$ değerini elde etmeli ve sonrasında i . uyaran frekansı ve harmoniğinin katkı derecesi (2.27)' deki gibi hesaplanır.

$$CD_i = \frac{\sum_{k=1}^{N_c} \sum_{j=1}^{2N_h} |\beta_{i,j}^k|}{N_c} \quad (2.27)$$

Burada, N_c kullanılan kanallar ve N_h ise harmonik sayısıdır. KKA metoduna benzer şekilde, X' in frekansı maksimum katkı derecesine karşılık gelen uyaran frekansdır.

2.4.7. Spektral Analiz

Sinyallerin frekans boyutundaki analizi açısından bu tez çalışmasında klasik metotlardan birisi olan Welch metodu ile alınan EEG sinyallerin güç spektral yoğunluğu incelenmiştir.

2.4.7.1. Welch Metodu

Welch metodunda sinyal üst üste gelebilecek parçalara ayrılır. Bir sonraki basamakta her parçanın iyileştirilmiş periyodogramın hesaplanması birlikte sonrasında elde edilen parçalara ait periyodogramların ortalaması hesaplanır. İyileştirilmiş periyodogramların ortalaması tüm datanın tek bir periyodogram kestirimine göre varyansını azaltmaktadır. Welch metodu, güç spektral yoğunluğunu iyileştirilmiş periyodogramların ortalamasını olarak kestirim yapar. i 'inci iyileştirilmiş periyodogramın hesaplanması (2.28)' de verilmiştir.

$$\hat{S}_{xx}^{(t)}(f) = \frac{T_s}{K \cdot M} \left| \sum_{n=0}^{M-1} x_i(n)w(n) \cdot e^{-j2\pi f n} \right|^2 \quad (2.28)$$

biçiminde verilir. Eşitlikte $f = f_s$ normalize edilmiş frekans değeridir. Ölçekleme faktörü T_s ayrık zaman işaret spektrumunun genliğinin analog işaret spektrumuna eşit olmasına olanak verir. $w(n)$ pencereleme fonksiyonu olmak üzere, K normalize sabiti (2.29)' deki gibi hesaplanır.

$$K = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} w^2(n) \quad (2.29)$$

Güç spektral yoğunluğu kestirimi ise (2.30)' daki eşitlikle bulunur.

$$\hat{P}_{Welch}(f) = \frac{1}{L} \sum_{l=0}^{L-1} \hat{S}_{xx}^{(l)}(f) \quad (2.30)$$

Eşitlikteki, L zaman dizi serisinin uzunluğunu ifade etmektedir. Kısaca ifade edilirse, varyans azaltımı ile çözünürlük ilişkisi ters orantılıdır. Sinyal gürültü oranı düşük ise, Welch metodu ile periyodograma göre daha iyi çözünürlük elde edilebilmektedir.

2.5. Bilgi Aktarım Hızının Ölçülmesi

Beyin bilgisayar arayüzü sistemlerinin performansı çeşitli yöntemlerle ölçümlenebilmektedir [41]. Bir BBA sisteminin genel olarak performansını ölçülmesi sistemin bilgi aktarım hızının (BAH) tespiti ile mümkündür. Bu tez çalışmasında optimum uyaran tespiti için önce veri analizi metodu ile sınıflandırma doğruluk oranlarına bakılmasının yanı sıra BAH değeri de hesaplanmıştır. BAH (2.31) ve (2.32)'deki eşitliklerle hesaplanmaktadır.

$$\frac{Bit}{Komut} = \log_2 N + P \log_2 P + (1 - P) \log_2 \left[\frac{(1 - P)}{(N - 1)} \right] \quad (2.31)$$

$$BAH = \frac{Bit}{Komut} \times \frac{60}{OAA} \quad (2.32)$$

Burada “ N ” ile gösterilen ekran üzerinde gösterilen toplam uyaran sayısı, “ P ” frekans tespiti doğruluk oranını ifade etmektedir. Ayrıca ortak aktarım aralığı (OAA) bir uyarana bakma süresi olarak geçmektedir. Offline deney çalışması yaptığımız için bu çalışmada ortak aktarım aralığı (CTI: Common Transfer Interval) değeri 6 saniyedir. BAH sonucunda çıkan değer birimi “bit/dakika” (bpm – bits per minute) olarak hesaplanır.

3. BÖLÜM

BULGULAR

3.1. Optimum Görsel Uyarın Tespiti için Analiz Sonuçları

Gönüllüler, Tablo 3.1’ de gösterilen 10 farklı Uyarın Modelini (UMxx) 6 Hz, 12 Hz ve 15 Hz’lik frekanslarda yanıp sönen uyarınlarla 8 defa tekrarlayarak tamamlamışlardır. Gönüllülerin kayıtları Kanonik Korelasyon Analizi (KKA) ile incelenmiş olup, frekans tespiti doğruluk oranları bulunmuş ve bilgi aktarım hızı değeri (BAH) hesaplanmıştır. Ayrıca, bu kayıtların ham hali ve Welch metodu ile elde edilen güç spektral yoğunluklarına ait grafikler elde edilmiştir. Bütün gönüllü katılımcılar deneyleri herhangi bir problem yaşamadan tamamlamıştır.

Tablo 3.1. Gönüllülere uygulanan uyarın modellerinin

Uyarın Model Kodu	Duty Cycle Değeri (%)	Uyarın Sinyal Tipi
UM1	20	Tip 1
UM2	40	Tip 1
UM3	50	Tip 1
UM4	60	Tip 1
UM5	80	Tip 1
UM6	20	Tip 2
UM7	40	Tip 2
UM8	50	Tip 2
UM9	60	Tip 2
UM10	80	Tip 2

Ayrıca KKA metodunda w_x ağırlık vektörü ile DHGUP sinyalinin yoğun olduğu alanlar beyin haritalaması ile incelenmiştir. O_1, O_z, O_2 EEG kanalları etkin görülmüştür. Deney sonuçlarında en baskın DHGUP görülen O_z kanalı dikkate alınmıştır.

3.1.1. UM1 Kodlu Uyarın Modeli için Analiz Sonuçları

UM1 kodlu modele sahip 6 Hz, 12 Hz ve 15 Hz’lik frekanslarda uyarana karşı bütün gönüllülerden elde edilen DHGUP cevabının, KKA metoduna göre, frekans tespiti ortalama doğruluk oranı ve ortalama BAH Tablo 3.2’ de verilmiştir.

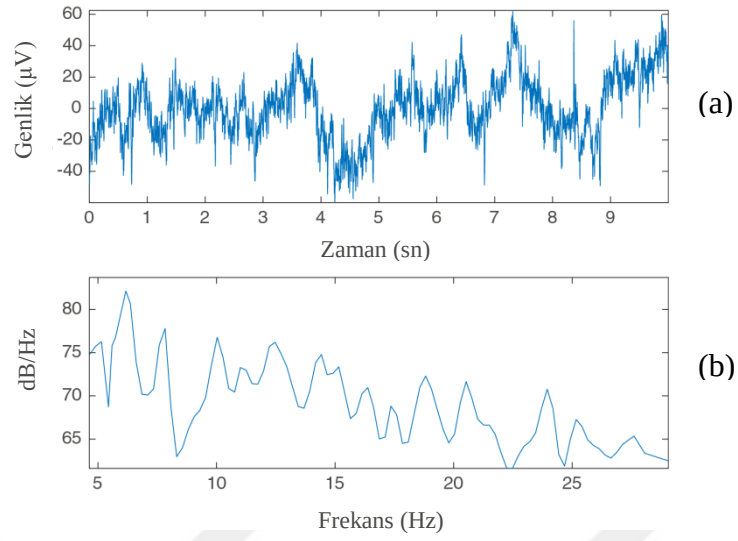
Tablo 3.2. UM1 kodlu uyarandaki EEG Analiz Bulguları

Uyaran Model Kodu	Duty Cycle Değeri (%)	Uyaran Sinyal Tipi	6 Hz Uyarana Bakışta		12Hz Uyarana Bakışta		15 Hz Uyarana Bakışta	
			Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)
UM1	20	Tip 1	75.52	22.41	76.04	22.7	79.17	24.48

Verilere göre 15 Hz frekansında yanıp sönen UM1 model kodlu uyarın ile yapılan deneylerde frekans tespiti ortalama doğruluk oranı ve BAH 6 Hz ve 12 Hz frekansındaki uyarınlara göre daha yüksek çıkmıştır.

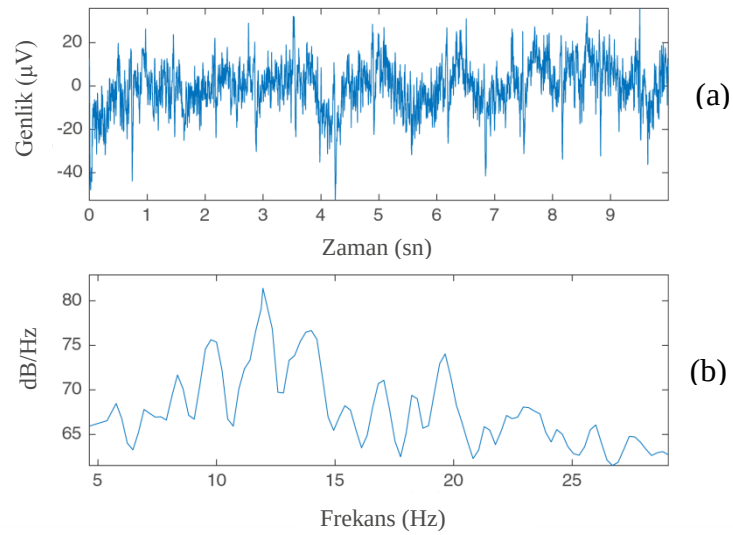
UM1 model kodlu uyarın ile yapılan deney kayıtlarının ortalamalarının ham hali ve uyarana odaklanılan 6 saniyelik kısmının (0 – 6 saniye) Welch metodu ile elde edilen güç spektral yoğunluklarına ait grafiklerde sunulmuştur.

Şekil 3.1(b)’ de görüldüğü üzere 6 Hz’lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 6 Hz’ de 80 db/Hz üzeri baskın alfa dalgası gözlenmektedir.



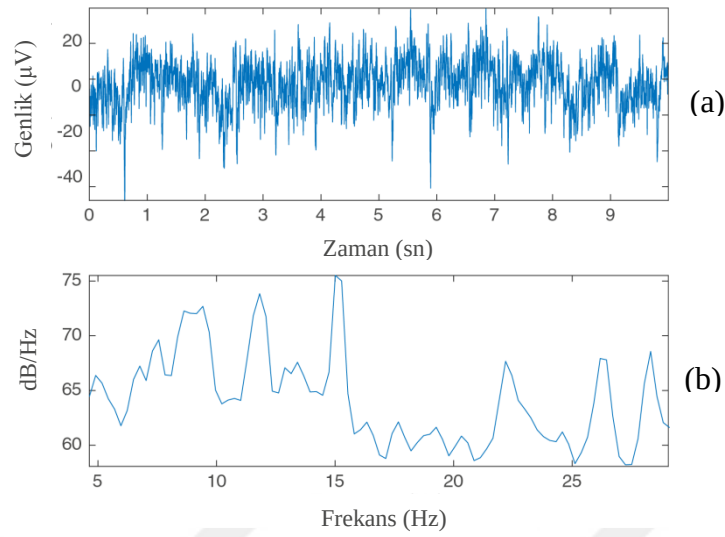
Şekil 3.1. UM1 kodlu 6 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

Şekil 3.2(b)' de görüldüğü üzere 12 Hz'lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 12 Hz' de 80 db/Hz üzeri baskın beta dalgası gözlenmektedir.



Şekil 3.2. UM1 kodlu 12 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

Şekil 3.3(b)' de görüldüğü üzere 15 Hz'lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 15 Hz' de 75 db/Hz üzeri baskın beta dalgası gözlenmektedir.



Şekil 3.3. UM1 kodlu 15 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

3.1.2. UM2 Kodlu Uyarın Modeli için Analiz Sonuçları

UM2 kodlu modele sahip 6 Hz, 12 Hz ve 15 Hz’lik frekanslarda uyarana karşı bütün gönüllülerden elde edilen DHGUP cevabının, KKA metoduna göre, frekans tespiti ortalama doğruluk oranı ve ortalama BAH Tablo 3.3’ de verilmiştir.

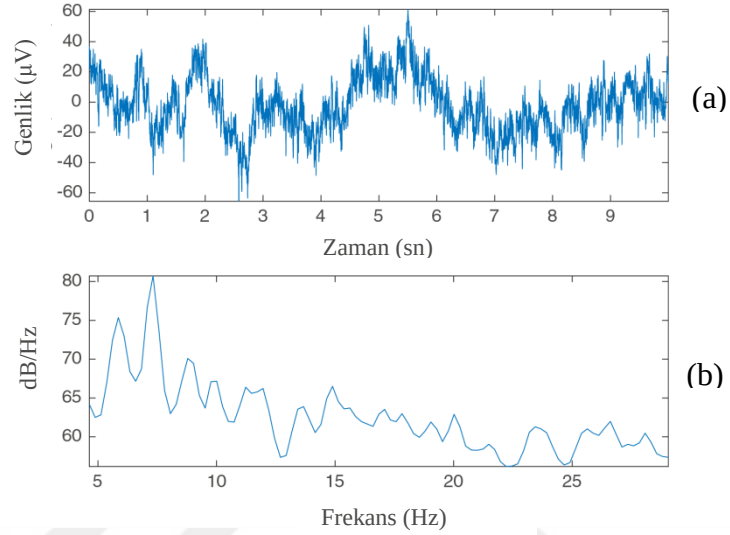
Tablo 3.3. UM2 kodlu uyarandaki EEG Analiz Bulguları

Uyarın Model Kodu	Duty Cycle Değeri (%)	Uyarın Sinyal Tipi	6 Hz Uyarana Bakışta		12Hz Uyarana Bakışta		15 Hz Uyarana Bakışta	
			Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)
UM2	40	Tip 1	82.81	26.66	88.02	30.03	89.58	31.11

Verilere göre 15 Hz frekansında yanıp sönen UM2 model kodlu uyarın ile yapılan deneylerde frekans tespiti ortalama doğruluk oranı ve BAH 6 Hz ve 12 Hz frekansındaki uyarınlara göre daha yüksek çıkmıştır.

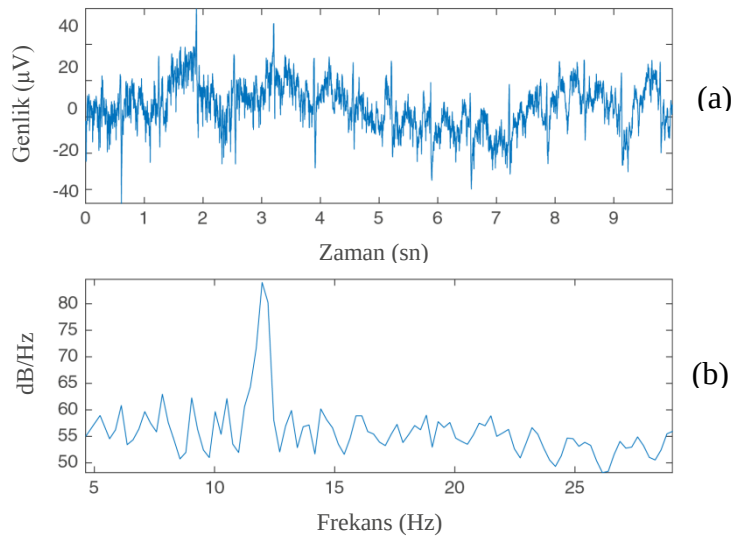
UM2 model kodlu uyarın ile yapılan deney kayıtlarının ortalamalarının ham hali ve uyarına odaklanılan 6 saniyelik kısmın (0 – 6 saniye) Welch metodu ile elde edilen güç spektral yoğunluklarına ait grafiklerde sunulmuştur.

Şekil 3.4(b)' de görüldüğü üzere 6 Hz'lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 6 Hz' de 80 db/Hz üzeri baskın alfa dalgası gözlenmektedir.



