

**EEG SİNYALLERİNİN ANALİZİNDE PERFORMANSI YÜKSEK
OLAN DALGACIK TİPİNİN BELİRLENMESİ**

MERVE YASEMEN TÜRKOĞLU

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ

TOBB EKONOMİ VE TEKNOLOJİ ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ARALIK 2010

ANKARA

Fen Bilimleri Enstitü onayı

Prof. Dr. Ünver KAYNAK

Müdür

Bu tezin Yüksek Lisans derecesinin tüm gereksinimlerini sağladığımı onaylarım.

Doç. Dr. Kahraman Güçlü KÖPRÜLÜ

Anabilim Dalı Başkanı

Merve Yasemen TÜRKÖĞLU tarafından hazırlanan EEG SİNYALLERİNİN ANALİZİNDE PERFORMANSI YÜKSEK OLAN DALGACIK TİPİNİN BELİRLENMESİ adlı bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Yrd. Doç. Dr. Ali Cafer GÜRBÜZ

Tez Danışmanı

Tez Jüri Üyeleri

Başkan: Doç. Dr. Kahraman Güçlü KÖPRÜLÜ _____

Üye : Yrd. Doç. Dr. Ali Cafer GÜRBÜZ _____

Üye : Yrd. Doç. Dr. A. Murat ÖZBAYOĞLU _____

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada orijinal olmayan her türlü kaynağa eksiksiz atf yapıldığını bildiririm.

Merve Yasemen TÜRKOĞLU

Üniversitesi : TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi
Enstitüsü : Fen Bilimleri
Anabilim Dalı : Elektrik ve Elektronik Mühendisliği
Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Ali Cafer GÜRBÜZ
Tez Türü ve Tarihi : Yüksek Lisans – Aralık 2010

Merve Yasemen TÜRKOĞLU

EEG SİNYALLERİNİN ANALİZİNDE PERFORMANSI YÜKSEK OLAN DALGACIK TİPİNİN BELİRLENMESİ

ÖZET

Beynin sinirsel faaliyeti sonucu elde edilen biyoelektrik işaretlere Elektroensefalogram (EEG) adı verilir. EEG sinyali, epilepsi gibi çeşitli sinir hastalıklarının teşhisi ve araştırılmasında önemli rol oynayan, beyinsel aktiviteler hakkında önemli bilgi sağlayan non invazif (yüzeyden) bir yöntemdir. EEG sinyalleri, alfa (α), beta (β), teta (θ), delta (δ) ve gama (γ) olmak üzere 5 adet frekans bandı içeren belli bir dalga şekline sahip olmayan sinyallerdir. Spektral analiz yöntemleri ile EEG sinyallerinden bilgi çıkarılması teşhise yardımcı olmaktadır. Epileptik nöbet beyindeki hücrelerin kontrol edilemeyen, ani, aşırı ve anormal deşarjlarına bağlı olarak ortaya çıkan bir durumdur. Epilepsi nöbetleri beklenmeyen elektriksel uyarı olarak da düşünülebilir. Bu çalışmada, sağlıklı insanlara ve epilepsi hastalarına ait EEG sinyallerinin spektral analizi, EEG gibi durağan olmayan sinyallerin analizinde oldukça başarılı olması sebebiyle ayrık dalgacık yöntemi (ADD) ile yapılmıştır. Üzerinde çalışılan EEG sinyallerinin dalgacık ayrışımında ayrışım seviyesi 6 olarak alınmıştır. Ayrıntılı ve yaklaşık dalgacık katsayıları, 6 ayrıntılı ve 1 yaklaşık alt band üzerinden hesaplanmıştır. Dalgacık katsayıları EEG sinyallerini tanımlayan öznitelikleri vermektedir. EEG sinyallerinin ayrık dalgacık dönüşümü ile analizinde Daubechies, Coiflet, Symmlet, ayrık Meyer gibi farklı dalgacık tipleri kullanılmıştır. Bu analizlerde epileptik EEG sinyallerinin tespitinde herbir dalgacığın başarı oranı değişim göstermektedir. Çalışmanın sonucunda yapılan analizler ile elde edilen bulgulara göre en iyi performansı gösteren dalgacık tipi ve derecesi belirlenmeye çalışılmıştır. Sonuç olarak sağlıklı ve epileptik EEG kayıtları arasındaki ayrımı en iyi gösteren dalgacık tipi Daubechies ve derecesi 44 olarak bulunmuştur. Dalgacık katsayılarını belirlemek ve bu katsayıların çeşitli istatistiksel hesaplamalarını yapmak için Matlab yazılımı kullanılmıştır.

Anahtar Kelimeler: EEG (Elektroensefalogram), Ayrık Dalgacık Dönüşümü, Epilepsi, Spektral Analiz.

University : TOBB Economics and Technology University
Institute : Institute of Natural and Applied Sciences
Science Programme : Electrical and Electronics Engineering
Supervisor : Assistant Professor Dr. Ali Cafer GÜRBÜZ
Degree Awarded and Date : M.Sc. – December 2010

Merve Yasemen TÜRKOĞLU

**DETERMINATION OF HIGH PERFORMANCE WAVELET TYPE IN EEG
SIGNALS ANALYSIS**

ABSTRACT

Bioelectrical signs, which are the results of the brain neural activity, are called Electroencephalogram (EEG). EEG signals play an important role in the diagnosis and study of many nervous diseases such as epilepsy. EEG signals, which provide important information about brain activity is also a non-invasive method. EEG signals, who do not have a specific waveforms, containing five frequency bands. These bands are called as alpha (α), beta (β), theta (θ), delta (δ) and gamma (γ). Spectral analysis of EEG signals help to extract information to diagnose diseases. Epileptic seizure is a situation that occurs depending on the sudden, excessive and abnormal discharge arise of brain cells can not be controlled. Epileptic seizures may be considered as an unexpected electrical impulse. In this study, discrete wavelet transform (DWT) was used for spectral analysis of EEG signals belonging to the epilepsy patients and healthy people due to the success of the DWT method in analysis of non-stationary signals like EEG. Wavelet decomposition level was set to 6 for this study. Detailed and approximate wavelet coefficients were calculated based on the six detailed and one approximate sub-bands. The attributes that define the EEG signal is given by the wavelet coefficients. Different wavelet types such as Daubechies, Coiflet, Symmlet and discrete Meyer were used in EEG signal analysis with the discrete wavelet transform. These analyses showed that every single wavelet and different degrees of the wavelets give changing results. According to the results, the type and the degree of the best performing wavelet is determined. Consequently, the analysis results have shown that Daubechies has been type of best performing wavelet and 44 has been it's degree. Determination of the wavelet coefficients, and various statistical calculations of wavelet coefficients were made with Matlab software.

Key Words: EEG (Electroencephalogram), Discrete Wavelet Transform (DWT), Epilepsy, Spectral Analysis.

TEŞEKKÜR

Tezimi planlarken, araştırmalarımı yaparken ve bulgularımı birleştirme aşamasında benden ilgi ve desteğini esirgemeyen, engin bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, yönlendirme ve bilgilendirmeleriyle çalışmamın nihai haline gelmesinde büyük emeği geçen sayın hocam Yrd. Doç. Dr. Ali Cafer GÜRBÜZ' e sonsuz teőekkürlerimi sunarım.

Ayrıca bu zorlu çalışma sürecimde benden manevi desteğini esirgemedен yanımda oldukları için sevgili aileme ve çok sevdiğim arkadaşım Sabahat DURAN' a ve Aslı ÇETİN' e tüm kalbimle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	x
KISALTMALAR	xii
SEMBOL LİSTESİ	xiii
1. GİRİŞ	1
1.1. Giriş	1
1.2. Tezin Amacı	6
2. EEG SİNYALİ OLUŞUMU	7
2.1. Beyin	7
2.2. Aksiyon Potansiyeli	8
2.3. EEG Sinyalinin Oluşumu	11
2.4. EEG Sinyalinin Tarihçesi	13
2.5. EEG Sinyalinin Özellikleri	14
2.6. Epileptik EEG Sinyali	17
3. EEG SİNYALİNİN BEYİN ÜZERİNDEN EDİNİMİ	21
3.1. EEG Sinyalinin Kaydı ve Ölçümü	21
3.2. Elektrot Yerleşimi	21
4. KULLANILAN VERİ TABANI VE SPEKTRAL ANALİZ YÖNTEMLERİ	25

4.1. Kullanılan Veri Tabanı	25
4.2. Spektral Analiz Yöntemleri	27
4.2.1. Dalgacık Dönüşümü	29
5. SONUÇLAR VE TARTIŞMA	36
5.1. Sonuçlar	36
5.2. Tartışma	53
KAYNAKLAR	56
EKLER	60
ÖZGEÇMİŞ	74

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. EEG sinyalinin içerdiği frekans bantları	14
Çizelge 4.1. Dalgacık ayrışımı ile elde edilen frekans bandı aralıkları	29
Çizelge 5.1. Dalgacıklar ve dereceleri	37
Çizelge 5.2. Symmlet dalgacığı derecelerine bağlı programın sinyali analiz süresi	38
Çizelge 5.3. Db5, Sym5, Coif5 ve Dmey dalgacıklarının ayrıntılı (D1, D2, D3, D4, D5 ve D6) ve yaklaşık alt bantları (A6) için yapılan istatistiksel hesaplamalar	40
Çizelge 5.4. Dalgacıkların en iyi ayrımı veren dereceleri, istatistiksel hesabı ve değeri	43
Çizelge 5.5. Symmlet dalgacığı için en iyi ayrımı veren istatistiksel hesabı ve derecesi	44
Çizelge 5.6. Ayrık Meyer dalgacığı için en iyi ayrımı veren istatistiksel hesabı	45
Çizelge 5.7. Coiflet dalgacığı için en iyi ayrımı veren istatistiksel hesabı ve derecesi	46
Çizelge 5.8. Daubechies dalgacığı için en iyi ayrımı veren istatistiksel hesabı ve derecesi	47

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Beynimizi oluşturan kısımlar	8
Şekil 2.2. Dinlenme potansiyelindeki bir hücre	10
Şekil 2.3. Aksiyon potansiyeli	11
Şekil 2.4. Nöron (sinir hücresi)	12
Şekil 2.5. Sinaps	13
Şekil 2.6. EEG sinyalinin içerdiği frekans bantlarının dalga formunda Gösterimi	16
Şekil 2.7. Bir grup yetişkine ait EEG sinyallerindeki 3-7 Hz nöbet durumu	20
Şekil 3.1. 10-20 sistemine göre elektrot yerleşim düzeni	23
Şekil 3.2. 10-20 sistemine göre elektrot yerleşim düzeninin yandan görünüşü	23
Şekil 4.1. Çalışmamda kullandığım sağlıklı gruba ait bir EEG kaydı	26
Şekil 4.2. Çalışmamda kullandığım epileptik gruba ait bir EEG kaydı	26
Şekil 4.3. Daubechies dalgacığına ait grafiksel gösterim	30
Şekil 4.4. Symmlet dalgacığına ait grafiksel gösterim	31
Şekil 4.5. Coiflet dalgacığına ait grafiksel gösterim	31
Şekil 4.6. Meyer dalgacığına ait grafiksel gösterim	32
Şekil 4.7. Ayrık dalgacık dönüşümü uygulamasının alt band ayrışımı	34
Şekil 5.1. Sağlıklı ve epileptik EEG grubuna ait sinyallerin varyans grafiği	39
Şekil 5.2. İki gruba (A ve C) ait EEG sinyallerinin karşılaştırılmasında Daubechies dalgacığına ait derecelerin sonuçları arasındaki karşılaştırma	48
Şekil 5.3. Maksimum değerlerin hesaplanıldığı, Coiflet derece 1 dalgacığı	48
Şekil 5.4. Maksimum değerlerin hesaplanıldığı, Coif derece 5 dalgacığı	49

Şekil 5.5. Minimum değerlerin hesaplanıldığı, Daubechies derece 2 dalgacığı	49
Şekil 5.6. Minimum değerlerin hesaplanıldığı, Daubechies derece 10 dalgacığı	50
Şekil 5.7. Minimum değerlerin hesaplanıldığı, Daubechies derece 20 dalgacığı	50
Şekil 5.8. Minimum değerlerin hesaplanıldığı, Daubechies derece 30 dalgacığı	51
Şekil 5.9. Minimum değerlerin hesaplanıldığı, Daubechies derece 40 dalgacığı	51
Şekil 5.10. Minimum değerlerin hesaplanıldığı, Symmlet derece 2 dalgacığı	52
Şekil 5.11. Minimum değerlerin hesaplanıldığı, Symmlet derece 10 dalgacığı	52
Şekil 5.12. Minimum değerlerin hesaplanıldığı, Symmlet derece 20 dalgacığı	53
Şekil 5.13. Minimum değerlerin hesaplanıldığı, Symmlet derece 30 dalgacığı	53
Şekil 5.14. Minimum değerlerin hesaplanıldığı, Ayrık Meyer dalgacığı	54

KISALTMALAR

Kısaltmalar	Açıklama
EEG	Elektroensefalogram
EKG	Elektrokardiyogram
EMG	Elektromiyogram
MEG	Magnetoensefalogram
EGG	Elektrogastogram
EOG	Elektrookülogram
ADD	Ayrık dalgacık dönüşümü
SDD	Sürekli dalgacık dönüşümü
HFD	Hızlı Fourier dönüşümü
KZFD	Kısa zamanlı Fourier dönüşümü
AR	Otoregresif yöntemi
MA	Yürüyen ortalamalı yöntem
ARMA	Otoregresif ve yürüyen ortalamalı yöntemi
IED	Epileptik formlar
MRI	Manyetik rezonans görüntüleme
fMRI	Fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme
CT	Bilgisayarlı tomografi
PET	Pozitron yayımlı tomografi
SPET	Tek foton yayımlı tomografi
AD	Alzheimer rahatsızlığı
CJD	Creutzfeldt-Jacok rahatsızlığı
Db	Daubechies dalgacığı
Coif	Coiflet dalgacığı
Sym	Symmlet dalgacığı
Dmey	Ayrık Meyer dalgacığı
POST	Pozitif oksipital keskin geçişleri olan sinyaller
ERP	Olay ilişkili potansiyel
BP	Band geçiren
PSD	Güç spektrum yoğunluğu
sn.	Saniye
dk.	Dakika
Max.	Maksimum değeri
Min.	Minimum değeri
Mean	Ortalama değeri
Std.	Standart sapması

SEMBOL LİSTESİ

Bu çalışmada kullanılmış olan simgeler açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklama
Hz	Hertz (frekans birimi)
φ	Phi ritmi
κ	Kappa ritmi
σ	Sigma ritmi
τ	Tau ritmi
χ	Chi ritmi
δ	Delta frekansı
θ	Teta frekansı
α	Alfa frekansı
β	Beta frekansı
γ	Gama frekansı
\downarrow	Aşağı örnekleme
$\psi(t)$	Dalgacık fonksiyonu
$x(t)$	Analiz edilen sinyal
$\psi^*(t)$	Dalgacık fonksiyonunun kompleks karşılığı
$x[n]$	Analiz edilen sinyalin ayrık hali
$h[n]$	Alçak geçiren filtre
$g[n]$	Yüksek geçiren filtre

D	Ayrıntılı alt bant
A	Yaklaşık alt bant
$H(z)$	h filtresinin z -dönüşümü
$G(z)$	g filtresinin z -dönüşümü
$\varphi(k)$	Ölçek taban fonksiyonu
$\psi(k)$	Dalgacık taban fonksiyonu
m	Yukarı örnekleme faktörü

1. GİRİŞ

1.1. Giriş

Beyin, çevreden gelen çeşitli sinyalleri algılayan, işleyen ve bu sinyallere tepkiler üreten, insanın yaşamasını sağlayan karmaşık bir organdır. Beynin nasıl çalıştığını anlamak için ise Elektroensafalografi (EEG) kayıtları kullanılmaktadır. EEG, beyindeki sinir hücreleri (nöronlar) tarafından gerçekleştirilen elektriksel aktivitelerin beyin dalgaları şeklinde kâğıda aktarılmış halidir. EEG sinyali, epilepsi gibi çeşitli sinir hastalıklarının teşhisi ve araştırılmasında önemli rol oynayan, beyinsel aktiviteler hakkında önemli bilgi sağlayan bir non-invasif yöntemdir [1, 3]. EEG sinyalinden epilepsi tespitini yapmayı sağlayan çok sayıda analiz yöntemi mevcuttur. Bu çalışmada bahsedilecek olan klasik, model tabanlı ve zaman-frekans yöntemleri bunlardan sadece birkaçıdır. Bu çalışmada kullanılacak yöntem hakkında ise bölüm 4.2' de bilgi verilmiştir.

Günümüzde özellikle epilepsi rahatsızlığının EEG sinyalinden anlaşılabilmesini kolaylaştırmak için çalışmalar devam etmektedir. Epilepsi beyindeki hücrelerin kontrol edilemeyen, ani, aşırı ve anormal deşarjlarına bağlı olarak ortaya çıkan bir durumdur. Epilepsi nöbetleri beklenmeyen elektriksel uyarı olarak da düşünülebilir. EEG sinyalinden epilepsi tespiti yapılırken genellikle çok kanallı veriler üzerinden analiz yapılır. EEG ölçümleri yapılırken çoğunlukla uluslar arası geçerliliği kabul edilmiş olan 10 – 20 elektrot yerleşim sistemi kullanılır. Bu ölçümlerin analizi ile epilepsinin tespiti sağlanmaya çalışılır. Epilepsi tanısının daha kolay konulmasını sağlamak amacıyla birçok çalışma yürütülmektedir. Bu çalışmalar genellikle epileptik ve sağlıklı gruplara ait veriler üzerinden yapılır.

EEG sinyali üzerinde epilepsi hastalığını tanımlayan bir takım karakteristik yapılar mevcuttur. Bu yapılar çok çeşitli olduğundan yapılan çalışmalarda da bu yapılar değişik isimler verilmiştir. Bir EEG sinyalinde epilepsi karakteristiğindeki yapılar olduğu gibi epileptik olmayan geçişler de mevcuttur. Hatta bunlar daha çoğunlukta olabilmektedir. Bir EEG sinyalinde epileptik yapıya, kanalların bir tanesinin yalnızca birkaç saniyelik kesitinde rastlanabilir. Bu nedenle EEG sinyalinin analizi yapılırken oldukça çok veri incelenmektedir. Bu verilerin analizi yapılırken çok çeşitli yöntemler vardır fakat hem zaman hem de frekans bilgisi veren ve sağladığı bilgiler ışığında daha rahat inceleme olanağı sağlayan ayrık dalgacık analizi tercih edilmektedir.

Yapılan bir çalışmada epileptik kısımların yani tekli sivri uçların, çoklu sivri uçların ve sivri ucu takiben yavaş dalga kompleksinin (IED) ve epileptik olmayan geçişlerin (göz hareketleri, göz kırpması ve kaslardan kaynaklı gürültüler) olduğu bir veri tabanı üzerinde IED' nin çeşitli varyasyonlarını, epileptik olmayan durumlardan ayırt edebilmek için kısa zamanlı Fourier dönüşümü (KZFD) yerine iki-seviyeli ayrık dalgacık dönüşümü kullanılmıştır. Bunun sebebiyse EEG sinyalinin periyodik ve durağan olmayan, merkezi sinir sistemi tarafından üretilen tamamen spontane bir sinyal olmasıdır [41]. Bu nedenle de bazı kısımları daha hassas inceleme gerektirmektedir. Ancak KZFD' de zaman penceresi bütün frekanslarda aynı uzunluktadır. Bu nedenle KZFD' nin dezavantajı dalgacık dönüşümünde ortadan kalkmaktadır ve sinyalin bölgesel analizine olanak vermektedir. Yapılan başka bir çalışmada [35] bu ayrıntı üzerinde durularak ayrık dalgacık yöntemi tercih edilmiştir. En yüksek korelasyona sahip katsayıları elde edebilmek için taban fonksiyonu olarak Daubechies derece 4 dalgacığı seçilmiş ve altı alt bant üzerinden analiz yapılmıştır. Sonuç olarak dalgacık katsayılarının yapay sinir ağlarına verilmesi ile başarılı sonuçlar elde edilmiştir [35].

EEG sinyalinden epileptik formun tespit edilmesinde çift seviyeli dalgacık analizinin yanı sıra yapılan çalışmalarda tek seviyeli dalgacık analizi de kullanılmaktadır. Bu

yöntem de yapılan bir başka çalışmada dalgacık katsayılarının yapay sinir ağlarına verilmesi ile oldukça tatminkâr sonuçlar vermiştir [36].

Ayrık dalgacık analizi kullanılarak yapılan çalışmalarda genellikle Daubechies dalgacığı kullanılmasına rağmen başka dalgacık türleri de kullanılabilir. Örneğin Adeli ve arkadaşlarının çalışmasında EEG sinyalinde, bir epilepsi nöbeti tipi olan “pötimal” in analizinde Daubechies ve Harmonik dalgacıkları kullanılmıştır. Daubechies dalgacığının derecesi 4 olarak belirlenmiştir. Çünkü daha yüksek dereceli olanları, incelenen pötimal epilepsi çeşidindeki sivri uçlu yapıları göstermede iyi sonuç vermemiştir. Çalışma sonucunda elde edilen verilere dayanılarak Daubechies derece 4 ve Harmonik dalgacıklarının her ikisi de EEG sinyalindeki sivri uçların analizine son derece uygun bulunmuştur [15].

EEG önceden tahmin edilemeyen bir morfolojiye sahip olduğundan, bu sinyalin analizinde KZFD gibi sabit bir pencere boyutu ve sabit bir zaman – frekans çözünürlüğü olan yöntemler iyi sonuç vermez. Bu nedenle invasif (deri-altı) veya non – invasif (yüzeyden) yolla elde edilmiş EEG verilerinin analizinde dalgacık dönüşümü tercih edilir. Nitekim Patnaik ve Manyam da çalışmalarında fokal epilepsisi olan 21 hastadan invasif olarak elde edilmiş EEG sinyallerine çeşitli işlemlerden sonra dalgacık dönüşümünü uygulamışlardır ve dalgacık katsayılarının yapay sinir ağlarına girilmesi ile oldukça iyi bir sonuç elde etmişlerdir [37].

