



T.C.
KONYA TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



EEG SİNYALLERİNDEKİ EKG
GÜRÜLTÜSÜNÜN FAZ KARŞILAŞMASI VE
YAVAŞ DALGANIN TESPİTİNE ETKİSİNİN
İNCELENMESİ

Sema YILDIRIM

DOKTORA TEZİ

Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Aralık-2021
KONYA
Her Hakkı Saklıdır

TEZ KABUL VE ONAYI

Sema YILDIRIM tarafından hazırlanan “EEG Sinyallerindeki EKG Gürültüsünün Faz Karşılaşması ve Yavaş Dalganın Tespitine Etkisinin İncelenmesi” adlı tez çalışması 24/12/2021 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Konya Teknik Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı’nda DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

İmza

Başkan

Prof.Dr. Gülay TEZEL

.....

Danışman

Doç.Dr. Hasan Erdiñç KOÇER

.....

Üye

Doç.Dr. Ömer Kaan BAYKAN

.....

Üye

Doç.Dr. Ahmet BABALIK

.....

Üye

Dr.Öğr.Üyesi Sabri ALTUNKAYA

.....

Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Prof. Dr. Saadettin Erhan KESEN
Enstitü Müdürü

TEZ BİLDİRİMİ

Bu tezdeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edildiğini ve tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

DECLARATION SAYFA

I hereby declare that all information in this document has been obtained and presented in accordance with academic rules and ethical conduct. I also declare that, as required by these rules and conduct, I have fully cited and referenced all material and results that are not original to this work.

Sema YILDIRIM

Tarih: 24.12.2021

ÖZET**DOKTORA TEZİ****EEG SİNYALLERİNDEKİ EKG GÜRÜLTÜSÜNÜN FAZ KARŞILAŞMASI VE
YAVAŞ DALGANIN TESPİTİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ****Sema YILDIRIM****Konya Teknik Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı****Danışman: Doç.Dr. Hasan Erdinç KOÇER****2021, 114 Sayfa****Jüri****Doç.Dr. Hasan Erdinç KOÇER
Prof.Dr. Gülay TEZEL
Doç.Dr. Ömer Kaan BAYKAN
Doç.Dr. Ahmet BABALIK
Dr.Öğr.Üyesi Sabri ALTUNKAYA**

Elektroensefalografi (EEG), beyin tarafından üretilen elektriksel aktivitelerin, invaziv (acısız) olmayan bir şekilde elde edilmesine ve görüntülenmesine izin veren bir tekniktir. Bu teknik ile beyin sinyallerini değerlendirmek, nörolojik bozuklukları ve sinir sistemindeki belirli durumları tespit etmek mümkündür. Öte yandan EEG ile, beyin dışından kaynaklanan elektrot, yutkunma, öksürme, göz ve kalp hareketi gibi istenmeyen sinyallerde (gürültü) kayıt altına alınabilmektedir. Çok kanallı EEG'lerdeki büyük miktardaki bilginin incelenebilmesi ve yorumlanabilmesi uzun zaman almaktadır. Bununla birlikte gürültü ile kirlenmiş EEG sinyallerinin inceleme ve yorumlanma süresi dahada artmakta ve olası epileptiform aktivitelerin gözden kaçırılmasına neden olmaktadır. Bu nedenle EEG sinyallerindeki gürültülerin giderilmesini sağlayan otomatik sistemlere ihtiyaç duyulmaktadır.

EEG sinyallerinde gözlemlenen gürültülerden biri Elektrokardiyogram (EKG) sinyalidir. EKG sinyalleri düzenli bir desene sahip sinyaller olup, morfolojileri bakımından diken ve keskin dalgalarla karıştırılabilir. EEG sinyallerinde düzenli aralıklarla gözlemlenebilen diken ve keskin dalgalar, her zaman epileptiform aktivite olarak değerlendirilemez. Bu nedenle, bu tez çalışmasında EEG sinyallerindeki EKG gürültülerinin, yüksek doğrulukla giderilmesi hedeflenmiştir. Bunun için EKG gürültü gideriminde Sıfır Faz Filtreleme (SFF, Zero Phase Filtering-ZPF) ile Normalleştirilmiş En Küçük Ortalama Kareler (NEKOK, Normalized Least Mean Square Filtering-NLMS) filtreleme metotları kullanılmıştır. EKG gürültüsünün EEG sinyalindeki etkileri, bazı epileptiform aktiviteler kullanılarak incelenmiştir. İncelenen epileptiform aktivitelerden ilki, Faz Karşılaşmaları (FK)'dir. İki kutuplu montajlarda gözlemlenebilen FK, maksimum voltajın yerinin göstergesi olup, özellikle fokal epilepsilerin lokalizasyonunun tespitinde

oldukça önemlidir. Çalışmada incelenen diğer epileptiform aktivite ise YD'lardır. İktal dönemdeki EEG sinyalleri genellikle ritmik olarak gözlemlendiğinden, böylesi durumlarda YD'lar önemli bir işaret haline gelmektedir. Bu tez çalışmasında ele alınan FK ve YD tespiti için sırasıyla pik bulma (iPeak) ve MinPeakProminence (MPP) metotları kullanılmıştır. Çalışmadaki tüm metotların performans değerlendirmesinde, sınıflandırıcı metrikleri (karışıklık matrisi, doğruluk vb.) kullanılmıştır.

Tez çalışması temelde iki bölümden oluşmaktadır. Birinci bölüm, gürültü giderimi yapılmayan ham EEG sinyalindeki FK'nın ve YD'ların tespit edilmesinden, ikinci bölüm ise filtreleme yapıldıktan sonra EKG gürültüsü giderilmiş EEG sinyalindeki FK'nın ve YD'ların tespit edilmesinden oluşmaktadır. Uygulanan metotların performanslarının değerlendirilmesinde, Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Nöroloji Bölümü'nden retrospektif olarak temin edilen EEG veri seti (SÜH) ile halka açık olan Boston Çocuk Hastanesinden alınan veri seti (CHB-MIT) ve Bonn Üniversitesi Epileptoloji Anabilim Dalı'ndan alınan veri setleri (BONN) kullanılmıştır.

Bu tez çalışmasında, EKG gürültülerinin EEG sinyalinde bulunan FK ve YD'lar üzerindeki etkilerinin incelenmesi için yapılan deneylerde, SÜH veri setindeki ham EEG sinyallerindeki FK ve YD'ların tespitinde elde edilen doğruluk oranları sırasıyla, %83.1 ve %95.5 olarak tespit edilmiştir. EKG gürültüsünün gideriminden sonra elde edilen doğruluk oranları ise SFF sonucunda FK'nın tespiti için %88.97, YD tespiti için %95.3; NEKOK filtreleme sonucunda FK'nın tespiti için %86.29, YD tespiti için %95.2 olarak bulunmuştur. Elde edilen doğruluk oranları incelendiğinde, FK'nın tespitinde EKG gürültü gideriminin başarıyı arttırdığı, YD tespitinde ise başarı üzerinde büyük bir etki yaratmadığı gözlenmiştir. Bilindiği üzere EKG sinyalleri yüksek genliğe sahip sinyallerdir ve bu sebeple FK olabilecek sinyalleri gizleyebilmektedir. Çalışmada FK tespitindeki başarının artmasının sebebi, yüksek genlikli olan EKG gürültülerinin giderilmesi ile birlikte FK'nın ortaya çıkmasıdır. Öte yandan YD'lar ise düşük genliğe ve frekansa sahip dalgalardır. Bu nedenle yüksek genliğe sahip olan EKG gürültüsünün giderilmesi sonrasında YD tespitindeki başarıda belirgin bir farklılık izlenmemiştir. Sonuç olarak yapılan bu tez çalışması ile EKG gürültü giderimi ile EEG sinyalindeki FK'nın tespitine katkı sağlanmıştır. İleride yapılacak bir çalışma ile EKG gürültüsünün diken ve keskin dalgaların tespitine olan etkileri de araştırılabilir.

Anahtar Kelimeler: Elektroensefalogram, elektrokardiyogram, faz karşılaşmaları, geçiş aktivitesi, gürültü, yavaş dalga, zemin aktivitesi.

ABSTRACT**PhD THESIS****THE INVESTIGATION OF THE EFFECT OF PHASE REVERSAL AND SLOW
WAVE DETECTION OF ECG ARTIFACT IN EEG SIGNALS****Sema YILDIRIM****Konya Technical University
Institute of Graduate Studies
Department of Computer Engineering****Advisor: Assoc. Prof. Hasan Erdinç KOÇER****2021, 114 Pages****Jury****Assoc.Prof.Dr. Hasan Erdinç KOÇER****Professor Gülay TEZEL****Assoc.Prof.Dr. Ömer Kaan BAYKAN****Assoc.Prof.Dr. Ahmet BABALIK****Asst.Prof.Dr. Sabri ALTUNKAYA**

Electroencephalography (EEG) is a technique that allows non-invasive acquisition and visualization of electrical activities produced by the brain. With this technique, it is possible to evaluate brain signals, detect neurological disorders and certain conditions in the nervous system. On the other hand, EEG signals (EEGs) may also contain unwanted signals (artifacts) originating from outside the brain. It takes a long time to analyze and interpret the large amount of information in long-term EEGs. However, the duration of examination and interpretation of artifact-contaminated EEGs increases further, causing possible epileptiform activities to be overlooked. For this reason, automatic systems are needed to remove artifacts in EEGs.

One of the artifacts observed in EEG signals is the Electrocardiogram (ECG) signal. ECG signals have a regular pattern and can be confused with spikes and sharp waves in terms of their morphology. Spikes and sharp waves that can be observed at regular intervals in EEGs cannot always be considered as epileptiform activity. Therefore, in this thesis, it is aimed to eliminate ECG artifacts in EEGs with high accuracy. For this, Zero Phase Filtering (ZPF) and Normalized Least Mean Square Filtering (NLMS) methods were used for ECG artifacts removal. The effects of ECG artifacts on the EEGs were investigated using some epileptiform activities. The first of the epileptiform activities examined is Phase Reversal (PR). PR, which can be observed in bipolar montages, is an indicator of the location of the maximum voltage and is very important especially in the determination of the localization of focal epilepsies. The other epileptiform activity examined in the study is Slow Wave (SW). Since EEGs in the ictal period are usually observed rhythmically, SW becomes an important sign in such cases. Peak detection (iPeak) and MinPeakProminence (MPP) methods were used for the detection of PR and SW,

which are discussed in this thesis, respectively. In the performance evaluation of all methods in the study, classifier metrics (such as confusion matrix, accuracy) were used.

The thesis basically consists of two parts. The first part consists of detecting the PR and SW in the raw EEGs without artifact removal, and the second part consists of detecting the PR and SW in the EEGs obtained after removing the ECG artifact with filtering. In the evaluation of the performances of the applied methods, the EEG dataset obtained retrospectively from the Neurology Department of the Selcuk University Medical Faculty Hospital (SUH), the dataset from the Boston Children's Hospital (CHB-MIT) and the dataset from the Bonn University Epileptology Department (BONN), which is open to the public, were used.

In this thesis study, in the experiments conducted to examine the effects of ECG artifacts on the PR and SW in the EEGs, the accuracy rates obtained in the detection of the PR and SW in the raw EEGs in the SUH data set were determined as 83.1% and 95.5%, respectively. The accuracy rates obtained after the removal of the ECG artifacts were 88.97% for the detection of PR and 95.3% for the detection of SW as a result of ZPF; As a result of NLMS filtering, it was found to be 86.29% for the detection of PR and 95.2% for the detection of SW. When the obtained accuracy rates were examined, it was observed that ECG artifact removal increased the success in the detection of PR, but did not have a great effect on the success in the detection of SW. As it is known, ECG signals are signals with high amplitude and therefore they can hide signals that may be PR. The reason for the increase in the success in detecting PR in the study is the emergence of PR with the elimination of high amplitude ECG artifacts. On the other hand, SW is waves with low amplitude and frequency. Therefore, after removing the high amplitude ECG artifact, no significant difference was observed in the success of SW detection. As a result, this thesis study contributed to the detection of PR in the EEGs with ECG artifact removal. In a future study, the effects of ECG artifacts on the detection of spikes and sharp waves can be investigated.

Key words: Artifact, background activity, electroencephalogram, electrocardiogram, phase reversal, slow wave, transient activity.

ÖNSÖZ

Bu tez çalışmasının amacı EEG sinyallerindeki EKG gürültüsünün giderilerek nörolojik bozuklukların daha hızlı ve kolay bir şekilde yorumlanmasına katkı sağlamaktır. Bu amaç doğrultusunda hazırladığım bu tezdeki tüm analiz, yöntem ve değerlendirmeler sırasında bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen danışmanım Sayın Doç.Dr. Hasan Erdinç KOÇER'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Sinyal işleme konusunda yardımlarını eksik etmeyen Sayın Prof. Dr. Gülay TEZEL'e, araştırmalarımı yönlendirmede yardımcı olan Sayın Doç.Dr. Ömer Kaan BAYKAN'a, EEG sinyalleri hakkında bilgilerini paylaşan Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Nöroloji Bölümü doktoru Sayın Doç.Dr. Ahmet Hakan EKMEKÇİ'ye, Özel Adıyaman Park Hospital Hastanesi doktoru Sayın Dr. Mustafa Faik BAKAN'a ve Konya Şehir Hastanesi Klinik Nörofizyoloji doktoru Sayın Uzm.Dr. Onur BULUT'a, Arizona Eyalet Üniversitesi Bilgisayar, Bilişim ve Karar Sistemleri Mühendisliği Yüksekokul Profesörü Hasan DAVULCU'ya, akademik bilgi ve tecrübelerini paylaşan saygıdeğer hocalarım ve arkadaşlarıma, hayatımın her anında yanımda olan ve beni destekleyen aileme teşekkür ederim.

Ayrıca doktora eğitimim sırasında 2214-A Yurt Dışı Doktora Sırası Araştırma Burs desteği ile yurt dışı desteği sağlayan Türkiye Bilimsel ve Teknik Araştırma Kurumuna (TÜBİTAK) sağladıkları destek ve imkanlardan dolayı sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Sema YILDIRIM

KONYA-2021

İÇİNDEKİLER

ÖZET	1
ABSTRACT.....	3
ÖNSÖZ	5
İÇİNDEKİLER	6
ŞEKİL VE ÇİZELGELER LİSTESİ.....	8
SİMGELER VE KISALTMALAR	10
1. GİRİŞ	13
1.1. Tezin Amacı ve Önemi	14
1.2. Tezin Literatüre Katkısı	17
1.3. Tezin Organizasyonu	18
2. KAYNAK ARAŞTIRMASI	19
2.1. EEG ile Beyin Bilgisayar Arayüzü ile İlgili Çalışmalar	21
2.2. EEG Analizi ve Sınıflandırılması ile İlgili Çalışmalar	22
2.3. Epilepsi ile İlgili Çalışmalar.....	23
2.4. Gürültü Giderimi ile İlgili Çalışmalar	24
2.5. EEG ile Yapılan Diğer Çalışmalar	26
3. EEG Sinyali	28
3.1. Elektroensefalografi (EEG).....	29
3.2. EEG Frekans Bantları ve Dalga Formları	30
3.3. EEG Montaj Türleri	34
3.4. EEG Elektrotlarının Bağlantı Şekilleri.....	36
3.5. EEG Sinyalindeki Gürültüler	38
3.5.1. Gürültü türleri	39
4. MATERYAL VE YÖNTEM.....	45
4.1. Veri setleri	46
4.1.1. Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi (SÜH) veri seti	46
4.1.2. Boston Çocuk Hastanesi (CHB-MIT) veri seti.....	48
4.1.3. Bonn Üniversitesi Epileptoloji Anabilim Dalı (BONN) veri seti.....	49
4.2. Pik Bulma (iPeak) Metodu ile Faz Karşılaşmalarının Tespiti	49
4.3. MeanPeakProminence (MPP) Metodu ile Yavaş Dalga (YD) Tespiti.....	52
4.4. Gürültü Giderme Metotları	54
4.4.1. Normalleştirilmiş En Küçük Ortalama Kareler algoritması (NEKOK, Least Mean Squares-NLMS)	56
4.4.2. Sıfır Faz Filtreleme	59
4.5. Sınıflandırma Performans Kriterleri	59

4.6. Kutu Grafiği	60
5. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA.....	62
5.1. EKG Gürültü Giderimi.....	62
5.2. Faz Karşılaşmaları (FK).....	68
5.2.1. Ham EEG sinyalindeki FK'nın tespiti	74
5.2.2. EKG gürültü giderimi sonrası EEG sinyalindeki FK'nın tespiti	79
5.3. Yavaş Dalga (YD).....	82
5.3.1. Ham EEG sinyalindeki YD tespiti.....	88
5.3.2. EKG gürültü giderimi sonrası EEG sinyalindeki YD tespiti.....	96
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	100
6.1 Sonuçlar	100
6.2. Öneriler	102
KAYNAKLAR	104
EKLER	Error! Bookmark not defined.

ŞEKİL VE ÇİZELGELER LİSTESİ

Şekiller Listesi

Şekil 3. 1. Hans Berger tarafından kaydedilen ilk EEG işareti	28
Şekil 3. 2. EEG elektrot yerleşimi ve sinyal örneği (iki kutuplu montaj-sağ yarım küre)	30
Şekil 3. 3. Normal EEG ve uyku EEG'sinde görülen dalga formları	31
Şekil 3. 4. Tek kutuplu EEG kaydı	34
Şekil 3. 5. İki kutuplu EEG kaydı	35
Şekil 3. 6. Uluslararası 10/20 elektrot yerleşimi (a) Yandan görünüm (b) Üstten görünüm.....	37
Şekil 3. 7. Uluslararası 10/10 EEG elektrot yerleşimi	38
Şekil 3. 8. SÜH veri seti (a) EOG gürültü (gözler açık), (b) EOG gürültüsü (gözler kapalı)	40
Şekil 3. 9. EKG sinyal bileşenleri	42
Şekil 3. 10. T3-A1 kanalında gözlemlenebilen kardiyak gürültüsü (İki kutuplu montaj).....	43
Şekil 3. 11. Birden fazla kanalda gözlemlenebilen kardiyak gürültüsü	43
Şekil 4.1. Tez çalışmasının genel blok diyagramı.....	45
Şekil 4.2. İki kutuplu montaj ile kaydedilen EEG sinyalinde FK gösterimi (I1, giriş 1; I2, giriş 2).....	50
Şekil 4.3. FK tespiti için izlenecek aşamalara ait akış şeması	51
Şekil 4.4. Bir sinyalin önemli tepelerinin grafiksel gösterimi (öne çıkma değeri 4 için).....	53
Şekil 4.5. MinPeakProminence ile bir sinyalin tepe noktalarının tespiti	54
Şekil 4.6. AF'nin bileşenleri (Yiğit 2007)	57
Şekil 4.7. Kutu grafiği.....	61
Şekil 5.1. Bir EKG sinyal örneği	63
Şekil 5.2. MIT-BIH veri seti (a) EKG sinyali (b) EKG gürültüsü içeren EEG sinyali	64
Şekil 5.3. MIT-BIH veri setindeki bir hastanın (slp01b) EEG sinyalindeki pik (183. saniyedeki pik değeri 190).....	65
Şekil 5.4. MIT-BIH veri setindeki bir hastanın (slp01b) EEG sinyalindeki EKG gürültüsünün SFF ile giderimi.....	66
Şekil 5.5. MIT-BIH veri setindeki bir hastanın (slp01b) EEG sinyalindeki EKG gürültüsünün NEKOK ile giderimi.....	67
Şekil 5.6. MIT-BIH veri setindeki bir hastanın (slp01b) filtre sonrası elde edilen EEG sinyal farkı grafiği	67
Şekil 5.7. SÜH veri setinde yer alan bir EEG kaydı için EKG gürültü giderimi (a) SFF, (b) NEKOK filtreleme, (c) EKG sinyali.....	68
Şekil 5.8. SÜH veri setinde yer alan bir hastaya ait 2. sayfasında görülen FK	69
Şekil 5.9. Bir sinyale uygulanan DEPG metodu ile eşikleme a) orjinal sinyal, b) sert eşikleme, c) yumuşak eşikleme (eşik değeri: 0.4 için)	70
Şekil 5.10. SÜH veri setindeki bir hastanın 1 sn'lik EEG sinyaline uygulanan eşikleme metodu	70
Şekil 5.11. SÜH veri setinde yer alan bir hastanın 1.sayfa 1.kanal (Fp1-F7) için bulunan 6.pik konum, yükseklik ve genişlik değerlerinin grafiksel gösterimi	72
Şekil 5.12. SÜH veri setindeki örnek bir FK	73
Şekil 5.13. FK sinyal örneği (SÜH veri seti)	77
Şekil 5.14. SÜH veri seti için elde edilen doğruluk oranlarının grafiksel gösterimi.....	77
Şekil 5.15. CHB-MIT veri seti ile elde edilen doğruluk oranlarının grafiksel gösterimi	79
Şekil 5.16. FK için doğruluk oranları (a) Filtreleme öncesi, (b) SFF sonrası, (c) NEKOK filtreleme sonrası (SÜH veri seti).....	81
Şekil 5.17. SÜH veri setindeki bir hastanın EEG'sindeki zemin aktivitesindeki yavaşlama (a) 120-123. saniyelerde (b) 126-129.saniyelerde ve (c) 133-135.saniyelerde görülen yavaşlama	84
Şekil 5.18. SÜH veri setindeki bir hastanın 15 saniyelik (1 sayfa) EEG kaydı	85
Şekil 5.19. SÜH veri setindeki bir hastanın 1. ve 2. kanal, 2.saniyesindeki pikler	86
Şekil 5.20. SÜH veri setinin doğruluk grafiği.....	90
Şekil 5.21. SÜH veri setindeki kanallarda izlenen pik ortalamalarının star grafiği ile gösterimi	92
Şekil 5.22. SÜH veri setinde tespit edilen YD'ların elektrot bağlantı düzeneğindeki gösterimi	93
Şekil 5.23. SÜH veri seti için elde edilen ortalama doğruluk oranlarının kutu grafiği ile gösterilmesi.....	93
Şekil 5.24. YD tespiti için doğruluk oranları (SÜH veri seti).....	98
Şekil 5.25. EKG sinyali (SÜH veri seti)	98

Çizelgeler Listesi

Çizelge 3.1. EEG frekans bantları ve temel karakteristik özellikleri	33
Çizelge 4.1. SÜH veri setinde yer alan hastaların klinik bilgileri.....	47
Çizelge 4.2. Çalışmaya dahil edilen hastaların istatistiksel özellikleri	48
Çizelge 4.3. CHB-MIT veri setinde yer alan 3 hastaya ait kişisel bilgiler	49
Çizelge 4.4. BONN veri setine ait bilgiler	49
Çizelge 4.5. Pik tespitinde kullanılan en düşük ve en yüksek değer aralıkları	54
Çizelge 4.6. Karışıklık matrisi ile elde edilebilecek olası sonuçlar.....	60
Çizelge 5.1. <i>R_peak_detect.m</i> fonksiyonunun sözde kodu (pseudo code).....	63
Çizelge 5.2. SÜH veri setindeki bir hastanın EEG kaydındaki örnek pik sayıları ve bilgileri.....	71
Çizelge 5.3. SÜH veri setinde yer alan bir hastanın EEG'sinden elde edilen bazı piklerin listesi.....	74
Çizelge 5.4. SÜH veri setinde FK tespiti	75
Çizelge 5.5. SÜH veri setinde FK tespitindeki doğruluk oranları.....	76
Çizelge 5.6. CHB-MIT veri seti ile yapılan testler ve bu testler ile tespit edilen FK sayıları	78
Çizelge 5.7. CHB-MIT veri setinde yer alan EEG kayıtları için elde edilen ortalama doğruluk oranları..	79
Çizelge 5.8. FK tespiti için elde edilen Doğru/Yanlış sayıları (Test 1)	80
Çizelge 5.9. FK tespiti için elde edilen Doğru/Yanlış sayıları (Test 2)	80
Çizelge 5.10. FK tespiti için EKG gürültü giderimi öncesi ve sonrasında elde edilen doğruluk oranları..	81
Çizelge 5.11. SÜH veri setindeki bir hastanın tüm kanalları için elde edilen pik sayıları (2.saniye)	87
Çizelge 5.12. SÜH veri setindeki YD'ların tespiti için elde edilen karışıklık matrisi	88
Çizelge 5.13. SÜH veri setinde tespit edilen YD'ların istatistiksel ölçüm sonuçları	89
Çizelge 5.14. Ortalama doğruluk oranı (SÜH veri seti) (sd – standart sapma).....	90
Çizelge 5.15. SÜH veri setindeki tüm kanallar için bulunan YD sayılarının ortalaması	91
Çizelge 5.16. YD'ların kanallara göre görülme sıklıkları	91
Çizelge 5.17. Hastaların beyin bölge/yarımkürelerde YD	94
Çizelge 5.18. BONN veri setindeki YD'ların ortalama değerleri.....	95
Çizelge 5.19. Ham EEG için elde edilen Karışıklık Matrisi (EKG gürültüsü giderilmemiş)	96
Çizelge 5.20. YD için elde edilen Karışıklık Matrisi (SFF).....	96
Çizelge 5.21. YD için elde edilen Karışıklık Matrisi (NEKOK filtreleme).....	97
Çizelge 5.22. Ham EEG sinyali ve EKG gürültüsü giderildikten sonra elde edilen EEG sinyalindeki YD tespit sonuçları (SÜH)	97
Çizelge 5.23. SÜH veri setindeki 5 EEG kayıt ile elde edilen genel sonuçlar.....	99
Çizelge 5.24. Literatürde EKG giderimi için yapılan çalışmalar	99

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

$x(n)$: Bilgi dizisi
w_k	: Filtre katsayısı
$y(n)$: Çıkış
$\hat{y}(n)$: Filtre çıkış dizisi
$x(n)$: Giriş işareti
$e(n)$: Çıkış işareti
EEG_{pure}	: İstenen sinyali
EEG_{pri}	: Birincil sinyali
N	: Kaldırılmak istenen gürültü sinyali
μ	: Adım büyüklüğü
$e(n)$: Hata
$w(n)$: Ağırlık
A	: Sinyal genliği
ω_p	: Radyan cinsinden frekans
f_p	: Hertz cinsinden frekans
T	: Bir saniyedeki periyot
t	: Saniye cinsinden zaman
x	: Sinyal
$x[n]$: n serbest değişkenine bağlı ayrık fonksiyon
p	: Örneklem sonuçlarının istatistiği
$M1$: Pozitif yöndeki FK
$M2$: Negatif yöndeki FK

Kısaltmalar

AED	: Antiepileptik ilaç (Antiepileptic drug)
AF	: Adaptif Filtreleme (Adaptive Filtering)
AGG	: Adaptif Gürültü Giderme (Adaptive Noise Cancellation-ANC)
AMA	: Ampirik Mod Ayrışımı (Empirical Mode Decomposition-EMD)
AR	: Otoregresif (Autoregressive)
BBA	: Bağımsız Bileşen Analizi (Independent Component Analysis-ICA)
BCI	: Beyin Bilgisayar Arayüzü (Brain-Computer Interface)
BONN	: Bonn Üniversitesi Epileptoloji Anabilim Dalı veri seti
C	: Orta (Central)
CHB-MIT	: Boston Çocuk Hastanesi veri seti
ÇKYSA	: Çok Katmanlı Yapay Sinir Ağı (Multilayer Perceptron Neural Network MLPNN)
CNS	: Merkezi Sinir Sistemi (Central Nervous System)
CoHED	: Kenar oryantasyonu ve renk Farkları çiftlerinin Birlikte Oluşum Histogramları (Co-occurrence Histograms of pairs of Edge orientations and color Differences)
CoHOG	: Yönlendirilmiş Gradyanların Birlikte Oluşum Histogramı (Co-occurrence Histogram of Oriented Gradients)

CT	: Bilgisayarlı Tomografi (Computed Tomography)
DD	: Dalgacık Dönüşümü (Wavelet Transform-WT)
DEPG	: Dalgacık Eşiği Gürültü Giderme (Wavelet Threshold Denoising-WTH)
DVM	: Destek Vektör Makinesi (Support Vector Machine-SVM)
DWT	: Ayrık Dalgacık Dönüşümü (Discrete Wavelet Transform)
EEG	: Elektroensefalografi (Electroencephalography)
EKG	: Elektrokardiyografi (Electrocardiography-ECG)
EKOK	: En Küçük Ortalama Kareler (Least Mean Squares-LMS)
ELM	: Aşırı Öğrenme Makinesi (Extreme Learning Machine)
EMD	: Ampirik Mod Ayrışımı (Empirical Mode Decomposition)
EMG	: Elektromiyografi (Electromyography)
EOG	: Elektrookülogram (Electrooculogram)
EP	: Uyarılmış Potansiyel (Evoked Potential)
EPR	: Uyarılmış Tepki Potansiyeli (Evoked Response Potential)
ESA	: Evrişimli Sinir Ağları (Convolutional Neural Networks-CNNs)
EV	: Özvektör (Eigenvector)
F	: Alın (Frontal)
FFT	: Hızlı Fourier Dönüşümü (Fast Fourier Transform-FFT)
fGn	: Kesirli Gauss Gürültüsü (Fractional Gaussian Noise)
FIR	: Sonlu Darbe Tepkisi (Finite Impulse Response-FIR)
FK	: Faz Karşılaşmaları (Phase Reversal-PR)
FLAAN	: İşlevsel Bağlantı Uyarlamalı Sinir Ağı (Functional Link Adaptive Neural Network)
FNN	: Bulanık Sinir Ağı (Fuzzy Neural Network)
FxLMS	: Filtrelenmiş En Küçük Ortalama Kare (Filtered Least Mean Square)
GN	: Gerçek Negatif (True Negative-TN)
GP	: Gerçek Pozitif (True Positive-TP)
HHT	: Hilbert-Huang Dönüşümü
HMI	: İnsan Makine Arayüzü (Human Machine Interface-HMI)
IED	: İnteriktal Epileptiform Deşarjlar (Interictal Epileptiform Discharges)
IIR	: Sonsuz Dürtü Tepkisi (Infinite Impulse Response-IIR)
ILAE	: Uluslararası Epilepsi ile Savaş Derneği (International League Against Epilepsy-ILAE)
KKA	: Kanonik Korelasyon Analizi (Canonical Correlation Analysis-CCA)
MIT-BIH	: Boston Beth İsrail Hastanesi veri seti
MLE	: Maksimum Olasılık Tahmini (Maximum Likelihood Estimation-MLE)
MPP	: Minimum Pik Öne Çıkma (MinPeakProminence)
MRI	: Manyetik rezonans görüntüleme (Magnetic Resonance Imaging-MRI)
MUSIC	: Çoklu Sinyal Sınıflandırması (Multiple Signal Classification-MUSIC)
NEKOK	: Normalleştirilmiş En Küçük Ortalama Kareler Filtreleme (Normalized Least Mean Square Filtering-NLMS)
NEWFM	: Ağırlıklı Bulanık Üyeli Sinir Ağı (Neural Network with Weighted

	Fuzzy Members)
O	: Oksipital (Occipital)
O-SampEn	: Optimize Edilmiş Örnek Entropisi (Optimized Sample Entropy)
P	: Parietal
PNES	: Psikojenik Epileptik Olmayan Nöbetler (Psychogenic Non-Epileptic Seizures)
PSG	: Polisomnografi (Polysomnography)
PSO	: Parçacık Sürü Optimizasyonu (Particle Swarm Optimization)
RBF	: Radyal Temelli Fonksiyon (Radial Basis Function)
RMSE	: Kök Ortalama Kare Hatası (Root Mean Square Error)
RTFA	: Radyal Temelli Fonksiyon Ağları (Radial Basis Function Networks-RBFNs)
SDD	: Sürekli Dalgacık Dönüşümü (Continuous Wavelet Transform-CWT)
SDM	: Seyrek Ayrıştırma Yöntemi (Sparse Decomposition Method)
SFF	: Sıfır Faz Filtreleme (Zero Phase Filtering-ZPF)
SRAA	: Sınıflandırma ve Regresyon Ağacı (Classification and Regression Tree-CART)
SÜH	: Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi veri seti
SVO	: Serebrovasküler (Cerebrovascular)
T	: Şakak (Temporal)
TBA	: Temel Bileşen Analizi (Principal Component Analysis-PCA)
TSA	: Tekrarlayan Sinir Ağları (Recurrent Neural Networks-RNNs)
YDU	: Yavaş Dalga Uykusu (Slow Waves-SWS)
VEEG	: Video-EEG görüntüleme (Video-EEG monitoring-VEEM)

1. GİRİŞ

İnsanoğlunun var olduğu ilk günlerden bu yana, tıp bilimi çok hızlı bir şekilde gelişimini sürdürmektedir. Her geçen yıl hem teşhis, hem de tedavi alanlarında birçok başarılı sistemler geliştirilmiştir. Özellikle, günümüzde bilişim sistemlerinin tıp alanında kullanılmasıyla hastane ve klinik bilgi sistemleri, tıbbi görüntüleme ve sinyal analizi, tıbbi karar destek, nörobilimler gibi birçok alanda, oldukça başarılı çalışmalar yapılmıştır.

İnsan vücudunda en önemli organ olan beyinde oluşabilecek hastalıklar, insan hayatını doğrudan ve olumsuz yönde etkilemektedir. Bu nedenle, beyindeki hasarların otomatik olarak tespitine yönelik yöntemlerin geliştirilmesi oldukça önemlidir (Guo ve ark., 2010). Beyin sinyallerinin kaydedildiği EEG kayıtları 24 saat ya da daha uzun sürelerde kayıt edilmektedir. Ancak bu işlem çok zaman aldığından, EEG kayıtları genellikle 20 ile 30 dakika süren rutin bir şekilde kaydedilmektedir. Bu tür rutin EEG kayıtları da 24 saat EEG kayıtları gibi büyük miktarda veri içermektedir. Bu nedenle EEG kayıtlarının analizi ve incelenmesi oldukça zaman alan, maliyetli bir işlemdir (Tatum IV, 2001). EEG sinyallerinin doğru bir şekilde analiz edilmesi, tanıya büyük katkı sağlayacaktır.

Beyin, karmaşık ve doğrusal olmayan dinamik bir sistemdir. Kafa yüzeyinden elektrotlar yardımıyla ölçülen beyin sinyalleri, içteki birçok noktadan ve serebral korteksin oldukça geniş bir bölgesinden gelen potansiyellerin toplamından oluşmaktadır (Akın ve Kıymık, 2000). EEG sinyalleri, durağan olmayan ve her zaman değişen sinyallerdir. Bu nedenle EEG sinyalleri oldukça karmaşık bir yapıya sahiptir ve yorumlanması da oldukça güçtür (Batar, 2005; Demirkazık, 2021).

Epileptiform aktivitelerin ve beyin bozukluklarının, dinamik mekansal bilgiyi veren tek kanallı bir EEG ile tespit edilmesi pek mümkün değildir (Ji ve ark., 2011; Xia ve Leung, 2006). Bu nedenle, EEG'lerin zamansal analizi için, EEG sinyalleri çok kanallı EEG kaydı ile kayıt altına alınmaktadır (Xia ve Leung, 2006). Çok kanallı EEG kayıt işlemi bazen saatlerce sürdüğünden büyük miktardaki verinin incelenmesi oldukça zordur.

EEG kaydı sırasında ritmik, tekrarlayan ya da periyodik vücut hareketleri olan sinyaller, sıklıkla beyinden gelen aktivitelerle karıştırılabilecek gürültüler üretebilir. EEG, beyin aktivitesini kaydetmek için tasarlanmış olmasına rağmen, beyin dışındaki

bölgelerden kaynaklanan bu tür elektriksel faaliyetleri de kaydeder. EEG ile kayıt altına alınan sinyallere hastanın beyin sinyalleri dışından kaynaklanan bazı biyolojik gürültüler (EOG, EMG, EKG vb.) ve hasta dışından kaynaklanan gürültüler (elektrot bağlantı hatası, şebeke hattı vb.) karışabilmektedir.

EEG sinyalleri kayıt teknisyeni tarafından kayıt edilmektedir. Bu nedenle EEG sinyallerini kaydeden EEG teknisyeni, aşağıdaki bilgi ve deneyimlere sahip olmalıdır.

- Gürültüler hakkında bilgi sahibi olmalıdır.
- Gürültüleri ortadan kaldırma konusunda deneyimli olmalıdır.
- Kayıt sırasında hastayı yakından takip etmelidir.
- Tespit ettiği gürültüleri işaretlemesi ve düzeltilebilecek olan gürültüleri (elektrot bağlantı sorunu vs.) ortadan kaldırmalıdır.

EEG kaydı sırasında EEG teknisyeni, kayıt sırasında oluşan gürültüleri giderebilmeli ya da EEG kaydı üzerinde gürültüyü işaretlemelidir. Aksi takdirde EEG kayıtları yanlış yorumlanabilir. Bu nedenle gürültülerin giderilmesi ya da EEG kaydı üzerinde işaretlenmesi gerekmektedir. EEG kayıt teknisyeni hastadan kaynaklanan yutkunma, hareket, göz hareketi ve öksürük gibi gürültüleri EEG kaydı üzerinde işaretleyebilmekte, ancak ortadan kaldıramamaktadır. Öte yandan elektrot gürültüleri gibi bazı ekstra fizyolojik gürültülerini, bağlantı noktalarını kontrol ederek ortadan kaldırmaktadır. EEG teknisyeni, kayıt sırasında oluşabilecek gürültüleri ortadan kaldıramadığı ya da gözden kaçırdığı durumlarda, gürültü ile kirlenmiş EEG sinyallerindeki bilginin incelenmesi ve analizi oldukça güçleşmektedir. Özellikle EEG sinyali içerisine gizlenmiş olan EKG gürültüsünün tespiti oldukça zordur. EKG gürültüsü, EEG sinyalindeki önemli sinyalleri gizleyebileceğinden giderilmesi gerekmektedir. Bu nedenle EKG gürültülerinin giderilmesi için otomatik sistemlere ihtiyaç vardır.

1.1. Tezin Amacı ve Önemi

EEG kayıtları, insan beynindeki anormallikler veya belirli uyaranlara verilen tepkiler hakkında bilgiler taşımaktadır. Bu nedenle başta epilepsi olmak üzere çeşitli nörolojik hastalıkların (demans, psikojenik nöbet, baş dönmesi, anksiyete bozukluğu ve parkinson gibi) tanısı ve tedavisi için kullanılmaktadır. EEG sinyallerinin özellikleri dikkate alınarak hastalık tanısı ve tedavisine gidilmektedir. Bu sinyallerin özelliklerinden bazıları, dalgalarının frekansı ve morfolojisidir. Bu bileşenler sadece birkaç ila 200 μV arasında olup, frekansları ise alfa, beta, delta ve teta ritimleri gibi

farklı nörolojik ritimlere ayrılmıştır (Delay ve Verdeaux, 1967). Bu ritimler, nöral bozuklukları ve serebral patolojileri saptamak için doktorlar tarafından analiz edilmektedir (Lüders ve Noachtar, 2000). Bununla birlikte, bu ritimler genellikle EOG, EMG ve EKG gibi diğer biyolojik sinyallerle karıştırılabilir. EEG sinyallerindeki gürültüler, nörolojik ritimlerle karıştırılabilen ani yükselmeler oluşturduğu için EEG analizini zorlaştırmaktadır. Bu nedenle, doğru bir analiz ve teşhis için EEG'deki istenmeyen bu sinyallerin (gürültüler) ortadan kaldırılması veya azaltılması gerekmektedir. EEG sinyalinde gözlemlenen beyin dışından kaynaklı gürültülerden biri EKG sinyalidir. EEG sinyalinde gözlemlenen EKG gürültüleri, EEG kaydındaki önemli detayları gizleyebileceğinden kaldırılmalıdır. EKG gürültüsünün otomatik olarak giderilebilmesi için literatürde çeşitli çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmalardan bazılarında EKG sinyalindeki referans (R-dalgası veya QRS-kompleksi) değerleri kullanılarak EKG gürültüsü giderilmiştir (Garcés Correa ve ark., 2007; Hae-Jeong Park ve ark., 2002; Kezi Selva Vijila ve ark., 2007). Yapılan diğer çalışmalarda ise, EKG sinyal senkronizasyonu kullanılmadan EEG sinyalindeki düzenli desene sahip sinyalin belirlenmesi (QRS-kompleks tespiti) ile EKG gürültü giderimi gerçekleştirilmiştir (Issa ve ark., 2019; Jiang ve ark., 2007).

Epileptiform desenler genellikle diken veya keskin dalgalar olarak kabul edilen dalga formları şeklindedir. Bu geçici aktiviteler, nöbetlerle yüksek korelasyonları ve sıklıkla epileptiform olaylara işaret ettiğinden oldukça önemlidir. Literatürde, elektrotların iki kutuplu yerleştirilmesi ile gözlemlenen FK ile uyanık durumda anomali göstergesi olan YD'ların belirlenmesi yerine daha çok nöbetlerin ve epileptik aktiviteyi gösteren ani ve keskin dalgaların tespiti üzerine odaklanılmıştır (Logesparan ve Rodriguez-Villegas, 2011; De Lucia ve ark., 2008; Wilson ve ark., 1999). Fakat anormal ritim olarak ele alınan FK da nörolojik hastalıkların klinik tanısı için önemlidir. Ayrıca, uyku evreleri sırasında yavaş salınım ritimleri, talamik hiperpolarizasyona bağlı olarak korteksin deafferentasyonu (afferent sinir liflerinin uyarıları iletmemesi) olarak yorumlanmaktadır. Uyanık durumdaki anormal fokal YD aktivitesi de etkilenen beyin bölgelerinde azalmış bilgi işleme ve bozulmuş nöronal ağ iletişimi anlamında fonksiyonel deafferentasyona işaret edebilir (Steriade1997). Epileptik odak için belirleyici olan FK ve epilepsinin iktal döneminde gözlemlenen YD'lar önemli birer işaret haline gelmektedir. Her ne kadar diken dalgalar epilepsi kanıtı sağlasa da, özellikle keskin geçişlerin görünmediği birçok vakada, interiktal YD'lar, tanı için önemli bir rol oynamaktadır. Uyanık durumda belirgin ve sınırlı bir beyin bölgesinde

Üretilen YD'lar genellikle serebral enfarktüs, kontüzyon, lokal enfeksiyon, tümör, epileptik odaklar veya subdural hematom gibi yapısal bir lezyonun yakınında görülürler (De Jongh ve ark., 2001; Tanaka ve ark., 1998; Vieth ve ark., 1996). Delta ve teta frekans aralığındaki fokal YD'lar sıklıkla psikopatolojik durumlarda ortaya çıkar. Öte yandan bu tür aktiviteler normal sinyallerde büyük ölçüde görülmezler (Wienbruch ve ark., 2003). Dolayısıyla YD'lar hem klinik tanı, hem de otomatik EEG analizleri için keskin geçişler kadar önemlidir (Ji ve ark., 2011).

Şimdiye kadar EKG gürültüsünün FK ve YD'ların üzerindeki etkilerini inceleyen bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu nedenle EEG sinyalindeki EKG gürültüsünün, bu iki dalga formu üzerindeki etkileri tezin ilgi konusu olmuştur. Bu tez çalışmasında, EEG sinyalindeki EKG gürültüsünün giderilmesi için Sıfır Faz Filtreleme (SFF, Zero Phase Filtering-ZPF) ve Normalleştirilmiş En Küçük Ortalama Kareler (NEKOK, Normalized Least Mean Square Filtering-NLMS) filtreleme olmak üzere iki metod kullanılmıştır. EKG gürültüsünün FK ve YD zerindeki etkileri incelenirken sınıflandırıcı metrikleri kullanılmıştır. Böylelikle EKG gürültü gideriminin bu tür sinyallerin tespitine katkı sağlayıp, sağlamadığı gözlemlenebilecektir.

Beyinden kaynaklı sinyallerdeki hastalık için belirleyici olan sinyallerin (diken, keskin, yavaş dalga ve faz karşılaşmaları) tespit edilebilmesi ve EEG sinyallerinin daha hızlı ve doğru bir şekilde analizi için, EEG sinyallerine karışan gürültülerin otomatik olarak giderilmesi gerekmektedir. EEG sinyallerindeki EKG gürültülerinin otomatik olarak giderilmesi ile birlikte çok kanallı EEG'lerin, hem daha hızlı incelenebilmesi, hem de epileptiform aktivitelerin daha doğru bir şekilde tespiti mümkün olacaktır.

EEG sinyallerindeki gürültülerin otomatik olarak giderilmesi için literatürde çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Ancak yapılan bu çalışmaların hiçbirinde, EKG gürültü gideriminin, EEG sinyallerindeki epileptiform aktiviteler üzerindeki etkileri incelenmemiştir. İki kutuplu elektrot montajı ile gözlemlenen FK ile, uyanık durumda anomali göstergesi olan YD'ların belirlenmesi yerine, daha çok nöbetlerin ve epileptik aktiviteyi gösteren diken ve keskin dalgaların tespiti ile ilgili çalışmalar gerçekleştirilmiştir (Logesparan ve Rodriguez-Villegas, 2011; De Lucia ve ark., 2008). Bu nedenle bu tez çalışmasında, nörolojik hastalıkların klinik tanısı için önemli olan FK ve YD'lar tam olarak açıklanamadığından, EEG sinyalindeki EKG gürültülerinin gideriminin, bu epileptiform aktiviter üzerindeki etkilerine odaklanılmıştır.

1.2. Tezin Literatüre Katkısı

Literatürde, EEG sinyallerindeki gürültülerin giderilmesine yönelik birçok çalışma mevcuttur. Bu çalışmalar, EKG gürültü giderimini, EKG sinyal referansı alınmadan ve EKG sinyal referansı alınarak gerçekleştirmek üzere iki grup altında toplanabilir. Örneğin, Issa ve ark. (2019), EEG sinyalindeki EKG gürültüsünü referans bir EKG kanalı olmadan ICA metodu ile gidermişler (Issa ve ark., 2019)), Park ve ark. (2002) ise, kayıp olduğu varsayılan QRS komplekslerini Lagrange Interpolation ve AR Interpolation metotlarını kullanarak tahmin etmişlerdir (Park ve ark., 2002). Jiang ve ark. (2007), EKG sinyal senkronizasyonunu kullanmadan EKG gürültüsünün EEG sinyallerinden otomatik olarak giderilmesi üzerinde bir araştırma yapmışlardır. (Jiang ve ark., 2007).

