

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

**BİYOLOJİK İŞARET GÜRÜLTÜLERİNİN
DOĞRUSAL OLMAYAN FİLTRELERLE
FİLTRELENMESİ**

**Hazırlayan
Zişan ÇAĞLIŞLEK**

**Danışman
Dr. Öğr. Üyesi Hasan ZORLU**

Yüksek Lisans Tezi

**Şubat 2022
KAYSERİ**

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

**BİYOLOJİK İŞARET GÜRÜLTÜLERİNİN
DOĞRUSAL OLMAYAN FİLTRELERLE
FİLTRELENMESİ
(Yüksek Lisans Tezi)**

**Hazırlayan
Zişan ÇAĞLIŞLEK**

**Danışman
Dr. Öğretim Üyesi Hasan ZORLU**

**Şubat 2022
KAYSERİ**

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

Bu çalışmada yer alan tüm bilgilerin akademik ve etik kurallarına uygun olarak elde edildiğini beyan ederim. Aynı zamanda ilgili kural ve davranışların gerektirdiği gibi, bu çalışmanın özünde olmayan tüm materyal ve sonuçları tam olarak aktardığımı ve referans gösterdiğimi belirtirim.

Zişan ÇAĞLIŞLEK

“Biyolojik İşaret Gürültülerinin Doğrusal Olmayan Filtrelerle Filtrelenmesi” adlı Yüksek Lisans Tezi, Erciyes Üniversitesi Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi’ ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Hazırlayan

Zişan AĞLIİŐLEK

Danışman

Dr. Öğretim Üyesi Hasan ZORLU

Elektrik-Elektronik Mühendisliği ABD Başkanı

Prof. Dr. Ömer Galip SARÇOĞLU

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam süresince kıymetli bilgi, birikim ve tecrübeleri ile bana yol gösterici ve destek olan değerli danışman hocam sayın Dr. Öğretim Üyesi Hasan ZORLU' ya teşekkür ve saygılarımı sunarım.

Çalışmalarım boyunca yardımını hiç esirgemeyen değerli arkadaşım Nuray KÜÇÜKGÖZ, Eda DAĞDEVİR ve Simay KAYA' ya teşekkürü bir borç bilirim.

Çalışmalarım boyunca maddi manevi destekleriyle beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan sevgili eşim Ahmet ÇAĞLIŞLEK ve aileme, yüksek lisans sürecinde aramıza katılan yeni aile üyemiz Yavuz Emir ÇAĞLIŞLEK' e sonsuz teşekkürler ederim.

Zişan ÇAĞLIŞLEK

Şubat 2022, KAYSERİ

BİYOLOJİK İŞARET GÜRÜLTÜLERİNİN DOĞRUSAL OLMAYAN FİLTRELERLE FİLTRELENMESİ

Zişan ÇAĞLIŞLEK

Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü
Yüksek Lisans Tezi, Şubat 2022
Danışman: Dr. Öğretim Üyesi Hasan ZORLU

ÖZET

İnsan beyninde yer alan hastalıkları saptamada ve hastalık seyrinin takip edilmesinde büyük önem arz eden elektroensefalografi (EEG) kayıtlarını zorlaştıran önemli olan faktörlerden biri diğer vücut sinyallerden çok çabuk etkileniyor olmasıdır. EEG sinyalleri periyodik olarak seyretmezler; genlik, faz ve frekansları sürekli değişir. Bu nedenle, anlamlı bir veri elde edebilmek için, ölçümlerin oldukça uzun sürede yapılması gereklidir. Uzun süren ölçümler süresince hastaların fiziksel hareketlerini engellemek adına önlemler alınabilir ancak göz hareketlerini göz açık veya kapalı konumdayken engellemek oldukça zorlayıcıdır. elektrookülografi (EOG) sinyalleri genlik değerleri yaklaşık 50-3500 mikroV, yaklaşık 0-100 Hz frekans bandı aralığında yer almaktadır, yatay ve dikey göz hareketiyle değişmektedir. EEG sinyalleri genlik değerleri tepeden tepeye 1-100 mikroV, frekans bandı ise 0.5-100 Hz aralığındadır. Düşük genlikli ve daha çabuk etkilenebilir sinyaller olan EEG sinyalleri kaydı süresince fp1 sinyaline konum olarak en yakın bölgede bulunması sebebi ile EOG sinyalleri gürültü olarak yansıyabilir ve EEG sinyallerinin bulunması gerekli olan genlik aralıklarından sapmasına sebebiyet verebilir. EOG sinyallerinde yer alan yüksek genlikli göz hareketleri EEG sinyallerine dürtüsel gürültüsü olarak yansımaktadır. Myriad filtrenin dürtüsel gürültülerde başarılı olması sebebiyle EOG sinyallerinin neden olduğu dürtüsel gürültülerin eliminasyonunda oldukça faydalı bir filtredir. EEG kayıtlarını etkileyen, istenmeyen EOG gürültülerinin, ağırlıklandırılmış Myriad filtre kullanılarak azaltması çalışmaları ile farklı bir bakış açısı geliştirilmesi amaçlamıştır. EEG sinyallerinde yer alan EOG' den kaynaklı gürültülerin ağırlıklandırılmış Myriad filtre ile eliminasyonu çalışmaları ile dürtüsel gürültülerde başarılı sonuç elde edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: EEG, gürültü, doğrusal olmayan filtreleme, Myriad filtre, adaptif filtre

FILTERING BIOLOGICAL SIGNAL NOISE WITH NONLINEAR FILTERS

Zişan AĐLIİŐLEK

Erciyes University, Graduate School of Natural and Applied Sciences

Master Thesis, February 2022

Supervisor: Assist. Prof. Dr. Hasan ZORLU

ABSTRACT

One of the important factors that complicates electroencephalography (EEG) recordings, which are of great importance in detecting diseases in the human brain and following the course of the disease, is that it is very quickly affected by other body signals. EEG signals do not watch periodically; The amplitude, phase and frequency are constantly changing. Therefore, in order to obtain meaningful data, it is necessary to make measurements over a long period of time. During long-term measurements, measures can be taken to prevent physical movements of patients, but it is very challenging to prevent eye movements when the eye is open or closed. The amplitude values of electrooculography (EOG) signals are approximately 50-3500 microV, in the frequency band range of approximately 0-100 Hz, changing with horizontal and vertical eye movement. The amplitude values of the EEG signals are in the range of 1-100 microV from peak to peak, and the frequency band is in the range of 0.5-100 Hz. EEG signals, which are low amplitude and more easily affected signals, can be reflected as noise and cause the EEG signals to deviate from the required amplitude ranges, since they are located in the closest region to the fp1 signal during recording. The high amplitude eye movements in the EOG signals are reflected in the EEG signals as impulsive noise. Since the Myriad filter is successful in impulsive noises, it is a very useful filter in the elimination of impulsive noises caused by EOG signals. It is aimed to develop a different perspective by reducing unwanted EOG noises affecting EEG recordings by using a weighted Myriad filter. Successful results were obtained in impulsive noises with the elimination of EOG noises in EEG signals with a weighted Myriad filter.

Keywords: EEG, noise, nonlinear filtering, Myriad filter, adaptive filter

İÇİNDEKİLER

BİYOLOJİK İŞARET GÜRÜLTÜLERİNİN DOĞRUSAL OLMAYAN FİLTRELERLE FİLTRELENMESİ

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK	ii
YÖNERGEYE UYGUNLUK.....	iii
KABUL VE ONAY	iv
TEŞEKKÜR.....	v
ÖZET.....	vi
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	viii
KISALTMALAR LİSTESİ.....	x
TABLolar LİSTESİ.....	xi
ŞEKİLLER LİSTESİ	xii
GİRİŞ	1

1. BÖLÜM

GENEL BİLGİLER ve LİTERATÜR ÇALIŞMASI

1.1. Elektroensefalografi (EEG) tarihçesi ve gelişimi	2
1.2. Sinirsel Aktiviteler ve Aksiyon Potansiyeli	3
1.3. EEG oluşumu ve Beyin ritimleri.....	6
1.4 EEG Kaydı ve Ölçümü	12
1.4.1 Konvansiyonel Elektrot Konumlandırma	15
1.4. Problem Durumu	19
1.5. Araştırmanın Amacı	20
1.6. Araştırmanın Önemi.....	20

2. BÖLÜM

YÖNTEM VE MATERYAL

2.1. Kullanılan Veri Seti	21
2.2. EEG Sinyalleri EOG' den Neden Etkilenir	22
2.3. İşaret ve Filtreleme	23
2.3.1. Filtreleme	25
2.3.2. Doğrusal Olmayan Filtreleme.....	27
2.3.3. Myriad Filtre	29

2.3.3.1 Standart Myriad Filtre	29
2.3.3.2 Ağırlıklandırılmış Myriad Filtre	31
2.3.3.3 Adaptif Myriad Filtre	31
2.4. Simülasyon	34

3. BÖLÜM

BULGULAR VE TARTIŞMA

3.1. Araştırma, Bulgular ve Tartışma	36
3.1.1. Kıyaslama	38
3.1.1.1 Diferansiyel gelişim algoritması- Adaptif Myriad Filtre 11, 9, 7, 5 parametrelili uygulama kıyası.....	39
3.1.1.2 Diferansiyel gelişim algoritması- Adaptif Myriad Filtre 11, 9, 7, 5 parametrelili uygulama ile RLS algoritması ile elde edilen 11, 9, 7, 5 parametrelili FIR filtre kıyası	40
3.1.1.3 Diferansiyel gelişim algoritması- Adaptif Myriad Filtre 11, 9, 7, 5 parametrelili uygulama ile 11, 9, 7, 5 parametrelili klasik Myriad filtre uygulama kıyası	42

4. BÖLÜM

SONUÇ ve ÖNERİLER

4.1. Sonuç ve Öneriler	44
KAYNAKÇA	46
ÖZGEÇMİŞ.....	51

KISALTMALAR LİSTESİ

BCI	: Brain computer interface
CNS	: Merkezi sinir sistemi
CT	:Bilgisayarlı tomografi
EEG	: Elektroensefalografi
EOG	: Elektrookülografi
EPSP	: Eksitator postsinaptik potansiyel
ERP	:Olayla ilgili potansiyel
FIR	: Sonlu Dürtü Yanıtı
fMRI	:Fonksiyonel MRI
IPSP	: İnhibitör postsinaptik potansiyel
LCD	: Liquid Crystal Display
MAE	:Mean Absolute Error
MEG	: Manyetoensefalogram
MEG	:Manyetoensefalogram
MRI	:Manyetik rezonans görüntüleme
MSE	:Mean Square Error – MSE
PET	:Pozitron emisyon tomografisi
POST	:Pozitif oksipital keskin geçici
RLS	: Özyineli En Küçük Kareler
S α S	:Simetrik α -bağımlı
URL	: Uniform Resource Locator

TABLolar LİSTESİ

Tablo 2.1.	Maksimum olasılık bölgesi için amaç fonksiyonları ile çeşitli filtre çıkışları	29
------------	--	----



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1.	Hücre içi mikroeletrotlar aracılığıyla kaydedilen sinaptik aktivasyon sırasında nöron membran potansiyeli değişiklikleri ve akım akışı.....	5
Şekil 2.	Örnek aksiyon potansiyeli	6
Şekil 3.	Yaklaşık dirençleri ve kalınlıkları dahil olmak üzere beynin üç ana katmanı ($\Omega = \text{ohm}$)	7
Şekil 4.	Beynin ana bölümlerinin şematik gösterimi	8
Şekil 5.	Beyin ritmi sinyalleri (beyin dalgaları)	10
Şekil 6.	21 elektrotun yerleştirilmesi için geleneksel olan 10–20 EEG elektrot konumu	16
Şekil 7.	Referans elektrotlar dahil olmak üzere 75 elektrot için 10–20 elektrot ayarının şematik bir temsili: (a) ve (b) üç boyutlu önlemleri temsil eder ve (c) elektrot kurulum konfigürasyonunun iki boyutlu bir görünümünü gösterir	17
Şekil 8.	Normal yetişkin beyin aktivitesinin yaklaşık yedi saniyesi sırasında tipik bir EEG sinyali seti	18
Şekil 9.	Elektrot yerleşimi	22
Şekil 10.	Filtreleme işleminin genel gösterimi	25
Şekil 11.	Filtreleme işleminin şematik gösterimi	26
Şekil 12.	Adaptif gürültü eliminasyon uygulaması	34
Şekil 13.	Fp1 kanalından alınan gürültülü EEG sinyali.....	36
Şekil 14.	EOG sinyali	37
Şekil 15.	Filtreleme işlemi yapılan fp1 sinyalinin filtre çıkışı.....	37
Şekil 16.	Filtreleme işlemi yapılan fp1 sinyalinin filtre çıkışı ile fp1 kanalından alınan gürültülü EEG sinyalinin kıyası.....	38
Şekil 17.	Filtre çıkışı ile fp1 kanalından alınan gürültülü EEG sinyalinin dürtü gürültüsü eliminasyon kıyası	38
Şekil 18.	Diferansiyel gelişim algoritmasından elde edilen 11 ve 9 parametrelili adaptif Myriad filtre uygulaması kıyası.....	39
Şekil 19.	Diferansiyel gelişim algoritmasından elde edilen 11 ve 7 parametrelili adaptif Myriad filtre uygulaması kıyası.....	40

Şekil 20. Diferansiyel gelişim algoritmasından elde edilen 11 ve 5 parametrelili adaptif Myriad filtre uygulaması kıyası.....	40
Şekil 21. Diferansiyel gelişim algoritması ile elde edilen 11 parametrelili adaptif Myriad filtre uygulaması ile RLS algoritması ile elde edilen 11 parametrelili FIR filtre uygulama kıyası.....	40
Şekil 22. Diferansiyel gelişim algoritması ile elde edilen 9 parametrelili adaptif Myriad filtre uygulaması ile RLS algoritması ile elde edilen 9 parametrelili FIR filtre uygulama kıyası.....	41
Şekil 23. Diferansiyel gelişim algoritması ile elde edilen 7 parametrelili adaptif Myriad filtre uygulaması ile RLS algoritması ile elde edilen 7 parametrelili FIR filtre uygulama kıyası.....	41
Şekil 24. Diferansiyel gelişim algoritması ile elde edilen 5 parametrelili adaptif Myriad filtre uygulaması ile RLS algoritması ile elde edilen 5 parametrelili FIR filtre uygulama kıyası.....	41
Şekil 25. Diferansiyel gelişim algoritması ile elde edilen 11 parametrelili adaptif Myriad filtre uygulaması ile 11 parametrelili klasik Myriad filtre uygulama kıyası.....	42
Şekil 26. Diferansiyel gelişim algoritması ile elde edilen 9 parametrelili adaptif Myriad filtre uygulaması ile 9 parametrelili klasik Myriad filtre uygulama kıyası.....	43
Şekil 27. Diferansiyel gelişim algoritması ile elde edilen 7 parametrelili adaptif Myriad filtre uygulaması ile 7 parametrelili klasik Myriad filtre uygulama kıyası.....	43
Şekil 28. Diferansiyel gelişim algoritması ile elde edilen 5 parametrelili adaptif Myriad filtre uygulaması ile 5 parametrelili klasik Myriad filtre uygulama kıyası.....	43

GİRİŞ

Elektroensefalografi (EEG) sinyalleri, insan beyindeki elektriksel davranışları temsil eden sinyallerdir. İnsan kafatasına yerleştirilen elektrotlar vasıtasıyla ölçülür. Klinik uygulamalarda; çoğunlukla EEG kayıtları, göz kırpma yada gözün sağ-sol hareketlerinden dolayı oluşan elektrookülografi (EOG) gürültüleri tarafından etkilenen bir bozulmaya maruz kalır. Bu durumda EEG sinyallerinin yorumlanmasında, analiz edilmesinde ve EEG sinyal tabanlı kontrol sistemlerinde (Örn. Beyin bilgisayar ara yüzü (Brain computer interface (BCI))) ciddi birçok probleme yol açmaktadır (Acır ve Çınar ve Mengüç, 2018). EEG kaydı sırasında hasta rahat olması ve kas hareketinin kısıtlanması amacıyla önlemler alınsa da göz kapalı veya açık konumdayken gözün hareketini engelleyici yöntemler tam olarak bulunmamaktadır. Özellikle uzun süreli olan EEG kayıtları süresince hastaların göz hareketlerinden kaynaklı EOG sinyalleri EEG kayıtlarında gürültü olarak yansımaktadır. Bu gürültüler EEG kaydının incelenmesi ve yorumlanmasını oldukça zorlaştırmaktadır. EEG sinyalinin çabuk etkilenebilir olması sebebiyle EEG sinyallerinden gürültü yok etme/ eliminasyon çalışmalarının gerekliliğini artırmıştır. Son zamanlarda bu yönde çalışmalar artırılmıştır.

1. BÖLÜM

GENEL BİLGİLER ve LİTERATÜR ÇALIŞMASI

1.1. Elektroensefalografi (EEG) tarihçesi ve gelişimi

İnsan beyninin sinirsel (nöronal) aktiviteleri, doğumda önce 17. ve 23. haftalar arasında başlamaktadır. Bu aşamadan başlayarak, kişinin yaşamı boyunca beyin tarafından üretilen elektriksel sinyallerin yalnızca beyinin fonksiyonlarını değil, beraberinde vücudun durumunu da temsil ettiğine inanılmaktadır.

Carlo Matteucci (1811-1868) ve Emil Du Bois-Reymond (1818-1896) kas sinirlerinden yayılan elektrik sinyallerini bir galvanometre kullanarak kaydeden ilk kişilerdi ve nörofizyoloji kavramını oluşturdular (Caton, 1875 ve Walter 1964). Ancak eylem kavramı Hermann Von Helmholtz (Cobb, 2022) tarafından tanıtılan akım, kas kasılması sırasında meydana gelen olumsuz varyasyonları netleştirdi ve doğruladı.

İngiltereli bilim adamı Richard Caton, galvanometre kullanarak bir insan denekdeki kafatası derisine iki elektrot yerleştirdi ve bu şekilde ilk kez 1875'te beyin aktivitesi elektrik sinyalleri olarak kaydedildi.

Bu çalışma ile beraber; elektro, beyin elektriksel aktivitelerinin kaydı, ensefalo ise beyinden yayılan sinyalleri için kullanılarak ayrıca çizim yada yazı anlamına gelen gram (veya grafi) kavramları ile birleştirildi, EEG terimi böylece beyin elektriksel-sinirsel aktivitesini tanımlamak için kullanıldı.

İlk deneyler kas sinirlerinden yayılan elektriksel sinyallerin galvometre ile kaydedilmesi ile nörofizyoloji kavramı oluşturuldu. Bu çalışmanın ardından yapılan deneylerde kullanılan galvometrenin iki elektrot ile kafa derisine yerleştirilmesi ile ilk beyin aktiviteleri elektrik sinyalleri olarak kaydedildi. Bu çalışmalar ile, elektro- (beynin elektriksel aktivitelerinin kaydı); ensefalo- (sinyallerin baştan yayılması) ve

çizim yada yazı anlamına gelen gram (veya grafi) kavramları birleştirildi ve böylece EEG terimi bundan böyle beynin elektriksel sinirsel aktivitesini belirtmek için kullanıldı.

EEG kayıt çalışmalarında galvometre ile yapılan çalışmalar ile 3 dakikalık kayıtlar fotoğraf kağıdına basılarak beynin sinirsel aktivitelerinin kayıt çıktısı çalışmaları ile ilerlemiştir. Galvometre ile yapılan çalışmalar ile elde edilen ilerlemeler ile süreç biyolojik amplifikatör kullanımı ile beyin potansiyeli çok kanaldan ölçümü sağlandı. Ayrıca çok kanallı kayıtlar ile daha geniş beyin bölgesini kapsamayı sağlamak için çok sayıda elektrot kullanımı sağlandı. Daha sonra ise yapılan çalışmalar ile osiloskop kullanımı yaygınlaşmış ve cerrahi operasyonlarda EEG kullanımı popüler hale geldi.

Bu süre zarfında mikroeletrotlar icat edildi. Tungsten veya cam gibi malzemelerden yapılmış, potasyum klorür gibi elektrolitlerle doldurulmuş elektrotların çapları 3 µm' den az hale getirildi. Hatta bu mikroeletrotlar ile hücre içi implante edilebilen çalışmalar sağlandı. Bununla birlikte prematüre yeni doğan bebeklerin EEG'lerinin analizi için çalışmalar yapıldı. Ayrıca akıl hastalıklarının özellikle görsel uyarılmış potansiyellerin araştırılması çalışmalarında EEG kullanıldı.