Dalgacık dönüşümü, ana dalgacık adı verilen tek bir fonksiyonun zaman ekseninde kaydırılması ve boyutunun değiştirilmesi ile türetilmiş dalgacık adı verilen birçok sabit bloktan oluşur. Dalgacık dönüşümünün esas avantajı ise düşük frekanslarda genişleyen, yüksek frekanslarda da daralan değişken bir pencere boyutuna sahip olmasıdır. Bu özelliği sayesinde bütün frekanslarda uygun zaman-frekans çözünürlüğü elde edilmiş olur. Ayrıca pencerenin her bir ölçek geçişine de uyum sağlayabilmesi durağanlık şartını ortadan kaldırmaktadır. Dalgacık dönüşümü

sinyalin, dalgacığın zaman ekseninde kaydırılması ve boyutunun değiştirilmesi ile elde edilmiş bir grup fonksiyona ayrıştırılması demektir. EEG sinyalleri çok fazla veri içerir fakat dalgacık dönüşümü sayesinde bu veriler oldukça sıkıştırılabilir. Bu da EEG sinyalinin teşhis amaçlı kullanımında oldukça büyük yarar sağlar. Yapılan bir çalışmada zaman alanındaki EEG sinyalinden özellik çıkartımı için ayrık dalgacık analizi kullanılmıştır fakat bunun yanı sıra Lyapunov katsayıları ve özvektör yöntemleri ile elde edilmiş güç spektrum yoğunluğu (PSD) değerlerinin güç seviyeleri de hesaplanmıştır. Bu üç yöntem karşılaştırıldığında sonuç olarak hepsinin de kullanılan veritabanındaki sinyalleri ayırt etmede iyi sonuç verdiği gözlemlenmiştir. Çalışma sonucunda dalgacık katsayılarının yapay sinir ağlarına girilmesi ile başarılı sonuçlar elde etmişlerdir [28].

EEG sinyallerinin analizinde dalgacık dönüşümünün kullanımı yaygın ve diğer yöntemlerden daha üstün görülmesine rağmen klasik tabanlı yöntem olarak adlandırılan hızlı Fourier dönüşümü (HFD) ve model tabanlı yöntem olan otoregresif (AR) yöntemi de kullanılabilir. Yapılan bir çalışmada bu iki yöntem karşılaştırılmıştır ve sonuç olarak model tabanlı bir yöntem olan AR yönteminin verdiği sonuçlar daha iyi çıkmıştır. Yapay sinir ağları kullanılarak, AR yönteminin doğruluk oranı 89.3% bulunurken HFD yönteminin doğruluk oranı 88.6% bulunmuştur [38]. Yine bir başka çalışmada ise normal, epileptik ve alkolik kişilere ait EEG sinyallerinin analizinde klasik tabanlı yöntem olarak HFD yöntemi, model tabanlı yöntem olarak ise AR yöntemi kullanılmıştır. Sonuçları karşılaştırıldığında ise AR yöntemi daha başarılı çıkmıştır [31]. Bu durumda AR yönteminin, HFD yönteminden daha başarılı bir yöntem olduğunu söyleyebiliriz.

Ayrık dalgacık dönüşümde uygun dalgacık ve ayrışım seviyesi, sinyalin baskın frekans bileşenlerine göre seçilir. Sinyal, seçilen ayrışım seviyesi kadar detay ve bir tane de yaklaşık olmak üzere bileşenlerine ayrıştırılır. Her çalışmada farklı ayrışım seviyeleri kullanılabilir. Yapılan bir çalışmada [39] EEG sinyallerinin analizinde ayrışım seviyesi 5 ve dalgacık olarak Daubechies derece 4 dalgacığı

seçilmiştir. Aslında ayrık dalgacık dönüşümünde kullanılabilir 4 farklı dalgacık (Symmlet, Coiflet, Daubechies ve Ayrık Meyer) tipi ve farklı sayıda dereceleri bulunmaktadır. Bu çalışmada ise Daubechies derece 4 dalgacığının dışında Symmlet derece 10, Coiflet derece 4 ve Daubechies derece 2 dalgacıkları da kullanılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına bakıldığında ise Daubechies dalgacığının daha iyi olduğu gözlemlenmiştir. Daubechies dalgacığının dereceleri arasında bir karşılaştırma yapıldığında ise Daubechies derece 4, Daubechies derece 2 dalgacığından daha başarılı bulunmuştur [39].

EEG sinyalleri, direk beyinden (invasif) veya kafa yüzeyinden (non-invasif) elektrotlar yardımı ile elde edilir. Hastanın sağlığı ve rahatı açısından genellikle non-invasif yöntem tercih edilir. Ancak Khan ve Gotman çalışmalarında direk beyinden elde edilmiş EEG sinyali üzerinde çalışmışlardır. Khan ve Gotman bu çalışmalarında, Gotman'ın daha önceki çalışmalarında [60, 61] kullandığı klasik yöntem ile dalgacık yöntemini karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak dalgacık dönüşümünün doğru tespit oranının daha fazla olduğunu bulmuşlardır [40].

Elektronik ve bilgisayarlardaki olumlu gelişmelerin biyomedikal alanına da yansımaları sonucu dalgacık dönüşümü gibi pratik yöntemler ortaya çıkmıştır. Dalgacık dönüşümü ayrık dalgacık dönüşümü ve sürekli dalgacık dönüşümü olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Fakat sürekli dalgacık dönüşümünün hesapsal ağırlığı nedeniyle daha pratik olan ayrık dalgacık dönüşümü daha çok kullanılmaktadır. Ayrık dalgacık dönüşümünde de çalışmaya bağlı olarak 4 farklı dalgacıktan biri seçilmektedir. Ancak daha çok Daubechies dalgacığının kullanıldığını görüyoruz. Übeyli de çalışmasında EEG sinyallerinin analizini yaparken Daubechies derece 1, 2, 6; Symmlet derece 6, 10; Coiflet derece 2, 4 dalgacıklarını kullanarak, sonuçta elde edilen katsayılar yapay sinir ağına verildiğinde her bir dalgacık için oldukça iyi sonuçlar elde edilmiştir. Fakat içlerinde en iyi doğruluk oranına sahip olan dalgacık Daubechies derece 2 bulunmuştur [30].

1.2. Tezin Amacı

Tezin amacı spektral analiz yöntemlerinden biri olan ayrık dalgacık dönüşümünü kullanarak farklı dalgacık tipleri ve her bir dalgacığın farklı dereceleri ile epileptik ve sağlıklı EEG sinyallerinin analizini yapmak ve elde edilen sonuçlara göre epileptik EEG sinyali ile sağlıklı EEG sinyalini ayırt etmede en iyi performansı gösteren dalgacık veya dalgacık tiplerini ve her bir dalgacık tipinin derecelerini tespit etmektir. Bu şekilde kullanılan veri tabanına ait EEG sinyali üzerinden epilepsi rahatsızlığının tespitini yaparken, bu tespiti en doğru ve en kısa zamanda yapılır hale getirmektir.

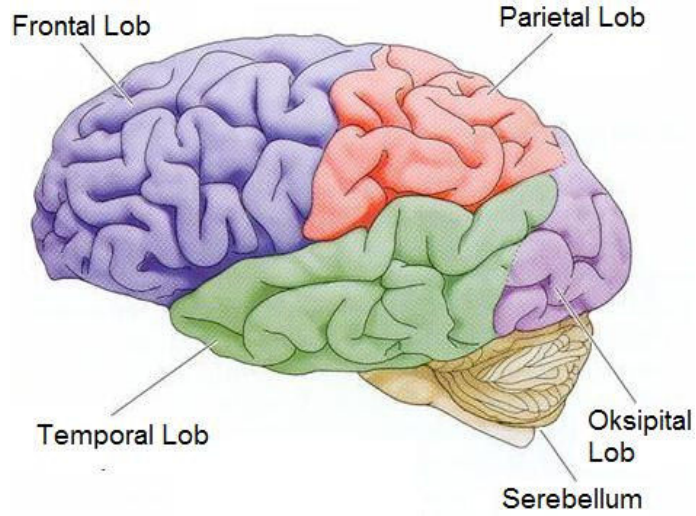
2. EEG SİNYALİ OLUŞUMU

2.1. Beyin

Sinir sistemi, canlıların içsel ve dışsal çevresini algılamasına yol açan, bilgi elde eden ve elde edilen bilgiyi işleyen, vücut içerisinde hücreler ağı sayesinde sinyallerin farklı bölgelere iletimini sağlayan, organların ve kasların aktivitelerini düzenleyen bir organ sistemidir. Merkezi ve çevresel sinir sisteminden oluşur. Merkezi sinir sistemi, çevresel sinir sistemi ile birlikte davranış kontrolünde temel bir göreve sahiptir [9, 32]. Beyin ise merkezi sinir sisteminin yönetim merkezidir. Yani diğer tüm organların işlevlerini yöneten ve denetleyen merkezi kontrol organıdır. İnsan beyni sağ ve sol olmak üzere iki yarımküre ve her iki yarımkürede de bulunan beş ana lobdan oluşur [9, 32]. Şekil 2.1’ de de gösterilmiş olan bu loblar aşağıda açıklanmaktadır.

1. **Frontal (Ön) Lob:** Bilinçli düşünme işlemini gerçekleştirir. Zarar görmesi durumunda ruh hali, hissiyat değişikliği olabilir [9, 32].
2. **Parietal (Yan) Lob:** Çeşitli duyu organlarından gelen bilgileri birleştirmede önemli rol oynar. Ayrıca nesnelerin kullanılması ve bazı mekânsal görüş işlemlerinde (visuospatial processing) parietal lobun bazı bölümleri rol alır [9, 32].
3. **Oksipital (Art Kafa) Lob:** Görme duyusuyla ilgili bilgilerin işlendiği lobdur. Hafif zarar görmesi halüsinasyonlara sebep olur [9, 32].
4. **Temporal (Şakak) Lob:** Ses ve kokunun algılanması, aynı zamanda yüzler, mekânlar gibi karmaşık uyarıların işlenmesi bu lob tarafından sağlanır [9, 32].
5. **Serebellum (Beyincik):** Duyu organlarından gelen bilgilerle hareketi ilişkilendirir. Bu lob özellikle dengenin sağlanmasında önemli rol oynar [9, 32].

Beynimiz görevlerini yerine getirirken bunlara birtakım elektriksel olaylar da eşlik etmektedir. İşte elektroensefalogram sinyali, bu elektriksel olayların birleşiminden oluşmaktadır.



Şekil 2.1 Beynimizi oluşturan kısımlar [7]

2.2. Aksiyon Potansiyeli

Sinir hücresi tarafından iletilen bilgiye aksiyon potansiyeli (Şekil 2.3) denir. Aksiyon potansiyelleri sinir hücresi zarından geçen iyon değişimi sonucu meydana gelir ve akson boyunca iletilen aksiyon potansiyeli hücre zarı potansiyelindeki geçici bir değişikliktir. Genellikle hücre gövdesinde başlatılır ve normal olarak bir yönde ilerler. Hücre zarı bir dik darbe üreterek “depolarize” olur yani daha pozitif hale geçer. Dik darbeden sonra hücre zarı “repolarize” olur yani daha negatif hale geçer. Birçok sinir hücresinin aksiyon potansiyeli 5-10 *ms* sürer. Aksiyon potansiyelinin hızı ise 1-100 *m/sn* arasında değişir. Aksiyon potansiyelleri birçok farklı tip uyarı (kimyasal, ışıksal, elektriksel, basınçsal, dokunsal) ile başlatılabilir. Örneğin merkezi sinir sistemindeki sinir hücreleri kimyasal aktivitelerle uyarılır. Bir uyarının

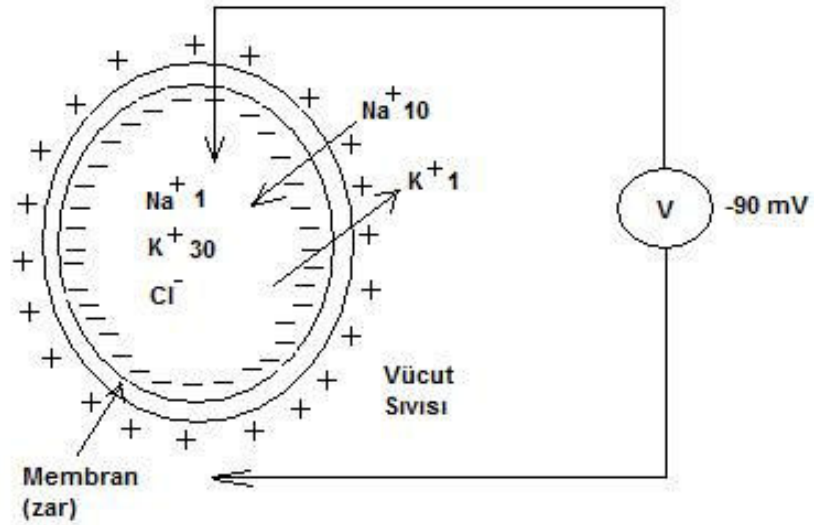
aksiyon potansiyeli oluşturabilmesi için eşik seviyesine ulaşması gerekir yoksa sadece bölgesel elektriksel bozukluğa neden olur ve aksiyon potansiyeli meydana getirmez. Uyarı gücü eşik değerine ulaşırsa ancak bir aksiyon potansiyeli oluşur ve sinir hücresinden hareket etmeye başlar. Aksiyon potansiyeli sivri ucu genellikle sodyum (Na) kanallarının açılması ile meydana gelir. Sodyum pompası, hem sodyum hem de potasyum (K) gradientleri üretir. Her ikisi de aksiyon potansiyeli üretimi için kullanılır. Sodyum hücre içinde az, dışında çoktur. Uyarılabilir hücreler, hücre zarı voltajına göre açılıp kapanan özel sodyum ve potasyum kanal kapılarına sahiptir. Açılan sodyum kanalı kapıları, pozitif yük taşıyan sodyumun hücre içine akmasına izin verir. Bu da hücre zarı potansiyelinin pozitif olmasına (depolarizasyon) neden olur ve dik darbe meydana getirir. Süreç;

- I- Sinir hücresi dentritleri bir uyarı alınca Na^+ kanalları açılır eğer bu açıklık iç potansiyeli -90 mV ' dan -60 mV ' a çıkarabilecek kadar olursa işlem devam eder.
- II- Eşik değere ulaşıncaya daha fazla Na^+ kanalı açılır. Na^+ akışı hücre zarının iç kısmını yaklaşık $+20 \text{ mV}$ ' a kadar çıkarır. Bu süreç depolarizasyon olarak adlandırılır.
- III- Daha sonra Na^+ kanalları kapanır ve K^+ kanalları açılır. K^+ kanalları çok yavaş açıldığından depolarizasyon zamanı dolar. Hem Na^+ hem de K^+ kanalları aynı anda açık olduğunda bu sistemi nötrleştirir ve aksiyon potansiyeli üretimini engeller.
- IV- K^+ kanalları açıkken hücre zarı dinlenme potansiyeline doğru repolarize olur.
- V- Repolarizasyon genellikle dinlenme potansiyelini -90 mV (Şekil 2.2) seviyesine çıkarır. Bu hiperpolarizasyon olarak adlandırılır. Hiperpolarizasyon bu zaman boyunca sinir hücresinin başka bir uyarı almasını önler ya da en azından eşik değerine ulaşmasını önler.

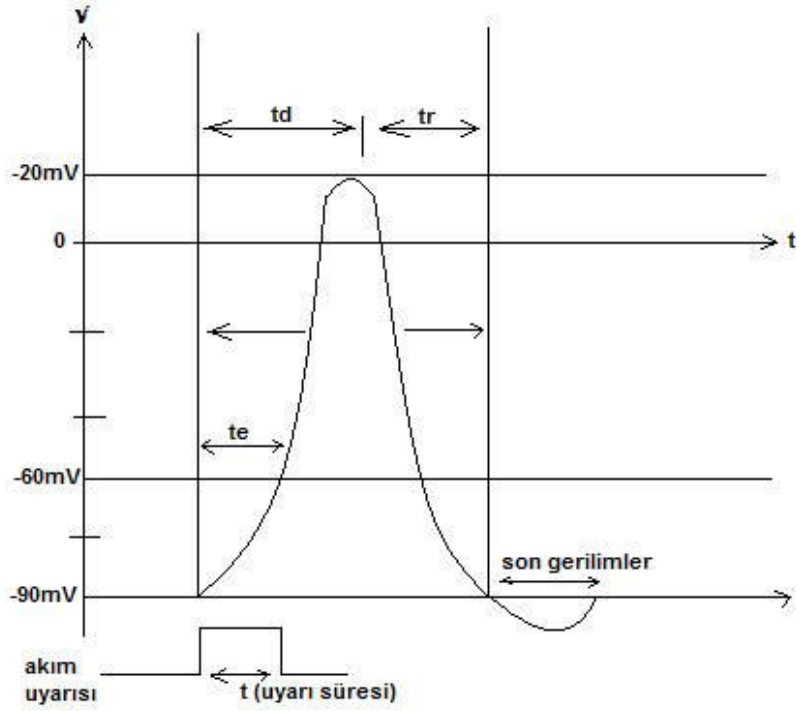
Hiperpolarizasyonun bir diğer önemi de bu şekilde sinyalin tek bir yönde ilerlemesini garanti haline getirmesidir.

- VI- Hiperpolarizasyondan sonra Na^+/K^+ pompaları sonuç olarak hücre zarı -90 mV olan dinlenme potansiyeline geri döndürürler.

Sinir hücresinin bir diğer uyarıyı alabilmesi için yaklaşık 2 ms süreye ihtiyacı vardır. Bu süre zarfında aksiyon potansiyeli üretilemez.



Şekil 2.2 Dinlenme potansiyelindeki bir hücre [1]

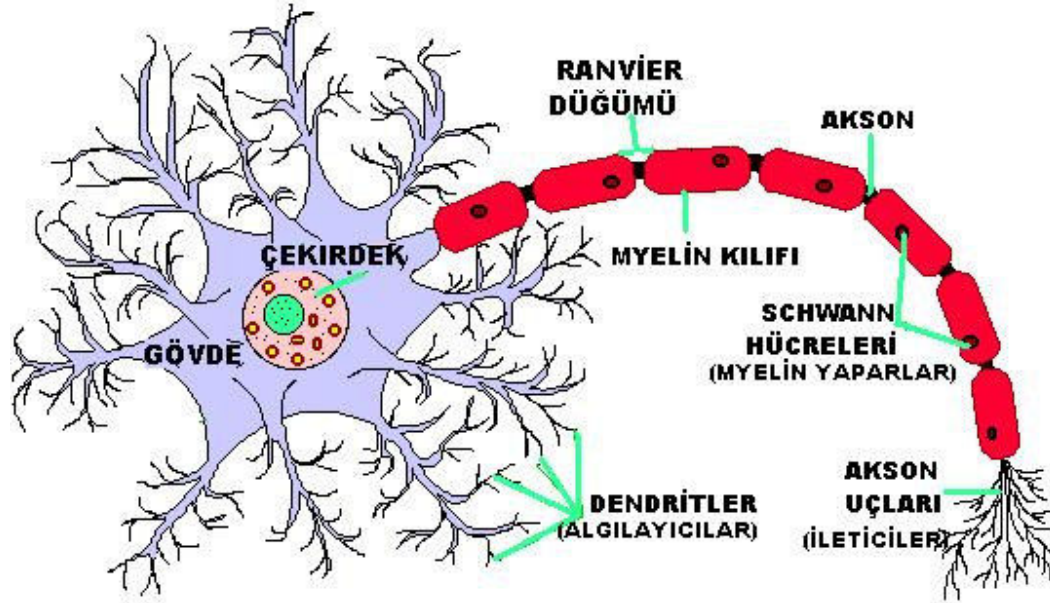


Şekil 2.3 Aksiyon potansiyeli [1]

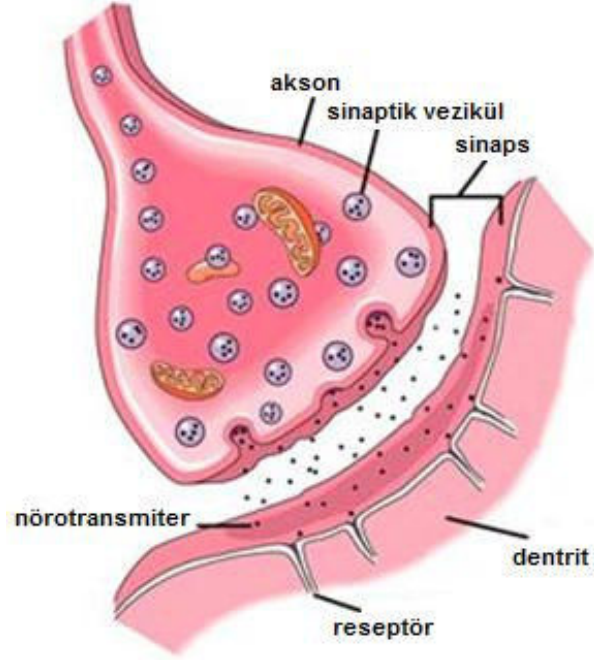
2.3. EEG Sinyalinin Oluşumu

Vücudumuzdaki fonksiyonlarımız, hormonlar ve sinirler yardımı ile gerçekleştirilir. Hormonlar endokrin bezlerinde üretilip faaliyetini gerçekleştirecekleri uzak organlara taşınırlar. Sinir sisteminde ise komutlar, Merkezi Sinir Sistemini oluşturan beyin ve omurilikten ve Çevresel Sinir Sisteminden, sinirler yoluyla organlara gönderilerek onların faaliyetlerini düzenlerler. Sinir sisteminin temel birimine nöron denir. Nöron bazen soma denilen bir hücre gövdesi, dentrit denilen bir veya birçok giriş lifleri ve akson denilen uzun bir taşıyıcı lifden meydana gelir. Akson'un hücre gövdesine yakın kısmına akson hillock denir ve burası genellikle aksiyon potansiyelinin üretildiği yerdir. Akson ve dentritlere sinir lifleri ve bireysel sinir liflerinin bir demetine de sinir denir. Beyin, nöron hücre gövdeleri ve liflerinin kafatası içinde yoğun bir toplamıdır. Nöronlar arasındaki birleşme bölgesine sinaps adı verilir. Bütün sinapslar sinir hücrelerinin gövdeleri civarındadırlar. Sinirler

birbirlerine temas etmezler ve aralarındaki bilgi geçişi bir kimyasal maddenin salgılanması ile sinaps üzerinden olur. Akson ucuna bilgi geldiğinde, kimyasal haber taşıyıcısı salgılanarak tek yönlü bilgi geçişi sağlanmış olur [1, 33, 34].



