

DİKKAT EKSİKLİĞİ VE HİPERAKTİVİTE BOZUKLUĞUNUN(DEHB) EEG
SİNYALLERİ KULLANILARAK YAPAY SİNİR AĞLARI İLE KESTİRİMİ

Mustafa BAŞARAN

Kütahya Dumlupınar Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Öğretim ve Sınav Yönetmeliği Uyarınca
Fen Bilimleri Enstitüsü İleri Teknolojiler Anabilim Dalında
YÜKSEK LİSANS TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır.

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Mustafa TOSUN

Temmuz - 2019

KABUL VE ONAY SAYFASI

Mustafa BAŞARAN tarafından hazırlanan "DİKKAT EKSİKLİĞİ VE HİPERAKTİVİTE BOZUKLUĞUNUN (DEHB) EEG SİNYALLERİ KULLANILARAK YAPAY SİNİR AĞLARI İLE KESTİRİMİ " adlı tez çalışması, aşağıda belirtilen jüri tarafından Dumlupınar Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca değerlendirilerek OY BİRLİĞİ ile Dumlupınar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü İleri Teknolojiler Anabilim Dalında YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

12/07/2019

Prof. Dr. Önder UYSAL

Enstitü Müdürü, Fen Bilimleri Enstitüsü

Prof. Dr. Muammer GAVAS

İleri Teknolojiler Anabilim Dalı Başkanı

Dr. Öğr. Üyesi Mustafa TOSUN

Danışman, Elektrik Elektronik Mühendisliği

Sınav Komitesi Üyeleri

Prof. Dr. Ayhan İSTANBULLU

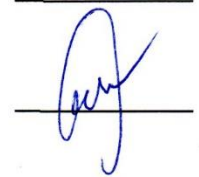
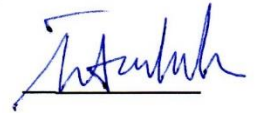
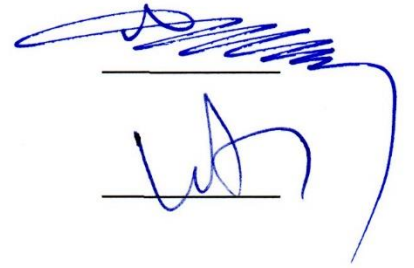
Bilgisayar Mühendisliği Bölümü, Balıkesir Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Mustafa TOSUN

Simav Teknoloji Fakültesi, Kütahya Dumlupınar Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Ömer KASIM

Simav Teknoloji Fakültesi, Kütahya Dumlupınar Üniversitesi



ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANI

Bu tezin hazırlanmasında Akademik kurallara riayet ettiğimizi, özgün bir çalışma olduğunu ve yapılan tez çalışmasının bilimsel etik ilke ve kurallara uygun olduğunu, çalışma kapsamında teze ait olmayan veriler için kaynak gösterildiğini ve kaynaklar dizininde belirtildiğini, Yüksek Öğretim Kurulu tarafından kullanılmak üzere önerilen ve Dumlupınar Üniversitesi tarafından kullanılan İntihal Programı ile tarandığını ve benzerlik oranının %10 çıktığını beyan ederiz. Aykırı bir durum ortaya çıktığı takdirde tüm hukuki sonuçlara razı olduğumuzu taahhüt ederiz.

Dr. Öğr. Üyesi Mustafa TOSUN



Mustafa BAŞARAN



DİKKAT EKSİKLİĞİ VE HİPERAKTİVİTE BOZUKLUĞUNUN (DEHB) EEG SİNYALLERİ KULLANILARAK YAPAY SİNİR AĞLARI İLE KESTİRİMİ

Mustafa BAŞARAN

İleri Teknolojiler, Yüksek Lisans Tezi, 2019

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Mustafa TOSUN

ÖZET

Dikkat Eksikliği Hiperaktivite Bozukluğu (DEHB), hiperaktivite, dikkatsizlik ve ani davranışlarla karakterize edilen nöro-gelişimsel bir hastalıktır. Hastalık teşhisinde EEG sinyalleri de sıklıkla kullanılmaktadır.

Beynin sinirsel faaliyetleri ile elde edilen biyoelektriksel sinyallere Elektroensefalogram (EEG) sinyalleri denir. EEG sinyalleri periyodik değildir. Faz, genlik ve frekansları sürekli değişim göstermektedir. EEG frekans bantları, delta, teta, alfa ve beta olarak adlandırılmaktadır. Dikkat eksikliği ve hiperaktivite bozukluğu (DEHB) olan bireylerde normal kişilere göre frekans bantlarındaki güç yoğunlukları değişkenlik göstermektedir.

Bu çalışmada dikkat eksikliği ve hiperaktivite bozukluğu olan hastalardan alınan EEG işaretlerinin güç spektrum yoğunlukları welch metodu kullanılarak elde edilmiştir. Güç spektrum yoğunluk değerleri, EEG sinyallerinin öznitelik değerleri olarak İleri beslemeli Geri yayımlı (FFBPNN) Yapay Sinir Ağı, Elman Ağı ve Self Organizing Maps (SOM) ağına uygulanmıştır.

Eğitilen ağlar test verileriyle test edilmiştir. Test sonucunda FFBB ağında sınıflandırma başarısı %89, elman ağında %84 ve SOM ağında %70 olarak ölçülmüştür.

Anahtar Kelimeler: DEHB, Elektroensefalogram, Self Organizing Maps, Welch metod, Yapay Sinir Ağları.

ESTIMATION OF ATTENTION DEFICIT AND HYPERACTIVITY DISORDER (ADHD) WITH ARTIFICIAL NEURAL NETWORKS USING EEG

Mustafa BAŞARAN

Advanced technologies, Master Thesis, 2019

Thesis Supervisor: Assist. Prof. Dr. Mustafa TOSUN

SUMMARY

Attention Deficit Hyperactivity Disorder (ADHD) is a neurological disorder characterized by hyperactivity, carelessness and sudden behavior. EEG signals are also frequently used for disease diagnosis.

Bioelectrical signals that occur as a result of neural activity of the brain are called electroencephalogram (EEG) signals. EEG signals are not periodic. Phase, amplitude and frequencies change continuously. EEG frequency bands are called delta, theta, alpha and beta. In individuals with attention deficit and hyperactivity disorder (ADHD), the power densities in the frequency bands vary compared to normal individuals.

In this study, the power spectrum intensities of EEG signals obtained from patients with attention deficit and hyperactivity disorder were obtained by using the welch method. The power spectrum density values were applied to the Forward Feed Back Propagation (FFBPNN) Artificial Neural Network, Elman Network and Self Organizing Maps (SOM) network as feature values of EEG signals.

Trained networks were tested with test data. As a result of the test, the success of classification in FFBPNN network was 89%, 84% in Elman network and 70% in SOM network.

Keywords: ADHD, Artificial Neural Networks, Electroencephalogram, SOM, Welch method.

TEŞEKKÜR

Bu çalışmada bana yardımcı olan başta danışman hocam Dumlupınar Üniversitesi Simav Teknoloji Fakültesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölüm Başkanı Sayın Dr. Öğr. Üyesi Mustafa Tosun'a ve Dr. Öğretim üyesi Ömer Kasım'a teşekkürü bir borç biliriz.

Destegini hep yanımda hissettiğim eşim Fadime Başaran'a ve Oğlum Sezayi Başaran'a, Anneme, Babam Sezayi Başaran'a ve Babaanneme;

EEG verilerini bizimle paylaşan analizler için laboratuvar desteği sağlayan Dumlupınar Üniversitesi Tıp Fakültesi Kütahya Evliya Çelebi Eğitim ve Araştırma Hastanesi Biyofizik Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Sibel Canbaz KABAY'a ve Teknisyen Ahmet Hakan Hacımustafaoğulları'na teşekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖZET	v
SUMMARY	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	x
ÇİZELGELER DİZİNİ	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xiii
1. GİRİŞ	1
2. ELEKTROENSEFALOGRAFİ (EEG)	4
2.1. EEG	4
2.2. EEG Frekans Bantları	5
2.3. EEG Cihazı	6
2.3.1. EEG Elektrot Düzenegi	6
2.3.2. EEG kaydı.....	7
2.4. EEG Sinyal İşleme	7
2.4.1. Welch metodu	7
3. YAPAY SİNİR AĞLARI (YSA)	9
3.1. Yapay Sinir Ağlarının Eğitimi	9
3.2. Yapay Sinir Ağları Modelleri	10
3.2.1. SOM ağı.....	10
3.2.2. Elman ağı	10
3.2.3. İleri beslemeli geri yayılmalı yapay sinir ağı.....	10
4. DİKKAT EKSİKLİĞİ VE HİPERAKTİVİTE BOZUKLUĞUNUN (DEHB) EEG SİNYALLERİ KULLANILARAK YSA İLE KESTİRİMİ	13
4.1. Materyal ve Bulgular.....	13
4.1.1. Welch metodu ile EEG sinyallerinin güç spektrumlarının elde edilmesi.....	13
5. SONUÇLAR VE TARTIŞMA	30
KAYNAKLAR DİZİNİ.....	31

İÇİNDEKİLER

Sayfa

EKLER

Ek 1. Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Karar Formu

ÖZGEÇMİŞ



ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Sekil</u>	<u>Sayfa</u>
2.1. İnsan beyni	4
2.2. İnsan beyni bölgeleri	4
2.3. EEG kaydı Örneği	5
2.4. Frekans bantlarına ait beyin dalgası örnekleri	5
2.5. Beta, alfa, teta ve delta bandı frekans aralığı	6
3.1. YSA'ya ait sinir hücresinin görselleştirilmesi	9
3.2. İleri beslemeli geri yayımlı yapay sinir ağı	11
4.1. Sağlıklı birey (N5): Gözler kapalı konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.....	14
4.2. Sağlıklı birey (N4): Gözler kapalı konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.....	14
4.3. Sağlıklı birey (N3): Gözler kapalı konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.....	15
4.4. Sağlıklı birey (N2): Gözler kapalı konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.....	15
4.5. Sağlıklı birey (N1): Gözler kapalı konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.....	16
4.6. Hasta (H5): Gözler kapalı konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.	16
4.7. Hasta (H4): Gözler kapalı konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.	17
4.8. Hasta (H3): Gözler kapalı konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.	17
4.9. Hasta (H2): Gözler kapalı konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.	18
4.10. Hasta (H1): Gözler kapalı konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.	18
4.11. Hasta (H1): Gözler açık konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.	19
4.12. Hasta (H2): Gözler açık konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.	19
4.13. Hasta (H3): Gözler açık konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.	20
4.14. Hasta (H4): Gözler açık konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.	20
4.15. Hasta (H5): Gözler açık konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.	21

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Sekil</u>	<u>Sayfa</u>
4.16. Sağlıklı birey (N1): Gözler açık konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.....	21
4.17. Sağlıklı birey (N2): Gözler açık konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.....	22
4.18. Sağlıklı birey (N3): Gözler açık konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.....	22
4.19. Sağlıklı birey (N4): Gözler açık konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.....	23
4.20. Sağlıklı birey (N5): Gözler açık konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.....	23
4.21. Ağın eğitim performansı.	25
4.22. Ağ mimarisi.....	25
4.23. Hedef test ve ağın bulduğu test veri sonuçları.	26
4.24. Elman ağı eğitim performansı.....	26
4.25. Elman ağı mimarisi.	27
4.26. Elman ağı test sonucu.....	27
4.27. SOM ağı eğitim performansı.....	28
4.28. SOM ağı mimarisi.....	28
4.29. SOM ağı test sonucu.	29

ÇİZELGELER DİZİNİ

<u>Cizelge</u>	<u>Sayfa</u>
2.1. Uluslararası 10-20 sistemine göre elektrot isimleri ve bulundukları beyin bölgeleri.....	7
4.1. EEG kayıt durumları ve kodları	24



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler

Açıklama

μV	Frekans genlik birimi
Hz	Frekans (sıklık) birimi
Km/sa	1 Saatteki hız
$k\Omega$	Elektrotların öz direnci
f	EEG frekansı
p	EEG güç spektrumu

Kısaltmalar

Açıklama

EEG	Elektroensefalografi
ERP	Event-related potentials
SFFS	Sequential forward floating search
BCI	Brain computer interface
BBA	Beyin bilgisayar arayüzü
P300	Uyarılmış potansiyeller
FFT	Fast fourier transform
fMRI	Fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme
PET	Pozitron emisyon tomografisi
YSA	Yapay sinir ağları
SOM	Learning vektor quantization
ART	Adaptive resonance theory
ECG	Elektrocardiogram
MR	Magnetic resonance
ADHD	Attention Deficit Hyperactivity Disorder.
DEHB	Dikkat eksikliği ve hiperaktivite bozukluğu.
MSE	Mean Squared Error
FFBPNN	Feed Forward Backpropagation Neural Network
SOM	Self Organising Maps
BMD	Bipolar Duygu durum Bozukluğu

1. GİRİŞ

600 çeşit sinirsel hastalık varlığından bahsedilmektedir. Bunlardan en yaygın olanı dikkat eksikliği ve hiperaktivite bozukluğudur. Dikkat eksikliği / hiperaktivite bozukluğu (DEHB) çocuklarda ve ergenlerde en sık görülen nöro-davranışsal bozukluktur. Martín-Martínez ve arkadaşları, 24 saatlik aktigrafik kayıtların doğrusal olmayan sinyal işlemlerine dayanan kombine DEHB tipinin otomatik teşhisi için yeni bir yöntem oluşturmuşlardır. Bu yöntem ile %96.77 duyarlılığa ve %84.38 özgüllüğe ulaşmışlardır (Martín-Martínez vd., 2012).

EEG işaretleri pek çok hastalığın teşhis ve tanısında da kullanılmaktadır (Müldür ve Barışçı, N, S., 2003). Dikkat eksikliği ve hiperaktivite bozukluğu, Somatosensoriyel korteksin üzerindeki elektroensefalografik alfa dalgası, bazal çizgiye zıtlık gösterdiğinde bir hareket veya dikkat tipi işareti olarak düşünülmüştür. Sánchez ve arkadaşları, gözlem-yürütme görevleri sırasında alfa EEG dalga bandındaki salınımların DEHB ile ilişkisini araştırmışlardır. DEHB grubunda ve kombine alt tipte 8-10 ve 10-12 Hz frekans aralığında, dikkatsiz ve hiperaktif alt tiplerde 8-10, 8-12 ve 10-12 Hz'de farklılıklar tespit edilmiştir (Sánchez-González vd., 2017).

Sadatnezhad ve arkadaşları Bipolar Duygu durum Bozukluğu (BMD) ve Dikkat Eksikliği Hiperaktivite Bozukluğu (DEHB) hastaları çocuklarda, bu iki zihinsel bozukluğun doğru bir şekilde ayırt edilmesinin zorluğu vurgulanmıştır. Bu çalışmaya EEG sinyalleri alınan 21 DEHB ve 22 BMD hastası 43 gönüllü katılmıştır. Elektroensefalogram (EEG) sinyalleri, iki göz açık ve göz kapalı dinlenme koşullarında 22 elektrotla kaydedilmiştir. Bir ön işleme aşamasının ardından bant gücü, fraktal boyut, AR modeli katsayıları ve dalgacık katsayıları gibi çeşitli özellikler kaydedilen sinyallerden çıkarılmıştır. Böylelikle, önerilen sınıflandırıcı Bipolar Duygu durum Bozukluğu (BMD) ve DEHB hastalarının EEG özelliklerini sınıflandırmak için etkili bir yöntem olarak ortaya konulmuştur (Sadatnezhad vd., 2011). Nazhvani ve arkadaşları ise DEHB ve BMD hastalarını, Elektroensefalogram (EEG) sinyallerinden ortaya çıkan Görsel Uyarma Potansiyeli (VEP) özelliklerini kullanarak kantitatif olarak sınıflandırmışlardır (Nazhvani vd., 2013).