Diğer gruptaki çalışmalarda ise, Correa ve ark. (2007), MIT-BIH uyku EEG kayıtlarındaki hat girişimi (50 Hz), EKG ve EOG gürültülerini gidermek için üç katmanlı bir NEKOK algoritması kullanırlarken (Correa ve ark., 2007), Jafarifarmand ve Badamchizadeh (2013), EMG, EOG ve EKG gürültülerini FLN-RBFN (Functional Link Neural-Radial Basis Function Network) tabanlı yeni bir uyarlamalı filtre ile gidermişlerdir (Jafarifarmand ve Badamchizadeh, 2013). Vijila ve ark. (2007) ise, Uyarlanabilir Nöro-Bulanık Çıkarım Sistemi (Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System-ANFIS) kullanarak EEG sinyallerindeki EMG, EOG ve EKG gürültülerini çıkarmışlardır (Vijila ve ark., 2007).

Yukarıda bahsi geçen çeşitli gürültü giderimi için yapılan çalışmalarda uygulanan tüm metotlar, EEG sinyalinin tamamına uygulanmıştır. Oysa bu tez çalışmasında, EKG sinyalinin QRS-kompleksleri belirlendikten sonra, sadece bu kompleks dalgaya karşılık gelen EEG sinyalleri filtreleme işlemine tabi tutulmuştur. Tüm EEG sinyaline filtre uygulandığında, sinyaldeki önemli olabilecek bilgiler kayba uğrayabilir. Bu nedenle bu tez çalışması ile EKG gürültü gideriminde QRS-kompleksine denk gelen EEG sinyallerinin filtrelenmesi ile bilgi kaybı en aza indirilmiştir. Ayrıca bu çalışmada epileptik odak göstergesi olan FK ve uyanık durumdaki anormal fokal YD'lar tespit edilmiştir.

1.3. Tezin Organizasyonu

Bu tez çalışması 6 bölümden oluşmaktadır.

Birinci bölümde, gerçekleştirilen tezin amacı, literatüre katkısı ve tezin organizasyonundan bahsedilmiştir.

İkinci bölüm, EEG ile ilgili yapılan çalışmalarını içeren kaynak araştırmasını içermektedir. Bu bölümde, EEG sinyali ile Beyin Bilgisayar Arayüzü (BBA), EEG ile hastalık analizi, EEG sinyalindeki gürültülerin giderimi ve EEG ile gerçekleştirilen diğer çalışmalar hakkında kısa bilgiler sunulmuştur.

Üçüncü bölümde, EEG ve bağlantı şekilleri ile EEG sinyali hakkında genel bilgiler ve EEG sinyalindeki gürültü türleri hakkında bilgiler verilmiştir.

Dördüncü bölümde yer alan materyal ve yöntem başlığı altında, tez çalışmasında kullanılan veri setleri ve çalışmada kullanılan metotlara yer verilmiştir. Ayrıca bu bölümde, gürültü giderimi ve FK ile YD tespitinde kullanılan metotlar ve bu metotların başarılarının değerlendirilmesinde kullanılan sınıflandırıcı metrikleri hakkında kısa bilgiler yer almaktadır.

Beşinci bölümde, ham EEG sinyalindeki FK ve YD'ların tespiti için yapılan deneyler ve sonuçları ile EKG gürültü giderimi sonrasında elde edilen EEG sinyalindeki FK ve YD'ların tespiti için yapılan deneyler ve sonuçları, grafik ve tablolar yardımıyla ayrıntılı bir şekilde sunulmuştur. Ayrıca bu bölümde, elde edilen sonuçlar karşılaştırılmalı olarak yorumlanmış ve tartışılmıştır.

Altıncı ve son bölümde ise, gerçekleştirilen araştırma sonuçları genel olarak özetlenmiş, literatüre sağlandığı avantaj ve dezavantajlardan bahsedilerek, önerilerde bulunulmuştur.

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

EEG uzmanı, gördüğü bir hasta için bildirilen paroksizmal klinik olayların ayırıcı tanısını dikkate alarak uygun bir EEG prosedürü seçmeli, ardından EEG'nin yorumlanmasına geçmelidir. Böylece klinik nörofizyoloji laboratuvarında, daha önce hiç görmediği bir hastanın interiktal veya iktal EEG'sini yorumlayabilecek, sivri veya diğer kaydedilmiş anormalliklerin olası klinik korelasyonlarının ayırıcı tanısını oluşturabilecektir. Hesaplamalardaki ilerlemelere rağmen, mevcut klinik uygulamalarda hala uzmanlar (nörolog) EEG'leri manuel olarak izleyip yorumlamaktadırlar. Fakat uzun süreli-EEG kayıtlarının bu şekilde gözden geçirilmesi veya incelenmesi uzun zaman almakta, dolayısıyla maliyeti artmaktadır (Wilson ve ark., 1999). Bu nedenle uzun süreli-EEG kayıtlarının değerlendirilmesinde sinyal işleme algoritmaları ve bilgisayar programları önemli bir araç haline gelmiştir (Anonymous, 2012). Bu tür kayıtların analizinden zaman kazanmak için son yıllarda bilim insanları otomatik EEG analizi üzerinde birçok çalışmalar yapmışlardır.

EEG, başta epilepsi olmak üzere birçok sinir sistemi rahatsızlıklarının tespitinde sıklıkla kullanılmaktadır (Bhattacharya ve Petsche, 2001). Sara olarak da bilinen epilepsi, herhangi bir tanımlanabilir tetikleyici ani sebep olmadan ortaya çıkan ve tekrarlayan, iki ya da daha fazla nöbetlerle karakterize olan nörolojik bir rahatsızlıktır (Adeli ve ark., 2003; Anonim, 2021; Easwaramoorthy ve Uthayakumar, 2010; Kandel ve ark., 2000; Sanei ve Chambers, 2013; Sharma ve Pachori, 2015). Uluslararası Epilepsi ile Savaş Derneği (International League Against Epilepsy-ILAE) tarafından yapılan en yaygın tanımında ise epilepsi, kortekste aşırı ve senkron anormal nöronal aktivite nedeniyle merkezi sinir sisteminin öngörülemez bir oluşum deseni ve geçici işlevsel bozukluğudur (Altunay ve ark., 2010; A. T. Berg ve ark., 2010; Fisher ve ark., 2005; Song ve Zhang, 2013; Subasi, 2005).

Epilepsi hastalığının en önemli özelliği tekrarlayan nöbetlerdir ve bu nöbetler bazen fark edilmeyebilir (Iasemidis ve ark., 2003). Epileptik nöbetler, insan davranış ve hareketlerini etkileyerek geçici bilinç kaybına neden olur (Siddiqi ve ark., 2014). Tekrarlayan nöbetler sonucunda ortaya çıkan bu hastalık dünya nüfusunun yaklaşık %1'ini olumsuz yönde etkilemektedir (Adeli ve ark., 2003). Tedavi için birçok ilaç kullanılmasına ve cerrahi tedaviye rağmen, bu tür hastaların %25'inden fazlasında nöbetler kontrol edilememektedir. Nöbet oluşumunun önceden belirlenememesi nedeniyle, inatçı epilepsisi olan hastalarda ani ve beklenmedik ölümler gerçekleşmekte

veya morbidite riski artmaktadır (Valderrama ve ark., 2012). Epidemiyolojik veriler dikkate alındığında, Dünya Sağlık Örgütü (World Health Organization-WHO) dünya çapında yaklaşık 50 milyon kişinin epileptik nöbet geçirdiğini bildirmiştir (El Menshawry ve ark., 2015).

Epileptik nöbetlerin klinik semptomları, hastanın bilinci, kavrama ve hafızası ile birlikte vücudun motor, duyuşal ve otomatik fonksiyonlarını etkileyebilir. Epilepsi hastalarının yaşam kalitesi semptomlar yüzünden giderek azalabilir. Ayrıca, antiepileptik ilaçlar ile nöbetleri başarıyla kontrol eden hastaların yaşam kaliteleri, ilaçların olumsuz riskleri yüzünden önemli ölçüde düşebilir (Mormann ve ark., 2007). Bilindiği gibi epilepsi, uzun süreli izleme ve tedavi gerektiren bir hastalıktır. Hastaya yaklaşımda ilk basamak tanının doğru konulması ve ilaç tedavisine gerek olup olmadığının belirlenmesidir.

Bazı istisnai durumlar dışında, neredeyse tüm epilepsi hastaları, epileptik nöbet sırasında (ictal) benzer özellikler göstermektedirler (Fegersten ve Roger, 1961; Ludwig ve ark., 1975; Van Ness, 1993; Penfield ve Jasper, 1954; Quesney, 1984; Rasmussen, 1983; Tharp, 1972; Williamson ve ark., 1985; Williamson ve Spencer, 1986). Öte yandan EEG yorumunda ilk hedeflenen, zemin aktivitesinin belirlenmesidir. Ancak zemin aktivitesi hakkında tam bir fikir edinebilmek için, frekans, genlik ve senkronizasyon derecesinin doğru bir şekilde yorumlanması gerekmektedir.

Epilepsi, çocukluk ve ergenlik çağında en sık, erişkinlerde ise serebrovasküler hastalıklarından sonra ikinci sıklıkta görülmektedir. Bu yaygın prevalansına rağmen, özellikle psikojenik nöbetlerden ayırt etme noktasında epilepsinin kesin tanısının konulmasında çeşitli zorluklarla karşılaşmaktadır. Bu zorlukları ortadan kaldırmak ve daha kesin ve net sonuçlar elde etmek için video-EEG görüntüleme (VEEG) yöntemi kullanılmaktadır. Ancak, non-epileptik nöbet ve epilepsi ayrımında altın bir standart olan bu görüntüleme tekniğinin kullanımı, uygulanmasındaki zorluklar ve maliyetinin yüksek olması nedeniyle sınırlı kalmaktadır. Bu sebeplerden ötürü bu teknik daha çok anamnez, klinik muayene ve EEG ile bir karara varılamadığı durumlarda tercih edilmektedir (Çakıl ve ark., 2013).

EEG ile bilinen nöbetleri olan hastaları değerlendirmek, epileptojenik odağı teşhis etmek, izlemek ve sınırlandırmak (Fisher, R.S., Boas, W.V., Blume, W., Elger, C., Genton, P., Lee, P., Engel 2005), uygun tedaviyi seçmek, prognoz için yol göstermek, böylece tedavinin uygun şekilde yönlendirilmesi mümkündür (Binnie ve Holder, 1999; Bora, 2019; Karakis ve ark., 2010; Knyazeva ve ark., 2011; Raz ve ark.,

1993; Scherg ve ark., 1999; Witte ve ark., 2003). Epilepsili hastalarda, EEG kayıtları fonksiyonel beyin anormalliklerini araştırmak ve interiktal epileptiform deşarjlar (Interictal Epileptiform Discharges-IED) gibi karakteristik paroksizmal olayları ortaya çıkarmak, kortikal piramidal nöronların sinaptik potansiyellerindeki senkron değişikliklerini gözlemlemek için ana araç olarak kullanılmaktadır (Al-Asmi ve ark., 2003; Ives ve ark., 1993; Krakow ve ark., 2000; Salek-Haddadi ve ark., 2006; Seeck ve ark., 1998; Tyvaert ve ark., 2008). Ayrıca EEG ile beyin gelişiminin izlenmesi, uyku bozukluğu ve akıl hastalığının araştırılması, beyindeki hasarlı bölgelerin yerinin tespit edilmesi ve ameliyat edilecek yerin tespit edilmesi de mümkündür.

2.1. EEG ile Beyin Bilgisayar Arayüzü ile İlgili Çalışmalar

Çok-kanallı EEG beyin arayüzü sistemlerindeki çok-kanallı kayıtların özellik boyutlarının azaltılmasını sağlamak için Filtreleme ve Genetik Algoritma metotlarının hibrit olarak kullanıldığı bir metot Fatourech ve arkadaşları tarafından önerilmiştir (Fatourech ve ark., 2007). Krauledat ve arkadaşları ise, uzun süreli Beyin Bilgisayar Arayüz (Brain-Computer Interface-BCI) kullanıcıları için zaman tüketimini ayarlamaya yönelik bir metot üzerinde çalışmışlardır (Krauledat ve ark., 2008).

Argunşah ve ark. (2007)'nin, EEG tabanlı BCI sistemlerinde sınıflandırmayı etkileyen faktörlerden P300 heceleme sistemi üzerine yoğunlaşmışlardır. Çok kanaldan alınan EEG verilerinin iki farklı şekilde kullanılması ile farklı frekans aralıklarındaki davranışlarını incelemişlerdir. Bu yöntemlerden elde edilen verileri Support Vector Machine (SVM) kullanarak sınıflandırmışlardır (Argunşah ve ark., 2007). Amcalar ve Çetin (2010), Argunşah ve ark. (2007)'nin yaptıkları çalışmada olduğu gibi aynı problemi (EEG tabanlı BCI ile P300 heceleme) ele alarak EEG sinyallerindeki P300 dalgasını açığa çıkarmayı hedeflemişlerdir. TÜBİTAK'ın 107E135 sayılı projesi ile desteklenen ve TÜBA-GEBİP ödülü alan bu çalışmanın test aşamasında Bayes Doğrusal Ayraç Analizine dayalı bir sınıflandırıcı kullanmışlardır (Amcalar ve Çetin, 2010).

Aydemir ve Kay (2013), 12 tane ana dalgacık modellerinin (wavelet models) sınıflandırma sonucuna olan etkilerini araştırmışlardır. Elde edilen öznelik vektörleri K-en yakın komşuluk, SVM ve doğrusal sınıflandırıcı metotları ile sınıflandırılmıştır. Çalışma sonucunda BCI işaretlerinden ayrıştırıcı öznelik çıkarmak için Daubechies ve Shannon ana dalgacıklarının en uygun dalgacık modelleri olduğunu ortaya koymuşlardır

(Aydemir ve Kay, 2013). Gandhi ve ark. (2011), dalgacık ailesinin performanslarını SVM'li Probabilistik Sinir Ağı modeli kullanılarak araştırmıştır (Gandhi ve ark., 2011).

2.2. EEG Analizi ve Sınıflandırılması ile İlgili Çalışmalar

Wienbruch ve ark. (2003), yavaş dalga aktivitesinin tanıya özgü topografik modelinin, tanıya özgü semptomların ölçüleriyle ilişkili olup olmadığını araştırmışlardır. Sonuç olarak yavaş dalga dağılımının psikopatolojik durumların ayırıcı tanısında yardımcı olabileceği belirlenmiştir (Wienbruch ve ark., 2003).

Batar (2005) yaptığı yüksek lisans çalışmasında, EEG sinyallerinin uyanıklık, uyuklama ve uyku durumlarının farklılıklarını Yapay Sinir Ağı (Artificial Neural Network-ANN) kullanarak modellemiştir (Batar, 2005). Diğer bir yüksek lisans tezinde ise Aydemir (2008), çeşitli matematiksel metotlar kullanarak EEG verilerinden birçok öznelik vektörü elde etmiş, ardından SVM ve KNN ile sınıflandırma gerçekleştirmiştir (Aydemir, 2008).

Yapılan diğer bir çalışmada ise Acar ve ark. (2010), uyanık durumdan uyku durumuna geçişteki EEG sinyalleri ile uyanıklık durumundaki EEG sinyallerini sınıflandırmak için Matlab-Simulink ve TMS320C6713 DSP Starter Kit (DSK) kullanmışlardır. Ayırık Dalgacık Dönüşümü (Discrete Wavelet Transform-DWT) kullanarak elde ettikleri öznelik vektörünü bazı istatistiksel yöntemlerle azalttıktan sonra Çok Katmanlı Yapay Sinir Ağı (ÇKYSA, Multilayer Perceptron Neural Network-MLPNN) kullanarak sınıflandırmışlardır (Acar ve ark., 2010). Orhan ve ark. (2010) ise yine MLPNN metodunu kullanarak 100 adet EEG sinyalini (A, B, C, D ve E gruplar) sınıflandırmışlardır (Orhan ve ark., 2010).

Ersöz ve ark. (2011) sundukları bildiride, EEG sinyallerini ANN kullanılarak sınıflandırmış ve sınıflandırma sürecinde en iyi sonucu veren öğrenme katsayısı, gizli katman ve iterasyon sayısı gibi bazı parametreleri belirlenmek için çeşitli denemeler yapmışlardır (Ersöz, A., Özşen 2011).

Tekin ve ark. (2011), DWT kullanarak EEG işaretlerinin spektral çözümlemesini gerçekleştirmişler ve ardından K-Means kümeleme yöntemi ile elde edilen bileşenleri kümelemiştir. Böylelikle kümeleme yönteminin ANN ile yapılan sınıflandırmaya olan etkilerini araştırmışlardır (Tekin ve ark., 2011).

Pachori ve Patidar (2014), BONN Üniversitesi veri setindeki EEG sinyallerini Ampirik Mod Ayrışımı (AMA, Empirical Mode Decomposition-EMD) metodu ile alt

bantlarına ayırtmışlar ve ardından ANN ve SVM metotları ile sınıflandırmışlardır (Pachori ve Patidar, 2014).

Joshi ve ark. (2014), EEG'lerin sınıflandırmasında kesirli doğrusal tahmin metodunu (Joshi ve ark., 2014), Lee ve ark. (2017) ise EEG'lerin sınıflandırılmasında Ağırlıklı Bulanık Üyeliğe sahip bir Sinir Ağı (NEWFM) metodunu kullanmıştır (S.-H. Lee ve ark., 2014).

İnsan uykusu, hızlı göz hareketi (REM) uykusu ve hızlı olmayan göz hareketi (NREM) uykusu olarak iki gruba ayrılmaktadır. Yine NREM uykusu da Aşama 1 (S1), Aşama 2 (S2) ve Yavaş Dalga Uykusu (YDU, Slow Waves-SWS) olarak sınıflandırılmaktadır. Bu uyku evrelerinden YDU evresi en restoratif (sağlıklı) uyku evresi olarak kabul edilmektedir. Bununla birlikte, yaşlanma ile birlikte uyku kalitesi azalmakta, toplam YDU miktarı ise büyük ölçüde azalmaktadır. Uykuda gözlemlenen anormal YDU'nun akut faz bağışıklık sistemi tepkisi, diyabet riski, hafıza konsolidasyonu, psikiyatrik bozukluklar ve hipertansiyon gibi çeşitli klinik problemlerle de ilişkili olduğu bulunmuştur. Uyku evreleme işlemi hem zaman alıcı ve hemde hataya açık işlemidir. Bu nedenle Su ve ark. (2015), yaptıkları çalışma ile EEG sinyalinin yalnızca bir kanalını kullanarak otomatik yavaş dalga uyku (SWS) algılama yöntemi önermişlerdir (Su ve ark., 2015).

2.3. Epilepsi ile İlgili Çalışmalar

Barışçı ve Müldür (2003) yaptıkları bir çalışmada, epileptik ve normal EEG sinyallerinin özellik çıkarımında Fast Fourier Transform (FFT) metodunu, sınıflandırılmasında ise Sinirsel Bulanık Sistem (Fuzzy Neural Network-FNN) metodunu kullanmışlardır (Barışçı ve Müldür, 2003).

Subaşı ve ark. (2004), FFT ve Maksimum Olasılık Tahmini (Maximum Likelihood Estimation-MLE) optimizasyonuna sahip Otoregresif (Autoregressive-AR) metotlarını kullanarak EEG sinyallerinin analizini gerçekleştirmişlerdir. Elde ettikleri katsayıları Dalgacık-Yapay Sinir Ağının (Wavelet Artificial Neural Network-W-ANN) girişine vererek epileptik ve epileptik olmayan sinyalleri sınıflandırmışlardır (Subaşı ve ark., 2004).

Alkan (2006) yaptığı çalışmada, epilepsi hastası olan kişiler ile sağlıklı kişilere ait EEG sinyallerinin incelenmesinde, Çoklu Sinyal Sınıflandırma (Multiple Signal Classification-MUSIC) ve özvektör (Eigenvector: EV) yöntemlerini kullanmıştır.

Yöntemler önce gerçek EEG işaretlerine uygulanmış, ardından frekans içeriği bilinen simüle işaretlere uygulanarak karşılaştırma yapılmıştır (Alkan, 2006).

Toprak (2007) yaptığı yüksek lisans tezinde, Tekin ve ark. (2011) ise sundukları bir bildiri epilepsi teşhisinde öznelik vektörü için DWT metodunu, sınıflandırma için ise ANN metodunu kullanmışlardır (Tekin ve ark., 2011; Toprak, 2007).

Song ve ark. (2012) yaptıkları bir çalışmada, Optimized Sample Entropy (O-SampEn) ve Extreme Learning Machine (ELM) algoritmalarını birlikte kullanarak epileptik atakları tespit etmeye çalışmışlardır (Song ve ark., 2012).

Fu ve ark. (2014), Hilbert-Huang Dönüşümü (HHT) ve Radyal Temelli Fonksiyonlu (RBF) Destek Vektör Makinesi (SVM) kullanarak EEG'lerin zaman-frekans görüntülenmesine dayanarak nöbet sınıflandırmasını gerçekleştirmiştir (Fu ve ark., 2014). Diğer bir nöbet sınıflandırmasında ise Ebuhasel ve ark. (2015), Ağırlıklandırılmış Bulanık Üyelik Yapay Sinir Ağı (Neural Network with Weighted Fuzzy Members-NEWFM) ile Parçacık Sürü Optimizasyonunun (Particle Swarm Optimization-PSO) hibrit olarak kullanıldığı bir metot önermiştir (Abuhasel ve ark., 2015).

2.4. Gürültü Giderimi ile İlgili Çalışmalar

Hillyard ve Gallambos (1970), oküler aktiviteyi ortadan kaldırmak için zaman alanı regresyonuna dayalı yaklaşımlar önermişlerdir (Hillyard ve Galambos, 1970).

Storn (1996), sayısal filtre tasarımı üzerine bir çalışma yaparken (Storn, 1996), Comon ve Pham (1990), gürültü giderimi için Sonlu Darbe Yanıtı (Finite Pulse Response-FIR) filtresinin tahmin derecesi üzerine çalışma yapmışlardır (Comon ve Pham, 1990).

Berg ve Scherg (1991), oküler gürültüleri ortadan kaldırmak için Temel Bileşen Analizi (TBA, Principal Component Analysis-PCA) metodunu kullanmışlardır. Elde edilen bileşenleri ters işlemle reddederek gürültüsüz EEG verisi elde etmişlerdir (Berg ve Scherg, 1991).

Vigário (1997), Bağımsız Bileşen Analizi (BBA, Independent Component Analysis-ICA) yöntemini, simüle edilmiş deneysel veriler üzerinde test etmişlerdir. Sinyallerin lineer karışımlarından ayrıştırılmasının yanı sıra EOG sinyallerinde bulunan göz kaynaklı gürültülerin çıkarılmasında iyi bir performans gösterdiğini ortaya koymuşlardır (Vigário, 1997).

Jung ve ark. (2000), EEG sinyallerindeki gürültüleri genişletilmiş BBA ile giderdikten sonra sonuçları regresyon algoritması ile karşılaştırmışlardır (Jung ve ark., 2000).

Romero ve ark. (2003), farklı uyku evrelerinde EEG'deki gürültüleri azaltmak için BBA metodunu kullanmışlardır (Romero ve ark., 2003).

Genetik Tabanlı Öğrenme Sınıflandırma Sistemi (XCS) ile EEG sinyallerinden gürültülerin giderilmesine yönelik bir çalışma gerçekleştiren Skinner ve ark. (2007), üç katılımcıdan elde ettikleri EEG sinyallerinin öznitelik vektörlerini, AR ve FFT metotları kullanarak elde etmişlerdir. Bu çalışma, kötürüm olan insanların tekerlekli sandalye veya diğer aygıtların gücünün kontrol edebilmesini sağlayacak bir ön çalışma niteliğindedir (Skinner ve ark., 2007).

Sümbül ve Coşkun (2011) yaptıkları çalışmada, hastanın alın bölgesine yerleştirilmiş probalar sayesinde elde edilen düşük frekans ve genlikli sinyalleri bir yükseltici kat yardımı ile yükseltmişler, ardından filtre devreleri aracılığı ile parazitleri filtrelemişlerdir. Bilgisayar ortamına aktarılan bu sinyaller geliştirilen bir yazılım ile izlenmiştir (Sümbül ve Coşkun, 2011).

Diğer bir çalışmada Molla ve ark. (2012), farelere ait EEG sinyallerinden EOG sinyallerinin ayrıştırılması için EMD ve Fractional Gaussian Noise (fGn) algoritmalarını kullanmışlardır. Çalışma sonucunda Adaptif Filtreleme (AF, Adaptive Filtering-AF) tekniklerinin dalgacık tabanlı yaklaşımlardan daha iyi olduğunu tespit etmişlerdir (Molla ve ark., 2012).

Radüntz ve ark. (2015), EEG sinyalindeki gürültüleri ICA ile elde edilen özellik vektörünü (Linear Discriminant Analysis - LDA) kullanarak otomatik olarak gidermişlerdir (Radüntz ve ark., 2015).

Routray ve ark. (2018), MIT-BIH veri setinde yer alan EEG sinyallerindeki EKG gürültü giderimi için FLANN-RBFN (Functional Link Adaptive Neural Network-three layered Radial Basis Functional Network) algoritması kullanan bir adaptif gürültü giderme metodu kullanmışlardır. Ağırlıkların güncellenmesinde ise LMS, NLMS ve FxLMS algoritmaları kullanılmıştır (Routray ve ark., 2018).

Jafarifarmand ve Badamchizadeh (2018), EEG sinyallerinden gerçek zamanlı EKG artefaktlarını kaldırmak için, Bağımsız Bileşen Analizi (BBA, Independent Component Analysis-ICA) ve Adaptif Gürültü Giderimi (AGG, Adaptive Noise Cancellation-ANC)'nin hibrit olarak kullanıldığı yeni bir yaklaşım önermişlerdir. Bu hibrit yöntemde BBA, AGG'nin referans sinyalinin elde edilmesinde kullanılmıştır.

Yöntem, eşzamanlı EKG kanalı olmaksızın birkaç EEG kanalına uygulanmıştır. Bu çalışma ile serebral bilgiler korunurken kardiyak gürültüleri verimli bir şekilde giderilmiştir (Jafarifarmand ve Badamchizadeh, 2018).

Dora ve Biswal (2020) yaptıkları bir çalışmada, EEG sinyalinde ayrıştırma yapabilmek için v Değiştirilmiş Varyasyonel Mod Ayrıştırması (Modified Variational Mode Decomposition mVMD) yöntemini kullanmışlardır. Çalışmada elde edilen mod fonksiyonları arasındaki korelasyondan yararlanılarak EKG artefakt bileşenleri tanımlanmıştır. Tahmin edilen EKG referansı ile birlikte QRS kompleksleri bastırılmış, böylelikle EKG gürültüsü giderilmiştir (Dora ve Biswal, 2020).

Yukarıda bahsedilen gürültü giderimi metotlarının yanı sıra Adaptif Gürültü Giderme (AGG, Adaptive Noise Cancellation-ANC) metotları da gürültü giderimi için sıklıkla kullanılmaktadır. İlk AGG sistemi 1965 yılında Stanford Üniversitesinde geliştirilmiştir. Bu sistemin amacı elektrokardiyografik kuvvetlendirici ve kaydedicinin çıkışındaki 60 Hertz'lik karışımın giderilmesi şeklindedir (Storn ve Price, 1997). Bu tarihten itibaren AGG, periyodik girişimin çıkarılması ve uzak mesafe telefon iletim hatlarındaki yankıların çıkarılması, elektrokardiyografının diğer yönlerini de içeren bir seri ek problemde başarılı bir şekilde uygulanmıştır. AGG'nin temeli 1975'de Widrow tarafından ortaya atılmıştır ve bu tarihten itibaren AGG metodu birçok alanda başarılı bir şekilde kullanılmaya devam etmektedir (Kwan ve Li, 1994).

2.5. EEG ile Yapılan Diğer Çalışmalar

Ferreira ve ark. (2008) yaptıkları çalışmada, EEG tabanlı İnsan-Makine Arayüzü (Human Machine Interface-HMI) manipülatördeki ve gezici bir robotta, EMG tabanlı HMI'ı ise gezici bir robotta test etmişlerdir. EEG sinyalleri ile gerçekleştirilen deneyde menenjit ve epilepsi hastalarına ait veriler kullanılmıştır. Bu çalışmalar ciddi fonksiyon bozuklukları içeren sinir-motor hastalıkları için bir ön çalışma niteliğindedir (Ferreira ve ark., 2008).

Demir (2008), kafa travması geçirmiş hastaların EEG sinyallerinden travma derecesini belirlemek için bir metot geliştirmiştir. Yapılan çalışma sonuçları, hekimlerin yaptıkları değerlendirme sonuçları ile %73.96 oranında benzerlik göstermiştir ($p < 0.001$) (Demir, 2008).

Özdamar (2009) doktora tezinde, BBA ve farklı yaklaşımları EEG sinyallerine uygulayarak karşılaştırma yapmıştır (Özdamar, 2009).

Wang ve ark. (2012) yaptıkları çalışmada, 12 tane Amerikan İngilizce sesini (4 ünlü, 8 ünsüz) EEG kullanarak kaydetmişler, ardından bu sesleri tanımlamak için SVM ve DWT metotlarını kullanarak ayırt etmişlerdir (R. Wang ve ark., 2012).

Alpaslan (2013) yaptığı yüksek lisans tezinde, öznitelik tanımlayıcılarından CoHOG (Co-occurrence histogram of oriented gradients) ve CoHED (Co-occurrence Histograms of pairs of Edge orientations and color Differences) yöntemlerinin dezavantajlarını ortadan kaldırmak için yeni bir yöntem önermiştir. Bu çalışma ile öznitelik vektörünün boyutunu artırmadan, geleneksel yöntemlerden daha iyi sonuçların kısa sürede elde edilmesi sağlanmıştır (Alpaslan, 2013).



3. EEG Sinyali

Beyin, vücut aktivitelerinin kontrol ve düzenlenmesini, duyuşal emirlerin alınıp yorumlanmasını, buna bağılı olarak alınan bilginin ilgili kaslara ve organlara iletilmesini yerine getiren en önemli organdır. İnsan beyni çalışırken üretilen EEG sinyalleri birçok noktadan ve serebral korteksin oldukça geniş bir bölgesinden gelen potansiyellerin toplamından oluştuğı için karmaşık bir yapıya sahiptir ve bu nedenle yorumlanması oldukça güçtür. Bu nedenle EEG sinyalleri yaklaşık 150 yıldır araştırma konusu olmakla birlikte günümüzde halen kayıt ve analiz edilmeye çalışılmaktadır (Demir, 2008).

İnsan beyindeki aktivitenin varlığı ilk olarak 1929 yılında Alman Hans Berger tarafından kafaya yerleştirilen elektrotlar ve bunlara bağılı bir galvanometre yardımıyla ortaya konulmuştur (Şekil 3.1). Bu gelişme büyük bir devrimsel buluş olmakla birlikte tamamen yeni ve çok önemli bir tıbbi alan olan Klinik Nörofizyolojinin ortaya çıkmasına neden olmuştur (Berger, 1931).



Şekil 3. 1. Hans Berger tarafından kaydedilen ilk EEG işareti

1934 yılında Adrian ve Matthews, elektrotlarla alınan beyin sinyallerini kuvvetlendirip kaydedilmesini sağlarken, 1939'da P.A. Davis uyanık bir insanın beyin sinyallerinin kaydında, sese karşı uyarılan yanıtların (Evoked Potential-EP) olduğunu tespit etmiştir. İkinci dünya savaşından sonra, elektronik ve bilgisayar alanlarında meydana gelen büyük gelişmelerin olumlu sonuçları, Tıp Bilişimi alanında da etkisini göstermiştir (Batar, 2005).

Modern nörogörüntülemenin ortaya çıkmasından önce, EEG, nörolog ve beyin cerrahı için mevcut olan en önemli non-invasive (ağrısız) teşhis araçlarından biri olmuştur. Anatomik detayın tam olarak elde edilememesi gibi durumlarda, beyin fonksiyonları hakkında bilgi sağlamıştır. Bilgisayarlı Tomografi (Computed Tomography-BT) ve Beyin Manyetik Rezonans Görüntüleme (Magnetic Resonance Imaging-MRI) gibi mevcut nörogörüntüleme teknikleri ile EEG'den daha iyi nöroanatomik detaylar alınmaktadır. Nörogörüntülemedeki bu ilerlemelere rağmen,

EEG, merkezi sinir sisteminin birçok bozukluğunun klinik değerlendirmesinde, maliyetinin az olması, halihazırda mevcut ve güvenli olması ve beyin fonksiyonu hakkında bilgi sağladığından değerli bir araç olmaya devam etmektedir (Anonymous, 2014).

EEG kaydındaki, başlıca zemin aktivitesinde belirgin asimetri veya yavaşlama ve epileptiform deşarjların (spike, sharp ve spike-wave discharges) saptanması ile tanıya varılmaktadır. Çoğunlukla ilk kez yapılan rutin EEG kaydı ile epilepsi hastalarının %30-50'sinde tipik patolojik bulgular görülürken, üçüncü kez ve aktivasyon teknikleri (Hyperventilation, Photic Stimulation) ve uyku kayıtları yardımıyla yapılan EEG kaydı (Noachtar ve Rémi, 2009) ile bu hastaların %60-90'ında patolojik bulgular görülmektedir. Öte yandan nöbet geçiren bir hastanın EEG kaydının normal olması epilepsi olmadığını göstermez. Hatta birçok epileptik hasta interiktal dönemde sürekli normal EEG bulgusu gösterebilir. EEG kaydı ile sıklığı az olan nöbetlerin iktal dönemde yakalanması zor olduğundan, bu gibi durumlarda çoğu zaman tanıya yardımcı olamamaktadır. Fakat, EEG hassas zamansal duyarlılığı sayesinde fokal veya dinamik serebral fonksiyonun değerlendirilmesinde oldukça faydalı bir tekniktir (Binnie ve Holder, 1999; Karakis ve ark., 2010; Knyazeva ve ark., 2011; Raz ve ark., 1993; Scherg ve ark., 1999).

3.1. Elektroensefalografi (EEG)

Beynin faaliyeti sırasında, sürekli ritmik elektriksel potansiyeller oluşurken aynı zamanda reseptör faaliyetlerine bağlı elektriksel potansiyellerde oluşur. Bu elektriksel potansiyellerin kaydedilmesi işlemine Elektroensefalografi (Electroencephalography-EEG) adı verilmektedir. Bu yöntem, bir kişinin beyin işlevlerini belirli bir süre boyunca non-invasive bir şekilde izlenmesine ve değerlendirilmesine olanak sağlar (Anonymous, 2014).

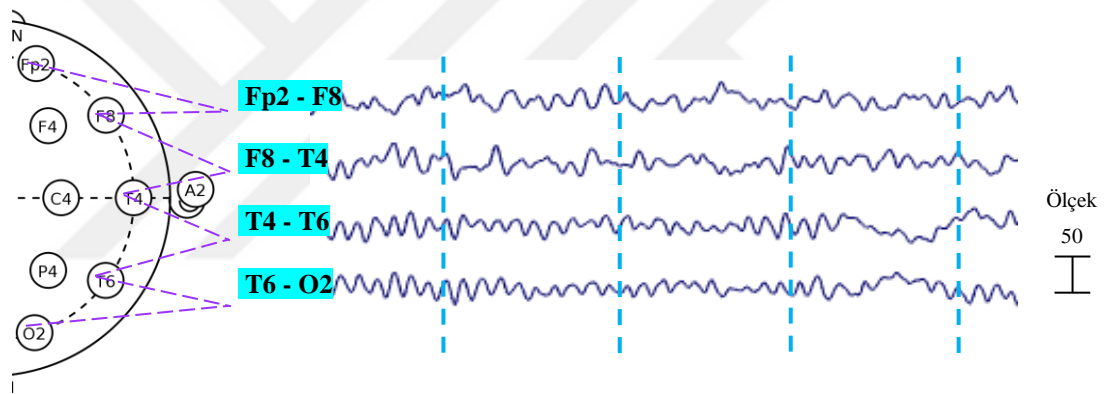
EEG'nin çalışma prensibi, bir diferansiyel elektrot bölgesinin başka bir komşu veya uzak referans elektrot ile karşılaştırılmasına, böylelikle bu noktalar arasındaki voltaj farklarının kaydedilmesine dayanmaktadır.

Standart bir EEG ekranında dikey alanlar gerilimleri gösterirken, yatay alanlar zamanı göstermektedir. Bu sayede serebral aktivitenin hemen hemen gerçek zamanlı bir görüntüsü elde edilmiş olur.

Şekil 3.2'de Selçuk Üniversitesi Hastanesi veri setinde yer alan bir hastanın iki kutuplu EEG kaydı ile oluşan ve elektrot çiftlerinden alınan sinyal örneği gösterilmiştir

(Scale 50 on EEGLab). Bu EEG kaydında her iki elektrot arasındaki bağlantıya karşılık gelen elektrotların isimleri gösterilmiştir. Dikey olarak gösterilen mavi kesikli çizgiler ise 1 saniyedeki örnekleme frekansını (200 Hz) göstermektedir.

EEG kaydı, eğitilmiş kişiler tarafından küçük ve non-invasif elektrotların (genellikle 16–32 kadar) kafatasına jel gibi sabitleyici bir madde aracılığıyla dikkatli bir şekilde yerleştirilmesi ile yapılmaktadır. EEG ölçümü sırasında kanal sayısı (16 → 32 → 64 → 128) arttıkça çözünürlük de artmaktadır. Beyin elektrik dalgaları uykuda, uyanıklık ve uyanıklıktan uykuya geçiş dönemlerinde farklılıklar göstermektedir. Belli dönemlerde hastalıklara ait bulgular açık bir şekilde görülürken bazen hiç görülmeyebilir. İdeal bir EEG incelemesinde bütün bu dönemlerin görülmesi hedeflenmelidir. Bu nedenle normal EEG (Rutin EEG) kaydı en az 20- 30 dakika arasında sürerken, uyku-uyanıklık EEG kaydı ise ortalama 1 saat kadar sürmektedir.



Şekil 3. 2. EEG elektrot yerleşimi ve sinyal örneği (iki kutuplu montaj-sağ yarım küre)

3.2. EEG Frekans Bantları ve Dalga Formları

EEG kayıtlarının görsel olarak incelenmesinde, frekans/dalga boyu, voltaj/genlik, dalga formu, göz açıp/kapama reaktivitesi, hiperventilasyon ve fotik stimülasyon gibi özellikler dikkate alınmalıdır. Ayrıca anormalliklerin mekansal aralığının (lokal veya genelleştirilmiş, tek taraflı veya çift taraflı gibi) ve zamansal sürekliliğinin (sporadik ve kısa veya uzun ve kalıcı olması gibi) tanımlanmasını da içermelidir (Adeli ve ark., 2003).

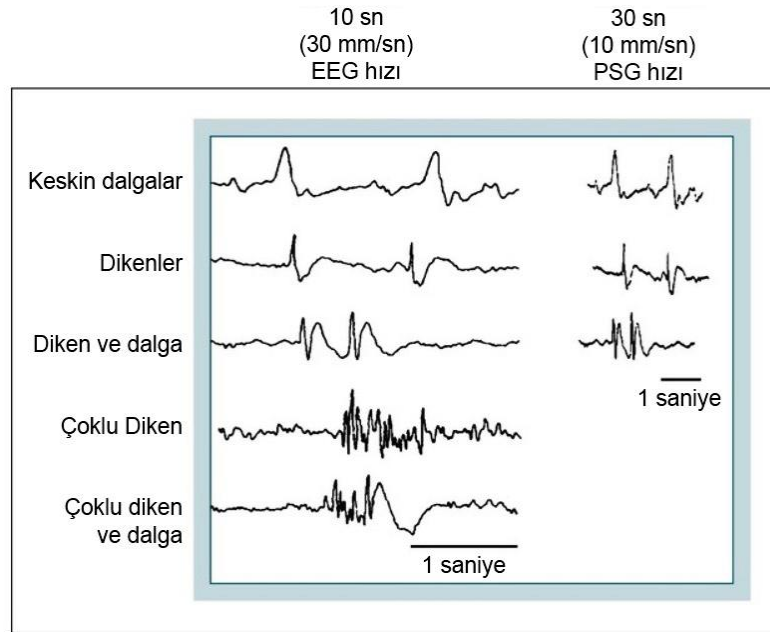
EEG'ler, Elektrokardiyografi (EKG) ve Elektromiyografi (EMG) sinyallerindeki gibi şekil açısından değil, kapsadıkları frekanslar açısından değerlendirilirler. Bu tür dalgaları tanımlamak için kullanılan parametreler frekans ve genliktir. Elektrotlar yardımıyla alınan biyoelektriksel işaretler, küçük genlik ve düşük frekansa sahiptir

(Shaker, 2006). Beynin aktivite düzeyi arttıkça EEG dalga frekansı yükselirken, genlikleri azalmaktadır (Batar, 2005).

Aşağıda bir EEG sinyalinin tanımlanmasında kullanılan parametreler ayrıntılı bir şekilde açıklanmıştır:

A. Dalga Formu

Dalga formu veya biçimi, bir dalganın görünüşünü veya morfolojisini tanımlamak için kullanılan bir terimdir. Dalga formuna bakılmaksızın, iki kayıt elektrodu arasındaki herhangi bir elektriksel potansiyel değişikliğine dalga adı verilmektedir. Ayrıca her dalga veya dalga dizisi aktivite olarak adlandırılmaktadır. Tüm dalgalar genel olarak diken ve keskin dalgalar ve bunların kompleksleri şeklindedir (Şekil 3.3). Diken (spike) dalgalar 20-70 ms'n'lik keskin konturlu dalga formu şeklinde olup, genellikle YD ile izlenen ve zemin aktivitesinden açıkça ayrılabilen dalgalardır. Keskin (sharp) dalgalar ise 70-200 ms süreli olmakla birlikte, diken dalgalar kadar keskin konturlu olmayabilirler. Diken dalgalar bazen yavaş bir dalga tarafından izlenebilmekte, bunun sonucunda da düzenli aralıklarla yineleyebilen diken ve dalga kompleksi oluşmaktadır. 3 Hz'den düşük hızlarda yinelenen diken-dalga kompleksleri (spike-wave complexes), yavaş diken ve dalga kompleksleri olarak adlandırılmaktadır.



Şekil 3. 3. Normal EEG ve uyku EEG'sinde görülen dalga formları

Bir keskin dalgayı yavaş bir dalga izlediğinde, bu dalgalar keskin ve yavaş-dalga kompleksini (slow-wave complexes) oluşturur. Bazı durumlarda iki ya da çoklu-diken dalga ardı sıra ortaya çıkıp, çoklu-diken kompleksini (multiple-spike complexes) oluşturmaktadır. Bu kompleksler yavaş bir dalga tarafından izlenebilmekte ve böylece çoklu diken-yavaş dalga kompleksini ya da çoklu-diken ve YD kompleksinin bir parçasını oluştururlar (Fisch 1998). Şekil 3.3'te "EEG speed" ile rutin EEG kaydında görülen dalgalar, "PSG (polysomnography) speed" ise uyku sırasında elde edilen EEG kaydında görülen dalgaları işaret etmektedir. Sırasıyla bu dalgalar keskin dalgalar, dikenler, diken dalga, çoklu-dikenler ve çoklu-diken dalga olarak adlandırılmaktadır (Anonymous, 2016).

B. Tekrarlama

Dalgaların tekrarlaması ritmik veya aritmik olarak izlenmektedir. Ritmik tekrarlı dalgalarda, tek tek dalgalar arasında benzer aralıklar bulunmaktadır. Genellikle düzenli ve sıklıkla da sinüsoidal sinyali şeklindedir. Aritmik tekrarlı dalgalar ise, tek tek dalgalar arasında değişken, düzensiz aralıklarla tanımlanmaktadır. Bunlar değişik frekanslardaki dalga dizileri olarak kabul edilirler ve genelde düzensiz bir biçimde sahiptirler (Fisch, 1998).

C. Frekans (Frequency)

Frekans, tekrarlı bir dalganın bir saniye içinde kaç kez tekrarlandığını gösterir. Bir saniyede 3 çevrimi tamamlayan bir dalgaya 3 Hz'lik dalga adı verilir. Bir dalganın frekansı, tek bir dalganın süresi ve dalga boyu ölçülerek ve evrik değeri hesaplanarak belirlenir (Fisch, 1998).

EEG işareti geniş bir frekans bandına (0.5-100 Hz arası) sahip olmakla birlikte, klinik ve fizyolojik ilgi 0.3 ile 30 Hz arasına yoğunlaşmıştır (Albayrak, 2008; Shaker, 2006). Öte yandan bu aralık değerleri genel olarak delta, teta, alfa ve beta olmak üzere dört frekans bandında incelenmektedir (Abhang ve ark., 2016; Anonymous, 2020a; Kellaway, 1990). Bu frekans bantlarının temel karakteristik özellikleri ve aralık değerleri Çizelge 3.1'de detaylı bir şekilde verilmiştir.