Şekil 2.4 Nöron (sinir hücresi) [10]



Şekil 2.5 Sinaps [11]

2.4. EEG Sinyalinin Tarihçesi

Beyinde meydana gelen elektriksel akımlar ilk olarak 1875'te, İngiliz fizikçi Richard Caton tarafından hayvanlar üzerinde yaptığı deneyler sonucunda keşfedilmiştir. Ancak beyindeki EEG sinyalinin varlığını ilk kez raporlayan 1929 yılında, kafa yüzeyine yerleştirilen elektrotlar ve elektrotlara bağlı galvanometre yardımı ile elde eden Alman fizikçi Hans Berger olmuştur. Ayrıca Berger, bu sinyallerin bir takım durumlara göre örneğin göz açıp, kapama ile değiştiğini de göstermiştir [1, 3, 67].

2.5. EEG Sinyalinin Özellikleri

EEG işaretleri durağan ve periyodik değildir. Genlik, faz ve frekansları değişkendir. Bu nedenle yorumlanması oldukça zor bir morfolojiye sahiptir. Bu yüzden anlamlı bir veri elde edebilmek için uzun süre ölçüm yapılması gerekir. EEG üzerinde yapılan çalışmalar, EEG frekansının, kişinin zihinsel faaliyeti sonucu değiştiğini göstermiştir. EEG sinyali, serebral korteksin oldukça geniş bir bölgesinden gelen birçok potansiyelin toplamından oluşur. EEG sinyalinin frekans bandı 0,5–100 Hz arasında kapsamaktadır. Bu frekans aralığı çeşitli karakteristiklere sahip beş frekans bandına ayrılır.

EEG sinyali şekline göre değil içerdiği frekans bantlarına göre değerlendirilir. Farklı frekans değerlerine göre değişen 5 tane önemli beyin dalgası vardır [1, 15]. Bu frekans bantları: alfa (α), beta (β), teta (θ), delta (δ) ve gama (γ) 'dır. Bu dalgaların frekans aralıkları Çizelge 2.1' de gösterildiği gibidir. Şekil 2.6' da ise her bir bant aralığına ait dalgaların gösterimi yer almaktadır.

Çizelge 2.1 EEG sinyalinin içerdiği frekans bantları [3]

Delta (δ)	0,5 – 4 Hz
Teta (θ)	4 – 7,5 Hz
Alfa (α)	8 – 13 Hz
Beta (β)	14 – 26 Hz
Gama (γ)	> 30 Hz

Alfa ve beta dalgaları Berger tarafından 1929'da keşfedilmiştir. Delta ritimleri ise Walter tarafından 1936'da belirlenmiştir. Walter aynı zamanda 4 – 8 Hz aralığındaki frekansları, teta dalgaları olarak adlandırmıştır. Daha sonra 1938'de Jasper ve Adrew

gama dalgalarını tespit etmiştir [3]. EEG sinyalinin içerdiği frekans aralığı oldukça geniş olmasına rağmen klinik ve fizyolojik ilgi 0,5 ile 30 *Hz* arasına yoğunlaşmıştır. EEG sinyalinin genliği, beyin aktivitesine bağlı olarak 5 μV ile 400 μV arasında değişir [4]. Çalışmalar, beyin aktivitesinin artması ile nöronların senkronizasyonunun bozulduğunu göstermektedir. Bu da EEG frekansının artmasına, genliğinin ise azalmasına neden olmaktadır. Uyku durumundayken ise nöronların senkronizasyonu artar. Bu yüzden EEG'nin genliği artarken, frekansı azalır. Beyin ölümü gerçekleşmiş bir hastadan ise herhangi bir beyinsel aktivite saptanamaz.

Delta Dalgaları: 4 *Hz*' ün altındaki beyin dalgalarıdır. Genlikleri 20-400 μV arasında değişir. Bu dalgalar derin uyku, bazen uyanık haldeyken ve genel anestezi gibi beynin çok düşük aktivite gösterdiği durumlarda görülür [1, 8, 12].

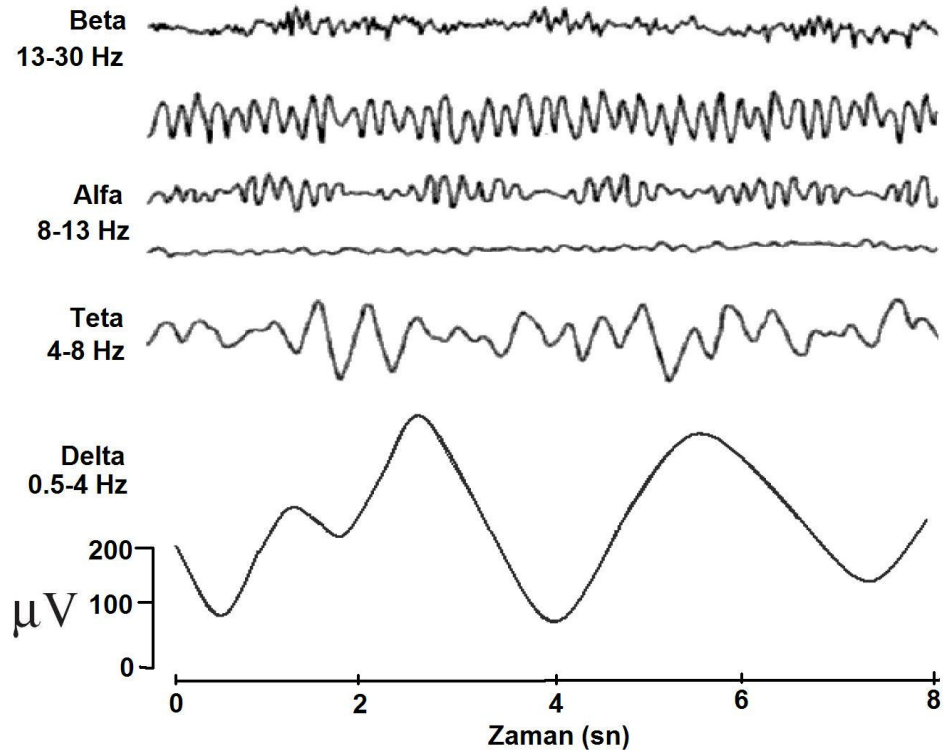
Teta Dalgaları: 4–8 *Hz* arasındaki dalgalarıdır. Genlikleri 5-100 μV arasında değişir. Özellikle, çocukların parietal ve temporal bölgelerinde görülür. Normal bireylerde; rüyalı uyku, orta derinlikte anestezi, uykunun başlangıç evrelerinde, yaratıcı ilham ve derin düşünme, duygusal gerginlik ve düş kırıklığı gibi beynin düşük aktivite gösterdiği durumlarda ortaya çıkar [1, 8, 12].

Alfa Dalgaları: 8–13 *Hz* arasındaki beyin dalgalarıdır. Genlikleri 2-10 μV arasında değişir. Başın arka tarafından elde edilir ve genellikle beynin oksipital bölgesi üzerinde bulunur. Genellikle sinüs biçiminde görülür. Bazen keskin köşeli olarak da görülebilir. Normal ve sakin kimselerde uyanık haldeyken, konsantrasyonun olmadığı veya bir şeye dikkat verilmediği, dış uyarıların olmadığı, gözlerin kapalı olduğu durumlarda yani rahatlamış farkındalık durumlarında görülür [1, 8, 12].

Beta Dalgaları: Frekansları 13 – 26 *Hz* aralığındaki beyin dalgalarıdır. Genlikleri 1-5 μV arasında değişir. Beta dalgası, beynin aktif düşünmesi, dikkatini bir şeye vermesi, dış dünyaya odaklanması veya zor bir problemi çözmesi sırasında oluşur ve normal yetişkinlerde bulunur. Çok yüksek beta seviyesi, panik durumundaki insanlarda gözlenir. Ritmik beta durumu, çoğunlukla beynin ön ve merkez

bölgelerinden elde edilir. 30 Hz ' ün yukarısındaki, çoğunlukla 45 Hz ' e kadar olan frekanslar bazen hızlı beta dalgası olarak adlandırılırsa da gama aralığına bağlıdır [1, 8, 12].

Gamma Dalgaları: Bazı araştırmacılar tarafından kullanılmaktadır. Genlikleri, 2 μV ' dan daha küçüktür. Kafanın merkezinde, genlikleri daha büyüktür. Uykunun karakteristik belirtisini taşırlar ve beynin her tarafında bulunan tek frekans band grubudur [1, 8, 12].



Şekil 2.6 EEG sinyalinin içerdığı frekans bantlarının dalga formunda gösterimi [3]

Araştırmacılar tarafından bunların dışında keşfedilmiş başka beyin dalgaları da bulunmaktadır. Bunlardan birkaçı;

- (a) Geniş bir frekans aralığına sahip sivri uçlu sinyaller. Bunlar genellikle orta temporal bölgede görülürler.
- (b) Olay ilişkili potansiyel (ERP) gibi geçici olan ve pozitif oksipital keskin geçişleri (POST) olan sinyaller.
- (c) Tümörlü beyin lezyonları gibi hasar görmüş bölgelerden kaynaklanan sinyaller.
- (d) Uzamsal olarak lokalleştirilmiş ve dairesel olarak düşünülen fakat mu ritmi gibi fiziksel hareket ile kolayca engellenebilen sinyaller. Mu “motor” u gösterir ve motor korteks ile bağlantılıdır.
- (e) Daly tarafından bulunan göz kapalı olduğunda meydana gelen 4 Hz’ den küçük Phi (φ) ritmi.
- (f) Göz yuvarının ayırık yan osilasyonlarının bir sonucu olduğuna inanılan ve bir artefakt sinyali olarak düşünülen Kappa (κ) ritmi.
- (g) 11-15 Hz frekans aralığında olan ve Sigma (σ) aktivitesi olarak adlandırılan ritim.
- (h) Temporal bölgede alfa aktivitesi sergileyen Tau (τ) ritmi.
- (i) Göz kapalı iken göz kapağı titreşmesi ile alfa bandında ön artefaktlerin artmasına neden olan sinyaller.
- (j) 11-17 Hz bandında, mu benzeri bir aktivite olan, hatta yoga egzersizlerinde gözlemlenen Chi (χ) ritmi’ dir [3].

EEG sinyalleri, içerdikleri bu çeşitli frekans ve genliklerin yaşa ve çeşitli durumlara göre değişmesiyle birçok rahatsızlığın klinik tanısının konulmasında önemli rol oynamaktadır.

2.6. Epileptik EEG Sinyali

Beyinde meydana gelen normal elektriksel aktiviteler anlaşılabilir bir şekil oluştururken nöbetler EEG kaydında çok farklı, anormal şekillere sebep olur. Bu şekiller diken, çoklu diken ve sivri uçlu dalgalar olarak adlandırılmaktadır. Bu

şekiller, epileptik nöbetlerin beynin hangi kısmında başladığı ve hangi tedavi şeklinin uygulanması gerektiği konusunda bilgi verir [53]. Epilepsi nöbeti beyin kabuğunda oluşuyorsa yüzey elektrotları yardımıyla, merkezi beyinde oluşuyorsa kafa içi özel elektrotlar yardımıyla EEG kaydı alınır ve normal EEG dizinleri ile kıyaslanır. Kabaca görsel değerlendirme yapıldığında, epilepsinin normal EEG kayıtlarına göre çok sayıda diken sinyali içerdiği ve genliğinin fark edilir düzeyde arttığı görülür. Epileptik EEG dizinlerinin detaylı ve gizli karakteristiğinin elde edilmesi ve klinik tanıyı desteklemesi için 2000’li yıllarda ayırık dalgacık dönüşümü (ADD) kullanılmaya başlanmıştır [62].

Epileptik nöbetler, beyindeki sinir hücrelerinin (nöronların) tümünün ya da bir kısmının fonksiyonel bozukluğu sonucu ortaya çıkan geçici bozukluklardır. Epilepsi tanısında EEG, özgül bilgi veren tek yöntemdir. IED’ nin, nöbetlerin başlangıç yerinin iyi bir belirleyicisi olduğu düşünülmektedir. İnteriktal epileptiform deşarjlar, kortekste nöbetlerin kaynaklandığı bölgeyi gösteren alanı tanımlar. Diken ve keskin dalgaların yanı sıra delta ve teta aktivitesinin de güvenilir bir epileptojenik bölge belirleyicisi olduğu bildirilmiştir ve bunlar interiktal epileptiform anomali olarak kabul edilmiştir [50-51-52].

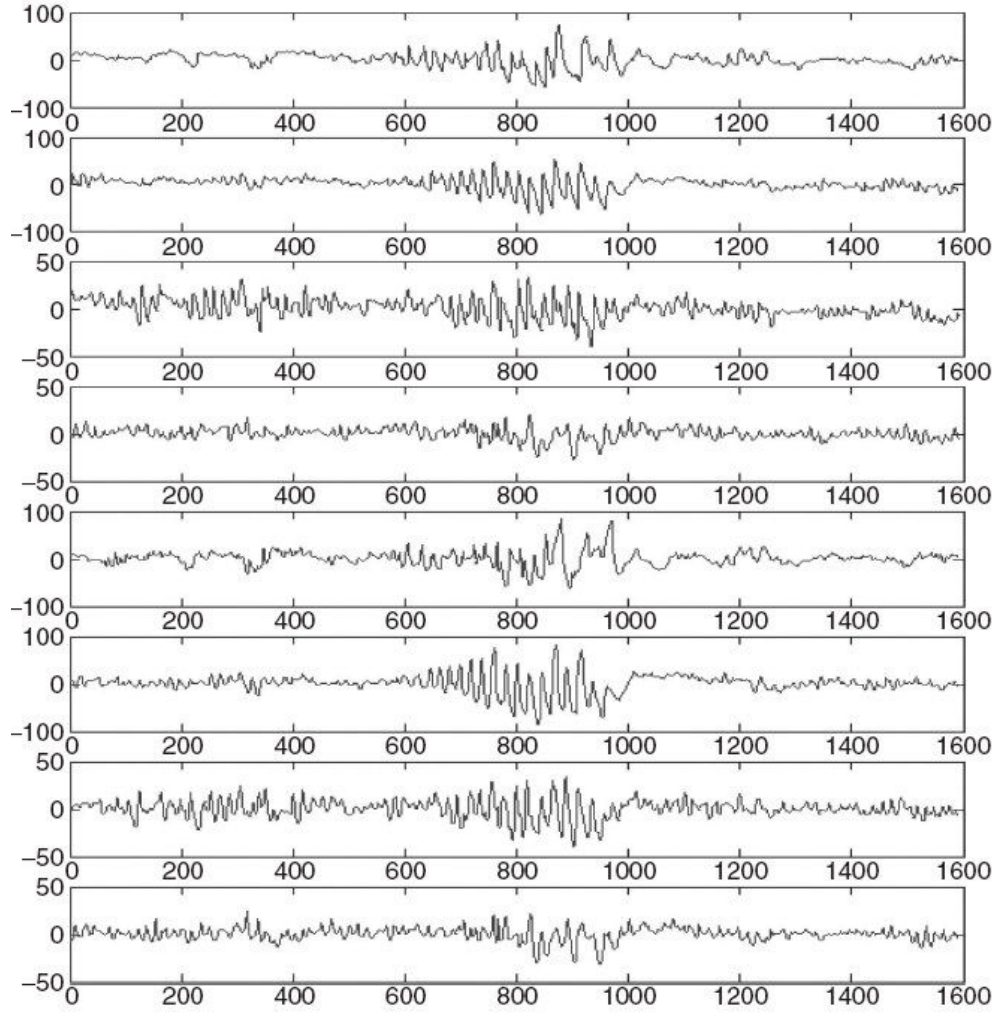
Genellikle klinik bir nöbetin varlığı, EEG sinyalindeki ani bir frekans değişimi ile karakterize edilir. Nöbet periyodu boyunca normal olarak alfa dalga frekansında yavaş bir azalma meydana gelir. Elektriksel aktivitenin ani asenkronizasyonu, elektriksel azalım nöbetlerinde bulunur. Bir fokal epileptik nöbet için nöbet öncesi durumdan nöbet durumuna geçiş, karmaşık dalga durumundan düzenli dalga formlarına aşamalı olarak geçişi içerir.

Sivri tepelerin genliği, nöbetin gücü ile ilgili bilgi vermez. 4-10 yaşlarındaki bir çocukta rolandik sivri uçlar göze çarpar ancak bu genellikle klinik nöbete dönüşmeyebilir. Uzamsal dağılım bakımından, çocuklukta oksipital sivriliklere oldukça sık rastlanır. Rolandik merkezi-orta temporal-parietal sivrilikler genellikle iyi huyludur ancak frontal veya orta fokal sivrilikler daha çok epileptojeniktir (nöbet

meydana getirebilme özelliğinde olan). Sivriliklerin morfolojisi de yaş ile beraber önemli ölçüde değişim gösterir. Ancak sivrilikler, uyanıklık ve derin uykuyu da içeren herhangi bir farkındalık seviyesinde meydana gelebilir. Epileptik nöbetler tekrarlayan (ritmik) bir doğaya ve göze çarpan bir sivrilige sahiptirler.

Bir epileptik nöbet sinyalinin morfolojisi, bir tipten diğerine değişim gösterir. Nöbet farklı frekans bantlarında görülebilir. Örneğin bir pötimal boşalımı genellikle 70 ms kadar sürer ve maksimum genliğine çoğunlukla orta frontal hat üzerinde ulaşır ve 3 Hz civarında bir sivrilik göstermektedir. Diğer yandan, daha yüksek frekansa sahip sivri dalga kompleksleri 15 yaşın üzerindeki hastalarda görülür. 4 Hz ve 6 Hz deki kompleksler epileptik hastaların beyninin frontal bölgesinde görülebilmektedir. İyi huylu EEG değişimleri olarak adlandırılan 6 Hz komplekslerine gelince, ön 6 Hz sivri dalgasına sahip hastalar daha çok epileptik nöbet olarak görülür ve arka taraf boşalmılarına sahip olanlar nöro-otonom bozukluklara daha çok meyillidir. Epileptik olmayan boşalmımlar ise beyin kan damarlarıyla ilgili rahatsızlıklarda, baygınlık (senkop' la ilgili) ataklarında ve psikiyatrik problemlerde meydana gelir. Hızlı ve iğne biçimindeki sivrilik boşalmımları, çoğunlukla doğuştan kör çocuklarda oksipital bölge üzerinde görülür. Bu sivriliklerin epilepsi ile bir bağlantısı yoktur ve yaşlı hastalarda görülmez.

75 μV ' dan düşük genlikli ve kavis biçimindeki 13-16 Hz veya 5-7 Hz bozulmaları, uyku süresince başa yakın bölgelerde ve arka temporal bölge üzerinde görülebilmektedir. Bu dalgalar, arka plan dalgalarına göre pozitifdir. 6 ve 14 Hz dalgaları bağımsız görülebilir ve çok küçük veya büyük çocuklarda bulunabilir [3]. Şekil 2.7' de bir grup yetişkine ait EEG sinyallerindeki 3-7 Hz nöbet durumu gösterilmiştir.



Şekil 2.7 Bir grup yetişkine ait EEG sinyallerindeki 3-7 Hz nöbet durumu [3]

3. EEG SİNYALİNİN BEYİN ÜZERİNDEN EDİNİMİ

3.1. EEG Sinyalinin Kaydı ve Ölçümü

İnsan vücudundan sinyal ve görüntülerin elde edilmesi, çeşitli rahatsızlıkların erken teşhisi için hayati önem taşımaktadır. Kalpten alınan EKG, kaslardan alınan EMG, beyinden alınan EEG ve MEG, karından alınan EGG ve göz sinirlerinden alınan EOG gibi elektrobiyolojik sinyaller bilgisayarlı tomografi (CT), manyetik rezonans görüntüleme (MRI) veya fonksiyonel MRI (fMRI), pozitron yayınlı tomografi (PET) ve tek foton yayınlı tomografi (SPET) gibi bir çeşit ultrasound veya radyograf formuna sahip olabilirler. Beyin içerisindeki fizyolojik veya fonksiyonel değişiklikler EEG, MEG veya fMRI ile kaydedilebilirler. Ancak MEG ve fMRI sistemlerinin ulaşılabilirliğinin sınırlı, kullanımının maliyetli ve performanslarının düşük olmasından dolayı daha çok EEG sistemleri kullanılmaktadır. EEG sistemlerinde, iyi bir EEG verisi elde etmek için kullanılan elektrot cinsi ve sayısı oldukça önemlidir. Çeşitli tiplerde elektrotlar mevcuttur.