Mazaheri ve arkadaşları katılımcıların teta (3-5 Hz), alfa (8-12 Hz) ve beta (22-25 Hz) bantlarındaki salınım değişikliklerini incelenmişlerdir. Sonuçta, her iki DEHB alt tipi frontal teta ve posterior alfa arasında zayıf fonksiyonel bağlantı olduğunu göstermişler (Mazaheri vd.,2014).

Martinez vd. (2016) DEHB olan çocukların dikkat düzeyini, bilişini ve hafızasını gözlemlmek ve anlamak için yapılan vaka temelli bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. 15

DEHB'li gönüllünün EEG kayıtlarından, KAPEAN ile oynadıklarında hangi duygusal durumda olduklarını araştırmışlardır (Martínez vd., 2016).

Lee ve arkadaşları yaptıkları çalışmada Dikkat eksikliği hiperaktivite bozukluğu (DEHB) olan çocuklar ve normal çocukların EEG sinyallerini kaydetmişlerdir. Dalgacık eşleştirme ve kendi kendini düzenleyen harita kümeleme tekniği kullandıklarında, Kümelenme sonuçları “sym7” dalgacık fonksiyonunun normal ve düzensiz çocukların beyin aktivitelerinin doğru sınıflandırılması için daha iyi giriş özelliği sağladığını göstermişlerdir (Lee, S. H., Abibullaev vd., 2010).

Tcheslavski ve arkadaşları, DEHB'li ve normal çocuklar arasındaki Faz senkronizasyonu ortalamasının normal çocuklarda, DEHB grubundan daha yüksek olduğunu gözlemlemiştir. (Tcheslavski vd., 2006).

Clarke ve arkadaşları, (DEHB) kombine tip ve DEHB olan iki çocuk grubunun EEG'lerinde yaşa bağlı değişiklikleri ve cinsiyet farklılıklarını incelemişlerdir. DEHB kombine grubunda, gücün DEHB dikkatsiz grubuna göre daha büyük oranda değiştiği, iki DEHB grubunun güç seviyeleri yaşla benzer hale geldiğini göstermişlerdir (Clarke, Barry vd., 2001).

Kim ve arkadaşları, DEHB ile kontrol çocukları arasındaki istirahatteki güç spektrumları ve teta-gama-genlik eşleşmesini (TGC) karşılaştırarak yavaş ve hızlı salınımlar arasındaki TGC'nin tanısal faydasını değerlendirmişlerdir. DEHB grubu, kontrol grubuyla karşılaştırıldığında, frontal (Fp1, F3, F7, F6), temporal (T3) ve oksipital (O2) bölgeler dahil olmak üzere birçok alanda TGC'nin anlamlı şekilde azaldığını gözlemlemiştir (Kim, Lee vd., 2015).

Dikkat Eksikliği Hiperaktivite Bozukluğu (DEHB), dünyadaki çocukların yaklaşık % 10'unu etkilemektedir. Özellikle nörofeedback tedavilerinin kullanımının, DEHB'li çocuklarda etkili olduğu gösterilmiştir. Blandón ve arkadaşları, çalışmalarında Harvest Challenge adı verilen bir neurofeedback video oyunu kullanmışlardır. Gönüllülerin dikkat seviyelerinde (oyun ölçütleriyle ölçülen) iyileşmelerin yanı sıra, delta ve teta yerine alfa ve beta bant güçlerinde daha yüksek dinlenme değerleri elde edilmiştir (Blandón vd., 2016).

Bu çalışmada dikkat eksikliği ve hiperaktivite bozukluğu hastalığının EEG sinyalleri kullanılarak yapay sinir ağları ile kestirimi yapılmıştır. EEG verileri 5 DEHB teşhisi konulmuş kişiden ve 5 sağlıklı kişiden elde edilmiştir. Bu veriler Nihon Kohden cihazı ile 500 Hz örnekleme frekansı ile kaydedilmiştir. EEG verileri 16 kanaldan ve rutin EEG kaydı olarak alınmıştır. EEG kayıtları istirahat halinde göz açık kapalı, nefes alıp verme anında, 5-10-15

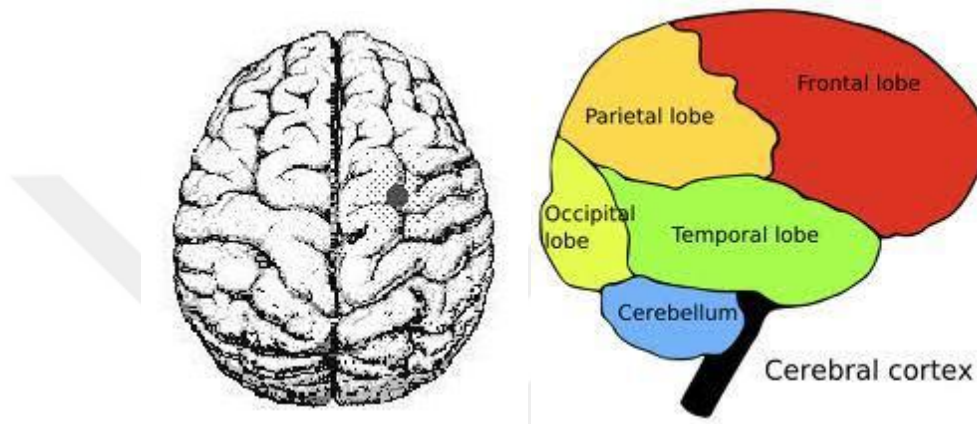
Hz'lik ışık uyarımı göz açık ve kapalı halinde kaydedilmiştir. İstirahat halindeki EEG verilerinin 10 saniyelik dilimleri alınmış diğer durumlarda ise 5 er saniyelik dilimler kullanılmıştır.

Çalışmamızda EEG cihazından alınan veriler Welch metodu ile her kanala ait 1-49 Hz frekanslarındaki güç yoğunlukları hesaplanmış daha sonra her bir kanala ait güç yoğunluklarının ortalamaları elde edilmiştir. Daha sonra EEG kayıt durum bilgileri de kullanılarak 50 elemanlı öznitelik vektörü elde edilmiştir. Elde edilen öznitelik değerleri İleri beslemeli Geri yayımlı Yapay Sinir Ağı(FFBPNN), Elman Ağı ve Self Organizing Maps (SOM) ağına uygulanmıştır. Test sonucunda FFBB ağında sınıflandırma başarısı %89, elman ağında %84 ve SOM ağında %70 olarak ölçülmüştür.

2. ELEKTROENSEFALOGRAFİ (EEG)

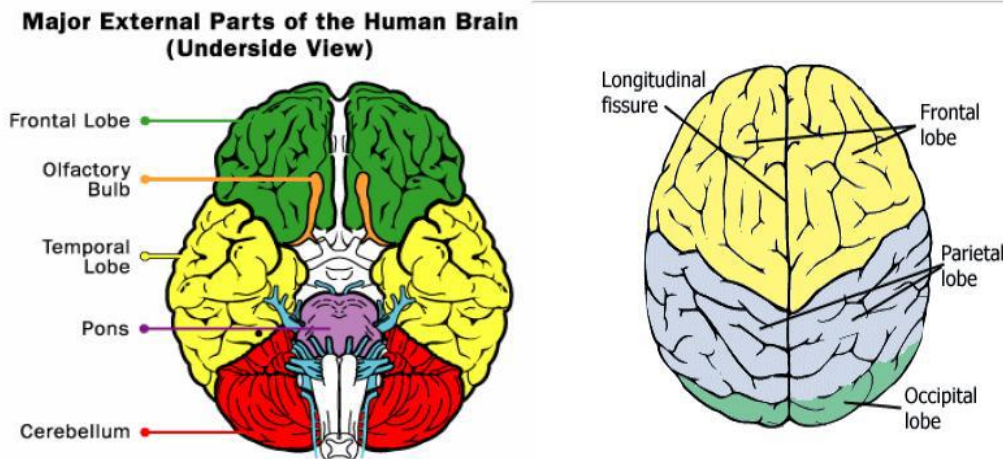
2.1. EEG

İnsan beyni sürekli olarak çok düşük genlikte elektriksel sinyaller üretmektedir. Elde edilen bu potansiyellere ise Elektroensefalogram (EEG) adı verilmektedir (Tosun, 2004).

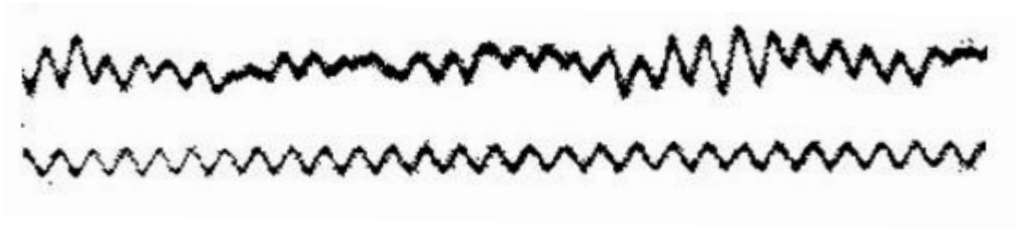


Şekil 2.1. İnsan beyni (MEB Modül, 2011).

EEG potansiyelleri beyindeki milyonlarca sinir hücresinin elektriksel olarak birbirini etkilemesi sonucu oluşan işaretlerdir. Berger, 1925 yılında oğlunun başına yerleştirdiği kablolar yardımıyla tek kanallı EEG trasesi elde etti. 1929 yılında kafatasındaki elektrotlara bağlı bir ölçü aleti yardımıyla EEG potansiyellerini kağıda grafiksel olarak yazdırmayı başarmıştır (Şekil 2.3).



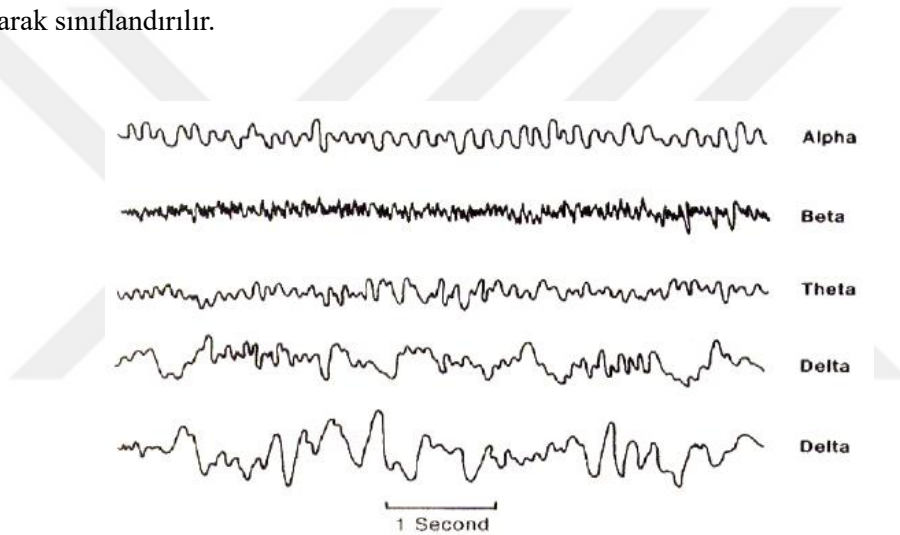
Şekil 2.2. İnsan beyni bölgeleri (Aykaç, 2015).



Şekil 2.3. EEG kaydı Örneği (Öztura, 2019).

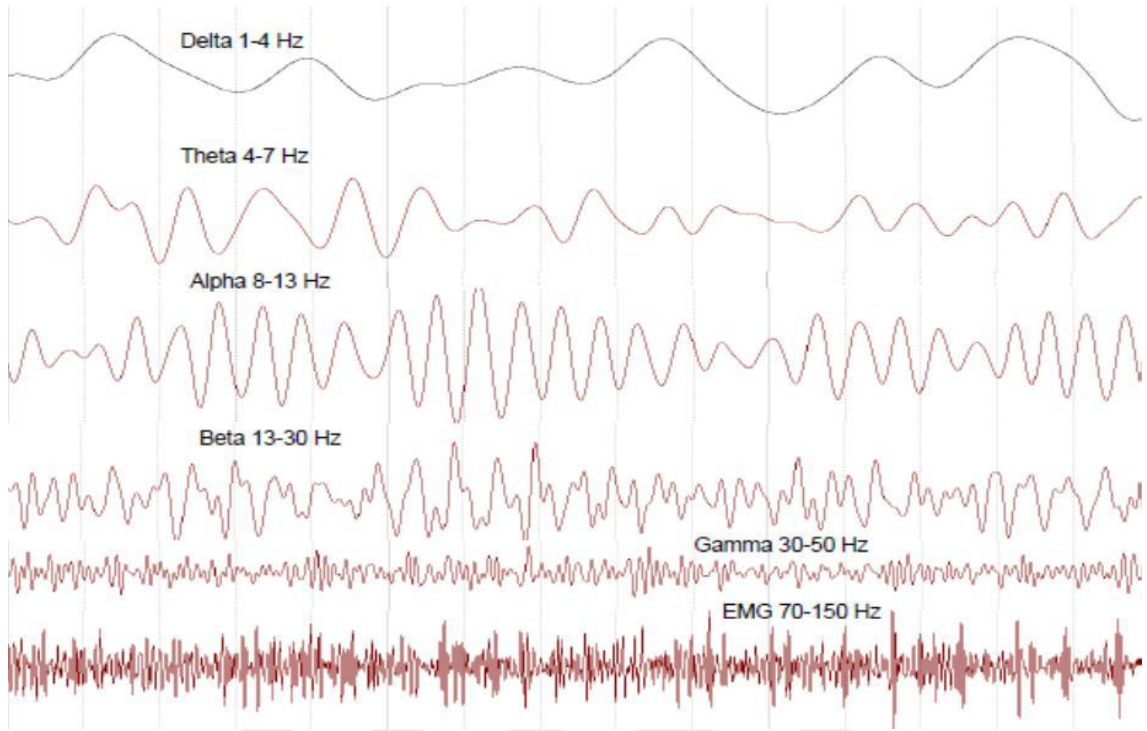
2.2. EEG Frekans Bantları

EEG Frekans bantları α (8 Hz - 12 Hz), β (12 Hz+), θ (4 Hz – 8 Hz) ve Δ (0,5 Hz – 3 Hz) olarak sınıflandırılır.



Şekil 2.4. Frekans bantlarına ait beyin dalgası örnekleri (Aykaç, 2015).

EEG sinyalleri bireylerin o andaki durumlarına göre farklı aktivasyon durumlarını gösterir. Uyku, uyanıklık, psikolojik durumunda kişinin psikolojik durumlarında EEG işaretleri değişiklikler göstermektedir. Bu EEG sinyalleri pek çok değişik frekans bantlarına oluşturmaktadır. Şekil 2.4'te alfa, beta, teta ve delta bantları gösterilmiştir.



Şekil 2.5. Beta, alfa, teta ve delta bandı frekans aralığı (Aykaç, 2015).

2.3. EEG Cihazı

EEG cihazı biyoelektrik sinyalleri elektrotlar yardımıyla elektriksel sinyallere dönüştüren cihazdır. EEG cihazında beynin farklı bölgelerine yerleştirilen elektrotlar, farklı kanalları oluştururlar (Dong ve Lee, 2012).

2.3.1. EEG Elektrot Düzeneği

EEG elektrot düzeneğinde en çok uluslararası 10-20 sistemi kullanılır. Bu yöntemde kafatası farklı uzunluklarda bölmelere ayrılır. (Tosun 2004). Uluslararası 10-20 elektrot yerleşim sisteminde 256 ve üzerinde elektrot bağlantısı yapılabilmektedir (Tsuzuki, 2007).

Yerleştirilen elektrotlar kafatasının yerleşim bölgesinin ismiyle tanımlanır. (Çizelge 2.1)

Çizelge 2.1. Uluslararası 10-20 sistemine göre elektrot isimleri ve bulundukları beyin bölgeleri.