Bununla birlikte, EEG tarihi, 1300' lerin başlarında başlayan ve çok sayıda nörolojik ve fizyolojik anormalliklerin tespiti, tanınması, teşhisi ve tedavisi için insan beyninin ve merkezi sinir sisteminin (CNS) günlük klinik, deneysel çalışmaların gelişimini getiren sürekli bir süreç olmuştur. Günümüzde, EEG'ler tamamen bilgisayarlı sistemler kullanılarak invaziv (vücut içi) ve noninvaziv (vücut dışı) olarak kaydedilmektedir.

EEG makineleri birçok sinyal işleme aracı, hassas ve hassas ölçüm elektrotları ve birkaç saatlik çok uzun süreli kayıtlar için yeterli bellek ile donatılmıştır. EEG veya MEG (manyetoensefalogram) makineleri, fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme (fMRI) gibi diğer beyin görüntüleme sistemleriyle entegre edilebilir hale gelmiştir.

1.2. Sinirsel Aktiviteler ve Aksiyon Potansiyeli

Merkezi sinir sistemi çoğunlukla sinir hücreleri ve nöronlar arasında bulunan glia hücrelerinden oluşur. Bir sinir hücresi akson, dendrit ve hücre gövdelerinden oluşur. Sinir hücreleri uyarılara tepki verir ve uzun mesafelerde bilgi iletir. Bir sinir hücresi

gövdesi tek bir çekirdeğe sahiptir. Hücre gövdesinde oluşturulan proteinler sinirin diğer kısımlarına iletilir.

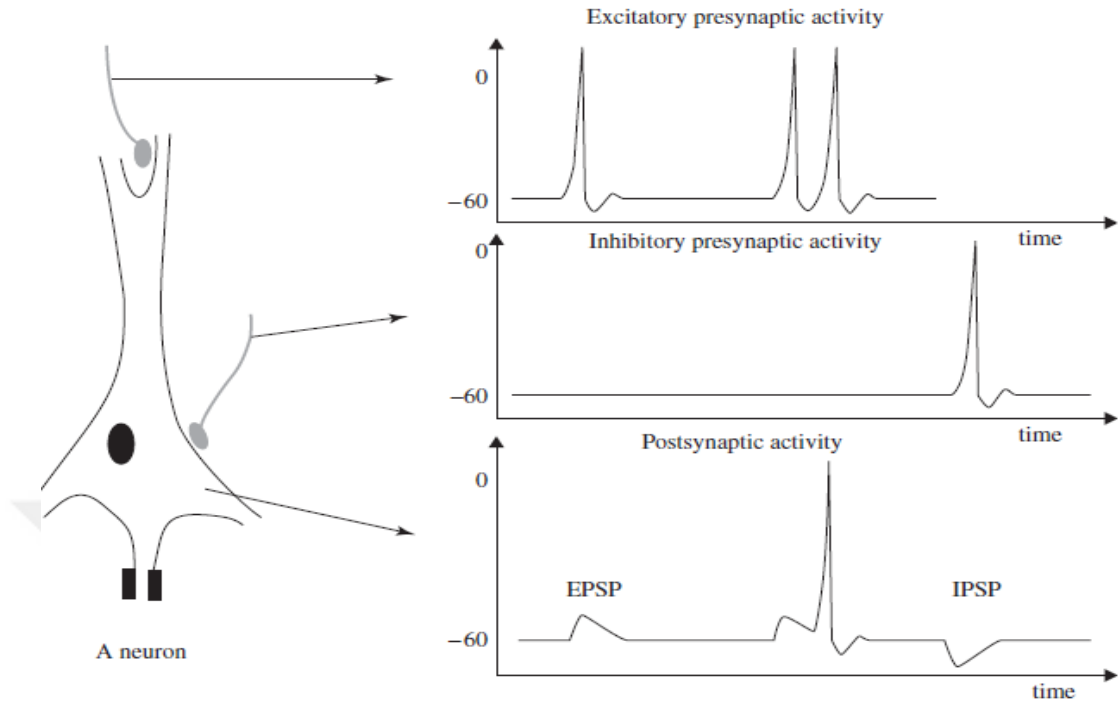
Akson ise elektriksel bir dürtü ileten ve omurgalılarda birkaç metre uzunluğunda olabilen uzun bir silindirik yapıdır. Proteinleri hücrenin uçlarına ulaştırmak için bir aksonal taşıma sistemi mevcuttur ve taşıma sistemi, tubulin rayları üzerinde hareket eden "moleküler motorlara" sahiptir.

Dendritler, diğer hücrelerin aksonlarına veya dendritlerine bağlanır ve diğer sinirlerden uyarılar alır veya sinyalleri diğer sinirlere iletir.

Merkeszi sinir sistemindeki aktiviteler esas olarak aksonların ve dendritlerin veya hücrelerin dendritlerinin ve dendritlerinin bağlantıları (sinapslar olarak adlandırılır) arasında aktarılan sinaptik akımlarla ilgilidir. Hücre gövdesinin zarının altında negatif polariteye sahip 60-70 mV'luk bir potansiyel kaydedilebilir.

Bir aksiyon potansiyeli, uyarıcı bir sinaps ile biten lif boyunca hareket ederse, aşağıdaki nöronda uyarıcı bir eksitator postsinaptik potansiyel (EPSP) meydana gelir.

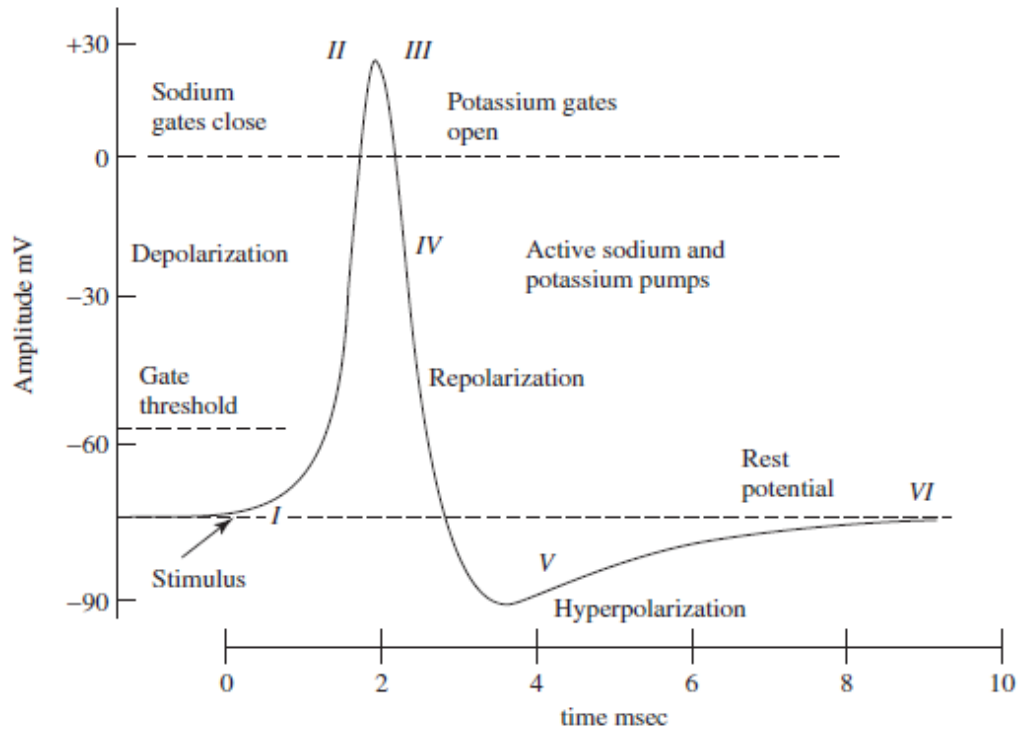
İki aksiyon potansiyeli aynı lif boyunca kısa bir mesafe boyunca hareket ederse, belirli bir zar potansiyeli eşiğine ulaşılmasını sağlayan postsinaptik nöron üzerinde bir aksiyon potansiyeli üreten EPSP'lerin bir toplamı olacaktır. Fiber, inhibitör bir sinaps ile sonlanırsa, hiperpolarizasyon meydana gelir, bu da inhibitör postsinaptik potansiyelin (IPSP) olduğunu gösterir (Speckmann, 1999 ve Shepherd, 1974). Şekil 1' de yukarıdaki faaliyetleri şematik olarak göstermektedir.



Şekil 1. Hücre içi mikroeletrotlar aracılığıyla kaydedilen sinaptik aktivasyon sırasında nöron membran potansiyeli değişiklikleri ve akım akışı

Sinir tarafından iletilen bilgiye aksiyon potansiyeli denir. Aksiyon potansiyeli nöron zarı boyunca bir iyon değişimi neden olur ve akson boyunca iletilen zar potansiyelindeki geçici bir değişiktir. Genellikle hücre gövdesinde başlatılır ve normalde tek yönde hareket eder.

Membran potansiyeli depolarize olur (daha pozitif olur) ve bir ani yükselme oluşturur. Zirveden sonra zar repolarize olur (daha negatif olur). Potansiyel, dinlenme potansiyelinden daha negatif hale gelir ve sonra normale döner. Çoğu sinirin aksiyon potansiyelleri 5 ila 10 milisaniye arasında sürer. Şekil 2 bir örnek aksiyon potansiyelini göstermektedir.



Şekil 2. Örnek aksiyon potansiyeli

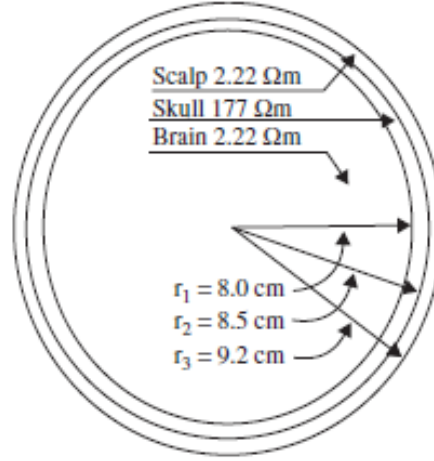
Aksiyon potansiyellerinin iletim hızı 1 ile 100 m/s arasındadır. Aksiyon potansiyeli birçok farklı uyaran türü tarafından başlatılır; Duyusal sinirler kimyasal, ışık, elektrik, basınç, dokunma ve esneme gibi birçok uyarana yanıt verir.

1.3. EEG oluşumu ve Beyin ritimleri

EEG sinyali, serebral kortekste piramidal nöronun dendritlerinin sinaptik uyarılmaları sırasında akan akımların ölçümüdür. Beyin hücreleri (nöronlar) aktive edildiğinde, dendritlerde sinaptik akımlar üretilir. Bu akım, elektromiyogram (EMG) makineleri tarafından ölçülebilen bir manyetik alan ve kafa derisi üzerinde EEG sistemleri tarafından ölçülebilen ikincil elektrik alanı üretir.

Elektrik potansiyellerinin farklılıklarına, nöron gövdesi ve nöronlardan dallanan apikal dendritler arasında elektrik dipolleri oluşturan piramidal hücrelerden alınan postsinaptik dereceli potansiyellerin toplamı neden olur. Beyindeki akım çoğunlukla pozitif sodyum, Na^+ , potasyum, K^+ , kalsiyum, Ca^{++} ve klorun negatif iyonu Cl^- 'nin nöron zarlarından zar potansiyeli tarafından yönetilen yönde pompalanmasıyla üretilir (Attwood, 1989).

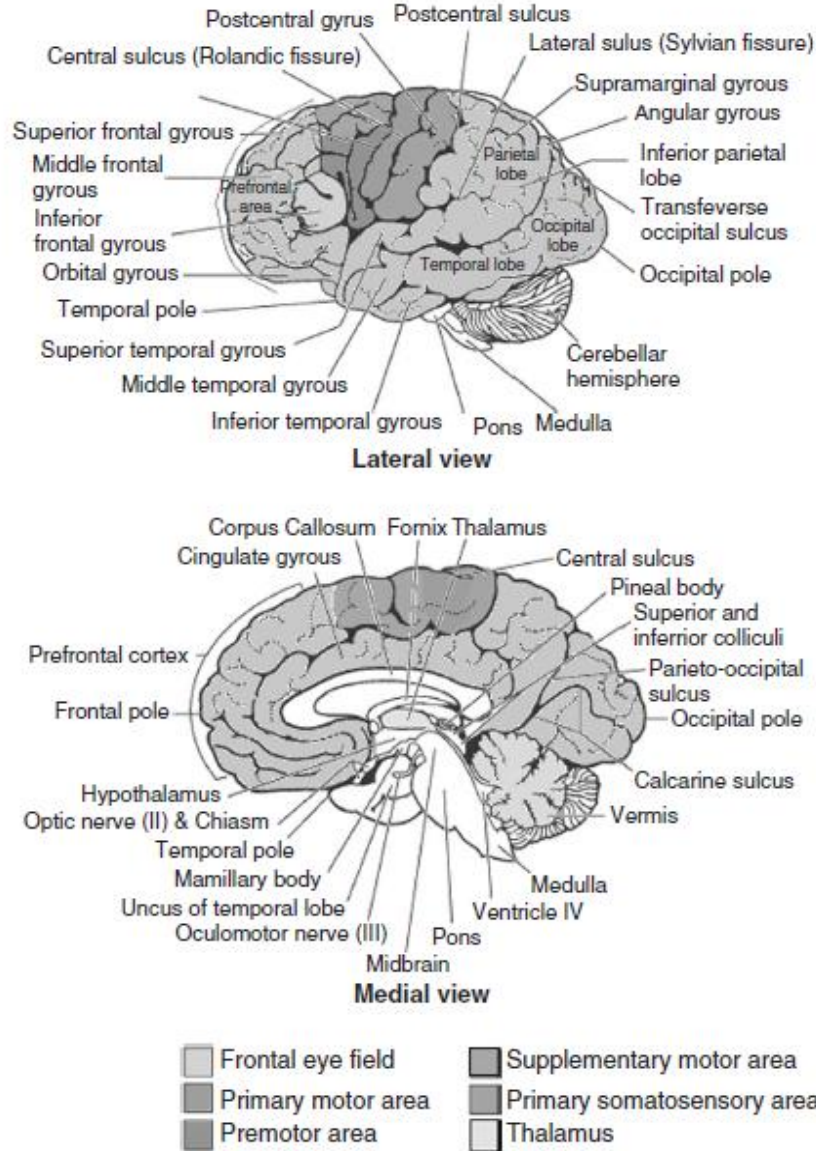
İnsan kafası, kafa derisi, kafatası, beyin (Şekil 3) ve aralarındaki diğer birçok ince tabaka dahil olmak üzere farklı katmanlardan oluşur. Kafatası, sinyalleri yumuşak dokudan yaklaşık yüz kat daha fazla zayıflatır. Öte yandan, gürültünün çoğu ya beyinde (iç gürültü) ya da kafa derisi üzerinde (sistem gürültüsü veya dış gürültü) üretilir.



Şekil 3. Yaklaşık dirençleri ve kalınlıkları dahil olmak üzere beyin üç ana katmanı ($\Omega = \text{ohm}$)

Bu nedenle, yalnızca büyük aktif nöron popülasyonları, kafa derisi elektrotları kullanılarak kaydedilebilecek kadar potansiyel üretebilir. Bu sinyaller daha sonra gösterim amacıyla büyük ölçüde güçlendirilir. Doğumda merkezi sinir sistemi (CNS) tam ve işlevsel hale geldiğinde yaklaşık 10^{11} nöron gelişir (Nunez, 1995). Bu, mm küp başına ortalama 104 nöron yapar. Nöronlar, sinapslar aracılığıyla sinir ağlarına bağlanır. Yetişkinlerin yaklaşık 5×10^{14} sinapsları vardır. Nöron başına düşen sinaps sayısı yaşla birlikte artarken, nöron sayısı yaşla birlikte azalır. Anatomik açıdan beyin üç bölüme ayrılabilir: serebrum, beyincik ve beyin sapı (Şekil 4). Serebrum, serebral korteks adı verilen oldukça kıvrımlı yüzey katmanlarına sahip beyin hem sol hem de sağ loblarından oluşur.

Beyin, hareket başlatma, duyuların bilinçli farkındalığı, karmaşık analiz ve duygu ve davranışların ifadesi için bölgeleri içerir. Beyincik, kasların istemli hareketlerini koordine eder ve dengeyi korur. Beyin sapı, solunum, kalp regülasyonu, biyoryitmeler, nörohormon ve hormon bölümleri gibi istem dışı işlevleri kontrol eder (Teplan, 2002).



Şekil 4. Beynin ana bölümlerinin şematik gösterimi

Yukarıdaki bölüme dayanarak, EEG'lerin incelenmesinin, insan vücudundaki birçok nörolojik bozukluğun ve diğer anormalliklerin teşhisine giden yolu açtığı açıktır.

Bir insandan (ve ayrıca hayvanlardan) alınan EEG sinyalleri, örneğin aşağıdaki klinik problemlerin araştırılması için kullanılabilir (Teplan,2002 ve Bickford, 1987):

- (a) uyanıklık, koma ve beyin ölümünün izlenmesi;
- (b) kafa travması, felç ve tümörü takiben hasar alanlarını tespit etmek;
- (c) afferent yolların test edilmesi (uyarılmış potansiyellerle);
- (d) bilişsel katılımın izlenmesi (alfa ritmi);

- (e) biyolojik geri bildirim durumları üretmek;
- (f) anestezi derinliğinin kontrol edilmesi (servo anestezi);
- (g) epilepsiyi araştırmak ve nöbetin kaynağını bulmak;
- (h) epilepsi ilaç etkilerinin test edilmesi;
- (i) epileptik odağın deneysel kortikal eksizyonuna yardımcı olmak;
- (j) beyin gelişiminin izlenmesi;
- (k) ilaçları sarsıcı etkiler açısından test etmek;
- (l) uyku bozukluklarını ve fizyolojisini araştırmak;
- (m) zihinsel bozuklukları araştırmak;
- (n) diğer görüntüleme modaliteleri ile birlikte bir hibrit veri kayıt sisteminin sağlanması.

Bu liste, EEG analizi için zengin potansiyeli doğrular ve klinisyene yorumlamalarında yardımcı olmak için gelişmiş sinyal işleme tekniklerine duyulan ihtiyacı motive eder.

Birçok beyin bozukluğu, EEG sinyallerinin görsel olarak incelenmesiyle teşhis edilir. Sağlıklı yetişkinlerde, bu tür sinyallerin genlikleri ve frekansları, uyanıklık ve uyku gibi bir durumundan diğerine değişir. Dalgaların özellikleri de yaşla birlikte değişir. Frekans aralıkları farklılıkları ile ayırt edilen beş ana beyin dalgası vardır.