Çizelge 3.1. EEG frekans bantları ve temel karakteristik özellikleri

Frekans bandı	Frekans Aralığı	Beyin Aktivite Durumları
Beta (β)	12-35 Hz	Beta aktivitesi çoğunlukla fronto-santral bölgede görülen ve alfa ritimlerinden daha az genliğe sahip dalgalardır. Beklenti durumları ve gerginlik ile birlikte artış gösterirler. Genlikleri 1-5 μ V arasında değişir (Ersöz ve Özşen, 2011b).
Alfa (α)	8-12 Hz	Alfa ritimleri normal yetişkinlerde rahat ve zihinsel olarak aktif olmayan uyanık durumlarda görülür. Sıklıkla oksipital bölgelerde belirgindirler. Alfa dalgaları gözler kapalı iken gözlemlenirken, gözlerin açılması ile birlikte kaybolur. Frekansları 8-12 Hz, genlikleri 2-10 μ V arasında değişen sinyallerdir.
Teta (θ)	4-8 Hz	Normal bebeklerde ve çocuklarda, aynı zamanda yetişkinlerde uyuşukluk ve uyku sırasında görülür. Bu dalga formu, normal ve uyanık yetişkinlerde çok az miktarda görülür. Uyanık yetişkinlerde yüksek teta aktivitesinin varlığı delta dalgalarında olduğu gibi anormal ve patolojik durumlara işaret eder. Frekansları 4-8 Hz, genlikleri 5-100 μ V arasında değişen sinyallerdir. Normal bireylerde; rüyalı uyku, orta derinlikte anestezi, stres gibi beynin düşük aktivite gösterdiği durumlarda görülür.
Delta (δ)	0.5-4 Hz	Normal yetişkinlerin derin uyku aşamalarında baskın olarak gözlemlenen yavaş beyin aktiviteleridir. Aksi durumlarda patolojiye işaret ederler. Frekansları 0.5-4 Hz, genlikleri 20-400 μ V arasında değişen sinyaller. Bu frekanslar derin uyku, genel anestezi gibi beynin çok düşük aktivite gösterdiği durumlarda izlenir(Shaker, 2006).

D. Genlik (Amplitude)

EEG dalgalarının genliği, mikrovolt (μ V) düzeyinde olup, genlikleri 5-400 μ V arasındadır (Shaker, 2006). Bir dalganın genliği toplam dikey uzunluğunun, aynı kazanç ve filtre ayarlarında kaydedilmiş kalibrasyon sinyali yüksekliğiyle kıyaslanması ve ölçülmesiyle belirlenmektedir. Başın karşılıklı iki yanında eş zamanlı olarak kaydedilen aktivitenin genliğindeki asimetri, anormalliğe işaret etmektedir. Asimetrisinin sürekli olduğu böylesi durumlarda genlikteki en ufak değişiklik bile klinik önem taşımaktadır (Fisch, 1998).

E. Dağılım

Dağılım, başın farklı bölgeleri üzerine yerleştirilen elektrotlarla kaydedilen elektriksel aktivitenin oluşumunu ifade etmektedir. EEG desenleri başın her iki tarafında geniş alanlarda olabileceği gibi, tek yarım kürede (hemisfer) de bulunabilmekte ya da küçük bir alanda sınırlı kalabilmektedir. Tek taraflı (lateralize) dağılım, sadece ya da çoğunlukla başın tek yanında görülen aktiviteyi ifade etmektedir. Bu tür tek taraflı aktiviteler anormal olarak değerlendirilmektedir. Fokal aktivite ise bir alan üzerindeki bir veya birkaç elektrotla sınırlı olarak saptanabilen bir aktivitedir. Bazı komşu elektrotlar, bu aktiviteyi daha düşük genlikli olarak alabilmektedir. Bu sınırlı dağılım, bir bölgede maksimum genlikli olabilecek, geniş ya da jeneralize bir dağılımdan ayırt edilmelidir. Bu ayırım özellikle anormal yavaş ve keskin dalga söz konusu olduğunda önemli olmaktadır (Fisch, 1998).

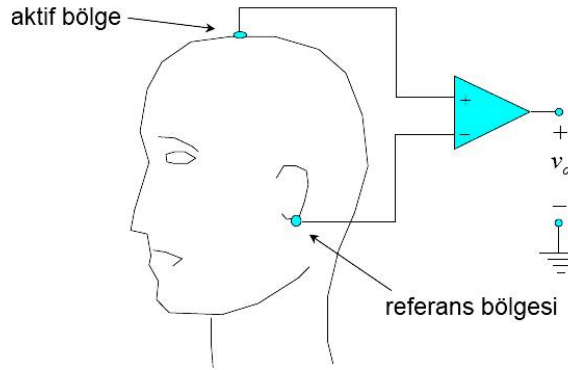
F. Zamanlama

Başın değişik alanlarındaki dalgaların zamanlaması aynı veya farklı olabilir. Değişik kanallarda oluşan ve aralarında sabit zaman ilişkisi olmayan dalgalara asenkron dalgalar adı verilmektedir. Bu genellikle aynı frekansta olmasalar ya da aynı fazda birleşmeler bile, değişik alanlarda aynı zamanda ortaya çıkan dalgalara işaret etmektedir. Eğer dalgalar bir an bir alanda, başka bir zamanda başka bir alanda oluşuyorsa, bunlara bağımsız dalgalar adı verilir (Fisch, 1998).

3.3. EEG Montaj Türleri

Kalibrasyon incelendikten ve hastanın EEG'sinin doğru bir şekilde görüntülediği tespit edildikten sonra EEG montajı dikkatli bir şekilde yapılmalıdır. Çeşitli amaçlar için kullanılan birçok farklı montaj türleri vardır. Aşağıda bu montaj türlerine değinilmiştir.

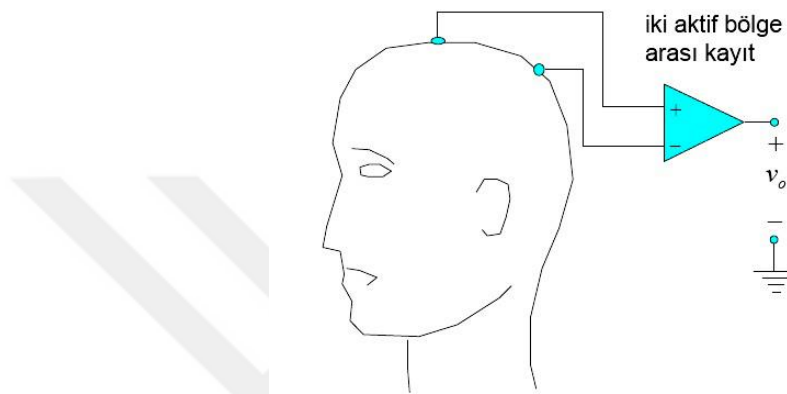
Tek-kutuplu montaj (Monopolar montage): Tek kutuplu montajda her elektrot tek bir referans noktasına bağlanır. Bu referans, kafa derisindeki başka bir elektrot veya matematiksel ortalama referans gibi sinyallerin matematiksel bir kombinasyonu olabilir (Britton ve ark., 2016). Şekil 3.4'de Tek kutuplu montajın bağlantı şekli gösterilmiştir (İşcan, 2009).



Şekil 3. 4. Tek kutuplu EEG kaydı

Çoğu zaman bu referans noktası için sol kulak seçilir. Bir elektrot potansiyelinin, beyin içindeki bir kaynağa duyarlılığı, kaynak-elektrot uzaklığı ile yaklaşık olarak ters orantılıdır. Bu nedenle tek-kutuplu kayıtlar uzak bölgelerin aktivitelerini de içermektedir (İşcan, 2009).

İki-kutuplu montaj (Bipolar montage): İki kutuplu montaj, bir veya iki komşu elektroda bağlı elektrot zincirlerinden oluşmaktadır. Bu kayıt ile yakın iki bölge arasındaki potansiyel fark gözlenmektedir. İki-kutuplu bağlantı duyarlılığı, kaynak uzaklığının karesi ile ters orantılıdır ve tek-kutuplu kayıttan daha doğru bilgi vermektedir (Anonymous, 2016). Şekil 3.5'te iki kutuplu EEG montajı görülmektedir (İşcan, 2009). İki kutuplu montajlarda Faz Karşılaşmaları (FK) ile fokal deşarjın lokalizasyonu tespit etmek mümkündür (Britton ve ark., 2016).



Şekil 3. 5. İki kutuplu EEG kaydı

Laplacian montaj: Laplacian referansının oluşturulmasında her elektrot için Laplacian operatörünün tahmin edilmesi gerekmektedir. Laplacian operatörü, her bir çevre elektroduna göre belirli bir elektrottaki potansiyel alanın ikinci uzaysal türevi olarak düşünülebilir. Bu ikinci uzaysal türev, o elektrodu çevreleyen potansiyel alan gradyanının değişim hızıdır (Gordon ve Rzepoluck, 2004).

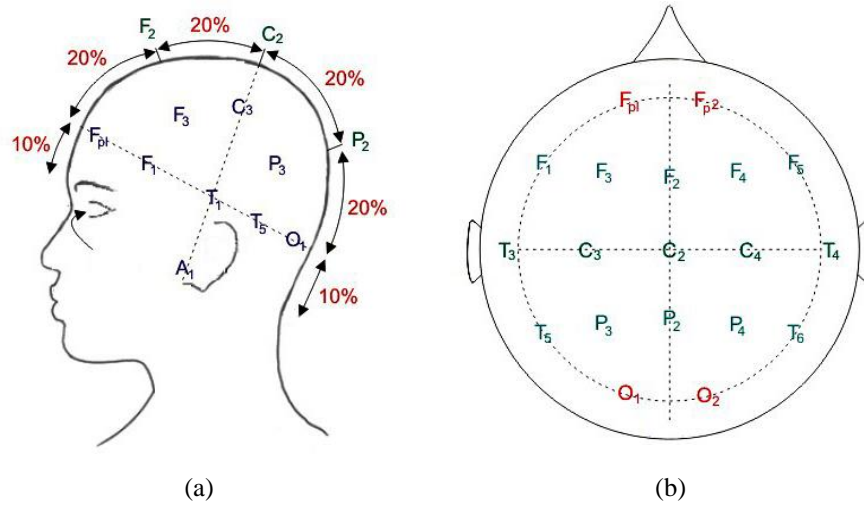
Ortalama referans montaj (average reference montage): Bu metot tüm mevcut kaynakları içeren bir hacim iletkeni üzerindeki elektrik potansiyelinin yüzey integralinin sıfır olduğu varsayımından yola çıkmaktadır (Bertrand ve ark., 1985). Elektrotların sayısı arttıkça ve tüm beynin kapsama alanına yaklaşıldığında, tüm elektrotlar üzerindeki ortalama potansiyelin sanal bir sıfır potansiyel nokta sağladığına inanılmaktadır (Yao, 2001).

Yukarıda bahsedilen tüm bu montaj tekniklerinin birlikte kullanılması ile tespit edilecek tüm anormallikler, patolojik durumları belirlemek için oldukça faydalı olabilir (Britton ve ark., 2016).

3.4. EEG Elektrotlarının Bağlantı Şekilleri

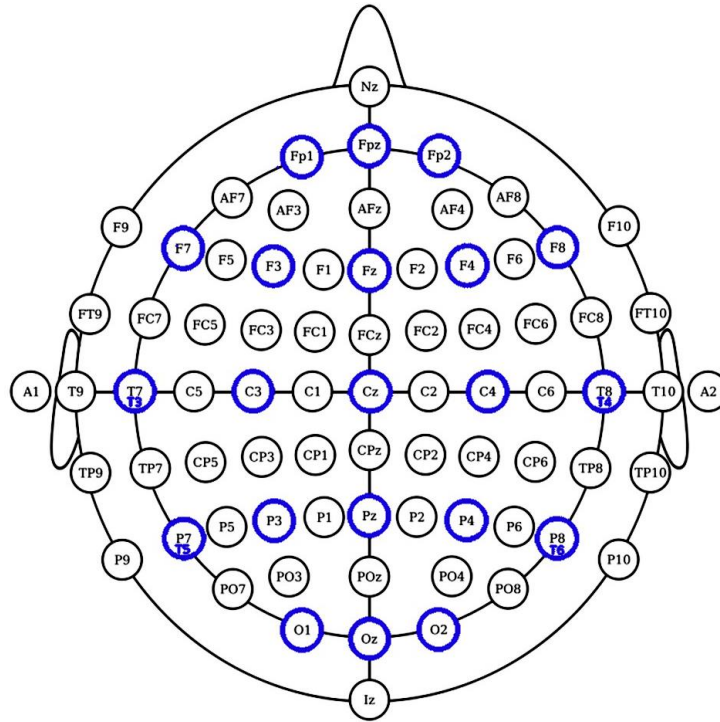
EEG kaydında beynin farklı bölgelerinde oluşan her aktivitenin katkısı, elektroda olan uzaklığı ile ters orantılı olarak değiştiği için elektrotların yerleştirilme düzeni oldukça önemlidir. Sinyalin kafadan alınma şekline bağlı olarak (kafa derisinden veya kafa içinden olmak üzere) iki tür EEG kaydı vardır. Non-invasive EEG olarak bilinen ilk kayıt türünde iyi bir mekanik ve elektrik teması sağlayan elektrotlar kafa derisine yerleştirilmektedir. Bu elektrotlar kafaya sürülen uygun iletken bir jel yardımıyla deri ile temas ettirilir (İşcan, 2009). İkinci kayıt türü olan kafa içi (Intracranial) EEG’de ise özel elektrotlar ameliyat işlemi ile birlikte beyine implante edilir.

EEG montajının uygun şekilde ayarlanması nörolojik bozuklukların tanısı için oldukça önemlidir. Böylelikle ilgili ritimler vurgulanır ve olası yanlış yorumlardan kaçınılır (B. Wang ve ark., 2014). Kayıtlarda bir standardizasyon sağlanabilmesi için elektrot yerlerinin önceden belirlenmesi gerekmektedir. Elektrotların kafa derisine yerleştirilmesi için kullanılan standart metot, Uluslararası Elektroensefalografi ve Klinik Nörofizyoloji Dernekleri Federasyonu (International Federation of Societies for Electroencephalography and Clinical Neurophysiology) tarafından belirlenmiş olan 10/20 elektrot sistemidir. Bu sistem bir elektrodun konumu ile serebral korteksin altında yatan alan arasındaki ilişkiye dayanır. “10” ve “20” sayıları, bitişik elektrotlar arasındaki mesafelerin kafatasının ön-arka veya sağ-sol mesafesinin %10 veya %20’si olduğunu ifade eder. Şekil 3.6’da uluslararası 10/20 elektrot bağlantısının yandan ve üstten görünümü verilmiştir (Muthukrishnan, 2020). Şekil 3.6’da görüldüğü gibi bu sistemin temeli, bir çizgi sistemi oluşturmak için kafadaki kemikli yer işaretleri arasındaki mesafeleri esas alır. Böylesi orantılı bir sistem kullanmanın en büyük avantajı, kafa boyutundan bağımsız olarak kafa derisi üzerinde aynı göreceli pozisyonun her hasta için uygun bir şekilde tanımlanabilmesidir.



Şekil 3. 6. Uluslararası 10/20 elektrot yerleşimi (a) Yandan görünüm (b) Üstten görünüm

Elektrotların yerleştirilmesi sırasında kafatası belirli bölgelere ayrılmış ve her bölge ayrı bir harf verilmiştir. Bu bölgeler sırasıyla Frontal, Temporal, Central, Parietal ve Occipital bölgelerden oluşmakta olup, bölgelerin baş harfleri (F, T, C, P ve O) ile kodlanmıştır. İki harfin kombinasyonu ise ara elektrot yerleşimini göstermektedir. Örneğin; FC, Frontal ve Central elektrot yerleşimlerinin arasında yer alırken, PO, Parietal ve Oksipital elektrot yerleşimlerinin arasında yer almaktadır. Ayrıca tek sayılı elektrotlar kafatasının solunu (Fp1, F3, C3, P3, O1, F7, T3, T5 ve A1), çift sayılı elektrotlar ise kafatasının sağını (Fp2, F4, C4, P4, O2, F8, T4, T6 ve A2) işaret etmektedir (Muthukrishnan, 2020). Şekil 3.7’de Z harfi ise orta hat elektrotlarını işaret etmektedir (Fpz, Fz, Cz, Pz ve Oz). Belirli bir beyin bölgesindeki elektriksel aktiviteyi daha hassas bir şekilde temsil etmek için 10/20 sistemi içinde daha küçük orantılı mesafelere daha fazla sayıda kafa derisi elektrotları yerleştirilebilir. Şekil 3.7’de mavi ile gösterilen bağlantı noktaları, uluslararası 10/20 elektrotlarının yerini göstermektedir (Muthukrishnan, 2020). Uluslararası 10/10 elektrot yerleşimindeki T8, T7, P8 ve P7 elektrotları, uluslararası 10/20 elektrot yerleşimindeki T4, T3, T6, T5 elektrotlar ile aynı konumda yer almaktadır (İşcan, 2009).



Şekil 3. 7. Uluslararası 10/10 EEG elektrot yerleşimi

3.5. EEG Sinyalindeki Gürültüler

EEG ile beyinde oluşan serebral aktiviteler kaydedilirken aynı zamanda beyin dışındaki yerlerden kaynaklanan elektriksel aktiviteler de kaydedilir. Beyin dışından kaynaklanan ve beyin sinyallerine karışan bu tür aktivitelere gürültü (artefakt) adı verilmektedir. Gürültüler, çoğunlukla çevre gürültüsü, deneysel hata ve fizyolojik nedenlerle üretilen ve istenmeyen sinyallerinden oluşmaktadır. Beyin dışı kaynaklı bu sinyallerin dalga formları gerçek beyin dalgaları gibi ölçüldüğünden, EEG sinyallerinden gürültüleri çıkarmak teşhis ve tedavi için son derece önemlidir (Dhiman ve ark., 2010; Jebelli ve ark., 2018; Stern, 2005). EEG verilerinin kalitesini bozan bu tür gürültülerin verimli bir şekilde ortadan kaldırmadan önce gürültü türleri hakkında kapsamlı bir bilgi gerekmektedir (Huppert ve ark., 2009; Islam ve ark., 2016; Urigüen ve Garcia-Zapirain, 2015). Ortamdaki gürültüler, gürültülerin frekansları ile istenen sinyallerin frekanslarının tutarsız olduğu durumlarda basit bir filtre ile ortadan kaldırılabilir (Urigüen ve Garcia-Zapirain, 2015). Fakat belirli algoritmalar gerektiren fizyolojik gürültülerin çıkarılması oldukça zordur (Anderer ve ark., 1999).

3.5.1. Gürültü türleri

Gürültüler genel olarak fizyolojik ve ekstra fizyolojik olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır (Shoka ve ark., 2019). Fizyolojik gürültüler hastadan kaynaklanan gürültüler iken, ekstra fizyolojik gürültüler hasta dışından (vücut dışı) kaynaklanan gürültülerdir.

I. Fizyolojik gürültüler

- Göz hareketi gürültüsü
- Kas aktivitesi gürültüsü
- Hareket gürültüsü
- EKG gürültüsü
- Nabız gürültüsü
- Terleme gürültüsü
- Solunum gürültüsü

II. Ekstra fizyolojik gürültüler

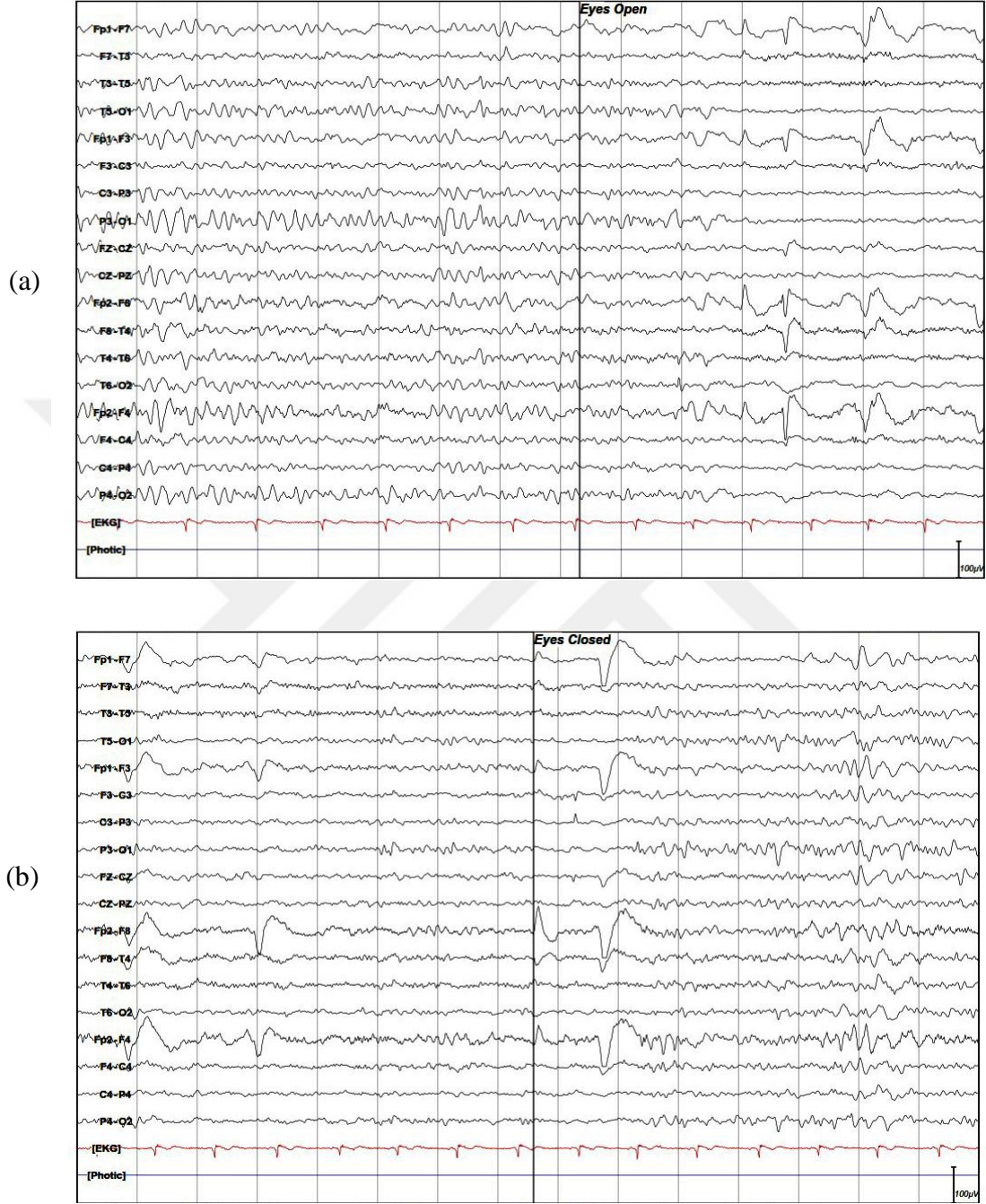
- Şebeke hattından (50 Hz) kaynaklanan gürültüler
- Elektrot gürültüsü
- Dış cihaz gürültüsü

I. Fizyolojik Gürültüler

Göz Hareketi Gürültüsü: Göz hareketi gürültüsü, EEG kayıtlarında sıklıkla karşılaşılan önemli gürültü türlerinden biridir (Wallstrom ve ark., 2004). Göz hareketi gürültüsü, retina ve kornea dipolünün oryantasyonundaki ve korneanın göz kapağı ile temasındaki değişikliklerden dolayı oküler iletkenliğin neden olduğu göz kırpma gürültülerinden kaynaklanır (Paulraj ve ark., 2014; Seeck ve ark., 2007). Oküler sinyaller, Elektrookülogram (Electrooculogram-EOG) kullanılarak kayıt altına alınır. EOG'nin genliği genellikle EEG'den (Hamal ve Rehman, 2013; Seeck ve ark., 2007; Wallstrom ve ark., 2004) birçok kat daha büyüktür ve frekansı EEG sinyallerinin frekansına benzememektedir (Croft ve Barry, 2000). Bu tür EOG gürültüsü genellikle önlerde (frontal) görülür.

Şekil 3.8'de SÜH veri setinde yer alan bir hastanın EEG kaydında EOG sinyallerinin görüldüğü yerler işaretlenmiştir. İşaretlenen bu yerler otomatik olarak değil, EEG teknisyenin gözlemleyerek işaretlediği yerlerdir. Şekil 3.8(a)'da gözler açık olduğunda ortaya çıkan EOG sinyalleri, Şekil 3.8(b)'de ise gözler kapalı olduğunda ortaya çıkan EOG sinyalleri gösterilmiştir. EOG sinyalleri, düşük zemin aktivitesi

üzerinde yüksek genlik ve farklı frekansları ile buradaki EEG sinyallerinden belirgin bir şekilde ayrılmaktadır.



Şekil 3. 8. SÜH veri seti (a) EOG gürültü (gözler açık), (b) EOG gürültüsü (gözler kapalı)

Kas Gürültüsü: Kas gürültüsü, sinyal kayıt bölgelerinin kasılması ve gerilmesi, kişinin konuşması, burnunu çekmesi, yutkunması gibi herhangi bir kas yakınlığı ile ortaya çıkabilir (McMenamin ve ark., 2011; Urigüen ve Garcia-Zapirain, 2015). Elektromiyografi (EMG) adı verilen teknikle elde edilen sinyaller hem zamansal hem de

mekansal olarak EEG sinyalinden bağımsız özelliklere sahiptir. Bu nedenle EMG gürültüsünü ortadan kaldırmak için Temel Bileşenler Analizi (TBA, Principal Components Analysis-PCA) uygun bir yöntem olabilir (Chen ve ark., 2016; Devuyt ve ark., 2008). Hem gözler açıkken hem de gözler kapalı iken ortaya çıkabilir. Ancak gözler kapalıyken daha sık ortaya çıkma eğilimindedir.

Hareket gürültüsü: Polisomnografik kayıt sırasında oldukça sık görülen bir gürültü olup, başın ve vücudun ya da elektrot kablolarının hareketlerine bağlı olarak ortaya çıkabilir. Bu gürültülerin yerleşimi ve büyüklüğü vücudun hareket eden kısmına ve hareketin şiddetine bağlıdır (Gülbay, 2013).

Kardiyak gürültüsü: Elektrotların kalp nedeniyle genişleme ve daralma hareketinin olduğu bir kan damarı üzerine veya yakınına yerleştirildiğinde ortaya çıkan bir gürültüdür (Goncharova ve ark., 2003; K. J. Lee ve ark., 2015). EKG gürültüsü tüm kanallarda en sık görülen gürültülerden biridir olup, düzenli desene sahip olduklarından kolaylıkla tanınırlar.

EKG gürültülerinin özellikleri;

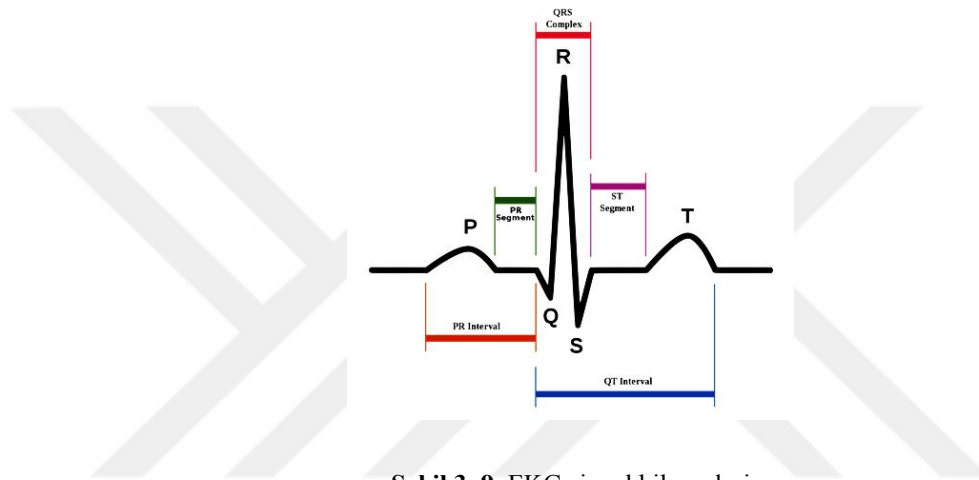
- Gürültü, ortak referans kullanan tüm kanallarda ortaya çıkabileceği gibi sadece bir kaç EEG kanalında da izlenebilir. Sıklıkla EKG gürültüsü, referansiyel kayıtlarda ve kulak elektrotlarını referans alan montajlarda gözlenir.
- Elektrotlar arasındaki mesafenin artması EKG gürültüsüne yakınlığı artırır.
- Kardiyak kaynaklı küçük gürültüler genellikle EKG'nin R-dalgasına aittir. Daha büyük dalgalar ise EKG'nin ek unsurlarını yansıtabilir.
- Hasta soluk alıp verdikçe kalbin başa göre pozisyonu değişeceği için EKG gürültüsünün genliği ve dağılım sıklığı da değişebilir.
- Ekstrasistoller ve aritmileri posterior derivasyonlarda daha iyi görülebilmektedir ve bu kalp atımları serebral keskin dalgalarla karıştırılabilir.

Çoğu gürültüde olduğu gibi EKG gürültüsü de temel olarak bağlantı kaynaklıdır. Eğer elektrot büyük bir ven ya da arterin üzerine yerleştirilirse, kalp atımlarını direkt olarak toplar (Gülbay, 2013).

Nabız gürültülerinin aksine, EKG ile kayıt edilen EKG sinyalleri periyodik ve belli bir genliğe sahip düzenli bir desenle ölçülürler (İşcan, 2009). Bu düzenli desenler

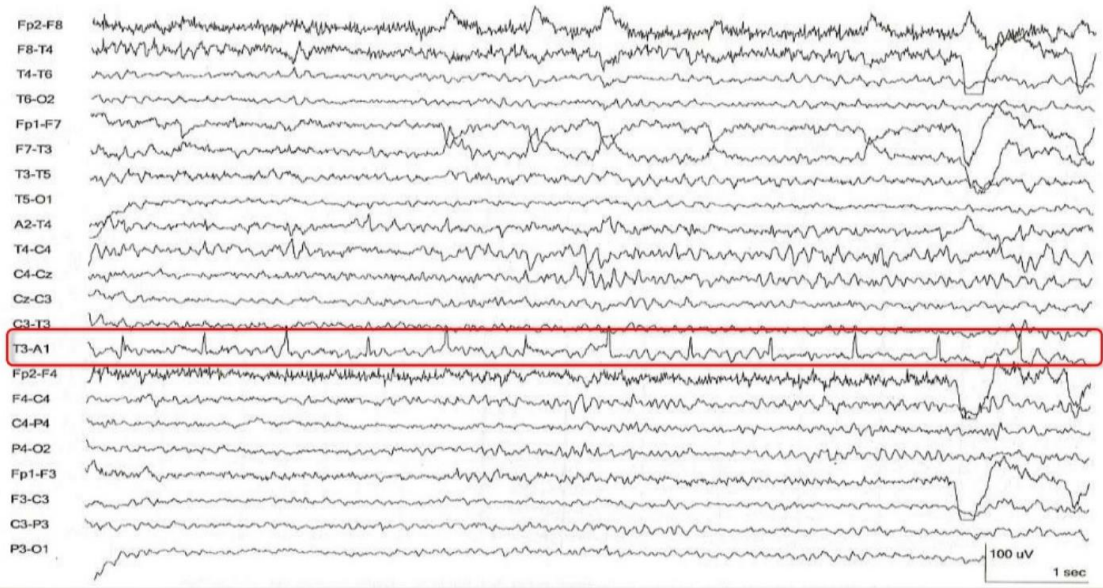
sayesinde EKG gürültülerini sadece bir referans dalga formu (QRS-kompleks) kullanarak çıkarmak nispeten daha kolaydır (Bajpai ve ark., 2018).

Şekil 3.9’da EKG sinyalinin üç ana bileşeni gösterilmiştir (İşcan, 2009). Bu bileşenler, kulakçıkların depolarizasyonunu temsil eden P dalgası (P-wave); ventriküllerin depolarizasyonunu temsil eden QRS-kompleksi (QRS-complex); ve ventriküllerin repolarizasyonunu temsil eden T dalgasıdır (T-wave). P ve T dalgaları, kalpten ve suboptimal eksenden uzaklıktan dolayı genellikle görülmez. Bu nedenle, aslında EKG gürültüsü kötü biçimlendirilmiş bir QRS-kompleksi şeklindedir.



Şekil 3. 9. EKG sinyal bileşenleri

Şekil 3.10 ve Şekil 3.11’de EEG kaydında farklı biçimlerde ortaya çıkan EKG gürültüleri gösterilmiştir. Şekil 3.10’da tek kutuplu montaj ile elde edilen EEG sinyalindeki EKG gürültüsünün tek bir kanal (T3-A1 kanalı) üzerindeki etkileri, Şekil 3.11’de ise iki kutuplu montaj ile elde edilen EEG sinyalindeki EKG gürültüsünün birden fazla kanal üzerindeki etkileri gösterilmiştir (Marella, 2021). Sonuç olarak EKG gürültüsü tek bir kanalda görülebileceği gibi birden fazla kanalda da görülebilmektedir.



Şekil 3. 10. T3-A1 kanalında gözlemlenebilen kardiyak gürültüsü (İki kutuplu montaj)



Şekil 3. 11. Birden fazla kanalda gözlemlenebilen kardiyak gürültüsü

Her ne kadar EEG kanalında izlenen az miktardaki EKG gürültüsü önemli bir sorun olmasa da EEG kanalında görülen detayları gizleyebileceği için önemlidir. Bu nedenle EKG gürültüsünün ortadan kaldırılması gerekmektedir (Gülbay, 2013).

Nabız gürültüsü: Nabız dalgası, elektrotla saçlı deri arasındaki elektriksel temasta hafif bir değişiklik oluşturur. Özellikle bir elektrot arterin üzerine

yerleştirildiğinde elektrot-jel bağlantısının etkilenmesine neden olur. Bu nedenle elektrot ne kadar gevşek yapıştırılırsa nabız dalgası gürültüsü o kadar belirgin olur.

Terleme gürültüsü: Terleme, tek başına deri empedansını değiştirerek ya da elektrotla deri temasını bozarak elektriksel zemin çizgisinde yavaş kaymalar oluşturur. Terde bulunan fazla miktardaki tuz, hasta cildi ile elektrot arasına girerek kimyasal bir reaksiyona neden olur.

Solunum gürültüsü: PSG kayıtlarında sıkça izlenen bu tür gürültüler aslında bir hareket gürültüsüdür. Kişinin solunumu ile birlikte başının yavaşça hareketi sonucu ortaya çıkar. Ortaya çıkan bu gürültü hastanın solunumu ile senkron bir seyir gösterir. Terleme sonucu oluşan gürültülere benzer bir görünümde olduğundan PSG kayıtlarında gözlemlenir (Gülbay, 2013).

II. Ekstra fizyolojik Gürültüler

Ekstra fizyolojik gürültüler 50 Hz güç hattından, elektrotların yanlış bağlantısından ve kablo hareketlerinden kaynaklanan gürültülerdir. Bu gürültüler uygun prosedür ve planlama ile ortadan kaldırılabılır (Sweeney ve ark., 2012).

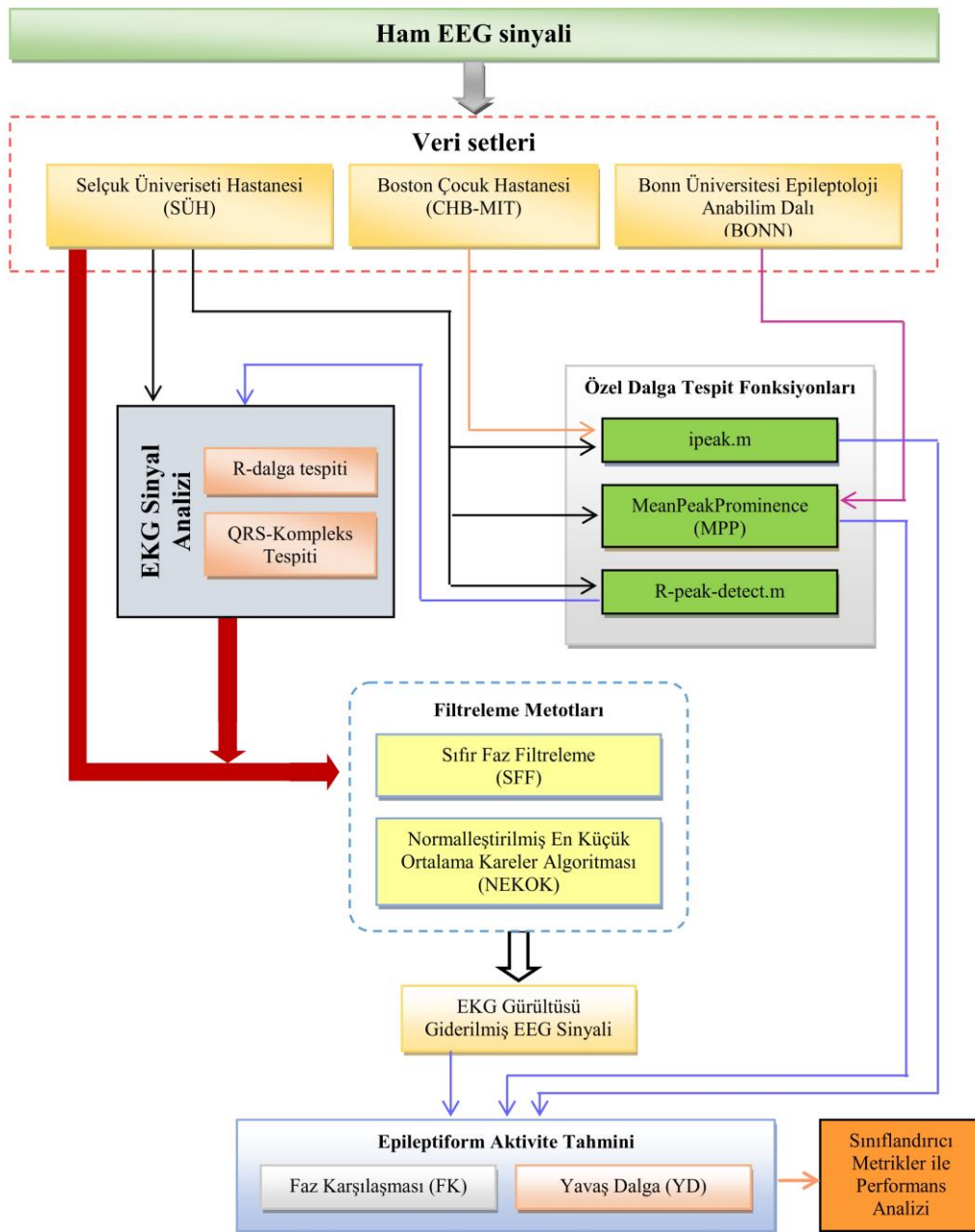
Elektrik şebeke gürültüsü: Elektrik şebekesi ya da elektriksel güç kaynaklarından doğan gürültülerdir. Bu tür gürültüler, ortamdaki televizyon, radyo, telefonun çalması ya da kayıt elektrodunun çevresinde elektrostatik yüklü cisimlerin bulunmasına bağlı olarak oluşur.

Elektrot gürültüsü: Elektrotlardan, elektrot giriş tablosundan, input kablolarından kaynaklanan gürültülerdir. Bu gürültüler, sinyal yolunun herhangi bir noktasında gevşek bir bağlantı olduğunda ortaya çıkar. Sıklıkla tek bir kanalda gözlemlenir ve zemin aktivitesinden oldukça farklı olduğu için, normal EEG aktivitesinden kolaylıkla ayırt edilebilir.

Dış cihaz gürültüleri: Bu gürültüler de serebral aktiviteden çok farklı dalga formlarının ani bir şekilde ortaya çıkması ile tanınırlar. Bu tür gürültüler kayıt odasında güçlü bir girişim kaynağından, cihazın toprak hattı bağlantısındaki kesinti ve arızadan, cihazın güç kaynağından ya da diğer parçalarındaki arızalardan oluşmaktadır (Gülbay, 2013).

4. MATERYAL VE YÖNTEM

Daha önceki bölümlerde de bahsedildiği gibi, beyin dışından kaynaklanan ve EEG ile birlikte kaydedilen gürültüler, uzun-EEG kayıtlarının incelenmesini ve yorumlanması oldukça güçleştirmektedir. Bu nedenle, EKG gürültüsünün EEG sinyallerindeki epileptiform aktivitelerin (FK ve YD) belirlenmesine olan etkileri incelenmiştir. Bu amaç doğrultusunda hazırlanan bu tez çalışmasına ait blok diyagram Şekil 4.1’de gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Tez çalışmasının genel blok diyagramı

Şekil 4.1’de verilen blok diyagramda görüldüğü gibi, çalışmada üç farklı veri seti kullanılmıştır. Bu veri setlerindeki EEG sinyallerindeki epileptiform dalgalar *ipeak.m* ve MPP fonksiyonları kullanılarak tespit edilmiştir. EEG sinyalindeki EKG gürültü giderimindeki ilk aşama, R-dalgalarının tespit edilmesidir. Daha sonra bu R-dalgaları yardımıyla QRS-kompleksleri belirlenmiştir. QRS-komplekslerinin tespitinden sonra Şekil 4.1’de görüldüğü gibi iki filtreleme metodu kullanılarak, EEG sinyallerindeki EKG gürültüleri giderilmiştir. Elde edilen yeni EEG sinyalindeki FK ve YD’lar, ham EEG sinyallerindeki FK ve YD’ların tespitinde kullanılan fonksiyonlar yardımıyla belirlenmiştir.

4.1. Veri setleri

Tez çalışmasında kullanılan metotların başarı performansları, Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi (SÜH)’den alınan veri seti ve halka açık olan veri tabanlarından alınan veri setleri kullanılarak ölçülmüştür. Aşağıda, tez kapsamında kullanılan veri setleri hakkında bilgiler verilmiştir.

4.1.1. Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi (SÜH) veri seti

Retrospektif olarak elde edilen bu veri setine ait İnvaziv Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul (No. 2014/423) kararı Ek-1’de verilmiştir. Veri setinde yer alan EEG sinyalleri 10/20 uluslararası elektrot yerleştirme sistemi kullanılarak kaydedilmiştir. Rutin EEG kaydı için 20 elektrot (19. kanal Photic Stimulation, 20. kanal EKG sinyali) kullanılmıştır. Sinyalin genlik değeri tepeden tepeye $150 \mu\text{Vp-p}$, örnekleme frekansı ise 200 Hz’dir. Retrospektif olarak incelenen ve çalışmaya dahil edilen EEG kayıtları aşağıdaki kriterler göz önünde bulundurularak seçilmiştir:

Çocuklara ait EEG sinyallerinin frekans ve dalga biçimleri erişkinlerin EEG sinyallerindeki frekans ve dalga biçimlerinden farklıdır (Barriga-Paulino ve ark., 2011). Bu nedenle 18 yaşından küçük olan hastaların EEG kayıtları uzman nörologun görüş ve önerileri doğrultusunda çalışmaya dahil edilmemiştir.

1. Sadece uyanık ve rahat pozisyonda çekilmiş olan kayıtlar tercih edilmiştir.
2. Hastanede rutin olarak yapılan ve nöroloji uzmanlarının teşhis koyarken kullandıkları 25-30 dakikalık kayıtlar dikkate alınmıştır.
3. İki kutuplu montaj kullanılarak elde edilen EEG kayıtlar dikkate alınmıştır.

Yukarıda bahsedilen kriterler göz önünde bulundurularak elde edilen hastaların klinik bilgileri Çizelge 4.1’de ayrıntılı bir şekilde verilmiştir. Hasta verilerinin

korunması kapsamında hastaların EEG kayıtları “suh**” olarak kodlanmış, kişisel herhangi bir bilgi paylaşılmamıştır. Ayrıca Çizelge 4.1’de verilen hastaların yaşları EEG çekim tarihindeki yaşlarıdır.

Çizelge 4.1. SÜH veri setinde yer alan hastaların klinik bilgileri

Sıra#	Hasta#	Cinsiyet	Yaş (yıl)	Teşhis	İlaç durumu
1	suh01	M	32	Epilepsi	Evet
2	suh02	M	19	Epilepsi	Evet
3	suh03	M	44	Epilepsi	Evet
4	suh04	M	55	Psikojenik nöbet	Hayır
5	suh05	F	31	Epilepsi	Hayır
6	suh06	M	73	Epilepsi	Hayır
7	suh07	F	22	Epilepsi	Evet
8	suh08	M	20	Epilepsi	Hayır
9	suh09	M	19	Ensefalit	Evet
10	suh10	M	29	Serebrovasküler (SVO)	Evet
11	suh11	M	41	Epilepsi	Hayır
12	suh12	M	47	Epilepsi	Evet
13	suh13	M	34	Epilepsi	Evet
14	suh14	M	29	Baş ağrısı	Hayır
15	suh15	F	60	Ensefalit	Evet
16	suh16	F	25	Epilepsi	Evet
17	suh17	M	85	Epilepsi	Evet
18	suh18	F	61	Epilepsi	Hayır
19	suh19	M	71	Baş dönmesi	Hayır
20	suh20	F	36	Epilepsi	Evet
21	suh21	F	65	Epilepsi	Evet
22	suh22	F	61	Epilepsi	Hayır
23	suh23	F	56	Epilepsi	Evet
24	suh24	F	43	Yaygın anksiyete bozukluğu	Hayır
25	suh25	M	57	Epilepsi	Hayır
26	suh26	M	79	HT- Miyoklonik nöbet psikojenik	Evet
27	suh27	M	44	Epilepsi	Hayır
28	suh28	M	44	Titreme ağrı	Evet
29	suh29	M	55	Parkinson	Evet
30	suh30	F	33	Epilepsi	Hayır
31	suh31	M	29	Epilepsi	Evet
32	suh32	F	36	Epilepsi	Hayır

Çizelge 4.2’de SÜH veri setindeki hastaların bazı istatistiksel özellikleri yer almaktadır. Çizelge 4.2’de görüldüğü gibi veri setinde yer alan 20 erkek ve 12 kadın hastanın genel yaş ortalaması 45’tir. Ayrıca 20 erkek hastanın yaş ortalaması 45, 12 kadın hastanın yaş ortalaması ise 44’tür. Veri setinde yer alan hastaların bir kısmı ilaç tedavisi alırken (18’i ilaç alan hastalar), diğerleri ise ilaç tedavisi (14’ü ilaç almayan hastalar) almamıştır. Veri setindeki bu hastaların büyük bir kısmı (22 kişi) epilepsi teşhisi konulan kişilerden oluşmaktadır. Diğer taraftan çeşitli sebeplerden hastaneye gelen hastalardan 10 kişiye ise baş ağrısı, ensefalit, titreme ağrı vb. çeşitli nörolojik hastalık tanısı konmuştur. Cinsiyete göre hastalıkların dağılımı ve hasta sayılarının

birbirine oranı gibi diğer tüm istatistiksel özellikler, yine bu Çizelge 4.2’de ayrıntılı bir şekilde verilmiştir.