10-20 Sistemine Göre Elektrot İsimleri ve Bulundukları Beyin Lobları	
Elektrot İsmi	Bulunduğu Beyin bölgesi
<i>Fp</i>	Frontal Pole (Ön Kutup)
<i>F</i>	Frontal (Ön)
<i>T</i>	Temporal (Şakak)
<i>C</i>	Central (Merkez)
<i>P</i>	Parietal (Yan)
<i>O</i>	Occipital (Arka Baş)
<i>FC</i>	Frontal ve central elektrot yerleşimleri arasında yer alır
<i>PO</i>	Parietal ve occipital elektrot yerleşimleri arasında yer alır

2.3.2. EEG kaydı

Kayıt işleminde elektrotlar kafa derisine bağlanır. EEG cihazındaki elektrot seçici kısmındaki bağlantı noktaları göz önüne alınarak bağlantılar yapılır. EEG cihazı içerisinde kuvvetlendiriciler (fark kuvvetlendiricisi), 50 Hz Çentik Filtre vb. elektronik devreler vardır. Bu elektronik devrelerle mikro volt seviyesindeki EEG sinyalleri yükseltilir. Daha sonra filtrelerle gürültülerden ayıklanır (Sezer, 2008; Kayıkçıoğlu ve Aydemir, 2009).

2.4. EEG Sinyal İşleme

2.4.1. Welch metodu

Analiz yönteminde, verileri analiz etmek için matematiksel araçlar kullanılır. Analiz edilecek EEG sinyallerinin karakteristikleri güç spektrumu yoğunluğu ile bulunabilir. Bu yöntemde, güç spektrumu yoğunluğu parametrik olmayan yöntemlerle bulunan otokorelasyon dizisinin fourier dönüşümü ile hesaplanır. En yaygın kullanılan yöntemlerden biri Welch yöntemidir. Welch yöntemi ile güç yoğunluk hesaplamasında eşitlik 2.1 - 2.5 kullanılır.

x_i = EEG Sinyali

iD = Vektör ilk değeri

M = Veri Bölümleri

L = Sinyalin Uzunluğu

$$x_i(n) = x(n + iD), n = 0, 1, 2, \dots, M - 1 \quad (2.1)$$

$$\text{while } i = 0, 1, 2, \dots, L - 1; \quad (2.2)$$

Elde edilen sonuç çıkış bilgisiyle periyodgramlar elde edilmektedir.

$$\hat{P}_{xx}^{(i)}(f) = \frac{1}{MU} \left(\sum_{n=0}^{M-1} x_i(n) w(n) e^{-j2\pi f n} \right)^2 \quad (2.3)$$

U, pencere fonksiyonundaki gücün normalleşmesidir.

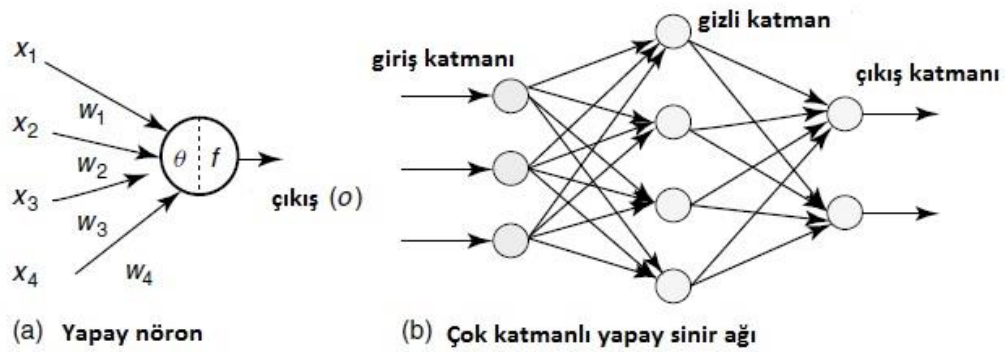
$$U = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} W^2(n) \quad (2.4)$$

W(n) işlenen sinyalin pencere fonksiyonunu ifade etmektedir. Bu Welch algoritmasından elde edilen güç spektrumunu vermektedir.

$$P_{xx}^W = \frac{1}{L} \sum_{i=0}^{L-1} \hat{P}_{xx}^{(i)}(f) \quad (2.5)$$

3. YAPAY SİNİR AĞLARI (YSA)

Yapay sinir ağları, insan beyninin işleyişinin taklit edilmesine dayanan yapay zeka metotlarındandır. Daha başka bir ifadeyle, insan beyninin çalışma ve öğrenme yeteneğine dayanan yöntemdir. YSA, donanım veya yazılım ile modellenenebilir (Tosun, 2004; Öztemel, 2006).



Şekil 3.1. YSA'ya ait sinir hücresinin görselleştirilmesi (Abraham, 2005).

Şekilde YSA'da kullanılan nöron yapısının modellenmiş hali gösterilmektedir. Bu nörona giriş olarak x vektörü verilmelidir. O vektörü ise YSA'nın çıkış sinyalidir. Bu sinyal YSA'nın giriş sinyalinin işlenmesiyle elde edilmektedir ve denklem 3.1 ile hesaplanmaktadır.

$$O = f(net) = f\left(\sum_{j=1}^n w_j x_j\right) \quad (3.1)$$

Denklem 3.1'de w_j ağırlık vektörünü ifade etmektedir. $f(net)$ ise aktivasyon fonksiyonudur.

$$net = w^T x = w_1 x_1 + \dots + w_n x_n \quad (3.2)$$

Denklem 3.2.'de net değeri elde edilmektedir.

$$O = f(net) = \begin{cases} 1 & \text{eğer } w^T x \geq \theta \\ 0 & \text{aksihalde} \end{cases} \quad (3.3)$$

çıkış bilgisi, θ olarak belirlenen eşik seviyesi ile karşılaştırılır. (Abraham, 2005).

3.1. Yapay Sinir Ağlarının Eğitimi

YSA'lar eğitim sonucunda karar verebilen ve sınıflandırma yapabilen algoritmalardır (Fauset, 1994). ANN'in bir olayı nasıl öğrendiği tam olarak bilinmemektedir. (Mao ve

Mohiuddin vd., 1996). Öğrenme yöntemleri açısından bakıldığında denetimli, denetimsiz ve destekleyici olarak 3 farklı modelden bahsedilebilir. Denetimli öğrenme girdi vektörlerine karşılık elde edilecek çıkış bilgilerinin de ağa verildiği öğrenme modelidir. Ağırlıklar, ağın doğru cevaplara mümkün olduğu kadar yakın yanıt vermesine izin verecek şekilde değiştirilir. Denetimsiz öğrenme modelinde sadece girişler YSA modeline uygulanmaktadır. Bu bilgileri kendisi deneyimleyerek öğrenmektedir. Destekleyici öğrenme modelinde ise ödül ceza yöntemiyle ağın öğrenmesi sağlanmaktadır (Tosun, 2004).

3.2. Yapay Sinir Ağları Modelleri

3.2.1. SOM ağı

SOM ağından bir girdi katmanı ve çıktı katmanı bulunur. Girdi katmanına verilen vektör değerleri ile çıktı katmanında bu değerler sınıflandırılır (Öztemel, 2006).

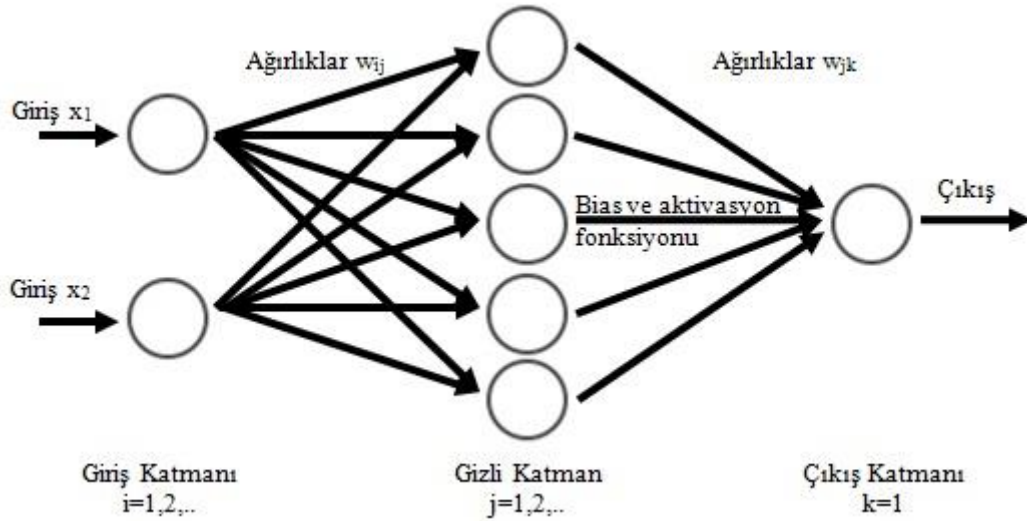
3.2.2. Elman ağı

Elman ağı üç katmandan oluşmaktadır. Girdi katmanında girdi ve içerik bilgileri vardır. Gizli katman ile girdi katmanı arasında geri besleme bağlantısı vardır. Her iterasyon sonunda ağın ağırlıkları değiştirilerek eğitim gerçekleştirilir (Basturk vd., 2009).

3.2.3. İleri beslemeli geri yayılmalı yapay sinir ağı

Bu ağlarda girdi katmanı çıktı katmanı ve ara katman bulunmaktadır (Şekil 3.2). Girdi katmanına uygulanan bilgiler ara katmana iletilir. Girdi katmanında, bilgiler herhangi bir işleme tabi tutulmadan ara katmana aktarılır. Daha sonra bu veriler ara katman ve çıktı katmanında hesaplanarak ağın çıktısı elde edilir (Çuhadar ve Kayacan).

İleri beslemeli ağlar genellikle tahmin, sınıflandırma gibi problemler için kullanılır (Fukuda ve Shibata, 1992).



Şekil 3.2. İleri beslemeli geri yayımlı yapay sinir ağı (Takma vd., 2012).

Geri yayılım yöntemi, YSA parametrelerini güncellemede kullanılır. Genelleştirilmiş delta kuralı kullanılarak hedef değerler ile çıktı değerleri arasındaki hatanın bir kısmının, her bir düğüme geri yansıtılması sağlanırken, ağırlıkların hataya göre değiştirilmesine izin verilir (Tosun, 2004, Samarasinghe, 2016).

Ağın giriş değişkenleri $X_p = (x_{p1}, x_{p2}, \dots, x_{pn})$ ise J'inci ara katman düğümünün çıktısı:

$$net_{pj}^h = \sum_{i=1}^N W_{ji}^h X_{pi} + \theta_j^h \quad (3.4)$$

Eşitlik 3.4 kullanılarak hesaplanmaktadır. Eşitlik 3.4'de W_{ji}^h i'inci giriş biriminden J'inci birimi arasındaki ağırlıklardır. Gizli katmandaki değerler h ile gösterilmiştir. Çıktı katmanı ise "O" olarak isimlendirilmiştir.

$$net_{pk}^o = \sum_{j=1}^L W_{kj}^o I_{pj} + \theta_k^o \quad (3.5)$$

YSA'nın eğitimindeki denklemlerde kullanılan θ , ortak terimdir. θ , +0.5 ile -0.5 arasında değer alır.

$$\delta_{pk} = (y_{pk} - o_{pk}) \quad (3.6)$$

YSA'daki hata değeri, denklem 3.8.'den hesaplanabilir. δ_{pk} p'inci iterasyondaki k'inci çıkışta oluşan hatadır. Beklenen çıktı y_{pk} ise o_{pk} YSA'nın hesapladığı çıktıdır. Çıktı katmanındaki tüm birimlerin karesel hatalarının toplamı eşitlik (3.7) ve eşitlik (3.8)'te gösterilmiştir.

$$E_p = \frac{1}{2} \sum_{k=1}^M \delta_{pk}^2 \quad (3.7)$$

$$E_p = \frac{1}{2} \sum_k (y_{pk} - o_{pk})^2 \quad (3.8)$$

YSA, sisteme girilen verilerle sınıflandırma yapar ve daha önce hiç gösterilmeyen verilerle karşılaştığında öğrendikleri bilgileri kullanarak karar verebilir (Dikmen ve Özdemir, 2003).



4. DİKKAT EKSİKLİĞİ VE HİPERAKTİVİTE BOZUKLUĞUNUN (DEHB) EEG SİNYALLERİ KULLANILARAK YSA İLE KESTİRİMİ

Günümüzde dikkat eksikliği ve hiperaktivite bozukluğu (DEHB) yaygın olarak görülen rahatsızlıklardan birisi haline gelmiştir. Bu tez çalışmasında normal kişilerden alınan EEG sinyalleri ile DEHB'li kişilerden alınan EEG sinyallerinden yapay sinir ağı (YSA) ile sınıflandırma yapılmıştır.

EEG işaretlerinden 5 hasta kişiden ve 5 sağlıklı kişiden alınan EEG sinyallerinin öznitelikleri çıkartılarak YSA eğitilmiş, daha sonra test değerleriyle teste tabi tutulmuştur. Gözler açık 5 Hz, gözler kapalı 5 Hz, gözler açık 10 Hz, gözler kapalı 10 Hz, gözler açık 15 Hz, gözler kapalı 15 Hz ışık uyartımı, Gözler açık, gözler kapalı, istirahat halinde elde edilen verilerle 96 örnekten oluşan 50 değişkenli eğitim seti oluşturulmuştur. Bu setten 78 örnek eğitim için geri kalan 18 adet örnek test için ayrılmıştır. Böylelikle normal kişilerin verileriyle DEHB'li şahısların verileri YSA'ya uygulanarak sınıflandırma yapılmıştır.

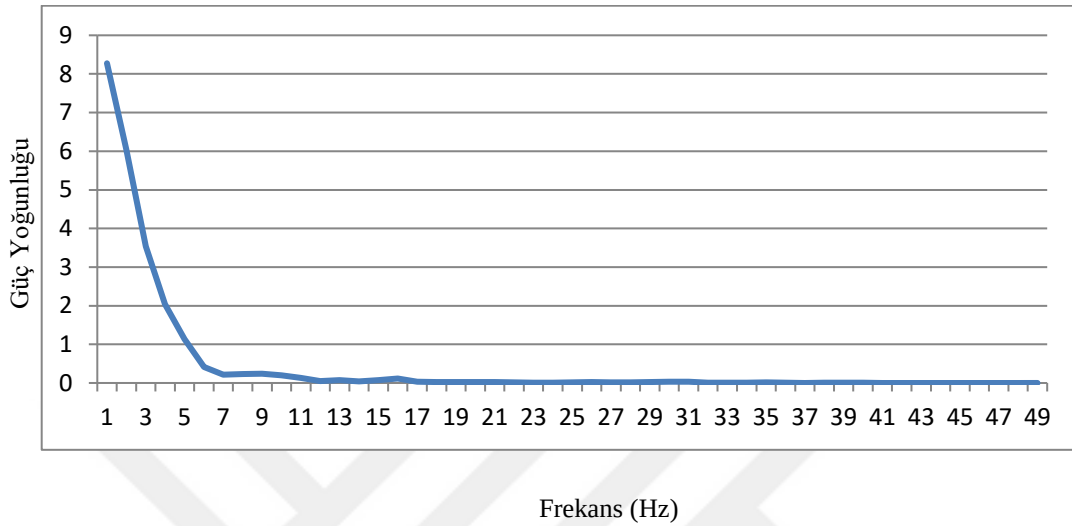
4.1. Materyal ve Bulgular

Bu tez çalışmasında kullanılan EEG verileri Dumlupınar Üniversitesi Tıp Fakültesi Kütahya Evliya Çelebi Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nden ek-1'de verilen onaylı etik kurul raporuna uygun olarak alınmıştır.