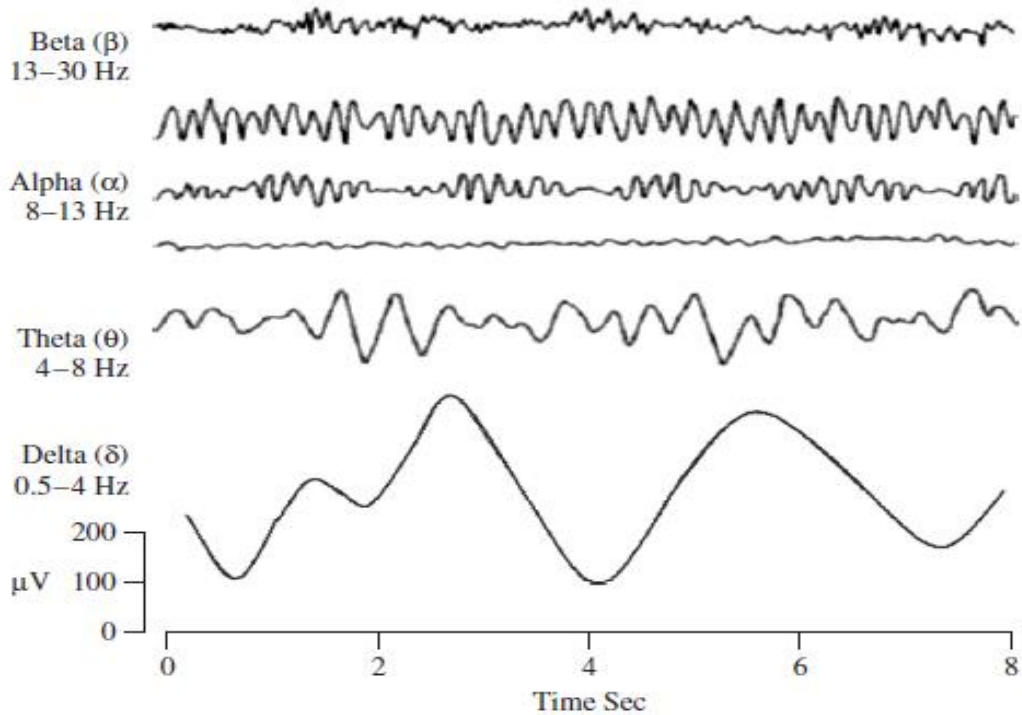
Düşükten yüksek frekanslara doğru bu frekans bantları sırasıyla alfa (α), teta (θ), beta (β), delta (δ) ve gama (γ) olarak adlandırılır. Alfa ve beta dalgaları, 1929'da Berger tarafından tanıtıldı. Jasper ve Andrews (1938), 30 Hz'in üzerindeki dalgaları belirtmek için 'gama' terimini kullandı. Delta ritmi, Walter (1936) tarafından alfa aralığının altındaki tüm frekansları belirtmek için tanıtıldı. Ayrıca teta dalgalarını 4-7.5 Hz aralığında frekanslara sahip olanlar olarak tanıttı. Bir teta dalgası kavramı, 1944'te Wolter ve Dovey tarafından tanıtıldı (Nunez, 1995).

Delta dalgaları 0,5–4 Hz aralığındadır. Bu dalgalar öncelikle derin uyku ile ilişkilidir ve uyanık halde mevcut olabilir.

Teta dalgaları 4-7.5 Hz aralığındadır. Teta terimi, onun varsayılan talamik kökenini ima etmek için seçilebilir. Teta dalgaları, bilinç uyuşukluğa doğru kayarken ortaya çıkar. Teta dalgaları, bilinçsiz materyale erişim, yaratıcı ilham ve derin meditasyon ile

ilişkilendirilmiştir. Bir teta dalgasına genellikle diğer frekanslar eşlik eder ve uyarılma düzeyiyle ilişkili görünmektedir. Şifacıların ve deneyimli arabulucuların, uzun süreler boyunca frekansı giderek azalan bir alfa dalgasına sahip oldukları bilinmektedir. Teta dalgası bebeklik ve çocuklukta önemli bir rol oynar. Uyanık yetişkinde daha büyük teta dalgası aktivitesi durumları anormaldir ve çeşitli patolojik problemlerden kaynaklanır. Teta dalgalarının ritmindeki değişiklikler, olgunlaşma ve duygusal çalışmalar için incelenir (Ashwal, 2003).

EEG' nin normal aktivite aralığından çok daha yüksek frekanslardaki, çoğunlukla 200-300 Hz aralığındaki dalgalar, hayvanların serebellar yapılarında bulunmuştur, ancak klinik nörofizyolojide herhangi bir rol oynamamışlardır (Adrian ve Matthews, 1934 ve Trabka, 1963). Şekil 5, olağan genlik seviyeleri ile tipik normal beyin ritimleri sinyalleri göstermektedir.



Şekil 5. Beyin ritmi sinyalleri (beyin dalgaları)

Genel olarak EEG sinyalleri, leptomeninks, beyin omurilik sıvısı, dura maddesi, kemik, galea ve kafa derisi tarafından zayıflatılan nöral aktivitelerin projeksiyonudur. Kartografik deşarjlar, 0,5– 1,5 mV genlik ve sivri uçlar için birkaç milivolta kadar genlikler gösterir. Bununla birlikte, kafa derisinde genlikler genellikle 10- 100 μ V içindedir.

Yukarıdaki ritimler, öznenin durumu değişmezse sürebilir ve bu nedenle doğaları gereği yaklaşık olarak döngüseldirler. Öte yandan, aşağıdakileri yapabilen başka beyin dalga biçimleri de vardır:

(a) Geniş bir frekans aralığına sahip olmak veya K-kompleksleri, tepe dalgaları (uyku sırasında meydana gelen) veya bir kraniyal kemik defekti nedeniyle alfa tipi bir ritim olan bir ihlal ritmi gibi dikenli tip sinyaller olarak görünmek (Cobb ve Guiloff ve Cast, 1979), harekete yanıt vermeyen ve esas olarak midtemporal bölgede (T3 veya T4 elektrotları altında) ve bazı nöbet sinyalleri üzerinde bulunur.

(b) Olayla ilgili potansiyel (ERP) gibi bir geçici olay olun ve pozitif oksipital keskin geçici (POST) sinyalleri (ρ) dalgaları olarak da adlandırılır) içerir.

(c) Tümör beyin lezyonları gibi beynin kusurlu bölgelerinden kaynaklanır.

(d) Uzamsal olarak yerleştirilmelidir ve doğası gereği döngüsel olarak kabul edilmelidir, ancak mu ritmi gibi fiziksel hareketlerle kolayca engellenebilir. Mu, motor anlamına gelir ve motor korteks ile güçlü bir şekilde ilişkilidir. Rolandik (merkezi) mu, genlik ve frekans açısından arka alfa ile ilişkilidir. Bununla birlikte, topografya ve fizyolojik önemi oldukça farklıdır. Mu ritminden kortikal işleyiş ve beyin (çoğunlukla iki taraflı) faaliyetlerindeki fiziksel ve hayali hareketlere bağlı değişiklikler araştırılabilir. Mu ritmi, epileptik nöbet bozukluğunun tedavisi gibi çeşitli amaçlar için geribildirim eğitiminde de kullanılmıştır (Serman ve MAcdonald ve Stone, 1974).

Araştırmacılar tarafından tanıtılan başka ritimler de vardır:

(e) Gözün kapanmasından sonraki iki saniye içinde meydana gelen Phi (ϕ) ritmi (4 Hz'den az). Phi ritmi Daly (Silbert ve Radhakrishnan ve Johnson ve Class, 1995) tarafından tanıtıldı.

(f) Anterior temporal alfa benzeri bir ritim olan Kappa (κ) ritmi. Göz kürelerinin ayrı yanal salınımlarının sonucu olduğuna inanılır ve yapay bir sinyal olarak kabul edilir.

(g) 11–15 Hz frekans aralığındaki uyku içcikleri (sigma (σ) aktivitesi olarak da adlandırılır).

(h) Temporal bölgedeki alfa aktivitesini temsil eden Tau (τ) ritmi.

(i) Alfa bandında ön artefaktlara yol açan kapalı gözlerle göz kapağı çarpıntısı.

(j) Chi (χ) ritmi, 11-17 Hz'lik belirli bir rolandik model olduğuna inanılan mu benzeri bir aktivitedir. Bu dalga Hatha Yoga egzersizleri sırasında gözlemlenmiştir (Roldan ve Lepicovska ve Dostalek ve Hrudova, 1981).

(k) Lambda (λ) dalgaları en çok uyanan hastalarda belirgindir, ancak çok yaygın değildir.

Görsel keşif sırasında yürüyen deneklerin başının oksipital bölgesi üzerinde meydana gelen keskin geçici olaylardır. Bunlar pozitifdir ve genellikle 90 μV ' nin altında değişen amplitüdlü sakkadik göz hareketine zaman kilitlidir (Ifsecn, 1974).

Eğitilmiş gözlerle bile kafa derisi EEG'lerinden beyin ritimlerini anlamak ve tespit etmek genellikle zordur. Bununla birlikte, gelişmiş sinyal işleme araçlarının uygulanması, istenen dalga biçimlerinin EEG'lerden ayrılmasını ve analizini sağlamalıdır. Bu nedenle, ön ve arka plan EEG'nin tanımı çok öznel ve tamamen anormalliklere ve uygulamalara bağlıdır. Dikkate alınması gereken bir sonraki konu, EEG sinyallerinin kaydedilmesi ve ölçülmesindeki gelişmelerdir.

1.4 EEG Kaydı ve Ölçümü

İnsan vücudundan sinyal ve görüntülerin alınması, çeşitli hastalıkların erken teşhisi için hayati hale gelmiştir. Bu veriler, kalpten elektrokardiyogram (EKG), kaslardan elektromiyogram (EMG), beyinden elektroensefalogram (EEG), beyinden manyetoensefalogram (MEG), beyinden elektrogastrogram (EGG) gibi elektrobiyolojik sinyaller şeklinde olabilir. mide ve göz sinirlerinden elektrooklügram (veya elektrooptigram, EOG). Ölçümler ayrıca sonografi (veya ultrason görüntüsü), bilgisayarlı tomografi (CT), manyetik rezonans görüntüleme (MRI) veya fonksiyonel

MRI (fMRI), pozitron emisyon tomografisi (PET) ve tekli gibi bir tür ultrason veya radyograf biçiminde olabilir.

Beyindeki fonksiyonel ve fizyolojik değişiklikler EEG, MEG veya fMRI tarafından kaydedilebilir. Ancak fMRI uygulaması, birkaç önemli nedenden dolayı EEG veya MEG ile karşılaştırıldığında çok sınırlıdır:

- (a) fMRI görüntü dizilerinin zaman çözünürlüğü çok düşüktür (örneğin yaklaşık iki kare/sn), oysa tam EEG bant genişliği EEG veya MEG sinyalleri kullanılarak görüntülenebilir.
- (b) Oksijenli kan seviyesi üzerindeki etkileri düşük olduğu için birçok zihinsel aktivite, beyin bozukluğu ve beyin arızası fMRI kullanılarak kaydedilemez.
- (c) fMRI (ve şu anda MEG) sistemlerine erişim sınırlı ve maliyetlidir.
- (d) Bununla birlikte, EEG'nin uzaysal çözünürlüğü, kayıt elektrotlarının sayısı (veya MEG için bobinlerin sayısı) ile sınırlıdır.

İlk elektriksel sinirsel aktiviteler, basit galvanometreler kullanılarak kaydedildi. İşaretçinin çok ince varyasyonlarını büyütme için galvanometreye yansıtılan ışığı duvara yansıtmak için bir ayna kullanıldı. d'Arsonval galvanometre daha sonra hareketli bir bobin üzerine monte edilmiş bir aynaya sahipti ve aynaya odaklanan ışık, bobinden bir akım geçtiğinde yansıtıldı. Kapiler elektrometre Lippmann ve Marey (O'leary ve Goldring, 1976) tarafından tanıtıldı. Tel galvanometre, çok hassas ve daha doğru bir ölçüm aleti olarak 1903'te Einthoven tarafından tanıtıldı. Bu, birkaç on yıl boyunca standart bir alet haline geldi ve fotoğraf kaydına olanak sağladı.

Daha yeni EEG sistemleri, bir dizi hassas elektrottan, bir dizi diferansiyel amplifikatörden (her kanal için bir tane) ve ardından filtrelerden (Teplan, 2002) ve iğne (kalem) tipi kayıtlardan oluşur. Çok kanallı EEG'ler, bir ızgara ile düz kağıt veya kağıt üzerinde çizilebilir. Bu sistem piyasaya çıktıktan kısa bir süre sonra, araştırmacılar sinyalleri dijitalleştirip depolayabilen bilgisayarlı bir sistem aramaya başladılar. Bu nedenle, EEG sinyallerini analiz etmek için sinyallerin dijital biçimde olması gerektiği kısa sürede anlaşıldı. Bu, sinyallerin örneklenmesini, nicelenmesini ve kodlanmasını gerektiriyordu. Elektrot sayısı arttıkça, bit sayısı açısından veri hacmi artar. Bilgisayarlı

sistemler değişken ayarlara, simülasyonlara ve örnekleme frekansına izin verir ve bazıları sinyalleri işlemek için basit veya gelişmiş sinyal işleme araçlarıyla donatılmıştır.

Analogdan dijital EEG'ye dönüştürme, çok kanallı analogdan dijital dönüştürücüler (ADC' ler) aracılığıyla gerçekleştirilir. Neyse ki, EEG sinyalleri için etkin bant genişliği yaklaşık 100 Hz ile sınırlıdır. Birçok uygulama için bu bant genişliği bu değerin yarısı kadar bile kabul edilebilir. Bu nedenle, minimum 200 örnek/s frekansı (Nyquist kriterini karşılamak için) genellikle EEG sinyallerini örnekleme için yeterlidir. Frekans alanındaki beyin aktivitelerinin temsili için daha yüksek bir çözünürlüğün gerekli olduğu bazı uygulamalarda, 2000 örnek/sn'ye kadar örnekleme frekansları kullanılabilir.

Teşhis bilgilerini korumak için, EEG sinyallerinin nicelenmesi normalde çok iyidir. Her bir sinyal örneğinin 16 bite kadar temsil edilmesi, EEG kayıt sistemleri için çok popülerdir. Bu, özellikle uyku EEG'si ve epileptik nöbet izleme kayıtları için sinyallerin arşivlenmesi için gerekli bellek hacmini büyük hale getirir. Bununla birlikte, genel olarak, radyolojik görüntülerin arşivlenmesi için kullanılan bellek boyutu, genellikle EEG sinyallerini arşivlemek için kullanılanıdan çok daha büyüktür.

Basit bir hesaplama, 500 örnek/sn'de örneklenen 128 elektrotlu EEG sinyallerinden bir saatlik kayıt için $128 \times 60 \times 60 \times 500 \times 16 \approx 3.68 \text{ Gbit} \approx 0.45 \text{ Gbyte}$ bellek boyutunun gerekli olduğunu gösterir. Bu nedenle, çok sayıda hastanın daha uzun süreli kayıtları için günümüz teknolojisindeki zip diskler, CD'ler, büyük çıkarılabilir sabit sürücüler ve optik diskler gibi yeterli depolama olanakları bulunmalıdır. EEG verilerini okuma formatı farklı EEG makineleri için farklı olabilse de, bu formatlar MATLAB gibi çoğu sinyal işleme yazılım paketi tarafından okunabilen elektronik tablolara kolayca dönüştürülebilir.

EEG kaydı için elektrotlar ve elektrotların doğru işlevleri, yüksek kaliteli veri elde etmek için önemlidir. EEG kayıt sistemlerinde genellikle aşağıdaki gibi farklı elektrot türleri kullanılır:

- Tek kullanımlık elektrotlar (jelsiz ve önceden jelleştirilmiş tipler)
- Yeniden kullanılabilir disk elektrotları (altın, paslanmaz çelik, gümüş veya kalay)

- Kafa bantları ve elektrot kapakları
- Tuzlu su bazlı elektrotlar
- İğne elektrotları.

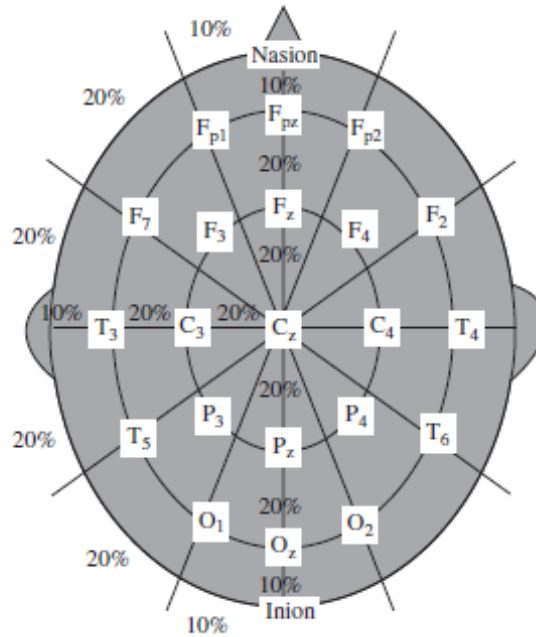
Çok sayıda elektrot içeren çok kanallı kayıtlar için genellikle elektrot kapakları kullanılır. Yaygın olarak kullanılan kafa derisi elektrotları, bir amplifikatöre takılabilen uzun esnek uçlara sahip, çapı 3 mm'den küçük olan Ag–AgCl disklerinden oluşur. İğne elektrotları, minimal invaziv operasyonlarla kafatasının altına implante edilmesi gereken elektrotlardır. Korteks ve elektrotlar arasındaki yüksek empedans ve ayrıca yüksek empedanslı elektrotlar, gerçek EEG sinyallerini bile maskeleyebilen bozulmaya neden olabilir.

Ticari EEG kayıt sistemleri genellikle empedans monitörleri ile donatılmıştır. Tatmin edici bir kaydı mümkün kılmak için elektrot empedansları 5 k Ω ' den az okunmalı ve birbirinden 1 k Ω içinde dengelenmelidir. Daha doğru ölçüm için empedanslar her denemeden sonra kontrol edilir.

Bununla birlikte, beynin katmanlı ve spiral yapısı nedeniyle, potansiyellerin kafa derisi (veya korteks) üzerindeki dağılımı eşit değildir (Gotman ve Ives ve Gloor, 1979). Bu, EEG sinyallerini kullanarak kaynak lokalizasyonunun bazı sonuçlarını etkileyebilir.

1.4.1 Konvansiyonel Elektrot Konumlandırma

Uluslararası Elektroensefalografi ve Klinik Nörofizyoloji Dernekleri Federasyonu, Şekil 6' da gösterildiği gibi 21 elektrot (kulak memesi elektrotları hariç) için geleneksel elektrot ayarını (10-20 olarak da adlandırılır) tavsiye etmiştir (Jasper, 1958). Genellikle sırasıyla sol ve sağ kulak memelerine bağlanan A1 ve A2 adı verilen kulak memesi elektrotları referans elektrotlar olarak kullanılır. 10–20 sistemi, hem göz küresi yerleşimini önler hem de ölçümün yapılacağı belirli anatomik işaretleri kullanarak bazı sabit mesafeleri dikkate alır ve ardından elektrot aralığı olarak belirtilen mesafenin %10 veya %20' sini kullanır. Tek elektrotlar solda ve çift elektrotlar sağdadır.

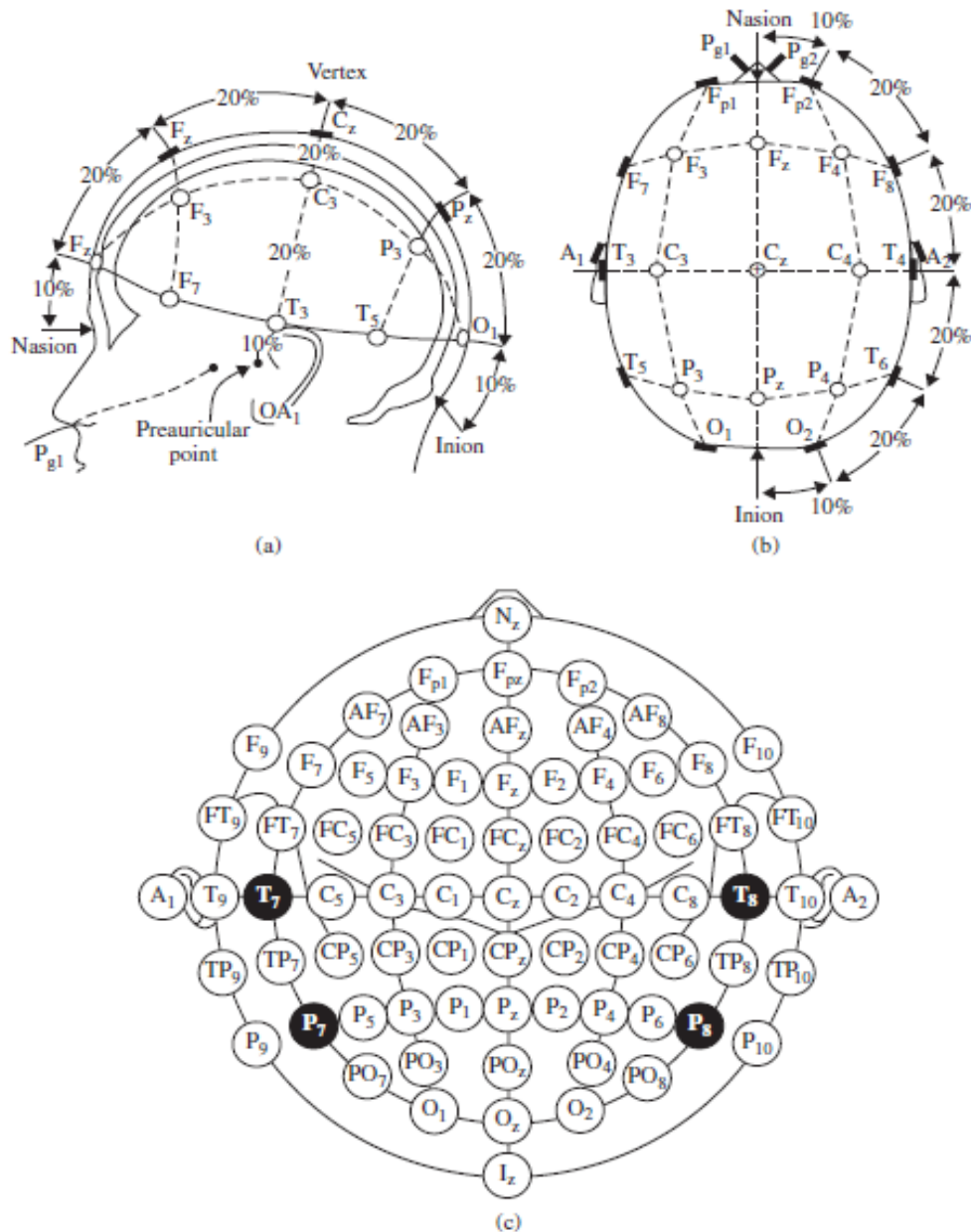


Şekil 6. 21 elektrotun yerleştirilmesi için geleneksel olan 10–20 EEG elektrot konumu

Yukarıdaki geleneksel sistemi kullanarak daha fazla sayıda elektrot ayarlamak için elektrotların geri kalanı, aralarında eşit mesafe olacak şekilde yukarıdaki elektrotların arasına yerleştirilir. Örneğin, C1, C3 ve Cz arasına yerleştirilir. Şekil 7, American EEG Society'nin kılavuzlarına dayanan referans elektrotlar dahil olmak üzere 75 elektrot için daha büyük bir ayağı temsil eder. Göz kapağı ve gözü çevreleyen kasların EOG, EKG ve EMG'sinin ölçümü için bazen ekstra elektrotlar kullanılır. ERP analizi ve beyin bilgisayar arabirimi gibi bazı uygulamalarda ise tek kanal kullanılabilir. Ancak bu tür uygulamalarda ilgili elektrotun konumu iyi belirlenmelidir.