Çizelge 4.2. Çalışmaya dahil edilen hastaların istatistiksel özellikleri

Özellikler	Değer
Hasta sayısı	32
Hastaların yaş ortalaması	45
Minimum yaş	19
Maksimum yaş	85
Erkek/Kadın sayısı	20/12
Erkeklerin yaş ortalaması	45
Kadınların yaş ortalaması	44
Epilepsi	22
Erkek	12
Kadın	10
Diğer hastalıklar	10
Erkek	8
Kadın	2
İlaç durumu (Evet/Hayır)	18/14

4.1.2. Boston Çocuk Hastanesi (CHB-MIT) veri seti

Çalışmada kullanılan halka açık olan ilk veri seti Boston Çocuk Hastanesi’nden (CHB-MIT) alınan veri setidir (Goldberger ve ark., 2000). Bu veri seti pediatrik (çocuk ve genç) hastaların inatçı ataklarını içeren EEG kayıtlarından oluşmaktadır. Pediatrik hastaların EEG sinyallerinin frekans ve dalga biçimlerinin yetişkin EEG sinyallerinin frekans ve dalga biçimlerinden farklıdır. CHB-MIT veri setinde bulunan 23 hastadan 3 hastanın (bch04, bch18 ve bch19) yaşları 18 yaşın üzerinde olduğundan, CHB-MIT veri setinde yer alan sadece bu üç hastanın EEG kayıtları bu tez çalışmasında kullanılmıştır. Bu hastaların atak içeren EEG kayıtları ve klinik bilgileri Çizelge 4.3’te verilmiştir. Atak içeren EEG kayıtlarına göre bch04 için 3 EEG kaydı, bch18 için 6 EEG kaydı, bch19 için ise 3 EEG kaydı bulunmaktadır. Ayrıca bu hastaların EEG kayıtları incelendiğinde, literatürde 28 kanallı olduğu belirtilen (bch18 ve bch19) iki hastanın EEG kayıtlarındaki beş kanalda sinyal bulunmadığı belirlenmiştir. Bu nedenle sinyal içermeyen bu boş kanallar EEG kaydından çıkarılmıştır. Çizelge 4.3’te 28 olarak gösterilen kanal sayısı bu çalışmada 23’tür. CHB-MIT veri setinde yer alan EEG kayıtları 256 Hz örnekleme frekansı ile kayıt altına alınmıştır. Çizelge 4.3’de cinsiyet bölümünde verilen ‘E’ ifadesi erkek hastaları, ‘K’ harfi ise kadın hastaları göstermektedir. Ayrıca dosya boyutu olan 2560 ise her bir dosyanın içerdiği veriye işaret etmektedir.

Çizelge 4.3. CHB-MIT veri setinde yer alan 3 hastaya ait kişisel bilgiler

No	Hasta kodu	EEG kayıt no	Cinsiyet	Yaş (yıl)	Dosya boyutu	Kanal sayısı
1	bch04	bch04/bch04_05.edf	E	22	2560	23
2		bch04/bch04_08.edf				
3		bch04/bch04_28.edf				
4	bch18	bch18/bch18_29.edf	K	18	2560	28
5		bch18/bch18_30.edf				
6		bch18/bch18_31.edf				
7		bch18/bch18_32.edf				
8		bch18/bch18_35.edf				
9		bch18/bch18_36.edf				
10	bch19	bch19/bch19_28.edf	K	19	2560	28
11		bch19/bch19_29.edf				
12		bch19/bch19_30.edf				

4.1.3. Bonn Üniversitesi Epileptoloji Anabilim Dalı (BONN) veri seti

Çalışmada kullanılan bir diğer halka açık veri seti ise Bonn Üniversitesi Epileptoloji Anabilim Dalından (BONN) alınan veri setidir (Andrzejak ve ark., 2001). Örnekleme frekansı 173.61 Hz olan BONN veri seti 5 farklı kayıt türünden (A,B,C, D ve E) oluşmaktadır (Çizelge 4.4). Çizelge 4.4'deki A ve B olarak harflendirilen kayıtlar sağlıklı bireylerin EEG kayıtlarını, Çizelge 4.4'deki C, D ve E olarak harflendirilen kayıtlar ise epilepsi hastası olan kişilerden alınan EEG kayıtlarını göstermektedir. BONN veri setinde yer alan bu kayıt türlerinin her biri (A, B, C, D ve E) 100'er kayıttan oluşmakta olup, BONN veri setinde toplamda 500 EEG kaydı bulunmaktadır.

Çizelge 4.4. BONN veri setine ait bilgiler

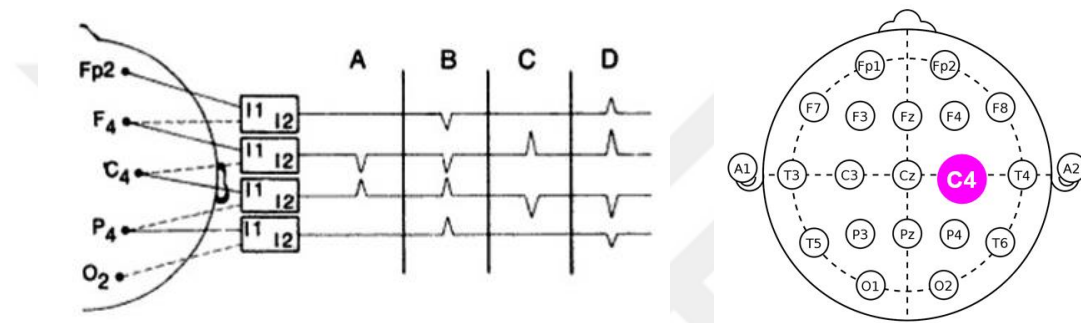
	Durum	Elektrot tipi	Elektrot yerleşimi
Sağlıklı bireyler	A	Gözler açık – uyanık	Yüzey
	B	Gözler kapalı – uyanık	Yüzey
Epilepsili bireyler	C	Atak geçirmemiş	10/20 Epileptojenik bölge karşısında
	D	Atak geçirmemiş	Epileptojenik bölge içinde
	E	Atak geçirmiş	Epileptojenik bölge içinde

4.2. Pik Bulma (iPeak) Metodu ile Faz Karşılaşmalarının Tespiti

İki kutuplu elektrot çiftleri, güçlü ve yüksek derecede sınırlandırılmış bir negatif alanın bir tarafından diğer tarafına, uzunlamasına veya enine bir doğrultuda hareket eden bir sapma gerçekleştirir. İkinci elektrottan nispeten daha pozitif bir sapma gerçekleştiğinde ortaya çıkan bu değişime Faz Karşılaşmaları (FK) adı verilir. 180° faz ayrılığı olan ve birbirine bakan yöndeki bu FK iki kutuplu kayıtlarda EEG potansiyellerinin kaynağının en büyük göstergesidir. Bu montaj türünde ortaya çıkan FK, lokalize (tek bir odak noktası) olarak bir epileptiform deşarja işaret etmekte olup,

keskin fokal anormalliklerin lokalizasyonunda kullanılmaktadır (Gil-Nagel ve Abou-Khalil, 2012; Sadock ve Sadock, 2008).

Şekil 4.2’de pozitif ve negatif yönde oluşan dalgalar ve oluşturdukları FK gösterilmiştir. Şekil 4.2’de A ile gösterilen kısımda F4-C4 arasında negatif yönde, C4-P4 arasında ise pozitif yöndeki bir sapma ile bir FK görülmektedir. Şekil 4.2’de B ile gösterilen kısımda ise tipik bir FK izlenmektedir. Bu durumda C4 odak noktasında nörolojik yönde bir bozukluk olduğu düşünülebilir. Öte yandan Şekil 4.2’de C ve D ile gösterilen kısımlarda sinyaller ters yönlerde olduklarından, buralarda herhangi bir FK’ndan bahsedilemez (Nidermeyer, E., da Silva 1993).

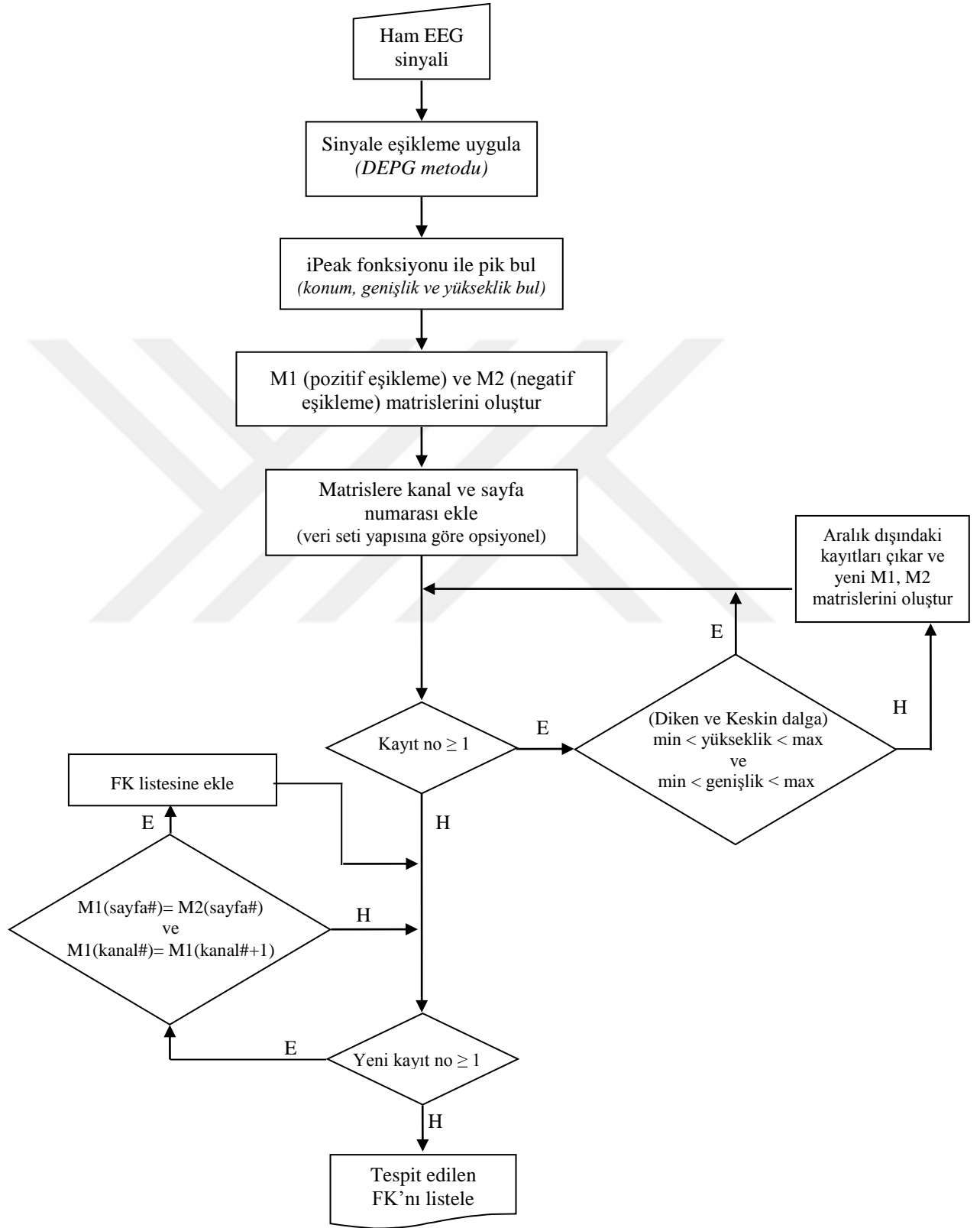


Şekil 4.2. İki kutuplu montaj ile kaydedilen EEG sinyalinde FK gösterimi (I1, giriş 1; I2, giriş 2)

Uzun EEG kayıtlarının incelenmesi sırasında epileptiform yönünde değerlendirilen bu FK’nın manuel olarak gözlenmesi genellikle zahmetli ve uzun zaman almaktadır. Ayrıca bu işlem sırasında gözden kaçırma gibi problemlerle sıkça karşılaşmaktadır. Bu nedenle FK’nın tespit edilmesi için otomatik sistemlere ihtiyaç vardır. Geliştirilen pik bulma (iPeak) fonksiyonu sayesinde FK otomatik olarak tespit edilmiştir. iPeak fonksiyonu, zaman serisi verileri için etkileşimli bir tepe bulma tekniğidir. Bir sinyaldeki tepe noktalarını tespit ederken, bu tepe noktalarının konumlarını, yüksekliklerini, genişliklerini ve/veya alanlarını hesaplar.

Bu fonksiyonun temel çalışma prensibinde veriler, tek bir vektörde, bir çift vektörde veya ilk sütunda bağımsız değişken ve ikinci sütunda bağımlı değişken olacak şekilde bir matrise alınır. İstenen tepeler tespit edilirken, çok küçük, çok geniş veya çok dar olan tepelerin yok sayılması için genişlik, eğim eşiği ve genlik eşiği ayarlanır. Bu fonksiyon, tepe konumlarını ve yükseklikleri doğru bir şekilde ölçmesinin yanı sıra, tepe noktaları Gauss (veya Lorentziansa, findpeaksL) şeklinde olduğunda tepe genişlikleri ve alanlarının ölçümleri en doğru şekilde yapar (O’Haver, 2008).

Bir EEG sinyalinde FK'nın tespiti sırasında izlenen işlem adımları Şekil 4.3'te akış şeması ile gösterilmiştir.



Şekil 4.3. FK tespiti için izlenecek aşamalara ait akış şeması

Şekil 4.3'deki akış şemasında da görüldüğü gibi ilk aşama eşikleme işlemidir. Eşikleme işleminde Dalgacık Eşiği Parazit Giderme (DEPG) ile EEG sinyalindeki belirli sinyallerin altında kalan düşük genlikli sinyaller giderilmiştir. Bu işlem gerçekleştirilirken 18 kanaldan oluşan SÜH veri setindeki EEG kayıtlarındaki 1. ve 17. Kanallar için pozitif, 2. ve 18. kanallara ise negatif yönde eşiklemeye tabi tutulmuştur. Ardından elde edilen sinyaldeki pikler *ipeak.m* fonksiyonu ile belirlenmiştir. Bu piklere ait bilgiler M1 ve M2 olarak isimlendirilen matrislere kaydedilmiştir. Ancak M1 ve M2 matrislerinde bulunan tüm pikler diken ve keskin dalga aralıklarını içermediğinden hesaplanan aralık dışında kalan pikler her iki matristen çıkarılmıştır. Böylelikle FK araması yapılacak matris boyutu azaltılarak daha hızlı bir işlem gerçekleştirilmiştir. Diken ve keskin dalga aralıklarına girmeyen piklerin çıkarılması ile elde edilen yeni matrislere sayfa ve kanal numaraları eklenmiştir. Ardından bu sayfa ve kanal numaraları kullanılarak FK olan yerler tespit edilmiştir. Böylelikle aynı sayfada meydana gelen ve birbirine zıt yönde olan pikler tespit edilebilmiştir.

4.3. MeanPeakProminence (MPP) Metodu ile Yavaş Dalga (YD) Tespiti

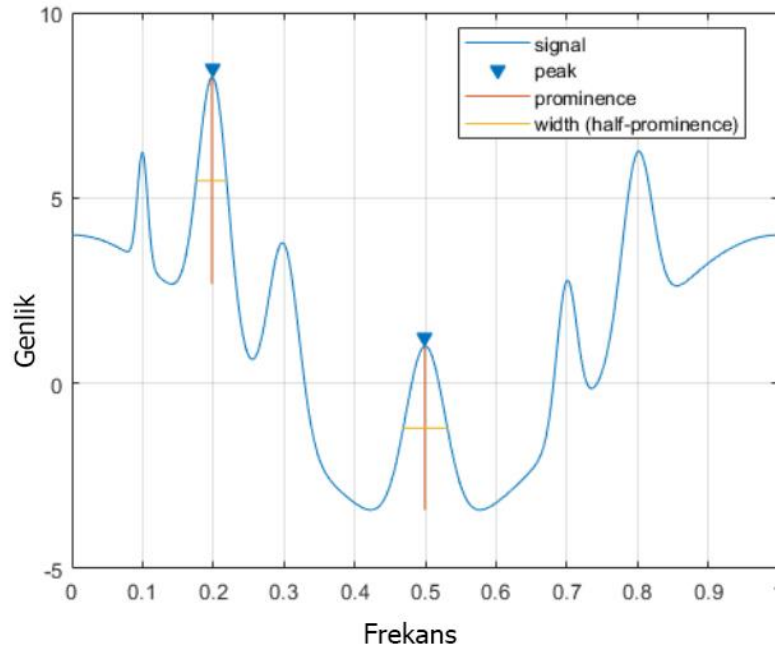
MeanPeakProminence metodunun amacı, öne çıkan bir tepenin iç yüksekliği ile diğer tepelere olan konumuna göre bu tepenin ne kadar öne çıktığını ölçmektir. Bu yöntem, mutlak değere göre seçimin aksine daha belirgin olan tepeyi tespit etmek için kullanılır. Bu metod her komşu tepe noktasını birbiriyle karşılaştırır ve yalnızca belirtilen seviye için en önemli olan tepe noktalarını tespit eder.

MPP metodu ile herhangi bir tepe noktasının belirginliği ölçülürken, aşağıdaki adımlar uygulanır:

- I. İlk olarak tepeye bir işaretleyici yerleştirilir.
- II. Aşağıdaki işlemlerden herhangi biri yapılan kadar yatay bir çizgi tepe noktasından sola ve sağa doğru uzatılır.
 - Daha yüksek bir tepe noktası olduğunda bu sinyal geçilir.
 - Değilse, hat sinyalin sol veya sağ ucuna iletilir.
- III. Adım 2'de tanımlanan iki aralığın her birinde sinyalin minimum değeri hesaplanır. Bu nokta bir vadi veya sinyal uç noktalarından biridir.
- IV. Bu iki aralık minimum değerden yüksek olduğunda o tepe göze çarpar.

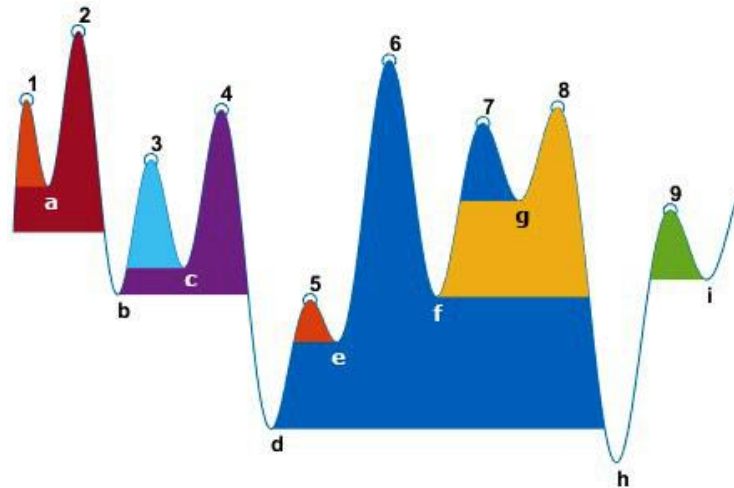
Şekil 4.4'te MPP ile bir sinyalin önemli tepe noktalarının belirlenmesini gösteren bir sinyal örneği verilmiştir (Anonymous, 2012). Şekil 4.4'te öne çıkma değeri en az 4 olan tepeler işaretlenmiştir. Yukarıda bahsedilen işlem adımlarına göre, önce bir

tepe üzerine bir işaretleyici yerleştirilir ve ardından bu tepeden daha yüksek tepeler aranır. İşaretlenen bu tepe noktası, iki aralığın minimum değerinden daha yüksek olduğunda bu tepe noktası belirlenir. Şekil 4.4'te x koordinat değerinin 0,2 ve 0,5 olduğu yerlerdeki tepe noktalarının işaretlendiği görülmektedir. Bu tepe noktalarının yükseklik değerlerine baktığımızda işaretlenen her iki tepenin dikey turuncu ile gösterilen yüksekliklerinin verilen öne çıkma değerine (4) eşit veya büyük olduğu gözlenmektedir. Şekil 4.4'teki diğer tepeler ise, 4 olan öne çıkma değerinden küçük olduğundan, bu tepeler işaretlenmemiştir. Öne çıkan tepe noktaları belirlenirken MPP metodu ile aynı zamanda yarım öne çıkma değerine (2 için) uyan tepeler de araştırılmaktadır.



Şekil 4.4. Bir sinyalin önemli tepelerinin grafiksel gösterimi (öne çıkma değeri 4 için)

MPP metodunun daha iyi anlaşılabilmesi için bir sinyalin önemli tepe noktalarını saptamak için izlenen adımlar, başka bir sinyal kullanılarak adım adım açıklanmıştır (Şekil 4.5). Gerçekleştirilen işlem adımları Şekil 4.5'te ve Çizelge 4.5'te ayrıntılı bir şekilde verilmiştir (Anonymous, 2020b). Şekil 4.5'teki sinyalin tepe noktaları incelendiğinde, sinyalin sol aralık değeri için soldaki son değeri, sağ aralık değeri için tepe 2'yi geçtiği görülmektedir. Sonuç olarak, 1 numaralı tepe için en yüksek minimum tepe "a" olarak belirlenmiştir.



Şekil 4.5. MinPeakProminence ile bir sinyalin tepe noktalarının tespiti

Çizelge 4.5'te açıkça gösterildiği gibi, bu yöntemle her bir tepe, minimum iç yüksekliğe ve diğer tepelerin konumuna uygun olarak ayrı ayrı tespit edilmektedir.

Çizelge 4.5. Pik tespitinde kullanılan en düşük ve en yüksek değer aralıkları

Pik sayısı	Sol aralık pik ve aşağıdakiler arasında yer almaktadır	Sağ aralık pik ve aşağıdakiler arasında yer almaktadır	Sol aralıktaki en düşük nokta	Sağ aralıktaki en düşük nokta	Referans seviyesi (En yüksekten en düşüğe)
1	Sol bitiş	Pik nedeniyle kesişme 2	Sol bitiş noktası	a	a
2	Sol bitiş	Sağ bitiş	Sol bitiş noktası	h	Sol bitiş noktası
3	Pik nedeniyle kesişme 2	Pik nedeniyle kesişme 4	b	c	c
4	Pik nedeniyle kesişme 2	Pik nedeniyle kesişme 6	b	d	b
5	Pik nedeniyle kesişme 4	Pik nedeniyle kesişme 6	d	e	e
6	Pik nedeniyle kesişme 2	Sağ bitiş	d	h	d
7	Pik nedeniyle kesişme 6	Pik nedeniyle kesişme 8	f	g	g
8	Pik nedeniyle kesişme 6	Sağ bitiş	f	h	f
9	Pik nedeniyle kesişme 8	Sağ bitiş noktası nedeniyle kesişme	h	i	i

4.4. Gürültü Giderme Metotları

Gürültü gidermede amaç, gürültülerin iyi bir şekilde tanımlanmasını, böylelikle bu gürültülerin ilgili kayıttan kaldırılarak daha iyi bir analiz için temiz bir kayıt elde edilmesini sağlamaktır (Bajpai ve ark., 2018). Bu sayede gürültüden arındırılmış EEG sinyallerindeki önemli dalga/dalgaların daha kısa sürede incelenebilmesi mümkün olabilmektedir. Literatürde yer alan ve EEG sinyallerindeki gürültülerin (EMG, EOG ve EKG gibi) giderilmesinde kullanılan metotlar aşağıda verilmiştir.

EEG sinyallerindeki gürültülerin giderilmesinde kullanılan metotlardan biri regresyon metodudur. Bu metot her kanalın saf EEG verilerinin kümülatif toplamı ve gürültü oranının olduğu varsayımına dayanan geleneksel bir metoddur (Sweeney ve ark., 2012). Regresyon metodunun çalışma prensibinde ilk önce iletim faktörleri ve referans kanalı ile EEG kanalı arasındaki genlik ilişkisi tanımlanır. Ardından tahmini gürültüler EEG sinyallerinden çıkarılır.

EEG sinyalindeki gürültülerin gideriminde kullanılan diğer bir metot ise Dalgacık Dönüşümü (DD, Wavelet Transform-WT)'dür. Bu metot gürültü gidermede sıklıkla kullanılan, en etkili olan metotlardan biridir. Zaman-frekans analizine dayanan bu metot (Adeli ve ark., 2003), yüksek frekanslar için dar, düşük frekanslar için geniş olacak şekilde değişen pencere boyutlarına sahiptir. Böylelikle bütün frekans aralıklarında optimum zaman-frekans çözünürlüğü sağlanır (Daubechies 1990). Ardından DD ile ayrıştırılan EEG sinyallerindeki gürültülerin giderilmesi için eşikleme uygulanır (Safieddine ve ark., 2012).

Bir diğer EEG gürültü giderme metodu, Temel Bileşen Analizi (TBA, Principal Component Analysis-PCA)'dir. Kovaryans matrisinin öz değerlerine dayanan ve yaygın olarak kullanılan bu algoritmanın amacı, orjinal veri setinde mevcut olan varyasyonları mümkün olduğunca koruyarak verilerin boyutsallığını azaltmaktır (Lakshmi ve ark., 2017) Fakat sürüklenme potansiyeli ve EEG verileri benzer olduğunda, gürültüleri ayırmada çok iyi sonuçlar verememektedir (Lakhina ve ark., 2010).

Bağımsız Bileşen Analizi (BBA, Independent Component Analysis-ICA), sinyal kaynaklarının ve gürültülerin anlık doğrusal karışımları olduğunun varsayımından yola çıkan bir algoritmadır (Somers ve Bertrand, 2016). Gözlemlenen sinyali bağımsız bileşenlere ayrıştırır ve EEG sinyallerinin kaynak ayrımında daha etkili ve esnek bir yapı sunar (Jiang ve ark., 2019; Wallstrom ve ark., 2004).

EEG sinyalindeki gürültülerin gideriminde kullanılan diğer bir yöntem Kanonik Korelasyon Analizi (KKA, Canonical Correlation Analysis-CCA)'dir. KKA metodu, ikinci derece istatistikleri kullanır. Bu yöntem iki veri seti boyunca ikili korelasyonları maksimize eder. Böylelikle iki çok boyutlu rasgele değişken arasındaki doğrusal ilişkiyi bulur (Borga ve Friman, 2002; Dong ve ark., 2015).

EEG sinyalindeki gürültülerin gideriminde kullanılan diğer bir metot ise filtreleme metodudur. Filtreleme ile istenmeyen sinyaller engellenirken, sistemin çalışmasına uygun olan sinyaller filtreden geçirilmektedir. Filtreleme işlemi, klasik filtrelerle (alçak geçiren, yüksek geçiren, bant geçiren, median filtreleme ve sıfır faz

filtreleme gibi) yapılabileceği gibi, aynı zamanda Adaptif Filtreleme (AF, Adaptive Filtering-AF) ile de gerçekleştirilebilir. Bu tez çalışmasında AF metotlarından biri olan NEKOK ile SFF ile EEG sinyalindeki EKG gürültüleri giderilmiştir. Bu nedenle tezde kullanılan bu metotlara ait bilgiler aşağıda verilmiştir.

4.4.1. Normalleştirilmiş En Küçük Ortalama Kareler algoritması (NEKOK, Least Mean Squares-NLMS)

AF teorileri ve uygulamaları 1950'lerin sonlarına doğru ortaya çıkmıştır. AF teorileri, Widrow ve arkadaşlarının 1959 yılında Stanford Üniversitesinde yapmış oldukları ve desen tanıma makinalarında kullanılmak üzere geliştirdikleri En Küçük Ortalama Kareler (EKOK, Least Mean Squares-LMS) algoritması (Graupe ve Efron, 1991; Koyuncu 2006) ve sonrasında 1970'lerin ortalarındaki sayısal teknolojinin ilerlemesiyle popüler hale gelmiştir.

AF, haberleşme, görüntü işleme, gürültü ve yankı giderme, işaret bulma, spektrum analizi, kontrol sistemleri, sismoloji ve biyomedikal elektronik gibi birçok farklı alanda başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Birçok alanda kullanılmasıyla birlikte genel olarak uygulama alanları temelde dört sınıfa ayrılmaktadır (Li ve ark., 2004):

Sistem Kimliklendirme: Adaptif süreç hata işaretinin gücünü indirgemeye çalışırken bilinmeyen sistemin darbe cevabını tahmin eden bir yöntemle filtre katsayıları ayarlanmaktadır. Bilinmeyen bir sistemin karakteristiklerini tahmin etmek için kullanılmaktadır

Sistem Modelleme: Kimliklendirmenin aksine ters darbe cevabı tahmin edilmektedir.

Kestirim: Burada gürültü değeri periyodik işarete eklenmektedir. AF'nin çıkışı periyodik işaretin optimal tahminidir.

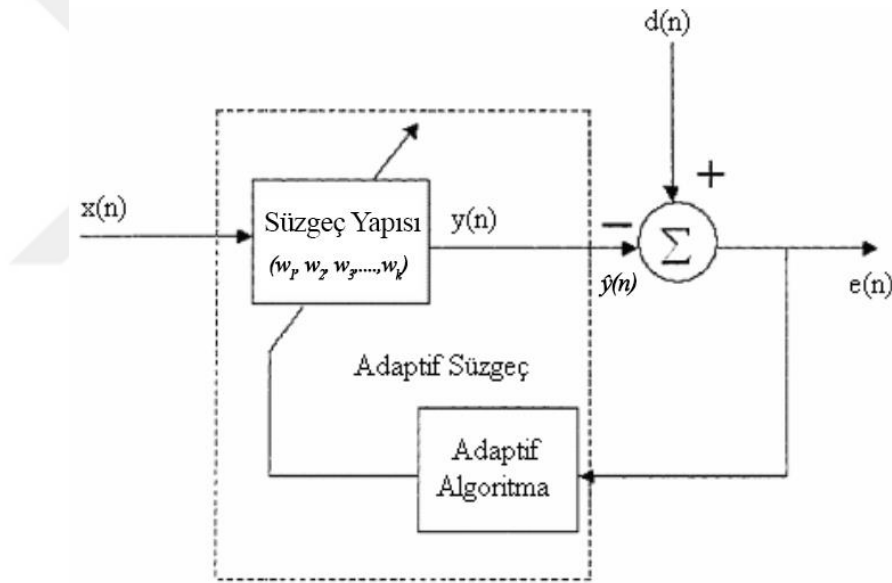
Gürültü Giderme: Sinyal işlemede esas problem alınan bir gürültülü işareten istenen işaretin elde edilmesidir. Eğer sinyal bilinen bir spektruma sahip ise ve bu spektrum gürültü ile üst üste binmemiş ise işaret, geleneksel yani klasik yapıdaki filtreleme ile kolaylıkla tekrar elde edilebilir. Ancak bu durum durağan olmayan EEG sinyalleri gibi sinyallerde nadir olarak gerçekleşmektedir.

Normal sabit bir filtre, işaretin ve istenmeyen gürültünün her ikisinin de istatistiklerinin önceden bilinmesiyle tasarlanmaktadır. Oysa AF, yinelemeli (recursive) algoritmalar vasıtasıyla değişen çevre parametrelerine göre sürekli değişen filtrelerdir.

Genel olarak AF, filtre yapısı ve adaptif algoritması olmak üzere iki kısımdan oluşmaktadır (Şekil 4.6) (He ve ark., 2004).

AF'nin Karakteristikleri

- Değişen çevre ve sistemlere göre kendilerini otomatik olarak ayarlayabilirler (Storn, R., Price 1997).
- Bazı problemlere göre özel filtreler yapmaya ve karar almaya yönelik eğitilebilirler.
- Genellikle zamanla değişen parametreleriyle, doğrusal olmayan bir sistem olarak tanımlanabilirler.
- Yapıları karışık ve daha zor analiz edilirler. Fakat giriş işaretleri bilinmediği veya zamanla değiştiğinde, sistem başarımını arttırmak için farklı olasılıklar sunarlar.



Şekil 4.6. AF'nin bileşenleri (Yiğit 2007)

Filtre için giriş işareti $x(n)$ bir bilgi dizisidir. Filtre katsayıları w_k 'lar vasıtasıyla üretilen $y(n)$ çıkışıdır. Filtre çıkış dizisi $\hat{y}(n)$, istenen işaret $y(n)$ 'in tahmini değeri olduğundan çıkış veya tahmini hata,

$$e(n) = y(n) - \hat{y}(n) \quad (4.1)$$

şeklinindedir. Giriş işareti $x(n)$ ve çıkış işareti $e(n)$ 'e göre, adaptif algoritma bir maliyet fonksiyonunu minimize etmek üzere filtrenin ağırlıklarını, yani parametrelerini güncellenmektedir.

AF, ağırlıkları optimizasyon algoritmasına göre yinelemeli olarak ayarlayarak ve bunu yapay sinyallerle EEG'den çıkararak birincil girişteki yapay kirlenme miktarını nicelleştirmektedir (Marque ve ark., 2005). Birincil girdi, temiz ve saf EEG verilerinin bir karışımı olup, aşağıdaki formüle sahip bir yapay kaynak ile modellenmektedir:

$$EEG_{pri}(n) = EEG_{pure}(n) + N(n) \quad (4.2)$$

Burada EEG_{pri} ve EEG_{pure} sırasıyla birincil sinyali ve istenen sinyali temsil etmektedir. N ise kaldırılmak istenen yapıya göre bir EOG veya bir EKG gürültüsü olan gürültü sinyalini temsil etmektedir. Saf EEG sinyali (EEG_{pure}) elde etmek için, uyarlanabilir filtrenin ağırlık parametresinin yükseltilmesine yardımcı olmak için bir optimizasyon algoritması kullanılmaktadır (He ve ark., 2004).

AF'nin ağırlıklarını yenilemek için birçok algoritma mevcuttur. Bu algoritmalar genel olarak Wiener Filtre teorisi tabanlı En Küçük Ortalama Kareler (EKOK, Least Mean Squares - LMS) algoritması ve Kalman Filtre teorisi tabanlı Yinelemeli En Küçük Kareler Algoritmasıdır (YEKK, Recursive Least Squares-RLS). Her iki algoritmanın birbirlerine göre üstünlükleri bulunmakla birlikte, EKOK algoritması basitliği ve keskinliği nedeniyle çok daha geniş uygulama alanı bulmuştur.

EKOK algoritması, stokastik türe ve dayalı gradyan bir algoritmadır ve maliyet fonksiyonunu (cost function) minimize etmeye çalışır. Algoritmanın en önemli özelliği çok basit bir yapıya sahip olmasıdır (Storn ve Price, 1997). Çıkış işareti olan $y(n)$ Eşitlik 3.3'teki formül ile hesaplanmaktadır.

$$y(n) = W_n^T X_n \quad (4.3)$$

Burada,

$$W(n) = [w_n(0), w_n(1), \dots, w_n(N-1)]^T \quad (4.4)$$

W_n , n . iterasyonda FIR süzgecin katsayı vektörüdür ve N ise süzgeç uzunluğudur.

$$X_n = [x_n, w_{n-1}, w_{n-2}, \dots, w_{n-N+1}] \quad (4.5)$$

X_n ise n . iterasyonda adaptif süzgecin giriş vektörüdür.

EKOK algoritmasında matris ters alma veya ilinti matrisleri hesabı gerekmediğinden en sade ve hesapsal karmaşıklığı en az olan algoritmadır. Bu algoritma süzgeç katsayılarını Eşitlik 3.6'daki formül ile yeniler:

$$W_{n+1} = W_n + \mu e(n) X_n \quad (4.6)$$

Buradaki μ adım büyüklüğü olup, $\mu > 0$ olmalıdır. μ 'nün sıfırdan büyük olmasının sebebi her bir iterasyonda süzgeç katsayılarını elde edebilmektir. NEKOK algoritması ise aşağıdaki Eşitlik 3.7 ile tanımlanmaktadır (Chung ve ark., 1997).

$$w_k(n+1) = w_k(n) + \frac{\mu e(n) x_r(n)}{\sum_{k=0}^N x_r^2(n-k)} \quad 0 \leq k \leq N \quad (4.7)$$

4.4.2. Sıfır Faz Filtreleme

Sıfır Faz Filtreleme (SFF, Zero Phase Filtering-ZPF) metodu, yorumlanması oldukça güç ve karmaşık olan EEG sinyallerindeki gürültüleri azaltılırken, QRS-komplekslerini orjinal şekilde koruyan bir metottur. Bu nedenle bu tez çalışmasında SFF metodu alınmıştır. Ayrıca bu metodunun kullanılması ile birlikte, NEKOK filtrelemenin EEG sinyalindeki EKG gürültü giderimindeki etkilerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi de mümkün olmaktadır.

Bu metod, giriş verilerini hem ileri, hem de geri yönde işleyerek sıfır fazlı sayısal filtreleme gerçekleştirir. İleri yönde filtreleme işleminden sonra, filtrelenmiş diziyi tersine çevirir ve onu filtreden tekrar geçirir. Elde edilen bu dizi, tam olarak sıfır faz distorsiyonuna sahip olur ve filtre sırasını iki katına çıkarır.

SFF metodu, başlangıç koşullarını eşleştirerek, başlangıç ve bitiş geçişlerini en aza indirmeyi hedefler. Böylelikle hem gerçek, hem de karmaşık girdiler için filtreleme işlemi gerçekleştirir. İleri-ters filtrelemeye ek olarak, başlangıç koşullarını sinyalin DC bileşenine uyacak şekilde ayarlayarak ve giriş sinyalinin ters çevrilmiş, yansıtılan bir kopyasının birkaç filtre uzunluğunu önceden ekleyerek başlangıç geçişlerini en aza indirmeye çalışır (R. Wang ve ark., 2012).

4.5. Sınıflandırma Performans Kriterleri

Sınıflandırmadaki performansları değerlendirmenin en basit yolu, karışıklık matrisi (confusion matrix) analizidir (Batista ve ark., 2004). Karışıklık matrisi sınıflandırmadaki doğru ve yanlış tahminler hakkında detaylı bilgi sağlar. Genellikle matrisler şeklindeki verilerin performansını değerlendiren bu yöntemde, olası dört sonuç vardır (Çizelge 4.6). Bu olası sonuçlar; gerçek pozitif (GP, True Positive-TP), gerçek negatif (GN, True Negative-TN), yanlış pozitif (YP, False Positive-FP) ve yanlış negatiftir (YN, False Negative-FN) (Patil, T.R., Sherekar 2013), (Fawcett 2006).

Çizelge 4.6. Karışıklık matrisi ile elde edilebilecek olası sonuçlar

		Tahmini değerler	
		0	1
Gerçek değerler	0	GN (Hasta olmayana hasta değil demek)	YP (Hasta olmayana hasta demek)
	1	YN (Hasta olana hasta değil demek)	GP (Hastaya hasta demek)

Karışıklık matrisinde eğer örnek pozitif ise ve pozitif olarak sınıflandırılmışsa, GP; eğer negatif olarak sınıflandırılmışsa, GN; negatif ise ve negatif olarak sınıflandırılmışsa, YP; pozitif olarak sınıflandırılmışsa YN olarak ifade edilmektedir (Fawcett, 2006).

Sınıflandırma işleminin performansı, Duyarlılık (Sensitivity), Özgüllük (Specificity) ve Doğruluk (Accuracy) gibi istatistiksel parametreler vasıtasıyla hesaplanmaktadır (Eşitlik 3.8, 3.9 ve 3.10). Öte yandan, bir sistemin başarısını ölçmek için, sadece sınıflandırma doğruluğuna bakmak her zaman yeterli olmayabilir. Özellikle dengesiz veri setlerinde (imbalanced datasets) bu parametrelere ek olarak Keskinlik (Precision) (Eşitlik 3.11) ve F-Skor (F-Score) (Eşitlik 3.12) parametrelerine de bakmak yararlı olmaktadır.

Keskinlik değeri hasta olarak tespit edilenlerden kaç tanesinin gerçekten hasta olduğu bilgisini verirken, F-Skor, bir testin doğruluğunu ölçmek için kullanılır ve hassaslık kullanımını denetler. F-Skor değeri bir testin performans ölçümünü, hem hassasiyet hem de hatırlama yolu ile daha gerçekçi bir şekilde hesaplanmasını sağlar.

$$\text{Duyarlılık} = \frac{GP}{GP+YN} \quad (4.8)$$

$$\text{Özgüllük} = \frac{GN}{GN+YP} \quad (4.9)$$

$$\text{Doğruluk} = \frac{GP+GN}{GP+GN+YP+YN} \quad (4.10)$$

$$\text{Keskinlik} = \frac{GP}{GP+YP} \quad (4.11)$$

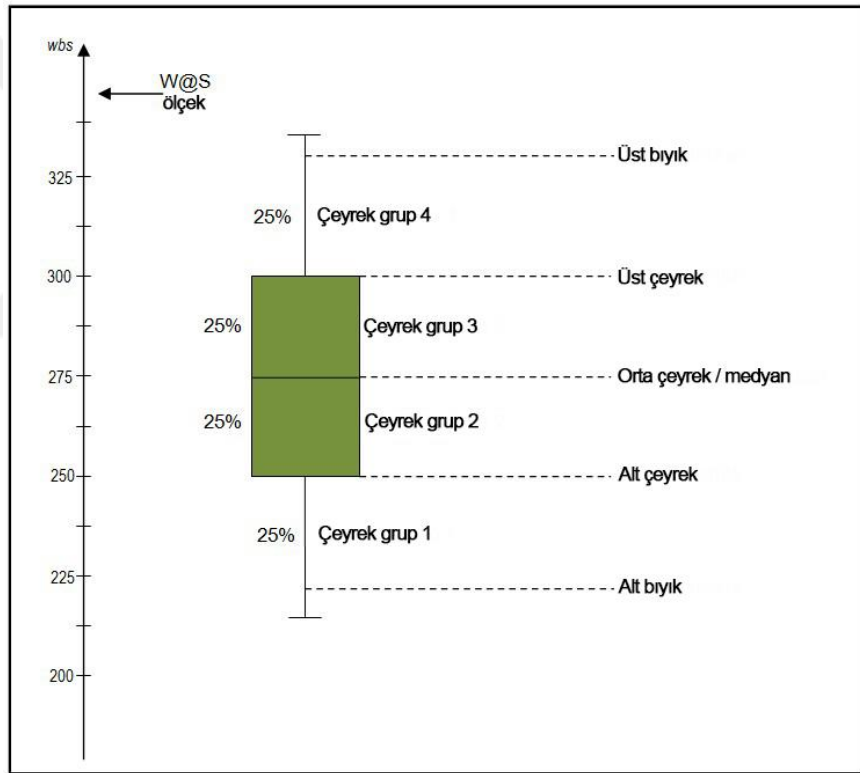
$$\text{F-Skor} = \frac{2GP}{2GP+YP+YN} \quad (4.12)$$

4.6. Kutu Grafiği

Kutu grafiği (yatay çizgi grafiği), nicel verilerin dağılımını, değişkenler arasında veya kategorik bir değişkenin seviyeleri arasındaki dağılımları ve çarpıklığı görsel olarak göstermek için kullanılan bir grafik türüdür (Anonymous6 2021).

Kutu grafiğinde bir veri kümesinin özeti minimum puan, birinci (alt) çeyrek, medyan, üçüncü (üst) çeyrek ve maksimum puan olmak üzere beş kısımdan oluşmaktadır (Şekil 4.7).

Veri kümesinin analizi, medyanın kutu üzerinde bulunduğu yere göre yapılmaktadır. Eğer medyan kutunun ortasında ve bıyıkları kutunun her iki tarafına eşit uzaklıkta ise dağılım simetriktir. Medyan kutunun altına daha yakın ve bıyık kutunun alt ucunda daha kısaysa, dağılım pozitif olarak çarpıktır. Diğer yandan, medyan kutunun üstüne yakın ve bıyık kutunun üst ucunda daha kısaysa, dağılım bu kez negatif olarak çarpıktır. Kutu grafiğinin bu özellikleri göz önüne alındığında veri kümesindeki ortalama doğruluk oranları, bu dağılımlar ve çarpıklıkların görsel olarak incelenmesi ile mümkün olmaktadır (Anonymous, 2021b).



Şekil 4.7. Kutu grafiği

5. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA

Klinik teşhislerde rutin olarak yapılan EEG kayıtlarının analizine duyulan ihtiyaç, otomasyon ve bilgisayar tekniklerinin kullanımını zorunlu kılmıştır. Bu nedenle objektif bir değerlendirme yapabilmek için, EEG işaretlerinin farklı yöntemlerle analiz edilmesi gerekmektedir. Son yıllarda geliştirilen yöntemlerin bazıları işaretlerin istatistiksel olarak analizi üzerinde yoğunlaşırken, diğer analiz yöntemlerinde özel dalga şekillerinin belirlenmesini üzerinde durulmuştur.

EEG sinyalinde ortaya çıkan pikler ve kompleksleri teşhis ve tedavi sürecinde oldukça önemlidir. Öte yandan EKG sinyalinin R-dalgası ile ortaya çıkan pikler beyinden kaynaklı bir pik olmayabilir. Bu nedenle EKG sinyalinden kaynaklanan gürültülerin giderilmesi gerekmektedir. EKG sinyali düzenli bir desene sahiptir ve bu nedenle sadece bir referans dalga formu (QRS-kompleks) kullanılarak EEG sinyallerinden çıkarılabilir. Bu tez çalışmasında, EEG sinyallerindeki EKG gürültülerinin giderilmesinin özel dalga şekillerinin (FK ve YD) tespitine olan etkileri incelenmiştir. Bunun için öncelikle ham EEG sinyallerindeki ve daha sonra EKG gürültüsü giderilen EEG sinyallerindeki FK ve YD'ların tespiti üzerine deneyler yapılmıştır.