- Tek kullanımlık (jelsiz ve önceden jelli tipler) elektrotlar
- Tekrar kullanılabilen disk elektrotlar (altın, gümüş, paslanmaz çelik ve teneke)
- Baş bantları ve elektrot başlık
- Tuz-bazlı elektrotlar
- İğne tipi elektrotlar

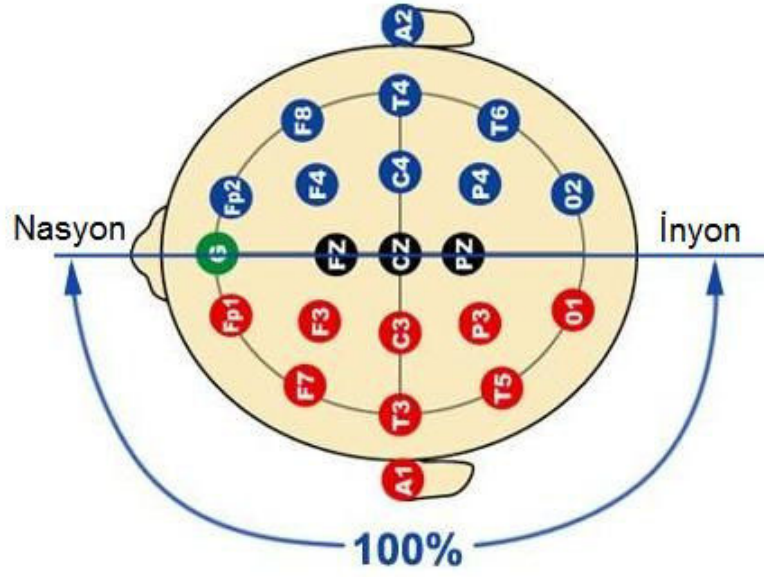
İçlerinde en sık kullanılan elektrot tipi tekrar kullanılabilen disk elektrotlardır. Çok sayıda elektrotlu ve çok kanallı kayıtlar için genellikle elektrot başlıklar kullanılır [3].

3.2. Elektrot Yerleşimi

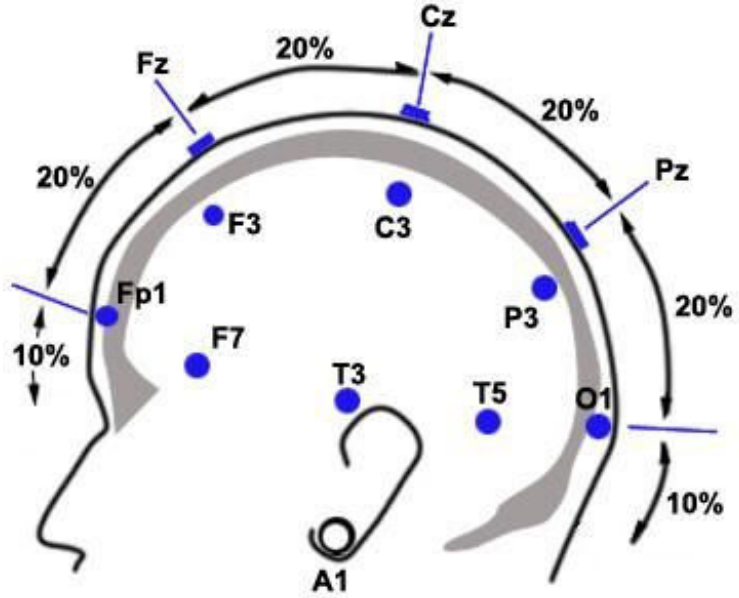
Uluslararası EEG ve Klinik Nörofizyoloji Topluluğu Federasyonu, 10-20 yerleşim düzeni olarak da bilinen 21 elektrotlu yerleşimi önermiştir. Ölçümlerde genellikle tekrar kullanılabilen disk elektrotlar tercih edilir. Bu elektrotlar, temas yüzeyinin

direnci $10\text{ k}\Omega$ ' un altında olacak şekilde temizlendikten sonra kafa derisi üzerine uygun yapışkan ve elektriği geçiren bir macunla yapıştırılarak ya da şapka şeklinde kauçuk bantlarla sıkıştırılarak yerleştirilir ve bazı özel pastalar ya da tuzlu su ile iletkenlikleri sağlanır. Bu yerleşim sisteminde, baş dört nokta ile işaretlenmiştir. Bunlar: “Nasion”, burun; “İnion”, kafanın arka kısmı; “Sağ ve Sol Preauricular”, kulak anlamına gelmektedir. 10-20 elektrot sistemine göre elektrotların yerleşim şekli Şekil 3.1 ve Şekil 3.2' de gösterilmiştir [1, 3, 13].

Genelde EEG çekimi yaklaşık 30 dakika sürer, çekimden önce elektrotların yerleşimi çok önemli bir hazırlık aşamasıdır. Elektrotlar beynin sağ ve sol lopuna göre simetrik biçimde yerleştirilmelidir. Bu da beyin küreleri arası kıyaslamının sağlıklı yapılabilmesi için gereklidir. Loplara yerleştirilen elektrotlar lopun adının baş harfine göre solda tek sayı ile sağda çift sayı ile ifade edilir. Örneğin sol arka frontal için F7 sağ ön frontal için F4 kullanılır. EEG çekimi öncesinde hastanın saçlarının temiz olması önem taşır. Ayrıca çekimin daha verimli olabilmesi için hastanın tok olması gerekmektedir. EEG çekimi süresince hasta sakin bir şekilde gözleri kapalı oturmalıdır. Tüm EEG çekimlerinde hiperventilasyon (uzun ve derin soluk alıp verme) uygulanır. Bunun sebebi bir epileptik odağı aktiveştirmektir. Ayrıca EEG'de uygulanması gereken önemli bir aktivasyon da aralıklı ışık uyarımıdır [13].



Şekil 3.1 10-20 sistemine göre elektrot yerleşim düzeni [16]



Şekil 3.2 10-20 sistemine göre elektrot yerleşim düzeninin yandan görünüşü [17]

F: Ön kısım lobları

T: Şakağa ait loblar

C: Merkezi (orta) loblar

P: Parietal (kafatası yan kemiği) loblar

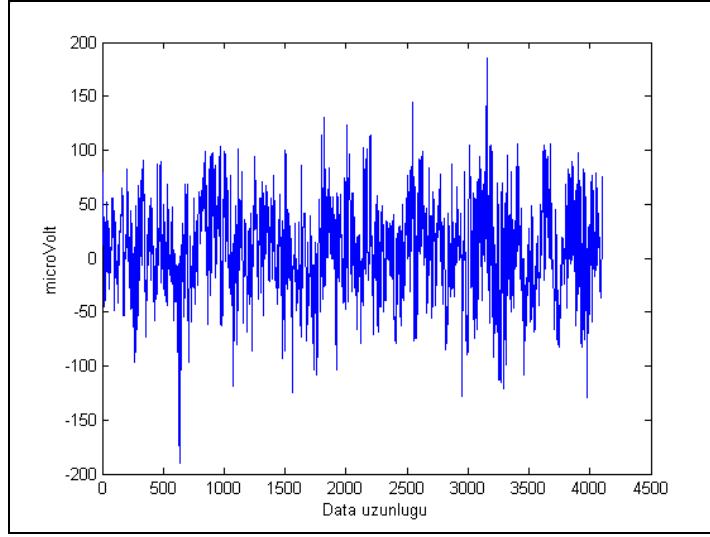
O: Oksipital (kafanın arka tarafına ait) loblar

Mavi ve çift sayılı elektrotlar beynin sağ yarım küresini, kırmızı ve tek sayılı elektrotlar ise beynin sol yarım küresini göstermektedir. Genellikle sol ve sağ kulağa yerleştirilen A1 ve A2 elektrotları, referans elektrotları olarak kullanılırlar [5].

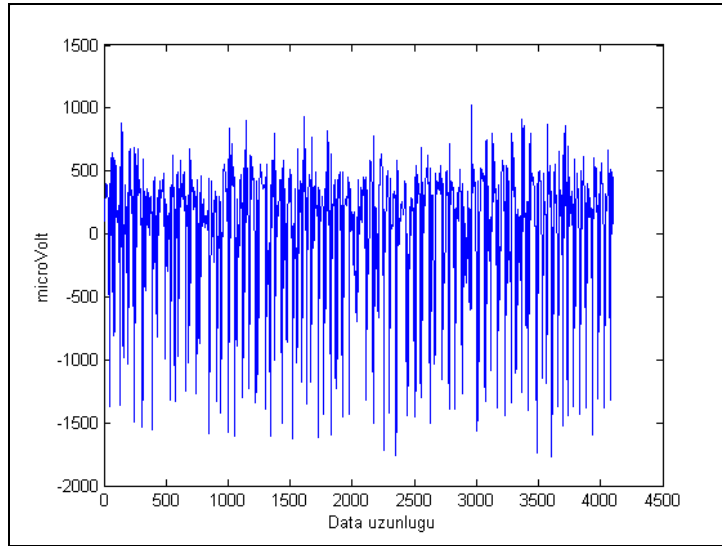
4. KULLANILAN VERİ TABANI ve SPEKTRAL ANALİZ YÖNTEMLERİ

4.1. KULLANILAN VERİ TABANI

Bu tez çalışmasında Andrzejak R.G.' nin [31] veri tabanı kullanılmıştır. Uluslar arası 10-20 elektrot yerleştirme düzenine göre toplanmış olan veriler 5 farklı gruptan (A-B-C-D-E) elde edilmiştir. Gruplardaki verilerin her biri tek kanallı 23,6 saniye süreli 100 EEG parçasından oluşmaktadır. Her bir parça, göz hareketleri veya kas aktivitesine bağlı artefaktlara karşı görsel olarak incelendikten sonra EEG kayıtlarından seçilip çıkartılmıştır. A ve B grupları, 5 sağlıklı kişiden 10-20 standart elektrod yerleşim düzeni ile yüzey EEG kayıtlarından elde edilmiş parçaları içermektedir. A grubundaki kayıtlar gözleri açık halde bulunan, rahatlamış ve uyanık durumdaki kişilerden elde edilmiştir. B grubundaki kayıtlar ise gözleri kapalı halde bulunan, rahatlamış ve uyanık durumdaki kişilerden elde edilmiştir. D grubundaki parçalar epileptojenik bölgeden kaydedilmiştir. C grubu ise beynin karşılıklı yarımkürelerinin hipokamp yapısından elde edilmiştir. C ve D grupları, nöbet olmayan aralıklar boyunca elde edilmiş kayıtlardan oluşmaktadır. E grubu ise yalnızca nöbet aktivitesi kayıtlarını içermektedir. Bu grup, bütün bölgelerden kaydedilmiş verilerin nöbetsel aktivite gösteren kısımlarından seçilmiş parçalardan oluşmaktadır. Bütün EEG sinyalleri, ortalama genel bir referans kullanan 128-kanal yükselteç sistemi ile kaydedilmiş. 12 bit analog-dijital çeviriciden sonra veri, 173.61 Hz örnekleme frekansında veri edinim bilgisayar sistem diski üzerine sürekli olarak yazdırılmıştır ve 0.53-40 Hz 'lük bir BP filtreden geçirilmiştir. Bu tez çalışmasında, beş grup (A, B, C, D, E) içerisinde A ve E gruplarına ait 256 adet ayırık örnekten oluşan birer EEG kaydı kullanılmıştır.



Şekil 4.1 Çalışmada kullanılan A grubuna ait sağlıklı bir EEG kaydı



Şekil 4.2 Çalışmada kullanılan E grubuna ait epileptik bir EEG kaydı

4.2. SPEKTRAL ANALİZ YÖNTEMLERİ

Epileptik nöbet başlangıcının, EEG sinyallerinden tahmin edilmesi oldukça önemli ve zor bir biyomedikal problemdir. EEG sinyallerinin, epilepsi krizlerinin başlangıcını tahmin etme yönünde incelenmesi son yirmi yıldır dijital dünyanın gündemindedir [30]. Tarihsel olarak sinyallerin analiz yöntemlerine baktığımızda, dalgacık dönüşümü son yıllarda kullanılmaya başlanmış olup aslında temeli Joseph Fourier' a yani 19.yy' a kadar uzanmaktadır [63-64]. J. Fourier herhangi bir periyodik fonksiyonun, sonsuz sayıda periyodik-karmaşık-üstel fonksiyonun (sinüzoidlerin) toplamı şeklinde tanımlanabileceğini göstermiştir. J.Fourier' ın fikirleri yıllar sonra önce periyodik olmayan fonksiyonlar için daha sonra da hem periyodik hem de periyodik olmayan ayrık zaman sinyalleri için uygulanabilir hale gelmiştir. Böylece bu işlemler bilgisayarlar için de uygun hale gelmiştir [65]. Dijital dönemin yeni başladığı 1950'li yıllarda [64], analog işlemlerin yerini büyük ölçüde dijital algoritmalar almaya başlamıştır. Mikro-işlemcilerin o zamanlar çok yavaş olmasına rağmen analog işlemlerden daha net ve doğru sonuçlar veriyor olması, ilerleyen yıllarda kapasiteleri artırılmış dijital çiplerin analog devrelerin yerini almasını sağlamıştır [64]. 1965 yılında yeni bir algoritma olan FFT geliştirilmiştir [65]. Sinyal işleme ve elektronikte meydana gelen bu gelişmeler birçok alanda olduğu gibi EEG gibi biyolojik sinyallerin analizinde de çeşitli yöntemlerin, bilgisayar tabanlı tekniklerin ve yazılımların ortaya çıkmasına neden olmuştur. Epilepsi gibi çeşitli rahatsızlıkların tespiti için EEG sinyalinden bilgi elde etmeye yönelik yapılan analizlerde sinyalin durağanlığı, genliği ve sivri tepeleri gibi karakteristik özellikleri büyük önem taşımaktadır. Çünkü analiz için kullanılan yöntemler sinyalin dalga şeklini en doğru biçimde ifade eden bu özelliklerin tespitine ihtiyaç duyar [30]. ADD' nün temeli, 1976 yılında Croiser, Esteban ve Galand' ın ayrık zaman sinyallerini ayrıştırmak için geliştirdikleri tekniğe dayanmaktadır. Crochiere, Weber ve Flanagan yine aynı yıl benzer bir tekniği konuşma sinyallerinin kodlanmasında kullanmışlardır. O zaman kullandıkları tekniği alt-bant kodlama olarak adlandırmışlardır. 1983' de Burt, alt-bant kodlamaya çok benzer bir teknik geliştirdi ve adını çoklu çözünürlük analizi olarak da bilinen piramidal kodlama olarak adlandırdı. Daha sonra 1989' da Vetterli ve Le Gall alt-bant kodlamada bazı

değişiklikler yaptı [65]. Dalgacık fikri ise ilk olarak sismik analizlerden çıktı. Kitabımın bir bölümünde harmonik analizinden bahseden Yves Meyer bu fikrin gelişimini yürüttü [66]. Çoklu çözünürlük yöntemlerinin keşfinden önce analizler Fourier tabanlı dönüşümler ile frekans alanında yapılmaktaydı. Bu klasik tabanlı yöntem, birçok anormal durumun EEG sinyalinden öğrenilmesini sağlamasına rağmen, gürültüye karşı olan hassasiyeti ve EEG gibi durağan olmayan işaretlerde iyi sonuç vermemesi nedeniyle başka yöntemlerin geliştirilmesine neden olmuştur. Bu yüzden daha iyi frekans çözünürlüğüne sahip parametrik yöntemler (AR, MA ve ARMA) tercih edilmeye başlanmıştır. Ancak bu yöntemlerin her ikisi de zaman bilgisi sağlamadığından, hastalık olduğu tespit edilse bile ne zaman başladığı konusunda herhangi bir bilgi verememektedir. Fakat zaman bilgisi hastalığın teşhisi ve ayırt edilmesinde önemli bir rol oynadığından hem zaman hem de frekans bilgisi sağlayan bir yönteme ihtiyaç duyulmuştur. Bu nedenle EEG gibi durağan olmayan işaretlerde durağanlık koşulunu sağlayan ve aynı zamanda hem frekans hem de zaman bilgisi veren KZFD yöntemi geliştirilmiştir. Fakat KZFD' de analiz yapılırken bütün frekanslarda sabit bir boyuta sahip tek pencere kullanılabilmektedir. Bu nedenle işaret için uygun pencere uzunluğunun seçimi, performansı oldukça fazla etkilemektedir. Bu da bazı kısımları daha hassas inceleme gerektirebilen, periyodik ve durağan bir sinyal olmayan EEG için olumsuz bir durum meydana getirmektedir. Bu sebeple dalgacık dönüşümü, KZFD' e bir alternatif olarak ortaya çıkmıştır. KZFD' nin dezavantajı dalgacık dönüşümünde ortadan kalkmaktadır ve sinyalin bölgesel analizine olanak vermektedir. Dalgacık analizi ile durağan veya durağan olmayan sinyallerin zaman-frekans analizi yapılmaktadır. Dalgacık dönüşümünde zaman ve frekans bilgisi kaybolmadığından geleneksel yöntemlere göre daha iyi sonuç sağlamaktadır [1-3-18-54]. Bu tez çalışmasında da spektral analiz yöntemi olarak dalgacık dönüşümü kullanılmıştır. Dalgacık dönüşümü, sürekli dalgacık dönüşümü ve ayrık dalgacık dönüşümü olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Sürekli dalgacık dönüşümünün çok miktarda veri üretmesinden dolayı ve yalnızca analiz işlemi yapılacağından bu çalışmada ayrık dalgacık dönüşümünün kullanımı tercih edilmiştir. Ayrık dalgacık dönüşümünün ayrışım seviyesi ise 6 olarak belirlenmiştir. Çizelge 4.1' de ayrıştırılan alt bantlara ait frekans aralıkları gösterilmektedir.

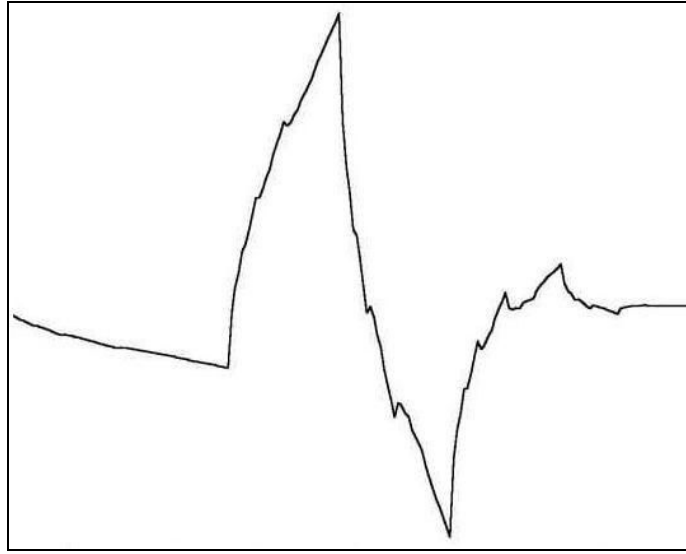
Çizelge 4.1 Dalgacık ayrışımı ile elde edilen frekans bandı aralıkları

Ayrıştırılmış Sinyal	Frekans Aralığı (Hz)
D_1	22,5 – 45
D_2	11,25 – 22,5
D_3	5,625 – 11,25
D_4	2,8125 – 5,625
D_5	1,4063 – 2,8125
D_6	0,7032 – 1,4063
A_6	0 – 0,7032

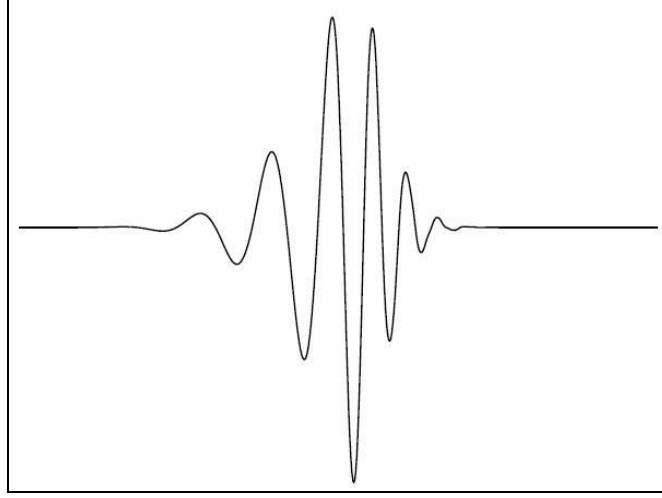
4.2.1. Dalgacık Dönüşümü

Dalgacık dönüşümü, durağan olmayan sinyaller için tasarlanmış bir yöntemdir. Günümüzde hem biyolojik işaretlerin (EEG, EMG, EKG) analizinde hem de hidrolojik çalışmalarda su akımlarının incelenmesi [56], günümüz otomasyon sistemlerinde kullanılan rulmanların hata tespit algoritmalarının karşılaştırılmaları [57], tekstil imgelerinde hata sezimi [58] ve elektrik motorlarında arıza tanılarının konulması [59] gibi çok farklı alanlarda kullanılmaktadır. Dalgacık dönüşümünde analiz edilen sinyal, dalgacık olarak adlandırılan yapılar cinsinden temsil edilir. Dalgacıklar, çevirme ve ölçekleme işlemleriyle ana dalgacık olarak adlandırılan tek bir fonksiyondan türetilen bir fonksiyonlar ailesidir. Ölçekleme işlemi, ana dalgacığın daralması veya genişlemesi olarak bilinir. Çevirme işlemi ise zaman ekseninde ana dalgacığın yerinin değişmesidir [20, 21].