Örneğin, C3 ve C4, beyin-bilgisayar arabirimi (BCI) uygulamaları için sırasıyla sağ ve sol parmak hareketiyle ilgili sinyalleri kaydetmek için kullanılabilir. Ayrıca ERP P300 sinyallerini kaydetmek için F3, F4, P3 ve P4 kullanılabilir. Diferansiyel ve referans olmak üzere iki farklı kayıt modu kullanılır. Diferansiyel modda, her bir diferansiyel amplifikatörün iki girişi iki elektrottandır. Referans modunda ise bir veya iki referans elektrot kullanılır. Literatürde birkaç farklı referans elektrot yerleşimi bulunabilir. Fiziksel referanslar vertex (Cz), bağlantılı kulaklar, bağlantılı mastoidler, ipsilateral kulak, kontralateral kulak, C7, bipolar referanslar ve burun ucu olarak kullanılabilir (Bickford, 1974). Aslında ortak bir ortalama referans kullanan referanssız kayıt teknikleri de vardır. Referans nispeten nötr değilse, referans seçimi topografik

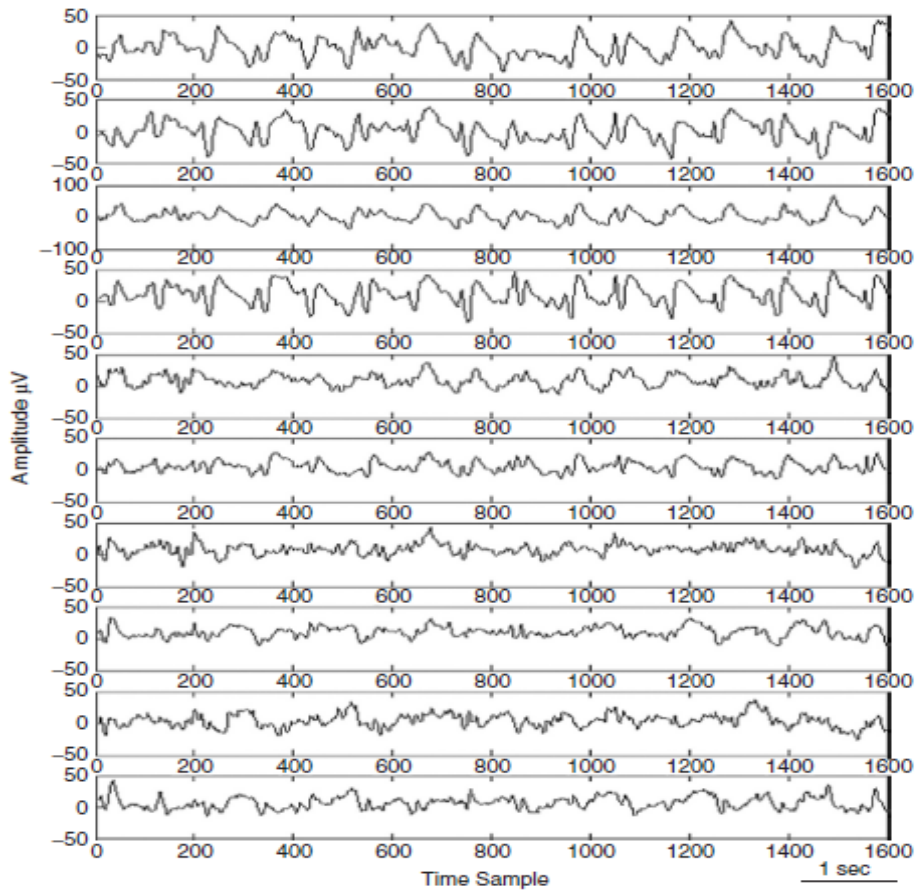
bozulmaya neden olabilir. Ancak modern enstrümantasyonda referans seçimi ölçümde önemli bir rol oynamaz (URL 2). Bu tür sistemlerde FPz, el veya bacak elektrotları gibi başka referanslar kullanılabilir (Collura, 1998). Genel ayar, aktif elektrotları ve referansları içerir.



Şekil 7. Referans elektrotlar dahil olmak üzere 75 elektrot için 10–20 elektrot ayarının şematik bir temsili: (a) ve (b) üç boyutlu önlemleri temsil eder ve (c) elektrot kurulum konfigürasyonunun iki boyutlu bir görünümünü gösterir

Maudsley elektrot konumlandırma sistemi olarak adlandırılan benzer bir ortamda, geleneksel 10-20 sistemi, epileptik nöbet kayıtlarında epileptik odaklardan gelen sinyalleri daha iyi yakalamak için modifiye edilmiştir. Bu sistem ile 10-20 geleneksel sistem arasındaki tek fark, gerekli sinyallerin daha iyi yakalanmasını sağlamak için dış elektrotların biraz alçaltılmış olmasıdır. Bu sistemin konvansiyonel sisteme göre avantajı, serebral konveksitenin alt kısmının daha kapsamlı bir şekilde kapsanmasını sağlaması ve bazal subtemporal yapılardan kayıt için hassasiyeti arttırmasıdır (Nayak ve Valentin ve Alarcon ve Seoane ve Brunnhuber ve Juler, 2004).

Beyin-bilgisayar arabirimi (BCI) ve zihinsel aktivite çalışması gibi birçok uygulamada, genellikle hareketle ilgili bölgelerin etrafındaki az sayıda elektrot 10-20 ayar sisteminden seçilir ve kullanılır. Şekil 8, normal yetişkin beyin aktivitesinin yaklaşık yedi saniyesi boyunca tipik bir EEG sinyali setini göstermektedir.



Şekil 8. Normal yetişkin beyin aktivitesinin yaklaşık yedi saniyesi sırasında tipik bir EEG sinyali seti

Bu bilgiler ışığında Elektroensefalografi (EEG) diğer adıyla beyin çizgesi yöntemi elektriksel yöntemler kullanılarak yukarıda anlatılan beyin dalgalarının aktivitelerinin ölçülmesi yöntemidir. Bu ölçüm yönteminde hastaya elektrik akımı verilmez bu nedenle hastada bir ağrı yada acı hissi oluşması beklenmez. Çalışmanın ilerleyen kısımlarında beyin dalgalarına etki eden etmenlerden göz hareketinin EEG sonuçları etkisi ve denenmiş etkinin azaltma yöntemi hakkında bilgilere yer verilecektir.

1.4. Problem Durumu

Elektroensefalografi (EEG) sinyalleri, insan beyinde yer alan elektriksel davranışını temsil eden sinyaller olduğu, ayrıca insan kafatasına yerleştirilen elektrotlar yardımı ile ölçüldüğü hakkında bilgiler bu çalışmanın önceki bölümlerinde yer almaktadır. Klinik uygulamalarda ise çoğunlukla EEG kayıtları, göz kırpmaya yada gözün sağ-sol hareketinden dolayı meydana gelen elektrookülografi (EOG) gürültüleri tarafından bozulmaya maruz kalır. Buda EEG sinyallerinin yorumlanmasında, analizinde ve EEG sinyali tabanlı kontrol sistemlerinde (Örn. Beyin bilgisayar ara yüzü (Brain computer interface (BCI))) ciddi problemlere yol açmaktadır (Acır ve Çınar ve Mengüç, 2018). EEG kayıtları hassas ölçüm için kullanılan elektrotlar ile beyin kafatasından alınarak güçlendirilerek işlenebilir ve kullanılabilir hale getirilebilmektedir. EEG kaydı alınmak istenen hastanın göz hareketi ile ortaya çıkan elektriksel potansiyelde yükseltme sırasında gürültü olarak güçlendirilmiş olur ve EEG kaydının anlamlı kısımlarında bozulmalara sebebiyet verebilir.

EEG kaydı süresince hastanın rahat olması ve kas hareketinin azaltılması amacıyla önlemler alınsa da göz kapalı yada açıkken gözün hareketini engelleyici yöntemler bulunmamaktadır. Özellikle uzun süren EEG kayıtları boyunca normal olarak hastaların göz hareketlerinden kaynaklı EOG sinyalleri EEG kayıtlarına dürtüsel gürültü olarak yansımaktadır. Mevcut çalışmalarda EEG kaydı sırasında EOG' den kaynaklanan gürültüleri elimine edecek fizyolojik ya da fiziksel bir önlem geliştirilememiştir. Bu da EEG kayıtları sırasında istenmeyen veya bilinçsiz göz hareketi refleksinin oluşturduğu EOG elektriksel potansiyelinin EEG sinyaline etkisini kaçınılmaz kılmıştır.

1.5. Araştırmanın Amacı

Yapılan bu araştırma ve çalışma ile EEG sinyallerine etki eden istenmeyen veya bilinçsiz gerçekleşen göz hareketlerinin oluşturduğu elektriksel potansiyelinin (EOG) gürültü olarak EEG' ye yansması ile oluşan artefaktın ağırlıklandırılmış Myriad filtre kullanılarak EEG sinyallerine gürültü olarak yansıyan ve istenmeyen EOG sinyallerinin eliminasyonunu sağlamaktır.

1.6. Araştırmanın Önemi

Yapılan araştırmalarda EEG sinyallerinde gürültü olarak yansıyan EOG sinyallerinin eliminasyonu çalışmalarının genellikle doğrusal filtreleme yöntemleri ile yapıldığı gözlemlenmiştir. Özellikle dürtü gürültülerde daha verimli olduğu bilinen ağırlıklandırılmış Myriad filtre kullanılarak elimine edilmesi çalışması EEG sinyalleri yada verilerinin anlamlı hale gelmesi konusunda büyük önem arz etmektedir.

Yapılan bu çalışma ile literatürde dürtüsel sinyallerde verimli sonuç elde edilebildiği kanıtlanan Myriad filtresi kullanılarak EEG sinyallerine dürtüsel olarak yansıyan EOG gürültülerinin ağırlıklandırılmış filtre parametreleri ile eliminasyon çalışması yapısı ve sonuçlarını kazandırmak amaçlanmıştır.

2. BÖLÜM

YÖNTEM VE MATERYAL

Çalışmada Physionet veri seti ile ağırlıklandırılmış myriad filtre kullanıldı.

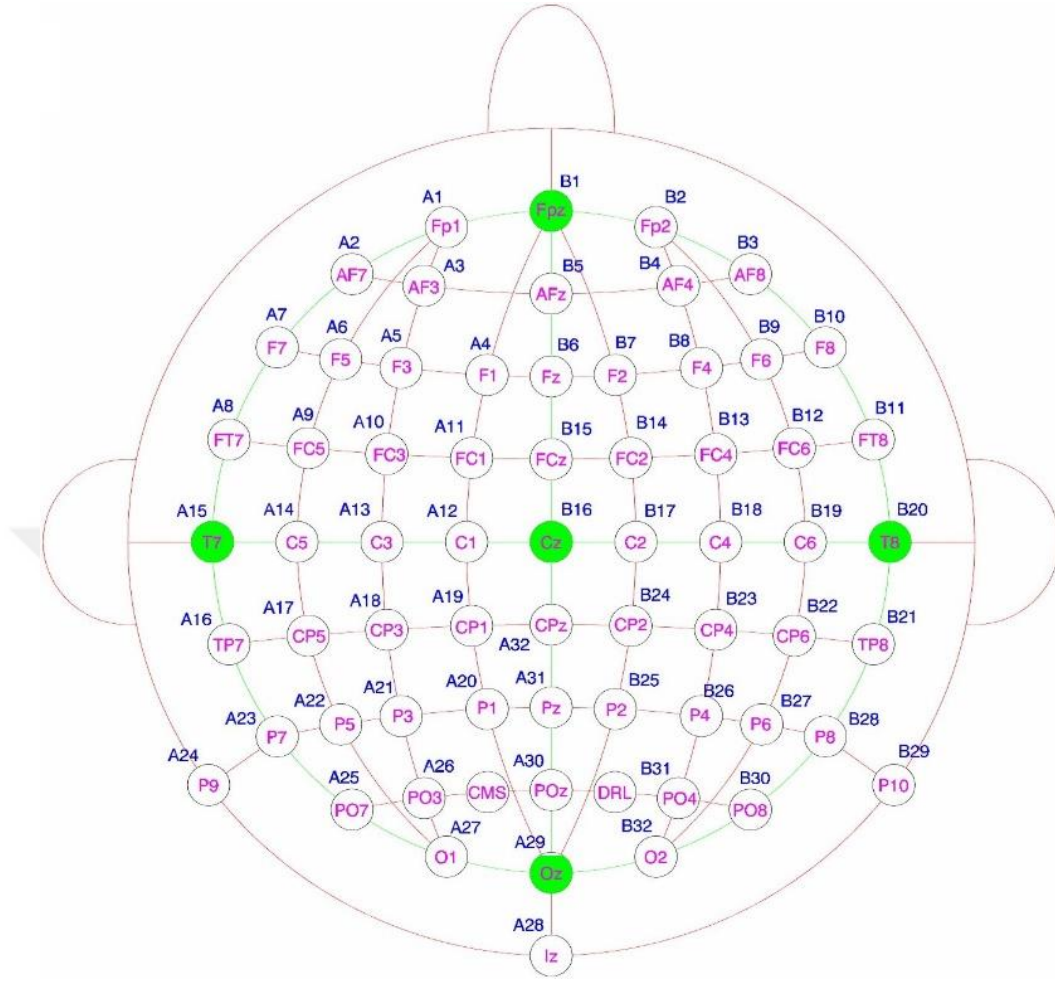
2.1. Kullanılan Veri Seti

Bu çalışmada Physionet veri grubu Luca Citi, Riccardo Poli ve Caterina Cinel tarafından oluşturulan ve de geliştirilen veri grubu kullanıldı. Çalışma boyunca 6x6 karakter matrisinde bulunan tetikleyici verilerden yararlanıldı. Çalışmada 6x6 karakter matrisinin her satır ve sütunda yer alan karakter yaklaşık olarak 20 kez yanıp söndü. Bu denemeler ile beraber deneklerin hedef karakterlere odaklanmaları ve vurgulanma sayısını zihinlerinden saymaları istendi.

Kayıtlar süresince denekler, kas artefaktlarını azaltmak amacıyla boyunları C şeklinde şişirilebilir seyahat yastığı ile desteklenerek rahat olacak bir şekilde oturtuldu. Denkler, 60 Hz yenilenme hızına sahip olan 22 inç LCD ekrandan yaklaşık olarak 80 cm uzaktaydı. (Amaral and Goldberger and Glass and Hausdorff and Ivanov and Mark and Stanley, 2000)

Alınan önlem ve de yapılan çalışmalar ile EEG sinyallerine diğer kas hareketlerinden kaynaklanan etkinin minimize edilmesi, ancak 6x6 karakter matrisinde yer alan çeşitli sütunların yanıp sönmesi işleminin takibi ile EOG sinyalinin EEG sinyaline etkisinin görünür olması amaçlanmıştır.

Veriler, 2048 Hz' de örneklenmiş BioSemi ActiveTwo EEG sistemi ile toplanmıştır. Kaydedilen sinyaller aşağıdaki konumlardaki gibi 64 EEG elektrotundan (Şekil 9) elde edilen EEG sinyalleri, referans için iki kulak memesi (EARL ve EARR), dikey ve yatay EOG sinyallerinden (VEOGL, VEOGR, HEOGL ve HEOGR) oluşmaktadır.



Şekil 9. Elektrot yerleşimi

2.2. EEG Sinyalleri EOG' den Neden Etkilenir

İnsan beyinde olan hastalıkların saptanmasında ve hastalık seyri takibinde büyük önem taşıyan elektroensefalografi (EEG) kayıtlarını zorlaştıran en önemli faktörlerden biri de diğer vücut sinyallerden çok çabuk etkilenebiliyor olmasıdır. EEG sinyalleri periyodik değildir; frekans, faz ve genlikleri sürekli değişir. Bu sebeple, anlamlı bir veri elde edebilmek için, ölçümlerin oldukça uzun bir sürede yapılması gerekir (URL 1). Uzun ölçümler süresince hastaların fiziksel hareketlerini engellemek adına önlemler alınabilir durumdadır ancak göz hareketini göz açık yada kapalı konumdayken bir hayli oldukça zordur. EOG sinyalleri genlik değerleri yaklaşık olarak 50-3500 μV , yaklaşık 0-100 Hz frekans bandı aralığındadır, yatay ve düşey göz hareketiyle değişmektedir. EEG sinyalleri genlik değeri tepeden tepeye 1-100 μV , frekans bandı ise 0.5-100 Hz aralığındadır. EEG sinyallerinin diğer sinyallerden etkilenebilir olmasının en önemli

etkenlerden bir diğeri ise düşük frekans aralığında ölçülebilmesi ve de yükseltilerek işleniyor/ kullanılıyor olmasıdır. Bu gürültü olarak yansıyan etkenlerin veya sinyallerinde yükseltilme aşamasına dahil olması ve dolayısıyla gürültü olarak da yükseltilmesi anlamına gelmektedir.

Çabuk etkilenebilir ve de düşük genlikli sinyaller olan EEG sinyalleri kaydı süresince fp1 sinyaline konum olarak en yakın bölgede bulunması nedeni ile EOG sinyalleri dürtüsel gürültü olarak yansır ve de EEG sinyalinin olması gereken genlik aralıklarından sapmasına sebebiyet verir. EOG sinyalinde yüksek genlikli göz hareketleri EEG sinyallerine dürtüsel gürültüsü şeklinde yansımaktadır. Myriad filtrenin dürtüsel gürültülerde başarılı olabilmesi sebebiyle EOG sinyallerinin neden olduğu dürtüsel gürültülerin eliminasyonunda faydalı olan bir filtredir. EEG kayıtlarını etkileyen ve istenmeyen elektrookülografi (EOG) gürültülerinin, ağırlıklandırılmış Myriad filtre kullanılarak azaltılması çalışmalarıyla farklı bir bakış açısı geliştirilmesi amaçlamıştır. EEG sinyallerinde yer alan EOG' den kaynaklı gürültülerin ağırlıklandırılmış Myriad filtre ile eliminasyonu çalışmaları ile dürtüsel gürültülerde başarılı sonuç elde edilebilmiştir.