5.1. EKG Gürültü Giderimi

Gürültüleri EEG sinyallerinden ayırmada, gürültülerin tanınması, kaynak tanımlanması ve ortadan kaldırılmasına yönelik yaklaşımlar, EEG'nin yanlış yorumlanma olasılığını azaltırken, olumsuz klinik sonuçların olasılığını da sınırlandırmaktadır (Bajpai ve ark., 2018). EEG işaretlerinin genlikleri çok düşük olduğundan bu tür hassas işaretlere çeşitli gürültüler kolayca karışabilmektedir.

EEG sinyallerinin kaydedilmesi sırasında, yüksek genlikli EKG sinyalleri gibi sinyaller, EEG sinyalini kirletebilmektedir. Bu nedenle bu tez çalışmasında EKG gürültüsü giderilmiştir.

EKG gürültülerinin gideriminden önce EKG sinyalindeki QRS-komplekslerinin tespit edilmesi gerekmektedir. R-dalgasının tespit edilmesi EKG sinyalindeki QRS-komplekslerinin tespitindeki ilk aşamasıdır. R-dalgası vasıtasıyla QRS-komplekslerini tespit etmek mümkündür. EKG sinyalindeki QRS-komplekslerinin tespiti için mevcut olan *R_peak_detect.m* fonksiyonu kullanılmıştır. Tez çalışmasında kullanılan fonksiyonunun sözde kodu (pseudo code) Çizelge 5.1'de verilmiştir.

Çizelge 5.1. *R_peak_detect.m* fonksiyonunun sözde kodu (pseudo code)

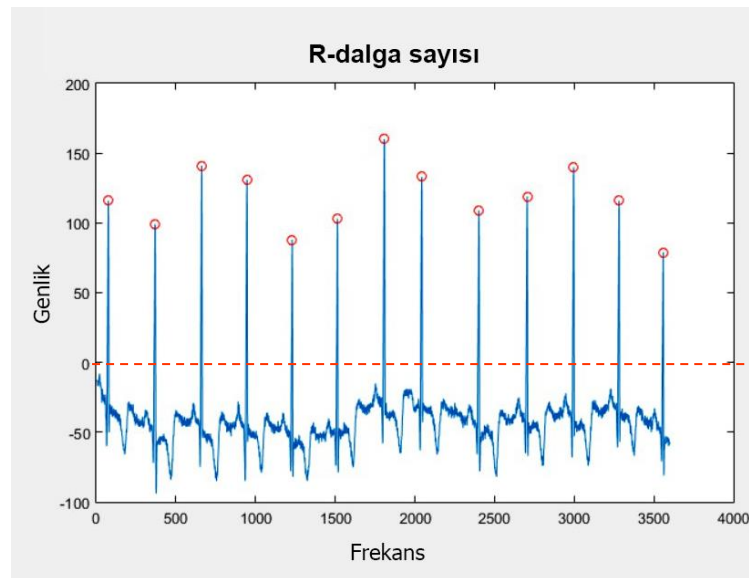
```

yükle   EKG sinyali
tanımla değişkenler
while   k=2:sinyal_uzunluğu-1
           karşılaştır (sig(k)>sig(k-1) && sig(k)>sig(k+1)&& sig(k)> 0)
           ekle konum_bilgisi
           arttır   kalp_atım_sayısı
end

```

R_peak_detect.m fonksiyonu, EKG sinyalindeki tepelerin tespit edilmesini sağlayan bir fonksiyondur. Bu fonksiyonun çalışma prensibi, sözde kodda da görüldüğü gibi sinyalin k. noktadaki değeri, bir önceki ve bir sonraki (k-1 ve k+1) değerlerle karşılaştırılmaktadır. Buradaki sinyalin k. noktasındaki değerin 0'dan büyük olup olmadığı da kontrol edilmektedir. Verilen bu sıfır değeri eşik değeri olarak ele alınabilir. Yani sıfırdan büyük olan tepe değerleri bulunmaktadır. Öte yandan herhangi bir değer verilmediğinde, EKG sinyalindeki tüm tepe noktaları elde edilecektir. Bu durumda QRS-kompleksinin belirlenmesi sırasında dikkate alınması gereken R-dalgaları yerine tüm tepeler bulunmuş olacaktır.

Şekil 5.1'de 3600 örnekten oluşan bir EKG sinyali ve mevcut *R_peak_detect.m* fonksiyonu ile bulunan R-dalgaları gösterilmiştir. Şekil 5.1'de sıfır noktası ise kesikli çizgi ile gösterilmiştir. Böylelikle bu çizginin altında kalan tepe noktaları değil, kırmızı daire ile işaretlenen R-dalgaları belirlenmiştir. R-dalgaların tespitinden sonra QRS-kompleksleri belirlenmiştir.



Şekil 5.1. Bir EKG sinyal örneği

Tespit edilen QRS-kompleksleri yardımıyla EKG gürültüsünün giderilmesi için Boston Beth İsrail Hastanesi (MIT-BIH) Polysomnography EEG (uyku EEG) veri setindeki bir EEG kaydı ile deneyler yapılmıştır (Goldberger ve ark., 2000). Bu veri setindeki slp01b kodlu hastanın EKG sinyali ve EKG gürültüsü içeren EEG sinyali Şekil 5.2’de verilmiştir. EKG gürültüsünün net bir şekilde gözlemlendiği slp01b verisi üzerinde gürültü giderimi gerçekleştirilmiştir. Şekil 5.2(a)’da EKG sinyali ve Şekil 5.2(b)’de ise EKG gürültüsü içeren EEG sinyali görülmektedir. Şekil 5.2(b)’de EEG sinyalindeki yeşil daire ile işaretli olan yerlerdeki genlikler oldukça yüksek olmakla birlikte, aynı zamanda Şekil 5.2(a)’daki EKG sinyalinin QRS-kompleksine oldukça yakındır. Böylelikle zaman-frekans domeninde EEG sinyalinin EKG sinyali ile kirlendiği açık bir şekilde gözlemlenmektedir.



Şekil 5.2. MIT-BIH veri seti (a) EKG sinyali (b) EKG gürültüsü içeren EEG sinyali

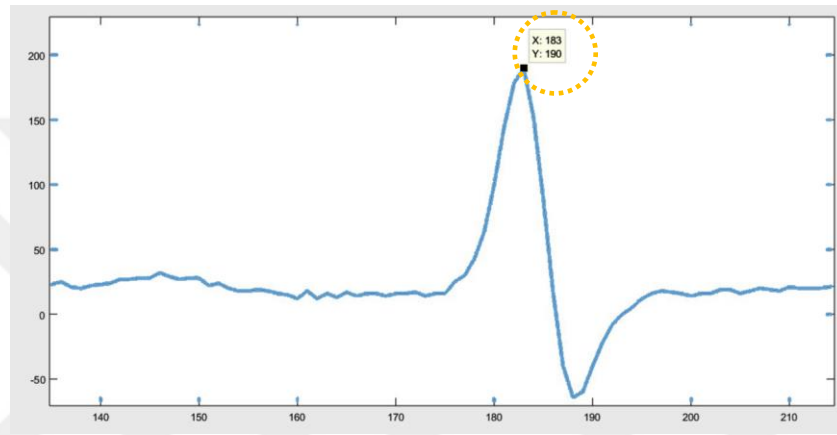
Aşağıda EKG gürültüsünün giderilmesi için gerçekleştirilen işlem adımları örnek bir veri (MIT-BIH veri seti - slp01b verisi) kullanılarak adım adım açıklanmıştır.

EKG Gürültü Giderimi - İşlem Adımları

Adım 1. Elektrokardiyogram (EKG), bir kalp döngüsü sırasında kalbin miyokardının elektriksel aktivitesinin kayıt edildiği bir tekniktir. EKG, vücut yüzeyine elektrotlar yerleştirilerek kaydedilir ve bu sayede kalp aktivitesinin genel bir görünümü elde edilir. EKG sinyali, tekrarlayan bir P, QRS, T dizisi ile karakterize edilmektedir (Webster, 1978). EKG'deki QRS-kompleksi veya R-dalgası, EEG'nin hassas elektrotları tarafından yüksek bir enerji aktivitesi olarak algılandığından, ilgili EEG kanalındaki sinyali kirlitebilir (Dai ve ark., 2019; Dora ve Biswal, 2019). Bu nedenle QRS-komplekslerinin tespiti, neredeyse tüm otomatik EKG analiz algoritmalarının temelini

oluşturmaktadır (Sadhukhan ve Mitra, 2012). EKG sinyalinde bulunan P ve T dalgaları ise kalpten ve suboptimal eksenden uzaklıktan dolayı EEG sinyallerinde görülmezler. Dolayısıyla EEG sinyallerindeki EKG sinyal gürültüsü kötü biçimlendirilmiş bir QRS-kompleksi şeklinde ele alınmaktadır. Bu nedenle EKG gürültü gideriminde EKG sinyalindeki P ve T dalgalarının tespit edilmesine gerek duyulmamaktadır.

Adım 2. R-dalgalarını tespit edebilmek için, mevcut olan *R_peak_detect.m* fonksiyonu kullanılmıştır (Şekil 5.3).



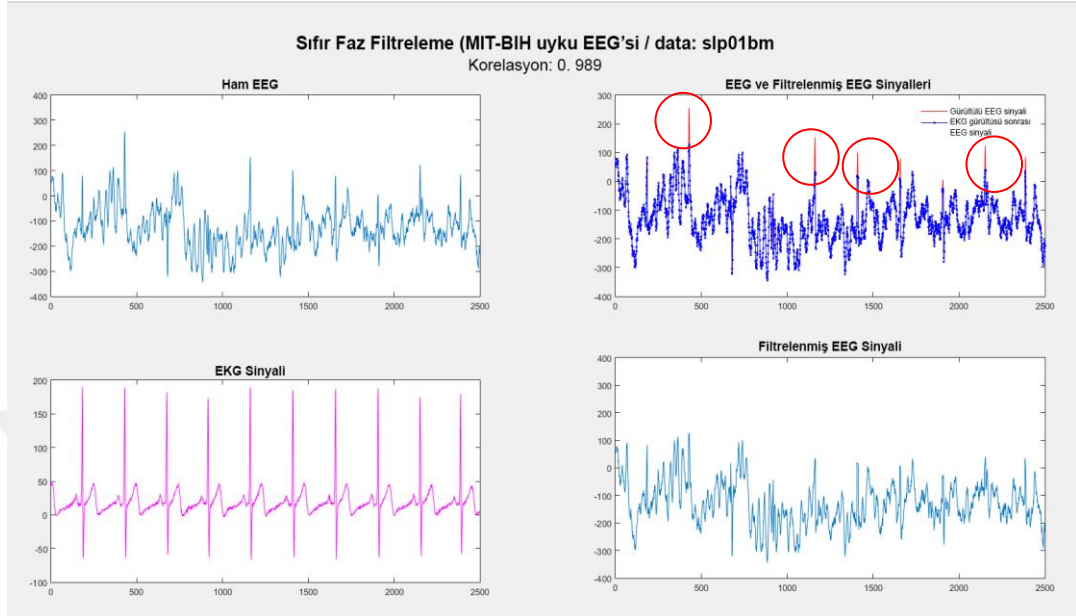
Şekil 5.3. MIT-BIH veri setindeki bir hastanın (slp01b) EEG sinyalindeki pik (183. saniyedeki pik değeri 190)

Adım 3. Elde edilen R-dalgaları vasıtasıyla QRS-kompleksleri hesaplanmıştır. Daha sonra filtreleme esnasında kullanılmak üzere bu QRS-kompleksinin konum bilgileri kayıt altına alınmıştır.

Adım 4. Bu adımda QRS-kompleksine denk gelen EEG sinyallerin olduğu yerlere filtre (SFF ve NEKOK filtreleme) uygulanmıştır. Böylelikle QRS-komplekslerinin görülmediği EEG kaydındaki diğer sinyaller aynen kalarak, sinyal kaybına uğramamıştır.

EKG gürültü giderimi için işlenen bu adımlar sonucunda elde edilen sonuçlar Şekil 5.4 ve Şekil 5.5'te verilmiştir. Şekil 5.4'de SFF filtreleme ile gerçekleştirilen EKG gürültü giderimi ile elde edilen sonuçlar gösterilmiştir. Şekil 5.4'de sırasıyla EKG gürültüsü içeren EEG sinyali, EKG sinyali, EKG gürültüsü giderildikten sonra elde edilen EEG sinyali ile ilk EEG sinyalinin birlikte gösterimi ve son olarak EKG gürültüsü giderilmiş EEG sinyali gösterilmiştir. Şekil 5.4'de sağ üstte bulunan sinyalde kırmızı olan sinyaller EKG gürültüsü içeren EEG sinyallerini, mavi olan sinyaller ise

EKG gürültüsü giderildikten sonra elde edilen EEG sinyallerini göstermektedir. Burada kırmızı daire ile işaretlenmiş olan yerler EKG gürültüsünün giderildiği yerleri göstermektedir.

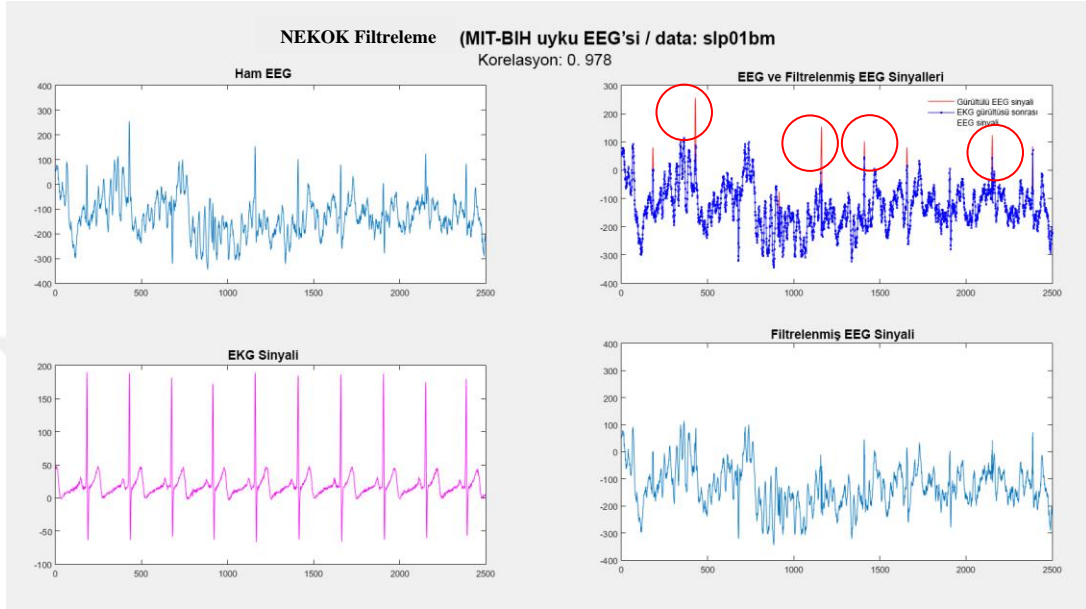


Şekil 5.4. MIT-BIH veri setindeki bir hastanın (slp01b) EEG sinyalindeki EKG gürültüsünün SFF ile giderimi

SFF uygulandıktan sonra elde edilen EEG sinyali ile ham EEG sinyali arasındaki korelasyon değeri hesaplandığında 0.989 olarak bulunmuştur. Bilindiği gibi korelasyon analizi ile değişkenler arasındaki ilişkinin yönü ve derecesi incelenmektedir. Korelasyon katsayısı -1 ile +1 aralığında olup, -1 değerine yakın olması değişkenler arasında negatif yönde, +1 değerine yakın olması ise değişkenler arasında pozitif yönde bir ilişki olduğunu göstermektedir. Bu çalışmada SFF ile elde edilen korelasyon değerine baktığımızda, +1 değerine çok yakın (0.989) bir korelasyon değeri olduğu görülmektedir. Bu durumda Şekil 5.4'de de görüldüğü gibi EKG gürültüsü EEG sinyalinden çıkarılırken, sinyalin diğer kısımları herhangi bir kayba uğramamıştır.

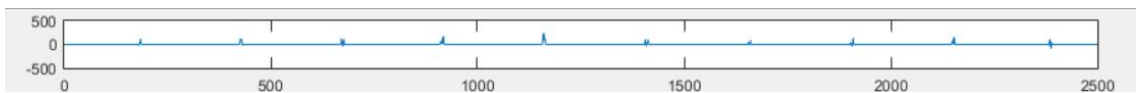
NEKOK filtreleme ile elde edilen sonuçlar ise Şekil 5.5'te verilmiştir. Şekil 5.5'te ham EEG sinyali, EKG sinyali, filtre öncesi ile filtre sonrası elde edilen EEG sinyali ve filtreleme sonrası elde edilen EKG gürültüsü giderimi sonrası elde edilen EEG sinyali gösterilmiştir. NEKOK filtreleme uygulandıktan sonra elde edilen sinyallerin arasındaki korelasyon değeri 0.978 olarak hesaplanmıştır. Burada elde edilen korelasyon değeri, ham EEG sinyali ile EKG gürültü giderimi sonrasında elde edilen EEG sinyali arasındaki ilişkiyi göstermektedir. Korelasyon değerinin 1'e yakın olması,

EEG sinyalindeki gürültü giderimi sonrasında, sinyalde bir bilgi kaybının yaşanmadığını göstermektedir. Her iki filtreleme metodu ile hesaplanan korelasyon değerleri yüksek bulunmuştur. Ayrıca bu korelasyon değerleri birbirine yakın olması, her iki filtreleme metodun EKG gürültü gideriminde kullanılabilirliğini göstermiştir.



Şekil 5.5. MIT-BIH veri setindeki bir hastanın (slp01b) EEG sinyalindeki EKG gürültüsünün NEKOK ile giderimi

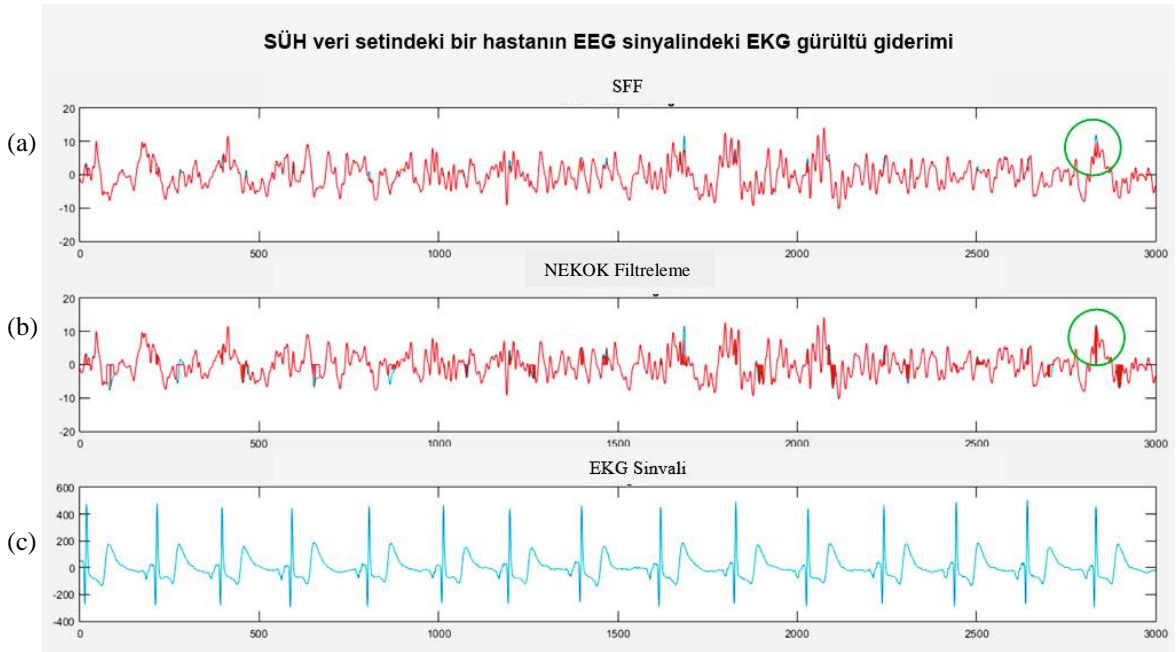
MIT-BIH veri setinde yer alan slp01b kodlu verisi ile gerçekleştirilen her iki filtreleme sonuçları birbiri ile karşılaştırılmıştır. Bunun için SFF ve NEKOK filtreleme sonucunda elde edilen gürültüsüz EEG sinyalleri birbirinden çıkarılmıştır. Şekil 5.6'da SFF ve NEKOK filtreleme sonucunda elde edilen EKG gürültüsü giderilmiş EEG sinyal farkı grafiksel olarak gösterilmiştir. Her iki filtreleme sonucundaki sinyal farkı 1.5027, korelasyon değeri ise 0.9842 olarak bulunmuştur. Bu değerler, SFF ve NEKOK filtrelemenin arasındaki mutlak farkların toplamı değil, iki sinyalin birbirinden çıkarılması ile elde edilen farklardır.



Şekil 5.6. MIT-BIH veri setindeki bir hastanın (slp01b) filtre sonrası elde edilen EEG sinyal farkı grafiği

MIT-BIH veri setindeki bir veri üzerinde yapılan denemelerin doğruluğu ispatlandıktan sonra, SÜH veri setinde yer alan EEG kayıtlarındaki EKG gürültüsü aynı

yöntemlerle giderilmiştir. Şekil 5.7’de, SÜH veri setinde yer alan 15 sn süreli bir EEG kaydındaki EKG gürültüsünün giderimi gösterilmiştir. Şekil 5.7(a) ve Şekil 5.7(b)’de mavi ile gösterilen sinyaller ham EEG sinyalini, kırmızı ile gösterilen sinyaller ise sırasıyla SFF ve NEKOK filtreleme sonucunda elde edilen EEG sinyallerini göstermektedir. Şekil 5.7(c)’de ise EKG sinyal kaydı görülmektedir. Şekil 5.7’de yeşil daire ile işaretlenmiş EEG sinyalinin QRS-kompleksi ile örtüştüğü görülmektedir. Buradaki sinyalin genliğine sahip olan benzer sinyaller ise, QRS-kompleksi ile aynı konumda değildir. Böylelikle QRS-kompleksleri kullanılarak yapılan filtreleme ile hem EKG gürültüsü giderilmiş, hem de EEG sinyalinde herhangi bir bilgi kaybı yaşanmamıştır.



Şekil 5.7. SÜH veri setinde yer alan bir EEG kaydı için EKG gürültü giderimi (a) SFF, (b) NEKOK filtreleme, (c) EKG sinyali

5.2. Faz Karşılaşmaları (FK)

Bilindiği üzere FK, iki ardışık kanaldaki piklerin zıt yönde ortaya çıkması durumudur. Şekil 5.8’de, SÜH veri setindeki bir hastaya ait örnek EEG kaydı verilmiştir. Şekil 5.8’de SÜH veri setindeki bir hastaya ait 2. sayfanın 1. ve 2. kanallarında (Fp1-F7 ve F7-T3) yer alan ve Fp1-F7 kanalında negatif yönde, F7-T3 kanalında ise pozitif yönde pikler görülmektedir. Birbirine bakan yönde ortaya çıkan bu

pikler bir FK'na işaret etmekte olup, F7 kanalında nörolojik bir bozukluk olduğunu düşündürmektedir.



Şekil 5.8. SÜH veri setinde yer alan bir hastaya ait 2. sayfasında görülen FK

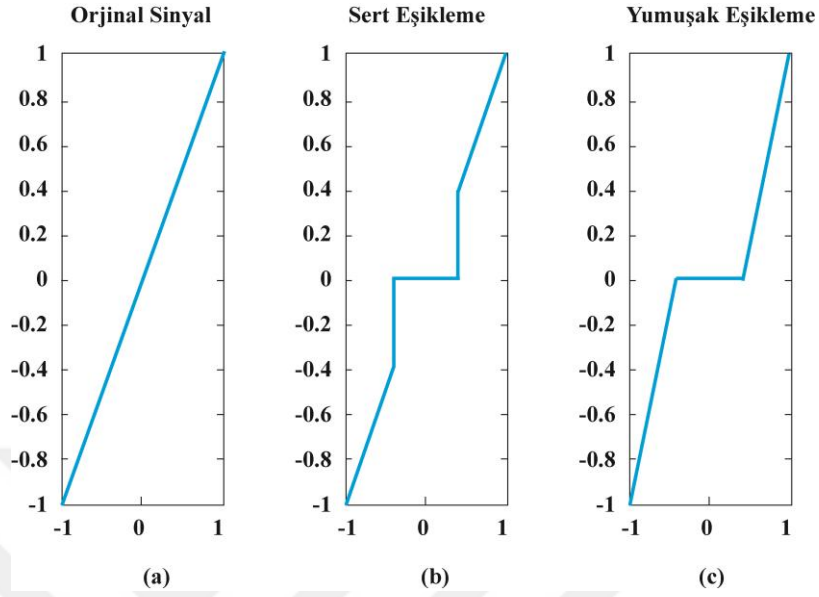
EEG sinyalindeki FK'nın otomatik olarak tespit edilebilmesi için pik bulma metodu uygulanmıştır. Uygulanan bu metod aşağıdaki adımlardan oluşmaktadır.

1. Eşikleme (Thresholding): Eşikleme işlemi, sinyali belirli bir aralığa çeken ve istenmeyen parazitleri (noise) kaldırmaya yarayan bir yöntemdir. FK'nın tespitinden önce eşikleme uygulanarak sinyalin ön işlemden geçirilmesi gerekmektedir. Böylelikle daha hızlı bir şekilde FK'nın tespiti mümkün olacaktır.

Eşikleme için Dalgacık Eşiği Parazit Giderme (DEPG, Wavelet Threshold Denoising-WTH) metodu kullanılmıştır. Bu metod ile sert veya yumuşak olmak üzere iki modda eşikleme işlemi yapılmaktadır. Sert eşikleme işleminde mutlak değeri eşiği aşmayan katsayılar sıfırlanırken, yumuşak eşiklemede eşiğin altında mutlak değerlere sahip katsayılar sıfırlanır ve daha sonra sıfır olmayan ve geriye kalan katsayıların değerleri sıfıra doğru kaydırılır.

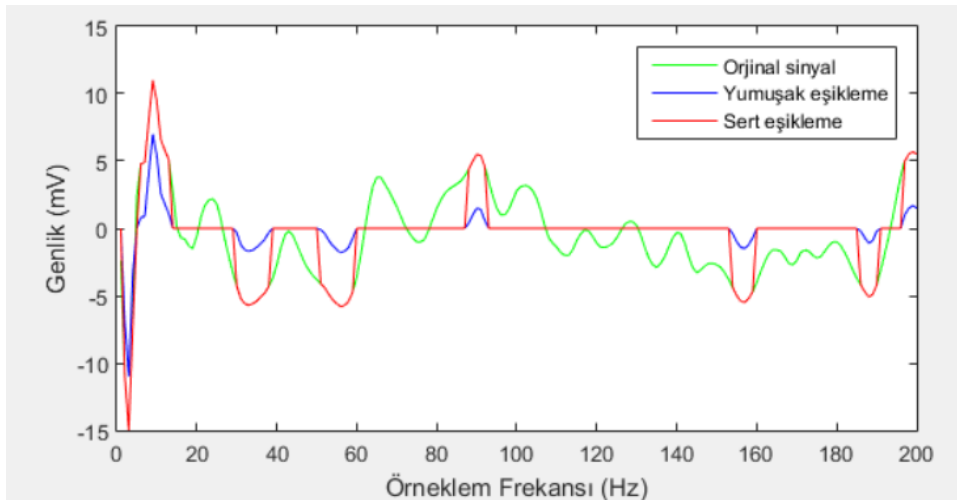
Şekil 5.9'da sert eşikleme ve yumuşak eşikleme yapılan bir sinyal örneği verilmiştir (Anonymous8, 2022). Şekil 5.9(b)'de sert eşikleme yapılan sinyalde, 4 olarak verilen eşik değerinin altında kalan ve eşiği aşamayan katsayıların tamamen sıfırlandığı görülmektedir. Şekil 5.9(c)'de yumuşak eşikleme yapılan sinyalde, eşik

değerinin altında kalan mutlak katsayıların sıfırlandığı ve sıfır olmayan katsayıların ise sıfıra doğru kaydırıldığı görülmektedir.



Şekil 5.9. Bir sinyale uygulanan DEPG metodu ile eşikleme a) orjinal sinyal, b) sert eşikleme, c) yumuşak eşikleme (eşik değeri: 0.4 için)

Şekil 5.10'da SÜH veri setindeki bir EEG sinyaline uygulanan sert ve yumuşak eşikleme sonucunda elde edilen grafik gösterilmiştir. Şekil 5.10 incelendiğinde, yumuşak eşikleme ile elde edilen sinyalin sert eşiklemeye göre belirgin ve keskin olmadığı görülmektedir. Yumuşak eşikleme ile eşik değerinin altında kalan ve sıfır olmayan katsayılar sıfırlandığından, keskin olmayan sinyaller elde edilmektedir. Bu nedenle çalışmada yumuşak eşikleme tercih edilmiştir.



Şekil 5.10. SÜH veri setindeki bir hastanın 1 sn'lik EEG sinyaline uygulanan eşikleme metodu

Eşikleme yapılırken verilecek eşik değeri sinyalin yapısına göre seçilmelidir. Bu nedenle uygun eşik değerinin tespiti için (deneme-yanılma yöntemi ile) farklı eşik değerleri (0-8) araştırılmıştır. Optimum eşik değeri belirlenirken, eşik değeri yüksek verildiğinde pik ve kompleks değerlerin kaybedildiği, düşük seçildiğinde ise işlem yükünün arttığı gözlenmiştir. Yapılan bu denemeler sonucunda SÜH veri seti için en uygun eşik değeri 4 olarak tespit edilmiştir.

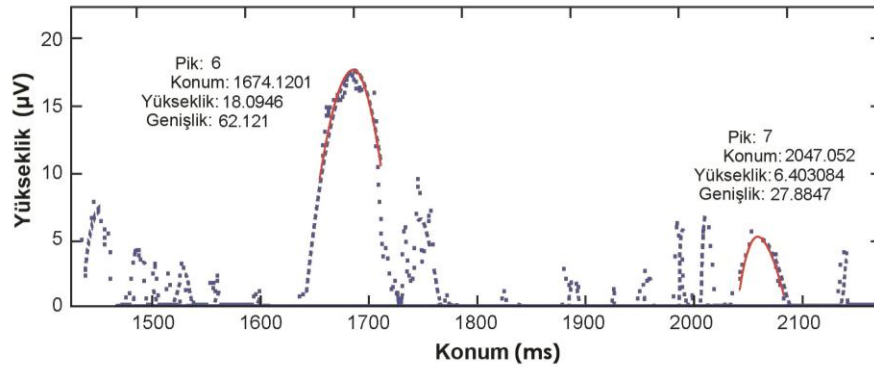
FK birbirine zıt yönde bakan piklerden oluştuğundan, FK tespiti için ilk kanala pozitif yönde eşikleme uygulanırken, ardından gelen kanala negatif yönde bir eşikleme yapılmıştır. Dolayısıyla 18 kanaldan oluşan SÜH veri setinin 1-17. kanallarına pozitif (M1 matrisi) yönde, 2-18. kanallarına ise negatif (M2 matrisi) yönde bir eşikleme yapılmıştır.

2. Pik tespiti: Bu adımda veri setinde yer alan EEG kayıtlarındaki piklerin tespit edilmesi için mevcut olan *ipeak.m* fonksiyonu kullanılmıştır. Bu fonksiyon bir sinyalin pikleri ve pik bilgilerini (konum (ms), yükseklik (μ V) ve genişlik (ms) elde etmemizi sağlamaktadır. SÜH veri setinde yer alan bir hastanın EEG kaydındaki 1. sayfa 1. kanal (Fp1-F7) için elde edilen piklerden birkaç tanesi ve bu piklere ait bilgiler Çizelge 5.2’de verilmiştir. Çizelge 5.2 incelendiğinde, tespit edilen 6. pik dışındaki diğer piklerin yüksekliklerinin oldukça düşük olduğu ve FK için yeterli bir değerde olmadığı görülmektedir.

Çizelge 5.2. SÜH veri setindeki bir hastanın EEG kaydındaki örnek pik sayıları ve bilgileri

Pik#	Konum (ms)	Yükseklik (μ V)	Genişlik (ms)
1	523,3883	3,073811	22,36213
2	719,3588	9,076019	17,49042
3	856,0954	14,47188	19,72979
4	1265,601	0,276007	37,80075
5	1435,107	7,544019	19,41374
*6	1674,12	18,09464	62,12097
7	2047,052	6,403084	27,8847
8	2228,882	4,471903	20,17609
9	2264,983	0,279634	38,11522

Çizelge 5.2’de verilen 6. ve 7. pik bilgilerinin grafiksel olarak gösterimi Şekil 5.11’de verilmiştir. Şekil 5.11 incelendiğinde pik 6’nın FK için yeterli yükseklik değerinde olduğu, pik 7’nin yükseklik değerinin ise FK için oldukça düşük olduğu görülmektedir. Ayrıca Şekil 5.11’de piklerin tepeleri gösterim amaçlı olarak kırmızı ile gösterilmiştir.



Şekil 5.11. SÜH veri setinde yer alan bir hastanın 1.sayfa 1.kanal (Fp1-F7) için bulunan 6.pik konum, yükseklik ve genişlik değerlerinin grafiksel gösterimi

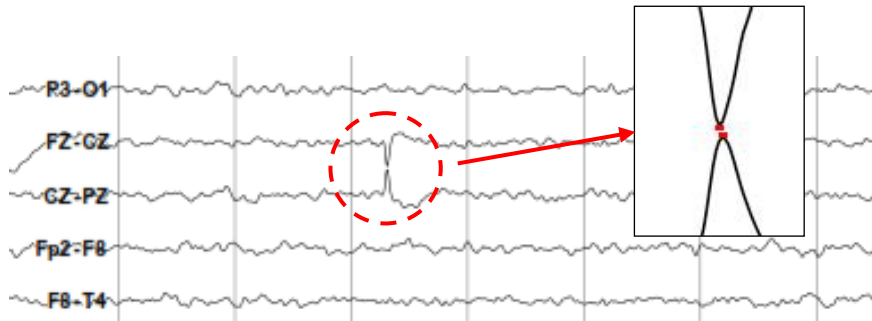
3. Matris oluşturma: Bir EEG sinyalindeki FK'nın tespitinde kanal numaralarının dikkate alınması yeterlidir. Ancak tez çalışmasında retrospektif olarak elde edilen SÜH veri setindeki EEG sinyalleri dosya formatında incelendiği için, analizi sırasında sayfa numaralarından faydalanılmıştır. Bu nedenle, SÜH veri seti için elde edilen pik bilgilerinin olduğu tabloya sayfa ve kanal numaraları eklenmiştir. Sayfa formatında olmayan EEG kayıtları için ise sayfa numarası yerine sadece kanal numarası eklemek yeterli olacaktır. Çalışmada FK tespiti için kullanılan SÜH veri seti için sayfa ve kanal numaraları dikkate alınırken, CHB-MIT veri seti için sadece kanal numaralarının dikkate alınması yeterlidir.

4. Anormal dalga aralıklarının belirlenmesi: Örneklem frekansı 256 Hz için diken dalgaların 20-70 ms, keskin dalgaların ise 70-200 ms aralığında olduğu kabul edilmektedir (Britton ve ark., 2016; Indiradevi ve ark., 2008; Shen ve ark., 2013). 256 Hz örneklem frekansına sahip olan sinyallerdeki diken dalgalar 1 sn'de 20-70 ms, keskin dalgalar için 1 sn'de 70-200 ms aralık ile ele alınırken, 256 Hz örneklem frekansı dışındaki sinyaller için matematiksel olarak oran-orantı ile bu aralıklar hesaplanabilir.

SÜH veri setinin örneklem frekansı 200 Hz olduğu için diken ve keskin dalga aralıkları hesaplanmıştır. Örneğin bir diken dalga 256 örneklem frekansında ve 1 sn içerisinde 20-70 ms ile görülürse, 200 örneklem frekansında ve 1 sn içerisinde 4-14 ms ile görülmektedir. Bu matematiksel oran-orantı hesabı ile 200 örneklem frekansındaki diken dalgaların görülme aralığı 4-14 ms, keskin dalgalar için görülme aralığı ise 14-40 ms olarak hesaplanmaktadır. CHB-MIT veri setinin örneklem frekansı 256 Hz olduğundan diken ve keskin dalga aralıklarının hesaplanmasına gerek yoktur. FK'nın morfolojilerinin incelenmesi sırasında genlik değerlerinin de değişken olduğu

gözlenmiştir. FK yüksek genlikli olarak EEG sinyallerinde görülmekte olup, SÜH veri setinin tepeden tepeye genlik değeri $150 \mu\text{V}$ 'dur. Bu nedenle optimum bir genlik değerinin tespit edilebilmesi için farklı genlik değerleri ($25\text{-}150 \mu\text{V}$ ve $30\text{-}100 \mu\text{V}$) kullanılarak çeşitli denemeler yapılmıştır. Bu aşamada uygun genlik ve frekans aralıklarının belirlenmesi veri seti yapısına göre değişiklik göstermektedir. Bilindiği üzere EEG sinyalleri kayıt altına alınırken, farklı frekans ve genlik değerleri kullanılabilir. Bu nedenle FK tespitinden önce, EEG kayıtlarının frekans ve genliklerinin bilinmesi gerekmektedir. Bu tez çalışmasında da görüldüğü gibi, FK tespiti için gerekli olan diken ve yavaş dalga frekans aralıkları ile genlik değerleri otomatik olarak hesaplanabilir. Diken ve keskin dalga frekans değerleri için matematiksel oran-orantı kullanılabilir. Yapılan bu tez çalışması, uygun genlik aralık değeri için, sinyalin tepeden tepeye değeri ve bu tepeden tepeye değerinin %15-%20'si ele alınabileceğini göstermiştir.

5. Karşılaştırma: Bu son aşamada pik bilgilerinin yer aldığı tablo (M1 ve M2) yardımıyla FK tespit edilmektedir (Çizelge 5.3). Pozitif ve negatif yönde meydana gelen piklerin konumları, yani zaman domenindeki yerleri birbiri ile tam olarak örtüşmeyebilir (Şekil 5.12). Bu nedenle optimum konum aralık değeri belirlenmiştir. Optimum aralık değerleri belirlenirken farklı aralık değerleri (± 5 , ± 10 ve ± 15 ms) ile çeşitli denemeler yapılmıştır. Yapılan denemeler sonucunda aralık değeri küçük verildiğinde hassasiyet artmış, ancak FK belirlenememiştir. Aralık değeri yüksek verildiğinde ise FK'na işaret etmeyen çok sayıda pik elde edilmiş, işlem maliyeti de artmıştır. Gerçekleştirilen denemeler sonucunda en uygun aralık değeri ± 10 ms olarak tespit edilmiştir.



Şekil 5.12. SÜH veri setindeki örnek bir FK

Çizelge 5.3'te pozitif (M1) ve negatif (M2) yönde elde edilen pik bilgilerinden sadece bir kısmı verilmiştir. Bu liste EEG sinyalindeki piklerin sayısına göre uzayıp gitmektedir. Çizelge 5.3'de devam eden noktalama ile listede bulunan piklerin devam ettiği ifade edilmiştir. Çizelge 5.3'ün ilk satırında yer alan konum değerlerinin (1321,651 ve 1321,183) birbirine oldukça yakın olduğu görülmektedir. Dolayısıyla bu EEG kaydının 2. Sayfasındaki 1. ve 2. kanallarında genişlik değeri ± 10 ms aralığına uyan bir FK tespit edilmiştir. Yazılan kod sayesinde diğer tüm FK da aynı yöntemle tespit edilmiştir.

Çizelge 5.3. SÜH veri setinde yer alan bir hastanın EEG'sinden elde edilen bazı piklerin listesi

Konum (ms)	Yükseklik (μ V)	M1			Konum (ms)	Yükseklik (μ V)	M2		
		Genişlik (ms)	Sayfa#	Kanal#			Genişlik (ms)	Sayfa#	Kanal#
1321,651	32,9515	22,11948	2	1	1321,183	27,22899	24,19002	2	2
1110,959	44,18253	17,46596	3	16	1107,202	33,46146	23,81019	3	17
685,6126	33,95287	18,9147	4	5	683,7224	31,55627	22,05483	4	6
1749,571	32,11847	22,77908	5	7	1753,336	36,15459	17,93194	5	8
2480,405	32,32194	18,70246	9	5	2479,472	27,98691	19,05358	9	6

5.2.1. Ham EEG sinyalindeki FK'nın tespiti

SÜH veri setinde yer alan EEG kayıtlarındaki sinyallerin genlik değerleri tepeden tepeye 150 μ V'dur. Bu nedenle FK'nın genlikleri bu değer altında araştırılmalıdır. Ancak bilindiği üzere FK olan sinyallerden pozitif yöndeki sinyalin genlik değeri çok yüksek, negatif yöndeki diğer sinyalin genliği çok düşük olabilir. Bu nedenle FK araştırılırken, tepeden tepeye olan genlik değeri dikkate alınmalıdır. Tez çalışmasında işlem süresini en aza indirmek için iki farklı genlik değeri kullanılarak FK tespit edilmeye çalışılmıştır. Tepeden tepeye olan aralık değerleri ile yapılan ilk test için 25-150 μ V, ikinci test için 30-100 μ V değer aralığı verilmiştir. Çizelge 5.4'te farklı genlik değerleri verilerek iki farklı test yapılmıştır. Belirlenen bu aralık değerleri ile yapılan denemeler sonucunda tespit edilen FK'nın sayıları Çizelge 5.4'te verilmiştir. Çizelge 5.4'te, Test 1 için bulunan FK'nın sayısının, Test 2 için bulunan FK'nın sayısından daha fazla olduğu görülmektedir. Bunun nedeni minimum genlik değerinin düşük verilmesi ile birlikte düşük genlikli sinyallerin (diken ve keskin dalga dışındaki sinyaller) dikkate alınmasıdır.

Çizelge 5.4'te verilen doğru ve yanlış sayıları kullanılarak hesaplanan doğruluk oranları Çizelge 5.5'te verilmiştir. Çizelge 5.5 incelendiğinde suh04, suh12, suh14, suh27, suh29, suh31 ve suh32 verilerinde doğruluk oranının %100 olduğu, suh21, suh24, suh30 verilerinde ise doğruluk oranının oldukça düşük olduğu görülmektedir. Doğruluk oranı düşük olan EEG kayıtları incelendiğinde Şekil 5.13'te görüldüğü gibi bazı sinyallerin genlikleri verilen en düşük genlik değerinden ($20 \mu V$) düşük olduğu için FK olarak tespit edilememiştir. Öte yandan FK'nın $20 \mu V$ 'dan daha düşük bir genlik değeri verilerek araştırılması durumunda ise hesaplama ve maliyet artacaktır. Bu nedenle ortalama doğruluk oranlarını elde edebilmek ve işlem hızını arttırmak için optimum olan genlik değerleri ($25-150 \mu V$ ve $30-100 \mu V$) kullanılmıştır.

Çizelge 5.4. SÜH veri setinde FK tespiti

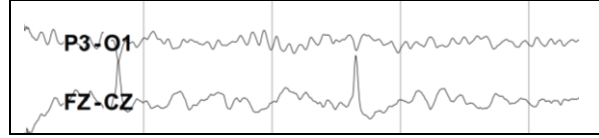
Veri seti#	Test 1 (25-150 μV)			Test 2 (30-100 μV)		
	Doğru	Yanlış	Varolan FK#	Doğru	Yanlış	Varolan FK #
suh01	10	2	12	9	3	12
suh02	15	8	23	15	8	23
suh03	17	2	19	19	0	19
suh04	3	0	3	3	0	3
suh05	80	15	95	81	14	95
suh06	71	28	99	80	19	99
suh07	17	4	21	20	1	21
suh08	12	4	16	13	3	16
suh09	9	1	10	8	2	10
suh10	4	1	5	5	0	5
suh11	16	2	18	15	3	18
suh12	4	0	4	4	0	4
suh13	29	7	36	32	4	36
suh14	5	0	5	5	0	5
suh15	51	4	55	52	3	55
suh16	22	3	25	20	5	25
suh17	8	1	9	9	0	9
suh18	33	7	40	34	6	40
suh19	15	4	19	18	1	19
suh20	74	6	80	72	8	80
suh21	22	24	46	10	36	46
suh22	12	1	13	12	1	13
suh23	86	54	140	106	34	140
suh24	2	2	4	2	2	4
suh25	34	9	43	35	8	43
suh26	30	5	35	29	6	35
suh27	14	0	14	14	0	14
suh28	52	9	61	54	7	61
suh29	2	0	2	2	0	2
suh30	45	48	93	51	42	93
suh31	8	0	8	8	0	8
suh32	2	0	2	2	0	2

Çizelge 5.5'te verilen sonuçlar incelendiğinde FK tespitinde genel olarak yüksek başarı elde edilmiştir. Ancak bazı EEG kayıtlarında (suh21, suh24, suh30) ise başarı

değeri %50 civarındadır. Bu EEG kayıtlarındaki başarı değerinin düşük olmasının nedeni Şekil 5.13’de verilen sinyal üzerinden açıklanacaktır. Şekil 5.13 incelendiğinde, P3-O1 kanalında negatif yöndeki pik için genlik değeri oldukça düşük iken, FZ-CZ için genlik değeri ise oldukça yüksektir. FK olarak belirlenen bu sinyal, araştırılan genlik değer aralığının (25-150 μ V ve 30-100 μ V) dışında olduğundan tespit edilememiştir. Bu tür FK’nın tespiti sağlanırken verilecek olan daha düşük genlik değeri ile FK olmayan sinyallerin tespit edilebilmesine ve böylece işlem maliyetinin artmasına neden olacaktır.