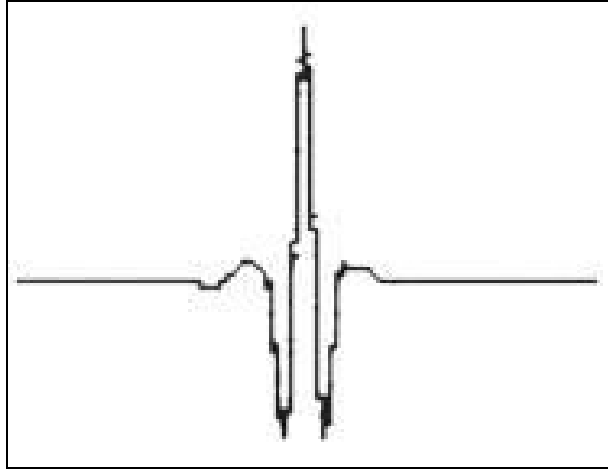
ADD analizi, çok frekanslı süzgeç bankalarıyla ilişkili hızlı, piramidal algoritmalar kullanılarak yapılabilir. ADD işareti, yaklaşıklık (approximate) ve ayrıntı (detail) katsayılarına ayrıştırarak işareti farklı frekans bantlarında farklı çözünürlüklerde analiz eder. İşareti farklı frekans bantlarına ayrıştırmak, zaman alanı işaretini art arda yüksek ve alçak geçiren süzgeçlerden geçirerek sağlanır. Bu bir seviyeli ayrıştırma işlemidir [55]. Daha sonra her bir ayrıntı katsayısı bu süzgeçlerden geçirilerek yapılan analizin seviyesi artırılabilir. Bu çalışmada ayrışım seviyesi 6 olarak belirlenmiştir. Ayrıca analiz için 4 farklı dalgacık çeşidi kullanılmıştır. Bunlar: Daubechies, Coiflet, Symmlet ve ayrık Meyer dalgacıklarıdır. Kullanılan bu dalgacıklara ait grafiksel gösterimleri Şekil 4.3, 4.4, 4.5 ve 4.6' da verilmiştir.



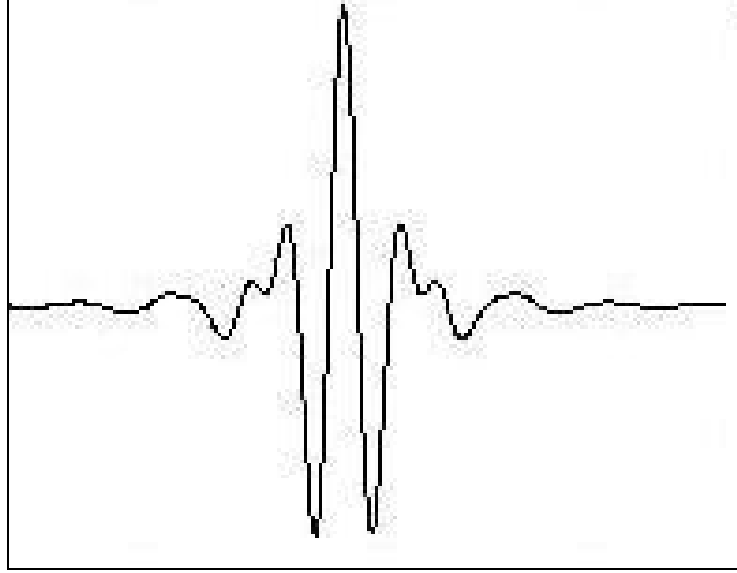
Şekil 4.3 Daubechies dalgacığının iki farklı derecesi için grafiksel gösterimi [43]



Şekil 4.4 Symmlet dalgacığının iki farklı derecesi için grafiksel gösterimi [44]



Şekil 4.5 Coiflet dalgacığının iki farklı derecesi için grafiksel gösterimi [45]



Şekil 4.6 Meyer dalgacığının grafiksel gösterimi [46]

Dalgacık dönüşümü sürekli ve ayrık olarak iki kategoriye ayrılır. Sürekli dalgacık Dönüşümü (4.1) deki gibi tanımlanır [24]:

$$SDD(a,b) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)\psi_{a,b}^*(t)dt, \quad (4.1)$$

Bu formül içerisindeki $x(t)$ analiz edilen sinyali gösterir, a ve b sırasıyla ölçeklendirme faktörünü (genişletme/daraltma katsayısı) ve zaman aksisi boyunca çevirmeyi (kaydırma katsayısı), temsil eder ve üstündeki yıldız işareti ise karmaşık eşlenik karşılığı belirtir. $\psi_{a,b}(\cdot)$ dalgacığın, b zamanında ve a ölçeğinde boyutlandırılması ile elde edilir [26]:

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}}\psi\left(\frac{t-b}{a}\right), \quad (4.2)$$

$\psi(t)$ ise ana dalgacığı temsil eder [23,19].

Dalgacık dönüşümünde sürekli ifadesi, ölçekleme ve çevirme parametreleri olan a ve b ' nin sürekli parametreler olduğu anlamına gelmektedir. Ancak her ölçek için

dalgacık katsayılarının hesaplanması oldukça fazla veri ile sonuçlanır. Bu nedenle ayrık dalgacık dönüşümü kullanılarak bu dezavantaj ortadan kaldırılmaktadır. Çoklu-ölçek tabanında çalışan dalgacık dönüşümü, tek bir ölçekte (zaman veya frekans) çalışan klasik Fourier dönüşümünün daha gelişmiş hali olarak düşünülebilir. Dalgacık dönüşümünün çoklu-ölçek özelliği, çalışılan sinyalin kendine has yapısını temsil eden çok sayıda ölçeğe ayrışımını sağlar. Bir $x[n]$ sinyalinin çoklu-çözünürlük ayrıştırma prosedürü, Şekil 4.7 'de şematik olarak gösterilmiştir. Bu şemanın her bir bölümü, iki sayısal filtre ve iki adet aşağı örnekleyci ($\downarrow 2$) içerir. İlk filtre $g[\cdot]$ ayrık ana dalgacıktır, yüksek geçiren filtredir ve ikinci filtre $h[\cdot]$ de onun tam tersidir ve alçak geçiren filtredir. İlk yüksek geçiren ve alçak geçiren filtrelerin aşağı örneklenmiş çıktıları sırasıyla, ayrıntılı D_1 ve yaklaşık A_1 'dir. İlk yaklaşık A_1 tekrar ayrıştırılır ve bu işlem gerekli olduğu takdirde Şekil 4.7' de gösterildiği gibi istenilen seviyeye kadar devam ettirilebilir. Bütün dalgacık dönüşümleri, standart kuadratur ayna filtre şartını sağlayan alçak-geçiren filtre h cinsinden belirtilebilir [28]:

$$H(z)H(z^{-1}) + H(-z)H(-z^{-1}) = 1, \quad (4.3)$$

$H(z)$, h filtresinin z -dönüşümünü gösterir. Onun tümleyicisi yüksek-geçiren filtre de (4.4) deki gibi tanımlanabilir [26]:

$$G(z) = zH(-z^{-1}). \quad (4.4)$$

Artan uzunlukta (i ile) bir dizi filtre elde edilebilir [19]:

$$H_{i+1}(z) = H(z^{2^i})H_i(z) \quad (4.5)$$

$$G_{i+1}(z) = G(z^{2^i})H_i(z), \quad i = 0, \dots, I-1 \quad (4.6)$$

Başlangıç koşulu $H_0(z) = 1$. Zaman alanında iki-ölçek bağıntısı olarak ifade edilir [27].

$$h_{i+1}(k) = [h]_{\uparrow 2^i} * h_i(k) \quad (4.7)$$

$$g_{i+1}(k) = [g]_{\uparrow 2^i} * h_i(k), \quad (4.8)$$

Alt indis $[\cdot]_{\uparrow m}$, m faktöründe yukarı örnekleme gösterir ve k aynı şekilde örneklenmiş ayrık zamandır. Normalize edilmiş ölçek ve dalgacık taban fonksiyonları $\varphi_{i,l}(k)$, $\psi_{i,l}(k)$ (4.9) ve (4.10)'daki şekilde tanımlanabilir [20].

$$\varphi_{i,l}(k) = 2^{i/2} h_i(k - 2^i l) \quad (4.9)$$

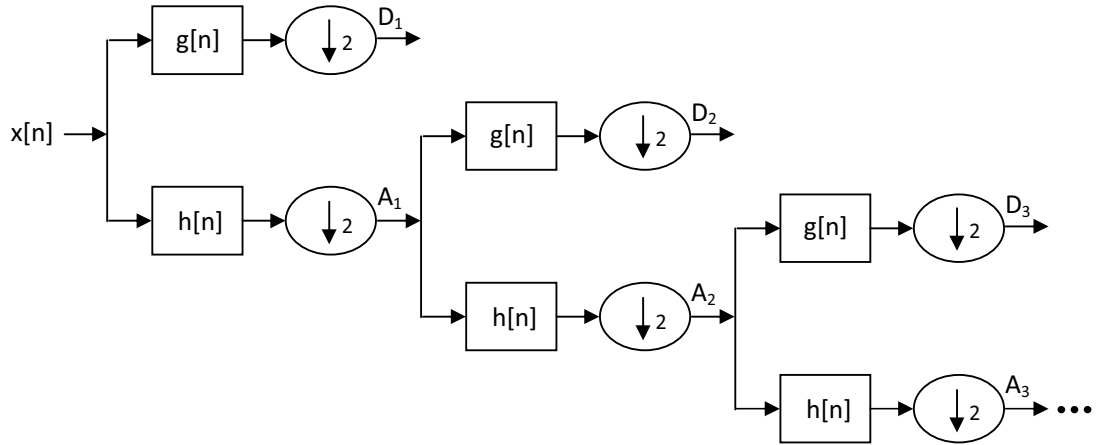
$$\psi_{i,l}(k) = 2^{i/2} g_i(k - 2^i l), \quad (4.10)$$

$2^{i/2}$ faktörü bir iç çarpım normalizasyonudur. i ve l sırasıyla ölçek ve çeviri parametreleridir. ADD ayrıştırım (4.11) ve (4.12)'deki gibi tarif edilebilir [21].

$$a_{(i)}(l) = x(k) * \varphi_{i,l}(k) \quad (4.11)$$

$$d_{(i)}(l) = x(k) * \psi_{i,l}(k), \quad (4.12)$$

$a_{(i)}(l)$ ve $d_{(i)}(l)$, i çözünürlüğünde sırasıyla yaklaşık ve ayrıtı katsayılarıdır [20, 24].



Şekil 4.7 Ayrık dalgacık dönüşümü uygulamasının alt band ayrıştırımı; $g[n]$ yüksek geçiren filtre, $h[n]$ alçak geçiren filtre.

Bir sinyali tamamen ayrıştırabilme ve sinyali mükemmel bir şekilde yeniden oluşturabilme kavramı pratiktir fakat özellikle kendi başına yararlı değildir. Orijinal zaman alanı sinyalinden anlaşılamayan karakteristikleri belirlemek için bu aracı kullanırken dalgacık katsayılarını kullanmak gerekir [20].

5. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

5.1. Sonuçlar

EEG işaretleri vücudumuz ve beynimizin fonksiyonları ile ilgili birçok bilgiyi bünyesinde saklamaktadır. Fakat bu bilgilerin elde edilmesi, EEG'nin kompleks bir işaret olmasından dolayı oldukça zordur. Bu yüzden çeşitli işaret işleme tekniklerinden faydalanılmaktadır. Bunun yapılmasındaki amaç ise EEG sinyalinden gerekli bilginin en kısa sürede ve en doğru şekilde elde edilmesini sağlamaktır.

Bu çalışmada EEG sinyallerinin incelenmesi için çoklu çözünürlük yöntemi olarak da bilinen ADD kullanılmıştır. EEG sinyali farklı zamanlarda meydana gelen farklı zaman ölçeklerinin toplamı olarak düşünülebilir. Dalgacık analizinin bir amacı bunları ayırmak ve bu farklı zaman ölçeklerinin temel sebeplerini sınıflandırmaktır [30].

Sinyallerin ADD ile analizinde Çizelge 5.1' de gösterildiği gibi, Daubechies ve tüm dereceleri (2'den 45'e kadar olan), Coiflet ve tüm dereceleri (1'den-5'e kadar olan), Symmlet ve dereceleri (2'den-37'e kadar olan) ve Ayrık Meyer (derecesi yok) dalgacıkları kullanılmıştır. Ayrık dalgacık dönüşümünde kullanılabilen dalgacıkların Symmlet dalgacığı hariç tüm dereceleri bu çalışmada kullanılmıştır. Symmlet dalgacığının tüm derecelerinin kullanılmamasının sebebi ise dalgacığın derecesi arttıkça yazılım hızının düşmesidir. Symmlet dalgacığının derecelerine bağlı olarak programın işlem süreci değişim göstermektedir. Symmlet dalgacığının derecelerine bağlı olarak değişen ortalama hesaplama süreleri Çizelge 5.2' de gösterilmiştir. Hesaplama sürecinin uzun olmasının yanı sıra Symmlet dalgacığının 37. derecesinden sonra hesaplanan katsayı miktarı oldukça fazla olduğundan Matlab yazılım programının hafızası yetersiz kalmaktadır. Bu tez çalışmasında elde edilen sonuçlara bağlı olarak belirlenen dalgacık veya dalgacıkların gerçek zamanlı uygulamalara uygulanabilir olması gerekmektedir. Fakat Symmlet dalgacığının, özellikle 27. derecesinden itibaren işlem süresinin belirgin bir şekilde artış gösteriyor

olması, bu dalgacığın 27. derecesinden itibaren gerçek zamanlı uygulamalar için uygun olmadığını göstermektedir.

Çizelge 5.1 Dalgacıklar ve dereceleri

Dalgacık	Dereceleri
Daubechies	2, 3, 4, 5..... 45
Coiflet	1, 2, 3, 4, 5
Symmlet	2, 3, 4, 5, 37
Ayrık Meyer	Derecesi yok

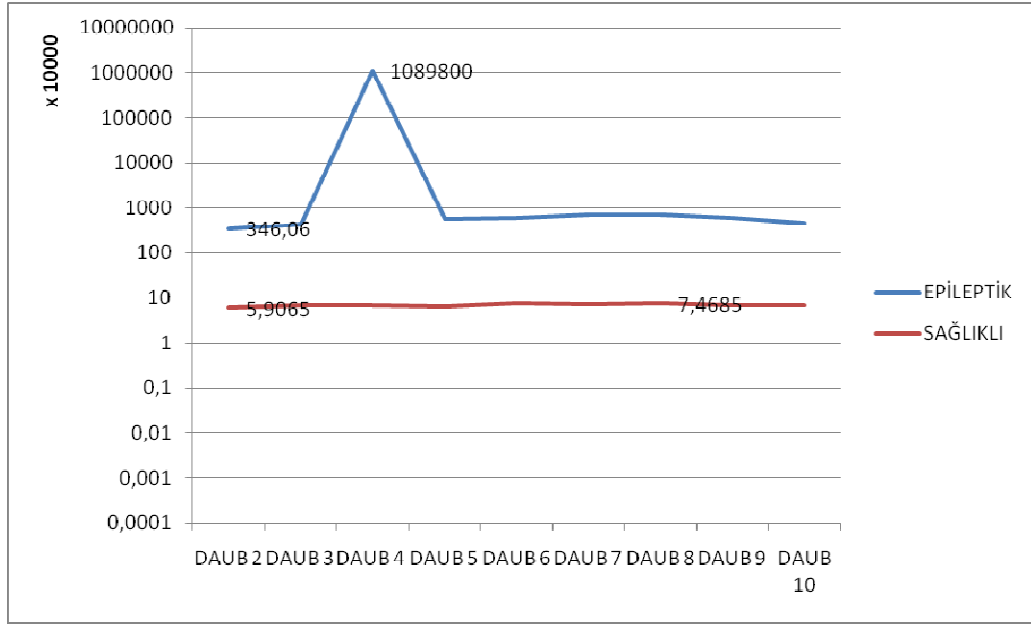
Bu çalışmada kullanılan dalgacıklar ve dereceleri (Çizelge 5.1) her bir EEG kaydına uygulanarak her bir EEG kaydına ait dalgacık katsayıları elde edilmiştir. Hesaplanan ayrık dalgacık katsayıları sinyalin zaman ve frekans alanındaki enerji dağılımını gösterir. Böylece EEG sinyalinden elde edilen ayrıntılı ve yaklaşık dalgacık katsayıları, sinyali temsil eden öznitelik vektörlerini oluştururlar. Eğer sınıflama işlemi yapılmak istenirse, sinyali temsil eden öznitelik vektörleri oluşturulduktan sonra öznitelik seçimi yapılır ve sonuçlar kullanılacak olan yapay sinir ağına verilir. Elde edilen sınıflama sonuçlarına bakılarak yöntemin başarılı olup olmadığı tespit edilebilir. Fakat bu çalışmada sınıflama işlemi yapılmayacaktır.

Çizelge 5.2 Symmlet dalgacığı derecelerine bağlı programın sinyali ortalama analiz süresi

Dalgacık Dereceleri	Sağlıklı EEG Kaydı	Epileptik EEG Kaydı
Symmlet derece 27	35 sn.	40 sn.
Symmlet derece 28	1 dk. 15 sn.	1 dk. 14 sn.
Symmlet derece 29	1 dk. 21 sn.	1 dk. 14 sn.
Symmlet derece 30	2 dk. 40 sn.	2 dk. 40 sn.
Symmlet derece 31	3 dk.	2 dk. 50 sn.
Symmlet derece 32	6 dk. 12 sn.	5 dk. 41 sn.
Symmlet derece 33	6 dk. 14 sn.	6 dk. 13 sn.
Symmlet derece 34	11 dk. 18 sn.	11 dk. 40 sn.
Symmlet derece 35	11 dk. 34 sn.	11 dk. 48 sn.
Symmlet derece 36	23 dk. 41 sn.	23 dk. 8 sn.
Symmlet derece 37	24 dk. 39 sn.	24 dk. 20 sn.
Symmlet derece 38	Hata	Hata
Symmlet derece 39	Hata	Hata
Symmlet derece 40	Hata	Hata

Çizelge 5.2, Symmlet dalgacığının 27. derecesinden itibaren ADD' de kullanımında ortalama hesaplama süresinin önemli miktarda arttığını göstermektedir. Bu durum 27. derecesinden itibaren Symmlet dalgacığının gerçek zamanlı uygulamalar için uygun olmadığını göstermektedir.

Epileptik EEG sinyalleri ile sağlıklı EEG sinyallerinin arasındaki farkı gözlemek amacıyla, tüm dalgacık çeşitleri ve dereceleri ile sinyallere ADD' nü uygulamadan önce, veri tabanımızda yer alan 4 sağlıklı ve 4 epileptik EEG sinyali Daubechies dalgacığının 10. derecesine kadar analiz edilmiştir. Bu analiz sonuçlarından elde edilen dalgacık katsayılarının varyansı hesaplanmıştır. Böylelikle 8 adet EEG sinyaline ait bir varyans grafiği oluşturulmuştur.



Şekil 5.1 Sağlıklı ve epileptik EEG grubuna ait sinyallerin varyans grafiği

Şekil 5.1' de elde ettiğimiz varyans grafiğine baktığımızda epileptik EEG sinyali ile sağlıklı EEG sinyalinin varyansları arasındaki büyük fark görülmektedir. Epileptik EEG sinyalinin varyansı 3460600 ila 10898000000 arasında değişirken; sağlıklı EEG sinyalinin varyansı 59065 ila 74685 arasında değişim göstermektedir. Bu fark gözlemledikten sonra, 256 adet ayırık veriden oluşan biri sağlıklı diğeri epileptik olan iki EEG sinyali için, her farklı dalgacık tipi ve derecesi ile ayrı ayrı birinci, ikinci, üçüncü, dördüncü, beşinci, altıncı seviye ayrıştırma katsayıları (D_k , $k = 1, 2, 3, 4, 5, 6$) ve bir adet altıncı seviye yaklaşık katsayıları (A_6) hesaplanmıştır. Hesaplanan katsayılar oldukça çok miktardadır. Bu sebeple hesaplanan katsayılardan elde edilen öznitelik vektörlerinin boyutunu azaltmak için dalgacık katsayıları üzerinde çeşitli

İstatiksel hesaplamalar yapılmaktadır. Bu çalışmada da literatürde çok rastlanan istatiksel hesaplamalardan yararlanılmıştır. İstatiksel hesaplamalar sinyalin zaman-frekans dağılımını göstermede kullanılır. Bu hesaplamalar;

- (1) Her bir alt bant katsayılarının maksimumu
- (2) Her bir alt bant katsayılarının minimumu
- (3) Her bir alt bant katsayılarının ortalama değeri
- (4) Her bir alt bant katsayılarının standart sapması

Madde (1), (2) ve (3) sinyalin frekans dağılımını; (4) ise sinyalin frekans dağılımında meydana gelen değişimini göstermektedir.