4.1.1. Welch metodu ile EEG sinyallerinin güç spektrumlarının elde edilmesi

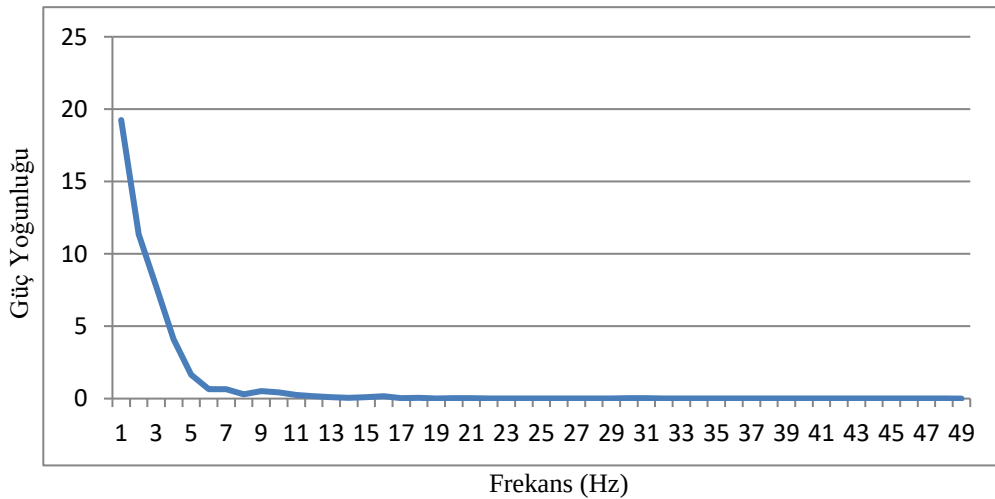
Bu çalışmadaki EEG verileri Kütahya Evliya Çelebi Hastanesinde kaydedilmiştir. 5 DEHB hastalık teşhisi konulmuş kişiden ve 5 sağlıklı kişiden alınan EEG verileri, 16 kanallı Nihon Kohden cihazı ile 500 Hz örnekleme frekansı ile kaydedilmiştir. EEG kaydı esnasında, istirahat halinde gözü açık, istirahat halinde gözü kapalı, nefes alıp verme anında gözler açık ve kapalı durumlarda kayıtların yanı sıra, ışık uyartımı 5 Hz gözler kapalı, ışık uyartımı 5 Hz gözler açık, ışık uyartımı 10 Hz gözler kapalı, ışık uyartımı 10 Hz gözler açık, ışık uyartımı 15 Hz gözler kapalı, ışık uyartımı 15 Hz gözler açık durumları için de EEG verileri kaydedilmiştir. Çalışmada istirahat halindeki EEG verilerinin 10'ar s dilimleri alınmıştır. Diğer durumlarla ilgili 5'er s dilimler alınmıştır. Bu veriler Welch metodu ile işlenerek her bir kanala ait 1-50 Hz frekanslarındaki güç yoğunlukları hesaplanmıştır. Daha sonra her bir kanala ait güç yoğunluklarının ortalamaları elde edilmiştir.

DEHB'li ve normal kişilere ait gözler kapalı konumda 15 Hz ışık uyartımı ile kaydedilen EEG sinyallerinin spektral güç yoğunlukları şekil 4.1 - Şekil 4.20'de gösterilmiştir.



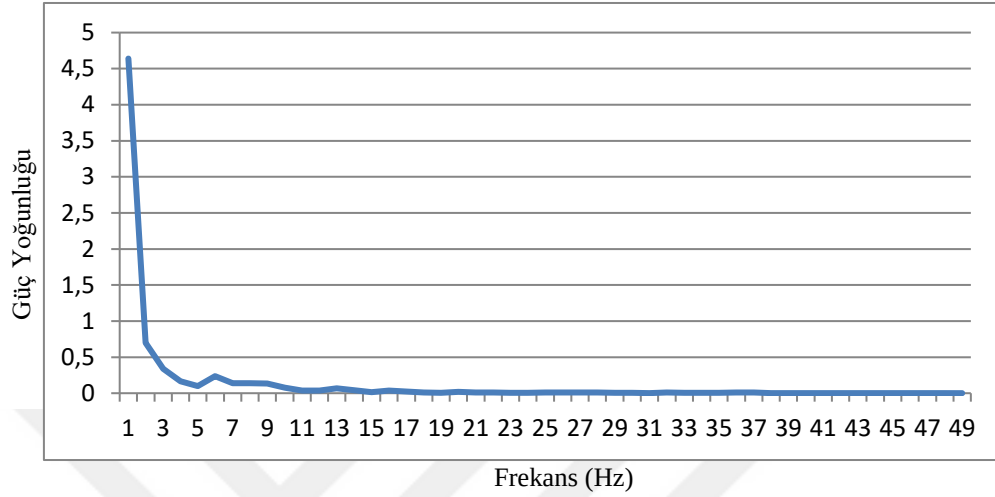
Şekil 4.1. Sağlıklı birey (N5): Gözler kapalı konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.

Sağlıklı bireyde, gözler kapalı durumunda 15 Hz ışık uyartımı verilerek elde edilen güç spektrumunda alfa bandının güç yoğunluğu, DEHB'li kişilere göre daha düşük değerde elde edilmiştir.



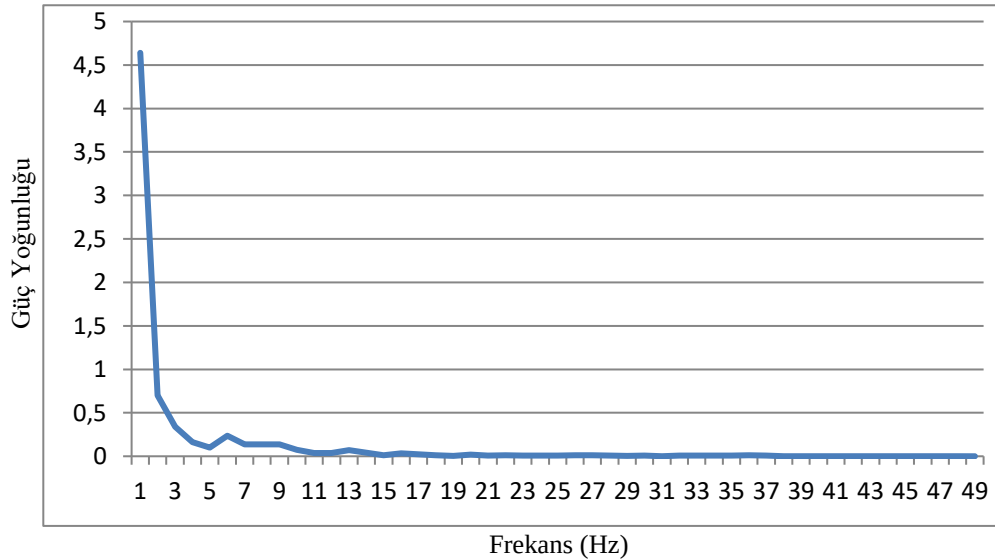
Şekil 4.2. Sağlıklı birey (N4): Gözler kapalı konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.

Sağlıklı bireyde Şekil 4.2’de 15 Hz ışık uyarımında ve gözler kapalı durumda alfa bandının güç spektrumu düşük değerdedir.



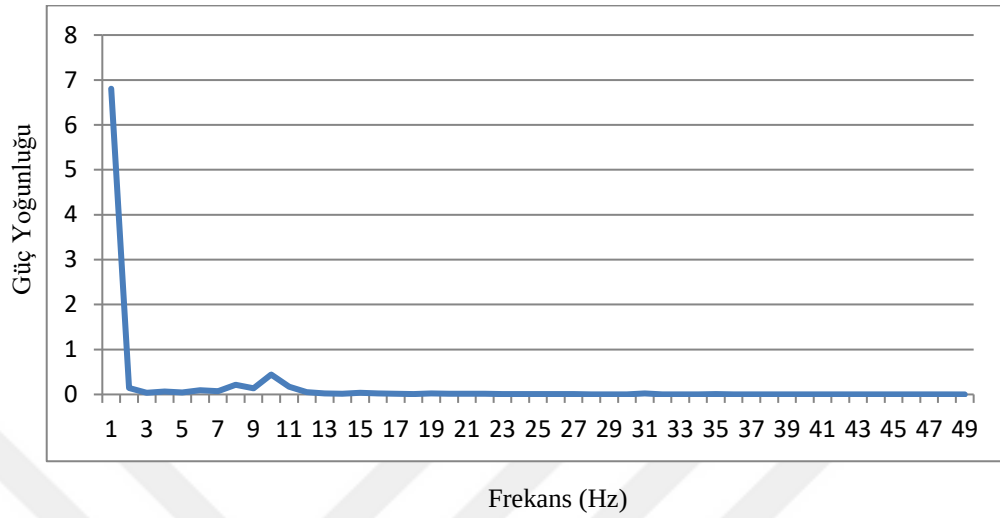
Şekil 4.3. Sağlıklı birey (N3): Gözler kapalı konumda 15 Hz ışık uyarımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.

Sağlıklı bireyde Şekil 4.3’te 15 Hz ışık uyarımında ve gözler kapalı durumda alfa bandının güç spektrumu düşük değerdedir.



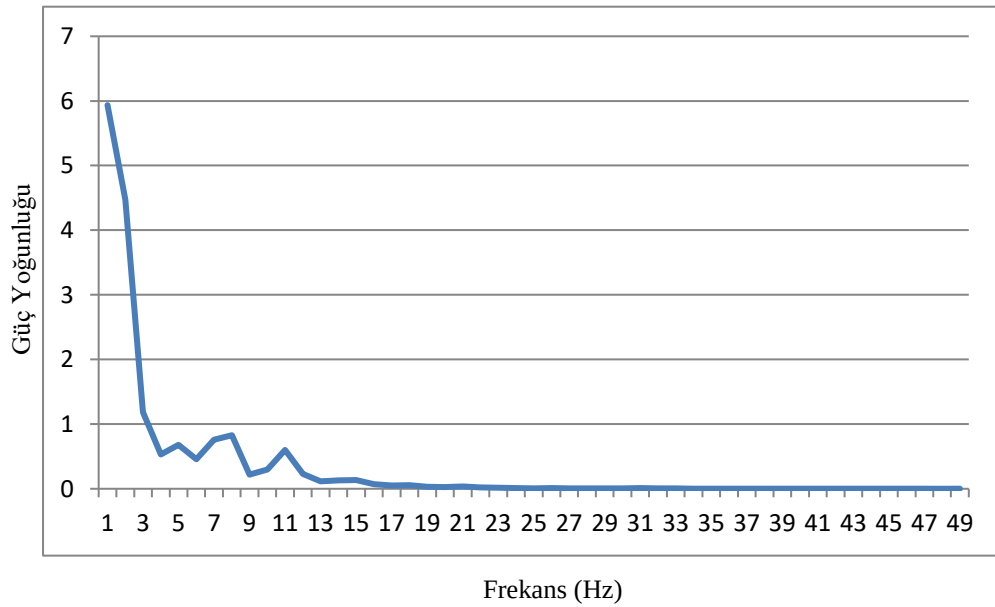
Şekil 4.4. Sağlıklı birey (N2): Gözler kapalı konumda 15 Hz ışık uyarımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.

Sağlıklı bireyde Şekil 4.4’te 15 Hz ışık uyarımında gözler ve kapalı durumda alfa bandının güç spektrumu düşük değerdedir.



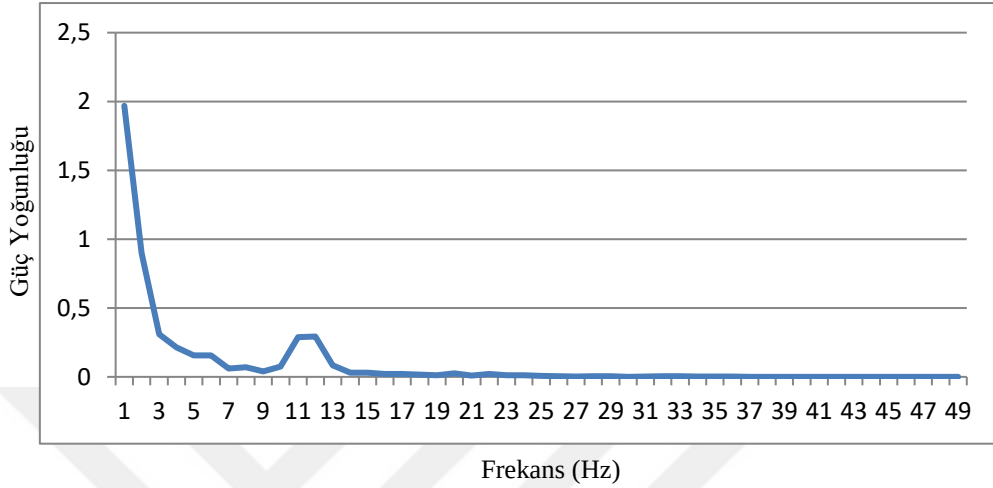
Şekil 4.5. Sağlıklı birey (N1): Gözler kapalı konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.

Sağlıklı bireyde Şekil 4.5'te 15 Hz ışık uyartımında ve gözler kapalı durumda alfa bandının güç spektrumu düşük değerdedir.



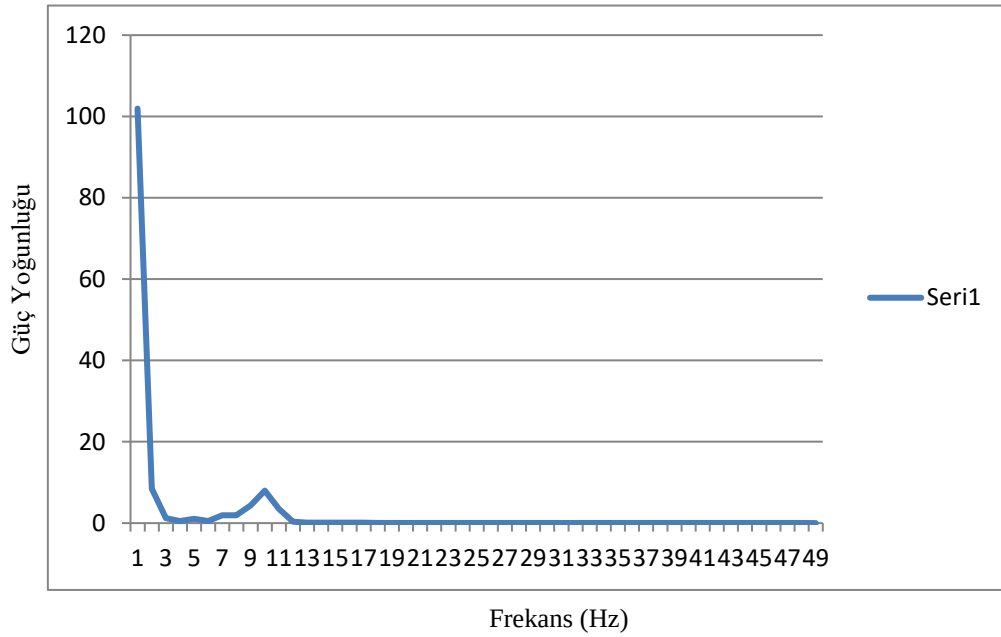
Şekil 4.6. Hasta (H5): Gözler kapalı konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.

Hasta bireyde Şekil 4.6'da 15 Hz ışık uyarısında gözler kapalı durumunda alfa bandının güç yoğunluğu daha belirgin hale geldiği ve yükseldiği gözlemlenmiştir.



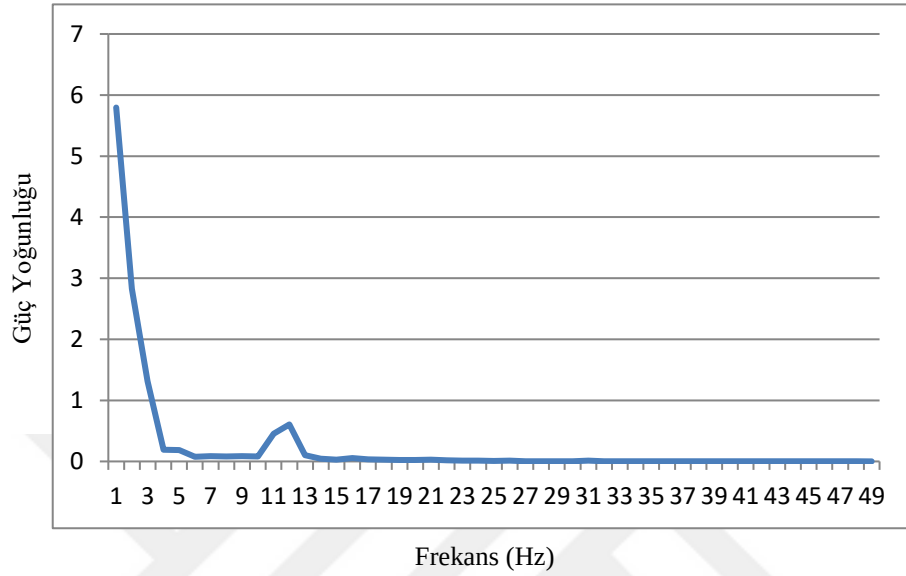
Şekil 4.7. Hasta (H4): Gözler kapalı konumda 15 Hz ışık uyarıtımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.