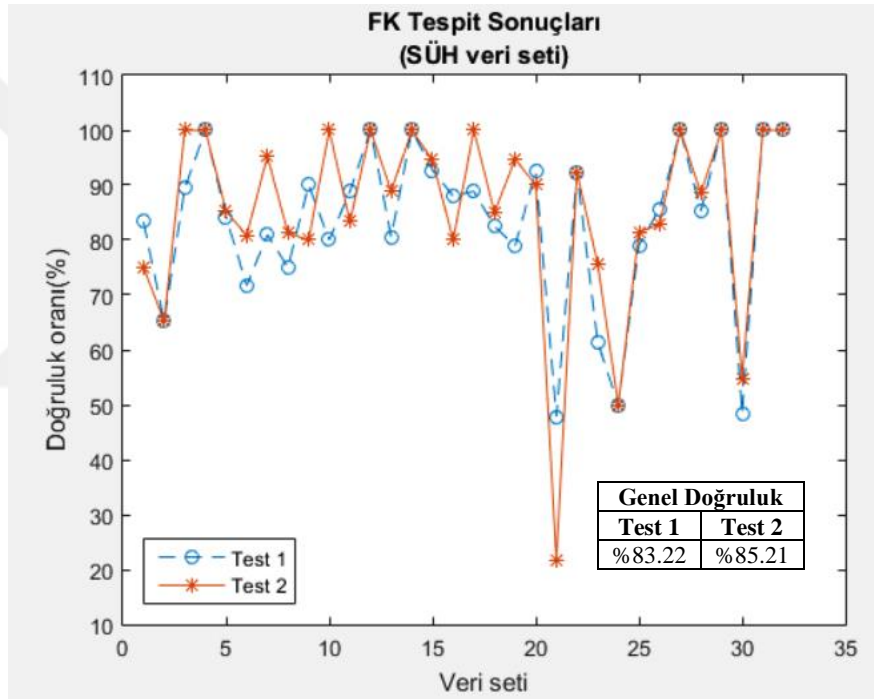
Çizelge 5.5. SÜH veri setinde FK tespitindeki doğruluk oranları

Kayıt#	Doğruluk oranı (%)	
	Test 1	Test 2
suh01	83.33	75
suh02	65.22	65.22
suh03	89.47	100
suh04	100	100
suh05	84.21	85.26
suh06	71.72	80.81
suh07	80.95	95.24
suh08	75	81.25
suh09	90	80
suh10	80	100
suh11	88.89	83.33
suh12	100	100
suh13	80.56	88.89
suh14	100	100
suh15	92.73	94.55
suh16	88	80
suh17	88.89	100
suh18	82.5	85
suh19	78.95	94.74
suh20	92.5	90
suh21	47.83	21.74
suh22	92.31	92.31
suh23	61.43	75.71
suh24	50	50
suh25	79.07	81.40
suh26	85.71	82.86
suh27	100	100
suh28	85.25	88.52
suh29	100	100
suh30	48.39	54.84
suh31	100	100
suh32	100	100
Genel ortalama:	83.22	85.21



Şekil 5.13. FK sinyal örneği (SÜH veri seti)

Çizelge 5.5'te her iki test için hesaplanan doğruluk oranları Şekil 5.14'te grafiksel olarak gösterilmiştir. Şekil 5.14 incelendiğinde suh21, suh23 ve suh30 kodlu kayıtların doğruluk oranının en düşük olduğu net bir şekilde gözlenmektedir. Test 1 için elde edilen ortalama doğruluk oranı (%83,22) ile Test 2 için elde edilen ortalama doğruluk oranı (%85,21) birbirine oldukça yakındır.



Şekil 5.14. SÜH veri seti için elde edilen doğruluk oranlarının grafiksel gösterimi

SÜH veri setinin yanı sıra halka açık bir veri seti olan CHB-MIT veri seti kullanılarak FK'nın tespit edilip edilemediği araştırılmıştır. CHB-MIT veri setinin örnekleme frekansı 256 Hz olduğu için bu dalgaların frekanslarının hesaplanmasına gerek yoktur. Ancak CHB-MIT veri setinde yer alan EEG kayıtlarının genlik değerleri SÜH veri setinin genlik değerinden farklı olduğu için CHB-MIT veri seti için farklı genlik değerleri (0-200 μ V ve 15-200 μ V) kullanılarak FK tespitine olan etkileri incelenmiştir. Pozitif ve negatif yöndeki pikler incelenirken, elde edilen pikler tam olarak aynı konumda görülmeyebilir. Yani diğer bir deyişle, birbirine bakan piklerin

tepe noktaları, birbirlerine tam olarak denk gelmeyebilir. Bu nedenle FK'nın gözlemlendiği yerlerde piklerin konumu için 2 ms ve 5 ms değerleri dikkate alınmıştır. Böylece CHB-MIT veri seti için 4 farklı test uygulanmıştır. Yapılan bu testlerin uygulanması ile elde edilen test sonuçları, Çizelge 5.6'da verilmiştir. Çizelge 5.6'te varolan FK sayıları ile verilen sütundaki sayılar uzman doktorun belirlediği sayılardır. Bu sayılar incelendiğinde, 20-30 dakikalık SÜH veri setinin aksine 10 saniyelik sinyallerden oluşan CHB-MIT veri setinde fazla sayıda FK olmadığı, hatta bazı verilerde (1, 3, 7, 9, 11 ve 12) hiç FK olmadığı görülmektedir.

Çizelge 5.6. CHB-MIT veri seti ile yapılan testler ve bu testler ile tespit edilen FK sayıları

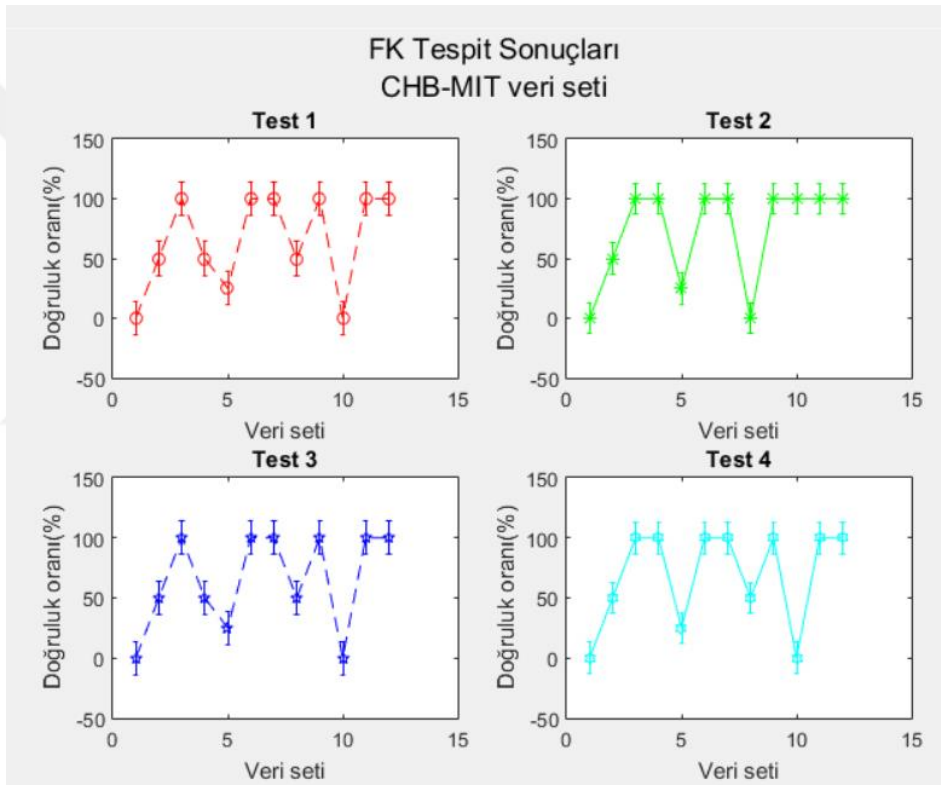
Veri#	Varolan FK#	Test 1	Test 2	Test 3	Test 4
		(2 ms) (0-200 μ V)	(5 ms) (15-200 μ V)	(2 ms)	(5 ms)
		Tespit Edilen FK#			
1	0	1	1	1	1
2	2	1	1	1	1
3	0	0	0	0	0
4	2	1	2	1	2
5	4	1	1	1	1
6	1	1	1	1	1
7	0	0	0	0	0
8	2	1	0	1	1
9	0	0	0	0	0
10	1	0	1	0	0
11	0	0	0	0	0
12	0	0	0	0	0

Çizelge 5.6'da verilen FK tespit sayıları kullanılarak elde edilen doğruluk oranları Çizelge 5.7'de verilmiştir. Çizelge 5.7'de verilen ortalama doğruluk oranı en yüksek olan Test 2 (%72.92)'dir. Ayrıca tüm testlerin ortalama doğruluk oranı ise %67.71'dir.

Yapılan testlerin doğruluk oranlarına ait grafik Şekil 5.15'te gösterilmiştir. Şekil 5.15 incelendiğinde hiç FK olmayan EEG kayıtlarında (3, 7, 9, 11 ve 12 no'lu EEG kayıtları) %100 doğruluk oranı tespit edilmiştir. Öte yandan FK bulunan ve %100 doğruluk oranına sahip EEG kaydı 6 no'lu kayıttır. Diğer veriler incelendiğinde, FK'nın doğruluk oranları düşüktür. Özellikle 5 no'lu EEG kaydında varolan 4 FK'ndan sadece 1 tane tespit edilebilmiştir. Bu veri setinde elde edilen doğruluk oranları yüksek olmamakla birlikte, farklı genlik ve konum aralık değerleri ile farklı deneyler yapılarak bu veri seti için optimum değerler elde edilebilir.

Çizelge 5.7. CHB-MIT veri setinde yer alan EEG kayıtları için elde edilen ortalama doğruluk oranları

Veri#	Test 1 (%)	Test 2 (%)	Test 3 (%)	Test 4 (%)
1	0	0	0	0
2	50	50	50	50
3	100	100	100	100
4	50	100	50	100
5	25	25	25	25
6	100	100	100	100
7	100	100	100	100
8	50	0	50	50
9	100	100	100	100
10	0	100	0	0
11	100	100	100	100
12	100	100	100	100
Genel ortalama:	64.58	72.92	64.58	68.75



Şekil 5.15. CHB-MIT veri seti ile elde edilen doğruluk oranlarının grafiksel gösterimi

5.2.2. EKG gürültü giderimi sonrası EEG sinyalindeki FK'nın tespiti

Bilindiği gibi FK tespiti için kullanılan SÜH veri setinde 32 EEG kaydı bulunmaktadır. Ancak incelenen EEG kayıtlarının bazılarında EKG sinyallerinin kayıt edilmediği görülmüştür. Bu nedenle EKG gürültüsü giderilmeden önce ve EKG gürültüsü giderildikten sonra elde edilen FK ve YD'ların başarılarının

karşılaştırılabilmesi için EKG gürültü gideriminde SÜH veri setinde yer alan 5 EEG kaydı kullanılmıştır.

EKG gürültü gideriminden sonra elde edilen EEG sinyalleri FK tespiti için daha önceki bölümde bahsedildiği gibi farklı genliklere sahip iki teste tabi tutulmuştur. Genlik değeri 25-150 μV aralığında olan Test 1 ve 30-100 μV aralığında olan Test 2 sonucunda elde edilen Doğru/Yanlış FK sayıları Çizelge 5.8 ve Çizelge 5.9'da verilmiştir. Her iki çizelge üç kısımdan oluşmaktadır. Bunlar sırasıyla EKG gürültüsü giderilmeden önce elde edilen Doğru/Yanlış FK tespit sayıları ve EKG gürültüsü giderildikten sonra elde SFF ve NEKOK filtreleme sonucunda elde edilen Doğru/Yanlış FK tespit sayılarıdır. Ayrıca her bir EEG kaydı için toplam FK sayıları da Çizelge 5.10'da verilmiştir.

Çizelge 5.8'de Test 1 sonuçları incelendiğinde filtreleme öncesinde ve sonrasında tespit edilen FK sayısının suh04 kodlu EEG kaydı için aynı olduğu görülmektedir. Öte yandan suh01, suh18 ve suh23 kodlu EEG kayıtları için filtreleme sonrasında (her iki filtreleme için) tespit edilen FK sayılarının filtreleme öncesinde tespit edilen FK sayısından daha fazla olduğu belirlenmiştir. suh16 kodlu EEG kayıtlarındaki FK'nın daha fazla sayıda tespit edildiği görülmüştür. Çizelge 5.8'e genel olarak bakıldığında FK tespitinin filtreleme sonrasında artmıştır.

Çizelge 5.9'da Test 2 sonuçları incelendiğinde, EEG kayıtlarının FK tespit sayıları incelendiğinde ise çok büyük farklar olmamakla birlikte filtreleme sonrasında tespit edilen FK sayılarının daha fazla sayıda tespit edildiği gözlenmiştir.

Çizelge 5.8. FK tespiti için elde edilen Doğru/Yanlış sayıları (Test 1)

Hasta#	Filtre Öncesi		SFF		NEKOK filtreleme		Toplam
	Doğru	Yanlış	Doğru	Yanlış	Doğru	Yanlış	
suh01	10	2	11	1	11	1	12
suh04	3	0	3	0	3	0	3
suh16	22	3	21	4	20	5	25
suh18	33	7	36	4	34	6	40
suh23	86	54	104	36	107	33	140

Çizelge 5.9. FK tespiti için elde edilen Doğru/Yanlış sayıları (Test 2)

Hasta#	Filtre Öncesi		SFF		NEKOK filtreleme		Toplam
	Doğru	Yanlış	Doğru	Yanlış	Doğru	Yanlış	
suh01	9	3	11	1	10	2	12
suh04	3	0	3	0	3	0	3
suh16	20	5	23	2	20	5	25
suh18	34	6	35	5	34	6	40
suh23	106	34	110	30	114	26	140

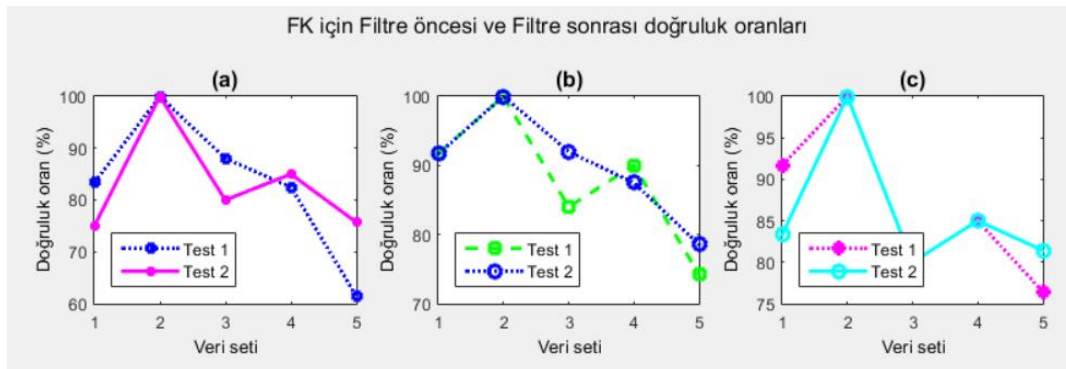
Çizelge 5.10’da filtreleme sonrasında elde edilen doğruluk oranları verilmiştir. Çizelge 5.10’da filtreleme yapılmadan önceki ve uygulanan iki filtreleme sonucunda elde edilen doğruluk oranları yer almaktadır.

Çizelge 5.10. FK tespiti için EKG gürültü giderimi öncesi ve sonrasında elde edilen doğruluk oranları

Hasta#	Filtre Öncesi		SFF		NEKOK filtreleme	
	TEST 1	TEST 2	TEST 1	TEST 2	TEST 1	TEST 2
	Doğruluk oranı (%)	Doğruluk oranı (%)	Doğruluk oranı (%)	Doğruluk oranı (%)	Doğruluk oranı (%)	Doğruluk oranı (%)
suh01	83.33	75	91.67	91.67	91.67	83.33
suh04	100	100	100	100	100	100
suh16	88.00	80	84	92	80	80
suh18	82.50	85	90	87.5	85	85
suh23	61.43	75.71	74.29	78.57	76.43	81.43
Ortalama:	83.05	83.14	87.99	89.95	86.62	85.95
Genel ortalama:	83.1		88.97		86.29	

Her iki test için filtreleme öncesinde elde edilen doğruluk oranlarının ortalaması %83.1 iken, SFF ve NEKOK filtreleme için doğruluk oranlarının ortalaması %88.97 ve %86.29’dur. Bu durumda filtreleme sonrasında elde edilen doğruluk oranının filtreleme öncesinde elde edilen doğruluk oranından daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Öte yandan SFF ile elde edilen doğruluk oranının NEKOK filtreleme ile elde edilen doğruluk oranından daha yüksek olduğu da belirlenmiştir. Bu nedenle SFF metodunun, EEG verilerinden EKG gürültülerinin giderilmesinde bu SÜH veri seti için daha başarılı olduğu söylenebilir.

Şekil 5.16’da SÜH veri seti için elde edilen doğruluk oranları grafiksel olarak gösterilmiştir. Şekil 5.16(a)’da filtreleme öncesinde gerçekleştirilen testlerden elde edilen doğruluk grafiği verilmiştir.



Şekil 5.16. FK için doğruluk oranları (a) Filtreleme öncesi, (b) SFF sonrası, (c) NEKOK filtreleme sonrası (SÜH veri seti)

Şekil 5.16(b) ve Şekil 5.16(c)'de ise her iki filtreleme ile elde edilen doğruluk grafikleri gösterilmiştir. Şekil 5.16'te tüm metotlar için Test 2'nin Test 1'den daha yüksek başarı sağladığı görülmektedir. Ayrıca suh04 kodlu EEG kaydı için elde edilen doğruluk oranı tüm metotlar için 100%'dür. Özellikle suh22 kodlu EEG kaydı üzerinde gerçekleştirilen Test 2'nin doğruluk oranı filtreleme sonucunda artmıştır.

5.3. Yavaş Dalga (YD)

Normal uyanıklık sırasında kaydedilen EEG sinyallerindeki yavaş teta (4-8 Hz) veya delta (0.5-4 Hz) dalgaları görülebilir. Ancak bu YD'lar genellikle uyuşukluk ve uyku sırasında gözlemlenir (Barriga-Paulino ve ark., 2011). Çocuklarda, ergenlerde, genç yetişkinlerde ve bazı yaşlı bireylerde, genelleştirilmiş bu tür aktivitelerin olması tamamen normal bir durum olarak kabul edilmektedir. Öte yandan, uyanık olan bir yetişkinin EEG'sinde gözlemlenen aralıklı veya yaygın, fokal veya genel, teta veya delta dalgaları, zemin aktivitesinin aralıklı olarak yavaşladığı durumlar ise anomaliye işaret etmektedir. Uyanık durumundaki yetişkinlerde gözlemlenen YD'lar nörolojik bozukluk yönünde değerlendirildiğinden, bu tür dalgaların tespit edilmesi önemlidir. Çünkü zemin aktivitesindeki yavaşlama altta yatan yaygın veya fokal serebral disfonksiyon için kanıt oluşturabilir. Bu nedenle tez çalışmasında YD'ların tespit edilmesi üzerinde durulmuştur.

Zemin aktivitesindeki yavaşlama temel olarak iki gruba ayrılır. Bunlar, fokal yavaşlama ve genel yavaşlamadır.

EEG üzerindeki fokal YD aktivitesi, altta yatan beyin bölgesinin fokal serebral patolojisinin bir göstergesidir. Yavaşlama durumu aralıklı veya kalıcı olabilir. Aralıklı fokal yavaşlama, sakinleştirici veya hipnotik bir ilacın etkilerine bağlı olarak ortaya çıkabilir. Aralıklı fokal yavaşlamaya inme, beyin kanaması, tümörler, travmatik yaralanma, kortikal gelişimin malformasyonları, fokal epileptik odağa karşılık gelen yapısal olmayan fokal serebral disfonksiyon, fokal epileptik odak, fokal tutulum bakteriyel serebrit veya viral ensefalitin neden olduğu nörodejenerasyon, arteriovenöz malformasyonlar ve fokal beyin enfeksiyonu sonucu oluşan geçici veya kalıcı iskemi gibi örnekler verilebilir (Anonymous, 2012).

Genel zemin aktivitesindeki yavaşlama ise, fokal yavaşlamaya benzemekle birlikte yaygın serebral disfonksiyona işaret eder. Sedatif merkezi etkili ilaçların, nörodejeneratif bozuklukların, yaygın bir nörogelişimsel sürecin, hidrosefali, metabolik veya toksik ensefalopatinin, Central Nervous System (CNS) enfeksiyöz bozukluklarının

ve meningoensefalit gibi fokal orta hat yapısal lezyonun etkileri vs. genel zemin aktivitesindeki yavaşlamaya neden olabilir. Anormal bölge hakkında ipucu verebilecek diğer epileptiform EEG anormallikleri, fokal veya lateralize yavaşlama veya iki yarımküredeki aktivite asimetrisidir (Westmoreland, 1998).

Genel zemin aktivitesindeki yavaşlama (teta ve delta), çocuklarda, ergenlerde ve bazı genç yetişkinlerde gelişimsel yavaşlamayı veya uyuşukluk ve uyku aktivitesinin gelişimini temsil ettiğinde EEG'de normal bir bulgudur. Ancak, epilepsili hastalarda zemin aktivitesi genellikle normal olmakla birlikte (Salinsky ve ark., 1987), anormal interiktal EEG belirtileri epileptiform olmayan anormallikler ve interiktal epileptiform deşarjlar içerebilir. Epileptiform aktivite gösteren ve klinik nöbetleri veya epilepsisi olmayan bazı hastalara gereksiz ve tehlikeli yan etkilere yol açabilecek antiepileptik ilaç (AED) tedavisi uygulanabilir. Doğru tanı konmadığında, Psychogenic Non-Epileptic Seizures (PNES) hastaları doğru tedavideki gecikme, uzun süren antiepileptik ilaçların maddi yükü ve olası yan etkileri gibi ciddi ve çok yönlü sıkıntılarla karşı karşıya kalmaktadır.

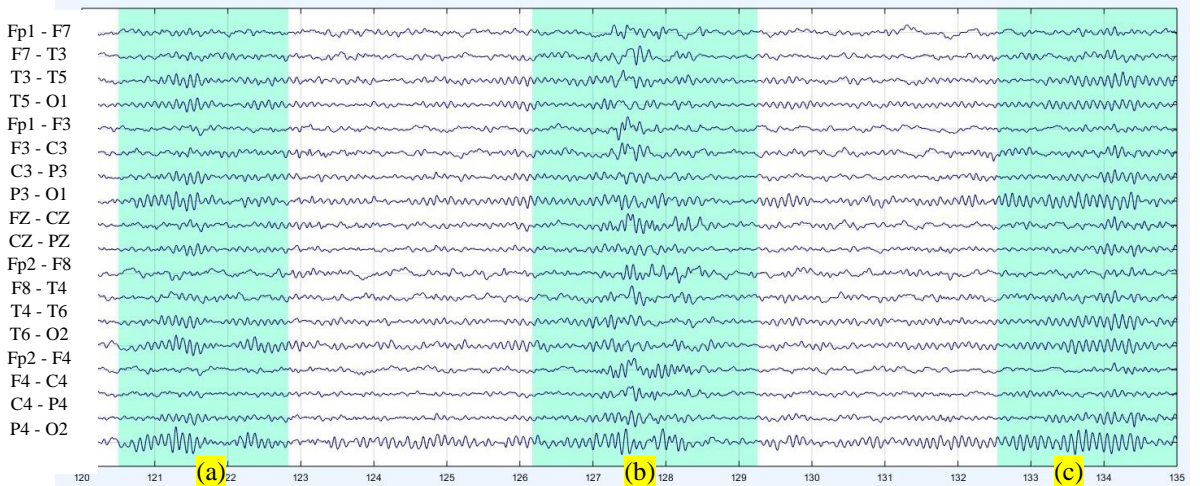
Bilinç kaybı ile kliniğe başvuran hastalarda yanıtlanması gereken temel soru olayın bir epileptik nöbet olup olmadığıdır. Hasta kliniğe getirildiğinde genellikle nöbet sonlanmış olduğundan bunun ayırt edilmesinde en önemli bilgiler hastadan veya bilinç kaybı sırasında yanında bulunan görgü tanıklarından elde edilebilir. Anamnezin yeterli alınmadığı durumlarda hastanın ayırıcı tanısı güçleşmektedir. Ayrıca kişinin tek bir nöbet geçirmesi, epilepsi hastası olduğunu anlamına gelmez. Epilepsi, herhangi bir tanımlanabilir tetikleyici ani sebep olmadan ortaya çıkan, tekrarlayan (iki ya da daha fazla) nöbetlerle karakterize bir durumdur (Anonim, 2021). Bu nedenle EEG kayıtlarında gözlemlenebilen tüm epileptik aktivite yönünde değerlendirilebilecek dalgaların göz önünde bulundurulması büyük önem taşımaktadır.

Uyanık yetişkin bir hastada kalıcı, değişmeyen ve reaktif olmayan fokal veya genelleştirilmiş anormal YD aktiviteleri patolojik olarak ele alınmaktadır. EEG'deki bu tür dalgalar bazı bölgelerde epileptiform aktivitelerden çok daha az belirgin olmakla birlikte EEG'ye bakarak kolayca anlaşılabilirler. Bu tür anormal dalgaları ayıklayabilen güvenilir ve doğru bir şekilde tespit edebilen bilgisayar programlarına ihtiyaç vardır. Bu nedenle EEG anomalisi işareti olan YD'ların epilepsi ve diğer nörolojik hastalıklarla ilişkisini belirlemek ve beynin hangi bölgelerinde sıklıkla görüldüğünü tespit etmek (fokal, lateralized, generalized) için MPP tabanlı bir yöntem uygulanmıştır.

Uygulanan MPP metodun performansını test etmek için SÜH (22 EEG kaydı – epilepsi ve çeşitli nörolojik hastalık) ve BONN veri seti (sadece normal A – normal EEG kaydı) kullanılmıştır. Bu iki veri setine uygulamanın amacı MPP yönteminin sağlıklı ve sağlıklı olmayan veri setleri üzerindeki etkilerinin karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesidir.

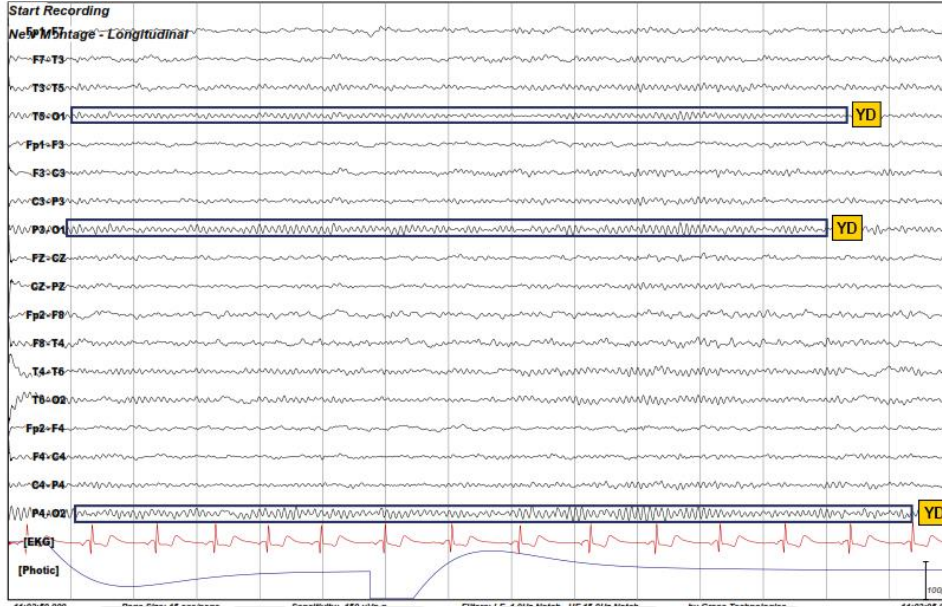
Bilindiği üzere, EEG sinyallerindeki oldukça düşük genlikli alfa ve beta dalgalarının gözlenmesi, nörolojik rahatsızlığı olmayan bireyler için normal bir durumdur. Öte yandan, genel zemin aktivitesinde gözlemlenebilen yüksek genlikli YD'lar (teta ve delta dalgaları) ise bir epileptiform olay olarak ele alınmaktadır. Bu nedenle EEG sinyallerindeki YD'ların tespitinde, genlikleri yüksek olan sinyaller nicel olarak araştırılmıştır. Bunun için MPP metodu ile bulunan pik sayıları kullanılmıştır. Bu metot sayesinde, daha düşük genliğe sahip olan beta ve alfa dalgaları göz ardı edilerek, teta ve delta dalgalarından oluşan YD'ların tespit edilmesi sağlanmıştır.

Şekil 5.17'de SÜH veri setinde yer alan 38 yaşındaki epilepsi hastasına ait rutin EEG kaydı görülmektedir. Bu EEG kaydı üzerinde yeşil renk ile işaretlenmiş alanlar YD'ları göstermektedir. Şekil 5.17(a)'da 120-123. saniyelerde birçok kanalda zemin aktivitesinde teta ve delta yavaşlaması, Şekil 5.17(b)'de 126-129.saniyelerde ve Şekil 5.17(c)'de 133-135.saniyelerde ise hemen hemen tüm kanallarda gözlemlenen teta ve delta yavaşlaması görülmektedir. Bu bulgular uyanıklıkta kaydedilen EEG için anormaldir ve bu hastaya ait klinik bilgide de belirtildiği üzere anomaliye işaret etmektedir.



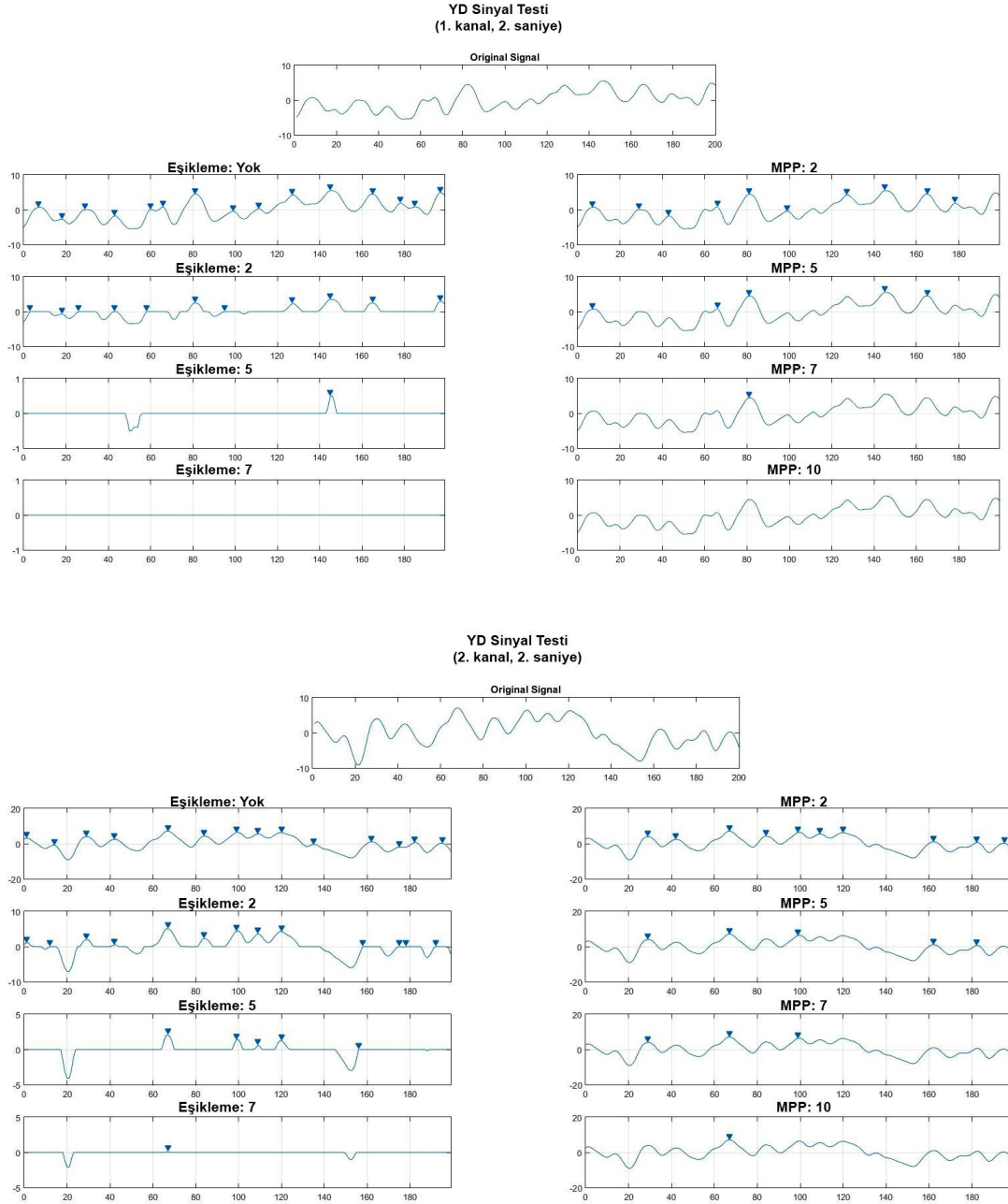
Şekil 5.17. SÜH veri setindeki bir hastanın EEG'sindeki zemin aktivitesindeki yavaşlama (a) 120-123. saniyelerde (b) 126-129.saniyelerde ve (c) 133-135.saniyelerde görülen yavaşlama

Şekil 5.18’de SÜH veri setinde yer alan başka bir hastanın EEG kaydının 15 saniyelik görüntüsü verilmiştir. Şekil 5.18’de görüldüğü gibi zemin aktivitesi genel olarak alfa dalgaları içermek ile birlikte bazı kanallarda (4, 8 ve 18. kanallar) YD’lara rastlanılmaktadır.



Şekil 5.18. SÜH veri setindeki bir hastanın 15 saniyelik (1 sayfa) EEG kaydı

Anomaliye işaret eden zemin aktivitelerinin tespit edilmesi tanı ve tedavi için oldukça önemlidir. Bu nedenle EEG sinyallerindeki YD’lar Eşikleme ve MPP metotları kullanılarak incelenmiştir. Buradaki sinyal analizi için, ham EEG sinyalinin pik bilgileri ile Eşikleme ve MPP uygulandıktan sonra elde edilen pikler üzerinde çeşitli incelemeler yapılmıştır. Bunun için SÜH veri setindeki bir hastaya ait EEG kaydının 2.saniyesindeki tüm kanallara ait sinyalleri üzerinde durulmuştur. Öncelikle 2.saniyedeki bu sinyallerden 1. ve 2. kanallar incelenmiştir. Eşikleme ve MPP için eşik değerini 1’er 1’er arttırmak önemli bir fark oluşturmayacağından, eşikleme yönteminde eşik değeri için 2, 5 ve 7; MPP yönteminde ise eşik değeri 2, 5, 7 ve 10 verilerek değerlendirilmiştir. Şekil 5.19’da her iki yöntem ile elde edilen pikler ve pik sayıları gösterilmiştir. Şekil 5.19’da 1. kanal 2. saniyedeki ham EEG sinyali için tespit edilen pikler görülmektedir.



Şekil 5.19. SÜH veri setindeki bir hastanın 1. ve 2. kanal, 2.saniyesindeki pikler

Şekil 5.18’de YD olduğu işaretlenen (4, 8 ve 18. kanallar) kanallardaki YD’ların tespiti için yapılan denemeler Çizelge 5.11’de verilmiştir. Çizelge 5.11’de ham EEG sinyalindeki, MPP ve eşikleme sonucunda elde edilen pik sayıları ile ham EEG sinyalindeki pik sayılarından çıkarılarak elde edilen farklar verilmiştir. Elde edilen Fark 1, Fark 2 ve Fark 3 değerleri MPP metodu ile elde edilen farkları, Fark 4, Fark 5 ve Fark 6 değerleri ise Eşikleme metodu ile elde edilen farkları göstermektedir. Örnek EEG sinyali üzerinde yapılan incelemelerde, ham EEG sinyalindeki pik sayıları ile MPP ve

Eşikleme ile elde edilen pik sayıları arasındaki farkın 3 ve 3'ün altında olduğu yerlerde YD olabileceği belirlenmiştir. Bu nedenle Çizelge 5.11'da YD olabilecek bu fark değerleri yeşil olarak renklendirilmiştir. Çizelge 5.11 incelendiğinde, MPP'nin öne çıkma değeri için 2 ve 5 verildiğinde sırasıyla 8 ve 4 tane YD bulunmuştur. Eşikleme metodu için 2 ve 5 değeri verildiğinde sırasıyla 3 ve 1 YD bulunmuş, 7 değeri için ise hiç bir YD bulunamamıştır. MPP için 5 ve 7 değeri ile yapılan işlem sonuçlarının, YD tespitinde doğru sonuca en yakın olan öne çıkma değeri olduğu görülmektedir. Ancak MPP 5 ile yapılan denemelerde YD'lar doğru olarak belirlenirken, aynı zamanda YD olmayan sinyalde bulunabilmektedir. Bu nedenle MPP metodunda 7 öne çıkma değeri YD tespitinde kullanılmıştır. zellikle Eşikleme ile yapılan denemelerde, YD olabilecek sinyaller neredeyse hemen hemen hiç tespit edilememiştir. Çizelge 5.11'de görüldüğü gibi, MPP öne çıkma değeri için 7 değeri verildiğinde, orjinal sinyaldeki pik sayıları ile MPP öne çıkma değeri 7 arasındaki farklardan 3 ve 3'ün altında olan 2 değer bulunmuştur. Bu durumda Fark 3 sütunundaki yeşil ile işaretlenmiş ve uzman nörolog tarafından manuel olarak işaretlenen YD'lar tespit edilmiştir. Bu nedenle uygulanan MPP tabanlı metot için öne çıkma değeri olarak 7 belirlenmiştir.

Çizelge 5.11'de verilen ham EEG sinyalindeki piklerin sayısı 2.saniyedeki tüm kanallarda eşikleme yapılmadan önce elde edilen piklerin sayısını göstermektedir.

Çizelge 5.11. SÜH veri setindeki bir hastanın tüm kanalları için elde edilen pik sayıları (2.saniye)

Kanal Adı	YD (Var / Yok)	Ham EEG Pik Sayısı	MPP						Eşikleme					
			2	Fark 1	5	Fark 2	7	Fark 3	2	Fark 4	5	Fark 5	7	Fark 6
Fp1-F7	Yok	15	10	5	5	10	1	14	11	4	1	14	0	15
F7-T3	Yok	14	10	4	5	9	3	11	13	1	5	9	1	13
T3-T5	Yok	13	10	3	6	7	5	8	10	3	5	8	2	11
T5-O1	Var	10	10	0	10	0	6	4	10	0	6	4	2	8
Fp1-F3	Yok	13	10	3	2	11	1	12	8	5	1	12	0	13
F3-C3	Yok	13	11	2	6	7	3	10	13	0	3	10	0	13
C3-P3	Yok	13	10	3	7	6	5	8		13	4	9	2	11
P3-O1	Var	11	11	0	9	2	9	2		11	8	3	7	4
FZ-CZ	Yok	12	11	1	9	3	3	9		12	2	10	1	11
CZ-PZ	Yok	13	9	4	7	6	4	9		13	4	9	1	12
Fp2-F8	Yok	15	6	9	3	12	3	12		15	7	8	6	9
F8-T4	Yok	12	11	1	8	4	6	6		12	6	6	2	10
T4-T6	Yok	13	11	2	9	4	7	6		13	7	6	2	11
T6-O2	Yok	13	10	3	7	6	6	7		13	6	7	4	9
Fp2-F4	Yok	14	8	6	4	10	2	12		14	4	10	1	13
F4-C4	Yok	11	11	0	9	2	5	6		11	5	6	0	11
C4-P4	Yok	13	9	4	8	5	8	5		13	8	5	3	10
P4-O2	Var	12	11	1	10	2	10	2		12	11	1	8	4

Bu tez kapsamında SÜH veri seti üzerine yapılan çalışmalar sağlıklı olmayan veriler üzerinde gerçekleştirilmiştir. Bu nedenle çeşitli nörolojik rahatsızlığı olan EEG kayıtlarındaki YD'lar belirlenmiştir. Ayrıca her bir kanal için ortalama YD değeri

alınarak hangi kanallarda sıklıkla görüldüğü tespit edilmiştir. Böylece YD'ların beyin hangi bölgesinde/bölgelerinde (focal, lateralized and generalized) sıklıkla görüldüğü tespit edilmiştir.

5.3.1. Ham EEG sinyalindeki YD tespiti

Bu tez çalışmasında, EKG gürültüsü içeren EEG sinyalleri ile EKG gürültüsü giderilen EEG sinyallerindeki YD'ların tespitinde MinPeakProminence (MPP) tabanlı bir yöntem uygulanmıştır. Bu yöntemin YD'ların tespitindeki başarısını ölçmek için çalışmada iki veri seti kullanılmıştır. MPP metodu ile SÜH veri setindeki uzman nörolog tarafından belirlenen YD'ların tespiti için elde edilen Karışıklık Matrisi (Confusion Matrix) Çizelge 5.12'de verilmiştir. Çizelge 5.12'deki suh01 kodlu EEG kaydı incelendiğinde, YD olmayan ve YD olmadığı tespit edilenlerin sayısının 454, YD olan ve YD olarak tespit edilenlerin sayısının ise 430 olduğu görülmektedir. Öte yandan YD olmayan ancak YD olarak tespit edilen 57, YD dalga olan ancak YD olmadığı tespit edilen YP'lerin sayısı 13 olarak bulunmuştur.

Çizelge 5.12. SÜH veri setindeki YD'ların tespiti için elde edilen karışıklık matrisi

SUH01	<table border="1"><tr><td>0</td><td>1</td></tr><tr><td>454</td><td>57</td></tr><tr><td>13</td><td>430</td></tr></table>	0	1	454	57	13	430	511 443 467 487 954	SUH02	<table border="1"><tr><td>0</td><td>1</td></tr><tr><td>165</td><td>14</td></tr><tr><td>8</td><td>911</td></tr></table>	0	1	165	14	8	911	179 919 173 925 1098	SUH03	<table border="1"><tr><td>0</td><td>1</td></tr><tr><td>535</td><td>19</td></tr><tr><td>15</td><td>583</td></tr></table>	0	1	535	19	15	583	554 598 550 602 1152	SUH04	<table border="1"><tr><td>0</td><td>1</td></tr><tr><td>912</td><td>16</td></tr><tr><td>7</td><td>91</td></tr></table>	0	1	912	16	7	91	928 98 919 107 1026
0	1																																		
454	57																																		
13	430																																		
0	1																																		
165	14																																		
8	911																																		
0	1																																		
535	19																																		
15	583																																		
0	1																																		
912	16																																		
7	91																																		
SUH05	<table border="1"><tr><td>0</td><td>1</td></tr><tr><td>573</td><td>25</td></tr><tr><td>14</td><td>450</td></tr></table>	0	1	573	25	14	450	598 464 587 475 1062	SUH07	<table border="1"><tr><td>0</td><td>1</td></tr><tr><td>655</td><td>19</td></tr><tr><td>23</td><td>167</td></tr></table>	0	1	655	19	23	167	674 190 678 186 864	SUH09	<table border="1"><tr><td>0</td><td>1</td></tr><tr><td>688</td><td>18</td></tr><tr><td>15</td><td>341</td></tr></table>	0	1	688	18	15	341	706 356 703 359 1062	SUH10	<table border="1"><tr><td>0</td><td>1</td></tr><tr><td>788</td><td>17</td></tr><tr><td>11</td><td>264</td></tr></table>	0	1	788	17	11	264	805 275 799 281 1080
0	1																																		
573	25																																		
14	450																																		
0	1																																		
655	19																																		
23	167																																		
0	1																																		
688	18																																		
15	341																																		
0	1																																		
788	17																																		
11	264																																		
SUH11	<table border="1"><tr><td>0</td><td>1</td></tr><tr><td>872</td><td>25</td></tr><tr><td>6</td><td>123</td></tr></table>	0	1	872	25	6	123	897 129 878 148 1026	SUH12	<table border="1"><tr><td>0</td><td>1</td></tr><tr><td>654</td><td>13</td></tr><tr><td>12</td><td>293</td></tr></table>	0	1	654	13	12	293	667 305 666 306 972	SUH13	<table border="1"><tr><td>0</td><td>1</td></tr><tr><td>912</td><td>8</td></tr><tr><td>8</td><td>116</td></tr></table>	0	1	912	8	8	116	920 124 920 124 1044	SUH14	<table border="1"><tr><td>0</td><td>1</td></tr><tr><td>712</td><td>35</td></tr><tr><td>9</td><td>252</td></tr></table>	0	1	712	35	9	252	747 261 721 287 1008
0	1																																		
872	25																																		
6	123																																		
0	1																																		
654	13																																		
12	293																																		
0	1																																		
912	8																																		
8	116																																		
0	1																																		
712	35																																		
9	252																																		
SUH15	<table border="1"><tr><td>0</td><td>1</td></tr><tr><td>858</td><td>15</td></tr><tr><td>21</td><td>132</td></tr></table>	0	1	858	15	21	132	873 153 879 147 1026	SUH16	<table border="1"><tr><td>0</td><td>1</td></tr><tr><td>415</td><td>37</td></tr><tr><td>8</td><td>620</td></tr></table>	0	1	415	37	8	620	452 628 423 657 1080	SUH17	<table border="1"><tr><td>0</td><td>1</td></tr><tr><td>865</td><td>7</td></tr><tr><td>17</td><td>155</td></tr></table>	0	1	865	7	17	155	872 172 882 162 1044	SUH18	<table border="1"><tr><td>0</td><td>1</td></tr><tr><td>629</td><td>35</td></tr><tr><td>30</td><td>278</td></tr></table>	0	1	629	35	30	278	664 308 659 313 972
0	1																																		
858	15																																		
21	132																																		
0	1																																		
415	37																																		
8	620																																		
0	1																																		
865	7																																		
17	155																																		
0	1																																		
629	35																																		
30	278																																		
SUH21	<table border="1"><tr><td>0</td><td>1</td></tr><tr><td>642</td><td>24</td></tr><tr><td>19</td><td>377</td></tr></table>	0	1	642	24	19	377	666 396 661 401 1062	SUH23	<table border="1"><tr><td>0</td><td>1</td></tr><tr><td>988</td><td>8</td></tr><tr><td>14</td><td>52</td></tr></table>	0	1	988	8	14	52	996 66 1002 60 1062	SUH25	<table border="1"><tr><td>0</td><td>1</td></tr><tr><td>805</td><td>24</td></tr><tr><td>11</td><td>186</td></tr></table>	0	1	805	24	11	186	829 197 816 210 1026	SUH26	<table border="1"><tr><td>0</td><td>1</td></tr><tr><td>203</td><td>22</td></tr><tr><td>7</td><td>812</td></tr></table>	0	1	203	22	7	812	225 819 210 834 1044
0	1																																		
642	24																																		
19	377																																		
0	1																																		
988	8																																		
14	52																																		
0	1																																		
805	24																																		
11	186																																		
0	1																																		
203	22																																		
7	812																																		
SUH27	<table border="1"><tr><td>0</td><td>1</td></tr><tr><td>645</td><td>41</td></tr><tr><td>24</td><td>316</td></tr></table>	0	1	645	41	24	316	686 340 669 357 1026	SUH29	<table border="1"><tr><td>0</td><td>1</td></tr><tr><td>1034</td><td>14</td></tr><tr><td>9</td><td>41</td></tr></table>	0	1	1034	14	9	41	1048 50 1043 55 1098																		
0	1																																		
645	41																																		
24	316																																		
0	1																																		
1034	14																																		
9	41																																		

Diğer EEG kayıtları için elde edilen karışıklık matrisleri incelendiğinde, GN ve YP değerlerinin oldukça yüksek, YN ve YP değerlerinin ise nispeten daha düşük olduğu

görülmektedir. Karışıklık matrisi ve elde edilen doğruluk oranlarının sonuçları Çizelge 5.13'te detaylı bir şekilde verilmiştir. Çizelge 5.13'te sırasıyla keskinlik, duyarlılık, özgüllük, F-Skor ve doğruluk oranlarını içermektedir.