Çizelge 5.3 Db5, Sym5, Coif5 ve Dmey dalgacıklarının ayrıntılı (D1, D2, D3, D4, D5 ve D6) ve yaklaşık alt bantları (A6) için yapılan istatiksel hesaplamalar

Dalgacık	Db5	Db5	Sym5	Sym5	Coif5	Coif5	Dmey	Dmey
S/E	S	E	S	E	S	E	S	E
Öznitelik Vektörü								
Boyutu	132	132	132	132	142	142	178	178
D1 Max	6,6385	78,7782	9,0143	178,1853	8,1638	95,93	7,6233	104,8131
D1 Min	-8,3041	-108,6434	-10,1509	-94,6214	-8,8223	-71,0408	-8,2304	-111,4449
D1 Mean	-0,2758	-0,6728	-0,2927	-0,6548	-0,2914	-0,379	-0,1187	-0,4097
D1 Std	3,1039	28,2528	3,4858	32,5094	2,9553	21,122	3,0236	19,9335
Öznitelik Vektörü								
Boyutu	70	70	70	70	85	85	139	139
D2 Max	35,8294	773,8088	30,8329	753,4066	29,363	755,2253	29,9372	625,0424
D2 Min	-31,3612	-595,9443	-26,9119	-842,9562	-28,7466	-496,1269	-31,9175	-527,3779
D2 Mean	-0,3363	0,6371	-0,2309	2,7278	0,0195	0,266	0,0396	0,1339
D2 Std	13,1692	250,4978	13,137	269,2296	13,1329	204,8794	12,8277	180,0774

Öznitelik														
Vektörü														
Boyutu	39	39	39	39	57	57	120	120						
D3 Max	99,5368	2,47E+03	77,2929	1,93E+03	79,3926	2,10E+03	68,7578	2,20E+03						
D3 Min	-86,4828	-	2,52E+03	-63,1994	-	2,13E+03	-75,3507	-	2,15E+03	-69,0559	-	2,39E+03		
D3 Mean	2,159	18,8599	3,6997	80,4462	0,5017	-29,5817	0,1415	12,3838						
D3 Std	41,8017	843,6992	37,5948	709,9908	36,6595	769,1261	38,4068	830,1483						
Öznitelik														
Vektörü														
Boyutu	24	24	24	24	43	43	110	110						
D4 Max	124,5511	1,62E+03	135,1878	654,5782	120,2827	2,22E+03	123,3783	1,88E+03						
D4 Min	-96,3638	-927,6837	-65,0729	-	1,66E+03	-97,2132	-992,8119	-	115,6669	-	1,65E+03			
D4 Mean	-17,3604	147,4494	6,5771	-172,0572	0,5049	97,4399	-1,6755	30,2079						
D4 Std	56,2843	637,734	48,3353	573,4917	63,1942	603,723	72,14	771,7856						
Öznitelik														
Vektörü														
Boyutu	16	16	16	16	36	36	105	105						
D5 Max	118,6479	2,50E+03	112,6155	2,09E+03	260,6128	2,08E+03	134,9236	2,22E+03						
D5 Min	-	139,3011	-	1,76E+03	204,5514	-	1,73E+03	131,3961	-	1,54E+03	-	164,7556	-	1,68E+03
D5 Mean	8,087	23,8815	2,8111	70,1428	3,3075	-39,9798	-0,9522	-9,0869						
D5 Std	65,6647	1,24E+03	70,248	999,4805	77,9396	723,2648	67,3526	874,9387						
Öznitelik														
Vektörü														
Boyutu	12	12	12	12	32	32	103	103						
D6 Max	180,014	1,22E+03	187,461	1,82E+03	156,618	1,35E+03	237,4418	2,92E+03						
D6 Min	-	183,0854	-	1,11E+03	-74,4754	-318,5391	167,8276	-	1,45E+03	-	241,3809	-	2,94E+03	
D6 Mean	5,4059	-58,0904	32,8732	283,3923	-0,2601	-0,9213	-2,6183	-12,4614						

D6 Std	108,0079	704,6325	76,3847	545,458	66,5897	460,6039	113,1546	1,84E+03
Öznitelik								
Vektörü								
Boyutu	12	12	12	12	32	32	103	103
A6 Max	413,4146	1,64E+03	254,2673	1,30E+03	320,9101	2,42E+03	188,2517	1,51E+03
A6 Min	-451,5512	-258,2637	453,3193	1,04E+03	311,9649	1,81E+03	-111,757	-366,0833
A6 Mean	218,7671	1,05E+03	-61,4186	173,783	94,0397	920,4318	63,6619	778,6442
A6 Std	254,1567	586,889	290,541	913,0354	265,6751	1,61E+03	113,8233	248,9582

Çizelge 5.3' de istatiksels hesaplamaların Daubechies derece 5, Symmlet derece 5, Coiflet derece 5 ve Ayrık Meyer için bulunmuş sonuçları ve öznitelik vektörü boyutu verilmiştir. Öznitelik vektörü içerisinde, sinyalin aşamalı olarak geçirildiği süzgeç çıkışlarında 2 ile aşağı örnekleme sonucu elde edilen dalgacık katsayıları yer alır. Örneğin çalışmada kullanılan EEG sinyallerinin Daubechies derece 5 dalgacığı ile analizi sırasında ilk aşamada 132 adet dalgacık katsayısı elde edilmiştir. Bu sayı kullanılan dalgacık ile EEG sinyalinin korelasyonunu (benzerliğini) vermektedir. Bu hesaplamaların hem epileptik hem de sağlıklı EEG kayıtlarına uygulanmasındaki amaç, her iki gruba ait EEG verileri arasındaki farkı en iyi biçimde gösteren dalgacığı tespit etmektir. Bu farkları daha belirgin hale getirmek için sağlıklı EEG kaydı ile epileptik EEG kaydına ait istatiksels hesaplama (max, min, mean, std) sonuçlarının farkı alınmıştır. Daha sonra fark değerlerinin mutlağı alınarak, tüm dalgacıklar ve dereceleri arasındaki karşılaştırma, bu mutlağı alınmış değer baz alınarak yapılmıştır. Önce her bir dalgacık kendi dereceleri arasında bir karşılaştırmaya tabi tutulmuştur. Böylelikle her bir dalgacığın en iyi farkı veren derecesi tespit edilmiştir. Dalgacıkların kendi dereceleri arasında yapılan karşılaştırmaya göre; Daubechies dalgacığının 2'den 45'e kadar olan dereceleri arasında en iyi farkı veren derecesi 44, Symmlet dalgacığının 2'den 37'e kadar olan dereceleri arasında en iyi farkı veren derecesi 22, Coiflet dalgacığının 1'den 5'e kadar olan dereceleri arasında en iyi farkı veren derecesi 1 bulunmuştur. Ayrık Meyer dalgacığının ise derecesi olmadığından derece bakımından bir karşılaştırma yapılmamıştır. Bu nedenle ayrık Meyer dalgacığının istatiksels hesaplamaları (maksimum, minimum, ortalama ve standart sapma) arasında bir karşılaştırma yapılmıştır ve bunun sonucunda ayrık Meyer dalgacığının en iyi ayrımı verdiği

istatistiksel hesaplaması minimum bulunmuştur. Dalgacıkların en iyi farkı veren dereceleri bulunduktan sonra her bir dalgacığın en iyi performansı gösteren derecelerinden (Db derece 44, Sym derece 22, Coif derece 1 ve Dmey) elde edilen sonuçlar arasında bir karşılaştırma yapılmıştır. Sonuç olarak, sağlıklı ve epileptik EEG verisi arasındaki en büyük farkı gösteren Daubechies derece 44 dalgacığı olmuştur. Aynı zamanda performansı en iyi olan dalgacık derecelerinin en iyi farkı verdikleri istatistiksel hesaplamaları ise Daubechies de minimum, Symmlet de minimum, Coiflet de maksimum ve ayrık Meyer de minimum istatistiksel hesabı olmuştur. Çizelge 5.4’ de kullanılan dalgacıkların farkı en iyi gösteren derecelerine ait değerler ve onların en iyi ayrımı veren istatistiksel hesabı verilmiştir. Bu sonuçlar elde edildikten sonra en iyi ayrımı veren Daubechies derece 44 dalgacığının başarısını doğrulamak amacıyla, sağlıklı gruba (A) ait EEG sinyali ile epileptik gruba (C) ait EEG sinyalinin ADD ile analizi yapılmıştır. Bu analiz sırasında yalnız Daubechies dalgacığı ve Daubechies dalgacığının bütün dereceleri kullanılmıştır. İki grup arasındaki ayrımı en iyi veren Daubechies dalgacığının derecesini tespit etme çalışmasının sonuçları şekil 5.1’de gösterilmiştir.

Çizelge 5.4 Dalgacıkların en iyi ayrımı veren dereceleri, istatistiksel hesabı ve değeri

Dalgacık ve derecesi	Ayrımı en iyi veren hesabı	Değeri
Db derece 44	Minimum istatistiksel hesabı	142077,8
Dmey	Minimum istatistiksel hesabı	2695,4191
Sym derece 22	Minimum istatistiksel hesabı	2647,1771
Coif derece 1	Maksimum istatistiksel hesabı	2216,6702

Çizelge 5.5 Symmlet dalgacığı için en iyi ayrımı veren istatistiksel hesabı ve derecesi

Sym derece 22	Sağlıklı	Epileptik	Çıkarma İşlemi	Mutlağı
D1 min	-8,5206	-92,7517	-84,2311	84,2311
D2 min	-32,9566	-596,5845	-563,6279	563,6279
D3 min	-87,5229	-2,73E+03	-2647,1771	2647,1771
D4 min	-126,195	-1,89E+03	-1766,005	1766,005
D5 min	-201,1288	-1,94E+03	-1742,6712	1742,6712
D6 min	-143,9489	-1,34E+03	-1191,5511	1191,5511
A6 min	-260,7297	-2,23E+03	-1969,4703	1969,4703
Maksimum Değer				2647,1771

Çizelge 5.6 Ayrık Meyer dalgacığı için en iyi ayrımı veren istatiksel hesabı

Dmey	Sağlıklı	Epileptik	Çıkarma İşlemi	Mutlağı
D1 min	-8,2304	-111,4449	-103,2145	103,2145
D2 min	-31,9175	-527,3779	-495,4604	495,4604
D3 min	-69,0559	-2,39E+03	-2316,9441	2316,9441
D4 min	-115,6669	-1,65E+03	-1535,2331	1535,2331
D5 min	-164,7556	-1,68E+03	-1516,5444	1516,5444
D6 min	-241,3809	-2,94E+03	-2695,4191	2695,4191
A6 min	-111,757	-3,66E+02	-254,3263	254,3263
Maksimum Değer				2695,4191

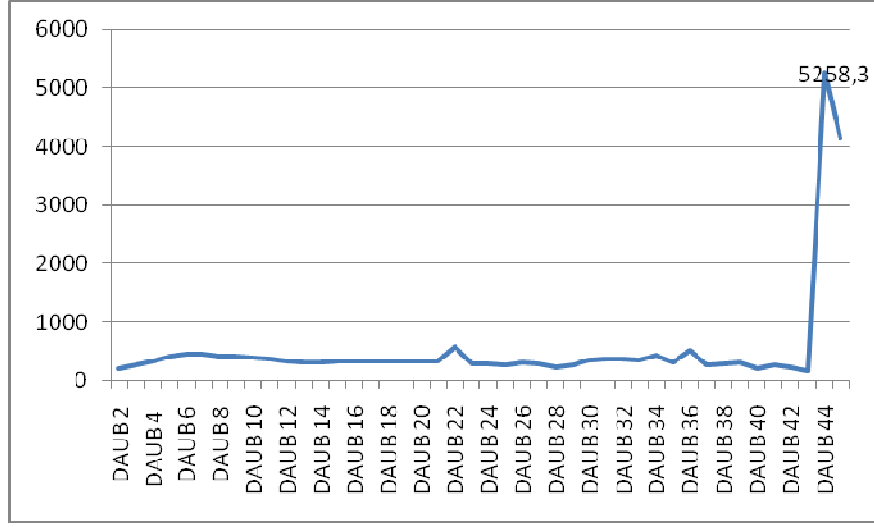
Çizelge 5.7 Coiflet dalgacığı için en iyi ayrımı veren istatistiksel hesabı ve derecesi

Coif derece 1	Sağlıklı	Epileptik	Çıkarma İşlemi	Mutlağı
D1 max	10,7462	248,2386	237,4924	237,4924
D2 max	32,3918	1,13E+03	1099,7082	1099,7082
D3 max	64,7314	2,21E+03	2141,9686	2141,9686
D4 max	78,8298	2,30E+03	2216,6702	2216,6702
D5 max	225,9567	1,71E+03	1484,4433	1484,4433
D6 max	100,1259	583,3341	483,2082	483,2082
A6 max	189,7678	1,34E+03	1146,4322	1146,4322
Maksimum Değer				2216,6702

Çizelge 5.8 Daubechies dalgacığı için en iyi ayrımı veren istatıksel hesabı ve derecesi

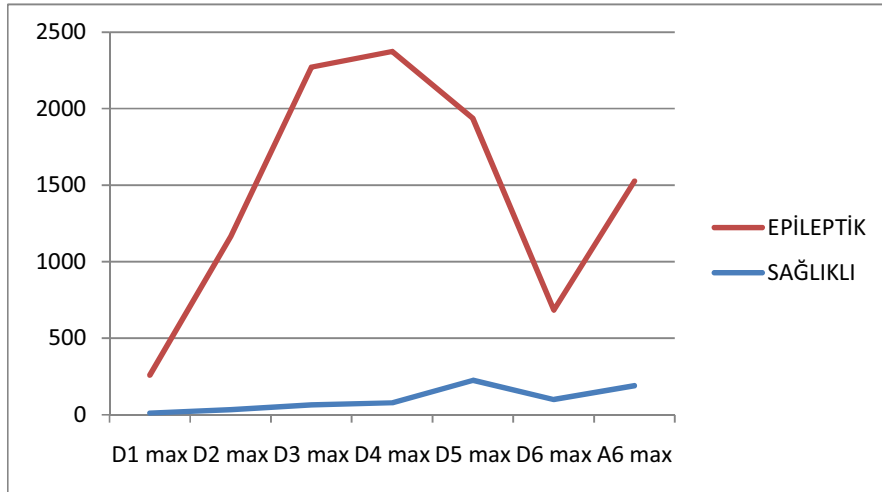
Db derece 44	Sağlıklı	Epileptik	Çıkarma İşlemi	Mutlağı
D1 min	-32,5551	-238,5578	-206,0027	206,0027
D2 min	-474,223	-6,81E+03	-6334,177	6334,177
D3 min	-1,67E+03	-5,65E+04	-54809,3	54809,3
D4 min	-3,79E+03	-6,17E+04	-57905,6	57905,6
D5 min	-5,66E+03	-7,54E+04	-69741,6	69741,6
D6 min	-7,26E+03	-1,49E+05	-142077,8	142077,8
A6 min	-2,40E+03	-4,20E+04	-39599,2	39599,2
Maksimum Değer				142077,8

Çizelge 5.5, 5.6, 5.7 ve 5.8' de her dalgacığın en büyük farkı veren istatıksel hesabı ve derecesi için elde edilen sonuçlar verilmiştir.

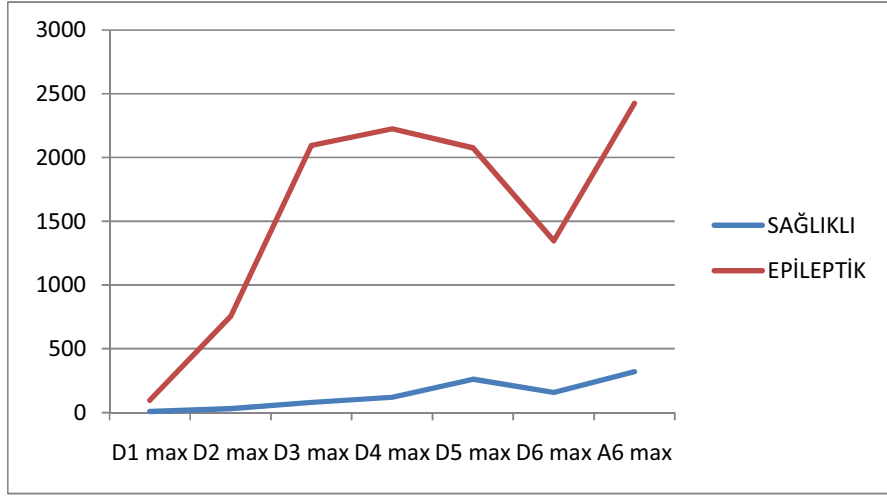


Şekil 5.2 İki gruba (A ve C) ait EEG sinyallerinin karşılaştırılmasında Daubechies dalgacığına ait derecelerin sonuçları arasındaki karşılaştırma

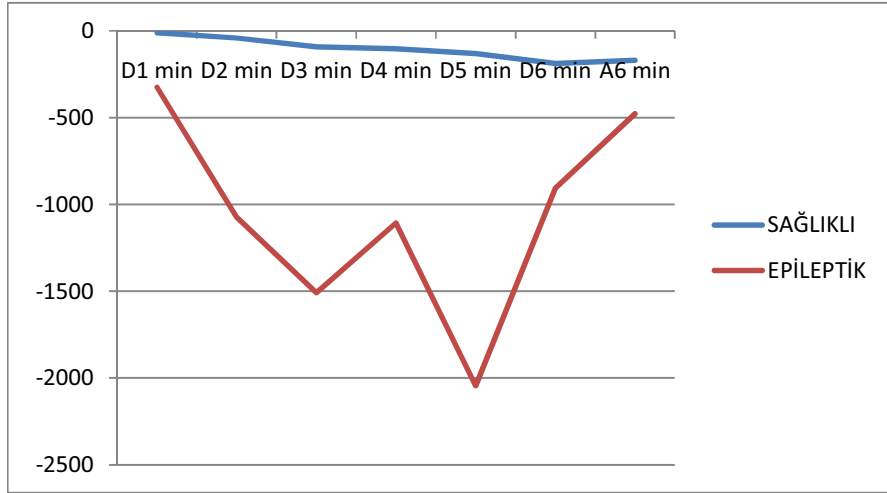
Şekil 5.2’ de görüldüğü gibi sağlıklı gruba (A) ait EEG sinyali ile epileptik gruba (C) ait EEG sinyali arasındaki karşılaştırmada daha önceki epileptik grup (E) ile yapılan analiz sonucundaki gibi yine Daubechies dalgacığının 44. derecesi en iyi ayrımı vermiştir.



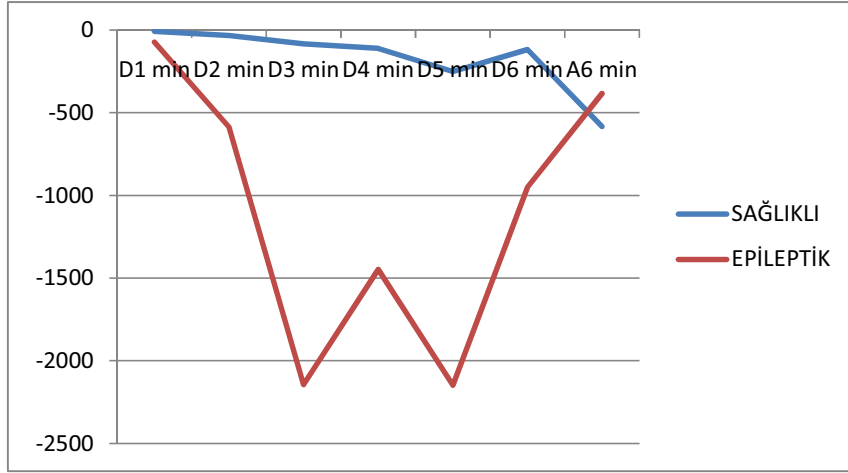
Şekil 5.3 Maksimum değerlerin hesaplandığı, Coiflet derece 1 dalgacığı



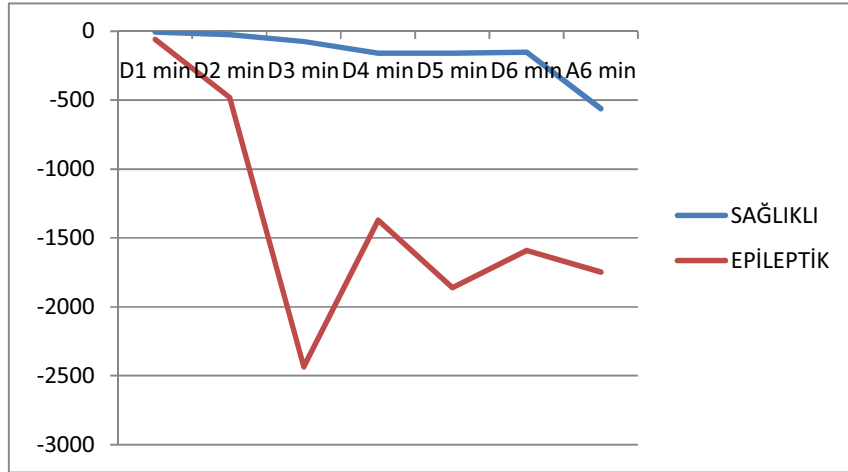
Şekil 5.4 Maksimum değerlerin hesaplanıldığı, Coiflet derece 5 dalgacığı



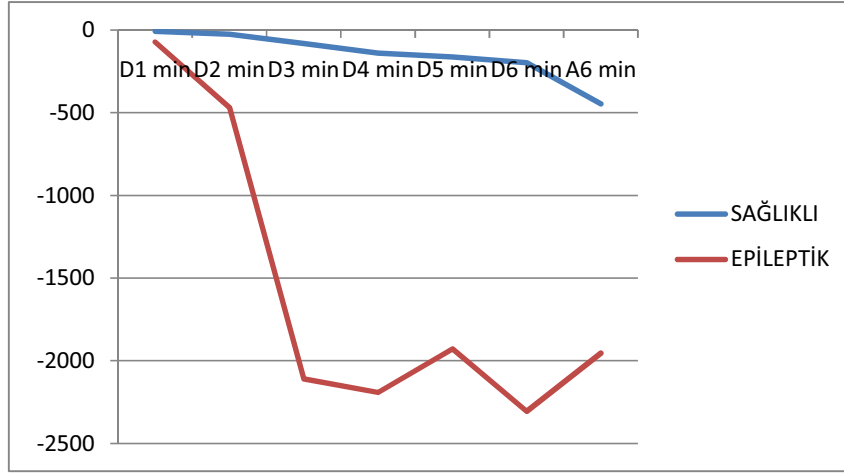
Şekil 5.5 Minimum değerlerin hesaplanıldığı, Daubechies derece 2 dalgacığı



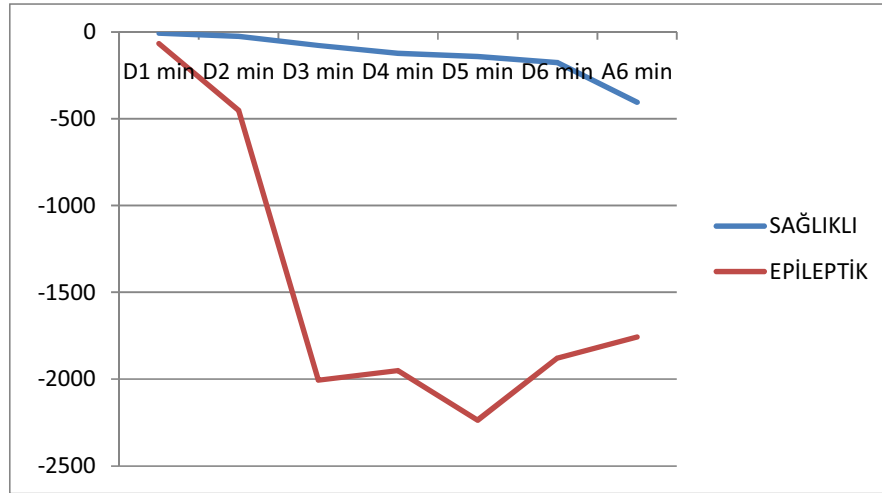
Şekil 5.6 Minimum değerlerin hesaplanıldığı, Daubechies derece 10 dalgacığ