2.3. İşaret ve Filtreleme

İşaret; zamanla, uzayla veya bazı değişkenlerle değişebilen fiziksel büyüklük şeklinde tanımlanır. İşaret üzerinde fiziksel işlem uygulanması ise sinyal işleme (işaret işleme) olarak tanımlanır. İşaret işleme, çeşitli kaynaklardan meydana gelen, bilgi taşıyan sinyalleri gösterimine, analizine, iletimine ve onarımı için geniş bazı yöntem seti içeren disiplindir. Bu sebeple sinyal işleme sinyallerin matematiksel olarak ifadesidir.

İşaret işlemedeki önemli işlemler, gözlemlenen sinyali istenilen bileşenini; parazitlerden veya sinyali diğer bileşenlerinden ayırmak veya zayıflatmak amacıyla sinyali işlemek amacıyla kural ve talimatlar oluşturan filtreleme yöntemidir.

İletişim gibi bazı uygulamalardan alınan sinyallerden gelen gürültüyü veya paraziti gidermek isteriz. Alınan sinyal kanal vasıtasıyla bozulmaya uğramışsa, alıcının amacından biri de bu bozulmayı gidermek olacaktır. Gürültü, parazit ve istenmeyen bileşenden ayırma işlemleri çoğunlukla frekansla yapılır (Aece, 2005)

Doğrusal filtreler sinyal bileşenlerinin ve doğrusal gürültülerin bileşenlerine sahip olduğunda daha etkili filtreleme işlemi yapılabilir. Ancak, doğada da doğrusal olmayan birçok gürültü çeşitleri bulunmaktadır. Doğrusal olmayan gürültülerin varlığı yüksek performans düşüşüne sebep olabilir. Bu gibi doğrusal olmayan gürültünün olduğu ortamlar için uygulamak hedefiyle doğrusal olmayan filtre işlemi ortaya çıkarılmıştır. Doğrusal olmayan filtreler, rastgele meydana gelen işlemler ve sinyaller üzerine doğrusal olmayan dış etkilerin etkisiyle doğrusal filtrelere göre büyük avantaj sağlar (Gonzales ve Arce, 2002).

İşaret işlemede, filtreleme oldukça yaygın olarak kullanılan bir işlemdir. Filtreleme sonucunda işarete istenmeyen kısımlar veya parazitler ortadan kaldırılır. İyi bir filtreleme işlemi için, işaretin ve gürültünün modelinin iyi çıkarılması gerekmektedir.

Klasik işaret işleme teorisinde istatistiksel karakterlerin modellenmesinde Gaussian modeller çoğunlukla tercih edilir. Gaussian model bazı gerçek dünya işlemlerinde geçerli olduğu Merkezi Limit Teoremi tarafından kabul edilmiştir (Gonzales ve Arce, 1996). Ancak çoğu zaman Gaussian olmayan durumlar söz konusudur. Doğada dürtü şeklinde olan işlemler Gaussian modellerle tam olarak modellenemezler. Gaussian varsayımı ile optimize edilen sistemler, Gauss olmayan gürültü altında ciddi performans düşüşü yaşarlar. Örneğin doğrusal filtreler, verideki dürtüsel değerlerin varlığında performansı çok fazla düşüşe uğrar. Dürtü gürültü işlemlerinin modeli olarak kabul edilen α -sabitli dağılıma dayalı işaret işleme çalışmaları oldukça artmıştır (Shao ve Nikias, 1993). α -sabitli gürültüde, α $[0,2]$ arasında değer alan bir sabittir. $\alpha=1$ olması durumunda Cauchy dağılım, $\alpha=2$ olması durumunda Gaussian dağılıma sahiptir. Bu dürtü gürültülü ortamlarla baş etmek için birçok doğrusal olmayan filtre geliştirilmiştir (Niranjayan ve Beaulieu, 1998). Doğrusal olmayan Myriad filtre α -sabitli gürültü ortamlarında etkili bir filtre görevi yapmaktadır. Myriad filtre haberleşme, işaret ve görüntü işleme alanlarında başarı bir şekilde uygulanmıştır (Goh ve Lim, 2012)

Myriad filtre yapısına ağırlıkların eklenmesiyle Ağırlıklandırılmış Myraid filtre elde edilir. Ağırlıklandırılmış Myriad filtrenin sahip olduğu ağırlık değerlerinin optimizasyonu ideal bir filtrenin tasarlanmasında önemli bir sorundur. Bu nedenle, literatürde bu optimizasyon işlemi için klasik algoritmalar olarak adlandırılan en dik iniş metoduna dayanan türeve dayalı adaptif algoritmalar Kalluri ve Arce tarafından

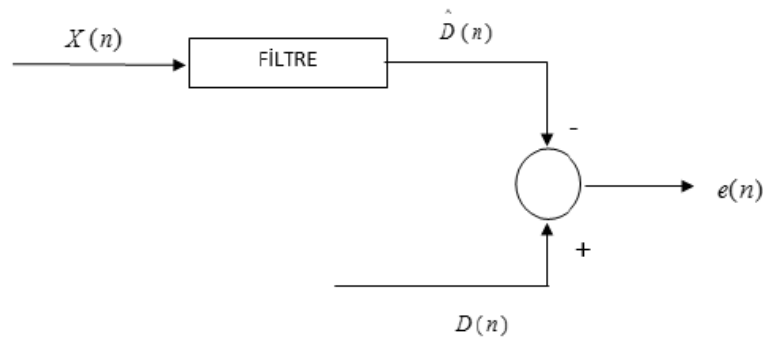
geliştirilmiştir (Kalluri ve Arce, 1998). Myriad filtrenin ağırlıklarının elde edilmesi işleminde sezgisel algoritmalar kullanılmıştır (Zorlu ve Sunca, 2017). Bu sezgisel algoritmalar optimizasyon problemlerinin çözümünde iyi çözümler verebilen algoritmalarlardır. Sezgisel algoritmalar problem çözümün de doğal olaylardan esinlenerek ortaya çıkarılmıştır. Sezgisel algoritmalar, fizik tabanlı, sürü tabanlı, biyoloji tabanlı, sosyal tabanlı, müzik tabanlı ve kimya tabanlı olarak altı farklı gruba ayrılır. Genetik algoritma, diferansiyel gelişim algoritması biyolojik tabanlı; armoni arama algoritması müzik tabanlı; ısıt işlem, yer çekimsel arama algoritması, merkez kuvvet optimizasyonu algoritması fizik tabanlı; tabu araştırma algoritması, emperyalist yarışmacı algoritması sosyal tabanlı; karınca koloni algoritması, parçacık sürü optimizasyonu algoritması, yapay arı koloni algoritması sürü tabanlı algoritmaların bazı örnekleridir. Bu algoritmaların birbiri arasında melez oldukları örnekler de mevcuttur (Alataş, 2007).

2.3.1 Filtreleme

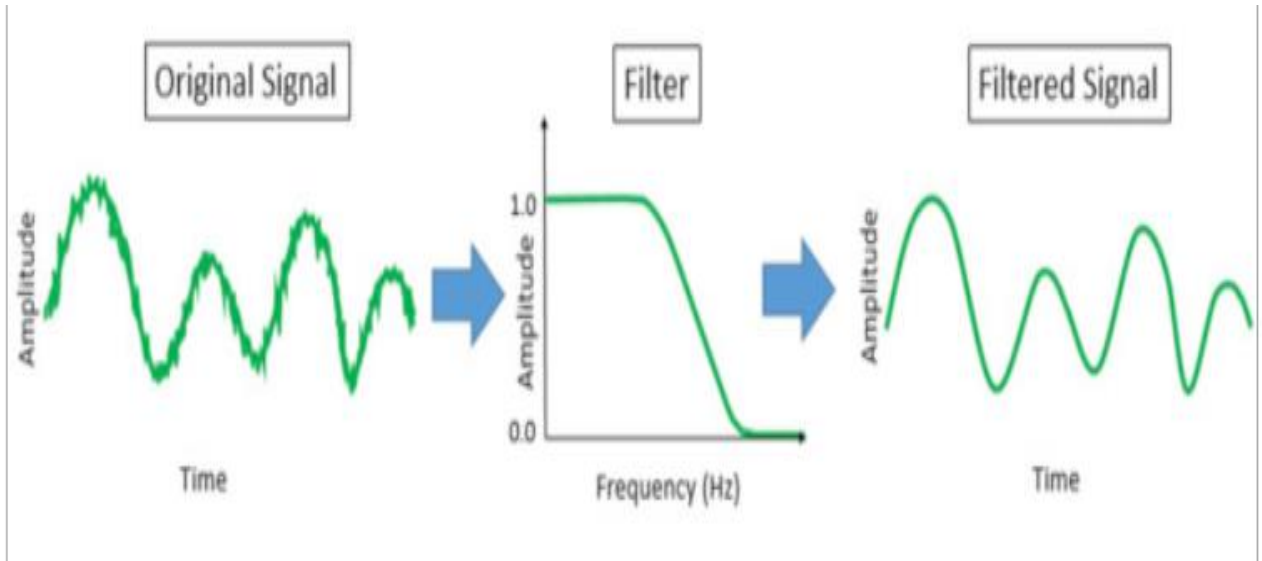
Filtreleme işlemi, sinyalin ilgili kısmından istenmeyen gürültünün ve bileşenlerin ortadan kaldırılması ile yapılan işlemidir. Farklı bir ifadeyle filtreleme; birbirine karışmış iki sinyalin ayrılması, sinyalde istenmeyen gürültülerin etkisinin azaltılması, bozulmuş sinyalin kalitesini artırılması olarak tanımlanabilir. Filtreleme işlemi giriş ve çıkış sinyallerine sahip bir sistem olarak düşünülebilir. Şekil 10' de filtreleme işlemi için genel gösterim verilmiştir. Bu şekildeki $X(n)$, N uzunluğu için, giriş vektörüdür ve

$$X(n)=[X(n), X(n-1), \dots, X(n-N+1)]^T = [X_1(n), X_2(n), \dots, X_N(n)]^T \quad (1.1)$$

olarak gösterilir. Şekil 11' de ise filtreleme işleminin şematik gösterimi verilmiştir.



Şekil 10. Filtreleme işleminin genel gösterimi



Şekil 11. Filtreleme işleminin şematik gösterimi

Burada T transpoz operatörü olarak gösterilmektedir. $D(n)$ işareti, giriş işareti $X(n)$ ile bağlantılı olarak arzu edilen işarettir. Giriş işareti olan $X(n)$ 'nin filtre çıkışı $D(n)$ ' dir. $e(n)$ ise filtre çıkışı ve istenilen işaretin arasındaki hata değerini gösterir. Optimal bir filtreleme problemde, ortalama karesel hata (MSE) gibi belirli bir kriter altında hata $e(n)$ ile ilişkili olan amaç fonksiyonunu minimum değere indirmek gerekmektedir (Arce, 2005).

Sinyal işlemede doğrusal yöntemlerin belirgin bir şekilde etkili olduğu açıkça görünmektedir. Doğrusal sinyal işleme güçlü bir doğrusal sistem teorisine sahiptir ve birçok doğrusal sinyal işleme algoritmalarında optimum çözüme ulaştırır. En önemlisi olarak, doğrusal filtrelerin uygulanması basittir. Doğrusal filtreler sinyal işlemede önemli rol oynamaya devam ederken, doğrusal olmayan filtreler uygulanabilir alternatif çözümler ortaya çıkarır. Doğrusal olmayan sinyal işleme algoritmaları daha zorlu uygulamaların ve daha güçlü bilgisayarın ortaya çıkmasıyla artmıştır. Aynı zamanda hız, boyut, maliyet bakımından bilgisayarların ve dijital sinyal işlemcilerinin devam eden gelişmeleri ileri algoritmaların pratik ve uygun maliyetli uygulanmasını sağlar (Boag ve Michielssen ve Mitra, 1996).

2.3.2 Doğrusal Olmayan Filtreleme

İstatistiksel sinyal işleme problemlerinde geleneksel yaklaşım, elde bulunan probleme yönelik belirli bir sinyal ve gürültü ile modeline dayanan en uygun çözümü üretmektir. Bu yaklaşımla beraber, istatistiksel modelden küçük sapmalar ile optimum çözümün elde edileceği varsayılmaktadır. Doğrusal filtrelerin tercih edilme nedenleri, matematiksel kolaylıklar ve Gauss gürültülü ortamda etkili çıkış elde edebilmesindendir. Gürültünün normal dağılımı varsayımı Merkezi Limit Teorisi tarafından kabul edilir ve çoğu gürültü ortamları Gauss gürültü ile modellenenir. Ancak Gauss modeller bazı gerçek dünya işlemlerinde yetersiz kalırlar. Bazı fiziksel işlemler doğada dürtü şeklinde olurlar ve Gauss olmayan modellerle tanımlanırlar. Gauss varsayımıyla optimize edilen sistemler, Gauss dışı gürültü altında ciddi performans düşüşüne neden olabilirler. Doğrusal bir filtrenin veri setinde yer alan dürtüsel ses ve sinyallerin varlığı performansı olumsuz yönde etkiler.

Bu sebeple gerçekte dürtüsel ortamlarda optimum çözüme ulaştırabilecek doğrusal olmayan filtreler oluşturulmuştur. Özellikle de sinyal işleme alanında dürtü çevreleri için doğrusal filtrelere alternatif daha güçlü filtre bulma çabaları artmıştır (Arce, 2005).

Doğada çok sayıda gürültü işlemi dürtüseldir. Doğrusal filtreleme teknikleri küçük dürtüsellik seviyeleri için bile önemli bir performans düşüşüne sebep olmaktadır. Gauss olmayan varsayımıyla optimize edilen sistemler için önemli ölçüde bozulmaya neden olur. Dürtüsel ses doğrusal filtreleme ile yeterince bastırılamaz (Kalluri ve Arce, 1998).

Radio hatlarında oluşan atmosferik gürültüler, okyanusal akustik gürültü ve telefon kanallarında ki anahtarlama geçişleri sırasında meydana gelen gürültüler gibi birçok sinyal ve sesler vardır. Bu gibi sinyaller dürtüsellikleri ile beraber karakterize edilebilirler. Bu dürtüsel sınıftaki sinyal ve sesler keskin, ani ve ara sıra meydana gelen sinyaller olarak tanımlanabilir. Son yıllarda, dürtüsel gürültüyü modelleyebilmek amacıyla α - sabitli dağılım modeli oluşturulmuştur. SaS (simetrik alfa-bağımlı) dağılımları keskin sivri ve ara sıra oluşan ses ve gürültüleri modelleyen istatistiksel bir model olarak kullanılmaktadır.

Simetrik α -bağımlı (SaS) dağılım sınıfının karakteristik fonksiyonu;

$$\varphi(t)=\exp(j\mu t-\gamma|t|^\alpha), \quad (1.2)$$

ifadesiyle verilir. Burada μ gerçel değerli konum parametresidir ve γ dispersiyon parametresidir (pozitif sabittir). α , $0 < \alpha < 2$ aralığında sınırlandırılmış karakteristik bileşendir ve küçük α değeri bir kuyruk dağılımı anlamına gelir. $0 < \alpha < 2$ sonsuz değişkene sahiptir. Sınırlayıcı durum olarak $\alpha=2$ olduğu durumda Gauss dağılımına, $\alpha=1$ olduğu durumda Cauchy dağılımı karşılığına gelir. α 'nın diğer değerleri için, yoğunluk fonksiyonları kapalı form ifadeleri bilinmemektedir. Bu nedenle açıklamak için integral dönüşümlerine ihtiyaç duyulmaktadır. Standart SaS yoğunluk fonksiyonları eşitlik 1.3 ile verilmiştir

$$f_\alpha(x) = \begin{cases} \frac{1}{\pi x} \sum_{k=1}^{\infty} \frac{(-1)^{k-1}}{k!} \Gamma(\alpha k + 1) x^{-\alpha k} \sin\left[\frac{k\alpha\pi}{2}\right], & \text{for } 0 < \alpha < 1, \\ \frac{1}{\pi(x^2 + 1)}, & \text{for } \alpha = 1, \\ \sum_{k=0}^{\infty} \frac{(-1)^k}{2k!} \Gamma\left(\frac{2k+1}{\alpha}\right) x^{2k}, & \text{for } 1 < \alpha < 2, \\ \frac{1}{2\sqrt{\pi}} \exp\left(-\frac{x^2}{4}\right), & \text{for } \alpha = 2, \end{cases} \quad (1.3)$$

ifadesi ile verilir. Burada gamma fonksiyonu $\Gamma(\cdot)$;

$$\Gamma(x) = \int_0^{\infty} t^{x-1} e^{-t} dt, \quad (1.4)$$

olarak tanımlanabilir. Doğrusal olmayan filtreler bir sinyaldeki aykırı değerlere karşı güçlü filtreleme özelliği gösterir. Maksimum olasılık bölgesi teoremi güçlü istatistik (robuststatistic) teorisine dayanan bir tekniktir (Pander, 2004).

$$\hat{\beta} = \arg \min [\sum_{i=1}^N \rho(x_i - \beta)] \quad (1.5)$$

Burada $\rho(\cdot)$ fonksiyonu amaç fonksiyonu olarak bilinir. Amaç fonksiyonu istenilen değerden ne kadar uzakta olduğumuzu gösterir. En küçük olduğu bölge β değeridir. Tablo1.1'de maksimum olasılık bölgesi amaç fonksiyonları ve çeşitli filtre ailesinin filtre çıkışları verilmiştir [20]. Mean ve Median filtreleri sırasıyla Gaussian ve Laplace

(Gaussian dağılımın özel sınırlı olduğu durum) dağılımda etkilidir. Myriad filtre bu dağılımlardan daha farklı olan α -bağımlı dağılım için geliştirilmiştir (Kalluri, 2001).

Tablo 2.1. Maksimum olasılık bölgesi için amaç fonksiyonları ile çeşitli filtre çıktıları

Filtreler Yoğunluk Fonksiyonları	Amaç Fonksiyonu	Filtre Çıktısı
Mean - Gaussian	$\sum_{i=1}^N (x_i - \beta)^2$	$\text{mean}\{x_i _{i=1}^N\}$
Median - Laplacian	$\sum_{i=1}^N x_i - \beta $	$\text{median}\{x_i _{i=1}^N\}$
Myriad - Cauchy	$\sum_{i=1}^N \log\{\gamma^2 + (x_i - \beta)^2\}$	$\text{myriad}\{x_i _{i=1}^N; \gamma\}$
Meridian - Meridian	$\sum_{i=1}^N \log\{\delta + x_i - \beta \}$	$\text{meridian}\{x_i _{i=1}^N; \delta\}$
Ağırlıklandırılmış Mean - Gaussian	$\sum_{i=1}^N h_i (x_i - \beta)^2$	$\text{mean}\{h_i x_i _{i=1}^N\}$
Ağırlıklandırılmış Median - Laplacian	$\sum_{i=1}^N h_i x_i - \beta $	$\text{median}\{h_i \diamond x_i _{i=1}^N\}$
Ağırlıklandırılmış Myriad -Cauchy	$\sum_{i=1}^N \log\{\gamma^2 + h_i (x_i - \beta)^2\}$	$\text{myriad}\{h_i \circ x_i _{i=1}^N; \gamma\}$
Ağırlıklandırılmış Meridian -Meridian	$\sum_{i=1}^N \log\{\delta + h_i x_i - \beta \}$	$\text{meridian}\{h_i \bullet x_i _{i=1}^N; \delta\}$

2.3.3 Myriad Filtre

2.3.3.1 Standart Myriad Filtre

Myriad filtre maksimum olasılık bölgesi sınıfına (M-estimators) ait doğrusal olmayan bir filtredir. Cauchy dağılım üzerinde iyi bir filtre olarak görev yapar. Dürtü seslerin ortadan kaldırılması amacıyla Cauchy dağılım ilk olarak 1922'de Fisher tarafından ortaya atıldı (Fisher, 1922). Cauchy dağılımını yoğunluk fonksiyonu;

$$f(x) = \frac{k}{\pi} \frac{1}{k^2 + x^2} \quad (1,6)$$

ile ifade edilir. Standart myriad filtrenin amaç fonksiyonu;

$$p(x) = (k^2 + x_i^2) \quad (1,7)$$

Olarak tanımlanır. X giriş parametreleri, $k > 0$ doğrusallık parametresidir ve tahmincinin dürtü direncini kontrol eder. Ayarlanabilir bir parametre olan k parametresi myriad filtreye güç kazandırır. k parametresinin küçük değerlerinde filtre daha iyi sonuçlar elde etmeye eğilimlidir. $k \rightarrow 0$ olması durumunda ağırlıklandırılmış mod- myriad filtre olarak adlandırılan özel güçlü bir filtre elde edilir. $k \rightarrow \infty$ olması durumunda Gaussian dağılımlı Ağırlıklandırılmış Mean filtre (ağırlık eklenmiş doğrusal FIR filtresi) gibi davranır (Pander, 2004).