Hasta bireyde Şekil 4.7'de 15 Hz ışık uyarısında gözler kapalı durumunda alfa bandının güç yoğunluğu daha belirgin hale geldiği ve yükseldiği gözlemlenmiştir.



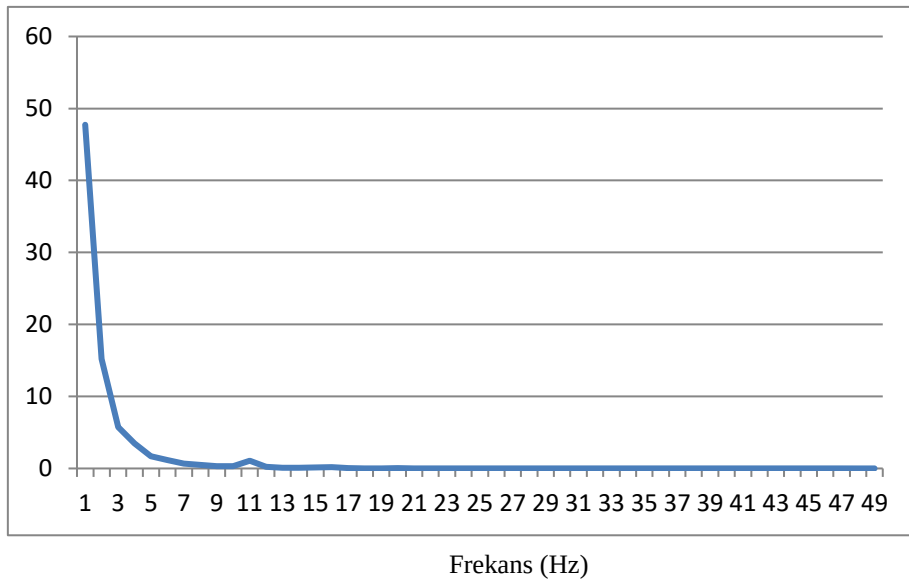
Şekil 4.8. Hasta (H3): Gözler kapalı konumda 15 Hz ışık uyarıtımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.

Hasta bireyde Şekil 4.8’de 15 Hz ışık uyartısında gözler kapalı durumunda alfa bandının güç yoğunluğu daha belirgin hale geldiği ve yükseldiği gözlemlenmiştir.



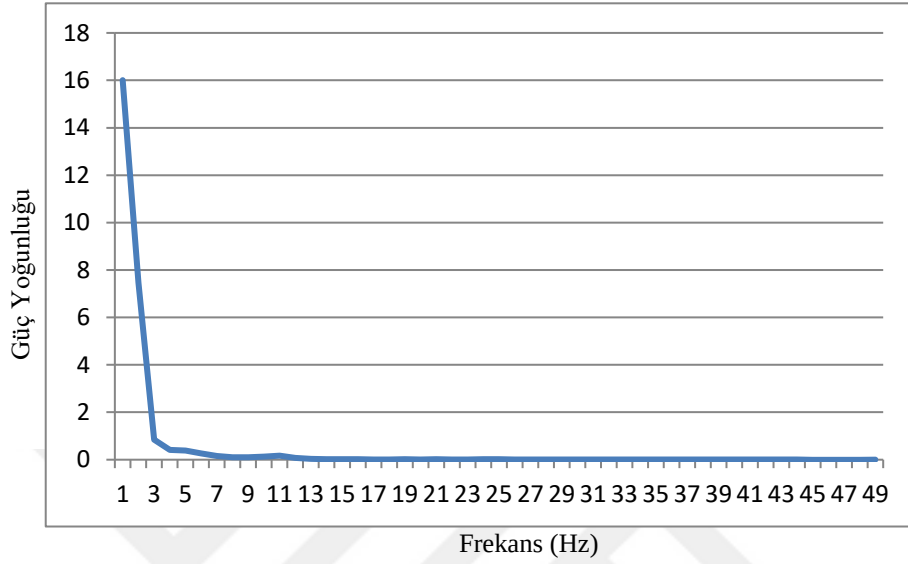
Şekil 4.9. Hasta (H2): Gözler kapalı konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.

Hasta bireyde Şekil 4.9’da 15 Hz ışık uyartısında gözler kapalı durumunda alfa bandının güç yoğunluğu daha belirgin hale geldiği ve yükseldiği gözlemlenmiştir.



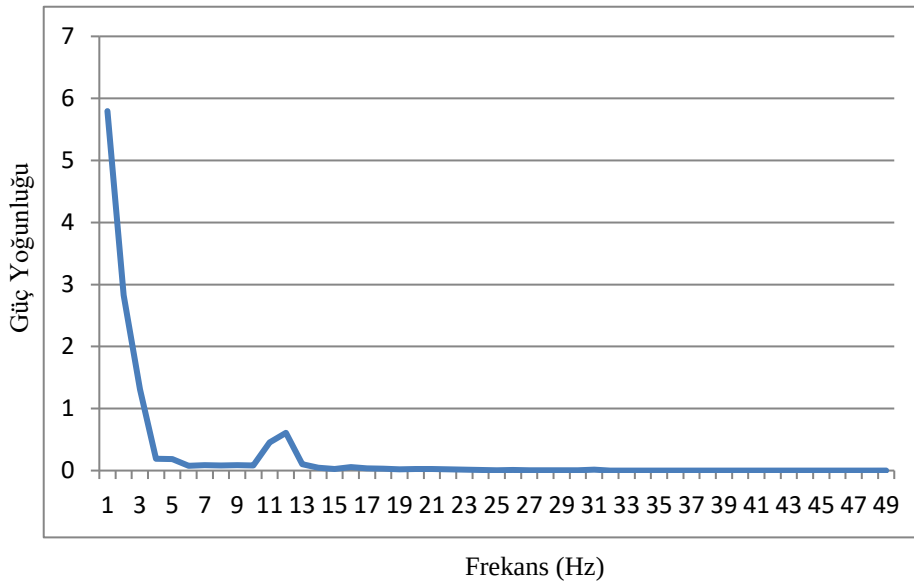
Şekil 4.10. Hasta (H1): Gözler kapalı konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.

Hasta bireyde Şekil 4.10'da 15 Hz ışık uyarısında gözler kapalı durumunda alfa bandının güç yoğunluğu daha belirgin hale geldiği ve yükseldiği gözlemlenmiştir.



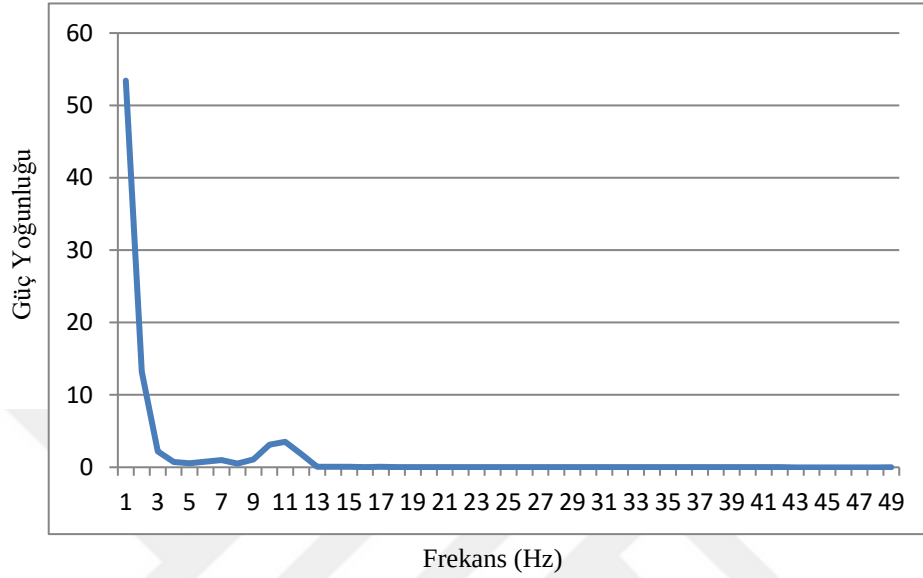
Şekil 4.11. Hasta (H1): Gözler açık konumda 15 Hz ışık uyarıtımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.

Hasta bireyde Şekil 4.11'de 15 Hz ışık uyarısında gözler kapalı durumunda alfa bandının güç yoğunluğu daha belirgin hale geldiği ve yükseldiği gözlemlenmiştir.



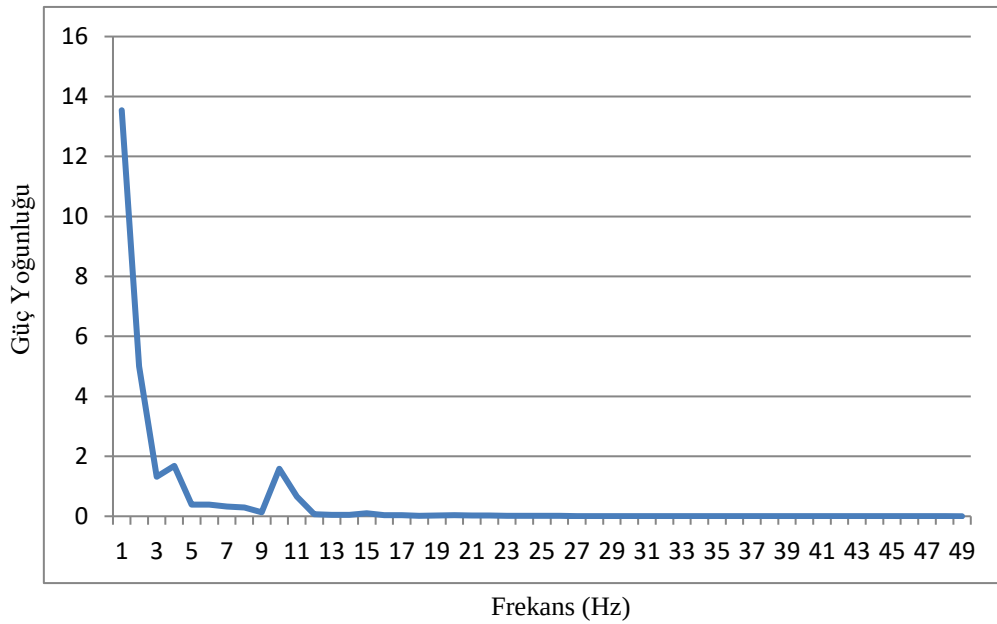
Şekil 4.12. Hasta (H2): Gözler açık konumda 15 Hz ışık uyarıtımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.

Hasta bireyde Şekil 4.12’de 15 Hz ışık uyartısında gözler açık durumunda alfa bandının güç yoğunluğu daha belirgin hale geldiği ve yükseldiği gözlemlenmiştir.



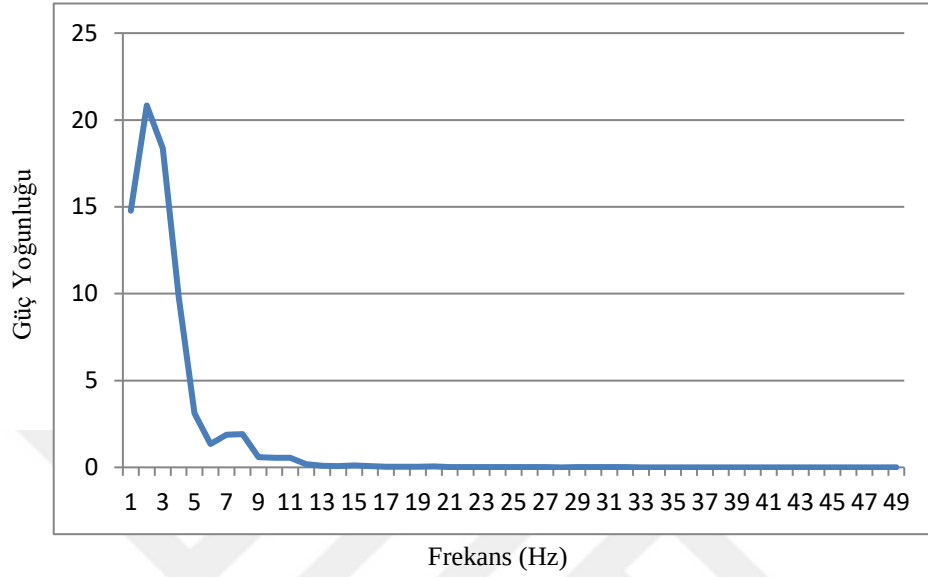
Şekil 4.13. Hasta (H3): Gözler açık konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.

Hasta bireyde Şekil 4.13’te 15 Hz ışık uyartısında gözler açık durumunda alfa bandının güç yoğunluğu daha belirgin hale geldiği ve yükseldiği gözlemlenmiştir.



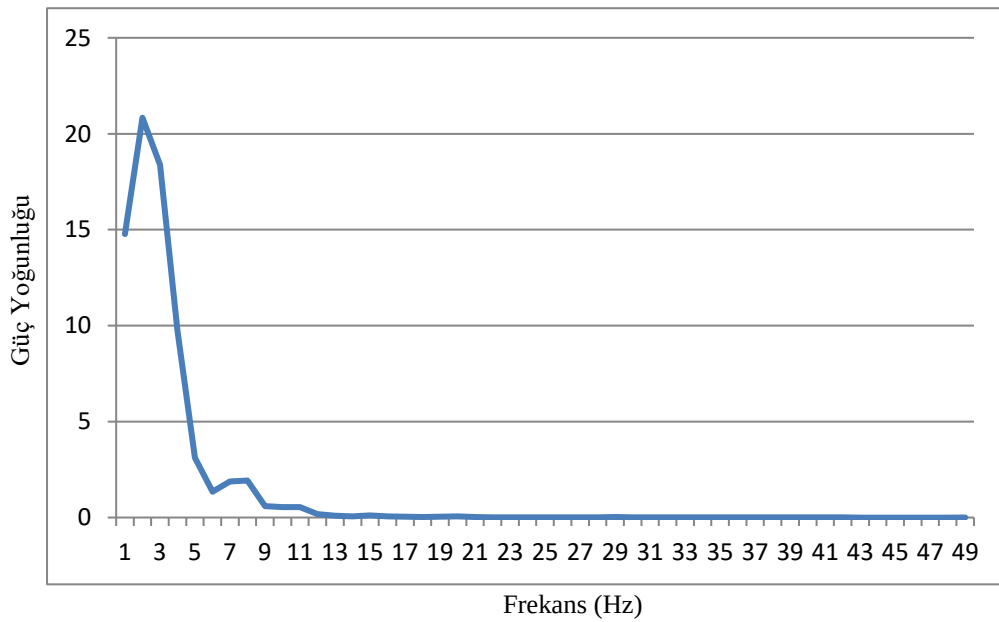
Şekil 4.14. Hasta (H4): Gözler açık konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.

Hasta bireyde Şekil 4.14'te 15 Hz ışık uyartısında gözler açık durumunda alfa bandının güç yoğunluğu daha belirgin hale geldiği ve yükseldiği gözlemlenmiştir.