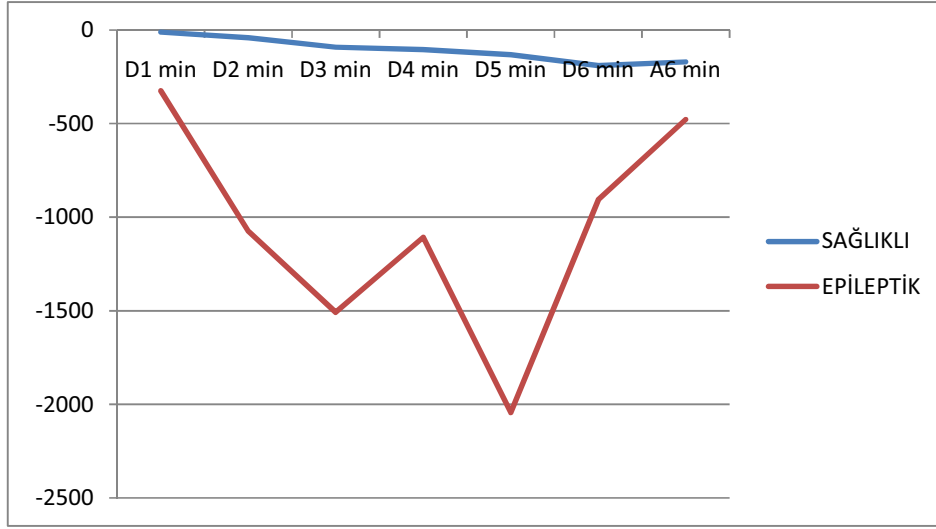
Şekil 5.7 Minimum değerlerin hesaplanıldığı, Daubechies derece 20 dalgacığ



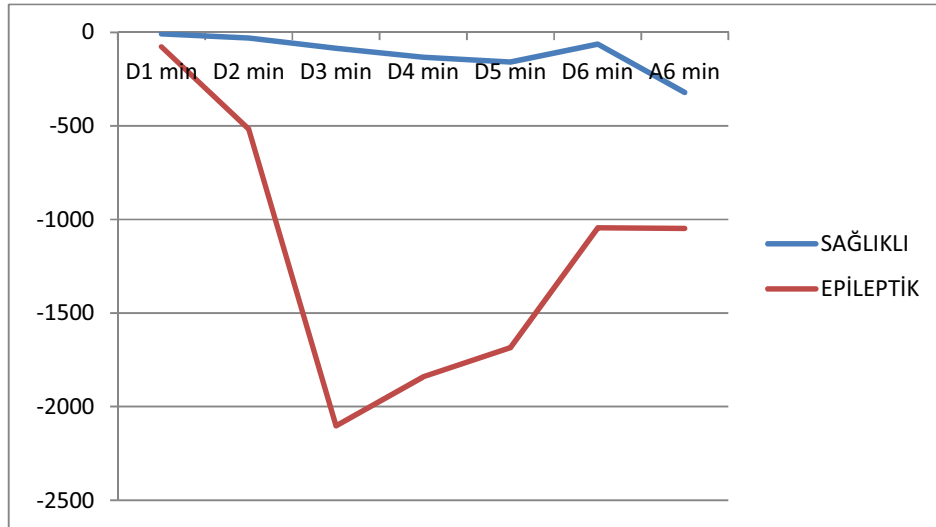
Şekil 5.8 Minimum değerlerin hesaplanıldığı, Daubechies derece 30 dalgacı



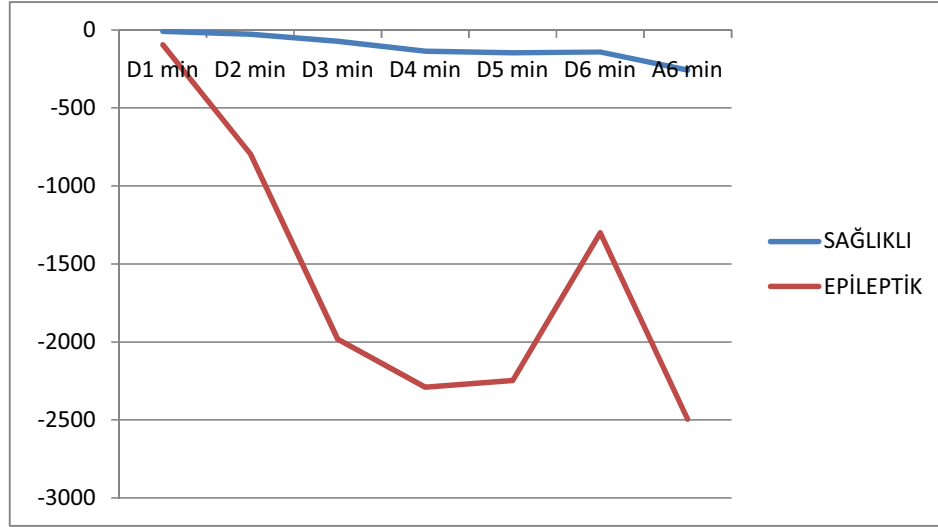
Şekil 5.9 Minimum değerlerin hesaplanıldığı, Daubechies derece 40 dalgacı



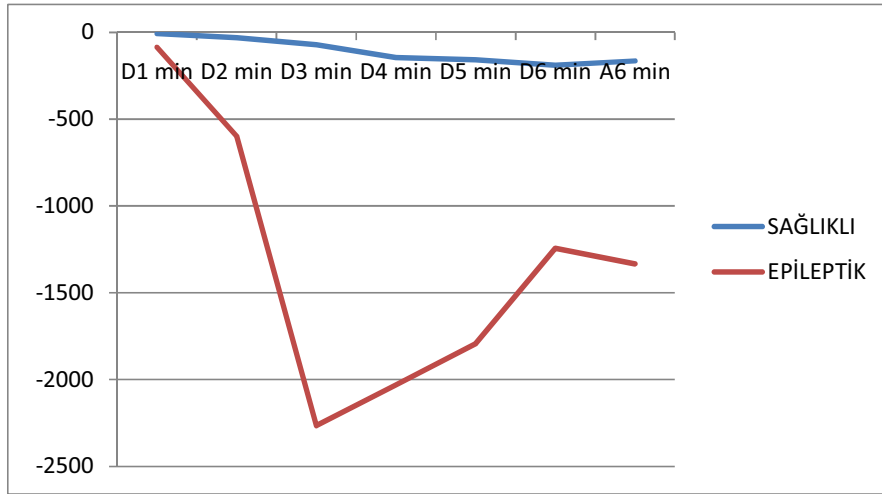
Şekil 5.10 Minimum değerlerin hesaplanıldığı, Symmlet derece 2 dalgacı



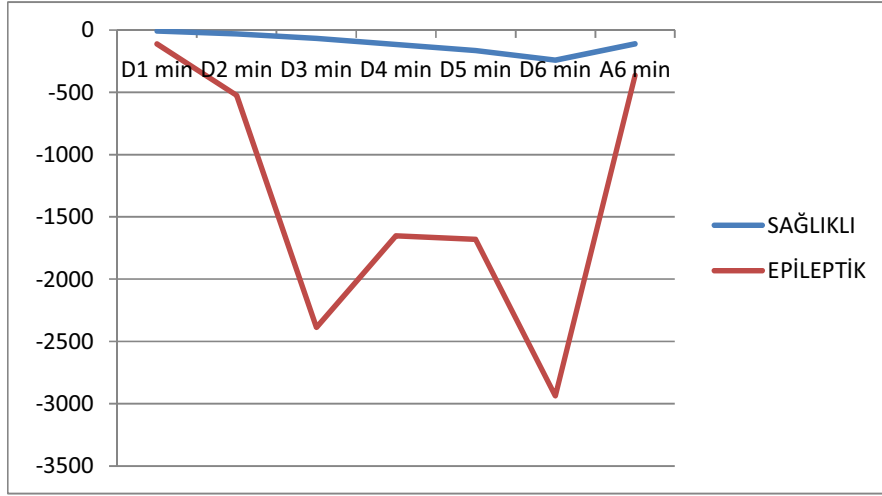
Şekil 5.11 Minimum değerlerin hesaplanıldığı, Symmlet derece 10 dalgacı



Şekil 5.12 Minimum değerlerin hesaplanıldığı, Symmlet derece 20 dalgacı



Şekil 5.13 Minimum değerlerin hesaplanıldığı, Symmlet derece 30 dalgacı



Şekil 5.14 Minimum değerlerin hesaplandığı, Ayrık Meyer dalgacığı

Şekil 5.3, 5.4, 5.5, 5.6, 5.7, 5.8, 5.9, 5.10, 5.11, 5.12, 5.13 ve 5.14' de elde edilen sonuçların bir kısmının grafiksel olarak gösterimi verilmiştir. Böylece çalışmada kullanılan dalgacıkların hepsinin de epileptik EEG ve sağlıklı EEG kaydı arasındaki farkı başarılı bir şekilde ortaya koyduğu gözlemlenmektedir.

5.2. Tartışma

Beynin görevlerini yerine getirirken oluşturduğu elektriksel aktivitelerin kâğıda aktarılmış şekline Elektroensefalografi denir. EEG sinyali, alfa (α), beta (β), teta (θ), delta (δ) ve gama (γ) olmak üzere 5 adet frekans bandı içeren periyodik ve durağan olmayan bir biyomedikal işarettir. EEG sinyalleri, beynin temel fonksiyonları ve beyindeki çeşitli patolojik veya ruhsal rahatsızlıklar hakkında bilgi sağlayan önemli bir kaynaktır. Beyinde meydana gelen elektriksel faaliyetlerin keşfi ilk defa 1875 yılında İngiliz bilim adamı Richard Caton tarafından gerçekleştirilmiştir [67]. Beyinde meydana gelen değişiklikler EEG sinyalinin dalga şekline yansımaktadır. Bu nedenle beyinde meydana gelen herhangi bir durumun tespiti ancak çeşitli spektral analiz yöntemleri kullanılarak EEG sinyalinden elde edilmektedir. Bu tez çalışmasında EEG sinyallerinin analizi ile hedeflenen epileptik

EEG kayıtlarını, sağlıklı EEG kayıtlarından en iyi şekilde ayırt eden dalgacık tipi ve derecesini belirleyerek, epilepsi rahatsızlığının teşhisine yardımcı olabilmektir. Bu tez çalışmasında non invazif (yüzeyden) olarak elde edilmiş bir adet sağlıklı ve bir adet epileptik EEG kaydı [31] kullanılmıştır. Durağan olmayan sinyallerin bölgesel analizine olanak verdiğinden spektral analiz yöntemi olarak ADD tekniği tercih edilmiştir. ADD' nün ayrışım seviyesi 6 olarak belirlenmiştir. Bunun sonucunda 6 ayrıntılı ve 1 yaklaşık alt bant elde edilmiştir. Bu ayrışım işleminde, 4 farklı ayırık dalgacık (Daubechies, Coiflet, Symmlet, ayırık Meyer) çeşidi ve farklı sayıdaki dereceleri kullanılmıştır. Seçilen dalgacık ile sinyalin korelasyonundan elde edilen dalgacık katsayılarının miktarını azaltmak için istatistiksel hesaplamalar (max, min, mean, std) yapılmıştır. Bu hesaplamaların sonucunda dalgacıkların kendi dereceleri içerisinde en iyi performansı gösteren dereceleri Coiflet derece 1, Daubechies derece 44, Symmlet derece 22 ve ayırık Meyer bulunmuştur. En iyi hesabı verdikleri istatistiksel hesaplamaları ise sırasıyla maksimum, minimum, minimum ve minimum olarak bulunmuştur. Bu derecelerdeki dalgacıklar arasında en iyi ayrımı veren dalgacık ise Daubechies derece 44 olmuştur.

Çalışma sonucu göstermektedir ki kullanılan dalgacıkların tümü kullanılan EEG kayıtlarından epilepsi tespiti yapılırken kullanılabilir. Fakat en iyi dereceleri tespit edilmiş dalgacıkların istatistiksel hesaplarının sonucuna bakıldığında en yüksek değer ile iki EEG sinyali arasındaki ayrımı en iyi yansıtan dalgacık Daubechies derece 44 bulunmuştur.

Bu çalışmanın bir ileriki aşaması olarak elde edilen sonuçlar DWT analiz yönteminin, bu çalışmada kullanılan veri tabanı dışında, farklı epilepsi hastalarına ve sağlıklı insanlara ait EEG sinyalleri üzerinde kullanılmasıyla daha geçerli hale getirilebilir. Ayrıca bu çalışmada analiz sonucunda elde edilen öznitelik vektörleri yapay sinir ağlarında sınıflandırma işleminde kullanılabilir.

KAYNAKLAR

- [1] YAZGAN E., KORÜREK M. Tıp Elektronik. İTÜ Matbaası. 1996.
- [2] MINER N.E. An Introduction to Wavelet Theory and Analysis. 1998.
- [3] SANEI S., CHAMBERS, J.A. EEG Signal Processing. 2007.
- [4] RECHTSCHAFFEN A., KALES A. A Manual of Standardized Terminology, Techniques and Scoring System for Sleep Stages of Human Subjects. Brain Research Institute, UCLA, Los Angeles, USA, 1968.
- [5] Erişim adresi : http://www.medicine.mcgill.ca/physio/vlab/biomed_signals/eeg_n.htm, erişim tarihi: 5 Ekim 2009.
- [6] Erişim adresi: <http://www.neurocarelaunches.com/learningex/neurology/ICU/clinical/artifact.htm>, erişim tarihi: 8 Ekim 2009.
- [7] Erişim adresi: <http://www.drross.org/templates/System/details.asp?id=27439&PID=149311>, erişim tarihi: 11 Kasım 2009.
- [8] Erişim adresi: <http://www.neurocarelaunches.com/learningex/neurology/ICU/clinical/abouteeg.htm>, erişim tarihi: 3 Ocak 2010.
- [9] Erişim adresi: http://tr.wikipedia.org/wiki/Beyin_loblar%C4%B1, erişim tarihi: 4 Ocak 2010.
- [10] Erişim adresi: http://www.biyolojisisitesi.net/tum%20uniteler/Dokular/sinir_doku.html, erişim tarihi: 7 Ocak 2010.
- [11] Erişim adresi: <http://www.neurevolution.net/2007/04/08/history%E2%80%99s-top-brain-computatation-insights-day-7/>, erişim tarihi: 3 Şubat 2010.
- [12] Aydemir Ö. ve Kayıkçıoğlu T., EEG TABANLI BEYİN BİLGİSAYAR ARAYÜZLERİ, Akademik Bilişim'09 - XI. Akademik Bilişim Konferansı Bildirileri, 7-13, 2009.
- [13] Erişim adresi: <http://www.baskent.edu.tr/~bmeweb/20494316.htm>, erişim tarihi: 7 Eylül 2010.
- [14] Gümüş İ., EKG Sinyallerinin Wavelet Analizi, Uludağ Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Elektronik Mühendisliği Bölümü, Lisans Tezi, 1-158, Bursa, 2003.
- [15] Adeli H., Zhou Z. and Dadmehr N., Analysis of EEG records in an epileptic patient using wavelet transform, Journal of Neuroscience Methods, 123 (1), 69-87, 2003.
- [16] Erişim adresi: <http://www.immrama.org/eeg/electrode.html>, erişim tarihi: 8 Eylül 2010.
- [17] Erişim adresi: http://www.medicine.mcgill.ca/physio/vlab/biomed_signals/eeg_n.htm, erişim tarihi: 8 Eylül 2010.
- [18] Erişim adresi: http://itudergi.itu.edu.tr/index.php/itudergisi_d/article/viewFile/679/624, erişim tarihi: 9 Eylül 2010.
- [19] Cardoso J.C.S., Ruano M.G., Fish P.J., Nonstationarity broadening reduction in pulsed Doppler spectrum measurements using time-frequency estimators, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 43(12), 1176-1186, 1996.
- [20] Soltani S., On the use of the wavelet decomposition for time series prediction, Neurocomputing, 48, 267-277, 2002.

- [21] Daubechies I., The wavelet transform, time-frequency localization and signal analysis, *IEEE Transactions on Information Theory*, 36(5), 961-1005, 1990.
- [22] Unser M., Aldroubi A., A review of wavelets in biomedical applications, *Proceedings of the IEEE*, 84(4), 626-638, 1996.
- [23] Akay M., Wavelet applications in medicine, *IEEE Spectrum*, 34(5), 50-56, 1997.
- [24] Mallat S.G., A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 11(7), 674-693, 1989.
- [25] Übeyli, E.D., İlbay, G., Şahin, D., Ateş, N., Analysis of spike-wave discharges in rats using discrete wavelet transform, *Computers in Biology and Medicine*, 2009.
- [26] Übeyli, E.D., Probabilistic neural networks combined with wavelet coefficients for analysis of EEG signals, *Expert Systems*, 2009.
- [27] Übeyli, E.D., Combined neural network model employing wavelet coefficients for EEG signals classification, *Digital Signal Processing* , 19(2), 297-308, 2009.
- [28] Ubeyli E.D., Statistics over features: EEG signals analysis, *Computers in Biology and Medicine*, 39 (8) , 733-741, 2009.
- [29] Cvetkovic, D., Übeyli, E.D., Cosic, I., Wavelet transform feature extraction from human PPG, ECG and EEG signal responses to ELF PEMF exposures: A pilot study, *Digital Signal Processing*, 18(5), 861-874, 2008.
- [30] Ubeyli E.D., Wavelet/mixture of experts network structure for EEG signals classification, *Expert Systems with Applications*, 34 (3), 1954-1962, 2008.
- [31] Andrzejak R.G., Lehnertz K., Mormann F., Rieke C., David P., Elger C.E., Indications of nonlinear deterministic and finite-dimensional structures in time series of brain Electrical activity:dependence on recording region and brain state, *Physical Review E*, 64, 1-8, 2001.
- [32] Erişim adresi: http://biyoloji.ataturkfenlisesi.com/ders_notlari/insanda-sinir-sistemi.html, erişim tarihi: 8 Nisan 2010.
- [33] Erişim adresi: <http://www.yenifrm.com/sinir-sistemi-t204298.html>, erişim tarihi: 23 Mayıs 2010.
- [34] Erişim adresi: <http://tr.wikipedia.org/wiki/Sinaps>, erişim tarihi: 22 Şubat 2010.
- [35] Indradevi K.P., Elias E., Sathidevi P.S., Nayak S.D., Radhakrishnan K., A multi-level wavelet approach for automatic detection of epileptic spikes in the electroencephalogram, *Computers in Biology and Medicine*, 38 (7) , 805-816, 2008.
- [36] Sartoretto F. and Ermani M., Automatic detection of epileptiform activity by single-level wavelet analysis, *Clinical Neurophysiology*, 110 (2), 239-249, 1999.
- [37] Patnaik L.M. and Manyam O.K., Epileptic EEG detection using neural networks and post-classification, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 91 (2), 100-109, 2008.
- [38] Subasi A., Alkan A., Koklukaya E., Kiyimik M.K., Wavelet neural network classification of EEG signals by using AR model with MLE preprocessing, *Neural Networks*, 18 (7), 985-997, 2005.

- [39] Subasi A., EEG signal classification using wavelet feature extraction and a mixture of expert model, *Expert Systems with Applications*, 32 (4), 1084-1093, 2007.
- [40] Khan Y.U., Gotman J., Wavelet based automatic seizure detection in intracerebral electroencephalogram, *Clinical Neurophysiology*, 114 (5), 898-908, 2003.
- [41] Wang X., Meng J., Tan G. and Zou L., Research on the relation of EEG signal chaos characteristics with high-level intelligence activity of human brain, *Nonlinear Biomedical Physics*, 4(2), 1-10, 2010.
- [42] Erişim adresi: <http://www.statemaster.com/encyclopedia/Wavelet-analysis>, erişim tarihi: 14 Eylöl 2010.
- [43] Erişim adresi: <http://www7.nationalacademies.org/spanishbeyonddiscovery/mat00827603.html> , erişim tarihi: 14 Mayıs 2010.
- [44] Erişim adresi: http://www.pudn.com/downloads69/sourcecode/graph/texture_mapping/detail29243.html, erişim tarihi: 12 Mayıs 2010.
- [45] Erişim adresi: http://www.mathworks.com/access/helpdesk/help/toolbox/wavelet/ch01_ina.gif, erişim tarihi: 9 Nisan 2010.
- [46] Erişim adresi: <http://www.flickr.com/photos/29488969@N07/2756467125>, erişim tarihi: 9 Nisan 2010.
- [47] Alkan, A., 2006, Usage of Subspace Methods in EEG Signal Decomposition, Yüksek Lisans Tezi, Yaşar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
- [48] Erişim adresi: <http://www.statemaster.com/encyclopedia/Wavelet-analysis>, erişim tarihi: 9 Eylöl 2010.
- [49] Karlı N., Bora İ., Parsiyel Epilepside İnteriktal Epileptiform Deşarjların Saptanmasında Uzun Süreli Rutin İnteriktal EEG'nin Yeri, *Epilepsi*, 8(1), 16-20, 2002.
- [50] Hauser W.A., Annegers J.F., Kurland L.T., Incidence of epilepsy and unprovoked seizures in Rochester, *Epilepsia*, 34(3), 453-458, 1993.
- [51] Ebner A., Hoppe M., Noninvasive electroencephalography and mesial temporal sclerosis, *J. Clin. Neurophysiology*, 12, 23-31, 1995.
- [52] Holmes M.D., Dodrill C.B., Wilensky A.J., Ojemann L.M., Ojemann G.A., Unilateral focal preponderance of interictal epileptiform discharges as a predictor of seizure origin, *Arch. Neurol.*, 53, 228-232, 1996.
- [53] Erişim adresi: <http://www.epilepsyfoundation.org/about/quickstart/newlydiagnosed/qstreatment/qstreeg.cfm>, erişim tarihi: 20 Eylöl 2010.
- [54] Englehart K., Hudgins B., Parker P.A., A Wavelet-based continuous classification scheme for multifunction myoelectric control, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 48, 302-311, 2001.
- [55] Koçyiğit Y., Korürek M., EMG işaretlerini dalgacık dönüşümü ve bulanık mantık sınıflayıcı kullanarak sınıflama, *İTÜ Mühendislik Dergisi*, 4(3), 25-31, 2005.
- [56] Küçük M., Ağırlioğlu N., Dalgacık dönüşüm tekniğı kullanılarak hidrolojik akım serilerinin modellenmesi, *İTÜ Mühendislik Dergisi*, 5(2), 69-80, 2006.
- [57] Aliustaoğlu C., Ertunç H.M., Ocak H., Arıza Gözlemlemeye Yönelik Rulman Hata Tespit Algoritmalarının Karşılaştırılmalı Analizi, *Otomatik Kontrol Ulusal Toplantısı*, 2008.