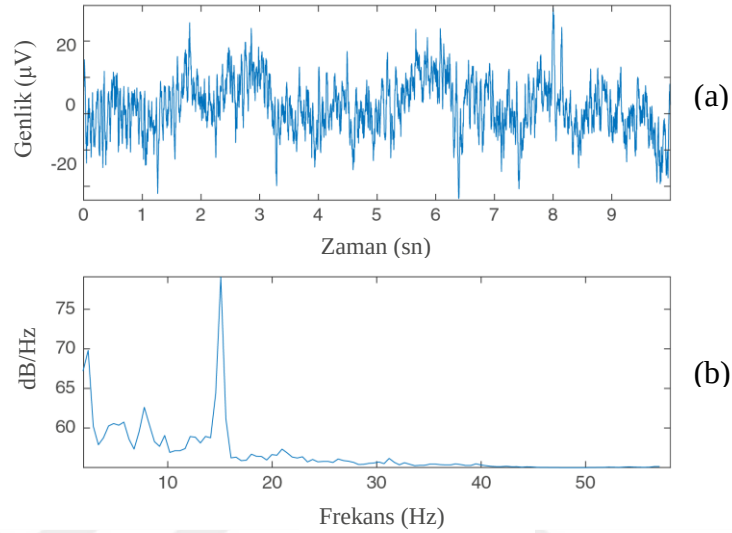
Şekil 3.4. UM2 kodlu 6 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

Şekil 3.5(b)' de görüldüğü üzere 12 Hz'lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 12 Hz' de 75 db/Hz üzeri baskın beta dalgası gözlenmektedir.



Şekil 3.5. UM2 kodlu 12 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

Şekil 3.6(b)' de görüldüğü üzere 15 Hz'lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 15 Hz' de 75 db/Hz üzeri baskın beta dalgası gözlenmektedir.



Şekil 3.6. UM2 kodlu 15 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

3.1.3. UM3 Kodlu Uyarın Modeli için Analiz Sonuçları

UM3 kodlu modele sahip 6 Hz, 12 Hz ve 15 Hz'lik frekanslarda uyarana karşı bütün gönüllülerden elde edilen DHGUP cevabının, KKA metoduna göre, frekans tespiti ortalama doğruluk oranı ve ortalama BAH Tablo 3.4' de verilmiştir.

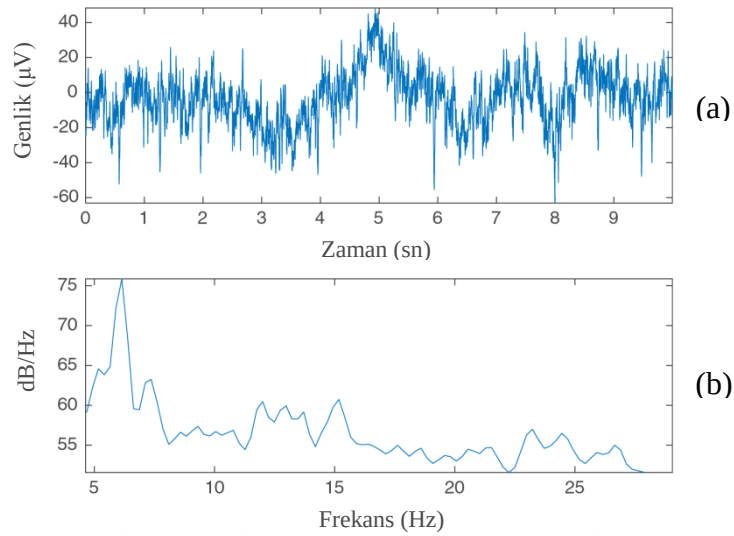
Tablo 3.4. UM3 kodlu uyarandaki EEG Analiz Bulguları

Uyarın Model Kodu	Duty Cycle Değeri (%)	Uyarın Sinyal Tipi	6 Hz Uyarana Bakışta		12Hz Uyarana Bakışta		15 Hz Uyarana Bakışta	
			Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)
UM3	50	Tip 1	83.85	27.31	86.46	28.99	86.98	29.33

Verilere göre 15 Hz frekansında yanıp sönen UM3 model kodlu uyarın ile yapılan deneylerde frekans tespiti ortalama doğruluk oranı ve BAH 6 Hz ve 12 Hz frekansındaki uyarınlara göre daha yüksek çıkmıştır.

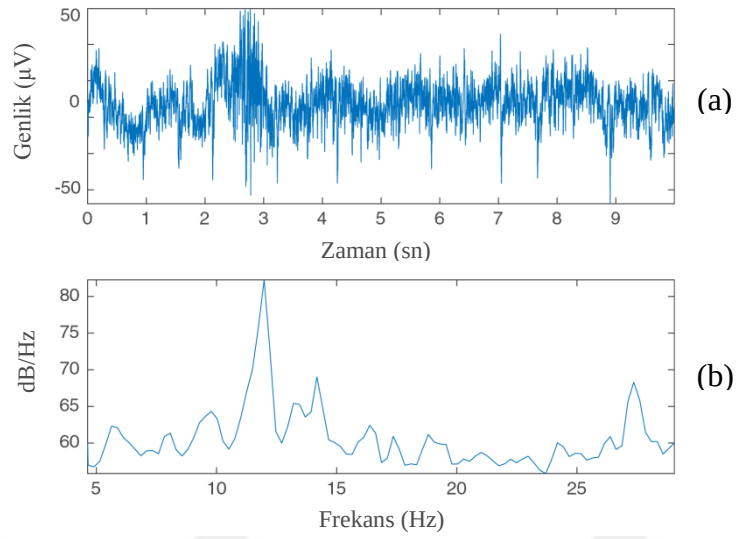
UM3 model kodlu uyarana ile yapılan deney kayıtlarının ortalamalarının ham hali ve uyarana odaklanılan 6 saniyelik kısmının (0 – 6 saniye) Welch metodu ile elde edilen güç spektral yoğunluklarına ait grafiklerde sunulmuştur.

Şekil 3.7(b)' de görüldüğü üzere 6 Hz'lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 6 Hz' de 75 db/Hz civarı baskın alfa dalgası gözlenmektedir.



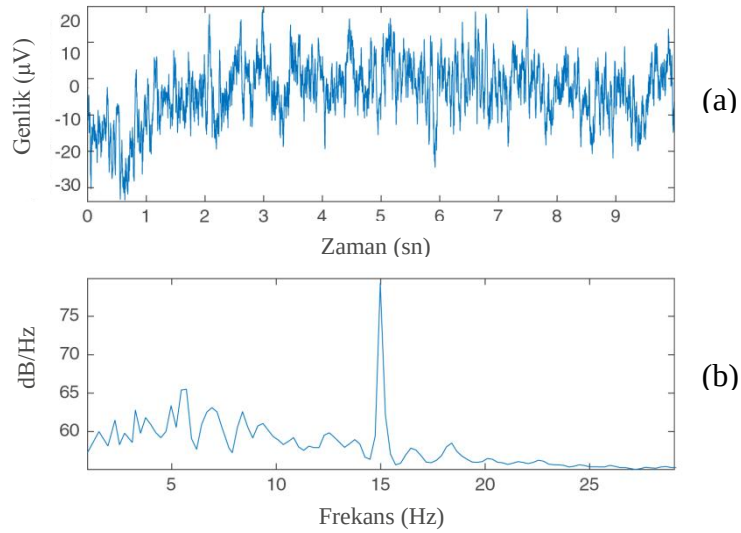
Şekil 3.7. UM3 kodlu 6 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman ve domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

Şekil 3.8(b)'de görüldüğü üzere 12 Hz'lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 12 Hz' de 80 db/Hz üzeri baskın beta dalgası gözlenmektedir.



Şekil 3.8. UM3 kodlu 12 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

Şekil 3.9(b)' de görüldüğü üzere 15 Hz'lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 15 Hz' de 80 db/Hz civarı beta dalgası gözlenmektedir.



Şekil 3.9. UM3 kodlu 15 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

3.1.4. UM4 Kodlu Uyarın Modeli için Analiz Sonuçları

UM4 kodlu modele sahip 6 Hz, 12 Hz ve 15 Hz’lik frekanslarda uyarana karşı bütün gönüllülerden elde edilen DHGUP cevabının, KKA metoduna göre, frekans tespiti ortalama doğruluk oranı ve ortalama BAH Tablo 3.5’ de verilmiştir.

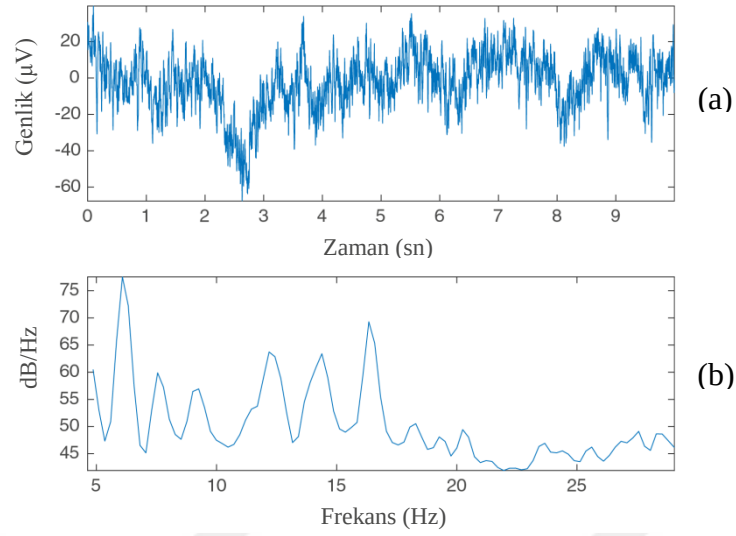
Tablo 3.5. UM4 kodlu uyarandaki EEG Analiz Bulguları

Uyaran Model Kodu	Duty Cycle Değeri (%)	Uyaran Sinyal Tipi	6 Hz Uyarana Bakışta		12Hz Uyarana Bakışta		15 Hz Uyarana Bakışta	
			Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)
UM4	60	Tip 1	77.6	23.57	82.29	26.34	82.81	26.66

Verilere göre 15 Hz frekansında yanıp sönen UM4 model kodlu uyaran ile yapılan deneylerde frekans tespiti ortalama doğruluk oranı ve BAH 6 Hz ve 12 Hz frekansındaki uyarılara göre daha yüksek çıkmıştır.

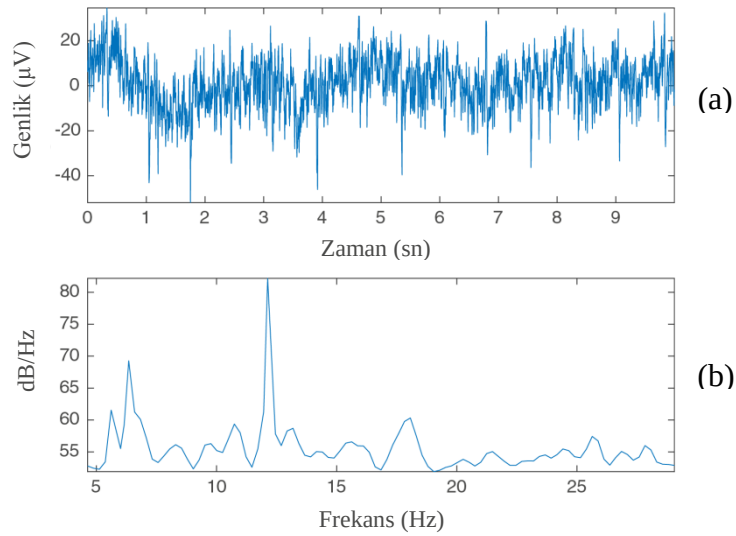
UM4 model kodlu uyaran ile yapılan deney kayıtlarının ortalamalarının ham hali ve uyarana odaklanılan 6 saniyelik kısmının (0 – 6 saniye) Welch metodu ile elde edilen güç spektral yoğunluklarına ait grafiklerde sunulmuştur.

Şekil 3.10(b)’ de görüldüğü üzere 6 Hz’lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 6 Hz’ de 75 db/Hz civarı baskın alfa dalgası gözlenmektedir.



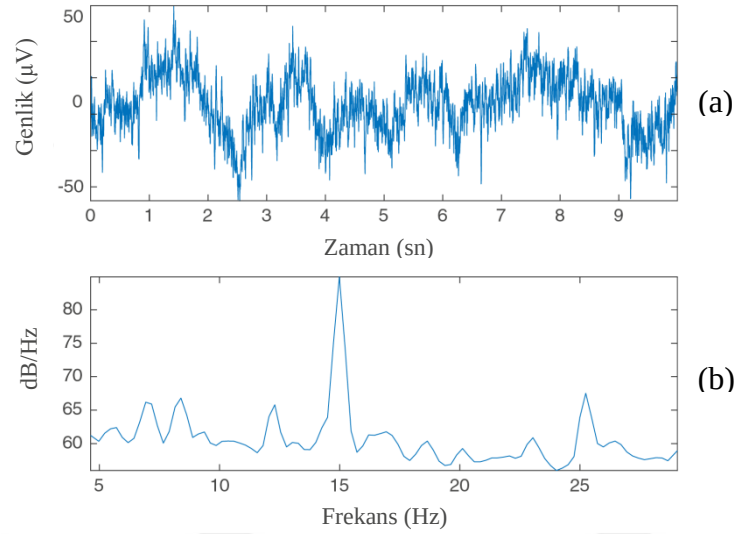
Şekil 3.10. UM4 kodlu 6 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman ve domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

Şekil 3.11(b)'de görüldüğü üzere 12 Hz'lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 12 Hz' de 80 db/Hz üzeri baskın beta dalgası gözlenmektedir.



Şekil 3.11. UM4 kodlu 12 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

Şekil 3.12(b)'de görüldüğü üzere 15 Hz'lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 15 Hz' de 80 db/Hz üzeri beta dalgası gözlenmektedir.



Şekil 3.12. UM4 kodlu 15 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

3.1.5. UM5 Kodlu Uyarın Modeli için Analiz Sonuçları

UM5 kodlu modele sahip 6 Hz, 12 Hz ve 15 Hz’lik frekanslarda uyarana karşı bütün gönüllülerden elde edilen DHGUP cevabının, KKA metoduna göre, frekans tespiti ortalama doğruluk oranı ve ortalama BAH Tablo 3.6’ da verilmiştir.

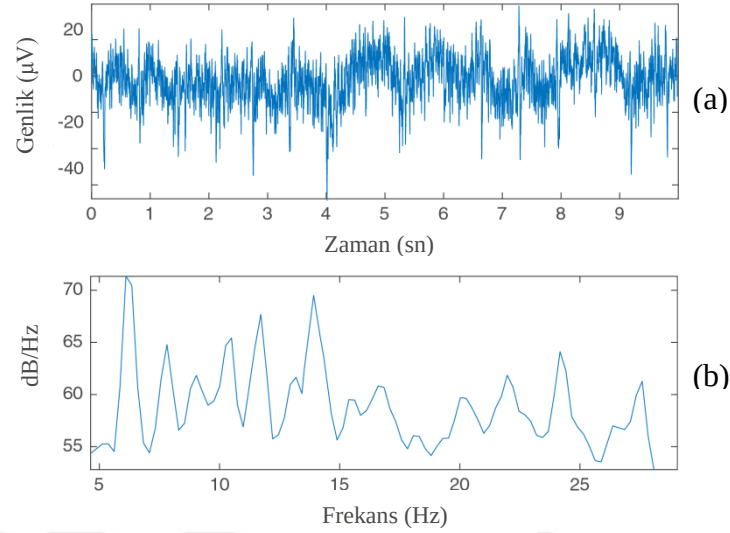
Tablo 3.6. UM5 kodlu uyarandaki EEG Analiz Bulguları

Uyarın Model Kodu	Duty Cycle Değeri (%)	Uyarın Sinyal Tipi	6 Hz Uyarana Bakışta		12Hz Uyarana Bakışta		15 Hz Uyarana Bakışta	
			Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)
UM5	80	Tip 1	77.08	23.28	80.73	25.4	80.21	25.09

Verilere göre 12 Hz frekansında yanıp sönen UM5 model kodlu uyarın ile yapılan deneylerde frekans tespiti ortalama doğruluk oranı ve BAH 6 Hz ve 15 Hz frekansındaki uyarılara göre daha yüksek çıkmıştır.