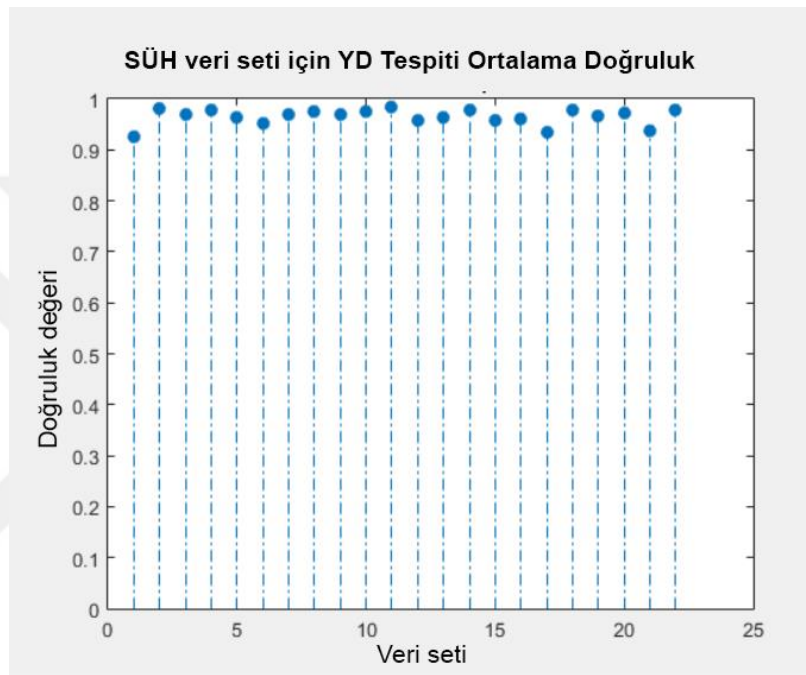
Daha önceki bölümlerde de bahsedildiği gibi keskinlik değeri hasta olarak tespit edilenlerden kaç tanesinin gerçekten hasta olduğunu gösteren istatistiksel bir ölçümdür. Genel olarak keskinlik değerleri incelendiğinde diğer tüm değerlerin doğruluk oranlarına yakın olarak bulunduğu görülmüştür. Bir sınıflandırıcının başarısının ölçümünde dikkate alınan en temel istatistiksel metrik doğruluk oranıdır. İstatistiksel metriklerini içeren Çizelge 5.13'te tüm doğruluk oranları %90'nın üzerindedir. Çizelge 5.13'te yer alan 1, 18 ve 27 nolu hastaların doğruluk oranları (%92.7, %93.3 ve %93.7), diğer hastaların doğruluk oranlarına göre nispeten daha düşüktür. En düşük doğruluk oranı %92.7 iken, en yüksek doğruluk oranı ise %98.5'tir.

Çizelge 5.13. SÜH veri setinde tespit edilen YD'ların istatistiksel ölçüm sonuçları

Hasta#	GN	YP	YN	GP	Keskinlik (%)	Duyarlılık (%)	Özgüllük (%)	F-Skor (%)	Doğruluk(%)
1	454	57	13	430	88.3	97.1	88.8	92.5	92.7
2	165	14	8	911	98.5	99.1	92.2	98.8	98.0
3	535	19	15	583	96.8	97.5	96.6	97.2	97.0
4	912	16	7	91	85.0	92.9	98.3	88.8	97.8
5	573	25	14	450	94.7	97.0	95.8	95.8	96.3
8	655	19	23	167	89.8	87.9	97.2	88.8	95.1
9	688	18	15	341	95.0	95.8	97.5	95.4	96.9
10	788	17	11	264	94.0	96.0	97.9	95.0	97.4
11	872	25	6	123	83.1	95.3	97.2	88.8	97.0
12	654	13	12	293	95.8	96.1	98.1	95.9	97.4
13	912	8	8	116	93.5	93.5	99.1	93.5	98.5
14	712	35	9	252	87.8	96.6	95.3	92.0	95.6
15	858	15	21	132	89.8	86.3	98.3	88.0	96.5
16	415	37	8	620	94.4	98.7	91.8	96.5	95.8
17	865	7	17	155	95.7	90.1	99.2	92.8	97.7
18	629	35	30	278	88.8	90.3	94.7	89.5	93.3
21	642	24	19	377	94.0	95.2	96.4	94.6	96.0
23	988	8	14	52	86.7	78.8	99.2	82.5	97.9
25	805	24	11	186	88.6	94.4	97.1	91.4	96.6
26	203	22	7	812	97.4	99.1	90.2	98.2	97.2
27	645	41	24	316	88.5	92.9	94.0	90.7	93.7
29	1034	14	9	41	74.5	82.0	98.7	78.1	97.9

F-Skor değerinin kullanılmasının en temel sebebi eşit dağılmayan veri kümelerinde hatalı bir model seçimi yapmamaktır. Sadece YN ya da YP değil tüm hata maliyetlerini de içerecek bir ölçme metriğine ihtiyaç duyulduğunda F-Skor önemli bir istatistiksel metriktir. F-Skor (F1) değeri 1 olduğunda mükemmel kabul edilirken, 0 olduğunda ise model başarısız olarak ele alınmaktadır. Çizelge 5.13'te F-Skor değerlerinin 1'e oldukça yakın olduğu görülmektedir.

Elde edilen ortalama doğruluk oranlarının grafiksel gösterimi Şekil 4.20’de verilmiştir. Şekil 5.20’de x koordinatında verilen değerler veri sayısını, y koordinatında verilen değerler ise doğruluk oranlarını göstermektedir. SÜH veri setinde yer alan EEG kayıtları üzerinde tespit edilen YD’ların tespitindeki doğruluk oranları Şekil 5.20 üzerinde görsel olarak daha iyi bir şekilde incelenebilmektedir. Şekil 5.20’de doğruluk oranı yüksek olan EEG kayıtları ile düşük olan EEG kayıtlarının hangileri oldukları açıkça gözlemlenmektedir.



Şekil 5.20. SÜH veri setinin doğruluk grafiği

Çizelge 5.14’de SÜH veri setindeki EEG kayıtlarının ortalama istatistiksel metrikleri verilmiştir. Ortalama doğruluk oranı %96.5 olup, YD’ların tespitinde MPP metodunun başarısının oldukça yüksek olduğu görülmektedir. Ayrıca Çizelge 5.14’de hesaplanan düşük olan hata oranı da (0.035) uygulanan metotların başarı performansının yüksek olduğuna işaret etmektedir.

Çizelge 5.14. Ortalama doğruluk oranı (SÜH veri seti) (sd – standart sapma)

Doğruluk (%) (\pm sd)	Duyarlılık (%) (\pm sd)	Özgüllük (%) (\pm sd)	Hata oranı
96.5 \pm 0.015785779	93.3 \pm 0.054348636	96.1 \pm 0.029663221	0.035

Kanal bazında ortalama YD sayıları Çizelge 5.15’te verilmiştir. Kanallara ait bu ortalama YD sayıları ile EEG kayıtları karşılaştırıldığında YD’ların, ortalama YD

sayısının 1'e eşit ve büyük olduğu durumlarda gözlemlendiği tespit edilmiştir. Bu nedenle Çizelge 5.15'te 1'e eşit ve büyük olan ortalama YD sayıları işaretlenmiştir.

Çizelge 5.15. SÜH veri setindeki tüm kanallar için bulunan YD sayılarının ortalaması

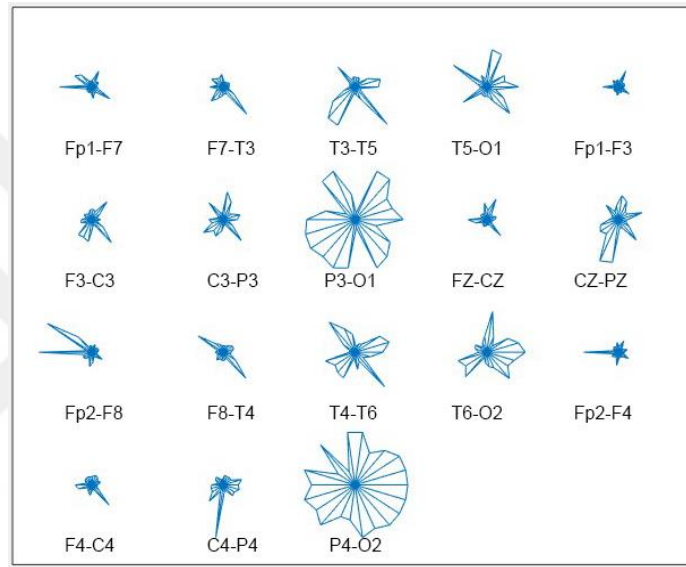
Hasta#	Fp1-F7	F7-T3	T3-T5	T5-O1	Fp1-F3	F3-C3	C3-P3	P3-O1	FZ-CZ	CZ-PZ	Fp2-F8	F8-T4	T4-T6	T6-O2	Fp2-F4	F4-C4	C4-P4	P4-O2
1	0.1	0.1	3.5	5.0	0.0	0.7	1.7	8.1	0.5	0.7	0.2	0.5	4.2	6.3	0.1	0.2	1.8	9.0
2	1.1	1.1	5.1	3.6	1.2	1.0	3.3	7.6	1.9	4.8	1.5	2.1	6.9	6.4	1.8	1.8	3.7	10.3
3	0.7	0.4	2.1	3.1	0.3	0.9	1.0	6.5	0.1	1.0	0.4	1.2	4.8	4.0	0.1	0.4	0.8	9.5
4	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.4	0.1	1.0	0.0	0.1	0.0	0.1	0.1	0.1	0.0	0.1	0.1	0.9
5	1.2	0.1	0.5	2.8	1.2	0.4	1.3	4.5	1.6	1.4	0.4	0.2	0.4	1.1	0.7	0.5	0.4	2.8
6	0.1	0.0	0.2	1.4	0.0	0.2	0.9	0.1	0.2	0.8	0.0	0.1	0.0	1.5	0.0	0.1	0.2	2.0
7	0.1	0.6	0.4	0.2	0.2	0.4	0.1	1.6	0.9	0.7	0.2	0.1	1.0	0.9	0.4	0.3	0.0	3.8
8	0.1	0.4	0.2	0.8	0.0	0.1	0.3	5.1	0.1	0.4	0.0	0.4	2.2	0.5	0.0	0.4	0.1	1.0
9	0.2	0.1	0.5	0.0	0.1	0.0	0.4	1.0	0.1	0.3	0.3	0.1	0.8	0.0	0.0	0.1	0.1	1.0
10	1.2	0.7	0.1	2.8	0.0	0.3	0.1	0.4	0.1	0.2	3.9	2.0	0.7	0.7	0.0	0.2	0.4	1.2
11	0.0	0.0	0.0	0.3	0.0	0.0	0.0	1.4	0.0	0.1	0.0	0.0	0.0	0.4	0.0	0.0	0.0	2.7
12	1.1	0.3	0.0	0.1	0.4	0.2	0.4	1.7	0.6	0.2	1.9	0.1	0.0	0.1	1.2	0.4	0.3	1.5
13	0.0	0.0	0.1	0.0	0.0	0.1	0.1	0.9	0.1	0.3	0.1	0.0	0.5	0.5	0.0	0.2	0.1	0.9
14	0.0	0.1	0.4	0.5	0.0	0.0	0.4	1.0	0.0	0.3	0.1	0.0	0.4	0.4	0.1	0.0	0.2	0.8
15	0.2	3.0	8.1	0.7	0.2	3.4	2.1	9.9	0.1	3.0	0.7	1.1	4.8	6.1	0.2	0.0	3.6	10.8
16	0.1	0.7	3.8	0.4	0.0	1.4	1.3	4.9	0.2	4.1	0.0	0.2	2.3	0.1	0.0	0.3	0.2	3.0
17	0.0	0.2	0.1	0.2	0.2	0.9	0.3	2.2	0.1	1.9	0.5	0.1	0.0	0.3	0.4	0.3	2.4	1.5
18	0.1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.1	0.1	0.0	0.0	0.0	0.5
19	0.1	0.2	0.6	0.9	0.1	0.0	0.1	4.0	0.1	0.3	0.0	0.1	0.4	1.0	0.0	0.0	0.1	3.5
20	0.4	6.7	9.6	6.5	0.0	5.4	4.9	9.5	3.5	4.7	0.3	6.3	8.7	6.4	0.1	4.7	1.9	10.3
21	0.9	0.4	0.1	0.8	0.4	0.5	0.3	1.8	0.1	0.4	0.4	0.5	0.3	1.0	0.4	0.2	0.4	2.4
22	0.0	0.0	0.0	0.1	0.0	0.0	0.0	0.2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.1	0.3	0.0	0.0	0.2	0.6

YD'ların ne sıklıkla ve hangi kanallarda görüldüğünün belirlendiği analiz değerleri ise Çizelge 5.16'da verilmiştir. Çizelge 5.16'da görüldüğü gibi SÜH veri seti üzerinde yapılan deneyler sonucunda, YD'ların parietal ve oksipital (P3-O1 ve P4-O2) bölgelerde daha fazla sayıda görüldüğü belirlenmiştir.

Çizelge 5.16. YD'ların kanallara göre görülme sıklıkları

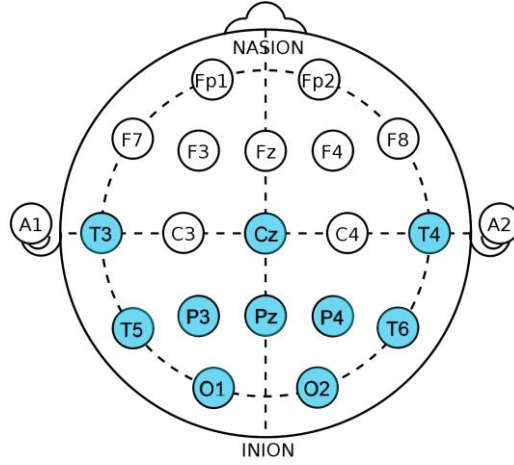
Kanal#	Kanal Adı	Kanal Frekanslarının Sayısı
1	Fp1-F7	4
2	F7-T3	3
3	T3-T5	6
4	T5-O1	7
5	Fp1-F3	2
6	F3-C3	3
7	C3-P3	7
8	P3-O1	15
9	FZ-CZ	3
10	CZ-PZ	7
11	Fp2-F8	3
12	F8-T4	5
13	T4-T6	8
14	T6-O2	8
15	Fp2-F4	2
16	C4-C4	2
17	C4-P4	5
18	P4-O2	16
Genel Toplam		106

Ayrıca Çizelge 5.16’da verilen ortalama YD sayıları görsel analiz için yıldız (star) grafiği (glyphplot) yardımıyla çizilmiştir (Şekil 5.21). Şekil 5.21 incelendiğinde en çok YD görülen kanalların 8. (P3-O1) ve 18. (P4-O2) kanallar olduğu, öte yandan 3. (T3-T5), 4. (T5-O1), 10. (CZ-PZ), 13. (T4-T6) ve 14. (T6-O2) kanallarda da azımsanmayacak sayıda YD olduğu görülmektedir. Çizelge 5.16’daki frekans değerlerinden 6’ya eşit ve büyük olan kanallar incelendiğinde yine en çok YD görülen kanalların T3-T5, T5-O1, P3-O1, CZ-PZ, T4-T6, T6-O2 ve P4-O2 olduğu net bir şekilde gözlenmiştir.



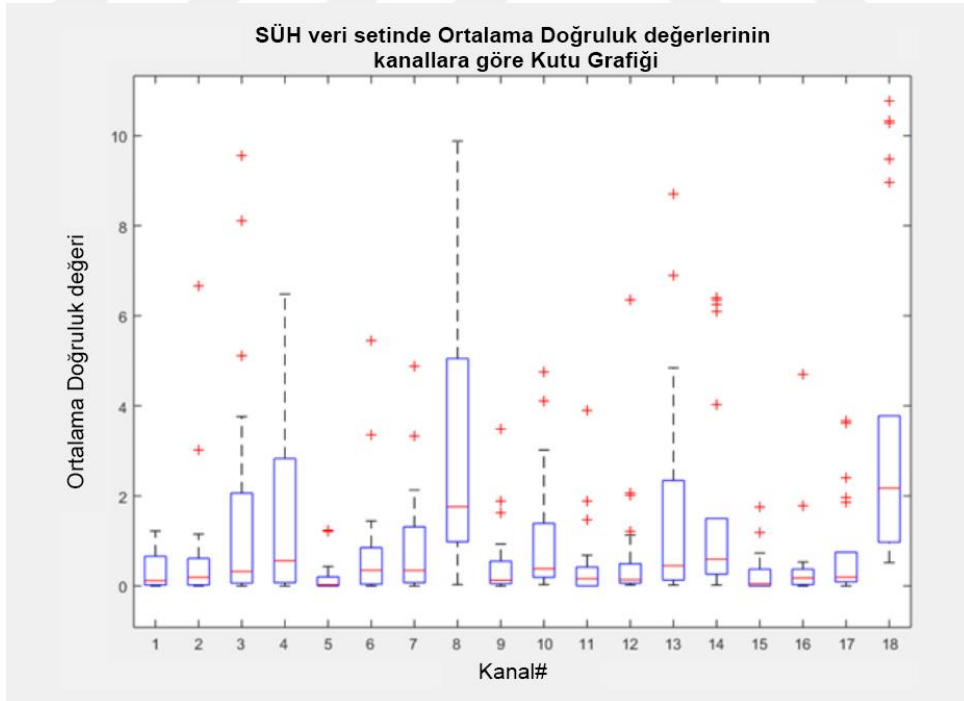
Şekil 5.21. SÜH veri setindeki kanallarda izlenen pik ortalamalarının star grafiği ile gösterimi

Şekil 5.22’de elektrot bağlantı şekilleri gösterilmiş olup, en fazla YD görülen elektrot bağlantı yerleri mavi renk ile işaretlenmiştir. Bu noktalar incelendiğinde, kafatasının her iki yarım kürede ve kafatasının arka kısmında (oksipital bölge) YD’ların daha fazla görüldüğü tespit edilmiştir. SÜH veri seti için YD’ların özellikle temporal, parietal ve oksipital bölgeler başta olmak üzere beynin arka bölgelerinde görüldüğü söylenebilir.



Şekil 5.22. SÜH veri setinde tespit edilen YD'ların elektrot bağlantı düzeneğindeki gösterimi

Ortalama doğruluk oranlarının kutu grafiği ile gösterimi Şekil 5.23'te verilmiştir. Şekil 5.23 incelendiğinde tüm medyan değerlerinin kutunun altına yakın olduğu, bıyıkların ise oldukça kısa olduğu izlenmektedir. Bu bilgiler bize dağılımın pozitif çarpık olduğunu göstermektedir. Öte yandan 3., 4., 8., 13., ve 18. kanallarda YD görülme sıklığının en fazla olduğu da açık bir şekilde görülmektedir.



Şekil 5.23. SÜH veri seti için elde edilen ortalama doğruluk oranlarının kutu grafiği ile gösterilmesi

Yapılan tüm bu analizlerin dışında ayrıca hastaların kaç tanesinin beyin bölgelerinde YD'ların olduğu incelenmiş olup, bu kapsamda yapılan analiz sonuçları

Çizelge 5.17’de verilmiştir. Çizelge 5.17’de, 22 hastanın beyin bölgelerindeki (temporal, oksipital, parietal vs.) ve yarım küre (hemisfer) görülme sayıları verilmiştir. Her bir durum harf kullanılarak kodlanmıştır.

Çizelge 5.17. Hastaların beyin bölge/yarımkürelerde YD

Kod	Beyin yarım küresi	Hasta#
A	YD yok	4
B	Tek bölge – tek odak	2
C	Tek yarım küre	Yok
D	Çoklu odak (en az 2 odak, farklı yarım küre)	15
E	Çoklu odak (en az 2 odak, aynı yarım küre)	Yok
F	Genelleştirilmiş	1
	Toplam	22

Örneğin YD’ların tek bir bölge-tek bir odak noktasında görüldüğüne işaret eden B harfinde 2 hasta tespit edilmiştir. D harfi ise farklı yarım kürelerde en az iki odak noktasında YD’ların görüldüğü hasta sayılarını göstermektedir. Çizelge 5.17 incelendiğinde, D harfi ile belirtilen 15 hastanın EEG’sinde farklı yarım küre-en az iki odak noktasında YD bulunmaktadır. Öte yandan aynı yarım küre ve en az iki odak noktasında ise YD tespit edilen bir hasta bile bulunmamaktadır. Bu durumda YD’ların daha çok beynin farklı yarım kürelerde gözlemlendiği ortaya çıkmıştır.

Uyanıklıkta kaydedilen EEG sinyalindeki YD’lar nörolojik bozukluk yönünde değerlendirilmektedir. YD’ların tespitinde kullanılan ilk veri seti olan SÜH veri seti, hastalık teşhisi konulan ve tedavi görmekte olan hastalardan oluşmaktadır. Dolayısıyla bu veri setinde YD’lar görülebilmektedir. Öte yandan geliştirilen metodun başarısını belirleyebilmek için uyanık durumda kaydedilen EEG sinyalleri üzerinde araştırma yapılmalıdır. Bu nedenle normal EEG sinyallerinden oluşan ve halka açık olan BONN veri seti için de YD’lar tespit edilmiştir. Bilindiği gibi BONN veri seti her biri 100 EEG kaydından oluşan 5 farklı kayıt türünden oluşmaktadır. Bu çalışmada SÜH veri setindeki EEG kayıtları rutin bir şekilde gözler açık ve uyanık olarak kaydedildiği için BONN veri setinde bu kritere uyan A-normal EEG kayıtları (100 EEG kaydı) kullanılmıştır. Böylelikle hem hastalık teşhisi konulmuş EEG sinyalleri, hem de normal EEG sinyalleri üzerinde geliştirilen metodun başarısı test edilmiştir. YD’lar belirli bir frekans değerine (0.5-8 Hz) sahip olduğu bilindiğinden SÜH veri setinde belirlenen optimum parametre değerleri (MPP için öne çıkma değeri=7 ve ortalama<=3) BONN veri seti için de kullanılmıştır. BONN veri seti (100 veri) üzerinde çalıştırılan metod ile elde edilen tüm YD’ların ortalama değerleri Çizelge 5.18’de verilmiştir. SÜH veri seti

için elde edilen YD ortalamalarından $YD_{ort} \geq 1$ olan ortalamalar dikkate alındığından, BONN veri setinde içinde aynı durumlar dikkate alınmıştır. Çizelge 5.18 incelendiğinde tüm veri setinde yer alan EEG kayıtlarındaki ortalamaların 1'in altında olduğu, dolayısıyla YD tespit edilmediği gözlenmiştir. SÜH veri seti üzerinde yapılan çalışmalar bize $YD_{ort} \geq 1$ olduğu durumlarda YD olduğunu göstermiştir. Fakat BONN veri setindeki elde edilen YD_{ort} 'ları 1'in altındadır. Bu durumda BONN veri setinde YD olmadığı söylenebilir. Zaten BONN veri setindeki normal EEG kayıtları kullanıldığından, bu sinyallerde YD tespiti beklenen bir durum değildir. Diğer bir deyişle bu veri setinde YD tespit edilmemesi normal bir durumdur.

Çizelge 5.18. BONN veri setindeki YD'ların ortalama değerleri

Kayıt#	YD'ların ortalaması	Kayıt#	YD'ların ortalaması	Kayıt#	YD'ların ortalaması	Kayıt#	YD'ların ortalaması
1	0.260869565	26	0.391304348	51	0.086956522	76	0.173913043
2	0.173913043	27	0.782608696	52	0.826086957	77	0.304347826
3	0.47826087	28	0.043478261	53	0.130434783	78	0.739130435
4	0.130434783	29	0.086956522	54	0.217391304	79	0.173913043
5	0.217391304	30	0.304347826	55	0.652173913	80	0
6	0.304347826	31	0	56	0.130434783	81	0.173913043
7	0.652173913	32	0.043478261	57	0.173913043	82	0.434782609
8	0.260869565	33	0.260869565	58	0.043478261	83	0.130434783
9	0	34	0.086956522	59	0.130434783	84	0.086956522
10	0.086956522	35	0.391304348	60	0.086956522	85	0.130434783
11	0	36	0.130434783	61	0.130434783	86	0
12	0.130434783	37	0.130434783	62	0.304347826	87	0.043478261
13	0.043478261	38	0.086956522	63	0.043478261	88	0.086956522
14	0.130434783	39	0.217391304	64	0.043478261	89	0.130434783
15	0.043478261	40	0.043478261	65	0.565217391	90	0.434782609
16	0.086956522	41	0.130434783	66	0.086956522	91	0.043478261
17	0	42	0	67	0.086956522	92	0.434782609
18	0.347826087	43	0.130434783	68	0.173913043	93	0.391304348
19	0	44	0.304347826	69	0.391304348	94	0.347826087
20	0.043478261	45	0.347826087	70	0	95	0.608695652
21	0	46	0.130434783	71	0.173913043	96	0.391304348
22	0.043478261	47	0.043478261	72	0.608695652	97	0.347826087
23	0.304347826	48	0.391304348	73	0	98	0.173913043
24	0.043478261	49	0.260869565	74	0.173913043	99	0.739130435
25	0.173913043	50	0.260869565	75	0.347826087	100	0

Daha öncede bahsedildiği gibi epileptiform aktiviteye işaret eden YD'lar normal EEG sinyallerinde görülmezler. Ancak nörolojik rahatsızlığı olan hastaların EEG kayıtlarında ve çoğunlukla da uyku EEG'sinde gözlemlenebilir (Barriga-Paulino ve

ark., 2011; Shaker 2006). Oysa Çizelge 5.18 incelendiğinde, tüm ortalama değerleri 1'in altındadır. Tüm bu test sonuçları göz önüne alındığında uygulanan metot ile SÜH veri setindeki tüm EEG kayıtları için %96.5 ve sadece epilepsi hastası olan EEG kayıtları için %96.24, BONN veri setinde (normal A - EEG kayıtları) ise %100 oranında bir doğruluk oranı elde edilmiştir.

5.3.2. EKG gürültü giderimi sonrası EEG sinyalindeki YD tespiti

Filtreleme işleminin etkileri FK tespitindeki etkisinin incelenmesinin yanı sıra YD tespitindeki etkileri de incelenmiştir. Uygulanan filtreleme metotları 5 SÜH EEG kaydı üzerinde uygulanmıştır. Çizelge 5.19'da SÜH veri setinde yer alan ve EKG gürültü giderilmeden önce tespit edilen YD'lara ait karışıklık matrisleri verilmiştir. SFF metodu ile elde edilen karışıklık matrisleri Çizelge 5.20'de verilirken, NEKOK filtreleme metodu sonucunda elde edilen karışıklık matrisleri Çizelge 5.21'de ayrıntılı bir şekilde verilmiştir.

Çizelge 5.19. Ham EEG için elde edilen Karışıklık Matrisi (EKG gürültüsü giderilmemiş)

suh01	0	1		suh04	0	1		suh16	0	1	
0	454	57	511	0	912	16	928	0	415	37	452
1	13	430	443	1	7	91	98	1	8	620	628
	467	487	954		919	107	1026		423	657	1080
suh18	0	1		suh23	0	1					
0	629	35	664	0	988	8	996				
1	30	278	308	1	14	52	66				
	659	313	972		1002	60	1062				

Çizelge 5.20. YD için elde edilen Karışıklık Matrisi (SFF)

suh01	0	1		suh04	0	1		suh16	0	1	
0	482	29	511	0	916	12	928	0	380	72	452
1	33	410	443	1	24	74	98	1	2	626	628
	515	439	954		940	86	1026		382	698	1080
suh18	0	1		suh23	0	1					
0	657	7	664	0	996	0	996				
1	45	263	308	1	16	50	66				
	702	270	972		1012	50	1062				

Çizelge 5.211. YD için elde edilen Karışıklık Matrisi (NEKOK filtreleme)

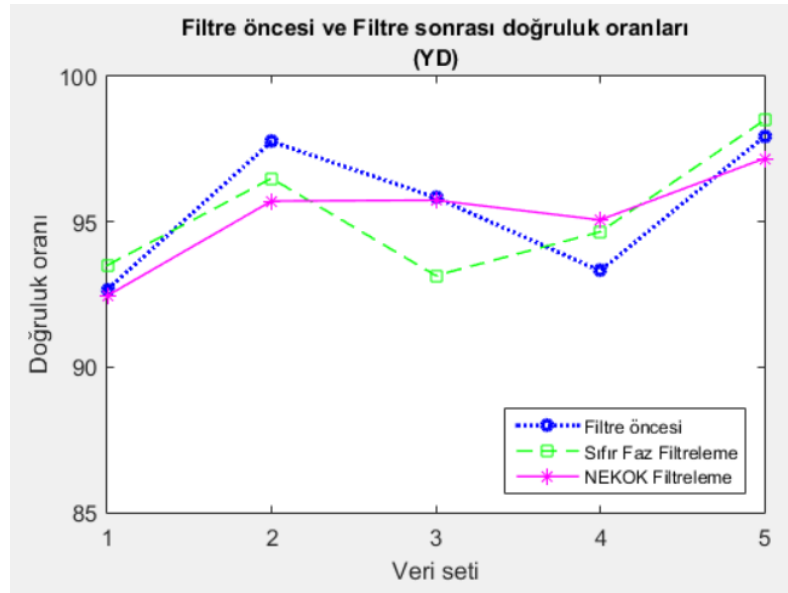
suh01	0	1		suh04	0	1		suh16	0	1	
0	474	37	511	0	907	21	928	0	428	24	452
1	35	408	443	1	23	75	98	1	22	606	628
	509	445	954		930	96	1026		450	630	1080
suh18	0	1		suh23	0	1					
0	657	7	664	0	973	23	996				
1	41	267	308	1	7	59	66				
	698	274	972		980	82	1062				

Karışıklık Matrisi yardımıyla elde edilen doğruluk oranları ise Çizelge 5.22’de verilmiştir. Çizelge 5.22’de filtre öncesinde ve iki filtreleme sonucunda YD tespiti için elde edilen doğruluk oranları yer almaktadır. Tüm metotların YD tespiti için genel doğruluk oranlarına bakıldığında; EEG sinyalindeki EKG gürültüsünün SFF yöntemi ile giderilmesinden sonra elde edilen ortalama doğruluk oranlarında önemli bir değişiklik olmadığı, NEKOK yöntemi ile giderilmesinden sonra elde edilen ortalama doğruluk oranlarında ise çok küçük bir düşüş olduğu gözlenmiştir. Daha önceki bölümlerde de bahsedildiği gibi SÜH veri setindeki kayıtların bir kısmında EKG kaydı alınmamıştır. Bu nedenle EKG gürültü gideriminde az sayıda veri kullanılmıştır. İleride daha büyük veri setleri ile gerçekleştirilecek çalışmalarla filtreleme başarıları daha iyi araştırılabilir.

Çizelge 5.22. Ham EEG sinyali ve EKG gürültüsü giderildikten sonra elde edilen EEG sinyalindeki YD tespit sonuçları (SÜH)

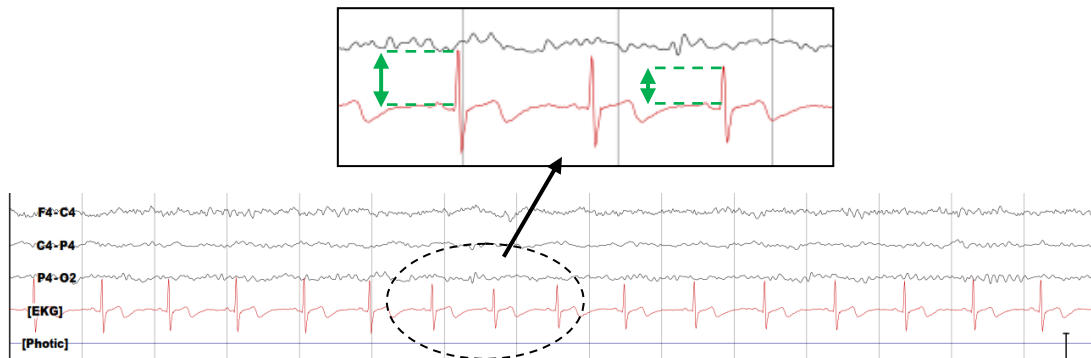
Hasta#	Filtre Öncesi	SFF	NEKOK filtreleme
suh01	92.7	93.5	92.5
suh04	97.8	96.5	95.7
suh16	95.9	93.1	95.7
suh18	93.3	94.7	95.1
suh23	97.9	98.5	97.2
Genel Ortalama:	95.5	95.3	95.2

Şekil 5.24’te filtreleme öncesi ve sonrasında YD tespiti için elde edilen doğruluk oranları grafiksel olarak gösterilmiştir. Şekil 5.24 incelendiğinde, SFF metodu sonrasında elde edilen doğruluk oranlarının, NEKOK filtreleme metodu ile elde edilen doğruluk oranlarından daha iyi olduğu görülmektedir. Esasen SFF metodu ile suh04 ve suh16 kodlu EEG kayıtları dışındaki diğer EEG kayıtlarında filtreleme öncesinde elde edilen doğruluk oranlarından daha iyi bir başarı sağladığı şekilde açıkça görülmektedir.



Şekil 5.24. YD tespiti için doğruluk oranları (SÜH veri seti)

Çünkü her ne kadar EKG sinyali düzenli bir desene sahip olsa da, Şekil 5.25'te görüldüğü gibi genlikleri farklı olabilmektedir. Bu durumda EEG sinyalinde görünme biçimleri de farklı olacaktır. Bu nedenle EEG sinyalindeki EKG gürültüsünün giderilebilmesi için EKG sinyal senkronizasyonun yerine, varolan EKG sinyalindeki QRS-komplekslerinin belirlenmesi yöntemi tercih edilmiştir.



Şekil 5.25. EKG sinyali (SÜH veri seti)

EKG gürültüsünün FK ve YD'lar üzerindeki etkileri için yapılan bu tez çalışmasında elde edilen sonuçlar Çizelge 5.23'de özetlenmiştir. Çizelge 5.23'te SÜH veri setinde yer alan beş hastanın EEG kayıtlarındaki EKG gürültüsünün giderimi öncesinde ve sonrasında belirlenen FK ve YD'lar üzerindeki doğruluk oranları görülmektedir. Burada, YD tespitinde doğruluk oranlarında hemen hemen bir değişiklik görülmemiştir. Diğer yandan, FK tespitinde ise başarıyı arttırdığı gözlenmiştir. EKG

sinyalleri yüksek genlikli sinyaller iken, EEG sinyalleri düşük genlikli sinyallerdir. Bu nedenle EKG gürültüsü EEG sinyallerindeki FK'nı gizleyebilmektedir. Yapılan bu tez çalışması ile EKG gürültüsünün giderilmesinin FK'nın tespitindeki başarıyı arttırdığı, EKG sinyal genliğinden daha düşük genliğe sahip olan YD'ların belirlenmesinde EKG gürültüsünün etki etmediği sonucuna varılmıştır.

Çizelge 5.23. SÜH veri setindeki 5 EEG kayıt ile elde edilen genel sonuçlar

	Filtre Öncesi	SFF	NEKOK
FK	83.1	88.97	86.29
YD	95.5	95.3	95.2

Çizelge 5.24'de literatürde yer alan ve EKG giderimi üzerine gerçekleştirilen çalışmalar kronolojik olarak verilmiştir. Çizelge 5.24 incelendiğinde, özellikle halka açık olan MIT-BIH veri setleri ile ilgili çalışmaların yapıldığı görülmektedir. Bu çalışmalardan Issa ve ark. (2019) ile Jiang ve ark. (2007)'nin yaptıkları çalışmalarda, EKG sinyal referansı kullanılmadan gürültü giderimi yapılmıştır. Diğer çalışmalarda ise QRS kompleksleri kullanılarak gürültü giderimi yapılmıştır. Bu tez çalışmasında ise EKG gürültü gideriminin performans ölçümünde SÜH veri seti kullanılmıştır.

Çizelge 5.24. Literatürde EKG giderimi için yapılan çalışmalar

Yazar/lar	Veri seti	Materyal-Metot
(Jiang ve ark., 2007)	MIT-BIH Polysomnography NTUH (Ulusal Tayvan Üniversite Hastanesi, Nöroloji Bölümü)	EKG sinyal referansı olmadan Adaptif Eşikleme. ADD ve Sürekli Dalgacık Dönüşümü (SDD) ile performans ölçümü.
(Thomas ve ark., 2015)	MIT-BIH Arrhythmia	QRS kompleks özelliklerini çıkarmak için Çift Ağaç Karmaşık Dalgacık Dönüşümü (ÇAKDD) ve Çok Katmanlı Yapay Sinir Ağı (ÇKYSA)
(Dora ve Biswal, 2016)	MIT/BIH Polysomnography, MIT/BIH Arrhythmia, CAP Uyku	R-peak ile QRS tahmini. Regresyon analizi ile gürültü giderimi.
(Jafarifarmand ve Badamchizadeh, 2018)	5 sağlıklı ve gönüllü birey	Hibrit metot ile gürültü giderimi (BBA ve AGG).
(Dora ve Biswal, 2019)	MIT-BIH Polysomnography	EKG sinyal tespiti için değiştirilmiş S-dönüşüm (DSD, modified S-transform-MST). Gürültü giderimi için SDD ve AMA.
(Issa ve ark., 2019)	MIT-BIH Polysomnography, MIT-BIH Arrhythmia, CAP Uyku	EKG sinyal referansı olmadan ICA ile gürültü giderimi.
(Yıldırım, 2021)	SÜH veri seti	R-peak-detect fonksiyonu ile QRS-kompleks tahmini. EKG gürültü giderimi için NEKOK ve SFF filtreleme.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

6.1 Sonuçlar

Beynin farklı bölgelerinde meydana gelen ve patolojik biyoelektrik faaliyetlerini gösteren rutin EEG, epileptojenik odağı teşhis etmek ve izlemek için kullanılmaktadır. Ancak uzman nörologların EEG sinyallerini değerlendirmeleri ve sınıflandırmaları, oldukça zaman alan maliyetli bir yöntemdir. Ayrıca uzman nörologların yaptıkları bu değerlendirmelerde kesin ve belirleyici kriterlerin olmaması, EEG işaretlerinin görsel analizini zorlaştırmaktadır. Öte yandan EEG sinyallerine beyin dışından kaynaklanan ve istenmeyen sinyaller de (gürültüler) karışabilmektedir. Bu durumda, bir veya birden fazla senkron epileptiform geçişlerin tespiti daha da zor bir hale gelmektedir. EEG sinyalindeki bu tür epileptiform olayların daha hızlı ve güvenilir bir şekilde tespit edilebilmesi için, EEG sinyalindeki istenmeyen gürültülerin giderilmesi gerekmektedir. Bu nedenle bu tez çalışmasında, EEG sinyalindeki EKG gürültüsünün giderimi ile epileptiform aktivitelerin üzerindeki etkileri incelenmiştir.

Tez çalışmasının ilk aşamasında, Konya Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi, Nöroloji Anabilim Dalına çeşitli şikayetler üzerine gelen ve EEG kaydı çekilen hastaların klinik bilgilerinin incelenmesi ile çalışmaya başlanılmıştır. Bu klinik bilgiler incelenirken, uzman nörologun verdiği bilgiler doğrultusunda, ilk olarak hastaların yaşları dikkate alınmıştır. Bilindiği üzere EEG sinyalleri yaşa bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Bu nedenle klinik bilgilerdeki 18 yaş ve üzerindeki EEG kayıtları çalışmaya dahil edilirken, klinik bilgisinde hastalık teşhisi konulmamış ya da klinik bilgileri eksik olan hastaların kayıtları çalışmaya dahil edilmemiştir. Retrospektif olarak bu klinik bilgilerin incelenmesi sonucunda, 32 kişinin EEG kaydı, EKG gürültüsünün EEG sinyalindeki FK ve YD'lar üzerindeki etkilerinin araştırılmasında kullanılmıştır.

Çalışmada öncelikle, tüm kayıtlar tek tek incelenmiştir. Yapılan incelemeler sonucunda kayıtların bazılarında, çekimin durdurulup tekrar başlatıldığı, bu nedenle bu yerlerde EEG sinyali olmadığı belirlenmiştir. Bu nedenle EEG sinyali içermeyen kısımlar kayıtlardan çıkarılmıştır. Ardından uzman doktor ile birlikte tüm kayıtlar incelenerek, FK ve YD olan yerler işaretlenmiştir. Bu çalışmada EKG gürültüsünün EEG sinyalindeki bu tür epileptiform aktivitelerin üzerindeki etkilerinin araştırılmasında QRS-komplekslerinin belirlenmesi yöntemi tercih edilmiştir. QRS-

kompleksinin tespitindeki ilk aşama, R-dalgalarının tespitidir. Çalışmada hazır bir fonksiyon olan *R-peak-detect.m* fonksiyonu R-dalgalarının tespiti için kullanılmıştır. Daha sonra elde edilen bu R-dalgaları vasıtası ile QRS-kompleksleri belirlenmiştir. EEG sinyalindeki gürültülerin giderilmesi dikkat isteyen bir durumdur. Gürültü gideriminde amaç, hem EEG sinyalindeki gürültünün en iyi şekilde EEG sinyalinden giderilmesi, hem de gürültü giderme sırasında EEG sinyalindeki bilgilerin kayba uğratılmamasıdır. Aksi takdirde, tüm EEG sinyaline filtre uygulandığında, EEG sinyalindeki önemli olabilecek bilgiler kaybolabilir. Bu nedenle filtreleme işlemi, sadece QRS-komplekslerinin olduğu yerlere yapılmıştır. Çalışmada hem geleneksel filtreleme metodu olan SFF, hem de adaptif filtreleme metodu olan NEKOK metotları kullanılarak EKG gürültü giderimi yapılmıştır.

İki bölümden oluşan bu tez çalışmasında, ham EEG sinyalindeki FK ve YD'ların ne oranlarda tespit edildiği ve EKG gürültüsü gideriminden sonra elde edilen EEG sinyalindeki FK ve YD'ların hangi oranlarda tespit edildiği üzerinde durulmuştur. Yapılan deneyler sonucunda, ham EEG sinyalindeki FK tespiti için elde edilen doğruluk oranı %83.1 olarak tespit edilmiştir. EKG gürültü gideriminden sonra ise SFF filtreleme metodu için %88.97, NEKOK filtreleme metodu için %86.29 doğruluk oranı bulunmuştur. Bu sonuçlara göre EKG gürültü gideriminin EEG sinyalindeki FK'nın tespitine olumlu bir katkısı olmuştur. Diğer yandan, EKG gürültü gideriminin YD tespiti üzerindeki etkilerinin araştırılması için yapılan deneylerde, ham EEG sinyalindeki YD'ların tespiti için %95.5'lik bir doğruluk oranı elde edilmiştir. EKG gürültü gideriminden sonra ise, SFF filtreleme metodu sonrasında %95.3 ve NEKOK filtreleme metodu sonrasında ise %95.2'lik bir doğruluk oranı elde edilmiştir. EKG gürültüsünün EEG sinyali üzerindeki YD'ların üzerindeki etkilerinin araştırılması için yapılan deneyler sonucunda, EKG gürültüsünün YD'lar üzerine olumlu ya da olumsuz bir etki yapmadığı görülmüştür. Bunun nedeni, delta ve teta YD genliklerinin genel olarak EKG sinyalinin genliğinden daha düşük olmasıdır. Her iki dalganın tespiti için elde edilen doğruluk oranları göz önünde bulundurulduğunda, EKG gürültü gideriminin FK'nın tespitine katkı sağladığı, YD'ların tespitindeki başarıda herhangi bir değişiklik olmadığı görülmüştür. EKG sinyalleri yüksek genliğe sahip sinyaller olduğundan, FK'nı kolaylıkla gizleyebilmektedir. Bu çalışma göstermiştir ki, EKG gürültülerinin giderilmesi ile birlikte FK'nın tespiti daha kolay ve hızlı bir şekilde yapılabilecektir. Ayrıca yine bu tez çalışması ile EEG sinyalindeki EKG gürültüsünün gideriminde, EKG sinyal

deseninden faydalanmanın, gürültü giderimi noktasında daha yararlı olacağı belirlenmiştir.