- [58] Serdaroğlu A., Ertüzün A., Erçil A., Tekstil Kumaş İmgelerinde Dalgacık Dönüşümleri ve Bağımsız Bileşen Analizi ile Hata Denetimi, *Pattern Recognition and Image Analysis: Advances in Mathematical Theory and Applications*, 16(1), 61-64, 2006.
- [59] Ayaz E., Şeker S., Türkcan E., Barutçu B., Elektrik Motorlarında Akım İşaretlerini Kullanarak Dalgacık ve Spektral Analiz Yöntemlerinin Birleşimi ile Arıza Tanısı , *Elektrik – Elektronik – Bilgisayar Mühendisliği 10. Ulusal Kongresi*, 118-121, 2003.
- [60] Gotman J., Automatic seizure detection: improvements and evaluation, *Electroenceph. Clin. Neurophysiology*, 76, 317–324, 1990.
- [61] Gotman J., Automatic recognition of epileptic seizures in the EEG, *Electroenceph. Clin. Neurophysiology*, 54, 530–40, 1982.
- [62] Aydın S., Epilepsi Nöbetinin Parametrik Güç Dağılım Analizi, *IEEE 16. Sinyal İşleme, İletişim ve Uygulamaları Kurultayı*, ISBN: 978-1-4244-1998-2, DOI: 10.1109/SIU.2008.4632543,1-4, Didim, Nisan 2008.
- [63] Mintzer F., Filters for Distortion-free Two band Multirate Filter Banks, *IEEE Trans. Acoust., Speech, and Signal Proc.*, 33(3), 626-630, 1985.
- [64] Erişim adresi: <http://books.google.com/books?id=ChUINkntwzMC&printsec=frontcover&hl=tr#v=onepage&q=FIGURE%201.3&f=false>, erişim tarihi: 24 Kasım 2010.
- [65] Erişim adresi: <http://users.rowan.edu/~polikar/WAVELETS/WTpart4.html>, erişim tarihi: 25 Kasım 2010.
- [66] Erişim adresi: http://books.google.com/books?id=Z76N_Ab5pp8C&printsec=frontcover&hl=tr&source=gbs_ge_summary_r&cad=0#v=onepage&q=history&f=false, erişim tarihi: 26 Kasım 2010.
- [67] Erişim adresi: <http://en.wikipedia.org/wiki/Electroencephalography>, erişim tarihi: 26 Kasım 2010.

EKLER

PROGRAM KODU

A) Sağlıklı (A Grubu) Kişiyeye Ait EEG Verilerinin İncelendiği Kodlar

“Z001.txt” dosyası sağlıklı kişiyeye ait EEG sinyalinin verilerini içermektedir.

- Symmlet Dalgacığı için;

“Sym derece 2’den 37’e kadar”

```
['sym2','sym3','sym4','sym5','sym6','sym7','sym8','sym9','sym10','sym11','sym12','sym13','sym14','sym15','sym16','sym17','sym18','sym19','sym20','sym21','sym22','sym23','sym24','sym25','sym26','sym27','sym28','sym29','sym30','sym31','sym32','sym33','sym34','sym35','sym36','sym37']
```

```
load Z001.txt;
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),1,'sym2'); % (D1)
d1=detcoef(c,1,1);
size(d1)
max(d1)
min(d1)
mean(d1)
std(d1)
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),2,'sym2'); % (D2)
d2=detcoef(c,1,2);
size(d2)
max(d2)
min(d2)
mean(d2)
std(d2)
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),3,'sym2'); % (D3)
d3=detcoef(c,1,3);
size(d3)
max(d3)
min(d3)
mean(d3)
std(d3)
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),4,'sym2'); % (D4)
d4=detcoef(c,1,4);
size(d4)
max(d4)
min(d4)
mean(d4)
std(d4)
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),5,'sym2'); % (D5)
d5=detcoef(c,1,5);
size(d5)
max(d5)
min(d5)
mean(d5)
```

```

std(d5)
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),6,'sym2'); % (D6)
d6=detcoef(c,1,6);
size(d6)
max(d6)
min(d6)
mean(d6)
std(d6)
a6=appcoef(c,1,'sym2',6); % (A6)
size(a6)
max(a6)
min(a6)
mean(a6)
std(a6)

```

- Coiflet Dalgacı için;

“Coif derece 1’den 5’e kadar”

```
['coif1', 'coif2', 'coif3', 'coif4', 'coif5']
```

```

load Z001.txt;
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),1,'coif1'); % (D1)
d1=detcoef(c,1,1);
size(d1)
max(d1)
min(d1)
mean(d1)
std(d1)
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),2,'coif1'); % (D2)
d2=detcoef(c,1,2);
size(d2)
max(d2)
min(d2)
mean(d2)
std(d2)
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),3,'coif1'); % (D3)
d3=detcoef(c,1,3);
size(d3)
max(d3)
min(d3)
mean(d3)
std(d3)
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),4,'coif1'); % (D4)
d4=detcoef(c,1,4);
size(d4)
max(d4)
min(d4)
mean(d4)
std(d4)
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),5,'coif1'); % (D5)
d5=detcoef(c,1,5);
size(d5)
max(d5)
min(d5)

```

```

mean(d5)
std(d5)
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),6,'coif1'); % (D6)
d6=detcoef(c,1,6);
size(d6)
max(d6)
min(d6)
mean(d6)
std(d6)
a6=appcoef(c,1,'coif1',6); % (A6)
size(a6)
max(a6)
min(a6)
mean(a6)
std(a6)

```

- Daubechies Dalgacı için;

“Db derece 2’den 45’e kadar”

```

['db2', 'db3', 'db4', 'db5', 'db6', 'db7', 'db8', 'db9', 'db10',
'db11', 'db12', 'db13', 'db14', 'db15', 'db16', 'db17', 'db18',
'db19', 'db20', 'db21', 'db22', 'db23', 'db24', 'db25', 'db26',
'db27', 'db28', 'db29', 'db30', 'db31', 'db32', 'db33', 'db34',
'db35', 'db36', 'db37', 'db38', 'db39', 'db40', 'db41', 'db42',
'db43', 'db44', 'db45']

```

```

load Z001.txt;
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),1,'db2'); % (D1)
d1=detcoef(c,1,1);
size(d1)
max(d1)
min(d1)
mean(d1)
std(d1)
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),2,'db2'); % (D2)
d2=detcoef(c,1,2);
size(d2)
max(d2)
min(d2)
mean(d2)
std(d2)
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),3,'db2'); % (D3)
d3=detcoef(c,1,3);
size(d3)
max(d3)
min(d3)
mean(d3)
std(d3)
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),4,'db2'); % (D4)
d4=detcoef(c,1,4);
size(d4)
max(d4)
min(d4)
mean(d4)

```

```

std(d4)
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),5,'db2'); % (D5)
d5=detcoef(c,1,5);
size(d5)
max(d5)
min(d5)
mean(d5)
std(d5)
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),6,'db2'); % (D6)
d6=detcoef(c,1,6);
size(d6)
max(d6)
min(d6)
mean(d6)
std(d6)
a6=appcoef(c,1,'db2',6); % (A6)
size(a6)
max(a6)
min(a6)
mean(a6)
std(a6)

```

- Ayrık Meyer Dalgacı için;

```

load Z001.txt;
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),1,'dmey'); % (D1)
d1=detcoef(c,1,1);
size(d1)
max(d1)
min(d1)
mean(d1)
std(d1)
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),2,'dmey'); % (D2)
d2=detcoef(c,1,2);
size(d2)
max(d2)
min(d2)
mean(d2)
std(d2)
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),3,'dmey'); % (D3)
d3=detcoef(c,1,3);
size(d3)
max(d3)
min(d3)
mean(d3)
std(d3)
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),4,'dmey'); % (D4)
d4=detcoef(c,1,4);
size(d4)
max(d4)
min(d4)
mean(d4)
std(d4)
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),5,'dmey'); % (D5)

```

```
d5=detcoef(c,1,5);
size(d5)
max(d5)
min(d5)
mean(d5)
std(d5)
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),6,'dmey'); % (D6)
d6=detcoef(c,1,6);
size(d6)
max(d6)
min(d6)
mean(d6)
std(d6)
a6=appcoef(c,1,'dmey',6); % (A6)
size(a6)
max(a6)
min(a6)
mean(a6)
std(a6)
```

B) Epilepsi (E Grubu) Hastası Kişiyeye Ait EEG Verilerinin İncelendiği Kodlar

“S001.txt” dosyası epilepsi hastası kişiyeye ait EEG sinyalinin verilerini içermektedir.

- Symmlet Dalgacığı için;

“Sym derece 2’den 37’e kadar”

```
['sym2','sym3','sym4','sym5','sym6','sym7','sym8','sym9','sym10','sym11','sym12','sym13','sym14','sym15','sym16','sym17','sym18','sym19','sym20','sym21','sym22','sym23','sym24','sym25','sym26','sym27','sym28','sym29','sym30','sym31','sym32','sym33','sym34','sym35','sym36','sym37']
```

```
load S001.txt;
[c,1]=wavedec(S001(1:256),1,'sym2'); % (D1)
d1=detcoef(c,1,1);
size(d1)
max(d1)
min(d1)
mean(d1)
std(d1)
[c,1]=wavedec(S001(1:256),2,'sym2'); % (D2)
d2=detcoef(c,1,2);
size(d2)
max(d2)
min(d2)
mean(d2)
std(d2)
[c,1]=wavedec(S001(1:256),3,'sym2'); % (D3)
d3=detcoef(c,1,3);
size(d3)
max(d3)
min(d3)
mean(d3)
std(d3)
[c,1]=wavedec(S001(1:256),4,'sym2'); % (D4)
d4=detcoef(c,1,4);
size(d4)
max(d4)
min(d4)
mean(d4)
std(d4)
[c,1]=wavedec(S001(1:256),5,'sym2'); % (D5)
d5=detcoef(c,1,5);
size(d5)
max(d5)
min(d5)
mean(d5)
std(d5)
[c,1]=wavedec(S001(1:256),6,'sym2'); % (D6)
d6=detcoef(c,1,6);
size(d6)
max(d6)
min(d6)
```

```

mean(d6)
std(d6)
a6=appcoef(c,1,'sym2',6);           % (A6)
size(a6)
max(a6)
min(a6)
mean(a6)
std(a6)

```

- Coiflet Dalgacı için;

“Coif derece 1’den 5’e kadar”

```
['coif1', 'coif2', 'coif3', 'coif4', 'coif5']
```

```

load S001.txt;
[c,1]=wavedec(S001(1:256),1,'coif1'); % (D1)
d1=detcoef(c,1,1);
size(d1)
max(d1)
min(d1)
mean(d1)
std(d1)
[c,1]=wavedec(S001(1:256),2,'coif1'); % (D2)
d2=detcoef(c,1,2);
size(d2)
max(d2)
min(d2)
mean(d2)
std(d2)
[c,1]=wavedec(S001(1:256),3,'coif1'); % (D3)
d3=detcoef(c,1,3);
size(d3)
max(d3)
min(d3)
mean(d3)
std(d3)
[c,1]=wavedec(S001(1:256),4,'coif1'); % (D4)
d4=detcoef(c,1,4);
size(d4)
max(d4)
min(d4)
mean(d4)
std(d4)
[c,1]=wavedec(S001(1:256),5,'coif1'); % (D5)
d5=detcoef(c,1,5);
size(d5)
max(d5)
min(d5)
mean(d5)
std(d5)
[c,1]=wavedec(S001(1:256),6,'coif1'); % (D6)
d6=detcoef(c,1,6);
size(d6)
max(d6)

```



```

min(d6)
mean(d6)
std(d6)
a6=appcoef(c,1,'coif1',6);           % (A6)
size(a6)
max(a6)
min(a6)
mean(a6)
std(a6)

```

- Daubechies Dalgacı için;

“Db derece 2’den 45’e kadar”

```

['db2', 'db3', 'db4', 'db5', 'db6', 'db7', 'db8', 'db9', 'db10',
'db11', 'db12', 'db13', 'db14', 'db15', 'db16', 'db17', 'db18',
'db19', 'db20', 'db21', 'db22', 'db23', 'db24', 'db25', 'db26',
'db27', 'db28', 'db29', 'db30', 'db31', 'db32', 'db33', 'db34',
'db35', 'db36', 'db37', 'db38', 'db39', 'db40', 'db41', 'db42',
'db43', 'db44', 'db45']

```

```

load S001.txt;
[c,1]=wavedec(S001(1:256),1,'db2'); % (D1)
d1=detcoef(c,1,1);
size(d1)
max(d1)
min(d1)
mean(d1)
std(d1)
[c,1]=wavedec(S001(1:256),2,'db2'); % (D2)
d2=detcoef(c,1,2);
size(d2)
max(d2)
min(d2)
mean(d2)
std(d2)
[c,1]=wavedec(S001(1:256),3,'db2'); % (D3)
d3=detcoef(c,1,3);
size(d3)
max(d3)
min(d3)
mean(d3)
std(d3)
[c,1]=wavedec(S001(1:256),4,'db2'); % (D4)
d4=detcoef(c,1,4);
size(d4)
max(d4)
min(d4)
mean(d4)
std(d4)
[c,1]=wavedec(S001(1:256),5,'db2'); % (D5)
d5=detcoef(c,1,5);
size(d5)
max(d5)
min(d5)

```

```

mean(d5)
std(d5)
[c,1]=wavedec(S001(1:256),6,'db2'); % (D6)
d6=detcoef(c,1,6);
size(d6)
max(d6)
min(d6)
mean(d6)
std(d6)
a6=appcoef(c,1,'db2',6); % (A6)
size(a6)
max(a6)
min(a6)
mean(a6)
std(a6)

```

- Ayrık Meyer Dalgacı için;

```

load S001.txt;
[c,1]=wavedec(S001(1:256),1,'dmey'); % (D1)
d1=detcoef(c,1,1);
size(d1)
max(d1)
min(d1)
mean(d1)
std(d1)
[c,1]=wavedec(S001(1:256),2,'dmey'); % (D2)
d2=detcoef(c,1,2);
size(d2)
max(d2)
min(d2)
mean(d2)
std(d2)
[c,1]=wavedec(S001(1:256),3,'dmey'); % (D3)
d3=detcoef(c,1,3);
size(d3)
max(d3)
min(d3)
mean(d3)
std(d3)
[c,1]=wavedec(S001(1:256),4,'dmey'); % (D4)
d4=detcoef(c,1,4);
size(d4)
max(d4)
min(d4)
mean(d4)
std(d4)
[c,1]=wavedec(S001(1:256),5,'dmey'); % (D5)
d5=detcoef(c,1,5);
size(d5)
max(d5)
min(d5)

```

```
mean(d5)
std(d5)
[c, l]=wavedec(S001(1:256), 6, 'dmey'); % (D6)
d6=detcoef(c, l, 6);
size(d6)
max(d6)
min(d6)
mean(d6)
std(d6)
a6=appcoef(c, l, 'dmey', 6); % (A6)
size(a6)
max(a6)
min(a6)
mean(a6)
std(a6)
```

C) Epilepsi (C Grubu) Hastası Kişiyeye Ait EEG Verilerinin İncelendiği Kodlar

“N001.txt” dosyası epilepsi hastası kişiyeye ait EEG sinyalinin verilerini içermektedir.

- Daubechies Dalgacığı için;

“Db derece 2’den 45’e kadar”

```
['db2', 'db3', 'db4', 'db5', 'db6', 'db7', 'db8', 'db9', 'db10',  
'db11', 'db12', 'db13', 'db14', 'db15', 'db16', 'db17', 'db18',  
'db19', 'db20', 'db21', 'db22', 'db23', 'db24', 'db25', 'db26',  
'db27', 'db28', 'db29', 'db30', 'db31', 'db32', 'db33', 'db34',  
'db35', 'db36', 'db37', 'db38', 'db39', 'db40', 'db41', 'db42',  
'db43', 'db44', 'db45']
```

```
load N001.txt;  
[c, l]=wavedec(N001(1:256), 1, 'db2'); % (D1)  
d1=detcoef(c, l, 1);  
size(d1)  
max(d1)  
min(d1)  
mean(d1)  
std(d1)  
[c, l]=wavedec(N001(1:256), 2, 'db2'); % (D2)  
d2=detcoef(c, l, 2);  
size(d2)  
max(d2)  
min(d2)  
mean(d2)  
std(d2)  
[c, l]=wavedec(N001(1:256), 3, 'db2'); % (D3)  
d3=detcoef(c, l, 3);  
size(d3)  
max(d3)  
min(d3)  
mean(d3)  
std(d3)  
[c, l]=wavedec(N001(1:256), 4, 'db2'); % (D4)  
d4=detcoef(c, l, 4);  
size(d4)  
max(d4)  
min(d4)  
mean(d4)  
std(d4)  
[c, l]=wavedec(N001(1:256), 5, 'db2'); % (D5)  
d5=detcoef(c, l, 5);  
size(d5)  
max(d5)  
min(d5)  
mean(d5)  
std(d5)  
[c, l]=wavedec(N001(1:256), 6, 'db2'); % (D6)  
d6=detcoef(c, l, 6);  
size(d6)  
max(d6)
```

```
min(d6)
mean(d6)
std(d6)
a6=appcoef(c,l,'db2',6);           % (A6)
size(a6)
max(a6)
min(a6)
mean(a6)
std(a6)
```

D) Sağlıklı (A Grubu) 4 Kişiyeye Ait EEG Verilerinin Varyansının Hesaplanıldığı Kodlar

“Z001.txt, Z002.txt, O001.txt ve O002.txt ” dosyaları sağlıklı 4 kişiyeye ait EEG sinyalinin verilerini içermektedir.

- Z001.txt verisi için;

“Daubechies dalgacığı derece 2’den 10’a kadar”

```
['db2', 'db3', 'db4', 'db5', 'db6', 'db7', 'db8', 'db9', 'db10']
```

```
load Z001.txt;
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),1,'db2'); % (D1)
d1=detcoef(c,1,1);
size(d1)
var(d1)
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),2,'db2'); % (D2)
d2=detcoef(c,1,2);
size(d2)
var(d2)
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),3,'db2'); % (D3)
d3=detcoef(c,1,3);
size(d3)
var(d3)
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),4,'db2'); % (D4)
d4=detcoef(c,1,4);
size(d4)
var(d4)
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),5,'db2'); % (D5)
d5=detcoef(c,1,5);
size(d5)
var(d5)
[c,1]=wavedec(Z001(1:256),6,'db2'); % (D6)
d6=detcoef(c,1,6);
size(d6)
var(d6)
a6=appcoef(c,1,'db2',6); % (A6)
size(a6)
var(a6)
```

E) Epilepsi Hastası (C Grubu) 4 Kişiyi Ait EEG Verilerinin Varyansının Hesaplanıldığı Kodlar

“S001.txt, S002.txt, S003.txt ve S004.txt ” dosyaları sağlıklı 4 kişiye ait EEG sinyalinin verilerini içermektedir.

- S001.txt verisi için;

“Daubechies dalgacığı derece 2’den 10’a kadar”

```
['db2', 'db3', 'db4', 'db5', 'db6', 'db7', 'db8', 'db9', 'db10']
```

```
load S001.txt;
[c,1]=wavedec(S001(1:256),1,'db2'); % (D1)
d1=detcoef(c,1,1);
size(d1)
var(d1)
[c,1]=wavedec(S001(1:256),2,'db2'); % (D2)
d2=detcoef(c,1,2);
size(d2)
var(d2)
[c,1]=wavedec(S001(1:256),3,'db2'); % (D3)
d3=detcoef(c,1,3);
size(d3)
var(d3)
[c,1]=wavedec(S001(1:256),4,'db2'); % (D4)
d4=detcoef(c,1,4);
size(d4)
var(d4)
[c,1]=wavedec(S001(1:256),5,'db2'); % (D5)
d5=detcoef(c,1,5);
size(d5)
var(d5)
[c,1]=wavedec(S001(1:256),6,'db2'); % (D6)
d6=detcoef(c,1,6);
size(d6)
var(d6)
a6=appcoef(c,1,'db2',6); % (A6)
size(a6)
var(a6)
```

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı ve Soyadı: Merve Yasemen TÜRKOĞLU
Uyruğu: T.C.
Doğum Yeri: Ankara
Doğum Tarihi: 11.06.1985
Medeni Durum: Bekâr
Adres: Ufuk Üniversitesi Caddesi Çukurambar Mahallesi 22/7
Hanedan Konutları 06520 Çankaya/ANKARA
Cep Telefonu: +9 (506) 784 31 34
Ev Telefonu: +9 (312) 285 41 56

EĞİTİM BİLGİLERİ

2008- 2010 **TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi, Ankara**
Yüksek Lisans, Elektrik-Elektronik Mühendisliği
2003- 2007 **Çankaya Üniversitesi, Ankara**
Lisans, Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği
2000 - 2003 **Polath Anadolu Lisesi, Ankara**
1996 - 2000 **Polath TED Koleji, Ankara**
1991 - 1996 **Polath Taceddin İlköğretim Okulu, Ankara**

YABANCI DİL

İngilizce