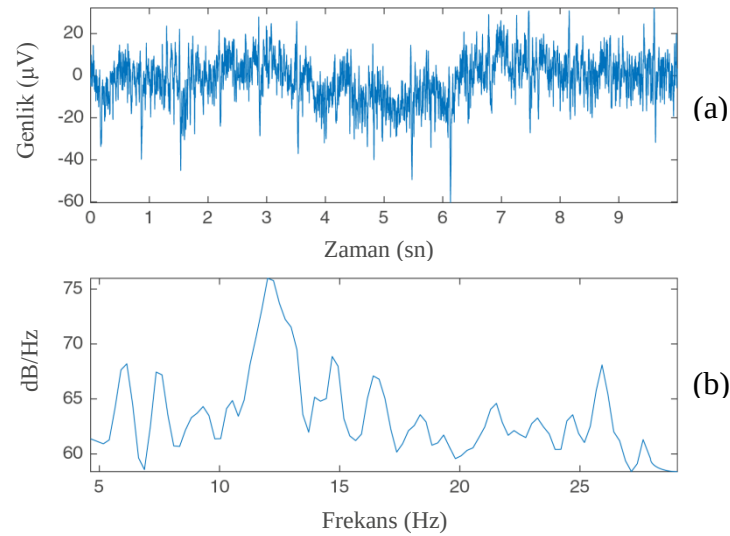
UM5 model kodlu uyarın ile yapılan deney kayıtlarının ortalamalarının ham hali ve uyarına odaklanılan 6 saniyelik kısmının (0 – 6 saniye) Welch metodu ile elde edilen güç spektral yoğunluklarına ait grafiklerde sunulmuştur.

Şekil 3.13(b)' de görüldüğü üzere 6 Hz'lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 6 Hz' de 70 dB/Hz üzeri baskın alfa dalgası gözlenmektedir.



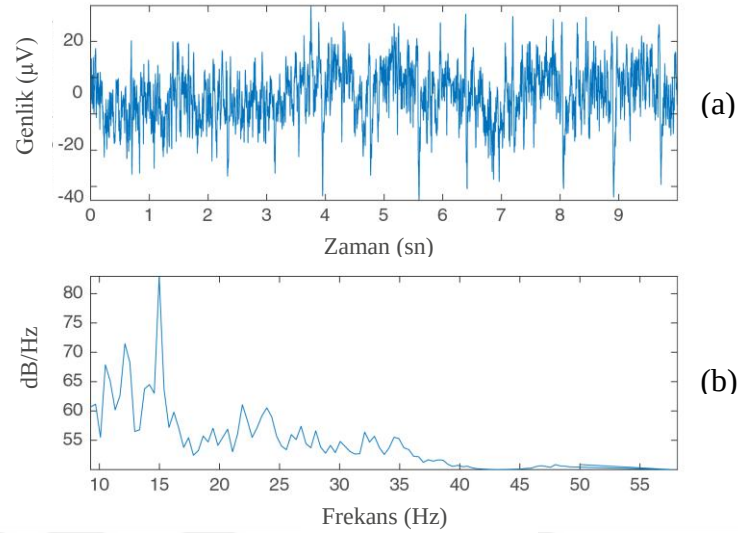
Şekil 3.13. UM5 kodlu 6 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

Şekil 3.14(b)' de görüldüğü üzere 12 Hz'lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 12 Hz' de 75 dB/Hz üzeri baskın beta dalgası gözlenmektedir.



Şekil 3.14. UM5 kodlu 12 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

Şekil 3.15(b)' de görüldüğü üzere 15 Hz'lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 15 Hz' de 80 db/Hz üzeri beta dalgası gözlenmektedir.



Şekil 3.15. UM5 kodlu 15 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

3.1.6. UM6 Kodlu Uyarın Modeli için Analiz Sonuçları

UM6 kodlu modele sahip 6 Hz, 12 Hz ve 15 Hz'lik frekanslarda uyarana karşı bütün gönüllülerden elde edilen DHGUP cevabının, KKA metoduna göre, frekans tespiti ortalama doğruluk oranı ve BAH Tablo 3.7' de verilmiştir.

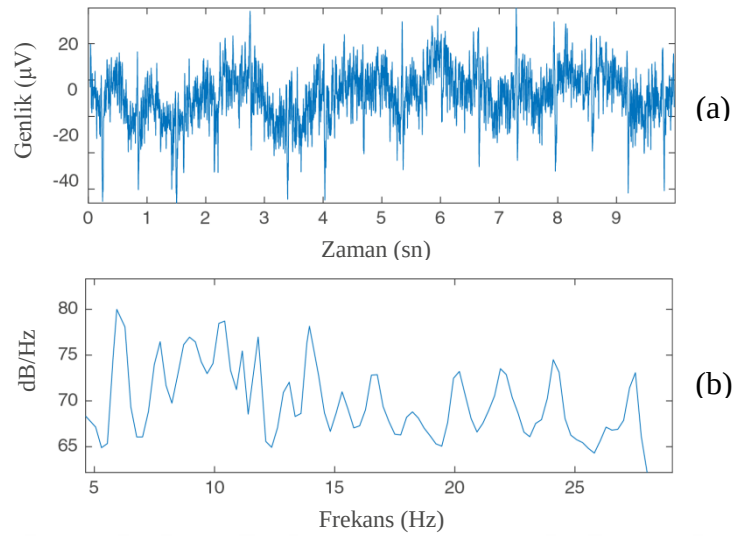
Tablo 3.7. UM6 kodlu uyarandaki EEG Analiz Bulguları

Uyarın Model Kodu	Duty Cycle Değeri (%)	Uyarın Sinyal Tipi	6 Hz Uyarana Bakışta		12Hz Uyarana Bakışta		15 Hz Uyarana Bakışta	
			Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)
UM6	20	Tip 2	72.92	20.99	78.13	23.88	79.69	24.78

Verilere göre 15 Hz frekansında yanıp sönen UM6 model kodlu uyarın ile yapılan deneylerde frekans tespiti ortalama doğruluk oranı ve BAH 6 Hz ve 12 Hz frekansındaki uyarılara göre daha yüksek çıkmıştır.

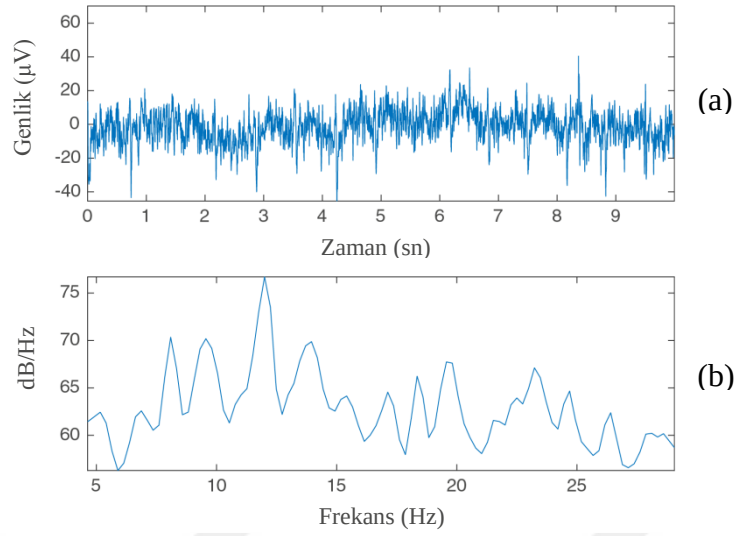
UM6 model kodlu uyarana ile yapılan deney kayıtlarının ortalamalarının ham hali ve uyarana odaklanılan 6 saniyelik kısmının (0 – 6 saniye) Welch metodu ile elde edilen güç spektral yoğunluklarına ait grafiklerde sunulmuştur.

Şekil 3.16(b)' de görüldüğü üzere 6 Hz'lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 6 Hz' de 75 db/Hz üzeri baskın alfa dalgası gözlenmektedir.



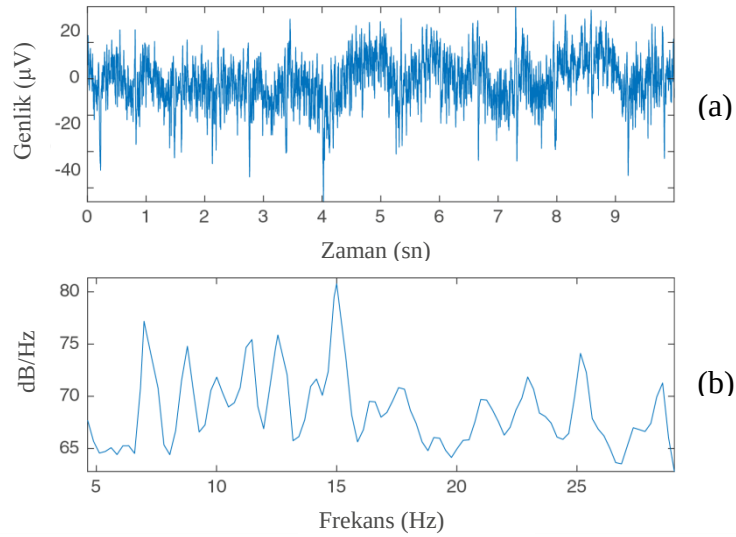
Şekil 3.16. UM6 kodlu 6 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

Şekil 3.17(b)' de görüldüğü üzere 12 Hz'lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 12 Hz' de 75 db/Hz üzeri baskın beta dalgası gözlenmektedir.



Şekil 3.17. UM6 kodlu 12 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

Şekil 3.18(b)' de görüldüğü üzere 15 Hz'lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 15 Hz' de 80 db/Hz civarı beta dalgası gözlenmektedir.



Şekil 3.18. UM6 kodlu 15 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

3.1.7. UM7 Kodlu Uyarın Modeli için Analiz Sonuçları

UM7 kodlu modele sahip 6 Hz, 12 Hz ve 15 Hz’lik frekanslarda uyarana karşı bütün gönüllülerden elde edilen DHGUP cevabının, KKA metoduna göre, frekans tespiti ortalama doğruluk oranı ve ortalama BAH Tablo 3.8’ de verilmiştir.

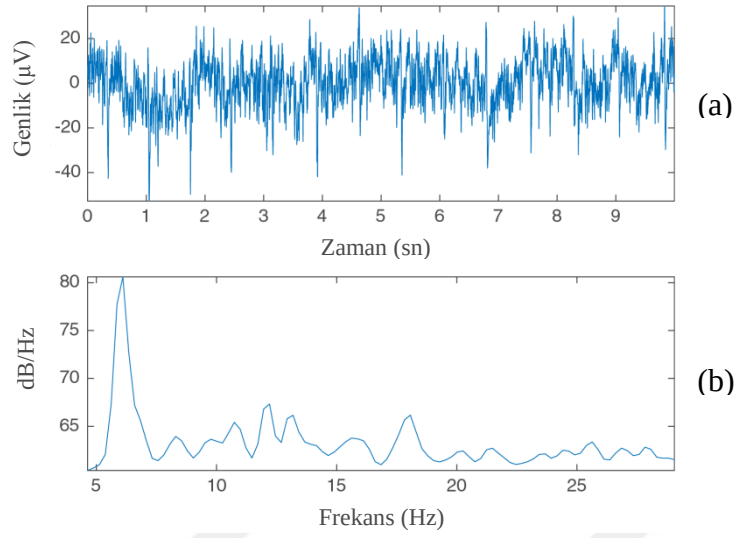
Tablo 3.8. UM7 kodlu uyarandaki EEG Analiz Bulguları

Uyarın Model Kodu	Duty Cycle Değeri (%)	Uyarın Sinyal Tipi	6 Hz Uyarana Bakışta		12Hz Uyarana Bakışta		15 Hz Uyarana Bakışta	
			Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)
UM7	40	Tip 2	88.02	30.03	92.71	33.39	96.88	36.78

Verilere göre 15 Hz frekansında yanıp sönen UM7 model kodlu uyarın ile yapılan deneylerde frekans tespiti ortalama doğruluk oranı ve BAH 6 Hz ve 12 Hz frekansındaki uyarınlara göre daha yüksek çıkmıştır.

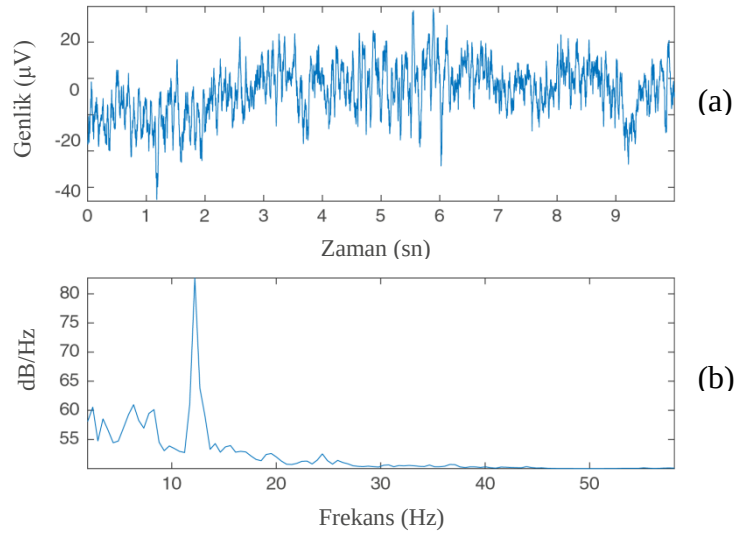
UM7 model kodlu uyarın ile yapılan deney kayıtlarının ortalamalarının ham hali ve uyarana odaklanılan 6 saniyelik kısmının (0 – 6 saniye) Welch metodu ile elde edilen güç spektral yoğunluklarına ait grafiklerde sunulmuştur.

Şekil 3.19(b)’ de görüldüğü üzere 6 Hz’lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 6 Hz’ de 80 db/Hz civarı baskın alfa dalgası gözlenmektedir.



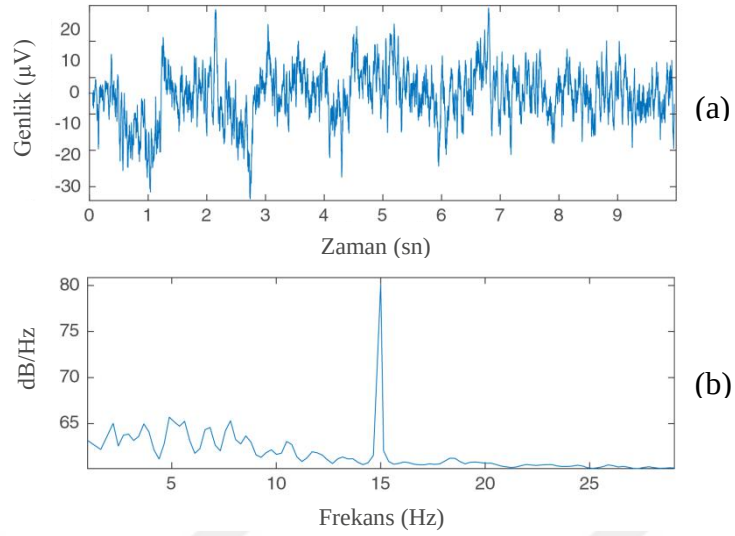
Şekil 3.19. UM7 kodlu 6 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

Şekil 3.20(b)' de görüldüğü üzere 12 Hz'lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 12 Hz' de 80 db/Hz üzeri baskın beta dalgası gözlenmektedir.



Şekil 3.20 UM7 kodlu 12 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

Şekil 3.21(b)' de görüldüğü üzere 15 Hz'lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 15 Hz' de 80 db/Hz üzeri beta dalgası gözlenmektedir.