6.2. Öneriler

EEG sinyali, beyinden ve beyin dışından kaynaklanan sinyallerden oluştuğu için oldukça karmaşık bir yapıya sahiptir. Bu nedenle yorumlanması ve analizi diğer sinyallere göre oldukça güçtür. Bu olumsuz yanlarına rağmen, az maliyetli olmasından dolayı halen teşhis ve tedavi için önemli bir araç olmaya devam etmektedir. Ancak EEG sinyallerinden, teşhis ve tedaviye yönelik doğru bilgi elde edebilmek için uzun süreli EEG kayıtlarına ihtiyaç duyulmaktadır. Fakat böylesi uzun EEG kayıtlarının incelenmesi, bir o kadar zaman alıcı ve maliyetli bir işlemdir. Üstelik uzun EEG kayıtlarının incelenmesi sırasında teşhis için önemli olan dalga/dalgalar gözden kaçırılmaktadır. Özellikle de gürültülerden arındırılmamış bir EEG sinyalindeki anlamlı bilgiye erişebilmek dahada güçtür. Tüm bu durumlar göz önüne alındığında EEG sinyallerindeki gürültülerin giderilmesi gerekmektedir. Bu çalışma ile retrospektif olarak elde edilen EEG sinyallerindeki epileptiform aktiviteler üzerine bir çalışma gerçekleştirilmiştir. Ancak, bu çalışmanın eksik yanlarından biri yeterli miktarda EEG sinyal verisinin çalışmaya dahil edilememesidir. Bu nedenle ileride gerçekleştirilecek bir çalışma ile daha fazla miktardaki EEG verisi ile nörolojik dalga/dalgaların üzerindeki etkileri incelenebilir.

EEG sinyallerindeki gürültülerin giderilmesinde amaç, EEG kayıtlarındaki gürültülerin en doğru ve hızlı bir biçimde ortadan kaldırılabilmesini sağlamaktır. Bu bağlamda, gürültü gideriminde kullanılan filtreleme tekniklerinin etkisini arttırmak için farklı filtreleme tekniklerinin birlikte kullanıldığı yeni yaklaşımlar önerilebilir. Özellikle durağan olmayan EEG sinyallerinde etkili olan DWT metodunun farklı metotlarla hibrit olarak kullanılması literatüre katkı sağlayabilir. Teşhise yönelik karar verme süreci, otomatik gürültü giderimi yapılabilecek ve herhangi bir epileptiform dalganın gözden kaçırılmasına izin vermeyecek gömülü bir arayüz programı vasıtasıyla daha kısa sürede gerçekleştirilebilir. Böylelikle uzman doktorun EEG'yi inceleme ve analizi için zaman açısından bir iyileştirme sağlanmış olacaktır.

Yapılan araştırmalar sonucunda, bu tez çalışmasında pozitif yönde ele alınan ve özellikle bipolar montajla gözlemlenebilen FK, sadece pozitif yönde değil, aynı zamanda negatif yönde de gözlemlenebildiği belirlenmiştir. Ayrıca geniş FK adı verilen ve birbiri ardı gelen kanallarda değil, ardı sıra gelmeyen diğer kanallarda

gözlemlenebilen FK'nın olduğu bilgisine ulaşılmıştır. İleride gerçekleştirilecek ve geniş FK adı verilen bu FK'nın araştırılmasının, teşhis ve tedaviye katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

EEG ile başta olmak epilepsi hastalığı olmak üzere birçok nörolojik hastalıkların tespiti yapılmaktadır. İleride gerçekleştirilebilecek bir çalışma ile epileptiform aktivitelerin nörolojik hastalıkların (epilepsi, parkinson, SVO, baş ağrısı, akut nöbet gibi) sınıflandırılmasındaki etkileri üzerinde durulabilir. Diken dalga, keskin dalga ve FK'nın nörolojik hastalıkların sınıflandırılmasındaki etkileri, hem epileptiform aktivitelerinin tek tek ele alındığı, hem de tüm dalga komplekslerinin birlikte ele alındığı çalışmalarla gerçekleştirilebilir.

Bu tez çalışmasındaki metotların performansları için sınıflandırıcı metriklerinden karışıklık matrisi kullanılmıştır. Epileptiform aktivitelerin sınıflandırılmasında bu sınıflandırıcı metriklerinin dışında, Destek Vektör Makinesi (DVM, Support Vector Machine-SVM), Sınıflandırma ve Regresyon Ağaçları Algoritması (SRAA, Classification and Regression Tree-CART) gibi makine öğrenme yöntemlerinin yanı sıra, birçok soruna en iyi çözümler sunan Evrimsel Sinir Ağları (ESA, Convolutional Neural Networks-CNNs), Tekrarlayan Sinir Ağları (TSA, Recurrent Neural Networks-RNNs) ve Radyal Temelli Fonksiyon Ağları (RTFA, Radial Basis Function Networks-RBFNs) gibi çeşitli sinir ağları ve derin öğrenme algoritmaları kullanılarak sınıflandırıcının tahmin başarıları arttırılmaya çalışılabilir.

KAYNAKLAR

- Abhang, P.A., Gawali, B.W., Mehrotra, S.C. 2016. "Technological Basics of EEG Recording and Operation of Apparatus." In *Introduction to EEG-and Speech-Based Emotion Recognition. 2nd National Conference on Innovative Paradigms in Engineering and Technology*,.
- Abuhasel, K.A., Iliyasu, A.M., Fatichah, C. 2015. "A Hybrid Particle Swarm Optimization and Neural Network with Fuzzy Membership Function Technique for Epileptic Seizure Classification." *Journal of Advanced Computational Intelligence and Intelligent Informatics* 19(3): 447–55.
- Acar, H., Akin, M., Yıldız, A., Eği, H., Kırbaş, G. 2010. "TMS320C6713 DSK ve MATLAB Kullanılarak EEG Sinyallerinden Uyanıklık Seviyesini Sınıflandırma." *2010 IEEE 18th Signal Processing and Communications Applications Conference*: 776–79.
- Adeli, H., Zhou, Z., Dadmehr, N. 2003. "Analysis of EEG Records in an Epileptic Patient Using Wavelet Transform." *Journal of Neuroscience Methods* 123(1): 69–87.
- Akın, M., Kıymık, M.K. 2000. "Application of Periodogram and AR Spectral Analysis to EEG Signals." *Journal of Medical Systems* 24(4): 247–56.
- Al-Asmi, A., Bénar, C.G., Gross, D.W., Khani, Y.A., Andermann, F., Pike, B., Dubeau, F., Gotman, J. 2003. "fMRI Activation in Continuous and Spike-Triggered EEG-fMRI Studies of Epileptic Spikes." *Epilepsia* 44(10): 1328–39.
- Albayrak, M. 2008. "EEG Sinyallerindeki Epileptiform Aktivitenin Veri Madenciliği Süreci İle Tespiti, Doktora Tezi, Sakarya Üniversitesi." *Fen Bilimleri Enstitüsü*.
- Alkan, A. 2006. "EEG İşaretlerinin Ayrıştırılmasında Altuzay Yöntemlerinin Kullanılması." *Journal Of Yaşar University* 1(3): 211–19.
- Alpaslan, N. 2013. "Gradyan Tabanlı Heterojen Öznitelik Çıkarma Yöntemlerine Yeni Yaklaşımlar." *Yüksek Lisans Tezi, İnönü Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü*.
- Altunay, S., Telatar, Z., Eroğul, O. 2010. "EEG Detection Using the Linear Prediction Error Energy." *Expert Systems with Applications* 37(8): 5661–65.
- Amcalar, A., Çetin, M. 2010. "Çevrimiçi Heceleme İçin Bir Beyin-Bilgisayar Arayüzü Sistemi." *IEEE 18th Signal Processing and Communications Applications Conference*: 196–99.
- Anderer, P., Roberts, S., Schlögl, A., Gruber, G., Klösch, G., Herrmann, W., Rappelsberger, P., Filz, O., Barbanj, M.J., Dorffner, G., Saletu, B. 1999. "Artifact Processing in Computerized Analysis of Sleep EEG—a Review." *Neuropsychobiology* 40(3): 150–57.
- Andrzejak, R.G., Lehnertz, K., Mormann, F., Rieke, C., David, P., Elger, C.E. 2001. "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(6): 61907.
- Anonim2. 2021. "Epilepsi Nöbetleri ve Sendromları." <https://www.ucb.com.tr/hastalar/koşullar/Santral-Sinir-Sistemi/Epilepsi/Epilepsi-Nöbetleri-ve-Sendromları> (July 1, 2021).
- Anonymous1. 2012. "Find Local Maxima-Matlab Findpeaks." https://www.mathworks.com/help/signal/ref/findpeaks.html#input_argument_d0e61186 (December 24, 2020).
- Anonymous2. 2014. "EEG." <http://www.iomonitoring.org/eeg.htm> (December 3, 2019).
- Anonymous3. 2016. "Clinical Electroencephalography and Nocturnal Epilepsy." *Neupsy key*. <https://neupsykey.com/clinical-electroencephalography-and-nocturnal-epilepsy/> (August 25, 2021).

- Anonymous4. 2020. "Electroencephalography." *Wikipedia*.
<https://en.wikipedia.org/wiki/Electroencephalography> (July 15, 2020).
- Anonymous5. 2020. "Prominence." *Mathworks*.
<https://www.mathworks.com/help/signal/ug/prominence.html> (July 15, 2020).
- Anonymous6. 2021. "Understanding and Interpreting Box Plots." <https://www.wellbeingatschool.org.nz/information-sheet/understanding-and-interpreting-box-plots> (September 6, 2021).
- Anonymous8. 2022. "Denoising Signals and Images - MATLAB & Simulink Example." <https://www.mathworks.com/help/wavelet/ug/denoising-signals-and-images.html> (February 10, 2022).
- Argunsah, A.O., Curuklu, A.B., Cetin, M., Ercil, A. 2007. "Factors That Affect Classification Performance in EEG Based Brain-Computer Interfaces." *IEEE 15th Signal Processing and Communications Applications: 1–5*.
- Aydemir, Ö., Kayıkçıoğlu, T. 2013. "Beyin Bilgisayar Arayüzü Sinyallerinden Öznitelik Çıkarmak İçin Uygun Ana Dalgacığın Belirlenmesi." *21st Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU). IEEE: 6–9*.
- Aydemir, Ö. 2008. "Beyin Bilgisayar Arayüzü Uygulamalarına Yönelik EEG İşaretleri İçin Özellik Çıkarma, Yüksek Lisans Tezi." *Karadeniz Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü*.
- Bajpai, S., Kumar, M.H., Sahu, M., Mohdiwale, S. 2018. "Artifacts Removal in EEG Data." *International Journal of Computational Intelligence & IoT 2(4)*.
- Barışçı, N., Müldür, S. 2003. "Classification of Epileptic EEG Signals Using Neuro-Fuzzy System." *Journal of Polytechnic 6(2): 445–49*.
- Barriga-Paulino, C.I., Flores, A.B., Gómez, C.M. 2011. "Developmental Changes in the EEG Rhythms of Children and Young Adults: Analyzed by Means of Correlational, Brain Topography and Principal Component Analysis." *Journal of Psychophysiology 25(3): 143–58*.
- Batar, H. 2005. "EEG İşaretlerinin Dalgacık Analiz Yöntemleri Kullanılarak Yapay Sinir Ağları ile Sınıflandırılması, Yüksek Lisans Tezi." *Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*.
- Batista, G.E., Prati, R.C., Monard, M.C. 2004. "A Study of the Behavior of Several Methods for Balancing Machine Learning Training Data." *ACM Sigkdd Explorations Newsletter 6(1): 20–29*.
- Berg, A.T., Berkovic, S.F., Brodie, M.J., Buchhalter, J., Cross, J.H., van Emde Boas, W., Engel, J., French, J., Glauser, T.A., Mathern, G.W., Moshé, S.L. 2010. "Revised Terminology and Concepts for Organization of Seizures and Epilepsies: Report of the ILAE Commission on Classification and Terminology, 2005-2009." *Epilepsia 51(4): 676–85*.
- Berg, P., Scherg, M. 1991. "Dipole Modelling of Eye Activity and Its Application to the Removal of Eye Artefacts from the EEG and MEG." *Clinical Physics and Physiological Measurement 12(A): 49*.
- Berger, H. 1931. "Über Das Elektrenkephalogramm Des Menschen - Dritte Mitteilung." *Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten 94(1): 16–60*.
- Bertrand, O., Perrin, F., Pernier, J. 1985. "A Theoretical Justification of the Average Reference in Topographic Evoked Potential Studies." *Clinical Neurophysiology 62(6): 462–64*.
- Bhattacharya, J., Petsche, H. 2001. "Universality in the Brain While Listening to Music." *Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences 268(1484): 2423–33*.
- Binnie, C.D., Holder, D.S. 1999. "Electroencephalography." *Handbook of clinical*

- neurology* 72: 283–318.
- Bora, İ. 2019. “Epilepsi.” *Nadir Kitap*. <https://www.nadirkitap.com/epilepsi-ibrahim-bora-kitap4129269.html> (January 8, 2019).
- Borga, M., Friman, O. 2002. “A Canonical Correlation Approach to Exploratory Data Analysis in fMRI.” *Proceedings of the ISMRM Annual Meeting* 6(3): 1998.
- Britton, J.W., Frey, L.C., Hopp, J.L., Korb, P., Koubeissi, M.Z., Lievens, W.E., Pestana-Knight, E.M. 2016. American Epilepsy Society *Electroencephalography An Introductory Text and Atlas of Normal and Abnormal Findings in Adults, Children, and Infants*.
- Çakıl, D., İnanır, S., Baykan, H., Aygün, H., Kozan, R. 2013. “Epilepsi Ayırıcı Tanısında Psikojenik Non-Epileptik Nöbetler.” *Goztepe Tıp Dergisi* 28(1): 41–47.
- Chen, X., Liu, A., Chiang, J., Wang, Z.J., McKeown, M.J., Ward, R.K. 2016. “Removing Muscle Artifacts from EEG Data: Multichannel or Single-Channel Techniques?” *IEEE Sensors Journal* 16(7): 1986–97.
- Chung, W.K., Han, J., Youm, Y., Kim, S.H. 1997. “Task Based Design of Modular Robot Manipulator Using Efficient Genetic Algorithm.” *In Proceedings of International Conference on Robotics and Automation, IEEE* 1(April): 507–12.
- Comon, P., Pham, D.T. 1990. “Estimating The Order of a FIR Filter for Noise Cancellation.” *IEEE transactions on information theory* 36(2).
- Correa, A.G., Laciari, E., Patiño, H.D., Valentinuzzi, M.E. 2007. “Artifact Removal from EEG Signals Using Adaptive Filters in Cascade.” *Journal of Physics: Conference Series* 90(1).
- Croft, R.J., Barry, R.J. 2000. “Removal of Ocular Artifact from the EEG: A Review.” *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*: 5–19.
- Dai, C., Wang, J., Xie, J., Li, W., Gong, Y., Li, Y. 2019. “Removal of ECG Artifacts from EEG Using an Effective Recursive Least Square Notch Filter.” *IEEE Access* 7: 158872–80.
- Daubechies, I. 1990. “The Wavelet Transform, Time-Frequency Localization and Signal Analysis.” *IEEE transactions on information theory* 36(5): 961–1005.
- Delay, J., ve G. Verdeaux. 1967. “Electroencefalografia Clínica.”
- Demir, Ö. 2008. “EEG Dalgalarının Wavelet (Dalgacık) Dönüşümü İle Değerlendirilmesi.” *Yayınlanmamış Yüksek Lisans Tezi. Dumlupınar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*.
- Demirkazık, A. 2021. “Elektroensefalografinin (EEG) Biyofizik Temelleri.” <https://slideplayer.biz.tr/slide/2923876/> (September 8, 2021).
- Devuyst, S., Dutoit, T., Stenuit, P., Kerkhofs, M., Stanus, E. 2008. “Removal of ECG Artifacts from EEG Using a Modified Independent Component Analysis Approach.” *Proceedings of the 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS’08 - “Personalized Healthcare through Technology”* (1): 5204–7.
- Dhiman, R., Saini, J.S., Priyanka, A.M. 2010. “Artifact Removal From EEG Recordings-an Overview.” *Proc. NCCI* (March): 1–6.
- Dong, L., Zhang, Y., Zhang, R., Zhang, X., Gong, D., Valdes-Sosa, P.A., Xu, P., Luo, C., Yao, D. 2015. “Characterizing Nonlinear Relationships in Functional Imaging Data Using Eigenspace Maximal Information Canonical Correlation Analysis (EmiCCA).” *NeuroImage* 109: 388–401.
- Dora, C., Biswal, P.K. 2019. “Efficient Detection and Correction of Variable Strength ECG Artifact from Single Channel EEG.” *Biomedical Signal Processing and Control* 50: 168–77.
- Dora, C, ve PK.. Biswal. 2020. “Correlation-Based ECG Artifact Correction from

- Single Channel EEG Using Modified Variational Mode Decomposition.” *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 183: 105092.
- Dora, C., Biswal, P.K., 2016. “Robust ECG Artifact Removal from EEG Using Continuous Wavelet Transformation and Linear Regression.” *2016 International Conference on Signal Processing and Communications, SPCOM 2016*: 2–6.
- Easwaramoorthy, D., Uthayakumar, R. 2010. “Analysis of Biomedical EEG Signals Using Wavelet Transforms and Multifractal Analysis.” In *Communication Control and Computing Technologies (ICCCCT), 2010 IEEE International Conference On*, IEEE, 544–49.
- Ersöz, A., Özşen, S. 2011. “Uyku EEG Sinyalinin Yapay Sinir Ağı Modeli Ile Sınıflandırılması.” *Elektrik-Elektronik ve Bilgisayar Sempozyumu*.
- Fatourechi, M., Birch, G.E., Ward, R.K. 2007. “Application of a Hybrid Wavelet Feature Selection Method in the Design of a Self-Paced Brain Interface System.” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 4(Ic): 1–13.
- Fawcett, T. 2006. “An Introduction to ROC Analysis.” *Pattern recognition letters* 27(8): 861–74.
- Fegersten, L., Roger, A. 1961. “Frontal Epileptogenic Foci and Their Clinical Correlations.” *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 13(6): 905–13.
- Ferreira, A., Celeste, W.C., Cheein, F.A., Bastos-Filho, T.F., Sarcinelli-Filho, M., Carelli, R. 2008. “Human-Machine Interfaces Based on EMG and EEG Applied to Robotic Systems.” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 5: 1–15.
- Fisch, B.J. 1998. “Spehlmann’ın EEG El Kitabı.” *Turgut Yayıncılık ve Ticaret AŞ., İstanbul*.
- Fisher, R.S., Boas, W.V., Blume, W., Elger, C., Genton, P., Lee, P., Engel, Jr J. 2005. “Epileptic Seizures and Epilepsy: Definitions Proposed by the International League Against Epilepsy (ILAE) and the International Bureau for Epilepsy (IBE).” *Epilepsia* 46(4): 470–72.
- Fu, K., Qu, J., Chai, Y., Dong, Y. 2014. “Classification of Seizure Based on the Time-Frequency Image of EEG Signals Using HHT and SVM.” *Biomedical Signal Processing and Control* 13: 15–22.
- Gandhi, T., Panigrahi, B.K., Anand, S. 2011. “A Comparative Study of Wavelet Families for EEG Signal Classification.” *Neurocomputing* 74(17): 3051–57.
- Gil-Nagel, A., Abou-Khalil, B. 2012. “Electroencephalography and Video-Electroencephalography.” In *Handbook of Clinical Neurology*, Elsevier, 323–45.
- Goncharova, I.I., McFarland, D.J., Vaughan, T.M., Wolpaw, J.R. 2003. “EMG Contamination of EEG: Spectral and Topographical Characteristics.” *Clinical neurophysiology* 114(9): 1580–93.
- Gordon, R., Rzepoluck, E.J. 2004. “Introduction to Laplacian Montages.” *American journal of electroneurodiagnostic technology* 44(2): 98–102.
- Graupe, D., Efron, A.J. 1991. “An Output-Whitening Approach to Adaptive Active Noise Cancellation.” *IEEE Transactions on Circuits and Systems* 38(11): 1306–13.
- Gülbay, B.E. 2013. “Artefakt Kayıtları ve Skorlama Hataları.” *Solunum* 15(3): 180–83.
- Guo, L., Rivero, D., Pazos, A. 2010. “Epileptic Seizure Detection Using Multiwavelet Transform Based Approximate Entropy and Artificial Neural Networks.” *Journal of neuroscience methods* 193(1): 156–63.
- Hamal, A.Q., bin Abdul Rehman, A.W. 2013. “Artifact Processing of Epileptic EEG Signals: An Overview of Different Types of Artifacts.” *Proceedings - 2013 International Conference on Advanced Computer Science Applications and Technologies, ACSAT 2013*: 358–61.

- He, P., Wilson, G., Russell, C. 2004. "Removal of Ocular Artifacts from Electro-Encephalogram by Adaptive Filtering." *Medical and Biological Engineering and Computing* 42(3): 407–12.
- Hillyard, S.A., Galambos, R. 1970. "Eye Movement Artifact in the CNV." *Electroencephalography and clinical neurophysiology* 28(2): 173–82.
- Huppert, T.J., Diamond, S.G., Franceschini, M.A., Boas, D.A. 2009. "HomER: A Review of Time-Series Analysis Methods for near-Infrared Spectroscopy of the Brain." *Applied optics* 48(10): D280–98.
- Iasemidis, L.D., Shiau, D.S., Chaovalitwongse, W., Sackellares, J.C., Pardalos, P.M., Principe, J.C., Carney, P.R., Prasad, A., Veeramani, B., Tsakalis, K. 2003. "Adaptive Epileptic Seizure Prediction System." *IEEE transactions on biomedical engineering* 50(5): 616–27.
- Indiradevi, K.P., Elias, E., Sathidevi, P.S., Nayak, S.D., Radhakrishnan, K. 2008. "A Multi-Level Wavelet Approach for Automatic Detection of Epileptic Spikes in the Electroencephalogram." *Computers in Biology and Medicine* 38(7): 805–16.
- İşcan, Z. 2009. "Elektroensefalogram (EEG) ve Uyarılmış Potansiyel (UP) İşaretlerinin Ölçülmesi, Tıp Elektroniğine Giriş Dersi."
- Islam MK, Rastegarnia A, Yang Z. 2016. "Methods for Artifact Detection and Removal from Scalp EEG A Review." *Neurophysiologie Clinique* 46(4–5): 287–305.
- Issa, M.F., Tuboly, G., Kozmann, G., Juhasz, Z. 2019. "Automatic ECG Artefact Removal from EEG Signals." *Measurement Science Review* 19(3): 101–8.
- Ives, J.R., Warach, S., Schmitt, F., Edelman, R.R., Schomer, D.L. 1993. "Monitoring the Patient's EEG during Echo Planar MRI." *Electroencephalography and clinical neurophysiology* 87(6): 417–20.
- Jafarifarmand, A., Badamchizadeh, M.A. 2018. "Real-Time Cardiac Artifact Removal from EEG Using a Hybrid Approach." *Proceedings of the International Conference BIOMDLORE*: 3–7.
- Jafarifarmand, A., Badamchizadeh, M.A., 2013. "Artifacts Removal in EEG Signal Using a New Neural Network Enhanced Adaptive Filter." *Neurocomputing* 103: 222–31.
- Jebelli, H., Hwang, S., Lee, S. 2018. "EEG-Based Workers' Stress Recognition at Construction Sites." *Automation in Construction* 93(January): 315–24.
- Ji, Z., Sugi, T., Goto, S., Wang, X., Ikeda, A., Nagamine, T., Shibasaki, H., Nakamura, M. 2011. "An Automatic Spike Detection System Based on Elimination of False Positives Using the Large-Area Context in the Scalp EEG." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 58(9): 2478–88.
- Jiang, J.A., Chao, C.F., Chiu, M.J., Lee, R.G., Tseng, C.L., Lin, R. 2007. "An Automatic Analysis Method for Detecting and Eliminating ECG Artifacts in EEG." *Computers in Biology and Medicine* 37(11): 1660–71.
- Jiang, X., Bian, G.B., Tian, Z. 2019. "Removal of Artifacts from EEG Signals: A Review." *Sensors (Switzerland)* 19(5): 1–18.
- De Jongh, A.D., De Munck, J.C., Baayen, J.C., Jonkman, E.J., Heethaar, R.M., Van Dijk, B.W. 2001. "The Localization of Spontaneous Brain Activity: First Results in Patients with Cerebral Tumors." *Clinical Neurophysiology* 112(2): 378–85.
- Joshi, V., Pachori, R.B., Vijesh, A. 2014. "Classification of Ictal and Seizure-Free EEG Signals Using Fractional Linear Prediction." *Biomedical Signal Processing and Control* 9: 1–5.
- Jung, T.P., Makeig, S., Westerfield, M., Townsend, J., Courchesne, E., Sejnowski, T.J. 2000. "Removal of Eye Activity Artifacts from Visual Event-Related Potentials in Normal and Clinical Subjects." *Clinical Neurophysiology* 111(10): 1745–58.

- Kandel, E.R., Schwartz, J.H., Jessell, T.M., Siegelbaum, S., Hudspeth, A.J., Mack, S. 2000. *4 Principles of Neural Science*. McGraw-Hill New York.
- Karakis, I., Montouris, G.D., Otis, J.A., Douglass, L.M., Jonas, R., Velez-Ruiz, N., Wilford, K., Espinosa, P.S. 2010. "A Quick and Reliable EEG Montage for the Detection of Seizures in the Critical Care Setting." *Journal of Clinical Neurophysiology* 27(2): 100–105.
- Kellaway, P. 1990. "An Orderly Approach to Visual Analysis: Characteristics of the Normal EEG of Adults and Children." *Current practice: clinical electroencephalography*: 139–99.
- Knyazeva, M.G., Jalili, M., Frackowiak, R.S., Rossetti, A.O. 2011. "Psychogenic Seizures and Frontal Disconnection: EEG Synchronisation Study." *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry* 82(5): 505–11.
- Koyuncu, C.A. 2006. "Farksal Gelişim Algoritmasının İncelenmesi ve İşaret Kestiriminde Kullanılması, Yüksek Lisans Tezi, Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kayseri."
- Krakow, K., Allen, P.J., Symms, M.R., Lemieux, L., Josephs, O., Fish, D.R. 2000. "EEG Recording during fMRI Experiments: Image Quality." *Human Brain Mapping* 10(1): 10–15.
- Krauledat M, Tangemann M, Blankertz B, Müller KR. 2008. "Towards Zero Training for Brain-Computer Interfacing." *PLoS ONE* 3(8): 2967.
- Kwan, H.K., ve Q.P. Li. 1994. "New Nonlinear Adaptive FIR Digital Filter for Broadband Noise Cancellation." 41(5): 1–6.
- Lakhina S, Joseph S, Verma B. 2010. "Feature Reduction Using Principal Component Analysis for Effective Anomaly-Based Intrusion Detection on NSL-KDD."
- Lakshmi KA, Surling SN, Sheeba O. 2017. "A Novel Approach for the Removal of Artifacts in EEG Signals." : 2595–99.
- Lee KJ, Park C, Lee B. 2015. "Elimination of ECG Artifacts from a Single-Channel EEG Using Sparse Derivative Method." *Proceedings - 2015 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics, SMC 2015*: 2384–89.
- Lee SH, Lim JS, Kim JK, Yang J, Lee Y. 2014. "Classification of Normal and Epileptic Seizure EEG Signals Using Wavelet Transform, Phase-Space Reconstruction, and Euclidean Distance." *Computer methods and programs in biomedicine* 116(1): 10–25.
- Li C, Cheng KH, Chen CM, Chen JL. 2004. "Soft Computing Approach to Adaptive Noise Filtering." *2004 IEEE Conference on Cybernetics and Intelligent Systems*: 1–5.
- Logesparan L, Rodriguez-Villegas E. 2011. "A Novel Phase Congruency Based Algorithm for Online Data Reduction in Ambulatory EEG Systems." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 58(10): 2825–34.
- De Lucia M, Fritschy J, Dayan P, Holder DS. 2008. "A Novel Method for Automated Classification of Epileptiform Activity in the Human Electroencephalogram-Based on Independent Component Analysis." *Medical & Biological Engineering & Computing* 46(3): 263–72.
- Lüders, H., ve Noachtar, S., 2000. "Atlas and Classification of Electroencephalography." *Pediatric Neurology*.
- Ludwig B, Marsan CA, Buren JV. 1975. "Cerebral Seizures of Probable Orbitofrontal Origin." *Epilepsia* 16(1): 141–58.
- Marella, S. 2021. "EEG Artifacts." <https://www.slideshare.net/SudhakarMarella/eeg-artifacts-15175461> (August 25, 2021).
- Marque, C., Bisch, C., Dantas, R., Elayoubi, S., Brosse, V., Perot, C. 2005. "Adaptive

- Filtering for ECG Rejection from Surface EMG Recordings.” *Journal of Electromyography and Kinesiology* 15(3): 310–15.
- McMenamin, B.W., Shackman, A.J., Greischar, L.L., Davidson, R, J. 2011. “Electromyogenic Artifacts and Electroencephalographic Inferences Revisited.” *NeuroImage* 54(1): 4–9.
- Menshaw, M.E., Benharref, A., Serhani, M. 2015. “An Automatic Mobile-Health Based Approach for EEG Epileptic Seizures Detection.” *Expert Systems with Applications* 42(20): 7157–74.
- Molla, M.K., Islam, M.R., Tanaka, T., Rutkowski, T.M. 2012. “Artifact Suppression from EEG Signals Using Data Adaptive Time Domain Filtering.” *Neurocomputing* 97: 297–308.
- Mormann, F., Andrzejak, R.G., Elger, C.E., Lehnertz, K. 2007. “Seizure Prediction: The Long and Winding Road.” *Brain* 130(2): 314–33.
- Muthukrishnan, V. 2020. “EEG Measurement Setup (Lead and Electrode Setup).” *Electrical4U*. <https://www.electrical4u.com/eeg-measurement/> (July 1, 2021).
- Van Ness, P C. 1993. “Frontal and Parietal Lobe Epilepsy.” *The treatment of the epilepsies*: 525–32.
- Niedermeyer, E., da Silva, F.L. 1993. “Electroencephalography: Basic Principles. Clinical Applications, and Related Fields, Fifth Edition.” *William & Wilkins*. [https://books.google.com.tr/books?id=tndqYGPHQdEC&pg=PA162&lpg=PA162&dq=For+this+reason,+channel+2+shows+a+downward+deflection+\(negativity+of+input+2&source=bl&ots=GP9l-967nt&sig=ACfU3U2U8h2FoJEQOyuIhyYuXc_-6V-1Mg&hl=tr&sa=X&ved=2ahUKEwiG1fq7gs_1AhXFQ_EDH](https://books.google.com.tr/books?id=tndqYGPHQdEC&pg=PA162&lpg=PA162&dq=For+this+reason,+channel+2+shows+a+downward+deflection+(negativity+of+input+2&source=bl&ots=GP9l-967nt&sig=ACfU3U2U8h2FoJEQOyuIhyYuXc_-6V-1Mg&hl=tr&sa=X&ved=2ahUKEwiG1fq7gs_1AhXFQ_EDH) (January 26, 2022).
- Noachtar, S., Rémi, J. 2009. “The Role of EEG in Epilepsy: A Critical Review.” *Epilepsy and Behavior* 15(1): 22–33.
- O’Haver, T. 2008. “Peak Finding and Measurement.” <https://terpconnect.umd.edu/~toh/spectrum/PeakFindingandMeasurement.htm> (December 23, 2020).
- Orhan U, Hekim M, Özer M. 2010. “EEG İşaretlerinin Çok-Katmanlı Algılayıcı Yapay Sinir Ağı Modeli İle Sınıflandırılmasında Ayırıklaştırma Yaklaşımı.” *Biomedical Engineering Meeting (BIYOMUT)*: 1–4.
- Özdamar, E.Ö. 2009. “EEG Analizinde Bağımsız Bileşenler.” *Doktora Tezi, Mimar Sinan Güzel Sanatlar Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü*.
- Pachori, R.B., Patidar, S. 2014. “Epileptic Seizure Classification in EEG Signals Using Second-Order Difference Plot of Intrinsic Mode Functions.” *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 113(2): 494–502.
- Park, H.J., Han, J.M., Jeong, D.U., Park, K.S. 2002. “A Study on the Elimination of the ECG Artifact in the Polysomnographic EEG and EOG Using AR Model.” 20(3): 1632–35.
- Patil, T.R., Sherekar, S.S. 2013. “Performance Analysis of Naive Bayes and J48 Classification Algorithm for Data Classification.” *International Journal of Computer Science and Applications* 6(2): 256–61.
- Paulraj, M.P., Yaccob, S.B., Yogesh, C.K. 2014. “Fractal Feature Based Detection of Muscular and Ocular Artifacts in EEG Signals.” *IEEE Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES)*: 916–21.
- Penfield, W., Jasper, H. 1954. “Epilepsy and the Functional Anatomy of the Human Brain.”
- PhysioBank, P. 2000. “PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals.” *Circulation* v101(i23): e215–20.

- Quesney, L.F. 1984. "Frontal Lobe Epilepsy: Clinical and Electrographic Presentation." In *XVth Epilepsy International Symposium*, Raven Press, 503–8.
- Radüntz, T., Scouten, J., Hochmuth, O., Meffert, B. 2015. "EEG Artifact Elimination by Extraction of ICA-Component Features Using Image Processing Algorithms." *Journal of Neuroscience Methods* 243: 84–93.
- Rasmussen, T. 1983. "Characteristics of a Pure Culture of Frontal Lobe Epilepsy." *Epilepsia* 24(4): 482–93.
- Raz, J., Biggins, C., Turetsky, B., Fein, G. 1993. "Frequency Domain Dipole Localization: Extensions of the Method and Applications to Auditory and Visual Evoked Potentials." 40(921078).
- Romero, S., Mananas, M.A., Clos, S., Gimenez, S., Barbanoj, M.J. 2003. "Reduction of EEG Artifacts by ICA in Different Sleep Stages." *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings* 3: 2675–78.
- Routray, L., Biswal, P., Pattanaik, S.R. 2018. "ECG Artifact Removal of EEG Signal Using Adaptive Neural Network." *2018 13th International Conference on Industrial and Information Systems, ICIIS 2018 - Proceedings* (December): 103–6.
- Sadhukhan, Deboleena, and Madhuchhanda Mitra. 2012. "R-Peak Detection Algorithm for Ecg Using Double Difference And RR Interval Processing." *Procedia Technology* 4: 873–77. <http://dx.doi.org/10.1016/j.protcy.2012.05.143>.
- Sadock, B.J., Sadock, V.A. 2008. *Kaplan & Sadock's Concise Textbook of Clinical Psychiatry*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Safieddine, D., Kachenoura, A., Albera, L., Birot, G., Karfoul, A., Pasnicu, A., Biraben, A., Wendling, F., Senhadji, L., Merlet, I. 2012. "Removal of Muscle Artifact from EEG Data: Comparison between Stochastic (ICA and CCA) and Deterministic (EMD and Wavelet-Based) Approaches." *Eurasip Journal on Advances in Signal Processing* (1): 1–15.
- Salek-Haddadi, A., Diehl, B., Hamandi, K., Merschhemke, M., Liston, A., Friston, K., Duncan, J.S., Fish, D.R., Lemieux, L. 2006. "Hemodynamic Correlates of Epileptiform Discharges: An EEG-fMRI Study of 63 Patients with Focal Epilepsy." *Brain research* 1088(1): 148–66.
- Salinsky, M., Kanter, R., Dasheiff, R.M. 1987. "Effectiveness of Multiple EEGs in Supporting the Diagnosis of Epilepsy: An Operational Curve." *Epilepsia* 28(4): 331–34.
- Sanei, S., Chambers, J.A. 2013. *EEG Signal Processing*. John Wiley & Sons.
- Scherg, M., Bast, T., Berg, P. 1999. "Multiple Source Analysis of Interictal Spikes: Goals, Requirements, and Clinical Value." *Journal of Clinical Neurophysiology* 16(3): 214–24.
- Schlögl, A., Keinrath, C., Zimmermann, D., Scherer, R., Leeb, R., Pfurtscheller, G. 2007. "A Fully Automated Correction Method of EOG Artifacts in EEG Recordings." *Clinical Neurophysiology* 118(1): 98–104.
- Seeck, M., Lazeyras, F., Michel, C.M., Blanke, O., Gericke, C.A., Ives, J., Delavelle, J., Golay, X., Haenggeli, C.A., De Tribolet, N., Landis, T. 1998. "Non-Invasive Epileptic Focus Localization Using EEG-Triggered Functional MRI and Electromagnetic Tomography." *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* 106(6): 508–12.
- Shaker, M.M. 2006. "EEG Waves Classifier Using Wavelet Transform and Fourier Transform." *Brain* 2: 3.
- Sharma, R., Pachori, R.B. 2015. "Classification of Epileptic Seizures in EEG Signals Based on Phase Space Representation of Intrinsic Mode Functions." *Expert Systems with Applications* 42(3): 1106–17.

- Shen, C.P., Liu, S.T., Zhou, W.Z., Lin, F.S., Lam, A.Y., Sung, H.Y., Chen, W., Lin, J.W., Chiu, M.J., Pan, M.K., Kao, J.H. 2013. "A Physiology-Based Seizure Detection System for Multichannel EEG." *PloS one* 8(6).
- Shoka, A., Dessouky, M., El-Sherbeny, A., El-Sayed, A. 2019. "Literature Review on EEG Preprocessing, Feature Extraction, and Classifications Techniques." *Menoufia Journal of Electronic Engineering Research* 28(1): 292–99.
- Siddiqi, A.H., Kodal Sevindir, H., Yazici, C., Kutlu, A., Aslan, Z. 2014. "Spectral Analysis of Eeg Signals by Using Wavelet and Harmonic Transforms." *Istanbul Aydın Üniversitesi Dergisi* 3(9): 1–20.
- Skinner, B.T., Nguyen, H.T., Liu, D.K. 2007. "Classification of Eeg Signals Using a Genetic-Based Machine Learning Classifier." *29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*: 3120–23.
- Somers, B., Bertrand, A. 2016. "Removal of Eye Blink Artifacts in Wireless EEG Sensor Networks Using Reduced-Bandwidth Canonical Correlation Analysis." *Journal of neural engineering* 13(6): 66008.
- Song, Y., Crowcroft, J., Zhang, J. 2012. "Automatic Epileptic Seizure Detection in EEGs Based on Optimized Sample Entropy and Extreme Learning Machine." *Journal of Neuroscience Methods* 210(2): 132–46.
- Song, Y., Zhang, J. 2013. "Automatic Recognition of Epileptic EEG Patterns via Extreme Learning Machine and Multiresolution Feature Extraction." *Expert Systems with Applications* 40(14): 5477–89.
- Steriade, M. 1997. "Synchronized Activities of Coupled Oscillators in the Cerebral Cortex and Thalamus at Different Levels of Vigilance [Published Erratum Appears in Cereb Cortex 1997 Dec;7(8):779]." *Cerebral Cortex* 7(6): 583–604.
- Stern, J.M. 2005. *Atlas of EEG Patterns*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Storn, R., Price, K. 1997. "Differential Evolution a Simple Evolution Strategy for Fast Optimization." *Dr. Dobb's Journal* 22(4): 18–24.
- Storn, R. 1996. "Differential Evolution Design of an IIR-Filter." : 268–73.
- Su, B.L., Luo, Y., Hong, C.Y., Nagurka, M.L., Yen, C.W. 2015. "Detecting Slow Wave Sleep Using a Single EEG Signal Channel." *Journal of Neuroscience Methods* 243: 47–52. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jneumeth.2015.01.023>.
- Subaşı, A., Alkan, A., Koklükaya, E. 2004. "EEG İşaretlerinin Dalgacık Sinir Ağı Ile Sınıflandırılması." : 71–80.
- Subaşı, A. 2005. "Epileptic Seizure Detection Using Dynamic Wavelet Network." *Expert Systems with Applications* 29(2): 343–55.
- Sümbül, H., Coşkun, M.A. 2011. "Taşınabilir EEG Cihazı." *6. th International Advanced Technologies Symposium (IATS'11), Elazığ, Turkey*.
- Sweeney, K.T., Ward, T.E., McLoone, S.F. 2012. "Artifact Removal in Physiological Signals-Practices and Possibilities." *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* 16(3): 488–500.
- Tanaka, A., Kimura, M., Yoshinaga, S., Tomonaga, M., Mizoguchi, T. 1998. "Quantitative Electroencephalographic Correlates of Cerebral Blood Flow in Patients with Chronic Subdural Hematomas." *Surgical Neurology* 50(3): 235–40.
- Tatum, IV W.O. 2001. "Long-Term EEG Monitoring: A Clinical Approach to Electrophysiology." *Journal of clinical neurophysiology* 18(5): 442–55.
- Tekin, R., Kaya, Y., Tağluk, M.E. 2011. "K-Means ve YSA Temelli Hibrit Bir Model Ile Epileptik EEG İşaretlerinin Sınıflandırılması." *Elektrik ve Elektronik Bilgisayar Sempozyumu*: 5–6.
- Tharp, B.R. 1972. "Orbital Frontal Seizures. An Unique Electroencephalographic and Clinical Syndrome." *Epilepsia* 13(5): 627–42.

- Thomas, M., Das, M.K., Ari, S. 2015. "Automatic ECG Arrhythmia Classification Using Dual Tree Complex Wavelet Based Features." *AEU - International Journal of Electronics and Communications* 69(4): 715–21. <http://dx.doi.org/10.1016/j.aeue.2014.12.013>.
- Toprak, İ.B. 2007. "EEG Sinyallerinin Dalgacık Dönüşümü ve Yapay Sinir Ağları İle Analizi, Doktora Tezi."
- Tyvaert, L., Hawco, C., Kobayashi, E., LeVan, P., Dubeau, F., Gotman, J. 2008. "Different Structures Involved during Ictal and Interictal Epileptic Activity in Malformations of Cortical Development: An EEG-FMRI Study." *Brain* 131(8): 2042–60.
- Urigüen, J.A., Garcia-Zapirain, B. 2015. "EEG Artifact Removal—State-of-the-Art and Guidelines." *Journal of neural engineering* 12(3): 31001.
- Valderrama, M., Alvarado, C., Nikolopoulos, S., Martinerie, J., Adam, C., Navarro, V., Le Van Quyen, M. 2012. "Identifying an Increased Risk of Epileptic Seizures Using a Multi-Feature EEG-ECG Classification." *Biomedical Signal Processing and Control* 7(3): 237–44.
- Vieth, J.B., Kober, H., Grummich, P. 1996. "Sources of Spontaneous Slow Waves Associated with Brain Lesions, Localized by Using the MEG." : 215–21.
- Vigário, R.N. 1997. "Extraction of Ocular Artefacts from EEG Using Independent Component Analysis." *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 103(3): 395–404.
- Vijila, C.K., Kanagasabapathy, P., Johnson, S., Edwards, V. 2007. "Artifacts Removal in EEG Signal Using Adaptive Neuro Fuzzy Inference System." *Proceedings of ICSCN 2007: International Conference on Signal Processing Communications and Networking*: 589–91.
- Wallstrom, G.L., Kass, R.E., Miller, A., Cohn, J.F., Fox, N.A. 2004. "Automatic Correction of Ocular Artifacts in the EEG: A Comparison of Regression-Based and Component-Based Methods." *International Journal of Psychophysiology* 53(2): 105–19.
- Wang, B., Wang, X., Ikeda, A., Nagamine, T., Shibasaki, H., Nakamura, M. 2014. "Automatic Reference Selection for Quantitative EEG Interpretation: Identification of Diffuse/Localised Activity and the Active Earlobe Reference, Iterative Detection of the Distribution of EEG Rhythms." *Medical Engineering and Physics* 36(1): 88–95.
- Wang, R., Perreau-Guimaraes, M., Carvalhaes, C., Suppes, P. 2012. "Using Phase to Recognize English Phonemes and Their Distinctive Features in the Brain." *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 109(50): 20685–90.
- Webster, J.G. 1978. "Medical Instrumentation-Application and Design." : 2.
- Westmoreland, B.F. 1998. "The EEG Findings in Extratemporal Seizures." *Epilepsia* 39(6 SUPPL.4): 1–8.
- Wienbruch, C., Moratti, S., Elbert, T., Vogel, U., Fehr, T., Kissler, J., Schiller, A., Rockstroh, B. 2003. "Source Distribution of Neuromagnetic Slow Wave Activity in Schizophrenic and Depressive Patients." *Clinical Neurophysiology* 114: 2052–60.
- Williamson, P.D., Spencer, D.D., Spencer, S.S., Novelly, R.A., Mattson, R.H. 1985. "Complex Partial Seizures of Frontal Lobe Origin." *Annals of Neurology: Official Journal of the American Neurological Association and the Child Neurology Society* 18(4): 497–504.
- Williamson, P.D., Spencer, S.S. 1986. "Clinical and EEG Features of Complex Partial

- Seizures of Extratemporal Origin.” *Epilepsia* 27: S46–63.
- Wilson, S.B., Turner, C.A., Emerson, R.G., Scheuer, M.L. 1999. “Spike Detection II: Automatic, Perception-Based Detection and Clustering.” *Clinical Neurophysiology* 110(3): 404–11.
- Witte, H., Iasemidis, L.D., Litt, B. 2003. “Special Issue on Epileptic Seizure Prediction.” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 50(5): 537–39.
- Xia, Y., Leung, H. 2006. “Nonlinear Spatial-Temporal Prediction Based on Optimal Fusion.” *IEEE Transactions on Neural Networks* 17(4): 975–88.
- Yao, D. 2001. “A Method to Standardize a Reference of Scalp EEG Recordings to a Point at Infinity.” *Physiological measurement* 22(4): 693.
- Yiğit, N. 2007. “Farksal Gelişim Algoritması Kullanılarak Adaptif Gürültü Giderici, Yüksek Lisans Tezi.” *Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı.*