Myriad filtre yapısı;

$$\begin{aligned} \beta &= \text{myriad}\{k; x_1, \dots, x_N\} \\ &= \arg \min_{\beta} \sum_{i=1}^N \log[k^2 + (x_i - \beta)^2]. \end{aligned} \quad (1.8)$$

ile verilir. Bazı durumlarda hesap kolaylığı sağladığı için aşağıdaki formülde tercih edilebilir;

$$= \arg \min_{\beta} \prod_{i=1}^N [k^2 + (x_i - \beta)^2]. \quad (1,9)$$

Myriad değeri β değerinin minimum olduğu değerdir (Pander, 2010).

2.3.3.2 Ağırlıklandırılmış Myriad Filtre

Ağırlıklandırılmış Myriad filtre, Myriad filtre giriş parametrelerine pozitif ağırlıkların eklenmesiyle elde edilir. Ağırlık parametreleri;

$$\{w_i\}_{i=1}^N = w_1, w_2, \dots, w_N,$$

Giriş parametreleri;

$$\{X_i\}_{i=1}^N = x_1, x_2, \dots, x_N,$$

ile verilir. Ağırlıklandırılmış Myriad filtrenin çıkışı;

$$\beta = \text{myriad}(x_1 \circ w_1, x_2 \circ w_2, \dots, x_N \circ w_N; k)$$

$$\beta = \arg \min_{\beta} \prod_{i=1}^N [k^2 + w_i (x_i - \beta)^2] \quad (1.10)$$

ve

$$\beta = \arg \min_{\beta} \sum_{i=1}^N \log[k^2 + w_i (x_i - \beta)^2]. \quad (1.11)$$

eşitlikleri ile tanımlanır.

2.3.3.3 Adaptif Myriad Filtre

Ağırlıklandırılmış Myriad filtre genel olarak adaptif yapıda kullanılır (Kalluri ve Arce, 1999). Filtre parametrelerinin optimizasyonu için sistem çıkışı ile istenilen çıkış arasındaki farkın optimize edilmesi gerekmektedir. Giriş vektörü $X = [X_1, X_2, \dots, X_N]^T$, ağırlık vektörü $W = [W_1, W_2, \dots, W_N]^T$, $W > 0$ ve doğrusallık faktörü K ile Ağırlıklandırılmış Myriad filtre çıkışı $Y = Y_k(W, K)$ olacaktır. İstenilen sinyal (d) ve filtre çıkış sinyali arasındaki hata;

$$e = y - d \quad (1.12)$$

şeklinde hesaplanır. Hata optimizasyonu ile ortalama mutlak hata (Mean Absolute Error -MAE) ve ortalama karesel hata (Mean Square Error – MSE) kriterleri kullanılabilir. Ortalama mutlak hata kriteri göz önüne alındığında hata fonksiyonu;

$$J_1(w, K) = E\{|e|\} = E\{|y_K(w, x) - d|\}, \quad (1.13)$$

$$J_2(w, K) = E\{e^2\} = E\{|y_K(w, x) - d|^2\}, \quad (1.14)$$

şeklinde olur. Parametre optimizasyonu için hata fonksiyonları filtre çıkışının ağırlığa göre türevi alınmalıdır. $J_1(W, K)$ fonksiyonunun türevi;

$$\frac{dJ_1(w, K)}{dw_i} = \frac{d}{dw_i} E\{|y_K(w, x) - d|\} = E\left\{\text{sgn}(y - d) \frac{dy}{dw_i}\right\} \quad (1.15)$$

$J_1(w, K)$ fonksiyonun türevi;

$$\frac{dJ_2(w, K)}{dw_i} = 2E\left\{(y - d) \frac{dy}{dw_i}\right\} \quad (1.16)$$

şeklinde elde edilir. Burada $E\{.\}$ istatistiksel beklentiği temsil eder. Süzgeç ağırlıklarının bulunması için en dik iniş metodu (steepest descent) Kalluri ve Arce tarafından geliştirilmiştir (Kalluri ve Arce, 1996);

$$w_i(n+1) = w_i(n) - \mu \frac{dJ}{dw_i}(n) \quad (1.17)$$

şeklinde dir. $dJ_1(w, K) / dw_i$ ele alınırsa;

$$w_i(n+1) = w_i(n) - \mu \frac{dy}{dw_i}(n) = P_0 \left\{ w_i(n) - \mu \operatorname{sgn}[e(n)] \frac{dy}{dw_i}(n) \right\} \quad (1.18)$$

bulunur. Burada $\operatorname{sgn}(\cdot)$ ve $P_0[\cdot]$;

$$\operatorname{sgn}(x) = \begin{cases} 1 & x > 0 \\ 0 & x = 0 \\ -1 & x < 0 \end{cases} \text{ ve } P_0[u] = \begin{cases} u, & u > 0 \\ 0, & u \leq 0 \end{cases} \quad (1.19)$$

şeklindedir. Denklemdе görüldüğü üzere Ağırlıklandırılmış Myriad filtre çıkışına göre türevi dy/dw_i değerin bilinmesi gerekmektedir. Buna göre;

$$\frac{dy}{dw_i} = \frac{\left\{ \frac{-(y-x_i)}{\left[1 + \frac{w_i}{K^2}(y-x_i)^2 \right]^2} \right\}}{K^2 \cdot \left\{ \sum_{j=1}^N \frac{w_j}{K^2} \cdot \frac{1 - \frac{w_j}{K^2}(y-x_j)^2}{\left[1 + \frac{w_j}{K^2}(y-x_j)^2 \right]^2} \right\}} \quad (1.20)$$

Yerine yazılır ve denklem daha sade bir şekilde yazıldığında;

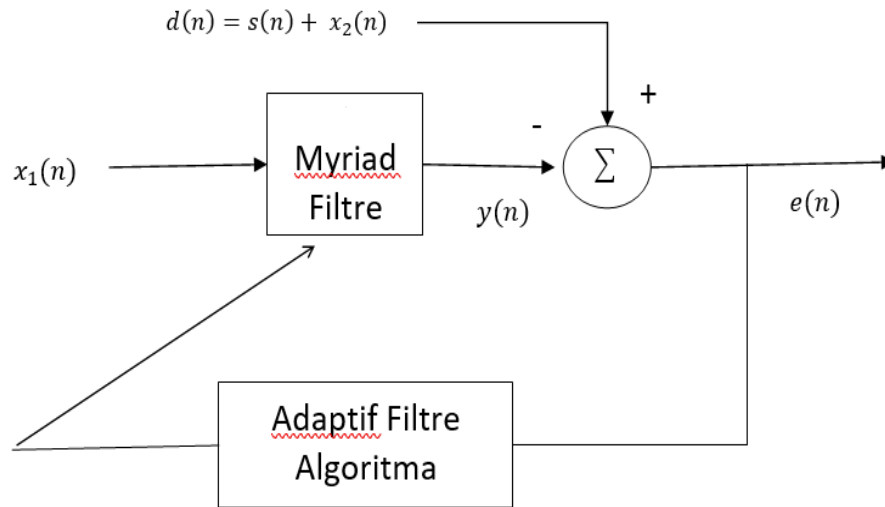
$$w_i(n+1) = P_0 \left(w_i(n) + \mu \operatorname{sgn}[e(n)] \left\{ \frac{(y-x_i)}{\left[1 + \frac{w_i}{K^2}(y-x_i)^2 \right]^2} \right\} (n) \right) \quad (1.21)$$

şeklinde elde edilir (Kalluri ve Arce, 1999).

2.4. Simülasyon

Bir sistem, sistemin ve çevresindeki etkenlerin durumuna bağlı olarak belirlenmiş bir amaca veya hedefe ulaşmak için parametrelerini değiştirebiliyorsa/ ayarlayabiliyorsa, uyarlanabilir sistem olarak sayılmaktadır. Bu nedenle bu sistem, çevresindeki birtakım olaylara yanıt verecek şekilde kendini düzenlemektedir/ ayarlamaktadır. Adaptif filtreler, giriş/ başlangıç istatistiklerini analiz edebilen ve zamanla değişimlerini izleyebilen algoritmayı kullanan filtrelerdir.

Bu çalışmada kullanılan adaptif filtre ile gürültü eliminasyon uygulaması gösterilmiştir. Algoritma olarak ise diferansiyel gelişim algoritması kullanılarak filtre parametreleri elde edilmiştir.



Şekil 12. Adaptif gürültü eliminasyon uygulaması

Şekil 12’ de $s(n)$ gürültüsüz EEG sinyali, $x_2(n)$ EOG sinyali, $d(n)$ gürültülü EEG sinyali, $x_1(n)$ EOG sinyali, $y(n)$ Myriad filtre çıkışı, $e(n)$ hata ve de gürültüsüz EEG sinyali olmak üzere hem çıkış işareti hem de adaptif filtre algoritmasını süren hata işaretini göstermektedir.

Adaptif süzgeç algoritması sürececek amaç fonksiyonu /hata fonksiyonu Denklem (1.22)’ de gösterilmektedir. Denklem (1.23)’de ise gürültüsüz EEG sinyali ise gürültülü EEG

sinyali ile Myriad filtre çıkışı farklı ile elde edilmesi yer almaktadır. (Zorlu ve Zişan, 2021)

$$MSE = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N e(n)^2 \quad (1,22)$$

$$e(n) = d(n) - y(n) \quad (1.23)$$

Burada MSE; ortalama karesel hatayı, N işaret örnek sayısını, $e(n)$ ise $d(n)$ ile $y(n)$ arasındaki farkı göstermektedir. Şekil 12’de gösterilen sistemde amaç, $x_1(n)$ gürültü işaretini kullanarak $d(n)$ işareti üzerindeki $x_2(n)$ gürültü bileşenini mümkün olduğunca yok etmektir (Erkoc ve Karaboğa ve Kockanat ve Koza, 2016).

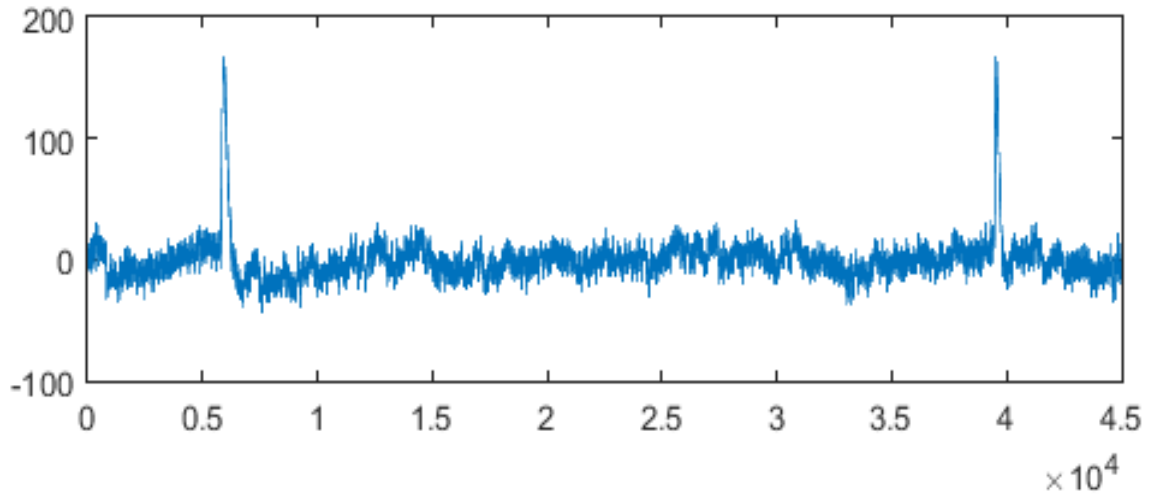
Önceki bölümlerde ayrıntıları verilen EEG sinyali, EOG’nin gürültü etkisi ve filtre özellikleri baz alınarak yapılan çalışma ile EOG’ nin oluşturduğu dürtüsel gürültünün belirgin yer aldığı EEG sinyallerde ilk adımsa yapılan simülasyon ile filtreleme parametreleri genel sinyal (tüm sinyal boyunca) üzerinden alınması hedeflenmiştir. Yapılan çalışmayla elde edilen filtre parametreleri kullanılarak yapılan filtreleme işleminde dürtüsel gürültü alanlarında gürültü giderme sonucu verimli olamamıştır. Bunun üzerine Myriad filtre yapısı gereği verimli olduğu alan olan dürtü gürültü alanından elde edilen filtre parametreleri ile yapılan filtreleme işlemi ile yüksek verim elde edilmiştir. Bu uygulanan simülasyon ile Myriad filtrenin dürtüsel gürültülerin eliminasyonunda verimi tekrar kanıtlanmıştır. Dürtüsel gürültülerin eliminasyonunda Myriad filtre faydalı bir filtredir (Pander, 2010). Algoritma olarak ise diferansiyel gelişim algoritması kullanılarak filtre parametreleri elde edilmiştir. Diferansiyel gelişim algoritması ise popülasyon tabanlı sezgisel algoritma olması sebebi ile gerçek değerleri optimize etmede başarılıdır.

3. BÖLÜM

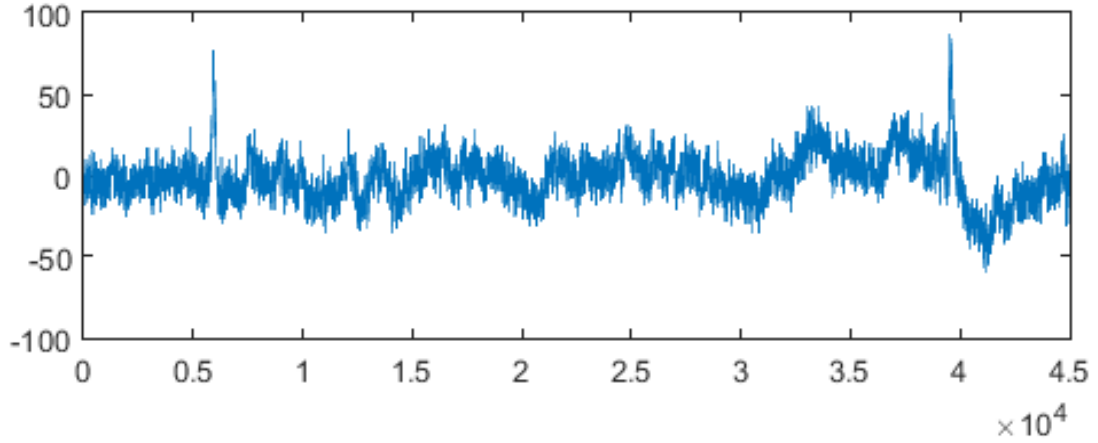
BULGULAR VE TARTIŞMA

3.1. Araştırma, Bulgular ve Tartışma

Beynin frontal lobunda bulunan fp1 elektrotundan elde edilen, deneklerden alınan EOG sinyalinin belirgin etkisi gözlemlenen gürültülü fp1 sinyali şekil 13’de görüldüğü gibi belirgin dürtüsel gürültülere sahiptir. Dürtüsel sinyalin kaynağı şekil 14’ de görüldüğü gibi EOG sinyali olduğu öngörülmektedir. (Şekil 13. ve şekil 14. ‘ de yer alan sinyaller aynı hastadan eş zamanlı alınmıştır.)



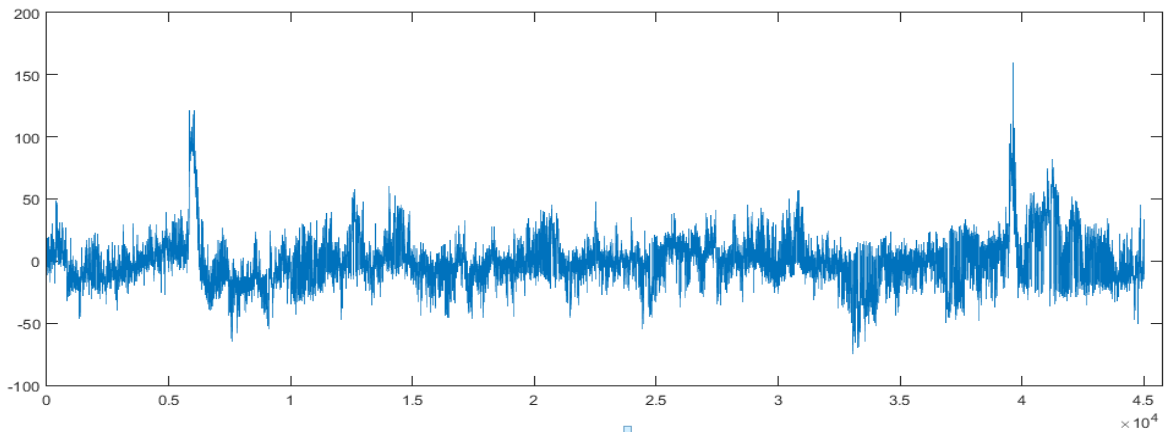
Şekil 13. Fp1 kanalından alınan gürültülü EEG sinyali



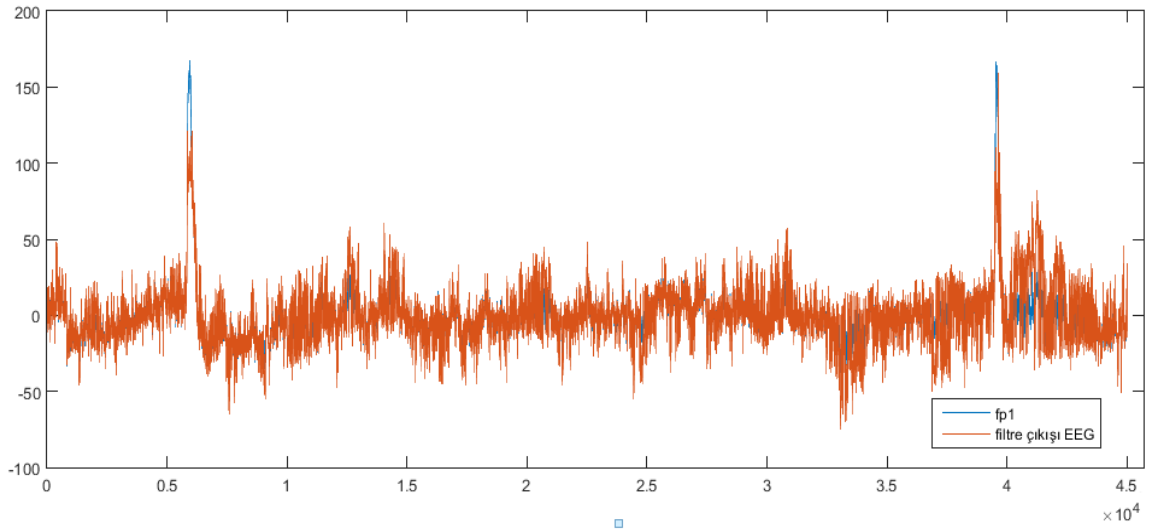
Şekil 14. EOG sinyali

Dürtüsel gürültüleri elimine edilmesi konusunda yararlı olduğu öngörülen Myriad filtre kullanılarak, Adaptif Myriad filtre ve diferansiyel gelişim algoritması ve 11 parametre ile filtreleme işlemi yapılan fp1 sinyali filtre çıkışı şekil 15’ de yer almaktadır. Şekil 16’da ise filtreleme işlemi yapılan fp1 sinyali filtre çıkışı ile gürültülü olan fp1 sinyalinin arasındaki kıyaslanması amaçlanmıştır. Şekil 16’ de görüldüğü gibi özellikle dürtüsel şeklindeki gürültülerde eliminasyon işlemi sağlanmıştır.