Şekil 3.21. UM7 kodlu 15 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

3.1.8. UM8 Kodlu Uyarın Modeli için Analiz Sonuçları

UM8 kodlu modele sahip 6 Hz, 12 Hz ve 15 Hz'lik frekanslarda uyarana karşı bütün gönüllülerden elde edilen DHGUP cevabının, KKA metoduna göre, frekans tespiti ortalama doğruluk oranı ve BAH Tablo 3.9' da verilmiştir.

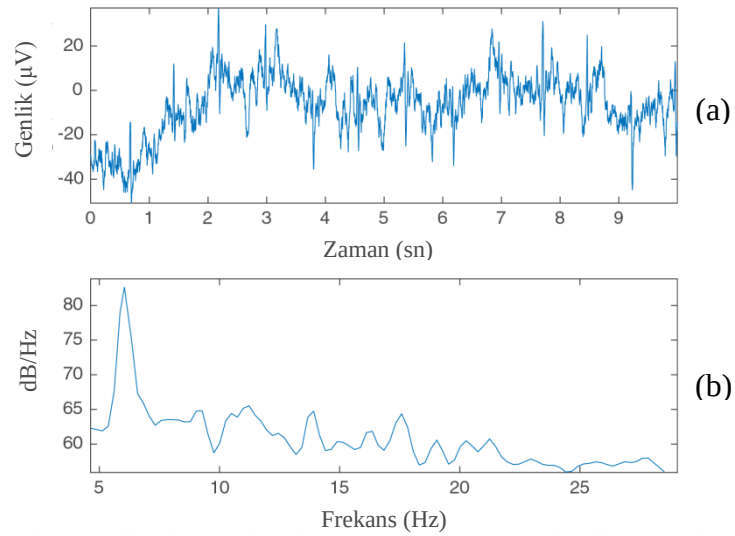
Tablo 3.9. UM8 kodlu uyarandaki EEG Analiz Bulguları

Uyarın Model Kodu	Duty Cycle Değeri (%)	Uyarın Sinyal Tipi	6 Hz Uyarana Bakışta		12Hz Uyarana Bakışta		15 Hz Uyarana Bakışta	
			Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)
UM8	50	Tip 2	86.98	29.33	90.1	31.47	92.19	32.99

Verilere göre 15 Hz frekansında yanıp sönen UM8 model kodlu uyarın ile yapılan deneylerde frekans tespiti ortalama doğruluk oranı ve BAH 6 Hz ve 12 Hz frekansındaki uyarınlara göre daha yüksek çıkmıştır.

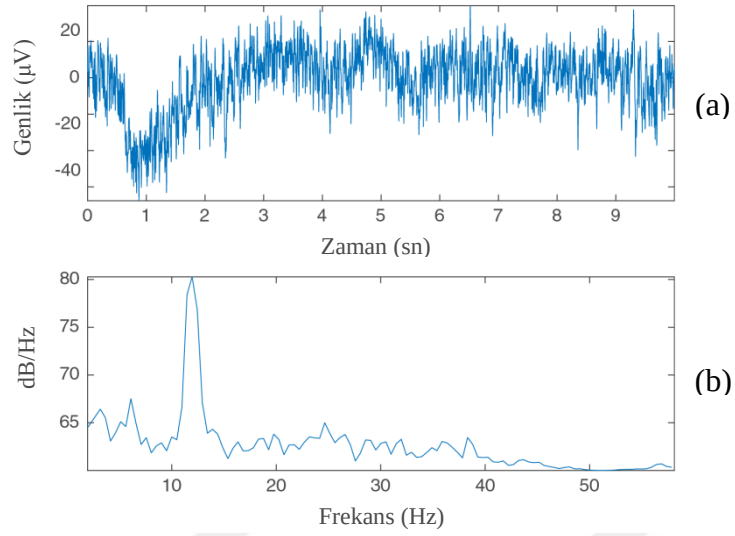
UM8 model kodlu uyarana ile yapılan deney kayıtlarının ortalamalarının ham hali ve uyarana odaklanılan 6 saniyelik kısmının (0 – 6 saniye) Welch metodu ile elde edilen güç spektral yoğunluklarına ait grafiklerde sunulmuştur.

Şekil 3.22(b)' de görüldüğü üzere 6 Hz'lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 6 Hz' de 80 db/Hz üzeri baskın alfa dalgası gözlenmektedir.



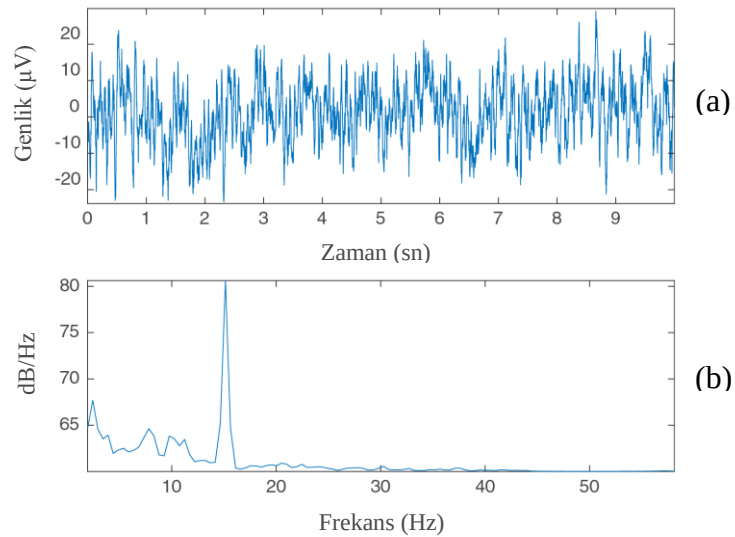
Şekil 3.22. UM8 kodlu 6 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

Şekil 3.23(b)' de görüldüğü üzere 12 Hz'lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 12 Hz' de 80 db/Hz civarı baskın beta dalgası gözlenmektedir.



Şekil 3.23. UM8 kodlu 12 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

Şekil 3.24(b)' de görüldüğü üzere 15 Hz'lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 15 Hz' de 80 db/Hz civarı beta dalgası gözlenmektedir.



Şekil 3.24. UM8 kodlu 15 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

3.1.9. UM9 Kodlu Uyarın Modeli için Analiz Sonuçları

UM9 kodlu modele sahip 6 Hz, 12 Hz ve 15 Hz’lik frekanslarda uyarana karşı bütün gönüllülerden elde edilen DHGUP cevabının, KKA metoduna göre, frekans tespiti ortalama doğruluk oranı ve ortalama BAH Tablo 3.10’ da verilmiştir.

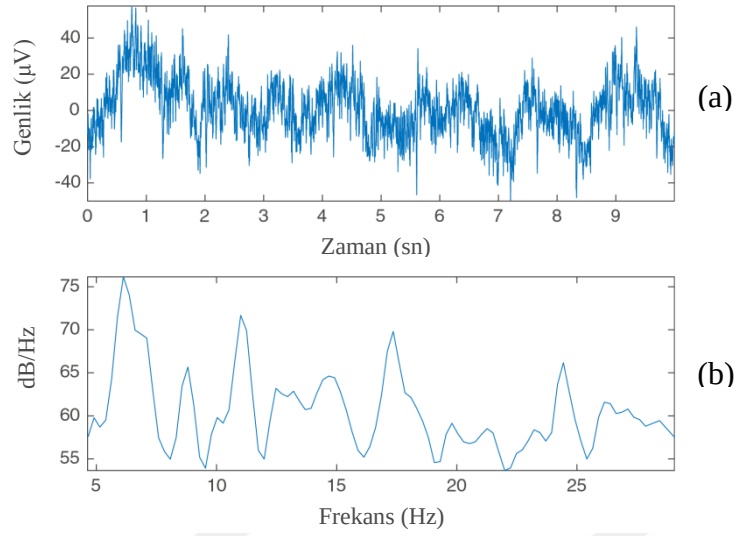
Tablo 3.10. UM9 kodlu uyarandaki EEG Analiz Bulguları

Uyarın Model Kodu	Duty Cycle Değeri (%)	Uyarın Sinyal Tipi	6 Hz Uyarana Bakışta		12Hz Uyarana Bakışta		15 Hz Uyarana Bakışta	
			Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)
UM9	60	Tip 2	80.73	25.4	87.5	29.68	86.46	28.99

Verilere göre 12 Hz frekansında yanıp sönen UM9 model kodlu uyarın ile yapılan deneylerde frekans tespiti ortalama doğruluk oranı ve BAH 6 Hz ve 15 Hz frekansındaki uyarınlara göre daha yüksek çıkmıştır.

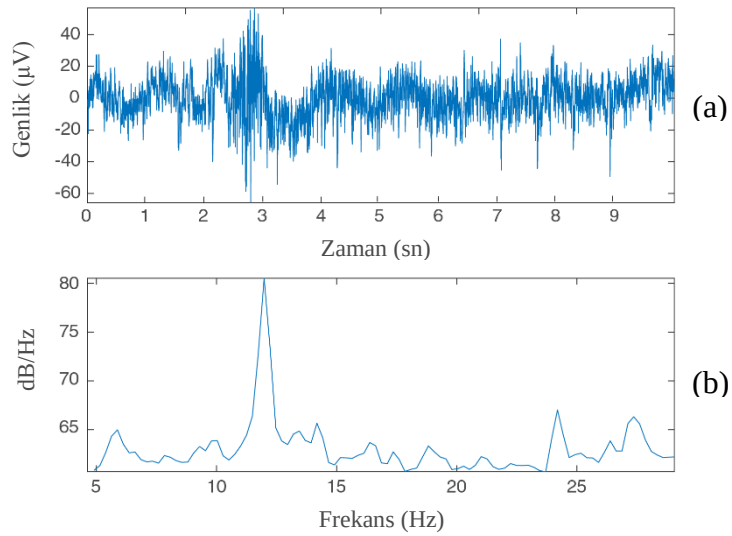
UM9 model kodlu uyarın ile yapılan deney kayıtlarının ortalamalarının ham hali ve uyarana odaklanılan 6 saniyelik kısmının (0 – 6 saniye) Welch metodu ile elde edilen güç spektral yoğunluklarına ait grafiklerde sunulmuştur.

Şekil 3.25(b)’ de görüldüğü üzere 6 Hz’lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 6 Hz’ de 75 db/Hz civarı baskın alfa dalgası gözlenmektedir.



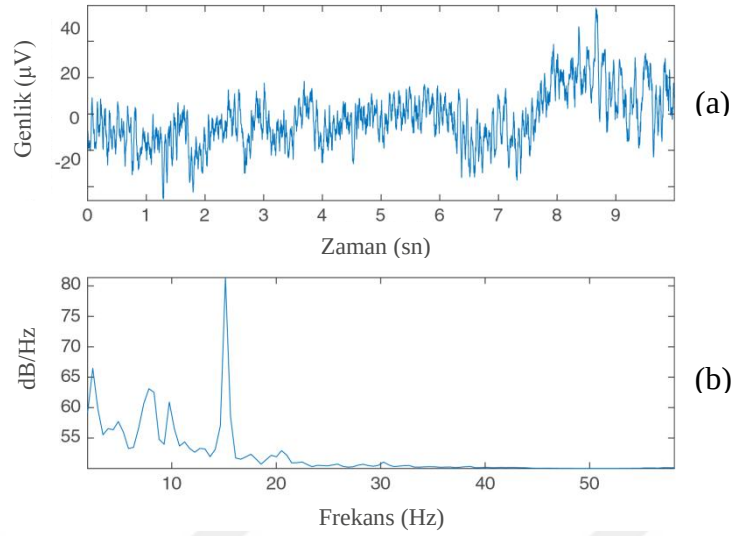
Şekil 3.25. UM9 kodlu 6 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman v domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

Şekil 3.26(b)' de görüldüğü üzere 12 Hz'lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 12 Hz' de 80 db/Hz civarı baskın beta dalgası gözlenmektedir.



Şekil 3.26. UM9 kodlu 12 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

Şekil 3.27(b)' de görüldüğü üzere 15 Hz'lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 15 Hz' de 80 db/Hz civarı beta dalgası gözlenmektedir.



Şekil 3.27. UM9 kodlu 15 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

3.1.10. UM10 Kodlu Uyarın Modeli için Analiz Sonuçları

UM10 kodlu modele sahip 6 Hz, 12 Hz ve 15 Hz’lik frekanslarda uyarana karşı bütün gönüllülerden elde edilen DHGUP cevabının, KKA metoduna göre, frekans tespiti ortalama doğruluk oranı ve BAH Tablo 3.11’de verilmiştir.

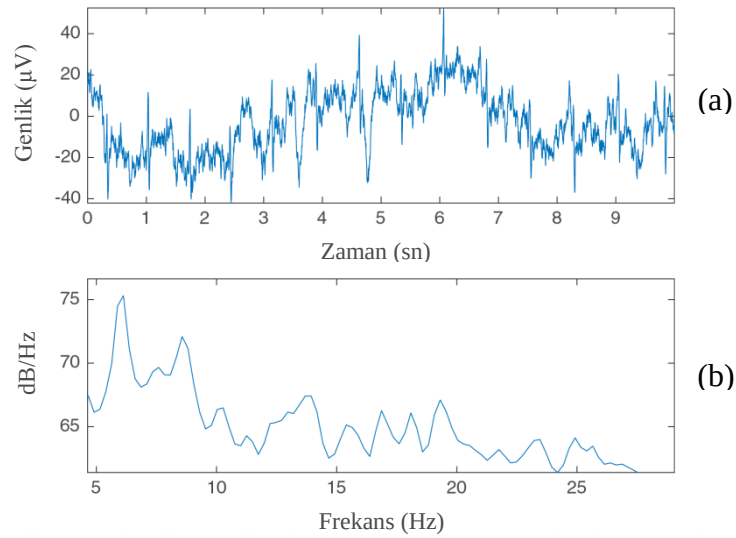
Tablo 3.11. UM10 kodlu uyarandaki EEG Analiz Bulguları

Uyarın Model Kodu	Duty Cycle Değeri (%)	Uyarın Sinyal Tipi	6 Hz Uyarana Bakışta		12Hz Uyarana Bakışta		15 Hz Uyarana Bakışta	
			Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)
UM10	80	Tip 2	78.65	24.18	81.77	26.03	82.29	26.34

Verilere göre 15 Hz frekansında yanıp sönen UM10 model kodlu uyarın ile yapılan deneylerde frekans tespiti ortalama doğruluk oranı ve BAH 6 Hz ve 12 Hz frekansındaki uyarınlara göre daha yüksek çıkmıştır.

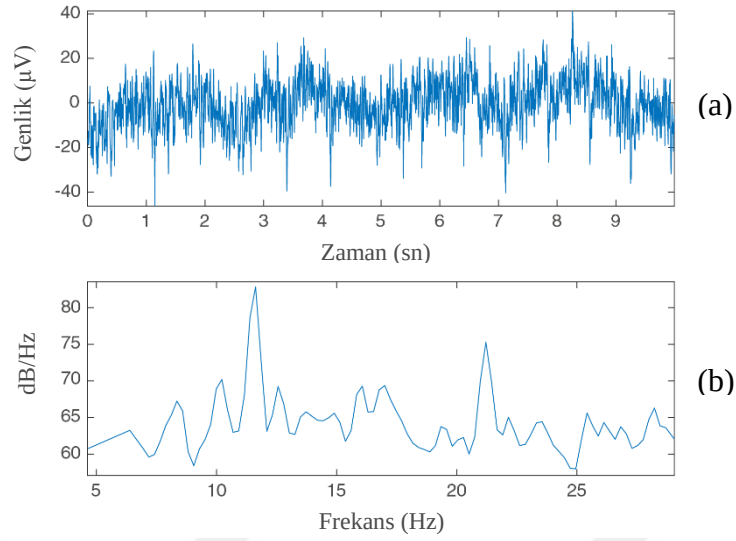
UM10 model kodlu uyarana ile yapılan deney kayıtlarının ortalamalarının ham hali ve uyarana odaklanılan 6 saniyelik kısmının (0 – 6 saniye) Welch metodu ile elde edilen güç spektral yoğunluklarına ait grafiklerde sunulmuştur.

Şekil 3.28(b)' de görüldüğü üzere 6 Hz'lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 6 Hz' de 75 db/Hz civarı baskın alfa dalgası gözlenmektedir.



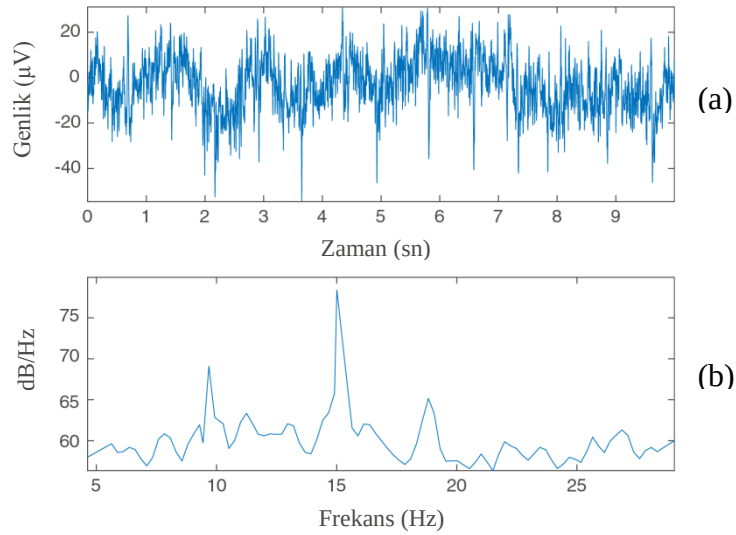
Şekil 3.28. UM10 kodlu 6 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

Şekil 3.29(b)' de görüldüğü üzere 12 Hz'lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 12 Hz' de 80 db/Hz üzeri baskın beta dalgası gözlenmektedir.



Şekil 3.29. UM10 kodlu 12 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

Şekil 3.30(b)'de görüldüğü üzere 15 Hz'lik uyarandaki O_z kanalından alınan kayıtların güç spektral analizinde 15 Hz' de 75 db/Hz üzeri beta dalgası gözlenmektedir.



Şekil 3.30. UM10 kodlu 15 Hz frekansa sahip uyaranda EEG sinyali zaman domenindeki grafiği (a) ve 0-6 saniye arasındaki kısmının frekans domenindeki grafiği (b)

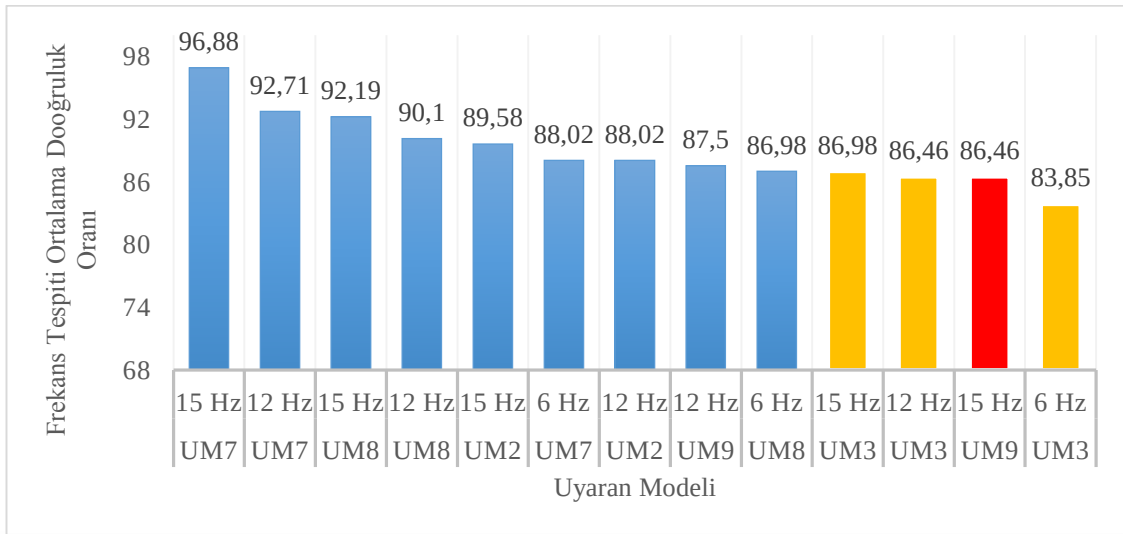
3.1.11. Uyarın Modelleri için Genişletilmiş Analiz Sonuçları

Uyarın modellerine göre 6 Hz, 12 Hz ve 15 Hz'lik frekanslarda yanıp sönen uyarına karşı bütün gönüllülerden elde edilen DHGUP cevabının analizini içeren Tablo 3.2 ile Tablo 3.11 arasındaki bütün bulgular incelendiğinde Tablo 3.12'deki gibi özet bir tablo verilmiştir.

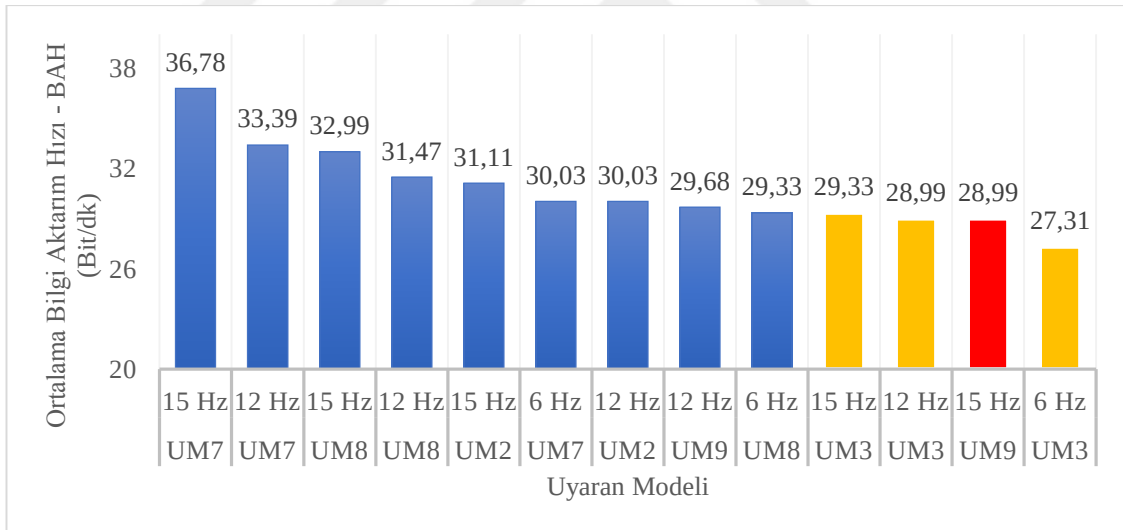
Tablo 3.12. Uyarın modelleri EEG analiz bulguları

Uyarın Model Kodu	Duty Cycle Değeri (%)	Uyarın Sinyal Tipi	6 Hz Uyarına Odaklanma		12Hz Uyarına Odaklanma		15 Hz Uyarına Odaklanma	
			Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)
UM1	20	Tip 1	75,52	22,41	76,04	22,7	79,17	24,48
UM2	40	Tip 1	82,81	26,66	88,02	30,03	89,58	31,11
UM3	50	Tip 1	83,85	27,31	86,46	28,99	86,98	29,33
UM4	60	Tip 1	77,60	23,57	82,29	26,34	82,81	26,66
UM5	80	Tip 1	77,08	23,28	80,73	25,4	80,21	25,09
UM6	20	Tip 2	72,92	20,99	78,13	23,88	79,69	24,78
UM7	40	Tip 2	88,02	30,03	92,71	33,39	96,88	36,78
UM8	50	Tip 2	86,98	29,33	90,10	31,47	92,19	32,99
UM9	60	Tip 2	80,73	25,4	87,50	29,68	86,46	28,99
UM10	80	Tip 2	78,65	24,18	81,77	26,03	82,29	26,34

Literatürde DHGUP tabanlı beyin bilgisayar arayüzü sistemlerinde en çok kullanılan %50 duty cycle değerinde ve tip 1 sinyale (sabit parlaklıktaki sinyal) sahip bu tez çalışmasında UM3 kodu ile belirtilen uyarandır. Tablo 3.12' daki veriler kapsamında, Şekil 3.31 ve Şekil 3.32' deki grafiklerde frekans tespiti ortalama doğruluk oranı ve ortalama bilgi aktarım hızlarının UM3 kodlu uyarına göre daha iyi sonuç veren diğer uyarın modelleri gösterilmektedir.

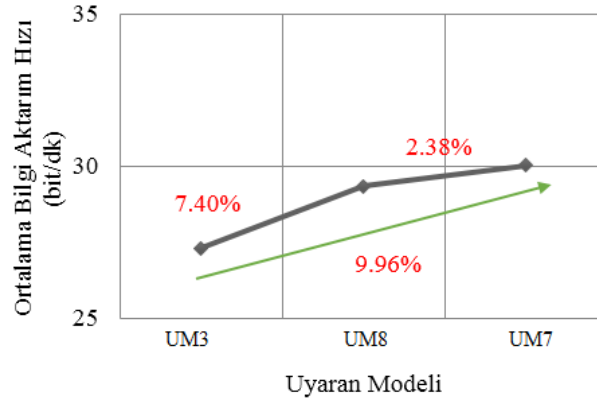


Şekil 3.31. Frekans tespiti ortalama doğruluk oranı yüksek olarak çıkan kayıtlarda kullanılan uyaran modelleri

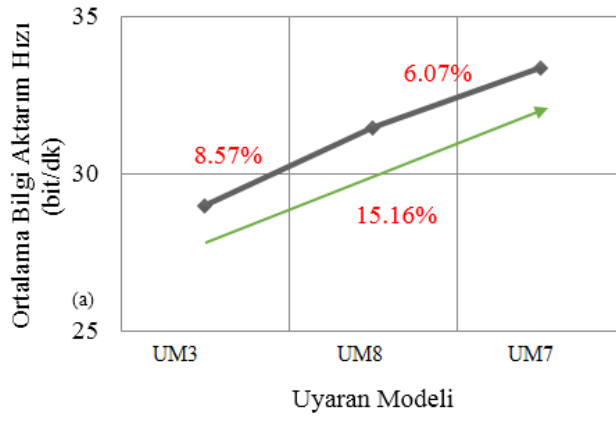


Şekil 3.32. Ortalama bilgi aktarım hızı yüksek olarak çıkan kayıtlarda kulla

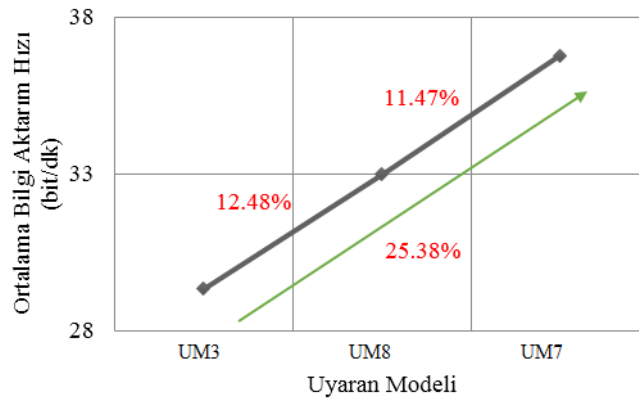
Ayrıca Şekil 3.33 (a), (b), (c)' de sırasıyla 6 Hz, 12 Hz ve 15 Hz' lik frekans ve literatürde en çok kullanılan uyaran (UM3), bu çalışmada geliştirilen tip 2 sinyal ve %50 duty cycle değerine sahip uyaran (UM8) ve deneyler sonucu en yüksek BAH elde edilen uyarana (UM7) odaklanıldığında elde edilen ortalama bilgi aktarım hızlarının iyileştirilme oranı verilmiştir.



(a)



(b)



(c)

Şekil 3.33. 6 Hz (a), 12 Hz (b) ve 15 Hz (c) frekansa sahip uyarana odaklanıldığında elde edilen ortalama bilgi aktarım hızının UM8 kodlu uyaranda UM3'e göre, UM7 kodlu uyaranda UM3 ve UM8'e göre iyileştirilme oranı

Bu tez çalışmasında “Tip 2” sinyal olarak nitelendirilen görsel uyarının zamana bağlı olarak parlaklığının değişmesiyle geliştirilen uyarılarla elde edilen sonuçlar,

literatürde yoğunlukla kullanılan bu tez çalışmasında “Tip 1” sinyal olarak nitelendirilen sabit parlaklığa sahip uyaranlara göre ortalama doğruluk oranı değişimleri ile ortalama bilgi aktarım hızı değişimleri Tablo 3.13’ de verilmiştir.

Tablo 3.13. Tip 1 sinyaldeki uyaranlara göre Tip 2 sinyaldeki uyaranların performansı

Duty Cycle Değeri	6 Hz Uyarana Bakışta		12Hz Uyarana Bakışta		15 Hz Uyarana Bakışta	
	Ortalama Doğruluk Oranındaki Değişim	Ortalama Bilgi Aktarım Hızındaki Değişim	Ortalama Doğruluk Oranındaki Değişim	Ortalama Bilgi Aktarım Hızındaki Değişim	Ortalama Doğruluk Oranındaki Değişim	Ortalama Bilgi Aktarım Hızındaki Değişim
20%	-3,44%	-6,34%	2,75%	5,20%	0,66%	1,23%
40%	6,29%	12,64%	5,33%	11,19%	8,15%	18,23%
50%	3,73%	7,40%	4,21%	8,55%	5,99%	12,48%
60%	4,03%	7,76%	6,33%	12,68%	4,41%	8,74%
80%	2,04%	3,87%	1,29%	2,48%	2,59%	4,98%

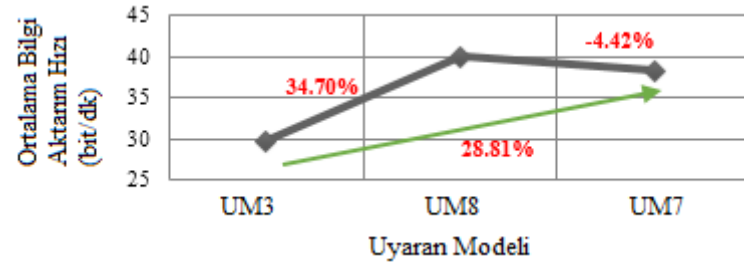
Tablo 3.13’ deki veriler ışığında, Tip 2 sinyal kullanılmasıyla ortalama bilgi aktarım hızı Tip 1 sinyale göre en çok olarak %18,23 geliştirilme oranı ve ortalama doğruluk oranı %8,15 geliştirilme oranı ile 15 Hz’lik frekansa ve %40’lık duty cycle değerine sahip uyarıda görülmüştür.

Ayrıca, Tablo 3.12 ve 3.13’ deki bütün bulgular incelendiğinde 15 Hz’ de yanıp sönen uyarılara karşılık meydana gelen DHGUP’ ların frekans tespiti ortalama doğruluk oranı ve ortalama bilgi aktarım hızı 6 Hz ve 12 Hz’ lik uyarılara göre daha iyi sonuç vermiştir. Bundan dolayı 15 Hz’ deki uyarılar için bütün gönüllülerin analiz sonuçları Tablo 3.14’ de verilmiştir.

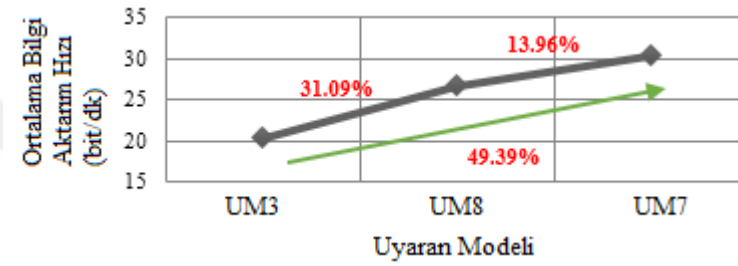
Tablo 3.14’ e göre; bazı gönüllüler bazı uyarı modellerinde %100 ortalama doğruluk oranına ulaşarak 40 bit/dakika ortalama bit aktarım hızına ulaşmışlardır. 2. gönüllü bütün uyarılarda diğer gönüllülere göre daha düşük değerlere sahiptir. Bu da gösteriyor ki, kişiden kişiye göre değişebilen özelliklere sahip adaptif beyin bilgisayar arayüzü sistemleri tasarlanabilir. Ayrıca Şekil 3.34’ de gönüllülerden elde edilen ortalama bilgi aktarım hızının UM8 kodlu uyarıya odaklanıldığında UM3’e göre, UM7 kodlu uyarıya odaklanıldığında UM3 ve UM8’e göre iyileştirilme oranı verilmiştir.

Tablo 3.14. 15 Hz frekansındaki uyaran modelleri için bütün gönüllülerin EEG analiz bulguları tablosu

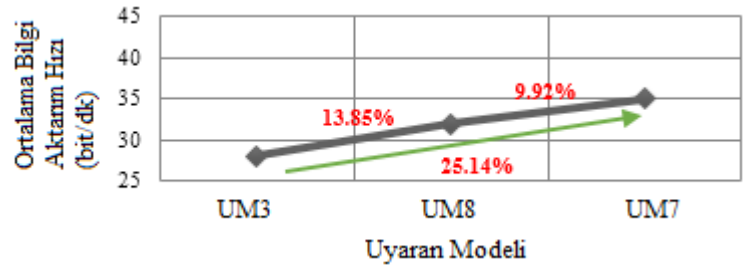
Uyaran Model Kodu	Gönüllü 1		Gönüllü 2		Gönüllü 3		Gönüllü 4		Gönüllü 5		Gönüllü 6		Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)
	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)		
UM1	78,65	24,18	67,19	17,22	80,21	25,09	85,94	28,65	81,77	26,03	81,25	25,71	79,17	24,48
UM2	88,02	30,03	76,56	20,68	88,54	30,39	98,96	38,76	93,75	34,19	91,67	32,61	89,58	31,11
UM3	87,50	29,68	74,48	20,34	84,90	27,98	94,79	35,01	91,67	32,61	88,54	30,39	86,98	29,33
UM4	80,73	25,40	71,88	19,43	84,38	27,65	90,10	31,47	87,50	29,68	82,29	26,34	82,81	26,66
UM5	79,69	24,78	68,23	17,62	82,81	26,66	86,98	29,33	84,90	27,98	78,65	24,18	80,21	25,09
UM6	79,17	24,48	68,23	17,62	84,38	27,65	86,46	28,99	81,77	26,03	78,13	23,88	79,69	24,78
UM7	98,44	38,23	88,54	30,39	94,79	35,01	100,00	40,00	99,48	39,33	100,00	40,00	96,88	36,78
UM8	100,00	40,00	82,81	26,66	90,63	31,85	94,27	34,60	93,23	33,78	92,19	32,99	92,19	32,99
UM9	84,90	27,98	77,60	23,00	88,02	30,03	91,15	32,23	89,58	31,11	87,50	29,68	86,46	28,99
UM10	81,25	25,71	73,44	20,70	84,38	27,65	86,98	29,33	85,94	28,65	81,77	26,03	82,29	26,34



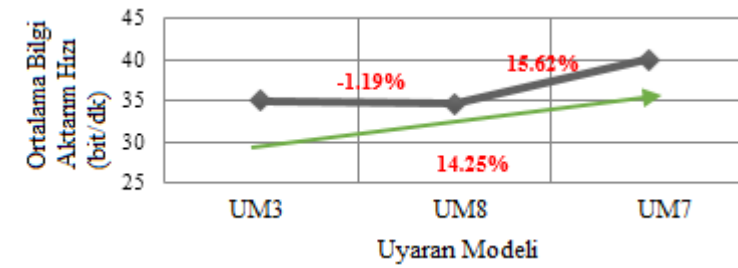
(a)



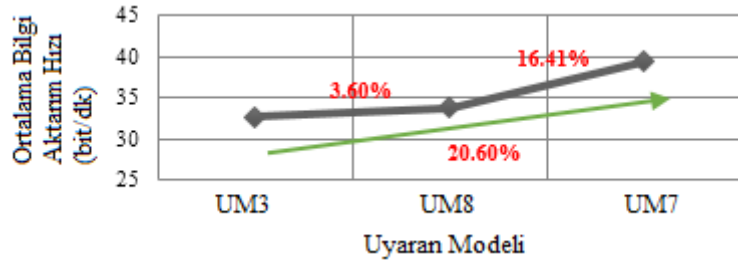
(b)



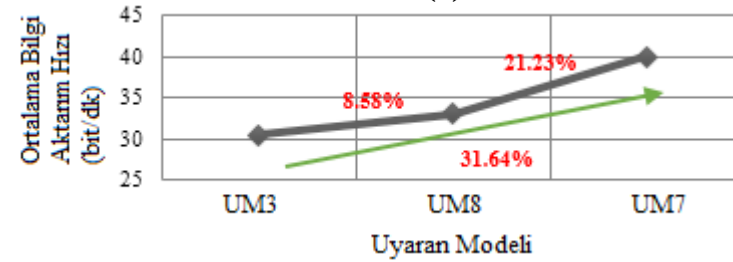
(c)



(d)



(e)



(f)

Şekil 3.34. Gönüllü 1 (a), Gönüllü 2 (b), Gönüllü 3 (c), Gönüllü 4 (d), Gönüllü 5 (e) ve Gönüllü 6 (f)'nin 15 Hz frekansa sahip uyarana odaklanıldığında elde edilen ortalama bilgi aktarım hızının UM8 kodlu uyaranda UM3'e göre, UM7 kodlu uyaranda UM3 ve UM8'e göre iyileştirilme oranı

2. gönüllüden elde edilen verilere dikkat edildiğinde en yüksek iyileştirme gözlenmektedir. Buna göre 2. gönüllüde, 15 Hz'lik frekans ve literatürde en çok kullanılan uyararı olan tip 1 sinyal ve %50 duty cycle değerindeki uyarıya (UM3) göre, bu çalışmada geliştirilen tip 2 sinyal ve %50 duty cycle değerine sahip uyarıya (UM8) ortalama BAH %31,09 iyileştirilmiştir. Ayrıca en yüksek BAH elde edilen tip 2 sinyal ve %40 duty cycle değerindeki uyarıya (UM7) BAH UM8 model kodlu uyarıya göre %13,96 ve en çok kullanılan UM3 model kodlu uyarıya göre %49,39 iyileştirilmiştir. En düşük iyileştirme oranına sahip 4. gönüllüden elde edilen veriler sırasıyla -(%1,19), %15,02 ve %14,25' tir. Bu duruma göre kişiye özel uyarı tercih edilerek adaptif beyin bilgisayar arayüzü sistemleri geliştirilebilir.

Ayrıca gönüllülerin Tablo 3.14' deki gösterilen her bir uyarı modeline karşılık gelen ortalama doğruluk oranı değeri için istatistiksel testlerden birisi olan ANOVA uygulanmış olup, önemli farklılıklar tespit edilmiştir ($p < 0.05$).

3.2. Sinyal Analiz Yöntemlerinin Kıyaslanması

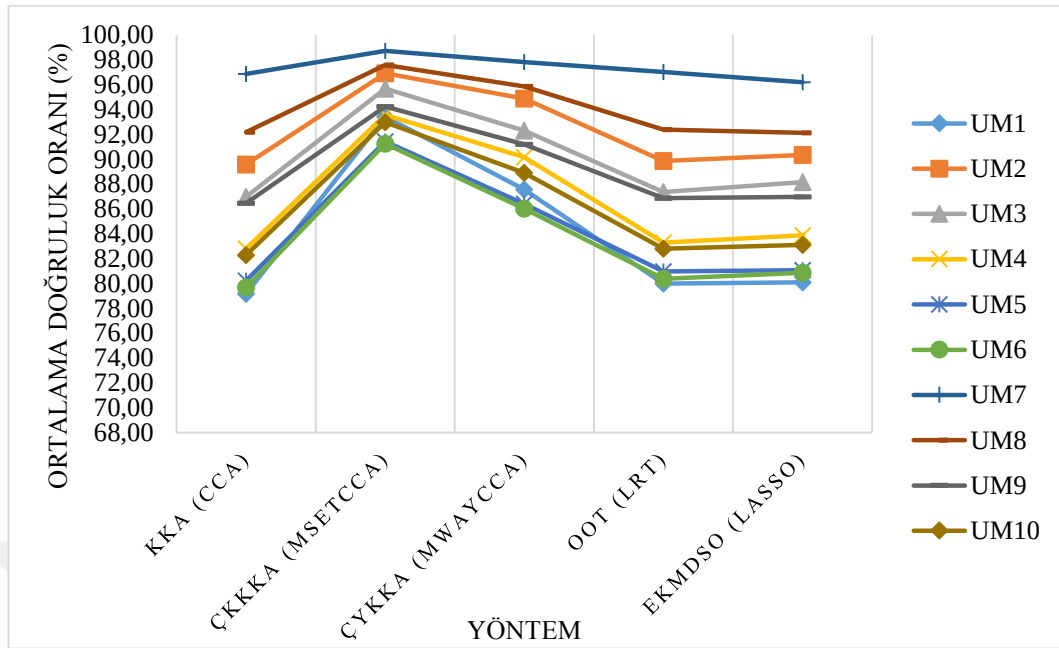
İdeal uyarı modellerini belirlemek için yapılan sinyal işlemi yöntemlerinden kanonik korelasyon analizi metodu sonucuna göre 15 Hz'lik uyarıdaki modellere karşılık gelen frekans tespiti doğruluk oranları daha yüksek çıkmıştır. Bundan dolayı DHGUP tabanlı beyin bilgisayar arayüzü sistemlerinde literatürde kullanılan sinyal analiz yöntemlerini kıyaslamasını bu frekanstaki kayıtlar için incelenmiştir. Elde edilen bulgular Tablo 3.15' de ve Şekil 3.35 ile Şekil 3.36' da verilmiştir.

Elde edilen bulgulara göre, ÇKKA metodu diğer yöntemlere göre daha üstün performanslı olarak gözükmektedir. En yüksek ortalama doğruluk oranı %98,72 değeri ile %40 duty cycle değerinde, Tip 2 sinyale sahip uyarı ile yapılan deney kayıtlarında görülmektedir.

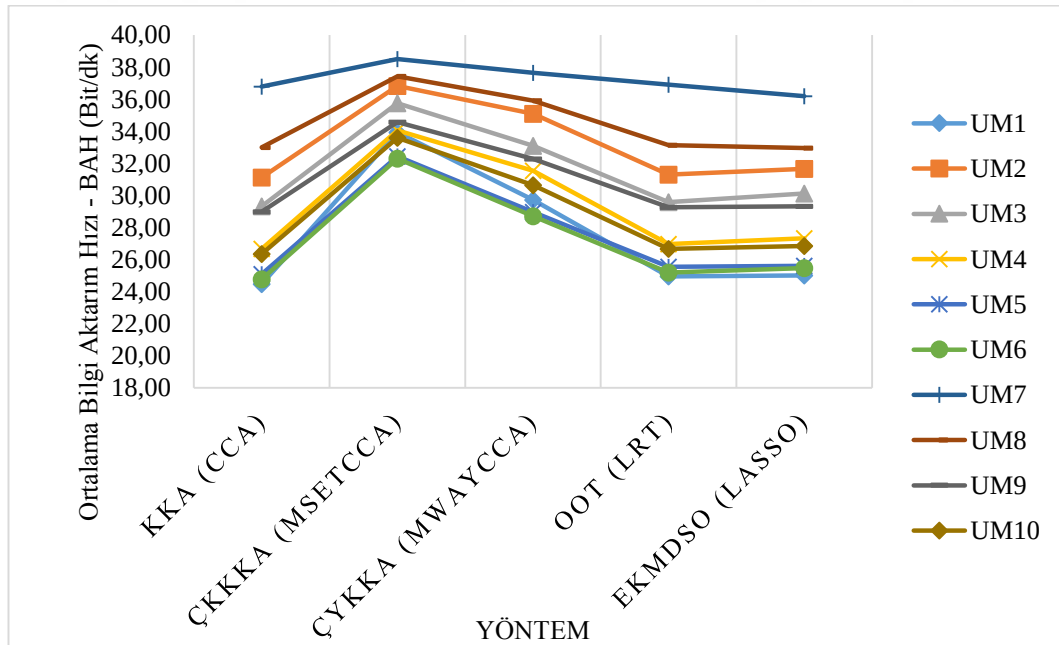
En düşük ortalama doğruluk oranı ise; KKA metoduna göre %79,17 değeri ile %20 duty cycle değerinde, Tip 1 sinyale sahip uyarı ile yapılan deney kayıtlarında görülmektedir.

Tablo 3.15. 15 Hz frekansında farklı modellerde uyarandaki deney kayıtlarının farklı sinyal analiz metotları ile analiz sonuç tablosu

Uyaran Model Kodu	Duty Cycle Değeri (%)	Uyaran Sinyal Tipi	KKA (CCA)		ÇKKKA (MsetCCA)		ÇKKKA (MwayCCA)		OOT (LRT)		EKMSO (LASSO)	
			Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)	Ortalama Doğruluk Oranı (%)	Ortalama BAH (bit/dk)
UM1	20	Tip 1	79,17	24,48	93,42	33,93	87,56	29,72	79,98	24,96	80,08	25,01
UM2	40	Tip 1	89,58	31,11	96,93	36,82	94,89	35,09	89,86	31,30	90,35	31,65
UM3	50	Tip 1	86,98	29,33	95,68	35,74	92,32	33,09	87,35	29,58	88,15	30,12
UM4	60	Tip 1	82,81	26,66	93,58	34,05	90,18	31,53	83,29	26,96	83,88	27,33
UM5	80	Tip 1	80,21	25,09	91,44	32,44	86,42	28,96	80,98	25,55	81,08	25,61
UM6	20	Tip 2	79,69	24,78	91,25	32,30	86,01	28,69	80,37	25,19	80,86	25,48
UM7	40	Tip 2	96,88	36,78	98,72	38,51	97,83	37,64	97,02	36,90	96,21	36,19
UM8	50	Tip 2	92,19	32,99	97,59	37,42	95,87	35,90	92,38	33,14	92,13	32,95
UM9	60	Tip 2	86,46	28,99	94,24	34,57	91,21	32,27	86,88	29,27	86,97	29,33
UM10	80	Tip 2	82,29	26,34	92,98	33,59	88,92	30,65	82,81	26,66	83,12	26,86



Şekil 3.35. 15 Hz frekansında farklı modellerde uyarandaki deney kayıtlarının farklı sinyal analiz metotları ile analizi sonucunda elde edilen frekans tespiti ortalama doğruluk oranı



Şekil 3.36 15 Hz frekansında farklı modellerde uyarandaki deney kayıtlarının farklı sinyal analiz metotları ile analizi sonucunda elde edilen ortalama bilgi aktarım hızı

4. BÖLÜM

TARTIŞMA – SONUÇ VE ÖNERİLER

4.1. Tez Çalışması Bulguları Üzerine Tartışma - Sonuç ve Öneriler

Durağan hal görsel uyarılmış potansiyel elde edilmesini sağlayan geniş kapsamlı uyaran programı geliştirilmiştir. Bu uyaran programı ile uyaran şekil biçimi, rengi, frekansı, boyutu, sayısı, duty cycle değeri, ekranda belirme süresi ve parlaklık ayarı tek bir platformda ayarlanabilmektedir.

Yapılan deneylerle elde edilen EEG kayıtlarının incelenmesiyle elde edilen bulgular ışığında aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır.

KKA metodunda w_x ağırlık vektörü ile DHGUP sinyalinin yoğun olduğu alanlar, beynin temporal, merkez, parietal, frontal ve oksipital alanlarına yerleştirilen 19 EEG kanalında taranmıştır. Beyin haritalaması neticesinde, oksipital alandaki yer alan O_1, O_z, O_2 EEG kanalları en yoğun DHGUP sinyalinin bulunduğu kanallar olarak yer almıştır.

Bu tez çalışmasında “tip 2” sinyal olarak nitelendirilen görsel uyarının zamana bağlı olarak parlaklığının değişmesiyle geliştirilen uyarılarla elde edilen sonuçlar, literatürde yoğunlukla kullanılan “tip 1” sinyal olarak nitelendirilen sabit parlaklığa sahip uyarılar kullanılarak yapılan deney sonuçlarına göre ortalama doğruluk oranı değişimleri ve ortalama BAH değişimleri incelendiğinde; 15 Hz’lik frekansa ve %40’lık duty cycle değerine sahip uyaranda ortalama BAH %18,23, ortalama doğruluk oranı %8,15 ile en yüksek oranda geliştirilmiştir. Diğer frekans ve duty cycle değerindeki uyarılar dışında sadece 6 Hz’lik uyaranda ve %20 duty cycle değerine sahip uyaran ile

yapılan deney sonucunda ise ortalama doğruluk oranındaki değişim tip 1 sinyale göre %3,44 oranında, ortalama BAH %6,34 oranında azalmıştır.

Tip 1 sinyaldeki 6 Hz'lik uyaran ile yapılan deneylerin sonucunda frekans tespiti ortalama doğruluk oranı ve ortalama BAH duty cycle değeri %50 iken görülürken, tip 2 sinyal ile yapılan deneylerin sonucunda en yüksek değerler %40 duty cycle değerinde görülmüştür.

Tip 1 ve Tip 2 sinyallerdeki 12 Hz'lik ve 15 Hz'lik uyaranlar ile yapılan deneylerin sonucunda frekans tespiti ortalama doğruluk oranı ve ortalama BAH duty cycle değeri %40 iken görülmüştür.

6 Hz, 12 Hz ve 15 Hz frekansa sahip uyaranlar ile yapılan deneylerin sonucunda aynı frekanstaki uyaranlar kendi içinde değerlendirildiğinde en düşük frekans tespiti ortalama doğruluk oranı ve ortalama BAH duty cycle değeri %20 iken bulunmuştur.

15 Hz ile yapılan deneylerin sonucunda elde edilen frekans tespiti ortalama doğruluk oranı ve ortalama BAH 6 Hz ve 12 Hz'e göre daha yüksek bulunmuştur.

Ayrıca tip 1 sinyal ve %50 duty cycle değerindeki uyaranlara karşı daha iyi performanslı sonuç veren, bu tez çalışmasında geliştirilen farklı uyaran modelleri Şekil 3.31 ve Şekil 3.31' deki grafiklerde görüldüğü gibi, %40 duty cycle veya tip 2 sinyallerde bulunmuştur.

6 Hz'lik frekans ve literatürde en çok kullanılan uyaran olan tip 1 sinyal ve %50 duty cycle değerindeki uyarana (UM3) göre, bu çalışmada geliştirilen tip 2 sinyal ve %50 duty cycle değerine sahip uyaranda (UM8) ortalama BAH %7,40 iyileştirilmiştir. Ayrıca en yüksek BAH elde edilen tip 2 sinyal ve %40 duty cycle değerindeki uyaranda (UM7) BAH UM8 model kodlu uyarana göre %2,38 ve en çok kullanılan UM3 model kodlu uyarana göre %9,96 iyileştirilmiştir.

12 Hz'lik frekans ve literatürde en çok kullanılan uyaran olan tip 1 sinyal ve %50 duty cycle değerindeki uyarana (UM3) göre, bu çalışmada geliştirilen tip 2 sinyal ve %50 duty cycle değerine sahip uyaranda (UM8) ortalama BAH %8,57 iyileştirilmiştir. Ayrıca en yüksek BAH elde edilen tip 2 sinyal ve %40 duty cycle değerindeki uyaranda

(UM7) BAH UM8 model kodlu uyarana göre %6,07 ve en çok kullanılan UM3 model kodlu uyarana göre %15,16 iyileştirilmiştir.

15 Hz'lik frekans ve literatürde en çok kullanılan uyaran olan tip 1 sinyal ve %50 duty cycle değerindeki uyarana (UM3) göre, bu çalışmada geliştirilen tip 2 sinyal ve %50 duty cycle değerine sahip uyaranda (UM8) ortalama BAH %12,48 iyileştirilmiştir. Ayrıca en yüksek BAH elde edilen tip 2 sinyal ve %40 duty cycle değerindeki uyaranda (UM7) BAH UM8 model kodlu uyarana göre %11,47 ve en çok kullanılan UM3 model kodlu uyarana göre %25,38 iyileştirilmiştir.

Literatürde DHGUP tabanlı beyin bilgisayar arayüzü sistemlerinde genellikle kullanılan tip 1 sinyal ve %50 duty cycle değeri 15 Hz'lik frekans için ortalama bit aktarım hızı %40 duty cycle ve tip 2 sinyal de %25,38 iyileştirilerek bu tez çalışmasında yapılan deneyler arasındaki en yüksek iyileştirme oranı yakalanmıştır.

Sinyallerin Welch metodu ile analizi neticesinde, KKA ile yüksek bulunan frekans tespiti ortalama doğruluk oranı değerlerinde, sinyalin ilgili frekanstaki güç spektral yoğunluğu diğer frekans değerlerine göre anlamlı olarak farklı bulunmuştur.

Sinyallerin analizinde farklı metotlar incelendiğinde en yüksek performansa sahip değerler ÇKKKA metodu kullanıldığında görülmüştür.

Metotların kıyaslanmasında sadece bir EEG kanalının verilerine göre değerlendirildiğinden EKMSO (LASSO) analizi neticesinde bulunan sonuçlar KKA metoduna göre daha yüksek bulunmuştur. Ancak diğer kanallar da hesaplama katılırsa anlamlı olarak sonuçlar daha düşük çıkmaktadır.

Bu tez çalışmasındaki deneylerde 10 kişi katılmış olup, 4 katılımcısının EEG kayıtları analiz edildiğinde istatistiksel olarak kayıt sırasındaki gürültülerin yüksek olması nedeniyle bu kayıtlar kullanılmamıştır. Deney sonuçlarına 6 katılımcının kayıtları etkilemiştir. Gönüllü sayısı çeşitli yaş gruplarından kişilerle artırılabilir.

Deneylerin tümü sağlıklı bireyler üzerinde gerçekleştirilmiştir. Beyin bilgisayar arayüzü sistemlerinin sağlık alanında kullanılan bölümü göz önünde bulundurularak hasta bireylerde deneylere katılabilir.

EEG kayıtlarından özelliklerin çıkarılmasında, bu tez çalışmasında frekans domeni özellikleri kullanılmıştır. Zaman domeni ve / veya uzaysal domene ait özellikler çıkarılarak sinyaller araştırılabilir.

Bu tez çalışmasındaki deneyler gerçek zamanlı bir beyin bilgisayar arayüzü sistemi ile yapılabilir.

Bu tez çalışması ile elde edilen bilgiler, literatüre DHGUP tabanlı beyin bilgisayar arayüzü sistem tasarımları için optimum uyaran tipi belirlemede bir yol gösterici olarak kazandırılmıştır.

Tasarlanacak olan beyin bilgisayar arayüzü sistemleri için sinyal analiz metotları kıyaslanarak en iyi performanslı yöntemler ortaya konmuştur.

Bu tez çalışması ile birlikte elde edilen deneyim ve bilgi birikimi sayesinde, gerçek zamanlı bir beyin bilgisayar arayüzü sistemi tasarlanabilir.

KAYNAKLAR

1. Cipresso, P., Carelli, L., Solca, F., Meazzi, D., Meriggi, P., Poletti, B., Riva, G., 2012. The use of P300-based BCIs in amyotrophic lateral sclerosis: from augmentative and alternative communication to cognitive assessment. **Brain and behavior**, 2(4): 479-498.
2. Vidal, J.J., 1973. Toward direct brain-computer communication. **Annual review of Biophysics and Bioengineering**, 2(1): 157–180.
3. Dennett, D.C., 1992. Consciousness Explained. Back Bay Books Lippincott Williams & Wilkins, USA, 493 pp.
4. Fetz, E.E., 1969. Operant conditioning of cortical unit activity. **Science**, 163(3870): 955–958.
5. Elbert, T., Rockstroh, B., Lutzenberger, W., Birbaumer, N., 1980. Biofeedback of slow cortical potentials. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, 48(3): 293–301.
6. Farwell, L.A., Donchin, E., 1988. Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, 70(6): 510–523.
7. Kuhlman, W.N. 1978. EEG feedback training: enhancement of somatosensory cortical activity. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, 45(2): 290–294.
8. Wolpaw, J.R., McFarland, D.J. 1994. Multichannel EEG-based brain-computer communication. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, 90(6): 444–449.
9. Wolpaw, J.R., McFarland, D.J., Neat, G.W., Forneris, C.A., 1991. An EEG-based brain-computer interface for cursor control. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, 78(3): 252–259.
10. Wolpaw, J. R., & McFarland, D. J., 2004. Control of a two-dimensional movement signal by a noninvasive brain-computer interface in humans. **Proceedings of the**

National Academy of Sciences of the United States of America, **101**(51): 17849-17854.

11. Hochberg L.R., Serruya M.D., Friehs G.M., 2006. Neuronal ensemble control of prosthetic devices by a human with tetraplegia. **Nature**, **442**(7099): 164–171.

12. Shih, J. J., Krusienski, D. J., Wolpaw, J. R., 2012. Brain-computer interfaces in medicine. **In Mayo Clinical Proceedings** **87**(3): 268-279).

13. Parent, A., Carpenter, M.B., 1995. Carpenter's Human Neuroanatomy. Williams & Wilkins, 2171 pp.

14. Azevedo, F. A., Carvalho, L. R., Grinberg, L. T., Farfel, J. M., Ferretti, R. E., Leite, R. E., Herculano-Houzel, S., 2009. Equal numbers of neuronal and nonneuronal cells make the human brain an isometrically scaled-up primate brain. **Journal of Comparative Neurology**, **513**(5): 532-541.

15. Kaplan, E., 2003. The M, P and K path way of the primate visual system, pp. 481-483. In: The Visual Neuroscience, Chalupa LN Edition MIT Press, Cambridge.

16. Croner, L. J., Kaplan, E., 1995. Receptive fields of P and M ganglion cells across the primate retina. **Vision research**, **35**(1): 7-24.

17. Kaplan, E., & Shapley, R. M., 1986. The primate retina contains two types of ganglion cells, with high and low contrast sensitivity. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, **83**(8): 2755-2757.

18. Hendry, S. H., Reid, R.C., 2000. The koniocellular pathway in primate vision. **Annual Review of Neuroscience**, **23**(1): 127-153.

19. Schalk, G., Leuthardt, E.C., 2011. Brain-computer interfaces using electrocorticographic signals. **IEEE Reviews in Biomedical Engineering**, **4**: 140-154.

20. Wilson, J. A., Felton, E. A., Garell, P. C., Schalk, G., Williams, J. C., 2006. ECoG factors underlying multimodal control of a brain-computer interface. **IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering**, **14**(2): 246-250.

21. Felton, E. A., Wilson, J. A., Radwin, R. G., Williams, J. C., Garell, P. C., 2005. Electrocorticogram-Controlled Brain-Computer Interfaces in Patients with Temporary Subdural Electrode Implants: 886. **Neurosurgery**, **57**(2): 425.
22. Wang, W., Collinger, J. L., Degenhart, A. D., Tyler-Kabara, E. C., Schwartz, A. B., Moran, D. W., Kelly, J.W., 2013. An electrocorticographic brain interface in an individual with tetraplegia. **PloS one**, **8**(2): e55344.
23. Ogawa, S., Lee, T. M., Kay, A. R., Tank, D.W., 1990. Brain magnetic resonance imaging with contrast dependent on blood oxygenation. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, **87**(24): 9868-9872.
24. Howseman, A. M., Bowtell, R.W., 1999. Functional magnetic resonance imaging: imaging techniques and contrast mechanisms. **Philosophical Transactions of the Royal Society of London B: Biological Sciences**, **354**(1387): 1179-1194.
25. Yoo, S. S., Fairney, T., Chen, N. K., Choo, S. E., Panych, L. P., Park, H., Jolesz, F.A., 2004. Brain-computer interface using fMRI: spatial navigation by thoughts. **Neuroreport**, **15**(10): 1591-1595.
26. Coyle, S., Ward, T., Markham, C., McDarby, G., 2004. On the suitability of near-infrared (NIR) systems for next-generation brain-computer interfaces. **Physiological Measurement**, **25**(4): 815–822.
27. Sitaram, R., Zhang, H., Guan, C., Thulasidas, M., Hoshi, Y., Ishikawa, A., Birbaumer, N., 2007. Temporal classification of multichannel near-infrared spectroscopy signals of motor imagery for developing a brain-computer interface. **NeuroImage**, **34**(4): 1416-1427.
28. Naito M., Michioka Y., Ozawa K., Ito Y., Kiguchi M., Kanazawa T., 2007. A communication means for totally locked-in ALS patients based on changes in cerebral blood volume measured with near-infrared light. **EICE Transactions on Information and Systems**, **90**(7): 1028-1037.

29. Kauhanen, L., Nykopp, T., Lehtonen, J., Jylanki, P., Heikkonen, J., Rantanen, P., Sams, M., 2006. EEG and MEG brain-computer interface for tetraplegic patients. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, **14**(2): 190-193.
30. Mellinger, J., Schalk, G., Braun, C., Preissl, H., Rosenstiel, W., Birbaumer, N., Kübler, A., 2007. An MEG-based brain-computer interface (BCI). **Neuroimage**, **36**(3): 581-593.
31. Avoli, M., 2004. Pierre Gloor (1923–2003): an appreciation. **Epilepsia**, **45**(7): 882-886.
32. Grass, A. M., Gibbs, F. A., 1938. A Fourier transform of the electroencephalogram. **Journal of Neurophysiology**, **1**(6): 521-526.
33. Jasper, H., 1958. Report of the committee on methods of clinical examination in electroencephalography. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, **10**: 370-375.
34. Garcia, G., 2008. High frequency SSVEPs for BCI applications. In Computer-Human Interaction.
35. Yijun, W., Ruiping, W., Xiaorong, G., Shangkai, G., 2005. Brain-computer interface based on the high-frequency steady-state visual evoked potential. **In Proceedings First International Conference on Neural Interface and Control**, 37-39.
36. Hughes J.R., 1994. EEG in Clinical Practice. American, Butterworth-Heinemann Publishing Company, USA, 256 pp.
37. Kirmizi-Alsan, E., Bayraktaroglu, Z., Gurvit, H., Keskin, Y.H., Emre, M., Demiralp, T.O., 2006. Comparative analysis of event-related potentials during Go/NoGo and CPT: decomposition of electrophysiological markers of response inhibition and sustained attention. **Brain research**, **1104**(1): 114-128.
38. Kisley, M. A., Cornwell, Z.M., 2006. Gamma and beta neural activity evoked during a sensory gating paradigm: effects of auditory, somatosensory and cross-modal stimulation. **Clinical Neurophysiology**, **117**(11): 2549-2563.

39. Kanayama, N., Sato, A., Ohira, H., 2007. Crossmodal effect with rubber hand illusion and gamma-band activity. **Psychophysiology**, **44**(3): 392-402.
40. Mason, S. G., Birch, G.E., 2000. A brain-controlled switch for asynchronous control applications. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, **47**(10): 1297-1307.
41. Schlögl, A., Kronegg, J., Kronegg, Huggins, J., Mason, S., 2007. Evaluation criteria for BCI research, pp. 327-342 *In: Toward brain-computer interfacing* (Eds: G. Dornhege, J.R. Millán, T. Hinterberger, D.J. McFarland, and K.R. Müller). MIT Press, Cambridge.
42. McFarland, D. J., Sarnacki, W. A., Wolpaw, J. R., 2003. Brain–computer interface (BCI) operation: optimizing information transfer rates. **Biological psychology**, **63**(3): 237-251.
43. Blankertz, B., Dornhege, G., Krauledat, M., Müller, K. R., Curio, G., 2007. The non-invasive Berlin brain–computer interface: fast acquisition of effective performance in untrained subjects. **NeuroImage**, **37**(2): 539-550.
44. Friman, O., Volosyak, I., Graser, A., 2007. Multiple channel detection of steady-state visual evoked potentials for brain-computer interfaces. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, **54**(4), 742-750.
45. Gao, X., Xu, D., Cheng, M., Gao, S., 2003. A BCI-based environmental controller for the motion-disabled. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, **11**(2): 137-140.
46. Bin, G., Gao, X., Yan, Z., Hong, B., Gao, S., 2009. An online multi-channel SSVEP-based brain–computer interface using a canonical correlation analysis method. **Journal of neural engineering**, **6**(4): 046002.
47. Kübler, A., Birbaumer, N., 2008. Brain–computer interfaces and communication in paralysis: extinction of goal directed thinking in completely paralysed patients?. **Clinical neurophysiology**, **119**(11): 2658-2666.

48. Niedermeyer, E., 2004. The Normal EEG of the Waking Adult, pp. 167-192. *In: Electroencephalography: Basic principles, clinical applications, and related fields*, (Eds: E. Niedermeyer, F.H.L. da Silva). Williams and Wilkins, Baltimore.
49. Fries, P., Nicolic, D. 2007. W. Singer: The gamma cycle, **Trends Neuroscience**, **30**(7): 309-316.
50. Singer, W., 1999. Neuronal synchrony: a versatile code for the definition of relations?. **Neuron**, **24**(1): 49-65.
51. Fisch, BJ., 1999. Fisch and Spehlmann's third revised and enlarged EEG primer. Elsevier, Amsterdam, 642 pp.
52. Kozelka, J. W., Pedley, T.A., 1990. Beta and mu rhythms. **Journal of Clinical Neurophysiology**, **7**(2): 191-208.
53. Pfurtscheller, G., Aranibar, A., 1977. Event-related cortical desynchronization detected by power measurements of scalp EEG. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, **42**(6): 817-826.
54. Pfurtscheller, G., Da Silva, F.L., 1999. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. **Clinical Neurophysiology**, **110**(11): 1842-1857.
55. Pfurtscheller, G., 1999. EEG event-related desynchronization (ERD) and event-related synchronization (ERS), pp. 958–967. *In: Electroencephalography: Basic principles, clinical applications, and related fields*, (Eds: E. Niedermeyer, F.H.L. da Silva). Williams and Wilkins, Baltimore.
56. Pfurtscheller, G., Neuper, C., 1997. Motor imagery activates primary sensorimotor area in humans. **Neuroscience letters**, **239**(2): 65-68.
57. Pfurtscheller, G., Neuper, C., Guger, C., Harkam, W. A. H. W., Ramoser, H., Schlogl, A., Pregenzer, M.A.P.M., 2000. Current trends in Graz brain-computer interface (BCI) research. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, **8**(2): 216-219.

58. Ortner, R., Irimia, D. C., Scharinger, J., Guger, C., 2012. A motor imagery based brain-computer interface for stroke rehabilitation. **Stud Health Technol Inform**, **181**: 319-323.
59. Pfurtscheller, G., Neuper, C., 2001. Motor imagery and direct brain-computer communication. **Proceedings of the IEEE**, **89**(7): 1123-1134.
60. Da Silva, F.H.L., 2004. Event-related potentials: Methodology and quantification, pp. 991-1002. *In: Electroencephalography: Basic principles, clinical applications, and related fields*, (Eds: E. Niedermeyer, F.H.L. da Silva). Williams and Wilkins, Baltimore.
61. Hillyard, S. A., Anllo-Vento, L., 1998. Event-related brain potentials in the study of visual selective attention. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, **95**(3): 781-787.
62. Birbaumer, N., 1997. Slow cortical potentials: their origin, meaning, and clinical use, pp.25-39. *In: Brain and behavior past, present, and future*, (Eds: G.J.M. van Boxtel, K.B.E. Bocker), Tilburg Univ Press, Tilburg.
63. Rockstroh, B., 1989. *Slow Cortical Potentials And Behaviour*. Urban and Schwarzenberg, Baltimore, 267 pp.
64. Birbaumer, N., Elbert, T., Canavan, A. G., Rockstroh, B., 1990. Slow potentials of the cerebral cortex and behavior. **Physiological reviews**, **70**(1): 1-41.
65. Krepki, R., Blankertz, B., Curio, G., Müller, K.R., 2007. The Berlin Brain-Computer Interface (BBCI)—towards a new communication channel for online control in gaming applications. **Multimedia Tools and Applications**, **33**(1): 73-90.
66. Kubler, A., Kotchoubey, B., Kaiser, J., Wolpaw, J., Birbaumer, N., 2001. Brain-computer communication: Unlocking the locked-in. **Psychol Bull**, **127**(3): 358–375
67. Polich, J., 2007. Updating P300: an integrative theory of P3a and P3b. **Clinical Neurophysiology**, **118**(10): 2128-2148.
68. Sutton, S., Braren, M., Zubin, J., John, E.R., 1965. Evoked-potential correlates of stimulus uncertainty. **Science**, **150**(3700): 1187-1188.

69. Walter, W., Cooper, R., Aldridge, V. J., McCallum, W. C., Winter, A. L., 1964. Contingent negative variation: an electric sign of sensori-motor association and expectancy in the human brain. **Nature**, **203**: 380-384.
70. Donchin, E., Ritter, W., McCallum, W. C., 1978. Cognitive psychophysiology: The endogenous components of the ERP. Event-related brain potentials in man, pp. 349-411. *In*: Brain-event related potentials in man (Eds. P. Callaway, P. Tueting, S. Koslow). Academic, New York.
71. Pritchard, W. S., 1981. Psychophysiology of P300. **Psychological bulletin**, **89**(3): 506.
72. L. Farwell, L. A., Donchin, E., 1988. Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials. **Electroencephalography and clinical Neurophysiology**, **70**(6): 510-523.
73. Sellers, E. W., Krusienski, D. J., McFarland, D. J., Vaughan, T. M., Wolpaw, J. R. 2006. A P300 event-related potential brain-computer interface (BCI): the effects of matrix size and inter stimulus interval on performance. **Biological psychology**, **73**(3): 242-252.
74. Guger, C., Daban, S., Sellers, E., Holzner, C., Krausz, G., Carabalona, R., Edlinger, G. 2009. How many people are able to control a P300-based brain-computer interface (BCI)?. **Neuroscience letters**, **462**(1): 94-98.
75. Vaughan, T. M., Sellers, E. W., McFarland, D. J., Carmack, C. S., Brunner, P., Fudrea, P. A., Krusienski, D. J. 2007. Daily use of an EEG-based brain-computer interface by people with ALS: technical requirements and caretaker training. **Abstract Viewer/Itinerary Planner Society for Neuroscience**, Program No. 414.6.
76. Celesia, G.G., Peachey, N.S., 2004. Visual Evoked Potentials and Electroretinograms, pp. 1017-1043. *In*: E. Niedermeyer and F.H.L da Silva (Eds.), *Electroencephalography: Basic principles, clinical applications, and related fields*. Williams and Wilkins, Baltimore.
77. Regan, D., 1977. Steady-state evoked potentials. **JOSA**, **67**(11): 1475-1489.

78. Sutter, E.E., 1992. The brain response interface: communication through visually-induced electrical brain responses. **Journal of Microcomputer Applications**, 15(1): 31-45.
79. Vidal, J. J., 1973. Toward direct brain-computer communication. **Annual review of Biophysics and Bioengineering**, 2(1): 157-180.
80. Vidal, J. J., 1977. Real-time detection of brain events in EEG. **Proceedings of the IEEE**, 65(5): 633-641.
81. Allison, B. Z., McFarland, D. J., Schalk, G., Zheng, S. D., Jackson, M. M., Wolpaw, J. R., 2008. Towards an independent brain-computer interface using steady state visual evoked potentials. **Clinical neurophysiology**, 119(2): 399-408.
82. Muller-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.
83. Zhu, D., Bieger, J., Molina, G. G., Aarts, R. M., 2010. A survey of stimulation methods used in SSVEP-based BCIs. **Computational Intelligence And Neuroscience**, 1: 1–12.
84. Regan, D., 1989. Human Brain Electrophysiology: Evoked Potentials and Evoked Magnetic Fields in Science and Medicine. Elsevier, Amsterdam, 1913 pp.
85. Calhoun, G. L., McMillan, G. R., 1996. EEG-based control for human-computer interaction, pp. 4-9. *HICS '96, 3rd Annual Symposium on Human Interaction with Complex Systems*, August 1996, Dayton, Ohio, USA.
86. Ming, C., Shangkai, G., 1999. An EEG-based cursor control system, pp. 669. *BMES/EMBS '99, 21st Annual Conference and the 1999 Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society*, 1999.
87. Beverina, F., Palmas, G., Silvoni, S., Piccione, F., Giove, S., 2003. User adaptive BCIs: SSVEP and P300 based interfaces. **PsychNology Journal**, 1(4): 331-354.

88. Huang, M., Wu, P., Liu, Y., Bi, L., Chen, H., 2008. Application and contrast in brain-computer interface Between hilbert-huang transform and wavelet transform, pp.1706-1710. *ICYCS 2008, The 9th International Conference In Young Computer Scientists*, 2008.
89. Parini, S., Maggi, L., Turconi, A. C., Andreoni, G., 2009. A robust and self-paced BCI system based on a four class SSVEP paradigm: algorithms and protocols for a high-transfer-rate direct brain communication. **Computational Intelligence and Neuroscience**, 2009: 1-11
90. Gao, X., Xu, D., Cheng, M., Gao, S. 2003. A BCI-based environmental controller for the motion-disabled. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, **11**(2): 137-140.
91. Regan, D., 1966. "An effect of stimulus colour on average steadystate potentials evoked in man," **Nature**, **210**(5040): 1056–1057.
92. Duszyk, A., Bierzyńska, M., Radzikowska, Z., Milanowski, P., Kuś, R., Suffczyński, P., Durka, P. 2014. Towards an optimization of stimulus parameters for brain-computer interfaces based on steady state visual evoked potentials. **PloS one**, **9**(11): e112099.
93. Diez, P. F., Mut, V. A., Perona, E. M. A., Leber, E. L., 2011. Asynchronous BCI control using high-frequency SSVEP. **Journal Of Neuroengineering and Rehabilitation**, **8**(1): 1.
94. Shyu, K. K., Lee, P. L., Lee, M. H., Lin, M. H., Lai, R. J., Chiu, Y. J., 2010. Development of a low-cost FPGA-based SSVEP BCI multimedia control system. **IEEE Transactions on Biomedical Circuits And Systems**, **4**(2): 125-132.
95. Wu, Z., 2009. The difference of SSVEP resulted by different pulse duty-cycle, pp.605-607. *ICCCAS 2009, Communications, Circuits and Systems International Conference*, Milpitas, CA, July 2009.

96. Lee, P. L., Yeh, C. L., Cheng, J. Y. S., Yang, C. Y., Lan, G. Y., 2011. An SSVEP-based BCI using high duty-cycle visual flicker. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, **58**(12): 3350-3359.
97. Manyakov, N. V., Chumerin, N., Robben, A., Combaz, A., van Vliet, M., Van Hulle, M. M., 2013. Sampled sinusoidal stimulation profile and multichannel fuzzy logic classification for monitor-based phase-coded SSVEP brain-computer interfacing. **Journal Of Neural Engineering**, **10**(3): 036011.
98. Chen, X., Chen, Z., Gao, S., Gao, X., 2014. A high-ITR SSVEP-based BCI speller. **Brain-Computer Interfaces**, **1**(3-4): 181-191.
99. Smith, L. I., 2002. A tutorial on principal components analysis. **Cornell University**, **51**: 52.
100. Martinez, P., Bakardjian, H., & Cichocki, A., 2007. Fully online multicommand brain-computer interface with visual neurofeedback using SSVEP paradigm. **Computational Intelligence And Neuroscience**, **2007**: 13-13.
101. Dornhege, G., Blankertz, B., Curio, G., Muller, K. R., 2004. Boosting bit rates in noninvasive EEG single-trial classifications by feature combination and multiclass paradigms. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, **51**(6): 993-1002.
102. Hotelling, H., 1936. Relations between two sets of variates. **Biometrika**, **28**(3/4): 321-377.
103. Lin, Z., Zhang, C., Wu, W., Gao, X., 2006. Frequency recognition based on canonical correlation analysis for SSVEP-based BCIs. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, **53**(12): 2610-2614.
104. Bin, G., Gao, X., Yan, Z., Hong, B., Gao, S., 2009. An online multi-channel SSVEP-based brain-computer interface using a canonical correlation analysis method. **Journal Of Neural Engineering**, **6**(4): 046002.
105. Zhang, Y., Xu, P., Liu, T., Hu, J., Zhang, R., Yao, D., 2012. Multiple frequencies sequential coding for SSVEP-based brain-computer interface. **PloS one**, **7**(3): e29519.

106. Rush, S., Driscoll, D. A., 1969. EEG electrode sensitivity-an application of reciprocity. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, (1): 15-22.



ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı, Soyadı: Zeki ORALHAN

Uyruğu: Türkiye (TC)

Doğum Tarihi ve Yeri: 23/11/1985, Kayseri

Medeni Durumu: Evli

Telefon: 0090 553 538 70 34

Email: zekioralhan@gmail.com

Yazışma Adresi: Gültepe Mah. Köşk Cad. Asya Konağı.No: 18/12 Melikgazi / Kayseri

EĞİTİM

Derece	Kurum	Mezuniyet Tarihi
Lisans	Erciyes Üniversitesi Elektrik Elektronik Mühendisliği	20/06/2008
Lise	Nuh Mehmet Küçükçalık Anadolu Lisesi	11/06/2004

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görev
2013 – Halen	Türk Telekomünikasyon A.Ş.	Değişim Yönetimi Yöneticisi
2008 – 2013	Türk Telekomünikasyon A.Ş.	Uzman Mühendis

YABANCI DİL

İngilizce

Macarca

YAYINLAR

1. Oralhan, Z., Tokmakçı, M., 2016. The Effect of Duty Cycle and Brightness Variation of Visual Stimuli on SSVEP in Brain Computer Interface Systems. **IETE Journal of Research**, 2016: 1-9.
dx.doi.org/10.1080/03772063.2016.1176543.
2. Oralhan, Z., Tokmakçı, M., 2016. Frequency Recognition Models for Steady State Visual Evoked Potential Based Brain Computer Interfaces (BCIs). **World Academy of Science, Engineering and Technology, International Science Index, Electrical and Computer Engineering**, 3(8): 721.
3. Oralhan, Z., Tokmakçı, M. 2016. Different duty cycle ratio and brightness of visual stimuli change to steady state visual evoked potential response, pp. 1-3. *ICAT'16, 3rd International Conference on Advanced Technology & Sciences*, Konya, Turkey, September 2016
4. Oralhan, Z., Tokmakçı, M., 2015. The effects of information transfer rate in Steady State Visual Evoked Potential in stimuli that different duty-cycle ratio, pp. 1-3. *TIPTEKNO'15 Medical Technologies National Conference IEEE*, Muğla, Turkey, October 2015.
5. Oralhan, Z., Tokmakçı, M., Yılmaz, B., 2014. Beyin Bilgisayar Arayüzü Sistemlerinde Görsel Uyarıların Alfa Dalgaları Üzerindeki Etkileri - Visual Stimulation Effects on Alpha Waves in Brain Computer Interface Systems, pp. 151-154. *TIPTEKNO'14 Medical Technologies National Conference, IEEE*, Nevşehir Turkey, September 2014.
6. Oralhan, Z., Tokmakçı, M., Aldemir, R., Yılmaz, B., 2014. Görsel Uyarıların EEG sinyalleri üzerindeki etkilerinin incelenmesi. **İstanbul Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi**, 77(1): 42

PROJELER

1. Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projesi, Proje Kodu: 2014-5204 FDK