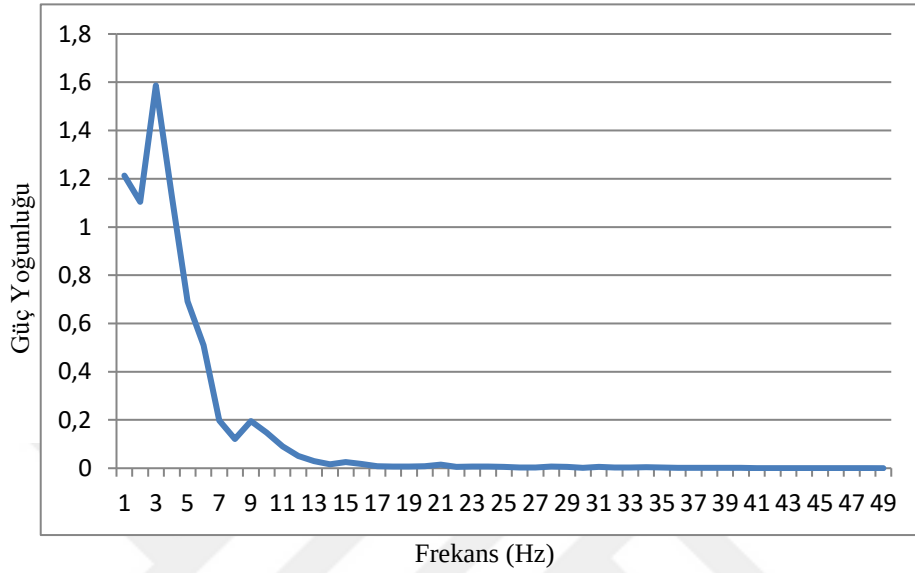
Şekil 4.15. Hasta (H5): Gözler açık konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.

Hasta bireyde Şekil 4.15'te 15 Hz ışık uyartısında gözler açık durumunda alfa bandının güç yoğunluğu daha belirgin hale geldiği ve yükseldiği gözlemlenmiştir.



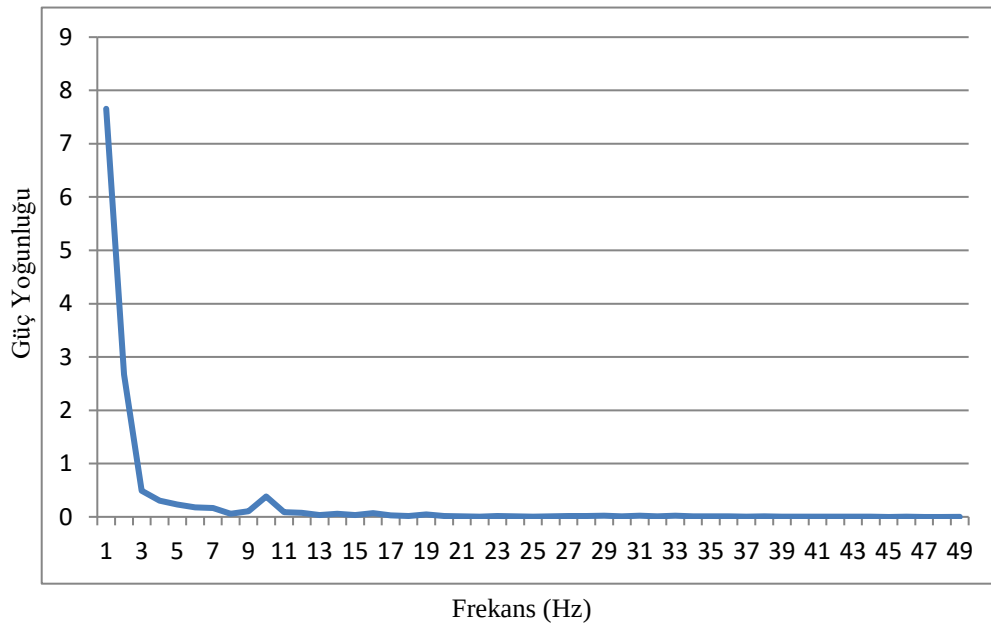
Şekil 4.16. Sağlıklı birey (N1): Gözler açık konumda 15 Hz ışık uyartımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.

Sağlıklı bireyde Şekil 4.16'da 15 Hz ışık uyarısında gözler açık durumunda alfa bandının güç yoğunluğu daha düşük hale geldiği ve azaldığı gözlemlenmiştir.



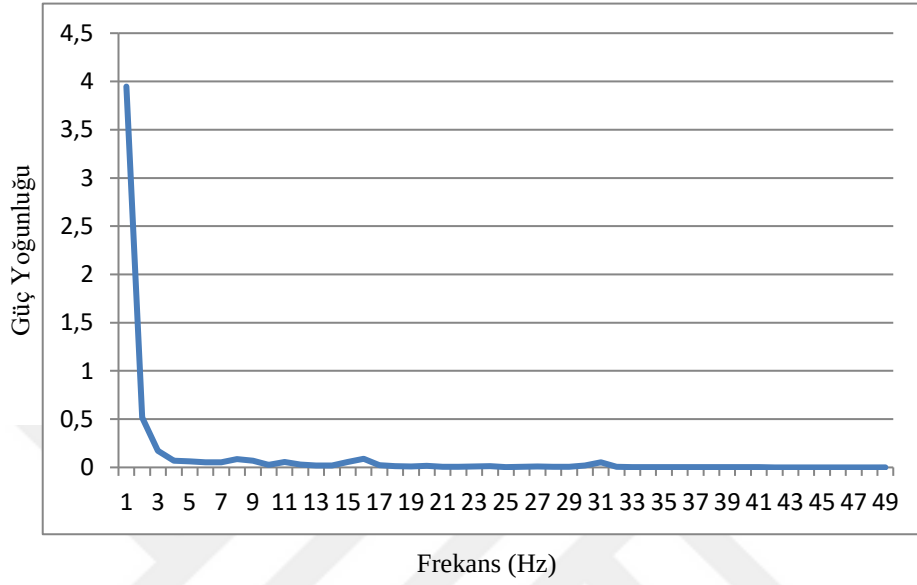
Şekil 4.17. Sağlıklı birey (N2): Gözler açık konumda 15 Hz ışık uyarıtımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.

Sağlıklı bireyde Şekil 4.17'de 15 Hz ışık uyarısında gözler açık durumunda alfa bandının güç yoğunluğu daha düşük hale geldiği ve azaldığı gözlemlenmiştir.



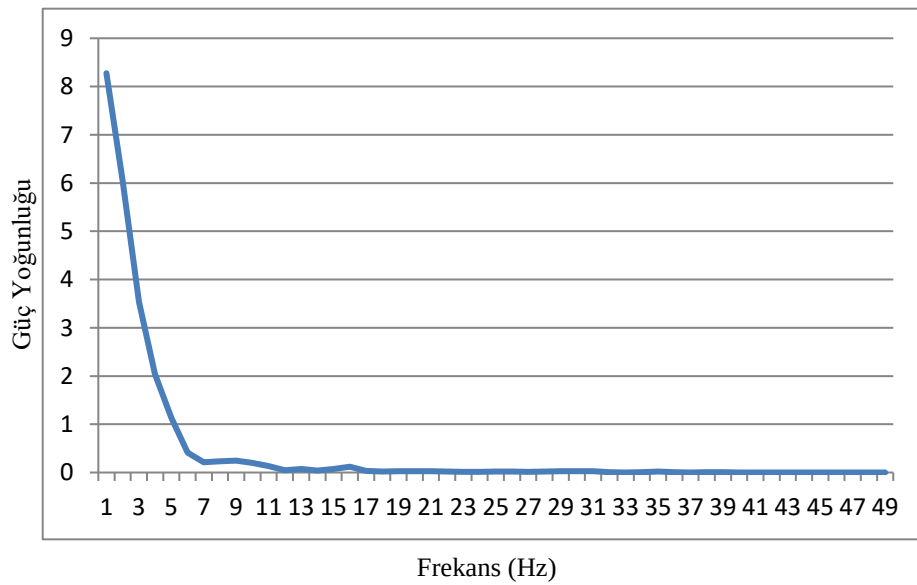
Şekil 4.18. Sağlıklı birey (N3): Gözler açık konumda 15 Hz ışık uyarıtımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.

Sağlıklı bireyde Şekil 4.18’de 15 Hz ışık uyarısında gözler açık durumunda alfa bandının güç yoğunluğu daha düşük hale geldiği ve azaldığı gözlemlenmiştir.



Şekil 4.19. Sağlıklı birey (N4): Gözler açık konumda 15 Hz ışık uyarıtımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.

Sağlıklı bireyde Şekil 4.19’da 15 Hz ışık uyarısında gözler açık durumunda alfa bandının güç yoğunluğu daha düşük hale geldiği ve azaldığı gözlemlenmiştir.



Şekil 4.20. Sağlıklı birey (N5): Gözler açık konumda 15 Hz ışık uyarıtımı sonucu Welch Metodu ile elde edilen güç spektrumu.

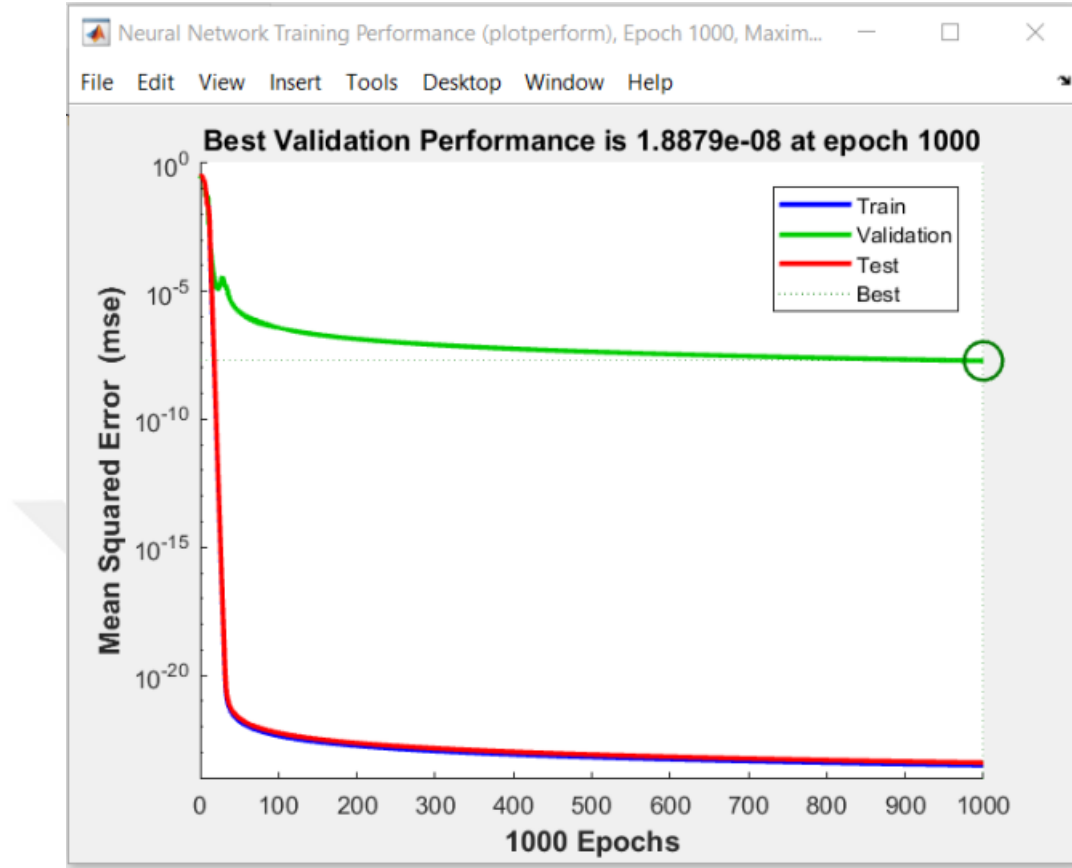
Sağlıklı bireyde Şekil 4.20’de 15 Hz ışık uyarısında gözler açık durumunda alfa bandının güç yoğunluğu daha düşük hale geldiği ve azaldığı gözlemlenmiştir.

Hasta ve sağlıklı kişilerden elde edilen 1-49 Hz frekanslarına ait güç yoğunluk değerleri ile EEG kayıt durum kodlarından oluşan 50 değişkenli, toplam 96 örnekten oluşan eğitim seti elde edilmiştir. Bu setten 78 örnek eğitim için geri kalan 18 adet örnek test için ayrılmıştır. EEG verilerinin kayıt durumları çizelge 4.1 de gösterildiği gibi kodlanmıştır. Gözler açık ışık uyarısı 5 Hz (ft5ga1), gözler kapalı ışık uyarısı 5 Hz (ft5gk1), gözler açık ışık uyarısı 10 Hz (ft10ga1), gözler kapalı ışık uyarısı 10 Hz (ft10gk1), gözler açık ışık uyarısı 15 Hz (ft15ga1), gözler kapalı ışık uyarısı 15 Hz (ft15gk1), soluk alıp verme anındaki (hvt3), istirahat halinde gözler açık (isga1), istirahat halinde gözler kapalı (isgk1) için EEG kayıt durumları, 1-9 arasındaki rakamlarla kodlanmıştır.

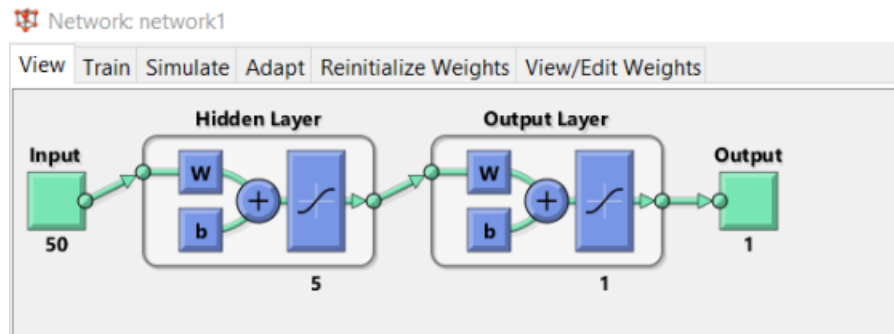
Çizelge 4.1. EEG kayıt durumları ve kodları.

EEG Kayıt Durumları	Kod
ft5ga1 (foto 5Hz. Gözler açık_1).	1
ft5gk1 (foto 5Hz. Gözler kapalı_1).	2
ft10ga1 (foto 10Hz. Gözler açık_1).	3
ft10gk1 (foto 10Hz. Gözler kapalı_1).	4
ft15ga1 (foto 15Hz. Gözler açık_1)	5
ft15gk1 (foto 15Hz. Gözler kapalı_1)	6
hvt3 (Soluk alıp- verme anındaki)	7
isga1 (İstirahat halinde Gözler açık_1)	8
isgk1 (İstirahat halinde Gözler kapalı_1)	9

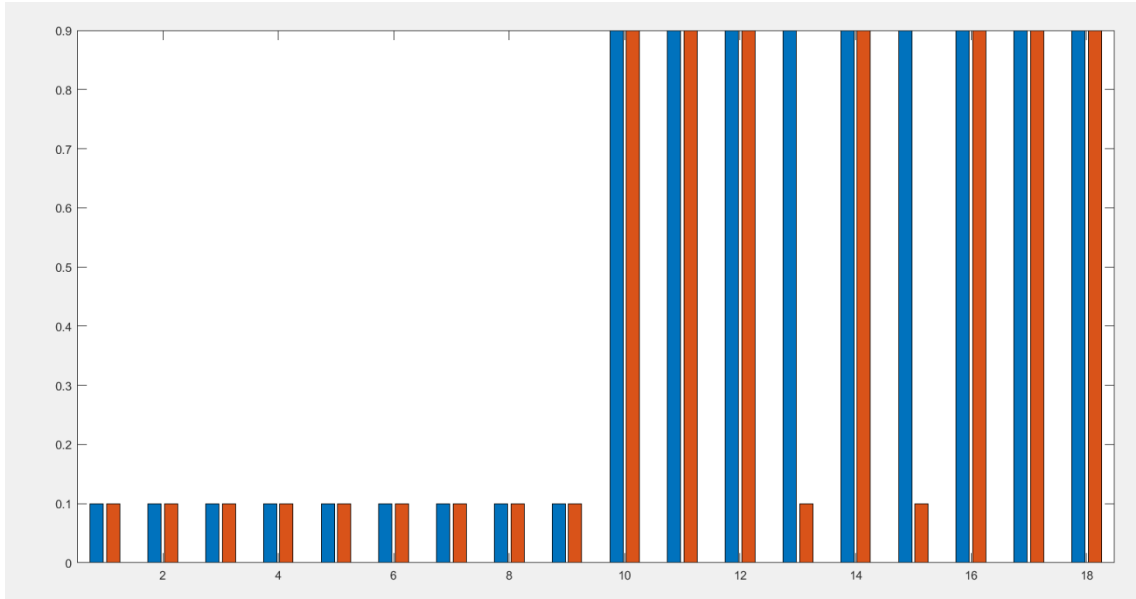
Eğitim için ayrılan eğitim seti sırasıyla FFBPNN, Elman NN ve SOM ağlarına uygulanmıştır. FFBP ağına ait eğitim performans grafiği şekil 4.21’de verilmiştir. Burada hatanın karesel ortalaması (MSE) $1.8 \cdot 10^{-8}$ olarak bulunmuştur. Ağ mimarisi şekil 4.22’de gösterilmiştir. Ağ uygulanan test sonuçlarına ait grafik şekil 4.23’te verilmiştir. Elman ağına ait eğitim performans grafiği şekil 4.24’de verilmiştir. Burada MSE değeri $2.6 \cdot 10^{-23}$ olarak bulunmuştur. Ağ mimarisi şekil 4.25’te gösterilmiştir. Ağ uygulanan test sonuçlarına ait grafik şekil 4.26’da verilmiştir. SOM ağına ait eğitim performans grafiği şekil 4. 27’de verilmiştir. Ağ mimarisi şekil 4.28’de gösterilmiştir. SOM ağının test sonuç grafiği şekil 4.29’da gösterilmiştir.