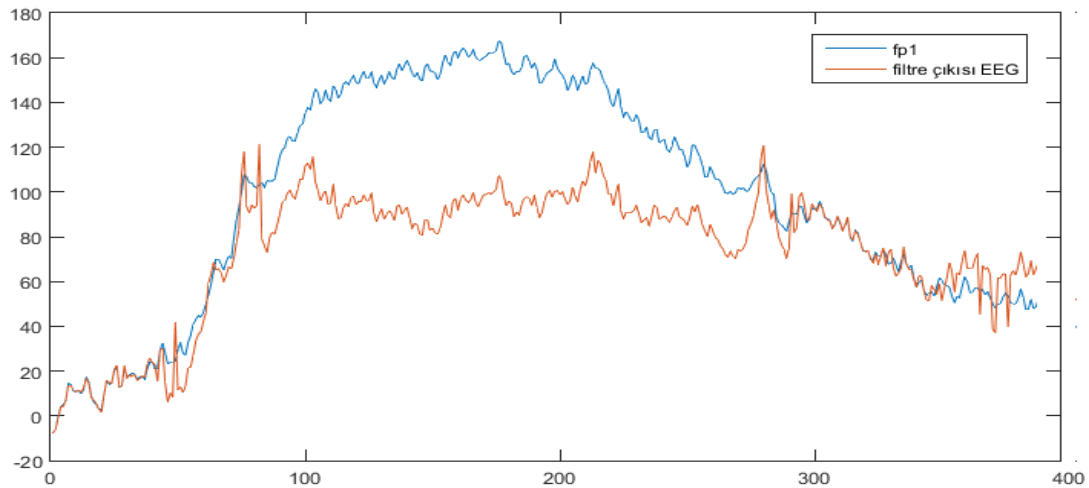
Şekil 16’da ise filtreleme işlemi yapılan fp1 sinyali filtre çıkışı ile fp1 kanalından alınan gürültülü EEG sinyalinin dürtüsel gürültü eliminasyon kıyası yapılması amacıyla dürtüsel gürültü yakınlaştırma yapılmıştır. Şekil 17’ de de görüleceği üzere dürtüsel gürültüde genlik azalması ve dolayısıyla eliminasyon sağlanması konusunda başarılı olmuştur.



Şekil 15. Filtreleme işlemi yapılan fp1 sinyalinin filtre çıkışı



Şekil 16. Filtreleme işlemi yapılan fp1 sinyalinin filtre çıkışı ile fp1 kanalından alınan gürültülü EEG sinyalinin kıyası



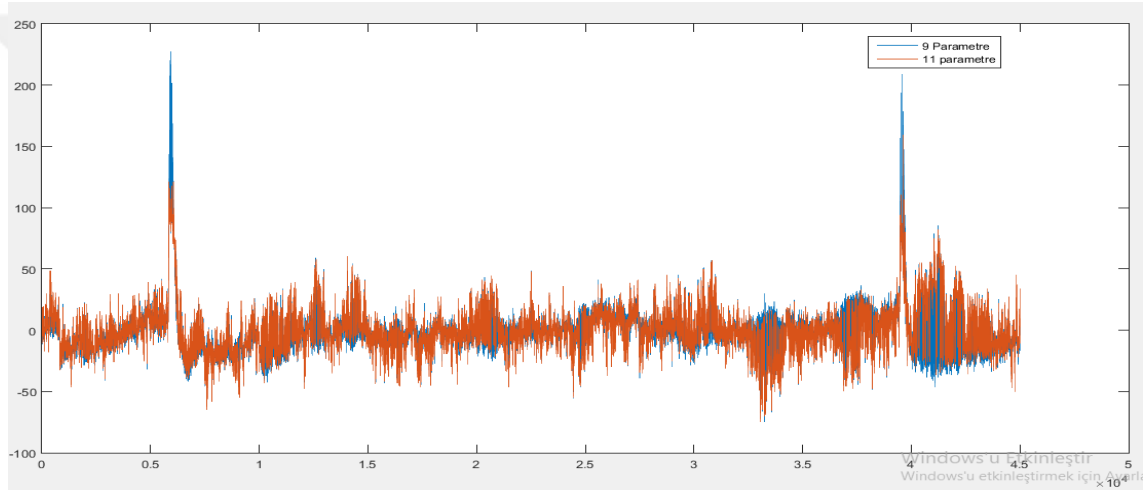
Şekil 17. Filtre çıkışı ile fp1 kanalından alınan gürültülü EEG sinyalinin dürtü gürültüsü eliminasyon kıyası

3.1.1. Kıyaslama

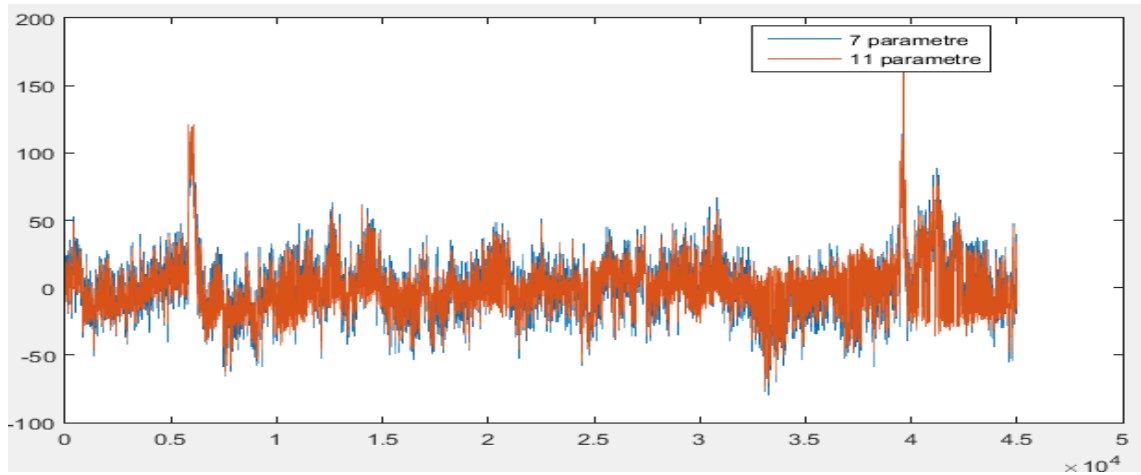
Diferansiyel gelişim algoritmasından elde edilen 11 parametrelili adaptif Myriad filtre uygulaması ile elde edilen sonuç verimliliği ve değerlendirmesi bir önceki madde de açıklanmıştı. Bu bölümde ise diferansiyel gelişim algoritmasından elde edilen 11 parametrelili adaptif Myriad filtre uygulaması ile 9,7 ve 5 parametrelili adaptif filtre uygulamaları kıyası, doğrusal filtre olan 11, 9, 7 ve 5 parametrelili FIR filtre (RLS algoritması kullanılarak filtre parametreleri elde edilen) ve 11, 9, 7 ve 5 parametrelili klasik Myriad filtre kıyası yapılmıştır.

3.1.1.1 Diferansiyel gelişim algoritması- Adaptif Myriad Filtre 11, 9, 7, 5 parametreli uygulama kıyası

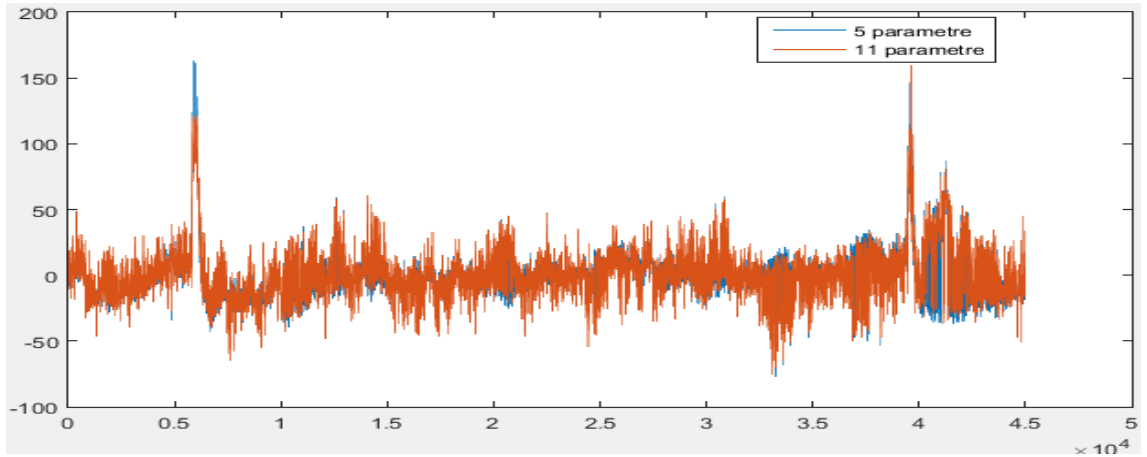
Şekil 18’ de görüldüğü üzere 11 parametreli Diferansiyel gelişim algoritması- Adaptif Myriad Filtre uygulaması kıyasında görüleceği üzere 11 parametreli uygulama özellikle dürtüsel gürültülerde daha başarılı olduğu görülmektedir. Ayrıca ilgili uygulamada dürtüsel olmayan kısımlardaki bozulma filtre parametresi 9n olarak düzenlendiğinde artmıştır. İlgili bozulmanın filtre parametresinin azaltılması ile şekil 19 ve 20’ de görüldüğü üzere daha da arttığı gözlemlenmiştir.



Şekil 18. Diferansiyel gelişim algoritmasından elde edilen 11 ve 9 parametreli adaptif Myriad filtre uygulaması kıyası



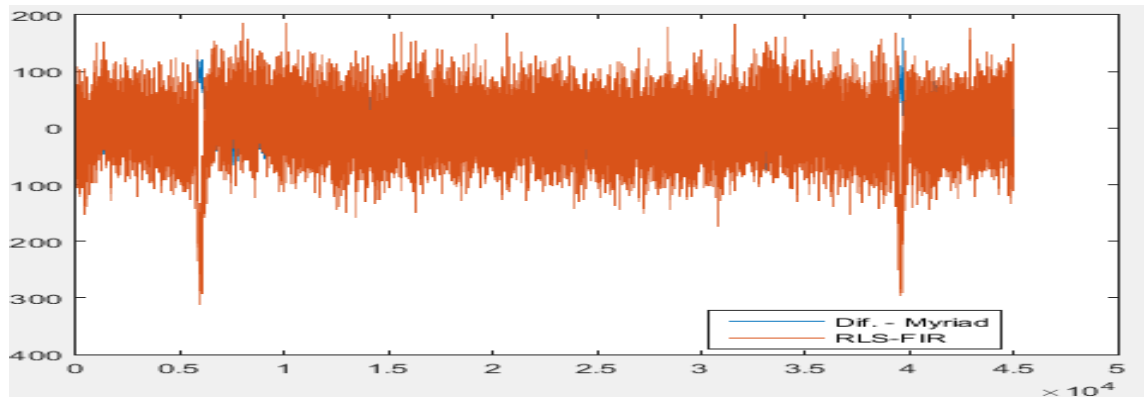
Şekil 19. Diferansiyel gelişim algoritmasından elde edilen 11 ve 7 parametreli adaptif Myriad filtre uygulaması kıyası



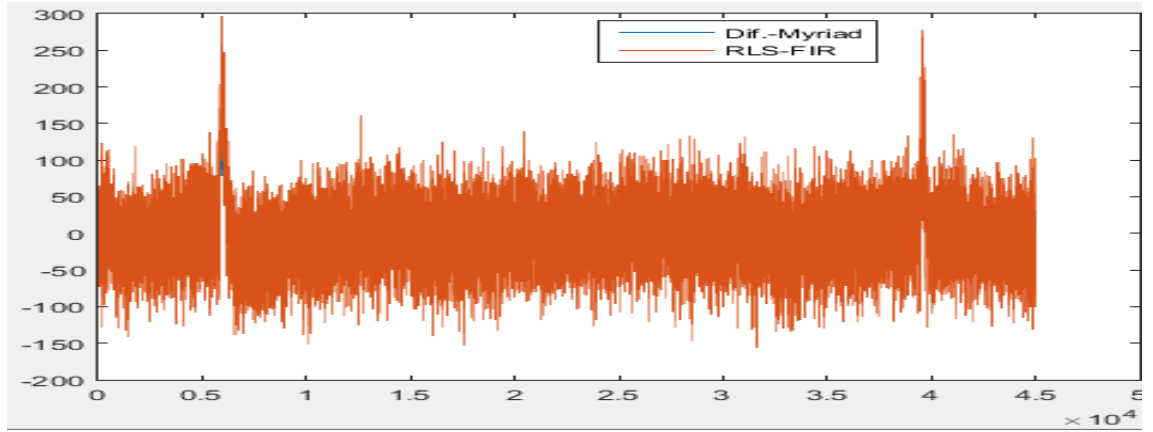
Şekil 20. Diferansiyel gelişim algoritmasından elde edilen 11 ve 5 parametrelili adaptif Myriad filtre uygulaması kıyası

3.1.1.2 Diferansiyel gelişim algoritması- Adaptif Myriad Filtre 11, 9, 7, 5 parametrelili uygulama ile RLS algoritması ile elde edilen 11, 9, 7, 5 parametrelili FIR filtre kıyası

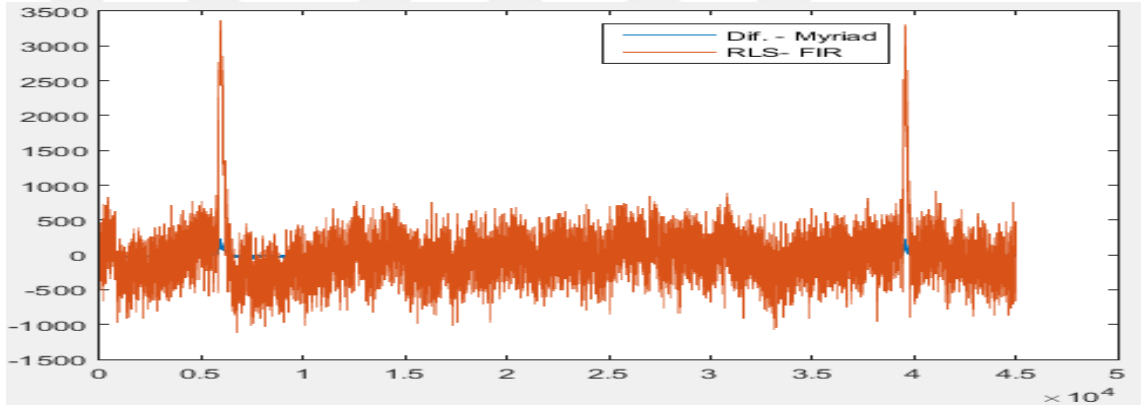
Diferansiyel gelişim algoritması ile elde edilen 11, 9, 7, 5 parametrelili adaptif Myriad filtre uygulaması ile RLS algoritması ile elde edilen 11, 9, 7, 5 parametrelili FIR filtre uygulama kıyasında ise doğrusal filtre olan FIR filtre uygulamasında elde edilen sonuçların parametre 11 iken şekil 21’ de görüldüğü üzere dürtüsel işarete ters işlem yaptığı ve dürtüsel gürültü olmayan kısımlarda ise yoğun bozulmalara sebebiyet verdiği ayrıca parametre sayısı azalması ile bozulmaların devam ettiği şekil 22, 23 ve 24’ de gösterildiği üzere gözlemlenmiştir. FIR filtre uygulamalarında dürtüsel gürültü eliminasyonun yapılmak amaçlanırken orijinal işaretten uzaklaşma görülmüştür.



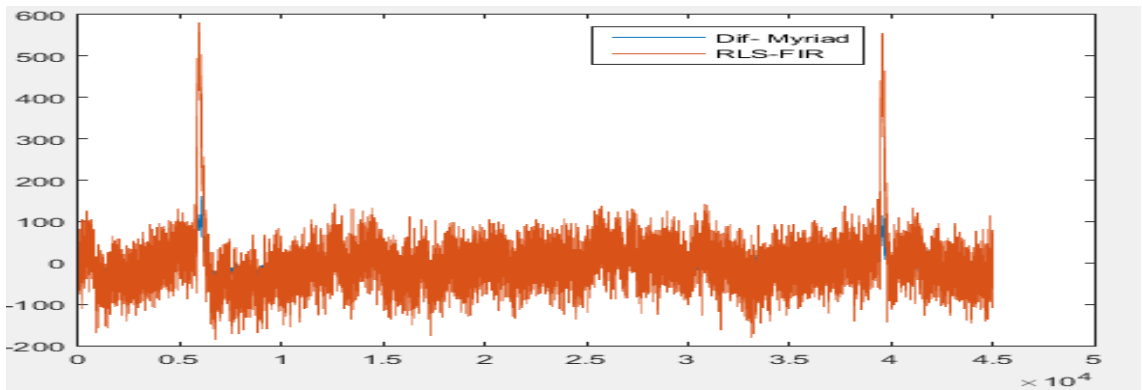
Şekil 21. Diferansiyel gelişim algoritması ile elde edilen 11 parametrelili adaptif Myriad filtre uygulaması ile RLS algoritması ile elde edilen 11 parametrelili FIR filtre uygulama kıyası



Şekil 22. Diferansiyel gelişim algoritması ile elde edilen 9 parametrelili adaptif Myriad filtre uygulaması ile RLS algoritması ile elde edilen 9 parametrelili FIR filtre uygulama kıyası



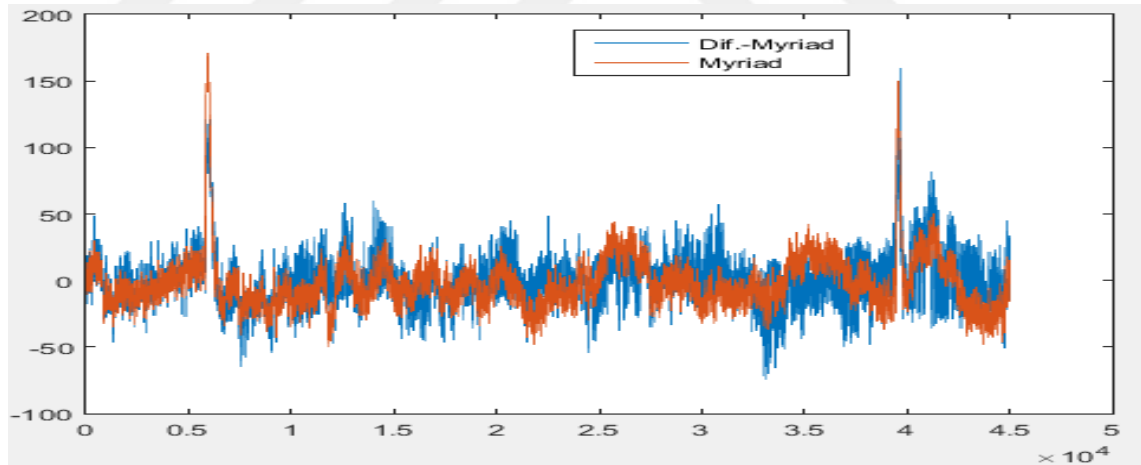
Şekil 23. Diferansiyel gelişim algoritması ile elde edilen 7 parametrelili adaptif Myriad filtre uygulaması ile RLS algoritması ile elde edilen 7 parametrelili FIR filtre uygulama kıyası



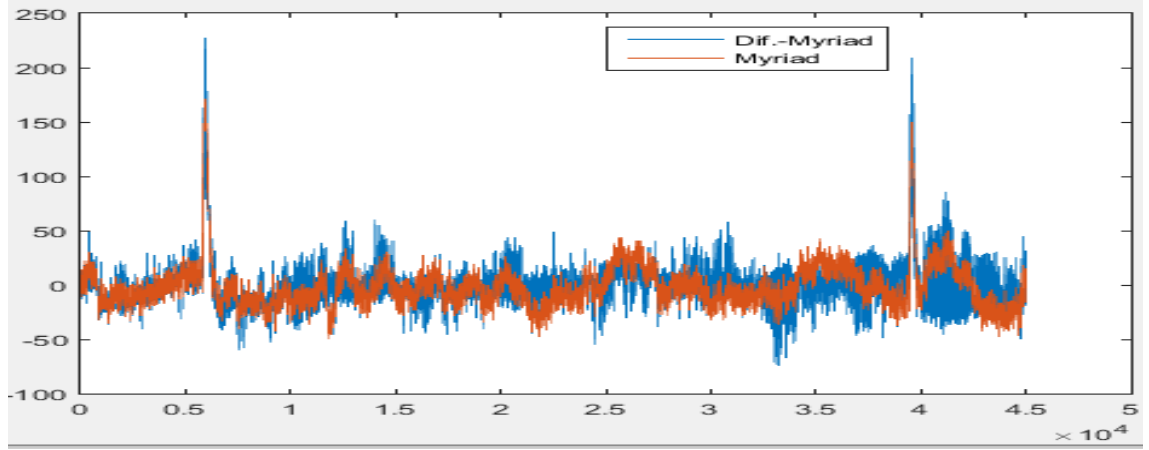
Şekil 24. Diferansiyel gelişim algoritması ile elde edilen 5 parametrelili adaptif Myriad filtre uygulaması ile RLS algoritması ile elde edilen 5 parametrelili FIR filtre uygulama kıyası