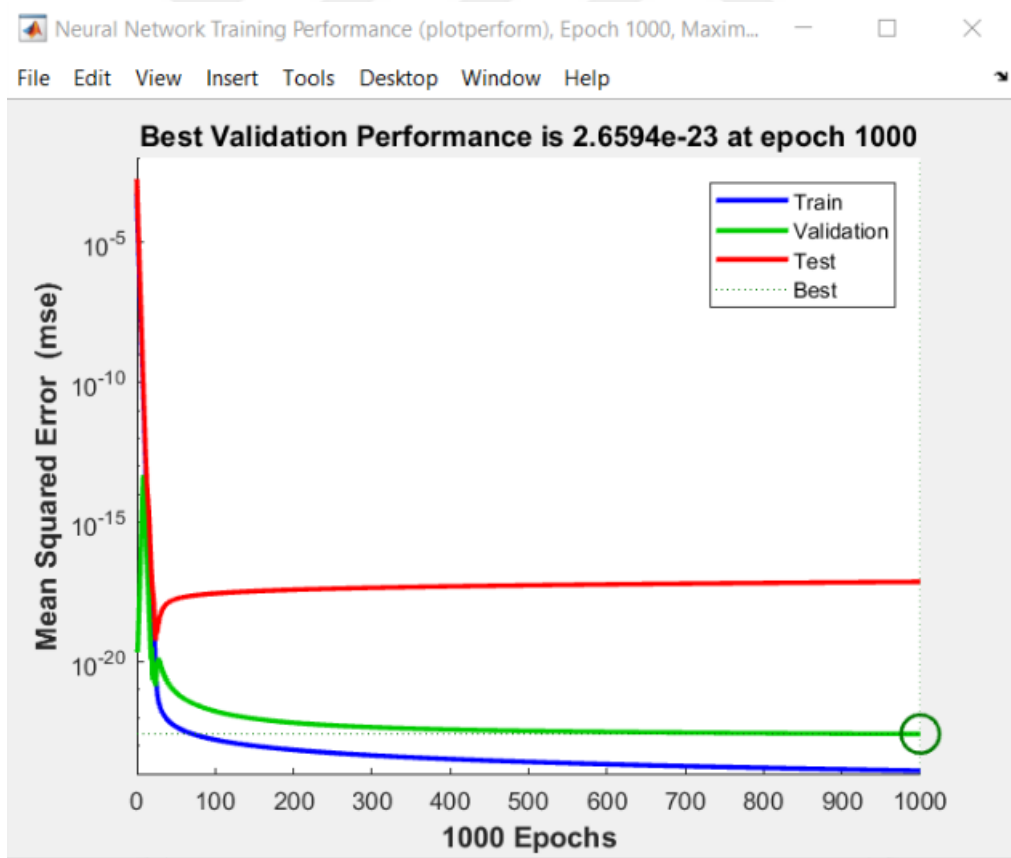
Şekil 4.21. Ağın eğitim performansı.



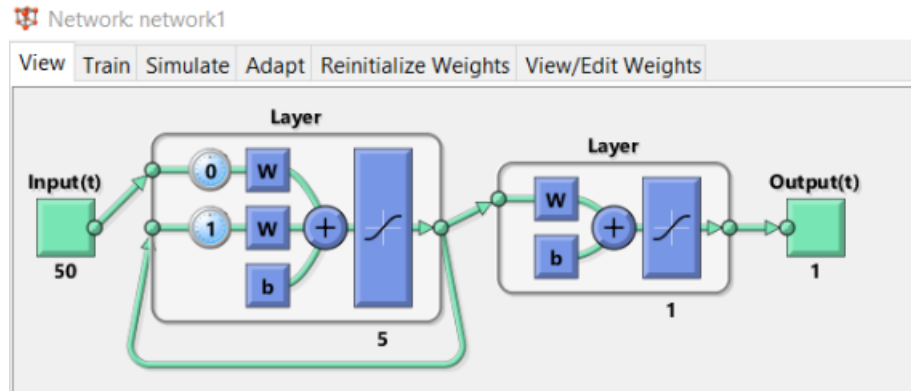
Şekil 4.22. Ağ mimarisi.



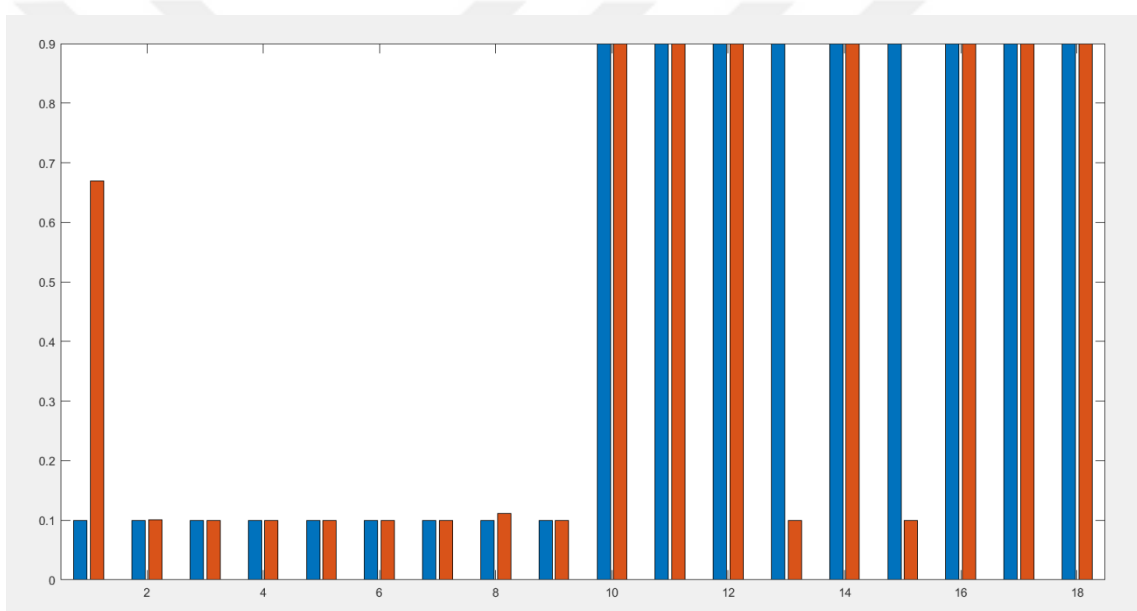
Şekil 4.23. Hedefest ve ağın bulduğu test veri sonuçları.



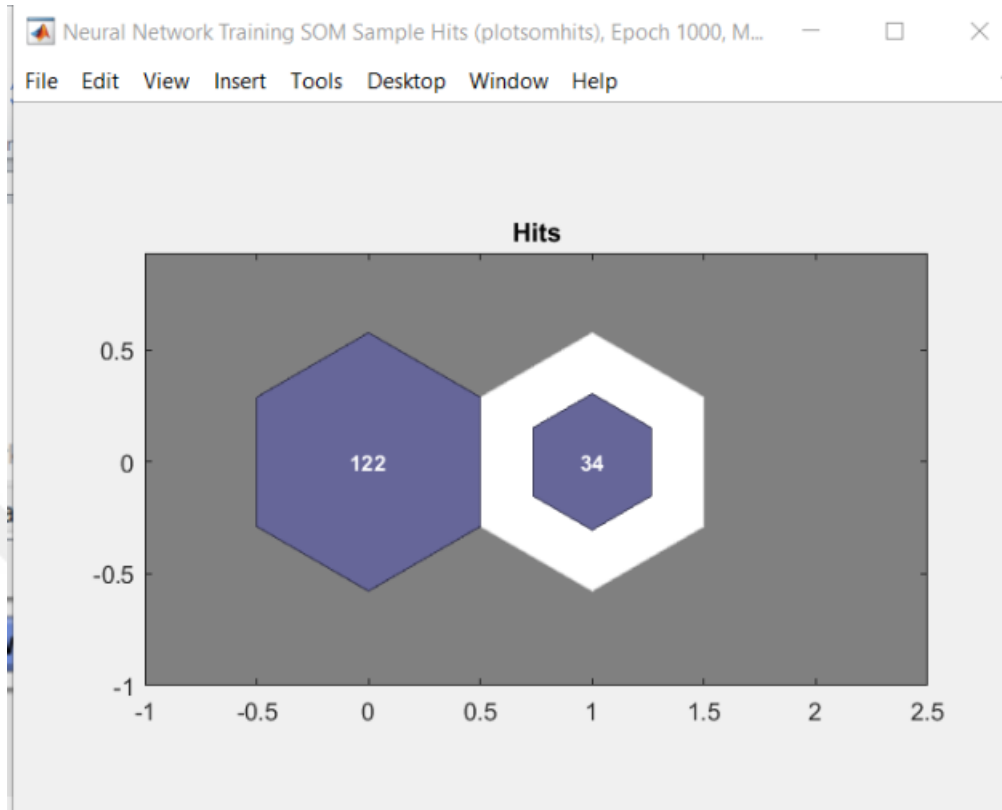
Şekil 4.24. Elman ağı eğitim performansı.



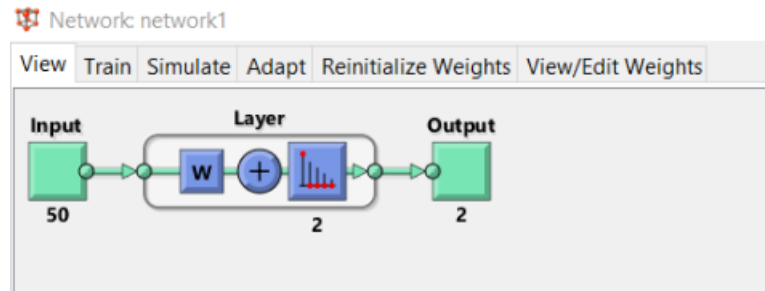
Şekil 4.25. Elman ağı mimarisi.



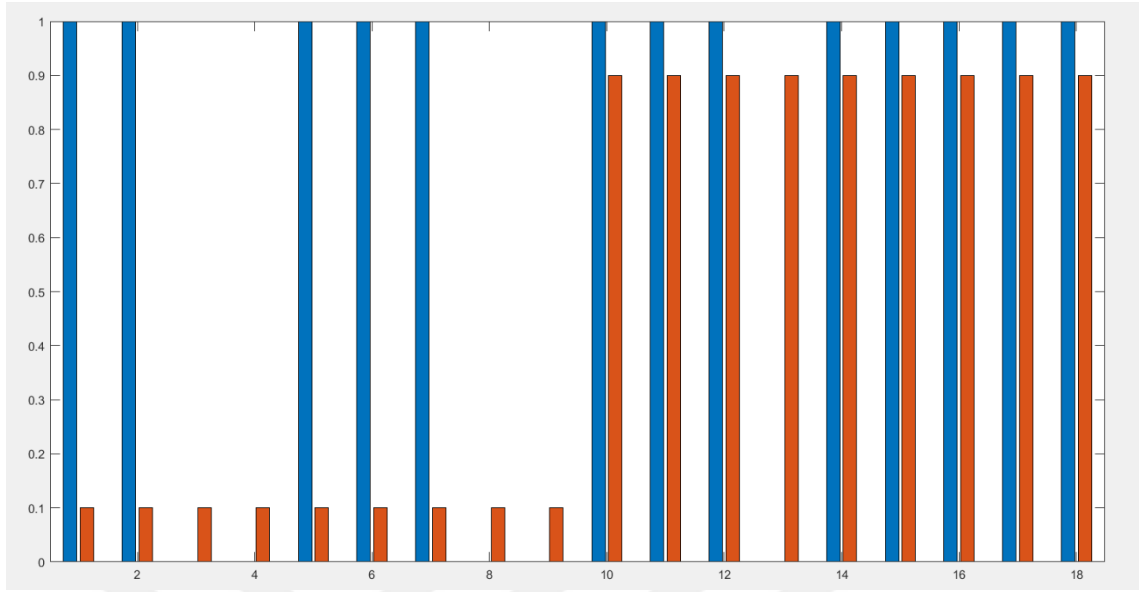
Şekil 4.26. Elman ağı test sonucu.



Şekil 4.27. SOM ağı eğitim performansı.



Şekil 4.28. SOM ağı mimarisi.



Şekil 4.29. SOM ağı test sonucu.

5. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Bu çalışmada içerisinde 5 DHEB hastası, 5 tane de sağlıklı olmak üzere 10 bireye ait EEG verileri kullanılmıştır. Bireylerden alınan 16 kanala ait EEG kayıtlarından, welch metodu ile 1-49 Hz. frekanslarındaki güç yoğunlukları hesaplanarak tüm kanalların ortalaması alınmıştır. Güç spektrumu değerleri ve EEG kayıt durum kodlarından eğitim ve test setleri oluşturulmuştur.

Eğitim seti FFBPNN, Elman ve SOM ağlarına uygulanarak ağ eğitimleri gerçekleştirilmiştir. Eğitim setinde 78 adet örnek kullanılmıştır. Test setinde ise 18 örnek yer almıştır. Eğitilen ağlar test verileriyle test edilmiştir. Test sonucunda FFBPNN ağında sınıflandırma başarısı %89, Elman ağında %84 ve SOM ağında %70 olarak ölçülmüştür.

KAYNAKLAR DİZİNİ

Abraham, A. (2005). *Artificial Neural Networks*. Handbook of Measuring System Design, edited by Peter H. Sydenham and Richard Thorn. John Wiley & Sons, Ltd. ISBN: 0-470-02143-8.

Abramovitch, A., Dar, R., Mittelman, A., ve Wilhelm, S. (2015). Comorbidity between attention deficit/hyperactivity disorder and obsessive-compulsive disorder across the lifespan: a systematic and critical review. *Harv. Rev. Psychiatry* 23, 245–262. doi: 10.1097/HRP.0000000000000050

Al-Fahoum, A. S. ve Al-Fraihat, A. A. (2014). Methods of EEG Signal Features Extraction Using Linear Analysis in Frequency and Time-Frequency Domains. Hindawi Publishing Corporation, ISRN Neuroscience, 7.

Anderson, A., Douglas, P. K., Kerr, W. T., Haynes, V. S., Yuille, A. L., Xie, J. ve Cohen, M. S. (2014). Non-negative matrix factorization of multimodal MRI, fMRI and phenotypic data reveals differential changes in default mode subnetworks in ADHD. *Neuro Image*, 102, 207-219.

Anderson, J. A. ve Rosenfeld, E. (1988). *Neurocomputing: Foundations of Research*. MIT Press, Cambridge.