3.1.1.3 Diferansiyel gelişim algoritması- Adaptif Myriad Filtre 11, 9, 7, 5 parametreli uygulama ile 11, 9, 7, 5 parametreli klasik Myriad filtre uygulama kıyası

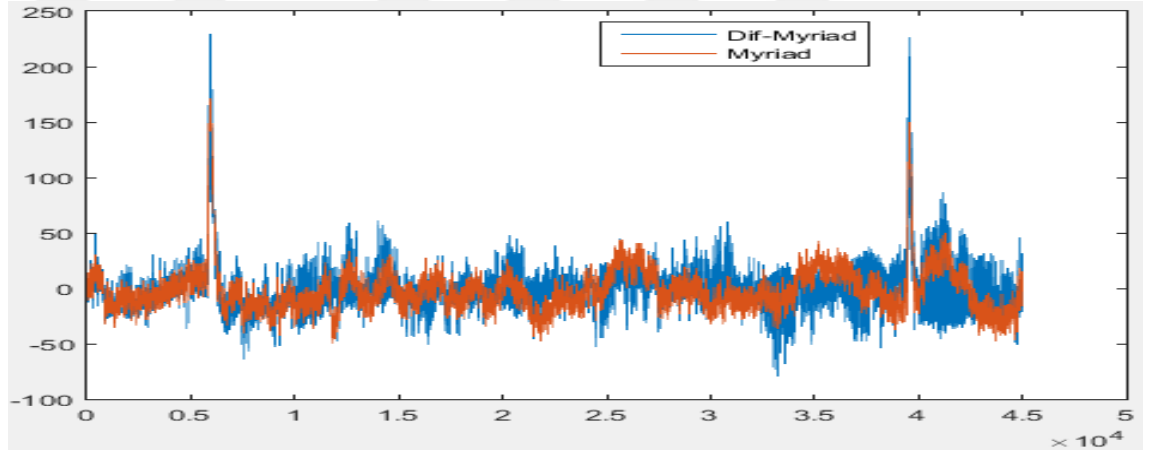
Diferansiyel gelişim algoritması 11, 9, 7, 5 parametreli adaptif myriad filtre uygulaması ile 11, 9, 7, 5 parametreli klasik Myriad filtre uygulama kıyası ile Myriad filtrenin genel olarak dürtüsel işretler üzerinde etkili olduğu konusunda aşağıdaki şekillerde görüldüğü üzere bilgi sağlamaktadır. Ancak Diferansiyel gelişim algoritmasının popülasyon tabanlı sezgisel algoritma olması sebebi ile gerçek değerleri optimize etmede başarısı sebebi ile dürtüsel alanda işlem görürken dürtüsel olmayan kısımlardaki bozulmalara sebebiyet vermesi sonucun değerlendirilmesini etkilemiştir. Ancak 11 parametre ile yapılan kıyasta şekil 25’ de görüleceği üzere dürtüsel alandaki başarı diferansiyel gelişim algoritması ile daha verimli bir çalışma sağlamaktadır. Ayrıca klasik myriad filtre uygulamalarında gürültülü EEG sinyalinde gürültü eliminasyonunda büyük değişiklik olmadığı tespiti olmuştur.



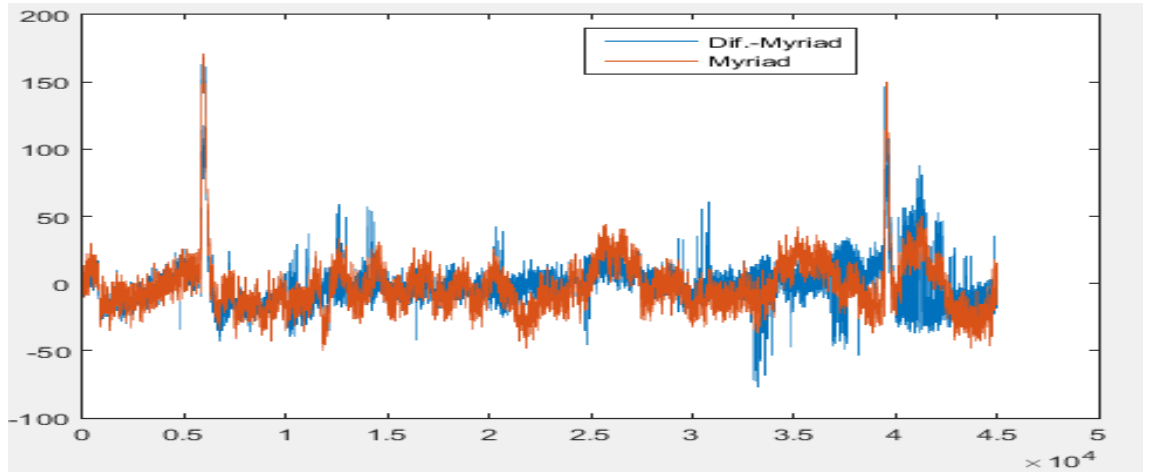
Şekil 25. Diferansiyel gelişim algoritması ile elde edilen 11 parametreli adaptif Myriad filtre uygulaması ile 11 parametreli klasik Myriad filtre uygulama kıyası



Şekil 26. Diferansiyel gelişim algoritması ile elde edilen 9 parametrelili adaptif Myriad filtre uygulaması ile 9 parametrelili klasik Myriad filtre uygulama kıyası



Şekil 27. Diferansiyel gelişim algoritması ile elde edilen 7 parametrelili adaptif Myriad filtre uygulaması ile 7 parametrelili klasik Myriad filtre uygulama kıyası



Şekil 28. Diferansiyel gelişim algoritması ile elde edilen 5 parametrelili adaptif Myriad filtre uygulaması ile 5 parametrelili klasik Myriad filtre uygulama kıyası

4. BÖLÜM

SONUÇ ve ÖNERİLER

4.1. Sonuç ve Öneriler

Filtreleme işlemi; sinyal işleme alanında doğru analiz yapabilmek için oldukça önemli adımdır. En iyi çözüme ulaşabilmek amacıyla, probleme ait olan belirli işaret ve gürültü işaret modellerinin doğru bir şekilde tanımlanması önemlidir. Doğada fiziksel aktivitelerin/ işaretlerin büyük bir çoğunluğu dürtü şeklindedir ve doğrusal filtreler bu olumsuzlukların giderilmesinde tam olarak doğru sonuç verememektedir. Dürtüsel gürültülü ortamlarla mücadele edebilmek için doğrusal olmayan filtreler geliştirilmiştir.

EEG çekimleri sırasında ise vücut hareketini engelleyici önlemler alınabiliyor olsa bile göz kapalı iken bile meydana gelebilecek istemsiz göz hareketinden kaynaklı oluşan EOG sinyali düşük genlik ve frekansa sahip EEG sinyallerini etkileyebilir. Genellikle dürtüsel olarak gürültü oluşumuna sebebiyet verebilir.

Bu tez çalışmasında doğrusal olmayan filtreleme, ağırlıklandırılmış myriad filtre çalışması ile dürtü gürültülerinin eliminasyonunda gözle görülür fayda tespit edilmiştir. Bu azaltma direk dürtüsel gürültü olarak yansıyan EOG pik noktalarında en iyi sonucu vermiştir. Şekil 17’ da görüleceği üzere bu iyileştirme pik noktasını normal sinyal düzeyine çekmeye yönelik olmuştur. Burada dürtüsel gürültü verileri EOG sinyalini temsil eden elektrottan gelen sinyal ile yapılması sebebi ile burada veri kaybı yerine normal EEG sinyaline yakınlaştırma amaçlanmıştır. (Zorlu ve Çağlıışlek, 2021) Ayrıca yapılan kıyaslama çalışmaları ile Ancak diferansiyel gelişim algoritması ile elde edilen parametrelerin adaptif myriad filtre ile uygulanmaları ile dürtüsel gürültülerin eliminasyonunun doğru parametre tespitinin ve doğrusal olan ve klasik/ standart myriad filtreye göre başarısının gözle görülür olduğu tespiti yapılmıştır.

Ancak diferansiyel gelişim algoritması ile elde edilen parametrelerin adaptif myriad filtre ile uygulanmaları ile dürtüsel gürültülerdeki iyileştirmenin yanı sıra dürtü gürültüsü olmayan alanlarda yer yer bozulmalar görülmektedir. Bu bozulmaların EOG sinyalinde yer alan anlık küçük değişimler sebebi ile olduğu öngörülmektedir.

Myriad filtrenin optimizasyonu ile ağırlık değerlerinin elde edilmesinde aynı anda elde edilebilen ve dış ek gürültü kaynaklarından izole edilen eşlenik EEG, EOG sinyalleri ile örtüşürme yapılması ve diğer esnek hesaplama yöntemlerinin kullanılması ile EOG' den kaynaklı dürtüsel gürültülerin eliminasyonu ileriki çalışmalarda önerilebilir.



KAYNAKÇA

1. Caton, R. 1875. 'The electric currents of the brain', **Br. Med. J.**, **2**, pp. 278
2. Walter, W. G. 1964. 'Slow potential waves in the human brain associated with expectancy, attention and decision', **Arch. Psychiat. Nervenkr.**, **206**, pp. 309–322.
3. Cobb, M. 2002. 'Exorcizing the animal spirits: Jan Swammerdam on nerve function', **Neuroscience**, **3**, pp. 395–400.
4. Speckmann, E.-J., and Elger, C. E. 1999. 'Introduction to the neurophysiological basis of the EEG and DC potentials', in *Electroencephalography Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*, Eds E. Niedermeyer and F. Lopes da Silva, 4th edn, Lippincott, Williams and Wilkins, Philadelphia, Pennsylvania.
5. Shepherd, G. M. 1974. *The Synaptic Organization of the Brain*, Oxford University Press, London.
6. Attwood, H. L., and MacKay, W. A. 1989. *Essentials of Neurophysiology*, B. C. Decker, Hamilton, Canada.
7. Nunez, P. L. 1995. *Neocortical Dynamics and Human EEG Rhythms*, Oxford University Press, New York.
8. Ashwal, S., and Rust, R. 2003. 'Child neurology in the 20th century', **Pedia. Res.**, **53**, pp. 345–361
9. Pander, T. 2010. Signal Processing, New polynomial approach to myriad filter computation, Volume 90, Issue 6, pp. 1991-2001
10. Ahamed, S.R. and Kumar, A. 2016. Removal of EOG artifacts from single channel EEG signals using combined singular spectrum analysis and adaptive noise canceler. **IEEE sensor Journal**, pp. 8279- 8287.
11. Guerrero-Mosquera, C. and Nvaia-Vazquez, A., 2, 2010. Automatic removal of ocular artefacts using adaptive filtering and independent component analysis for electroencephalogram data. **IET Signal Processing**, **6**: pp. 99-106.
12. Bashashati, A., Birch, G.E., Fatourehchi M. And Ward R.K. 2007. EMG and EOG artifacts in brain computer interface systems: A survey, **Clinical Neurophysiology**, **118**: 3, pp. 480–494.

13. Acır, N., Çınar, S. ve Mengüç, E. C. 2018. EEG Sinyallerinden EOG Gürültülerini Yok Etmek için Lineer ve Geniş Lineer Kompleks Değerli En Küçük Ortalama Kare Algoritmaları Tabanlı Bir Adaptif Gürültü Yok Etme Sistemi, **GU J Sci, Part C**, pp.205-219
14. Amaral, L.A.N., Goldberger, A.L., Glass, L., Hausdorff, J.M., Ivanov, P.C., Mark, R.G. and Stanley H.E. 2000. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet components of a new research resource for complex physiologic signals. **Circulation**, **101**: 23, pp. 215-220.
15. Erkoç, M. E., Kockanat, S., Koza, T. ve Karaboğa, N. (2016) Yapay Arı Koloni Algoritması Kullanılarak EKG İşaretinin Gürültü Giderimi Uygulaması, **20th International Conference Electronics**, pp.1017-1020
16. URL 1, <https://www.google.com/search?q=eeg+genlik+degeri&oq=eeg+&aqs=chrome.1.69i57j35i39l2j69i65l2j69i60l2j69i61.3946j0j7&sourceid=chrome&ie=UTF-8>
17. Zorlu, H., Çağlıışlek, Z., 2021, EEG Sinyallerinde Yer Alan EOG Gürültülerinin Ağırlıklandırılmış Myriad Filtre İle Eliminasyonu, **1.Uluslararası Fen Ve Uygulamalı Bilimler Kongresi**, ss 152-158
18. Jasper, H. 1958. 'Report of committee on methods of clinical exam in EEG', Electroencephalogr. **Clin. Neurophysiol.**, **10**, pp. 370–375.
19. Teplan, M. 2002. 'Fundamentals of EEG measurements', **Measmt Sci. Rev.**, **2**(2)
20. Bickford, R. D. 1987. 'Electroencephalography', in Encyclopedia of Neuroscience, Ed. G. Adelman, Birkhauser, Cambridge (USA), pp. 371–373.
21. Serman, M. B. 1974. MacDonald, L. R., and Stone, R. K., 'Biofeedback training of sensorimotor EEG in man and its effect on epilepsy', **Epilepsia**, **15**, 395 416.
22. Adrian, E. D., and Matthews, B. H. C. 1934. 'The Berger rhythm, potential changes from the occipital lobe in man', **Brain**, **57**, pp. 345–359.
23. Trabka, J. 1963. 'High frequency components in brain waves', Electroencephalogr. **Clin. Neurophysiol.**, **14**, pp. 453–464.
24. Cobb, W. A., Guiloff, R. J., and Cast, J. 1979. 'Breach rhythm: the EEG related to skull defects', Electroencephalogr. **Clin. Neurophysiol.**, **47**, pp. 251–271.
25. Silbert, P. L., Radhakrishnan, K., Johnson, J., and Class, D. W. 1995. 'The significance of the phi rhythm', Electroencephalogr. **Clin. Neurophysiol.**, **95**, pp. 71–76.

26. Roldan, E., Lepicovska, V., Dostalek, C., and Hrudova, L. 1981. 'Mu-like EEG rhythm generation in the course of Hatha-yogi exercises', *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, 52, pp. 13.
27. IFSECN, 1974. 'A glossary of terms commonly used by clinical electroencephalographers', *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, 37, pp. 538–548.
28. O'Leary, J. L., and Goldring, S. 1976. *Science and Epilepsy*, **Raven Press**, New York, pp. 19–152.
29. Gotman, J., Ives, J. R., and Gloor, R. 1979. 'Automatic recognition of interictal epileptic activity in prolonged EEG recordings', *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, pp. 46, 510–520.
30. URL 2 'Effects of electrode placement', <http://www.focused-technology.com/electrod.htm>, California.
31. Collura, T. 1998. *A Guide to Electrode Selection, Location, and Application for EEG Biofeedback*, Ohio, Brain- Master Technologies, Inc.
32. Nayak, D., Valentin, A., Alarcon, G., Seoane, J. J. G., Brunnhuber, F., Juler, J., Polkey, C. E., and Binnie, C. D. 2004. 'Characteristics of scalp electrical fields associated with deep medial temporal epileptiform discharges', *Clin. Neurophysiol.*, 115, pp. 1423–1435.
33. Arce, G. R., 2005. *Nonlinear Signal Processing; A Statistical Approach*, Wiley Publishers. USA, pp. 445.
34. Gonzalez, J. G., Arce, G. R., 2002. Statistically-efficient filtering in impulsive environments: weighted myriad filters. **EURASIP Journal on Applied Signal Processing**, 1: pp. 4–20.
35. Gonzalez, J. G., Arce, G. R., 1996. Weighted myriad filters: a robust filtering frame work derived from alpha-stable distributions. **IEEE International Conference On Acoustics, Speech, And Signal Processing Conference Proceedings**, 6: pp. 2833-2936.
36. Shao, M., Nikias, C. L., 1993. Signal processing with fractional lower order moments: stable processes and their applications. **Proceedings of IEEE. Vol81**.
37. Niranjan, S., Beaulieu, N. C., 1998. A myriad filter detector for uwb multiuser communication. **2008 IEEE International Conference on Communications**, pp. 3918-3922.

38. Zurbach, P., Gonzalez, J. G., Arce, G. R., 1996. Weighted myriad filter for image procssing. 1996 **IEEE International Symposium on Circuits and Systems. Circuits and Systems Connecting the World. ISCAS 96**.pp. 726-729.
39. Gonzalez, J. G., Arce, G. R., 1996. Optimality of the myriad filter in practical impulsive-noise environments. **IEEE Transactions on Signal Processing . Vol:49**, pp. 438-441.
40. Goh, B. M. K., Lim, H. S., 2012. Sequential algorithms for sample myriad and weighted myriad filter. **IEEE Transactions on Signal Processing . Vol:60**, pp. 6047-6052.
41. Kalluri, S., Arce, G. R., 1998. Adaptive weighted myriad filter algorithms for robust signal processing in α -stable noise environments. **IEEE Transactions On Signal Processing, 46**, pp. 322-334.
42. Zorlu, H., Sunca, Ş., (2017). Genetik algoritma kullanılarak Ağırlıklandırılmış myriad filtrelerin optimizasyonu. **International Journal of Multidisciplinary Studies and Innovative Technologies**, 1, ss. 9-14
43. Zorlu, H., Sunca, Ş., (2017). Genetik algoritma kullanılarak Ağırlıklandırılmış myriad filtrelerin optimizasyonu, ISMSIT, 2-4 Kasım 2017, TOKAT.
44. Alataş, B., 2007. Kaotik Haritalı Parçacık Sürü Optimizasyon Algoritmaları Geliştirme. Doktora Tezi, Fırat Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, 157s.
45. Boag, A., Michielssen, E., Mittra, R., 1996. Design of electrically loaded wire antennas using genetic algorithms. **IEEE Transactions on Antennas and Propagation**, 44(5):687.
46. Pander, T., 2004. Application of weighted myriad filters to suppress impulsive noise in biomedical signals, **Task Quarterly, 8 (2)**: pp. 199–216
47. Kalluri, S., 2001. Robust frequency-selective filtering using weighted Myriad filters admitting real-valued weights. **IEEE Transactions On Signal Processing, 49**, pp. 11.
48. Fisher, R. A., 1922. On the mathematical foundations of theoretical statistics, **Philos. Trans. Roy. Soc. London. 222**: pp. 309-368.
49. Pander, T., 2010. New polynomial approach to myriad filter computation, **Signal Processing. 90(6)**: 1991-2001.
50. Kalluri, S., Arce, G. R., 1999. A general class of nonlinear adaptive filtering algorithms. **IEEE Trans. on Signal Processing, 47**, pp. 2262-2272.

51. Kalluri, S., Arce, G. R., 1996. Adaptive algorithms for weighted myriad filter optimization. **In Proc. of the 1996 CISS.**



ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı: Zişan ÇAĞLIŞLEK

Uyruğu: Türkiye (T.C)

Doğum Tarihi ve Yeri:

Medeni Durum:

E-mail:

EĞİTİM

Derece	Kurum	Mezuniyet Tarihi
Yüksek Lisans	Erciyes Üniversitesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği	Beklenen- 2022
Lisans	Erciyes Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği	2014
	Erciyes Üniversitesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği	2014 – Çift anadal
Lise	Dadaloğlu Lisesi, Adana	2009

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görev
2015-Halen	Stryker Medical (Muka Metal A.Ş.)	7 Yıl

YABANCI DİL

İngilizce – Profesyonel çalışma yetkinliği

Türkçe - Anadil

YAYINLAR

1. Zorlu, H., Çağlışlek, Z. (2021), EEG Sinyallerinde Yer Alan EOG Gürültülerinin Ağırlıklandırılmış Myriad Filtre İle Eliminasyonu, 1.Uluslararası Fen Ve Uygulamalı Bilimler Kongresi, ss 152-158