Arns, M., Etkin, A., Hegerl, U., Williams, L. M., DeBattista, C., Palmer, D. M., Fitzgerald P.B., Harris, A., deBeuss, R., Gordon, E. (2015). Frontal and rostral anterior cingulate (rACC) theta EEG in depression: implications for treatment outcome? *Eur. Neuropsychopharmacol.* 25, 1190–1200. doi: 10.1016/j.euroneuro. 2015.03.007.

Atasoy, H., Yıldırım, S., Yıldırım, E. ve Kutlu, Y. (2014, 27-29 Kasım). EEG Sinyallerinden Fraktal Boyut Ve Dalgacık Dönüşümü Kullanılarak Duygu Tanıma. Eleco 2014 Elektrik–Elektronik–Bilgisayar ve Biyomedikal Mühendisliği Sempozyumu, Bursa.

Aydemir, Ö. ve Kayıkçıoğlu, T. (2009, 11-13 Şubat). EEG Tabanlı Beyin Bilgisayar Arayüzleri. Akademik Bilişim Konferansı Bildirileri, Harran Üniversitesi, Şanlıurfa.

Aykaç, A. (2015). EEG, Elektroensefalogram, YDÜ Tıp Fakültesi, Biyofizik Anabilim Dalı Ders Notları.

Barişçi, N. ve Müldür, S. (2003). Epileptik EEG sinyallerinin sinirsel-bulanık sistem ile sınıflandırılması. *Politeknik dergisi*, 6(2), 445-449.

Barros, R. Q., Santos, G., Ribeiro, C., Torres, R., Barros, M. Q. ve Soares, M. M. (2015), A Usability Study of a Brain-Computer Interface Apparatus: An Ergonomic Approach. In International Conference of Design, User Experience, and Usability (s.224-236). Springer, Cham.

Bayliss, J. D. (2000). A Virtual Testbed for Brain-Computer Interface Research. *IEEE Transactions On Rehabilitation Engineering*, 8(2).

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

Blandón, D. Z., Munoz, J. E., Lopez, D. S., ve Gallo, O. H. (2016, September). Influence of a BCI neurofeedback videogame in children with ADHD. Quantifying the brain activity through an EEG signal processing dedicated toolbox. In 2016 IEEE 11th Colombian Computing Conference (CCC) (s.1-8). IEEE.

Carpenter, G. A. ve Grossberg, S. (1991). Pattern Recognition by Self-Organizing Neural Networks. MIT Press, Cambridge.

Chapin, J. K., Moxon, K. A., Markowitz R. S. ve Nicolelis, M. A. (1999). Real-time control of a robot arm using simultaneous recorded neurons in the motor cortex. *Nature Neurosci*, 2, 664–670.

Cheng, M., Gao, X., Gao, S., Member, S. ve Xu, D. (2002). Design and Implementation of a Brain-Computer Interface With High Transfer Rates. *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, 49(10).

Clark, A. R., Barry, R. J., McCarthy, R., ve Selikowitz, M. (2001). EEG-defined subtypes of children with attention-deficit/hyperactivity disorder. *Clinical Neurophysiology*, 112(11), 2098–2105.

Clarke, A. R., Barry, R. J., McCarthy, R. ve Selikowitz, M. (2001). Age and sex effects in the EEG: differences in two subtypes of attention-deficit/hyperactivity disorder. *Clinical neurophysiology*, 112(5), 815-826.

Cohen, L. (1995). *Time-Frequency Analysis*. PrenticeHall, Upper Saddle River, NJ, USA.

Çoban, R., Avan ve D. ve Erçin, Ö. (2009). Dinamik Sistem Modelleme için Yeni Bir Geri Beslemeli Sinir Ağı Yaklaşımı, Elektrik Elektronik Bilgisayar ve Biyomedikal Mühendisliği 13. Ulusal Kongresi, Ankara, 23-26 Aralık. 107-110.

Çuhadar, M. ve Kayacan, C. (2005). Yapay Sinir Ağları Kullanılarak Konaklama İşletmelerinde Doluluk Oranı Tahmini: Türkiye’deki Konaklama İşletmeleri Üzerine Bir Deneme. *Anatolia: Turizm Araştırmaları Dergisi*, 16(1), 24-30.

Deda, H. ve Deda, G. (2018). EEG cihazı. E.T.: 01 Nisan 2018, <http://dedasaglik.com/cihazlarimiz/eeg-cihazı>.

De La Fuente, A., Xia, S., Branch, C., Li, X. (2013). A review of attentiondeficit/ hyperactivity disorder from the perspective of brain networks, *Front. Hum. Neurosci.* 7.

Do, A. H., Wang P. T., King C. E., Abiri, A. ve Nenadic, Z. (2011). Brain-Computer Interface Controlled Functional Electrical Stimulation System for Ankle Movement. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 8, 49.

Dong, S. Y. ve Lee, S. Y. (2012). Understanding human implicit intention based on frontal electroencephalography (EEG). *Proceedings of International Joint Conference on Neural Networks IJCNN*, 1-5, 10-1109, 6252753.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

Efe, Ö. ve Kaynak, O. (2000). *Yapay Sinir Ağları ve Uygulamaları*. Boğaziçi Üniversitesi Yayını, İstanbul, 696.

Ergezer, H., Dikmen, M. ve Özdemir, E. (2003). Yapay Sinir Ağları Ve Tanıma Sistemleri. *Pivolka*, 2(6), 14-17.

Fausett, L. (1994). *Fundamentals of neural networks*: Prentice-Hall. 187s.

Guerrero-Mosquera, C. ve Vazquez, A. N. (2009, Aralık). New approach in features extraction for EEG signal detection. Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC '09), 13–16.

Haykin, S. (1994). *Neural Networks: A Comprehensive Foundation*, MacMillan College Publishing Co, New York.

Hebb, D. O. (1949). *The Organization of Behavior*. John Wiley & Sons, New York.

Jain, A. K., Mao, J. ve Mohiuddin, K. M. (1996). Artificial Neural Networks: A Tutorial. *IEEE*, 31-44.

Jurcak, V., Tsuzuki, D. ve Dan, I. (2007, 15 Şubat). 10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: Their validity as relative head-surface-based positioning systems. *Neuroimage*. 34(4), 1600-11.

Kam, H. J., Lee, K., Cho, S. M., Shin, Y. M., Park, R. W. (2011). High-resolution actigraphic analysis of ADHD: a wide range of movement variability observation in three school courses – a pilot study. *Health Inform Res*. 17(19-37).

Kessler, R. C., Adler, L., Barkley, R., Biederman, J., Conners, C. K., Demler, O., Faraone, S. V., Greenhill, L. L., Howes, M. J., Secnik, K., Spencer, T., Ustun, T. B., Walters, E. E., Zaslavsky, A. M. (2006). The Prevalence and correlates of adult ADHD in the United States: results from the national comorbidity survey replication. *The American Journal of Psychiatry*. 163 (April): 716–23.

Kim, J. W., Lee, J., Kim, B. N., Kang, T., Min, K. J., Han, D. H., ve Lee, Y. S. (2015). Theta-phase gamma-amplitude coupling as a neurophysiological marker of attention deficit/hyperactivity disorder in children. *Neuroscience letters*, 603, 25-30.

Lee, S. H., Abibullaev, B., Kang, W. S., Shin, Y., ve An, J. (2010, October). Analysis of attention deficit hyperactivity disorder in EEG using wavelet transform and self organizing maps. In *ICCAS 2010* (s.2439-2442). IEEE.

Liao, L. D., Chen, C. Y., Wang, I. J., Chen, S. F., Li, S. Y., Chen, B. W., Chang, J. Y. ve Lin, C. T. (2012). Gaming control using a wearable and wireless EEG-based brain-computer interface device with novel dry foam-based sensors. *J. Neuroeng Rehabil*, 28, 5-9.

Martínez, F., Barraza, C., Gonzalez, N., ve González, J. (2016). KAPEAN: Understanding Affective States of Children with ADHD. *Educational Technology & Society*, 19 (2), 18–28.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

Martínez, F., Barraza, C., González, N., ve González, J. (2016). KAPEAN: Understanding Affective States of Children with ADHD. *Journal of Educational Technology & Society*, 19(2).

Martín-Martínez, D., Casaseca-De-La-Higuera, P., Alberola-López, S., Andrés-de-Llano, J., López-Villalobos, J. A., Ardura-Fernández, J., ve Alberola-López, C. (2012). Nonlinear analysis of actigraphic signals for the assessment of the attention-deficit/hyperactivity disorder (ADHD). *Medical engineering & physics*, 34(9), 1317-1329.

Maskeliunas, R., Damasevicius, R, Martisius, I. ve Vasiljevas, M. (2016). Consumer-grade EEG devices: are they usable for control tasks. *PeerJ*, DOI 10.7717/peerj.1746.

Masouma, S., Jouan-Rimbaud, D., Vercauteren, J., Jalali-Heravi, A., M. ve Rutledge, D. N. (2006). Discrimination of wines based on 2D NMR spectra using learning vector quantization neural networks and partial least squares discriminant analysis. S. Masoum et al, *Analytica Chimica Acta* 558, 144–149.

Mazaheri, A., Fassbender, C., Coffey-Corina, S., Hartanto, T. A., Schweitzer, J. B. ve Mangun, G. R. (2014). Differential oscillatory electroencephalogram between attention-deficit/hyperactivity disorder subtypes and typically developing adolescents. *Biological psychiatry*, 76(5), 422-429.

MEB (2011). Biyomedikal Cihaz Teknolojileri Beyin Sinyal İzleyicilerde Kurulum 523EO0289.

Miranda, E. R. (2006). Brain-Computer music interface for composition and performance. *Int J Dis Human Dev.*, 5(2).

Nazhvani, A. D., Boostani, R., Afrasiabi, S., & Sadatnezhad, K. (2013). Classification of ADHD and BMD patients using visual evoked potential. *Clinical neurology and neurosurgery*, 115(11), 2329-2335.

Öztemel, E. (2006). *Yapay sinir ağları*. Papatya yayınları, İstanbul.

Öztura, İ. (2019), *Uyku ve Uyanıklıkta EEG aktiviteleri*. (DEÜTF Nöroloji Anabilim Dalı).

Proakis, J. G. ve Manolakis, D.G. (1996). *Digital Signal Processing Principles, Algorithms and Applications*. Prentice-Hall, New Jersey.

Sadatnezhad, K., Boostani, R., ve Ghanizadeh, A. (2011). Classification of BMD and ADHD patients using their EEG signals. *Expert Systems with Applications*, 38(3), 1956-1963.

Sánchez-González, A., ve García-Zapirain, B. (2017). Electroencephalography Mu Rhythm Suppression Analysis During Observation-Execution Tasks in Children with Attention Deficit/Hyperactivity Disorder. *Journal of Medical Imaging and Health Informatics*, 7(5), 1005 1012.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

Sezer, E., (2008). Epilepsi Teşhisi İçin EEG Sinyal Analizi. Yüksek Lisans Tezi, Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik ve Bilgisayar Sistemleri Eğitimi Anabilim Dalı, Konya.

Subasi, A., Kiymik, M. K., Alkan, A. and Koklukaya, E. (2005). Neural network classification of EEG signals by using AR with MLE preprocessing for epileptic seizure detection. *Mathematical and Computational Applications*, 10(1), 57–70.

Sun, Li, Cao, Qingjiu, Long, Xiangyu, Sui, Manqiu, Cao, Xiaohua, Zhu, Chaozhe, Zuo, Xinian, An, Li, Song, Yan, Zang, Yufeng, (2012). Abnormal functional connectivity between the anterior cingulate and the default mode network in drug-naïve boys with attention deficit hyperactivity disorder. *Psychiatry Res. Neuroimaging* 201 (2), 120–127.

Takma, Ç., Atıl, H. ve Aksakal, V. (2012). Çoklu Doğrusal Regresyon ve Yapay Sinir Ağı Modellerinin Laktasyon Süt Verimlerine Uyum Yeteneklerinin Karşılaştırılması. *Kafkas Üniversitesi Veterinerlik Fakültesi Dergisi*, 18(6), 941-944.

Tcheslavski, G. V. ve Beex, A. L. (2006). Phase synchrony and coherence analyses of EEG as tools to discriminate between children with and without attention deficit disorder. *Biomedical Signal Processing and Control*, 1(2), 151-161.

Thomas, K. P., Vinod, A. P. ve Guan, C. (2013). Design of an online EEG based neurofeedback game for enhancing attention and memory. In: Proc. of 35th annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society (EMBC). Piscataway: IEEE, 433-436.

Tomasi, Dardo, Volkow, Nora D., (2012a). Abnormal functional connectivity in children with attention-deficit/hyperactivity disorder. *Biol. Psychiatry* 71 (5), 443–450.

Tomasi, Dardo, Volkow, Nora D., (2012b). Functional connectivity of substantia nigra and ventral tegmental area: Maturation during adolescence and effects of ADHD. *Cereb. Cortex* (Epub ahead of print).

Tosun, M. (2004). İnhalasyon anesteziinde sevofluran oranının neuro- fuzzy sistem ile kontrolü. Sakarya Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Sakarya.

Tse, P., Wang, D. D. ve Atherton, D. (1996). *Eng. Appl. Artif. Intell.* 9, 487–498.

Ubeyli, E. D. (2008). Analysis of EEG signals by combining eigenvector methods and multiclass support vector machines. *Computers in Biology and Medicine*, 38(1), 14–22.

Ubeyli, E. D. (2009). Analysis of EEG signals by implementing eigenvector methods/recurrent neural networks. *Digital Signal Processing*, 19(1), 134–143.

Ubeyli, E. D. ve Guler, I. (2004). Selection of optimal AR spectral estimation method for internal carotid arterial Doppler signals using Cramer-Rao bound. *Comput. Electr. Eng.* 30, 491-508.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

Vidal, J. J. (1973). Toward Direct Brain-Computer Communication. *Annual Review of Biophysics and Bioengineering*, 2, 157-180.

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

Yazgan, E., ve Korürek, M. (1996). *Tıp elektroniği*. İTÜ Elektrik Elektronik Fakültesi, ofset baskı atelyesi, İstanbul.



EKLER

Ek 1. Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Karar Formu

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU			
ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		"Okul çağındaki çocukların dikkat eksikliği ve hiperaktivite bozukluğu (DEHB) seviyesinin, EEG sinyalleri yardımı ile belirlenmesine yönelik çalışma"	
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU		2015-KAEK-86/15	
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Dili
	BAŞVURU DİLEKÇESİ	02.12.2015	Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	İLAÇ DIŞI KLİNİK ARAŞTIRMALARI BAŞVURU FORMU	30.11.2015	Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	ANABİLİM DALI BAŞKANI VEYA EĞİTİM SORUMLUSU TARAFINDAN ONAYLANAN BELGE	01.12.2015	Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	ÖZGEÇMİŞ FORMU	VAR	Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	VAR	Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	İKİ VE HELSİNKİ BİLDİRGESİNİN OKUNDUĞUNA DAİR TAAHHÜTNAME	VAR	Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı		Açıklama
	SİGORTA	☐	
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	☒	
	BİYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	☐	
	İLAN	☐	
	YILLIK BİLDİRİM	☐	
	SONUÇ RAPORU	☐	
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	☐	
	DİĞER:	☒	CD, 3 adet literatür,
KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2015/15 - 10	Tarih: 07.12.2015	
	Başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına, çalışmanın sonlanım raporunun Etik Kurul Başkanlığı'na iletilmesine, OY BİRLİĞİ İLE KARAR VERİLMİŞTİR.		

Etik Kurul Başkanı
Ünvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Hüdaverdi KÜÇÜKER
İmza:

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : BAŞARAN, Mustafa
Doğum tarihi ve yeri : 01.10.1988 Simav
e-mail : mustafabasaran43@hotmail.com

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Lisans	Gazi Üniversitesi Elektronik Öğretmenliği	2014
Lise	Simav Teknik Lisesi	2008

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2	Simav Meslek Yüksek Okulu	Öğretim Elemanı
1	Simav Milli Eğitim Müdürlüğü	Öğretmen
1	Milli Savunma Üniversitesi K. Ast. MYO	Öğretim Görevlisi

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar