

**T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**GEBELİK SÜRECİNDEKİ MİGRENLİ HASTALARDA
EEG SİNYALLERİNİN İNCELENMESİ**

**Tezi Hazırlayan
Mustafa ŞEKER**

**Tezi Yöneten
Yrd. Doç. Dr. Mahmut TOKMAKÇI**

**Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Yüksek Lisans Tezi**

**Ocak 2010
KAYSERİ**

**T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**GEBELİK SÜRECİNDEKİ MİGRENLİ HASTALARDA
EEG SİNYALLERİNİN İNCELENMESİ**

**Tezi Hazırlayan
Mustafa ŞEKER**

**Tezi Yöneten
Yrd. Doç. Dr. Mahmut TOKMAKÇI**

**Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Yüksek Lisans Tezi**

**Ocak 2010
KAYSERİ**

Yrd. Doç. Dr Mahmut TOKMAKÇI danışmanlığında Mustafa ŞEKER tarafından hazırlanan “Gebelik Sürecindeki Migrenli Hastalarda EEG Sinyallerinin İncelenmesi” adlı çalışma, jürimiz tarafından Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik- Elektronik Mühendisliği anabilim dalı Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

05.01.2010

Jüri:

Başkan : Yrd. Doç. Dr. Mahmut TOKMAKÇI.....

Üye : Yrd. Doç. Dr. Ayşegül GÜVEN.....

Üye : Yrd. Doç. Dr. Fatma LATİFOĞLU.....

Onay : Bu tezin kabulü Enstitü Yönetim Kurulunun 13.01.2010 tarih ve 2010/02-03 sayılı kararı ile onaylanmıştır.



N. Ayıldız

Prof. Dr. Nusret AYYILDIZ
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Bu çalışmada bana yol gösterici olan danışmanım Yrd. Doç. Dr. Mahmut TOKMAKÇI ile emeğini esirgemedi yardımcı olan ve en kritik noktada farklı ufuklar açan Prof. Dr. Musa Hakan ASYALI'ya ve Dr. Hatice SEĞMEN ayrıca çalışmalarım sırasında manevi desteğini esirgemeyen değerli arkadaşım Öğr. Gör. Av. Nilüfer ÖZER' e teşekkürü bir borç bilirim.

GEBELİK SÜRECİNDEKİ MİGRENLİ HASTALARDA EEG SİNYALLERİNİN İNCELENMESİ

Mustafa ŞEKER

Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü

Yüksek Lisans Tezi, Ocak 2010

Tez Danışman : Yrd. Doç . Dr. Mahmut TOKMAKCI

ÖZET

Migren en yaygın olarak bilinen bir baş ağrısı çeşididir ve başta epilepsi olmak üzere bazı beyin hastalıklarının başlangıcı olabileceği düşünülmektedir. Bu çalışmada, migren tanısı konmuş, gebelik sürecindeki migrenli hastalar ve sağlıklı kişilerden alınan Elektroensefalogram (EEG) işaretleri, spektral analiz yöntemleri ile değerlendirilmiştir. Migrenli hastalarda ve migren tanısı konulmuş gebelik sürecindeki kişilerde, EEG işaretlerin incelenmesi gerçekleştirilerek migren tanısının tespit edilip edilemeyeceği ve gebelik sürecinde migrenli kişilerde EEG sinyallerinde ne gibi bir değişim olduğu autoregressive (AR) model parametreleri ile belirlenmeye çalışılmıştır. Burada, parametrik yöntemlerden *Modified Covariance* metodu ve parametrik olmayan yöntemlerden *Welch metodu* kullanılarak analiz edilmiş ve karşılaştırılmıştır. Her iki metoda ilişkin sonuçlar birlikte değerlendirildiğinde, Modified Covariance metodu ile elde edilen sonuçların daha yüksek ayırt edici özelliğe sahip olduğu ve daha belirleyici olduğu görülmektedir. EEG işaretlerinin istatistiksel analiz sonuçları değerlendirildiğinde, sağlıklı bireyler ile gebelik sürecinde bulunan migrenli hastaların EEG analizleri birbirine yakın özellikler göstermektedir.

Anahtar kelimeler: EEG, Welch, Modified Covariance, AR

EXAMINING EEG SIGNALS WITH PARAMETRIC AND NON PARAMETRIC ANALYSES METHODS AT PREGNANCY TERM

Mustafa ŞEKER

Erciyes University, Graduate School of Natural and Applied Sciences

M.Sc. Thesis, January 2010

Thesis Supervisor: Assoc.Prof. Mahmut TOKMAKCI

ABSTRACT

Migraine is one of the most common headache and It is thought that it may be starter of brain illnesses as to be epilepsi at first. In this study, migraine symtom was told and the electroencefalogram indicators taken from patients with migraine and healthy people during pregnant were evaluated with spectral analysis method. By examining EEG indicators at patients with migraine and people with migaine sypmptom duyring pregnant, It is tried to determine if migraine symptom is determined or not and what kind of change will be at people during pregnant. There were analyzed with Modified Covariance from parametric methods and Welch method from non parametric methods and they were compared. When the results of two methods are evaluated, It is overserved that the results with Modified Covarience method are more diversion and determiner. When the statistical analysis results of EEG indicators are evaluated, It is observed that EEG analysis of healhty people and patients with migraine during pregnant have similar features.

Keywords: EEG, Welch, Modified Covariance, AR

İÇİNDEKİLER

KABUL ONAY	i
TEŞEKKÜR	ii
ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
TABLolar LİSTESİ.....	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ	ix
1. BÖLÜM	
GİRİŞ	1
1.1. Giriş.....	1
1.2. Literatür Çalışması.....	2
1.3. Yapılan Çalışmanın Amacı.....	3
1.4. Yapılan Çalışmanın Bilime Katkısı	3
2. BÖLÜM	
MİGREN BAŞAĞRISI ve TEMEL BİLGİLER	5
2.1. Migrenin Tarihçesi.....	5
2.2. Migrenin Sınıflandırılması	6
2.2.1. Aurasız Migren	7
2.2.2. Auralı Migren.....	8
2.3. Gebelikte Migren ve Yaş /Cinsiyete Göre Migren Prevalansları	9
2.4. Migreni Tetikleyici Etkenler.....	10
2.4.1. Migrende potansiyel tetikleyici etkenler	12
2.5. Migrenin Klinik Teşhisi	13
3. BÖLÜM	
ELEKTROENSEFALOGRAM (EEG).....	15
3.1. Giriş.....	15
3.1.1. Alfa Dalgaları.....	16
3.1.2. Beta Dalgaları	16
3.1.3. Teta Dalgaları.....	17
3.1.4. Delta Dalgaları	17
3.2. EEG (Elektroensefalogram) işaretlerin ölçülmesi	18
3.3. EEG Elektrotlarının Bağlanma Şekilleri	18
3.4. Uyarılmış Potansiyeller	20

3.4.1. Görsel Uyarılmış potansiyeller(VEP)	20
3.4.2. Beyinsapı İşitsel Uyarılmış Potansiyeller (BAEP)	21
3.4.3. Somatosensoriyel Uyarılmış Potansiyeller (SEP).....	21
3.4.4. Motor Uyarılmış Potansiyeller (MEP)	22
3.5. Migren Tanısında EEG'nin Yeri.....	22

4. BÖLÜM

EEG ANALİZLERİNDE KULLANILAN SPEKTRAL METOTLARIN

İNCELENMESİ.....	23
4.1. Giriş.....	23
4.2. Klasik Spektral Analiz Metotları	25
4.2.1. Fourier Temelli Sinyal Analizi	25
4.2.2. Ayırık Fourier Dönüşümü (AFD) ve Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD).....	26
4.2.3. Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü (KZFD)	28
4.2.4 Sürekli Dalgacık Dönüşümü	29
4.2.5 Ayırık Dalgacık Dönüşümü (ADD)	32
4.3 Güç Spektral Yoğunluğunun Modern Spektral Analiz Metotları ile hesaplanması	35
4.3.1 Güç Spektral Yoğunluğu (Power Spectral Density-PSD)	36
4.3.1.1 Parametrik Olmayan Metotlar ile PSD tahmini	37
4.3.1.1.1 Welch Metodu	37
4.3.1.2 Parametrik Metotlar.....	38
4.3.1.3. AR Model Parametrelerinin Hesaplanması	39
4.3.1.3.1 Lewinson Metodu.....	40
4.3.1.3.2 Modified Covariance Metodu	41

5. BÖLÜM

GEBELİK SÜRECİNDEKİ MİGREN HASTALARINA AİT EEG SİNYALLERİNİN

ANALİZİ.....	43
5.1. Giriş.....	43
5.2. Veri Toplamada Kullanılan EEG Cihazı ve Donanımsal Özellikleri	44
5.2.1. AR metodu ile güç spektrumuna ait parametrelerin hesaplanması için algoritma geliştirilmesi	45
5.2.2. Deney Gruplarına ait Hesaplanan Parametrelere t-testi Analizinin Uygulanması	48
5.2.3. Analiz Sonuçları ve Değerlendirme	50

BÖLÜM 6

SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME.....	77
KAYNAKLAR.....	80
EKLER.....	84
ÖZGEÇMİŞ.....	92

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2.1. 2003–2004 IHS Migren Sınıflaması.	7
Tablo 2.2. 1998 IHS Aurasız Migren Tanı Kriterleri.	8
Tablo 2.3. 1998 IHS auralı migren tanı kriteri.	9
Tablo 3.1. EEG frakans bantları.	16
Tablo 5.1. Sağlıklı kişiler ile migren tanısı konmuş kişilerden alınmış EEG işaretlerinden Modified Covariance yöntemi ile elde edilen PSD değerlerinin t-testi ile karşılaştırılması. $p<0.05$ olan değerler kalın puntolarla ifade edilmiştir.	51
Tablo 5.2. Sağlıklı kişiler ile gebe migren tanısı konmuş kişilerden alınmış EEG işaretlerinden Modified Covariance yöntemi ile elde edilen PSD değerlerinin t-testi ile karşılaştırılması. $p<0.05$ olan değerler kalın puntolarla ifade edilmiştir.	52
Tablo 5.3. Gebe migren tanısı konmuş kişiler ile migren tanısı konmuş kişilerden alınmış EEG işaretlerinden Modified Covariance yöntemi ile elde edilen PSD değerlerinin t-testi ile karşılaştırılması. $p<0.05$ olan değerler kalın puntolarla ifade edilmiştir.	53
Tablo 5.4 Sağlıklı kişiler ile migren tanısı konmuş kişilerden alınmış EEG işaretlerinden Welch yöntemi ile elde edilen PSD değerlerinin t-testi ile karşılaştırılması. $p<0.05$ olan değerler kalın puntolarla ifade edilmiştir.	65
Tablo 5.5 Sağlıklı kişiler ile migren tanısı konmuş gebe kişilerden kişilerden alınmış EEG işaretlerinden Welch yöntemi ile elde edilen PSD değerlerinin t-testi ile karşılaştırılması. $p<0.05$ olan değerler kalın puntolarla ifade edilmiştir.	66
Tablo 5.6. Migren tanısı konmuş kişilerden ile migren tanısı konmuş gebe kişilerden kişilerden alınmış EEG işaretlerinden Welch yöntemi ile elde edilen PSD değerlerinin t-testi ile karşılaştırılması. $p<0.05$ olan değerler kalın puntolarla ifade edilmiştir.	67

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 3.1. Alfa ve Beta aktivitesi.	17
Şekil 3.2. Teta Aktivitesi.....	17
Şekil 3.3. Delta Aktivitesi.	17
Şekil 3.4. EEG işaretler için ölçüm düzeneği.....	18
Şekil 3.5. 10-20 Elektrot Yerleştirme Sistemi.....	20
Şekil 4.1. Sürekli Dalgacık Dönüşümü.....	30
Şekil 4.2. EEG işaretinin sonogram olarak gösterilmesi.	32
Şekil 4.3 Dalgacık Ağacı.....	34
Şekil 4.4. Sağlıklı bir bireye ait EEG sinyalinin 0-35 Hz arasındaki güç spektral yoğunluğu.....	37
Şekil 5.1. 10-20 Elektrot Sistemi.....	43
Şekil 5.2. Nihon Kohden Neurofax EEG 1100 Cihazı.	44
Şekil 5.3. EEG Verileri için Güç Yoğunluğu Hesaplama Algoritması.....	47
Şekil 5.4. Segmentasyon sonucu elde edilen işlenmemiş EEG sinyali.....	47
Şekil 5.5. Güç Yoğunluk değerlerine göre t testi değerlerini hesaplama algoritması.	50
Şekil 5.6. Migren hastalığı olan ve sağlıklı bireye ait FP1 Delta bandına ait zaman genlik grafiği (x ekseninde 200 örnek 1 saniyeye karşılık gelmektedir. Toplam süre 5sn).	54
Şekil 5.7. FP1 ve FP2 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Modified Covariance yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.....	55
Şekil 5.8. F3 ve F4 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Modified Covariance yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.....	56
Şekil 5.9. C3 ve C4 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Modified Covariance yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.....	57
Şekil 5.10. P3 ve P4 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Modified Covariance yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.....	58
Şekil 5.11. O1 ve O2 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Modified Covariance yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.....	59

Şekil 5.12. F7 ve F8 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Modified Covariance yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.....	60
Şekil 5.13. T3 ve T4 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Modified Covariance yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.....	61
Şekil 5.14. T5 ve T6 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Modified Covariance yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.....	62
Şekil 5.15. FZ ve CZ kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Modified Covariance yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.....	63
Şekil 5.16. TZ kanalına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Modified Covariance yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.	64
Şekil 5.17. FP1 ve FP2 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Welch yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.	68
Şekil 5.18. F3 ve F4 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Welch yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.	69
Şekil 5.19. C3 ve C4 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Welch yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.	70
Şekil 5.20. P3 ve P4 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Welch yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.	71
Şekil 5.21. O1 ve O2 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Welch yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.	72
Şekil 5.22. F7 ve F8 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Welch yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.	73
Şekil 5.23. T3 ve T4 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Welch yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.	74
Şekil 5.24. T5 ve T6 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Welch yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.	75
Şekil 5.25. Cz ve Tz kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Welch yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.	76

1. BÖLÜM

GİRİŞ

1.1. Giriş

Migren baş ağrısı, çok eski zamanlardan itibaren bilinen bir hastalıktır. Migren tanısında en önemli etken, dikkatli ve ayrıntılı bir hikâye ile tüm olayların zamana göre düzenli tanımıdır. Bu amaçla hastanın tıbbi öyküsü, ağrının başlangıç yaşı, yerleşimi, özellikleri, ağrı seyri, eşlik eden semptomlar ve nörolojik fonksiyon bozukluklarının sorgulanması önemlidir [1].

Tüm bunlarla birlikte net bir tanı ortaya konulabilmesi için migren başağrısı ve diğer beyin hastalıklarının belirlenmesinde gelişen teknolojiye paralel olarak Manyetik Rezonans (MR), Beyin Tomografisi (BT) ve Elektroansefalografi (EEG) gibi tetkik araçları kullanılmaktadır. Her ne kadar EEG, BT ve MR tetkik araçlarının uygulamaya girmesi ile önemini yitirmiş gibi görünse de, nöroloji kliniklerinde rutin olarak kullanılmaya devam edilen inceleme metodudur [2].

EEG, beynin elektriksel aktivitesini ölçmeye yarar. EEG sinyallerinin çok karmaşık bir yapısı vardır ve yorumlanması oldukça güçtür. Yüzeyden elektrotlar yardımıyla ölçülen EEG potansiyelleri, alttaki birçok noktadan ve serebral korteksin oldukça geniş bir bölgesinden gelen potansiyellerin toplamından oluşur [3]. Kafa üzerinden alınan EEG sinyallerinin genliği tepeden tepeye 1-100 μ V ve frekans bandı 0,5-100 Hz'dir. EEG işaretleri periyodik olmayıp genlik, faz ve frekansları sürekli olarak değişen işaretlerdir. EEG sinyalleri uzman tarafından yorumlanırken, hem zaman ekseninde uzun süreli kayıtlar olmaları hem de bu sinyalleri değerlendirirken bazı kesin kıstasların konulmaması nedeniyle işaretlerin görsel olarak analizi teşhis açısından yetersiz kalmaktadır. Bu yetersizliği gidermek için bilgisayar ve otomasyon sistemlerinin kullanılması EEG sinyallerinin sadece görsel olarak değil, farklı teknikler kullanılarak incelenmesine olanak sağlamıştır.

Bu çalışmada; migren tanısı konmuş kişiler, sağlıklı kişiler ve gebelik sürecinde bulunan kişilere ait elde edilen EEG sinyalleri spektral analiz yöntemleri ile incelenmiştir. Spektral analiz sonuçlarına bağlı olarak sağlıklı bireyler ile migren teşhisi konmuş bireyler arasındaki değişim ortaya konulmuş ve migren teşhisi konmuş bireyler ile gebelik sürecinde bulunan migren teşhisi konmuş kişiler arasında analiz sonuçlarına bağlı olarak EEG işaretlerinde ne gibi değişimlerin olduğu incelenmeye çalışılmıştır.

1.2. Literatür Çalışması

EEG' nin tarihsel gelişimi, 1875 yılında Caton'un hayvanlar üzerinde yapmış olduğu deneyler sonucunda beyinde bir takım elektriksel aktivitelerin olduğunu bulmasıyla başlamıştır. Bu gelişmeyi 1929 yılında insan beyindeki elektriksel aktivitenin varlığını kafa üzerine yerleştirilen elektrotlar ve bunlara bağlı bir galvonometre ile ortaya koyan Hans Berger sürdürmüştür. Berger 1930 yılında bu aktivitelerin gözün açılıp kapanması ile değiştiğini gözlemlemiştir.

Elektronikteki gelişmelerle birlikte EEG işaretlerinin varlığı bilimsel bir şekilde ortaya konulmuştur ve 1934' te Adrian ve Matthews, elektrotlarla alınan EEG işaretlerini kuvvetlendirip kaydedilmesini sağlamışlardır. 1939' da P.A. Davis, uyanık bir insanın EEG' sinde, sese karşı uyarılan yanıtların (EP) olduğunu buldu. H.A. Davis ve arkadaşları aynı dönemde, aynı olayın uyuyan insanlarda da meydana geldiğini ortaya koymuşlardır[3].

Bu gelişmeler ile birlikte EEG işaretleri üzerine yapılan incelemeler daha önemli bir hal almaya başlamıştır ve günümüz teknolojisi ile geliştirilmiş EEG cihazları ile beyinde meydana gelen bir takım rahatsızlıkların incelenmesi gerçekleştirilmiş ve EEG cihazları nöroloji kliniklerinde rutin olarak kullanılmaya başlanmıştır.

EEG ile ilgili olarak teşhis amaçlı birçok çalışma yapılmıştır. Başta epilepsi ve baş ağrıları (vertigo gibi) olmak üzere bir çok beyinsel hastalığın teşhisinde EEG cihazları kullanılmıştır. EEG sinyallerinin dalgacık dönüşümü ve yapay sinir ağları ile sınıflandırılması üzerine bir çalışma yapılmıştır [4]. Epilepsi tanısı üzerine epilepsi tanısında MUSIC ve AR yöntemleri karşılaştırılması ve epileptik durumların gözlemlenmesi üzerine çalışma yapılmıştır [5].

Literatürde migrene özgü net bir elektroensefalografi (EEG) bulgusu yoktur. Bazıları, oksipital alfanın hemisferin ön bölgelerine kaydığını ve bunun özellikle çocukluk çağında görüldüğünü ileri sürmüştür. Geçici asimetrliler, hiperventilasyon ve fotik stimülasyona karşı duyarlılık saptanmıştır [1,6].

Bu çalışmada autoregressive(AR) model parametreleri kullanılarak sağlıklı kişiler, migren tanısı konmuş kişiler ve gebelik sürecinde bulunan migren tanısı konmuş kişilere ait EEG sinyallerinin güç spektral yoğunlukları incelenerek migren varlığının tespiti ve gebelik sürecinde migren rahatsızlığı görülen kişilerin EEG sinyallerinde nasıl bir değişim olduğu parametrik ve parametrik olmayan analiz yöntemleri kullanılarak gözlemlenmeye çalışılmıştır.

1.3. Yapılan Çalışmanın Amacı

Bu çalışma sağlıklı kişiler, migren tanısı konmuş kişiler ve gebelik sürecinde bulunan migren tanısı konmuş kişilere ait EEG verilerinin parametrik olmayan ve parametrik işaret işleme metotları ile değerlendirilerek migren varlığının incelenmesi ve gebelik sürecinde bulunan migren hastalarına ait EEG verilerinde ne gibi farklılıklar olduğunun gözlemlenmesini amaçlamaktadır.

Çalışmada kullanılan EEG verileri, migren tanısı konmuş kişilere ait kayıtlar olup **aurasız migren nöbetleri halinde** baş ağrısı şikayeti ile kliniğe başvurmaları sürecinde elde edilmiştir (Bakınız Bölüm 2, kısım 2.2.1).

1.4. Yapılan Çalışmanın Bilime Katkısı

Genel olarak, migrenin EEG ile analizini konu alan bu tez çalışmasının bilime yapması öngörülen katkıları aşağıda maddeler halinde özetlenmeye çalışılmıştır.

1. Migren tanısı konmuş kişiler, sağlıklı kişiler ve gebelik sürecinde bulunan migren tanısı konmuş kişilere ait güç spektrumlarının incelenerek EEG sinyallerinden migren tanısının elde edilip edilemeyeceğinin araştırılması.

2. EEG sinyallerinin değerlendirilmesi için parametrik olmayan ve parametrik metoda göre elde edilen sonuçları inceleyerek parametrik ve parametrik olmayan metotların EEG analizi için uygunluğunun karşılaştırılması.
3. Migren tanısı konulmuş kişiler, sağlıklı kişiler ve gebelik sürecindeki migren tanısı konulmuş kişilerden temin edilen EEG verilerinin analiz edilmesiyle özellikle gebelik sürecindeki kişilerin durumunun ortaya konulmasıdır.

2. BÖLÜM

MİGREN BAŞAĞRISI ve TEMEL BİLGİLER

2.1. Migrenin Tarihçesi

Migren tarih boyunca bilinen en eski hastalıklardan biridir. Migren terimi Yunanca ‘hemicrania’ dan kaynaklanmaktadır. Bu terim Latince de ‘hemigranea’ ve ‘migranea’ kelimeleri ile ifade edilmiş ve son olarak Fransızca olarak ‘migrainea’ kelimesi ile ifade edilmiştir.

Migren ile ilgili olarak ilk tıbbi yazılar M.Ö. 1200 yılında eski Mısırlılar tarafından yazılmıştır. Bu dönemdeki yazılar migrenden nevralsi ve zonklayıcı baş ağrısı olarak bahsetmiştir. Sonraki dönemlerde, Mezopotamya’da baş ağrısına eşlik eden görsel bozukluklar tariflenmiştir. M.Ö. 400 yılında Hipokrat, migren başağrısı öncesinde oluşan kusma ile sonlanan görsel aura’ yı tanımlamıştır. Hipokrat bu ağrıyı genellikle sağ gözde ışık parlaması, müteakibinde şakaklarda başlayan, sonunda tüm başa ve boyuna yayılan şiddetli ağrı olarak betimlemiştir [1].

Celsus (M.S. 215-300) şarap içmenin, soğuğa yada sığağa maruz kalmanın migreni başlatacağına inanıyordu. Kapadokya’ da yaşayan Aretaeus(M.S. 2.y.y) sıklıkla başın bir tarafından hissedilen, bulantı ile birlikte olan ağrısız dönemlerin takip ettiğı bir baş ağrısı tanımlamıştır. Bu klasik tanım ile Aretaeus migrenin kaşifi olarak kabul edilmektedir.

1963 yılında Thomas Willis, kusmanın kusmanın eşlik ettiğı prodrom bulgularını, şiddetli, periyodik migrenöz baş ağrısı olan bir kadını çok iyi bir şekilde betimlemiştir. 13.y.y’ da Avrupa’ da başağrısı tedavisinde opiyum ve sirke karışımları kullanılmıştır. Migrenin diğeri sık görülen baş ağrılarından ayrımı ilk olarak 1783 yılında Tisso tarafından yapılmıştır ve migrenin subraorbital nevralsi olarak isimlendirmiştir. Takip

eden yüzyılda DuBois Reymond, Mollendorf ve daha sonraları Eulenburg migren için farklı vasküler teoriler önermişlerdir. 1700'lerin sonlarına doğru Erasmus Darwin, santrifüj ile baş ağrısının tedavi edileceğini önermiştir. Darwin, vasodilatasyonun baş ağrısının nedeni olduğuna inanmaktaydı. Böylelikle hastanın santrifüje yerleştirilmesini ve kanın baştan ayağa yönlendirilmesini önermiştir. Forthergill 1778 yılında migrenin tipik vizüel aurasını tanımlamıştır [7].

1900 yılında Dely, migrenin hipofizin şişmesi ve sonrasında trigeminal sinire baskı yapması sonucunda oluştuğu ileri sürmüştür. 1901 yılında Spitzer, baş ağrısının tekrarlanan interventiküler foraman blokajı ve sonrasında lateral ventriküllerin genişlemesi sonucunda geliştiğini ileri sürmüştür.

1930 yılında John Graham ve Harold Wolff vasküler teoriyi tanımlamıştır. Bu teori günümüzde halen geçerliliğini korumaktadır. Bu teoriye göre, aura belirtileri intrakraniyal arterlerde vasokonstriksiyona; baş ağrısı ise eksternal ve internal karotis arterinin dallarında aşırı pullasyon ve genişlemeye bağlı olarak oluşmaktadır[8].

1938 yılında John Graham ve Harold Wolff, ergotaminin damar konstruksiyonu üzerinde etki ettiğini göstermiş, bu durum migrenin vasküler teorisi için bir kanıt olmuştur.

1944 yılında Leao ve geçen dekatta Olesan ve lauritzen tarafından nörolojik teori öne sürülmüş, aura döneminde Rafe nükleusunda ve lokus serulausda başlayan deşarjların bölgesel bir kan akımı azalması yaptığını, nöronal depresyonun öne doğru yayıldığını ve bununda yayılan depresyon(spreading depresyon) dalgasını oluşturduğunu bildirmişlerdir[9].

2.2. Migrenin Sınıflandırılması

Migren baş ağrısı tanısının doğru olarak konulması çok önemlidir. Migren tanısında en önemli etken dikkatli ve ayrıntılı bir hikaye ile tüm olayların zamansal tanımıdır. Bu amaçla hastanın tıbbi öyküsü, ağrının başlangıç yaşı, yerleşimi, özellikleri ağrı seyri, eşlik eden semptomlar ve nörolojik disfonksiyonların sorgulanması önemlidir.

1962 yılında ‘Ulusal Nörolojik Hastalıklar ve Körlük Enstitüsü (NINDB) baş ağrıları Sınıflama Komitesi’ tarafından ilk baş ağrısı sınıflama sistemi Amerika’ da yayınlanmış, daha sonra başta Avrupa olmak üzere dünya üzerinde benimsenerek uygulanmıştır[10].

NINDB tanı kriteri çok genel ve belirsiz olarak bulunmuş ve Uluslararası Baş Ağrısı Derneği (IHS) Sınıflama Komitesinin baş ağrıları formal kriteri yayınlanmıştır. IHS kriterleri daha çok spesifik olup migren tanısını kolaylaştırması üzerine, diğer sınıflamanın yerini almıştır. Böylelikle baş ağrısı prevelansı ile ilgili çalışmalar IHS tanı kriterleri ile tutarlılık kazanmıştır.

Tablo 2.1. 2003–2004 IHS Migren Sınıflaması.

a) Aurasız Migren	
b)Auralı Migren	b.1 Tipik Auralı migren baş ağrısı
	b.2. Tipik auralı migrensiz baş ağrısı
	b.3. Baş ağrısız tipik aura
	b.4. Ailesel hemiplejik migren
	b.5. Sporadik hemiplejik migren
	b.6. Baziler migren
c) Çoğunlukla migren öncüsü olan çocukluk dönemi tekrarlayıcı sendromları	c.1. Tekrarlayıcı kusmalar
	c.2. Abdominal migren
	c.3. Çocukluk döneminin iyi huylu vertikosu
d) Retinal migren	
e). Migren komplikasyonları	e.1. Süreğen migren
	e.2. Migren statusu
	e.3. İnfaratsız kalıcı aura
	e.4. Migrenöz infarkt
	e.5. Migrenin tetiklediği nöbet
f) Olası migren	f.1. Aurasız olası migren
	f.2. Auralı olası migren
	f.3. Olası süreğen migren

2.2.1. Aurasız Migren

Aurasız migren(common migraine) nöbetleri 4-72 saat süreli başın bir tarafına lokalize, zonklayıcı, orta veya şiddetli derecede ağrılar şeklindedir. Ek olarak ağrıya günlük aktivite ile şiddetlenmesinin yanında, fotofobi ve fonofobinin varlığı eşlik eder [1].

Tablo 2.2. 1998 IHS Aurasız Migren Tanı Kriterleri.

a) B-D' ye uyan en az beş nöbet	
b) Tedavisiz veya başarılı tedavi ile 4-72 saat süren baş ağrısı atakları	
c) Baş ağrısında aşağıdaki özelliklerden en az ikisi bulunur;	c.1. Tek taraflı yerleş
	c.2. Zonklayıcı nitelik
	c.3. Orta veya şiddetli derecede ağrı
	c.4. Merdiven çıkma veya benzeri fiziksel aktivitelerde ağırlaşma
d) Ağrı sırasında aşağıdakilerden en az biri	d.1 Bulantı veya kusma
	d.2 Fotofobi ve fonofobi
e) Yandakilerden en az biri;	e.1 Öykü, fizik ve nörolojik muayene organik bir hastalığı düşündürmez
	e.2 Öykü ve/veya nörolojik muayene bu hastalıklardan birini telkin eder, ancak bu olasılık uygun incelemelerle ortadan kaldırılır
	e.3 Böyle bir hastalık mevcuttur fakat migren nöbetleri ilk olarak bu hastalıkla yakın zamansal ilişki göstererek ortaya çıkmıştır.

2.2.2. Auralı Migren

Auralı migren, genellikle 5-20 dakika içinde yavaş olarak gelişen ve genellikle 60 dakikadan kısa süren, selebral korteks veya beyin sapında lokalize edilebilen nörolojik semptom nöbetleri ile ortaya çıkan idiopatik, tekrarlayıcı bir durumdur. Nörolojik aura semptomlarını, ara vermeksizin veya 1 saatten daha kısa süren bir aradan sonra çoğunlukla baş ağrısı, bulantı veya fotofobi izler. Baş ağrısı genellikle 4-72 saat sürer, ancak hiç ortaya çıkmaması da mümkündür [1].

Tablo 2.3. 1998 IHS auralı migren tanı kriteri.

a) B' ye uyan en az iki nöbet	
b) Yandaki özelliklerden en az üçü	Fokal serebral kortikal ve/veya beyin sapı disfonksiyonunu gösteren, tamamen geri dönüşümlü, bir yada daha çok aura semptomu En az bir aura semptomu 4 dakikadan daha uzun bir süre içinde tedricen gelişir veya 2 ya da daha çok semptom birbirini izleyerek ortaya çıkar Aura semptomlarından hiçbiri 60 dakikadan uzun sürmez. Eğer birden çok aura semptomu varsa kabul edilen süre orantılı olarak artar Baş ağrısı, aurayı 60 dakikadan kısa bir serbest arayla izler
c) Aşağıdakilerden en az biri;	Öykü, fizik ve nörolojik muayene organik bir hastalığı düşündürmez Öykü ve/veya nörolojik muayene bu hastalıklardan birini telkin eder, ancak bu olasılık uygun incelemelerle ortadan kaldırılır Böyle bir hastalık mevcuttur fakat migren nöbetleri ilk olarak bu hastalıkla yakın zamansal ilişki göstererek ortaya çıkmamıştır

2.3. Gebelikte Migren ve Yaş /Cinsiyete Göre Migren Prevalansları

Migren genellikle çocukluk yada ergenlik çağında başlar, yaş ilerledikçe sıklığı azalır. 40 yaşın üstünde yeni migren olgularının başlaması sık değildir [1]. Çeşitli toplum çalışmalarında, migren başlangıcının çocukluk ve ergenlik döneminde arttığı ve daha sonra zamanla azaldığı gösterilmiştir. Nöbetler erkeklerde kızlara göre daha erken başlama eğilimindedir [11].

Yapılan çalışmalarda 13 yaşından önce kız ve erkek çocuklar arasında migren açısından fark bulunamamıştır. Pubertenin başlamasıyla kadınlarda insidansın arttığı belirlenmiştir. Doğurganlık çağındaki kadınlarda migren prevalansı %15' i geçtiği bulunmuştur. Gebelik sırasında kadınların %75-80' inde nöbetlerin hafiflediği diğerlerinde ise azaldığı saptanmıştır [9,12].

Migren genel nüfusta erkeklerde % 3.5, kadınlarda % 7.4 olarak saptanmıştır [9]. Yapılan bir çalışmada yıllık migren prevalansı yaklaşık olarak erkeklerde %6, kadınlarda %15-17; yaşam boyu prevalansı ise erkeklerde % 8, kadınlarda % 25 olarak saptanmıştır [12]. Başka bir çalışmada, yetişkin erkeklerde yıllık migren prevalansı % 2,1-14,9(ortalama %9,2) ve kadınlarda % 6.3- 25.4 (ortalama %16.1) olarak bulunmuştur. Kadınlarda erkeklere göre migren iki kat daha fazla görülmektedir [13].

Migren prevalansı büyük oranda yaşa ve cinsiyete bağlıdır. Migren prevalansı 40 yaşına kadar artar ve 42 yaşından sonra azalır. Kadın – Erkek oranı yaşla değişir. Adet başlangıcından 42 yaşına kadar artar ve sonra azalır. 40 yaşından sonra migren prevalansı kadınlarda % 12.9-17.6, erkeklerde %3.4-6.1; cinsiyet oranı 2.5-3.8 olarak tespit edilmiştir [13-14]. Migren prevalansındaki cinsiyet farklılıklarının nedeni tam olarak anlaşılamamıştır. Fakat büyük olasılıkla kadınlardaki hormonların farklılığına bağlı olabileceği düşünülmektedir [11]. Migrenin orta ve ileri derecede işlevsellik kaybına yol açtığı vakaların oranı cinsiyet, yaş, gelir, kentsel-kırsal yerleşim veya yaşanılan bölge ile ilişkili bulunmamıştır [15]. Eğitim ve sosyo-ekonomik düzeyi iyi olan kişilerde yüksek oranda tespit edilmiştir [16].

Kadınlarda aurasız migrenin, auralı migrene oranı 2/1 olup, erkeklerde bu oran tam tersidir. Aurasız migrende ağrının daha şiddetli olduğu bildirilmiştir [17].

Migrene toplumda sık rastlanması ve günlük aktiviteleri engellemesinin yanı sıra gerek yapılan ilaç harcamaları ve gerekse işgücü kaybı nedeniyle ortaya çıkan sosyal ve ekonomik sorunların toplumsal açıdan önem kazandığını ve üzerinde durulması gereken bir konu olduğunu vurgulamak gereklidir [18].

2.4. Migreni Tetikleyici Etkenler

Migrende, aşıldığı takdirde atak düzeneğini harekete geçiren fizyolojik bir eşik olduğuna inanılmaktadır. Migren eşiği, genetik yapı, yaş, cinsiyet, menstruasyon, gebelik, süregelen stres ve ilaç kullanımı gibi fizyolojik etkenlerden etkilenir [19]. Eşiğe ulaşıldığında, parlak ışık, diyet, sıkıntı, travma, oksijen, kontrast madde gibi etkenler migren atağını harekete geçirebilir [19].

Uyku paternindeki değişiklikler akut bir atağı tetikleyebilir. Sıkıntı, genel anlamda en çok bilinen migreni artıran sebeptir. Depresyon, korku, kızgınlık gibi duygusal durumlarda iyi bilinen migren tetikleyicileridir [12].

Açlık ve bir öğünü kaçırmak akut nöbeti tetikleyebilir. Uzun yıllar boyunca diyet ve baş ağrıları arasında muhtemel bir bağlantı kurmada ısrar edilmiştir. 1985 yılında, baş ağrısı ile uğraşan 550 hekimle görüşmek suretiyle yapılan bir araştırmada, 327 hekim

tarafından ‘besin kaynaklı migren’ terimi kullanılmış ve en çok tetikleyen yiyeceklerin çikolata, alkol ve peynir olduğu vurgulanmıştır [20].

Basınç ve hava durumundaki ani değişiklikler aynı zamanda iyi bilinen migren tetikleyicileridir [12].

Kadınlık hormonlarının migren nöbetlerini tetikleyici etkenler olduğunun en belirgin kanıtı, baş ağrısı görülme oranının buluş çağı sırasındaki kızlarda net bir biçimde artmasına rağmen erkeklerde artmamasından anlaşılmaktadır.

Migreni olan kadınların %50’ den fazlasında migren ile adet dönemleri arasında bir ilişki olduğu belirtilmektedir. Ancak bununla birlikte adet dönemleri dışında da migren ataklarının bulunduğu görülmektedir. Birçok yetişkin kadın ,adetten önce veya adet sırasında baş ağrısının arttığını ifade eder. Bunların önemli bölümünde sadece bu dönemde nöbetler oluşmakta, bu durumda hastalara baş ağrısının adet döneminin mutlak bir parçası olduğunun hatırlatılması gerekmektedir. Östrojen seviyesindeki düşmenin baş ağrısını tetiklediğine dair önemli ipuçları vardır. Adet döneminin sonuna doğru yüksek miktarda östrojen açığa çıkması hem adet dönemini hem de baş ağrısını geciktirmektedir. Bazı hastalar için adetin başlangıcından bir veya iki gün önce küçük dozlarda östrojen verilmesinin yararlı olduğu bilinmektedir. Böylelikle adet döneminin oluşmasına olanak sağlanırken östrojenin zararsız seviyede kalması sağlanır.

Doğum kontrol hapı kullanan kadınların birçoğu, migrenlerinin ağırlaştığını fark etmiştir. Bu durum, özellikle her ay üç hafta süre ile östrojen seviyesini suni olarak yüksek tutan östrojen ve pregesteron içeren kombine ilaçlar için geçerlidir. Haplar kesildiğinde hormon seviyeleri hızla düşmekte ve ilaç kesilme kanaması oluşmaktadır. Bu durum, auralı ve aurasız migrene bağlı tüm baş ağrıları için geçerlidir.

Kombine doğum kontrol haplarıyla auralı migren yaşayan kadınların özellikle sigara içenlerde, inme oluşumu arasında bir ilişki olduğuna dair kuvvetli ipuçları vardır.

Birçok kadın menopoz sırasında baş ağrısının şiddetlendiğini ifade etmektedir. Cilt yoluyla verilen hormon replasman tedavisi ilaçları, neredeyse doğum kontrol haplarındaki gibi östrojen içerdiğinden migreni tedavi etmek yerine daha da ağırlaştırabilir. Ağızdan alına kombine östrojen haplarının migren üzerinde diğer haplar

kadar etkisi olmayabilir. Fakat sıcak basması ve östrojen eksikliğine bağlı diğer sıkıntı veren belirtileri azaltırlar. Bununla birlikte bazı kadınlar deri yoluyla verilen sentetik östrojeni daha kolay tolere ederler. Hastalara menopoz semptomlarını yok edecek en düşük miktarda östrojen içeren ilaçlar verilmelidir.

2.4.1. Migrende potansiyel tetikleyici etkenler

- Hormonal:
 - Menarş
 - Adet görme
 - Gebelik
 - Doğum
 - Doğum kontrol ilaçları
 - Menopoz
 - Östrojen replasman tedavisi
- Diyetle ilişkili:
 - Tiramin içeren yiyecekler
 - Nitrit içeren yiyecekler
 - Turunçgiller
 - Alkol
 - Monosodyum glutamat
 - Aspartam
 - Öğünlerin atlanması yada geciktirilmesi
 - Çikolata
- Psikolojik
 - Sıkıntı üzüntü gibi psikolojik etkenler
 - Depresyon
 - Coşku yada beklenti
- Fiziksel – çevresel;
 - Parlak ışıklar
 - Floresan ışığı
 - İklim değişimleri
 - Basınç değişiklikleri
- Uyku
 - Uykusuzluk ya da aşırı uyuma
- İlaçlar
- Önemsiz etkenler
 - Kafa travması
 - Ağır hareket egzersiz
 - Yorgunluk

2.5. Migrenin Klinik Teşhisi

Migren öyküye dayanılarak konan bir tanımdır. Fizik muayene, nörolojik muayene, laboratuvar ve görüntüleme incelemeleri normaldir. Muayene ve diğer incelemeler başka bir hastalığı dışlamak için yapılır. Migren ataklar şeklinde gelen baş ağrılarıyla karakterize bir hastalık olmakla beraber nadiren başlangıcından itibaren hergün ağrısı olan hastalarda bildirilmiştir. Migren hastalarının dörtte birinde ise ataklar halinde gelen baş ağrısı, aşırı ilaç kullanımı, artırıcı diğer etkenler veya eşlik eden diğer durumlar nedeniyle zaman içinde sıklaşıp günlük veya günün baş ağrısı karakterine bürünür.

Migren tanısı konurken öyküde baş ağrısı atağının öyküsüyle birlikte bu atakların zamansal seyri bilgi vericidir. Migren ataklarının sıklığı migrenli kişi için zamanla değişimler göstermez. Migreni olan hastanın %60 kadarında baş ağrısı atakları ayda bir yada daha seyrek olurken %10 hastada ise ayda 5 veya daha fazladır. En sık görülen migren formu aurasız migren olup migren vakalarının %90'ını oluşturur. Geri kalan %10 olguda ise “auralı migren” atakları tek başına ya da aurasız migren atakları ile birlikte dir. Özgün bir migren yalnızca baş ağrısı ile sınırlı değildir. Klasik migren atağı başlıca 4 evrede gerçekleşir:

1. Öncü evre
2. Aura evresi
3. Baş ağrısı evresi
4. Ağrı sonrası evre

- 1) **Öncü Evre:** Baş ağrısından saatler hatta bazen günler öncesinden başlayabilir. Belirtilerinden hipotalamusun sorumlu olduğu düşünülür. Bu evre migrenlilerin yarısından fazlasında görülür [1,22,23]. Bu dönemin başlangıcı hasta tarafından net bir şekilde hatırlanmaz ancak iştah değişikliği, duyu durum değişikliği, bilinçsel bozukluk belirtileri ortaya çıkar.
- 2) **Aura Evresi:** Auralı migren atakları migrenlilerin %10 kadarında görülür. Bu evre sıklıkla baş ağrısından önce başlar ve hastalar öncü evreye göre daha açık bir şekilde ifade edilebilir. Aura evresi 4 dakikadan uzun ve 60 dakikadan kısa sürer ve aura evresini takiben en çok 1 saat içerisinde ağrı başlar(12,14). Nadir olarak aura evresi baş ağrılarıyla birlikte başlar. Bazen az bir hastada aura

evresi bir saatten fazla sürebilir. Aura evresini bazen baş ağrısı izleyemeyebilir. Aura evresindeki bulgular çoğu kez görseldir ve bunlar çoğunlukla yarı alanı görememe, yarım görme alanında bazen de tüm görme alanında parlak ışıklar veya karanlık noktalar görme, zigzag çizgiler görme şeklindedir. Seyrek olarak aura bulguları duysal, motor veya afazi, beyin sapı işlev bozukluğu şeklinde olabilir ve bunlara görsel bulgular eşlik edebilir yada etmeyebilir [1].

3) Baş ağrısı Evresi: Baş ağrısının şekli, süresi, şiddeti ve eşlik eden bulguları hastadan hastaya veya ataktan atağa değişebilir. Bununla birlikte ağrı başlangıçta tek yanlı olup ilerleyen saatlerde diğer yana da yayılabilir ya da aynı yanda devam edebilir. %30 hastada ise başlangıçtan iki yanlı başlar. Ağrı zonklayıcı özelliktedir. Şakak ve göze yayılım gösterir. Ağrı çoğu zaman ensede de hissedilir. Ağrılar çoğunlukla orta ve ileri derecededir. Hafif ağrılar seyrek görülür. Migren ağrısı tipik olarak günlük bedensel hareketlerle artış gösterir. Ağrı sırasında çoğunlukla ışığa duyarlılık ve sese duyarlılık vardır. Ağrılı kişi loş ve sessiz bir ortam arayışındadır. Sıklıkla kokuya artmış duyarlılık bulunur. Genellikle ağrı başladıktan bir süre sonra bulantı hissi olur ve bazen de kusma gerçekleşir. Ağrı çoğunlukla 4 saatten uzun sürer ve ilaç kullanılsa dahi genellikle 72 saat içerisinde sonlanır. Dört saatten kısa süren ya da yetmişiki saatten uzun süren ağrı atakları olan migren hastaları da vardır ama bunlar nadiren görülür ve sayıları çok azdır. Uyku çoğunlukla ağrıyı dindiricidir [1].

4) Ağrı Sonrası Evre: Ağrının gerçekleşmesinden sonraki evredir. Ağrı geçtikten sonra çoğu zaman atak bitmez. Bu evrede hasta yorgundur, bitkindir, tedirginlik hisseder. Ağrı sonrası evre saatler veya gün boyu sürebilir. Migren atağı sırasında baş ağrısının neden olduğu yetersizlikler hesaplanırken ağrıdan sonraki bu dönemde göz önünde bulundurulmalıdır. Çünkü ağrısız olan bu dönemde hasta bahsedilen belirtiler nedeniyle hala günlük işlevine dönemeyebilir [1]

3. BÖLÜM

ELEKTROENSEFALOGRAM (EEG)

3.1. Giriş

EEG' nin tarihsel gelişimi, CATON' un 1875 yılında hayvanlar üzerinde yaptığı deneyler sonucunda beyinde bir takım elektriksel faaliyetlerin var olduğunu bulmasıyla başlamıştır. 1929 yılında insan beynindeki elektriksel aktivitenin varlığını, kafaya yerleştirilen elektrotlar ve bunlara bağlı galvanometre yardımıyla ortaya koyan Hans BERGER' dir. Berger, 1930 yılında EEG adı verilen bu dalgaların gözün açılıp kapanmasıyla değiştiğini göstermiştir [24,25].

Elektronikteki gelişmelerle birlikte EEG işaretlerinin varlığı bilimsel bir şekilde ortaya konuldu ve 1934'te Adrian ve Matthews, elektrotlarla alınan EEG işaretlerini kuvvetlendirip kaydedilmesini sağladılar. 1939' da P.A. Davis, uyanık bir insanın EEG' sinde, sese karşı uyarılan yanıtların (EP) olduğunu buldu. H.A. Davis ve arkadaşları aynı dönemde, aynı olayın uyuyan insanlardada meydana geldiğini gösterdiler [26].

EEG' nin çok karmaşık bir şekli vardır ve yorumlaması güçtür. Yüzeyden ölçülen EEG potansiyelleri, alttaki birçok noktadan ve selebral korteksin oldukça geniş bir bölgesinden gelen potansiyellerin toplamından oluşur [10]. Kafa üzerinden alınan EEG' lerin genliği tepeden tepeye 1-100 μ V ve frekans bandı 0,5-100 Hz' dir. EEG işaretleri periyodik değildir, genlik, faz ve frekansları sürekli olarak değişmektedir. Ölçümler kafa tası üzerinden direk olarak alındığı takdirde, işaretlerin genlikleri 10 kat daha artar. EEG' de oluşan farklı frekansların oluşum mekanizmaları henüz tam olarak anlaşılamamıştır.

EEG işaretlerin periyodik olamaması, genlik, faz ve frekansının sürekli olarak değişmesinden dolayı anlamlı bir data elde etmek için kayıtların oldukça uzun süre yapılması gerekir. EEG işaretlerin ana frekansı ile beyin aktivitesi yakından ilişkilidir. Aktivite ile frekans birlikte yükselir. EEG güçlü lineer olmayan dinamik özellikleri ile oldukça karmaşık bir davranış gösterir [27]. EEG işareti geniş bir frekans bandına sahip olmakla birlikte klinik ve fizyolojik ilgi 0.5 ile 30 Hz arasında yoğunlaşmıştır. Bu frekans aralığı aşağıdaki tabloda belirtildiği gibi temel dört frekans bandına ayrılmıştır.

Tablo 3.1. EEG frekans bantları.

EEG frekans bantları ve frekans bölümlenmesi	
EEG bantları	Frekans aralığı
Delta	0.5-4 Hz
Teta	4-8 Hz
Alfa	8-13 Hz
Beta	13-30 Hz

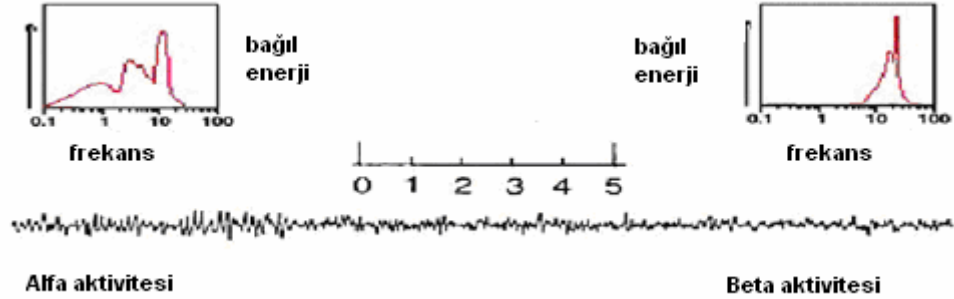
3.1.1. Alfa Dalgaları

8-13 Hz arasındaki beyin dalgalarıdır. Uyanık normal ve sakin kimselerde görülür. Yoğun şekilde oksipital bölgede ortaya çıkar, genlikleri 5 μ V kadardır. Uyku durumunda yok olurlar. Uyanık kişi dikkatini özel bir şeye yöneltirse alfa dalgaları yerine, daha yüksek frekanslı, fakat daha düşük genlikli EEG işaretleri (Beta Dalgaları) meydana gelir [28].

3.1.2. Beta Dalgaları

Frekansları 12 Hz'in üzerinde olan beyin dalgalarıdır. 25 Hz' e ve nadir olarak 50 Hz' e kadar uzanırlar. Saçlı deriden parietal ve frontal bölgelerde belirgin olarak kaydedilirler. Beta – I ve Beta – II diye ikiye ayrılırlar. Beta II dalgalarının frekansı Beta I dalgalarının iki mislidir ve alfa dalgalarında olduğu gibi zihinsel aktivitenin artması ile ortadan kalkarlar ve yerlerine düşük genlikli asenkron işaretler oluşur. Beta II dalgaları,

merkezi sinir sisteminin kuvvetli aktivasyonunda veya gerginlik hallerinde ortaya çıkarlar [28].



Şekil 3.1. Alfa ve Beta aktivitesi.

3.1.3. Teta Dalgaları

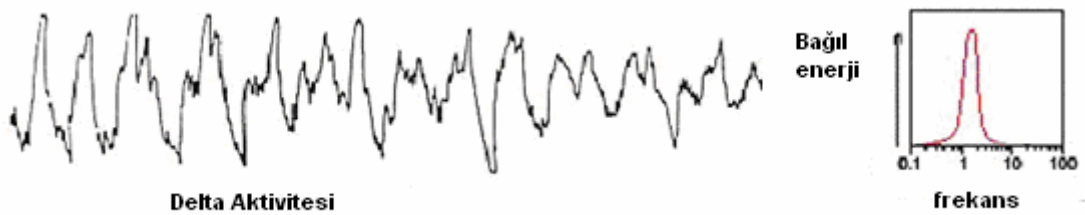
4- 7 Hz arasındaki dalgalarıdır. Özellikle çocuklarda parietal ve temporal bölgede ortaya çıkarlar. Yetişkinlerde de duygusal gerginlik, düş kırıklığı durumlarında ortaya çıkarlar. Genellikle 100 μV ' dan küçüktür[28].



Şekil 3.2. Teta Aktivitesi.

3.1.4. Delta Dalgaları

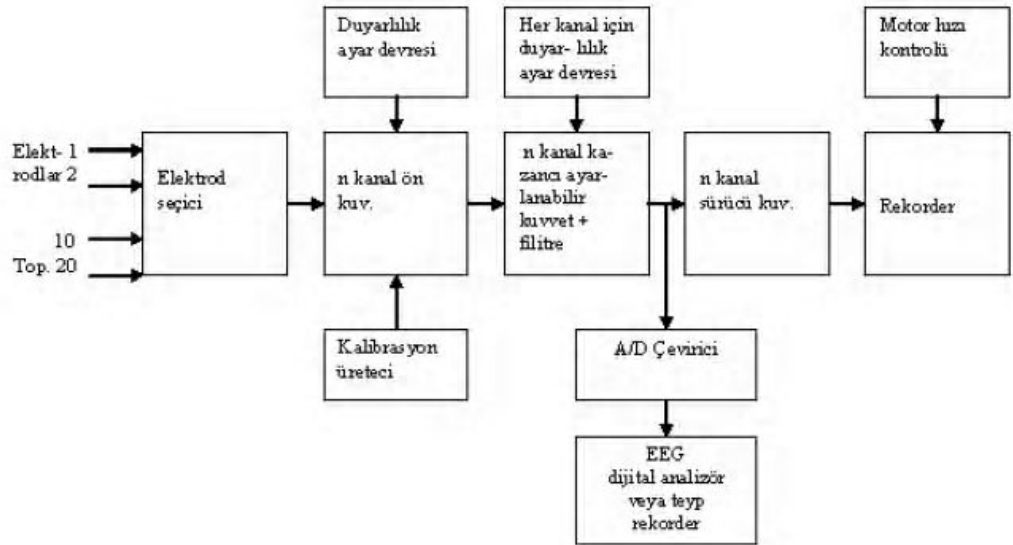
4 Hz' in altındaki beyin dalgalarıdır. Bazı durumlarda 1 Hz' in altına da düşer. Süt çocuklarında ve ağır organik beyin hastalıklarında görülür. Genlikleri 100 μV ' dan küçüktür.



Şekil 3.3. Delta Aktivitesi.

3.2. EEG (Elektroensefalogram) işaretlerin ölçülmesi

Aşağıdaki şekilde bir n kanallı EEG sisteminin blok diyagramı verilmiştir. Baş üzerine uygun noktalara konmuş 20 elektrot, elektrot seçici üniteyle n adet diferansiyel kuvvetlendiriciden oluşan ön kuvvetlendirici girişine uygulanmıştır. Kalibrasyon işareti dikdörtgen şeklindedir. Kaydedilen bu işaretin genliği tüm sistemin kuvvetlendirilmesini, şekli ise frekans karakteristiğini gösterir. EEG çıkışları, bir A/D yardımıyla bilgisayara kaydedilmek üzere dijital manyetik teybe verilir. EEG işaretlerinin genlikleri μV lar mertebesinde olduğundan, ön kuvvetlendirici olarak diferansiyel kuvvetlendirici kullanmak gerekmektedir. Bu kuvvetlendiricilerin kazançları yüksek, gürültüleri düşük, orta moddaki işaret reddetme oranları yüksek olmak zorundadır (örneğin > 100 dB). Ayrıca giriş empedansları yüksek ve DC kaymaları da düşük olmalıdır [28].



Şekil 3.4. EEG işaretler için ölçüm düzeneği.

3.3. EEG Elektrotlarının Bağlanma Şekilleri

Uluslararası 10-20 sistemi en çok kullanılan EEG elektrot sistemidir. Bu sistem, baş üzerindeki kemik işaret noktaları arasındaki uzaklıkları kullanır ve başı boydan boya kat eden ve toplam uzunlukların %10 - %20' sini oluşturan aralıklarla bölünen bir çizgi sistemi oluşturur. Elektrotlar kesişme noktalarına yerleştirilir. 10-20 sistemi, simetrik, aynen yenilenebilen bir elektrot yerleştirmesi sağlar. Aynı hastadan veya değişik

hastalardan aynı veya değişik laboratuarlarda kaydedilen EEG' lerin karşılaştırmasına olanak sağlar. Sistem esnektir; bir anormalliğin yerleşimini doğru olarak belirleyebilmek için gerekebilecek ek elektrotlar, değiştirilmiş 10-20 sistemi terimleri kullanılarak kesişme noktaları arasındaki uzaklıkların daha fazla bölünmesi ile sisteme katılabilir.

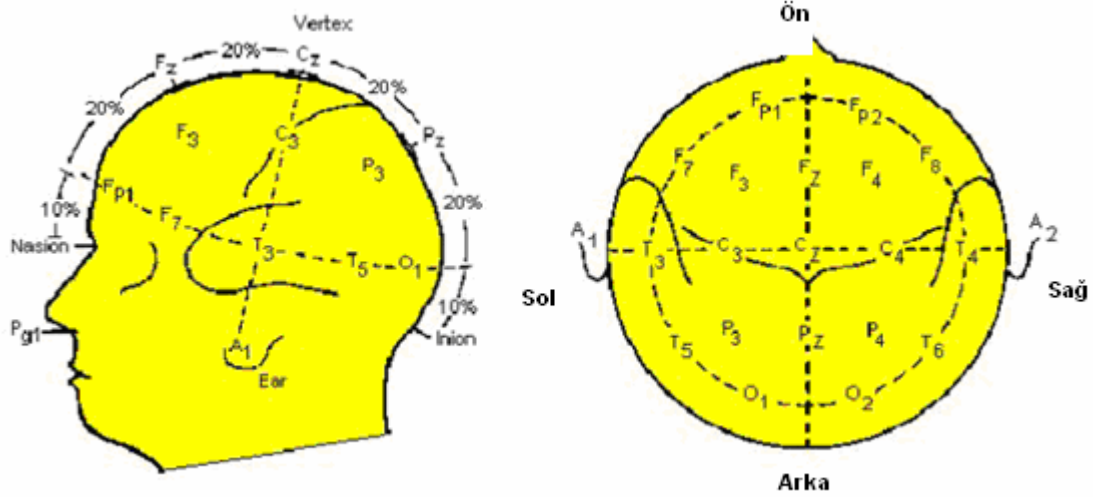
Erişkinlerde kullanılan standart elektrot seti 21 kayıt elektrotundan ve bir toprak elektrotundan meydana gelir. Kayıt elektrotları bir harf ve bir satıraltı harfi veya rakam ile gösterilir. Harf elektrotun altındaki bölgenin kısaltılmasıdır: prefrontal veya frontopolar (Fp), frontal (F), santral (C), parietal (P), oksipital (O), ve auriküler (A). Satıraltı, ya sıfır yada orta hat sagittal yerleşimi gösteren z' dir veya lateral yerleşimi gösteren bir rakamdır. Tek sayılar sol taraftaki elektrotları, çift sayılar sağ taraftaki elektrotları işaret eder. Rakamlar başın anterior posterior orta hattından uzaklaştıkça yükselir. İnferior frontal elektrotlar F7 ve F8, sıklıkla 'anterior temporal' elektrotlar olarak adlandırılır; çünkü bunlar anterior temporal alandaki aktiviteyi oldukça doğru kaydederler.

Her kayıt elektrotunun yerini kesin olarak belirlemek için kesin ölçümler gereklidir. En iyi ölçüm, plastik veya kumaştan yapılmış bir metre ile yapılır. Elektrot yerlerini işaretlemek için yağlı bir kalem kullanılır ve bunları belirlemek için ara ölçümler gerekir. Ölçümler, kafa tasının 3 kemik işaret noktasına dayanır.

1. İnion ; başın arka kısmında, orta noktadaki kemik çıkıntı
2. Nasion ; alnın altında yer alan burun köprüsü
3. Preauriküler; kulak kanalı önünde yer alan çukurluk

"Nasion" ve 'İnion' arası %10-20-20-20 ve 10 olacak şekilde bölünerek elektrotlar yerleştirilmiştir. Diğer elektrotlar, bu elektrotlarla birlikte bir daire oluşturacak şekilde yerleştirilir. Böylece 19 elektrot kafa üzerine yerleştirilmiş olur. Kulak memesine yerleştirilen 20. elektrot ise toprak elektrotu olarak kullanılır. Elektrotların EEG sistemine bağlantısı aşağıdaki şekilde gösterildiği gibi monopolar veya bipolar şekilde gerçekleştirilir.

Monopolar kayıt kulak lobundaki bir refereans elektrotu ile kafatası yüzeyi üzerindeki aktif elektrot arasındaki voltaj farkını ölçer. Bipolar elektrotlar kafa tası derisi yüzeyindeki iki elektrot arasındaki voltaj farkını verir. Aşağıdaki şekilde elektrotların yerleşimi belirtmiştir.



Şekil 3.5. 10-20 Elektrot Yerleştirme Sistemi.

3.4. Uyarılmış Potansiyeller

Uyarılmış potansiyeller santral sinir sisteminin başlıca duyu yollarının bütünlüğünü kontrol eden elektrofizyolojik incelemelerdir. Klinikte en çok üç duyu yolu, görme, işitme ve hissetme ile ilgili yollar kontrol edilmektedir. Klinisyen çoğu zaman hastanın muayene bulguları tek başına teşhis koymakta yetersiz kaldığı durumlarda tanıya destek olması amacıyla bu incelemelerden birini veya bir kaçını istemektedir.

3.4.1. Görsel Uyarılmış potansiyeller(VEP)

Görme yollarının görme sinirinden başlayarak beyin kabuğunda temsil edildiği alana kadar olan bölümü test eder. Bunun için hasta bir ekran karşısında doktorun önceden belirlediği bir mesafede oturarak genellikle dama tahtası şeklinde hazırlanmış ekranın orta noktasına bakar. İnceleme bu ekranın önceden belirlenen aralıklarla otomatik olarak kayması yani karelerin bu kaymayla birlikte yer değiştirmesi ile başlar. Her kayma ile birlikte göz sinirinde uyartılan ve buradan ilgili beyin kabuğu bölümüne ulaşan bioelektrik potansiyeller, başa takılan elektrotlar yardımı ile toplanır. Toplanan

ve ortalaması alınan bu potansiyeller alet yardımı ile büyütülerek görünür hale gelir. Bu inceleme diğer göz kapatılarak her iki göz için ayrı ayrı uygulanır ve yine her iki göz için en az iki kez uygulanarak yanıtların rastlantısal şekiller olmadığı gösterilir. İncelemede en çok dama tahtası yöntemi kullanılmakla birlikte aralıklı ışık uyararı, kayan çubuklar, renkli çubuklarda kullanılmaktadır. inceleme bebeklere ışık uyararı veren gözlükler yardımıyla uygulanmaktadır. Erişkinlerde uygulanan göz muayenesine koopare olmayan bebeklerin görüp görmediği hakkında ciddi yardımları olmaktadır.

3.4.2. Beyinsapı İşitsel Uyarılmış Potansiyeller (BAEP)

İşitme yollarının işitme sinirinden başlayarak beynin derin yapılarında ve son olarak ilgili beyin kabuğunda temsil edildiği yere kadar olan bölümü test eder. İnceleme sırasında hastaya belli frekans aralığında klik ses uyararı bir kulaktan verilir. Bu sırada saçlı deri üzerinden kayıt yapılır. İncelemede ilk 10 ms bahsedilen beyin yapılarının bazı bölümlerinden kaynaklandığı bilinen ve bu yapılarda bir rahatsızlığı olmayan bireylere her seferinde aynı şekilde ve aynı aralıklarla tekrarlanan bazı yanıtlar elde edilir. Bu şekil içerisinde beklenen yanıtlar işaretlenir. Yanıtların zamana göre dağılımları, genlikleri ve şekillerine bakılarak Normal değerler ve diğer kulaktan elde edilen değerler ile karşılaştırma yapılır. Aynı işlem diğer kulak içinde tekrarlanır.

3.4.3. Somatosensoriyel Uyarılmış Potansiyeller (SEP)

Bu incelemede de sinir sistemimizin diğer ikisine göre daha geniş fakat yine de işleve sınırlı bir bölümü kontrol edilir. Burada uyararı kol, bacak, yüz veya vücudun diğer bir alanındaki motor veya duyuşal sinirlere ardısıra elektrik uyarısı olarak verilir. Her verilen uyarı karşılığında uyarılan sinirin vücuttaki gidiş yolu üzerinden ve uyararının sonlandığı beyin bölgesine uyarı saçlı deriden belli yanıtlar kaydedilir. Bu yanıtların tekrarlanan uyarılarla ortalaması alınır. Çeşitli işaretlemeler yapılarak yanıtların zamana göre dağılımı, genlikleri ve şekilleri kontrol edilir. Uyarılan sinir yolu üzerinde herhangi bir sorun varsa beklenen yanıt gecikebilir, genliği düşebilir, şekli bozulabilir ve hatta tamamen kaybolabilir.

3.4.4. Motor Uyarılmış Potansiyeller (MEP)

Nadiren kullanılan bu incelemede beyine ve omuriliğe stimülatörler yardımı ile verilen uyarıların kaslardaki yanıtları kaydedilir ve yorumlanır. Bu sayede beyinden omurilige kadar veya omurilikteki sinir kökünden kaslara kadar olan sinir iletisi incelenebilir. Beyinin veya omuriliğin uyarılması için özel kortikal elektrik stimülatörleri veya manyetik stimülatörler kullanılmaktadır. Kortikal elektrik stimülatörleri daha noktasal ve yüzeysel uyarılar verirler ve daha ağrılıdırlar. Manyetik stimülatörler daha derin, yaygın ve agrısız uyarı vermektedirler.

3.5. Migren Tanısında EEG'nin Yeri

Literatürde günümüze kadar migrene özgü elektroensefalografi (EEG) bulgusu henüz yer almamaktadır. Bazıları, oksipital alfanın hemisferin ön bölgelerine kaydığını ve bunun özellikle çocukluk çağında görüldüğünü ileri sürmüştür. Geçici asimetrliler, hiperventilasyon ve fotik stimülasyona karşı duyarlılık saptanmıştır [1,12].

Fotik simülasyon çalışmasında 5-20 Hz frekansları arasında flash simülasyonuna maruz bırakılan birkaç yetişkin normal ve migren tanısı konmuş kişilere ait EEG kayıtları kaydedilmiştir. Gözün açık ve kapalı olması süresince ortalama 5 saniye için bu kayıtlar segmentlere ayrılarak 5 saniyelik sinyaller olarak incelenmişlerdir. Analiz yöntemi olarak da Kısa Zaman Fourier Dönüşümü (KZFD) kullanılmıştır.

Fourier Analizi(FA) durağan sinyallerin analizinde kullanılmaktadır. Fakat EEG sinyali başta olmak üzere birçok sinyal durağan olmayan sinyallerdir. Bu durumda problemlerin üstesinden gelmek için ve sinyali daha iyi yorumlamak için kullanılması gereken yöntem sinyali kısa segmentlere ayırarak incelemektir. Fotik simülasyon çalışmasında frekans domenindeki bir sinyalin segmentlerini ayırmak ve incelemek için kısa zaman Fourier dönüşümü kullanılmıştır [29].

Bu çalışmada EEG işaretlerinin spektrumlarının incelenmesi için model tabanlı metotlardan (AR) Modify Covariance parametrik olmayan metotlardan Welch metodu kullanılmıştır. Bu yöntemler ile EEG işaretlerinin güç spektral yoğunluğu segmentlere ayrılarak oluşturulmuş ve migren tanısı konmuş kişiler ile migren tanısı olmayan kişiler ile gebelik sürecinde bulunan migren tanısı konmuş kişilere ait güç spektral yoğunlukları incelenmek sureti ile EEG- migren ilişkisi araştırılmaya çalışılmıştır.

4. BÖLÜM

EEG ANALİZLERİNDE KULLANILAN SPEKTRAL METOTLARIN İNCELENMESİ

4.1. Giriş

Sinyal işleme, sinyalde bulunan bilgilerin daha ayrıntılı olarak elde edilmesi ve yorumlanması için kullanılan teknikleri içerir. Sinyal işleme ile sinyal sadece zaman ekseninde değil eşzamanlı olarak frekans domeninde de sinyali inceler.

Sinyaller genel olarak durağan ve durağan olmayan sinyaller olarak iki kısma ayrılır. Bir sinyalin özellikleri zamanla değişmiyorsa, bu tür sinyallere “durağan sinyal” denir. Durağan bir sinyalde de beklenmeyen olaylar görülebilir, fakat bu olayların olasılığı istatistiksel olarak tahmin edilebilir bilgilerdir. Durağan sinyalleri incelemek için Fourier Dönüşümü (FD) kullanılır. FD ile bu sinyaller, sinüs ve kosinüs dalgalarının lineer bileşenlerine ayrılırlar.

Fourier analizi ile sinyalin frekans spektrumu oluşturulur yani zaman ekseninde belirtmiş olduğumuz sinyali frekans eksenine taşımış oluruz. Ancak bu yöntem frekans değerlerinin hangi zaman dilimlerine karşılık geldiği hakkında bilgi vermez. Bunun nedeni standart Fourier analizinde kullanılan taban fonksiyonlarının sınırsız olmasıdır. Bu nedenle sinyalin zaman eksenindeki değişimi hakkında hiçbir şey söylemez ve bu sebepten dolayı Fourier Dönüşümü durağan olmayan sinyallerin analizinde yetersiz kalır.

Doğadaki sinyallerin büyük çoğunluğu durağan olmayan sinyallerdir. Durağan olmayan sinyallere en güzel örnek olarak insan sesi verilebilir. EEG işaretleri de durağan olmayan sinyallerdir. Bu nedenle EEG analizinde Fourier dönüşümü yetersiz kalmaktadır. Sinyaller belirli bir zaman aralığında incelendiğinde, frekans spektrumları

daha iyi gözlemlenebilir. Hem zamanda hem de frekansta sınırlı fonksiyonlar kullanarak sinyalin analizi yapılırsa zaman ve frekans düzlemlerinde sinyal daha iyi incelenebilir.

Bu işlemde sinyaller bir pencere fonksiyonu ile çarpılır ve sinyalin bu pencere içerisinde kalan kısmının Fourier dönüşümü göz önünde bulundurularak sinyalin frekans spektrumu incelenir. Bu işlem gerçekleştirilirken pencere fonksiyonu zaman ekseninde ötelenerek işlem tekrar edilir. Bu işlem sırasında sinyal durağan olmasa bile pencere içerisinde kalan sinyal parçası durağanmış gibi kabul edilir. Böylelikle pencere fonksiyonunun öteleme miktarına ve frekans değerine bağlı olarak sinyal incelenebilir. Bu inceleme sonunda sinyalin zaman-frekans gösterimi elde edilir. Bu yöntem kısa süreli FD olarak adlandırılır ve Gabor tarafından önerilmiştir. Gabor, pencere fonksiyonu olarak Gauss fonksiyonunu seçmiştir [31].

Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü (KZFD) tek bir pencere fonksiyonu kullandığından sabit bir çözünürlük sağlar. Ayrıca bir sinyalin durağan olduğu herhangi bir zaman aralığı bulunmayabilir. Bazı sinyaller için uygun kısa süreli pencere fonksiyonunun bulunması zordur. Tek bir analiz penceresi kullanan KZFD'ne alternatif olarak, yavaş değişimlere karşı düşen alçak frekanslarda geniş pencere, hızlı değişimlere karşı düşen yüksek frekanslarda ise dar pencere fonksiyonları kullanan Dalgacık Dönüşümü(DD) geliştirilmiştir.

Tarihsel açıdan bakarsak, matematiksel temelleri Joseph Fourier'in 19. yüzyıldaki çalışmasına dayandığı halde dalgacık analizi yeni bir metottur. Dalgacık ismi Morlet, Arenas, Fougeau ve Giard (1982), Morlet (1983), Grossman ve Morlet (1984) tarafından verilmiştir. Son yıllarda dalgacıklar ile yapılan çalışmaların başarılı olmasının nedeni olarak, dalgacık fikrinin mühendislikte alt bant kodlama, fizikte koherent durumu, matematikte Calderon-Zygmunt operatörleri ile başlamış fikirlerin bir sentezi olması gösterilebilir. Dalgacık teorisi, değişik sinyal uygulamalarında bağımsız bir biçimde geliştirilen teknikler için birleşik bir yapı sağlar. Bilgisayar görüntülerinde çoklu çözünürlüklü sinyal işleme, ses ve görüntü sıkıştırma da geliştirilen altbant kodlama ve uygulamalı matematikte geliştirilen dalgacık seri açılımları dalgacık teorisinin farklı uygulamaları olarak tanımlanabilir.

DD, diğer dönüşümler ile kıyaslandığında birçok avantaja sahiptir. Kararlı olmayan sinyallerin analizinde kullanılabilmesi, filtre katsayılarının kısa sürede sıfıra düşmesi, frekans spektrumunda sabit bant genişliğine sahip olması ve çok ölçekli sinyal ayrıştırma özelliğine sahip olması bunlardan birkaçıdır.

Bu kısma kadar anlatılan yöntemler Klasik Spektral Analiz Metotlarıdır ve parametrik olmayan metotlar olarak adlandırılırlar. Klasik spektral metotlar performans açısından iyi değillerdir fakat işlem basitliği ve sinyallere daha kolay uygulanabilirliği açısından tercih edilirler. Bir diğer sinyal işleme tekniği ise Parametrik Modern spektral analiz metotlarıdır. Modern spektral analiz metotları diğer metotlarla kıyaslandığında performans açısından çok iyidir fakat uygulanabilirliği oldukça karmaşıktır.

Parametrik metotlar sinyal uzunluğunun kısa olduğu durumlarda parametrik olmayan metotlara göre daha büyük bir çözünürlüğe sahiptir. Parametrik metotlar sayısal işaretten direk güç spektral yoğunluğunun hesaplanması yerine, sayısal işareti beyaz gürültü ile sürülmüş sistemin çıkışı olarak modeller ve uygun bir model seçimi ile bunların parametrelerinin doğru tahmini gerekmektedir. Bulunacak parametreler yardımı ile Güç Spektral Yoğunluk fonksiyonu elde edilir. Bu modeller AR(Autoregressive), ARMA(Autoregressive–Moving Average) ve MA(Moving Average) gibi model parametreleridir.

4.2. Klasik Spektral Analiz Metotları

4.2.1. Fourier Temelli Sinyal Analizi

Fourier 19. Yüzyılda herhangi bir periyodik fonksiyonun sonsuz sayıdaki üstel fonsiyonların toplamı olarak ifade edilebileceğini belirtmiştir. Fourier dönüşümü ile elde edilen sonuçlar frekans bileşenlerinin yerel zaman, başlangıç veya bitiş bilgileri hakkında kesin veriler sağlamaz çünkü bu bilgi Fourier spektrumu boyunca yayılmıştır yani Fourier dönüşümü yalnızca bizlere genel bir bakış açısı sağlar. Bu nedenden dolayı Fourier dönüşümünün durağan sinyallere uygulanmaları iyi sonuçlar verir. Aşağıdaki eşitlikte de görüldüğü gibi herhangi bir t_1 veya t_2 anı entegrale aynı etkide bulunacaktır.

$$X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) e^{-j\omega t} dt \quad (4.1)$$

$$x(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} X(f) e^{j\omega t} df \quad (4.2)$$

4.2.2. Ayırık Fourier Dönüşümü (AFD) ve Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD)

Teorik olarak fonksiyonların tanımlı olması durumunda Fourier dönüşümü kolaylıkla hesaplanabilir. Fakat uygulamada sinyallerin kesin bir fonksiyonel ifadesi mevcut değildir ve işlenmeleri için analog sinyallerden örneklenmiş ayırık dizileri mevcut olduğundan Fourier dönüşümü daha önce bahsedilen şekilde hesaplanamaz. Sayısal işaretler için Fourier dönüşümünün hesaplanması için belirli sınırlamalı içindeki yaklaşıklıklarla verilebilir. Bir $f[k]$ ayırık dizisinin N örneği için tanımlanan bu yeni dönüşüm Ayırık Fourier dönüşümü (AFD) olarak adlandırılır.

Ayrık Fourier temelli dönüşümlerde dizinin periyodik olmadığı kabul edilir. Başka bir ifadeyle ayırık zaman sinyali periyodik ise yaklaşık Fourier dönüşümü AFD'dir. İki AFD' nin çarpımı dizilerin ayırık zaman boyutunda konvolüsyonlarının toplamıdır.

AFD, $f(k)$, $k = 0, 1, \dots, N-1$, gibi bir sonlu diziyi , $F(n)$, $n = 0, 1, \dots, N-1$, gibi diğer bir sonlu diziyeye esleyen önemli bir operatördür. Normalize edilmiş örnekleme frekansı 2 olmak üzere ;

$$F[n] = AFD\{f[k]\} = \sum_{k=0}^{N-1} f[k] e^{-j\frac{2\pi nk}{N}} \quad (4.3)$$

Ters Ayırık Fourier dönüşümü (TAFD) ise $F[n]$ 'yi yeniden $f[k]$ dizisine dönüştürür:

$$f[k] = TAFD\{F[n]\} = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} F[n] e^{j\frac{2\pi kn}{N}} \quad (4.4)$$

Eğer $f[k]$ dizisi bant sınırlı bir $f(t)$ işaretinin T_0 örnekleme aralığı (f_0 örnekleme frekansı) ile Nyquist şartları sağlanmış şekildeki örneklerini temsil ediyorsa, AFD dizisi $F[n]$ orijinal işaretin Fourier dönüşümünün örneklerini temsil edebileceği açıktır[26]:

$f(t)$ sinyali toplam T süresi boyunca örneklenmişse dolayısıyla T süreli bir pencere ile sinyal örneklenmiş ise AFD, FD için sadece bir kestirim sağlar ve bunun frekans çözünürlüğü;

$$\Delta f = \frac{f_0}{N} = \frac{1}{T} \quad (4.5)$$

Burada dikkat edilmesi gereken T ' nin örnekleme periyodu değil pencere süresinin olmasıdır. Uzun pencere kullanılarak çözünürlük arttırılabilir. Pencere kullanılması mümkün olmayan durumlarda sıfır ekleme yöntemi kullanılarak çözünürlük artırılabilir. Dizinin sonuna aynı N örnek sayıda sıfırlardan oluşan bir dizi daha eklenir:

$$f_z[k] = \{f[0], f[1], f[2], \dots, f[N-1], 0, \dots, 0\}$$

Sıfır eklenmiş dizi $f_z[k]$, $k = 0, 1, \dots, L - 1$; orijinal diziden N eleman içerirken $L-N$ kadar sıfır içermektedir. Bu şekilde daha fazla örnek içeren geniş bir pencereye sahip olunur ve bu dizinin frekans çözünürlüğü, T pencere süresi arttığı için arttırılmış olur.

Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD): Ayrık Fourier Dönüşümünün doğrudan hesaplanmasında her bir $f[k]$ değeri için N karmaşık çarpma ve $N-1$ karmaşık toplama işlemi kullanılmaktadır. Bu nedenle N adet AFD değeri bulunurken, N^2 çarpma ve $N(N-1)$ toplama işlemi gereklidir.

Dizi uzunluğu olan N ' nin 1000 in üzerinde olması halinde doğrudan AFD' nin hesaplanması çok fazla miktarda işlem gerektirmektedir. Yani N sayısı artarken gereken işlem sayısı çok fazla artmaktadır.

AFD hesaplanmasında bugün kullanılmakta olan verimli ve etkin bir yaklaşım hızlı Fourier dönüşüm algoritmalarıdır. Her ne kadar farklı bir dönüşüm olarak adlandırılmışsa da HFD AFD' den farklı değildir. Sadece kullanılan hesaplama yöntemi FD tahmini için HFD' yi cazip kılar.

Kullanılmakta olan bazı HFD algoritmalarına göre zaman desimasyonlu, frekans desimasyonlu HFD en genel olanlarıdır. Ayırık fourier dönüşümünün ayırık pencere dizisi kullanılarak AFD ifadesi aşağıdaki gibidir:

$$F[n] = AFD\{k\} = \sum_{k=0}^{N-1} f[k]w[k]e^{-\frac{j2\pi kn}{N}} \quad (4.6)$$

4.2.3. Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü (KZFD)

Fourier dönüşümü açıklanırken durağan olmayan sinyaller için elverişli olmadığı ifade belirtilmişti. Yani FD, f frekans bileşen zamanının hangi anında meydana gelirse gelsin integrasyon etkisi aynı olacaktır. f frekans bileşeninin t1 ya da t2 anında ortaya çıkması integrasyonun sonucunda bir değişiklik meydana getirmeyecektir. FD yalnızca belirli bir frekans bileşeninin var olup olmadığını belirtmektedir.

KZFD ile durağan olmayan işaret, zamanda durağan kabul edilebilecek küçük parçalara bölünür. Diğer bir ifadeyle FD' den farklı olarak işarete dar bir pencereden bakılır ve pencere içinde kalan işaretin durağan olduğu varsayılır. Formül 4.7' de KZFD ifadesi görülmektedir:

$$KZFD(\tau, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} [x(t).w^*(t - \tau)]e^{-j2\pi f\tau}.dt \quad (4.7)$$

x(t), orijinal işaret; w(t), pencere fonksiyonu ve *, karmaşık eşleniği göstermektedir. f, frekans; τ ise zamanda öteleme miktarıdır. Denklemden anlaşılacağı gibi KZFD, bir pencere fonksiyonu ile çarpılan x(t)' nin FD' den başka bir şey değildir.

Her τ ve f için yeni bir KZFD katsayısı hesaplanır. FD sadece frekansın bir fonksiyonu iken, KZFD hem frekansın hem de zamanın bir fonksiyonudur ve bu haliyle iki boyutlu bir dönüşümdür. Eğer işaretin genliği de dikkate alınırsa bu dönüşüm üç boyutlu olarak düşünülebilir.

İşaretin zaman-frekans temsili ile elde edilmesine rağmen, seçilen pencerenin genişliği dönüşüm etkinliğinde önemli rol oynamaktadır. KZFD’ de pencere genişliği ile ilgili bir çözünürlük problemi bulunmaktadır.

FD’ de frekans domeninde herhangi bir çözünürlük problemi ile karşılaşılmaz. Çünkü frekanslar kesin olarak vardır. KZFD’ de seçilen pencerenin sonlu uzunlukta olmasından dolayı işaretin bir parçası ele alınır ve frekans çözünürlüğü kötüleşir. Çözünürlüğün arttırılması uğruna pencerenin geniş tutulması ise belirli bir frekans bandının hangi aralığında ortaya çıktığını belirsiz kılar, yani zaman çözünürlüğü kötüleşir [34,38].

Pencere genişliği durağanlık durağanlık varsayımını geçerli kılacak kadar dar olmalıdır. Dar bir pencere seçilmesi durumunda hem bu varsayım geçerliliğini koruyacak hem de FD’ de sağlanamayan zamanda çözünürlük iyileşecektir. Pencere genişliği genişletildikçe frekans çözünürlüğü artar; önce bir ikilemle karşılaşılır; zamanda ya da frekansta çözünürlüğün sağlanması [34,38]

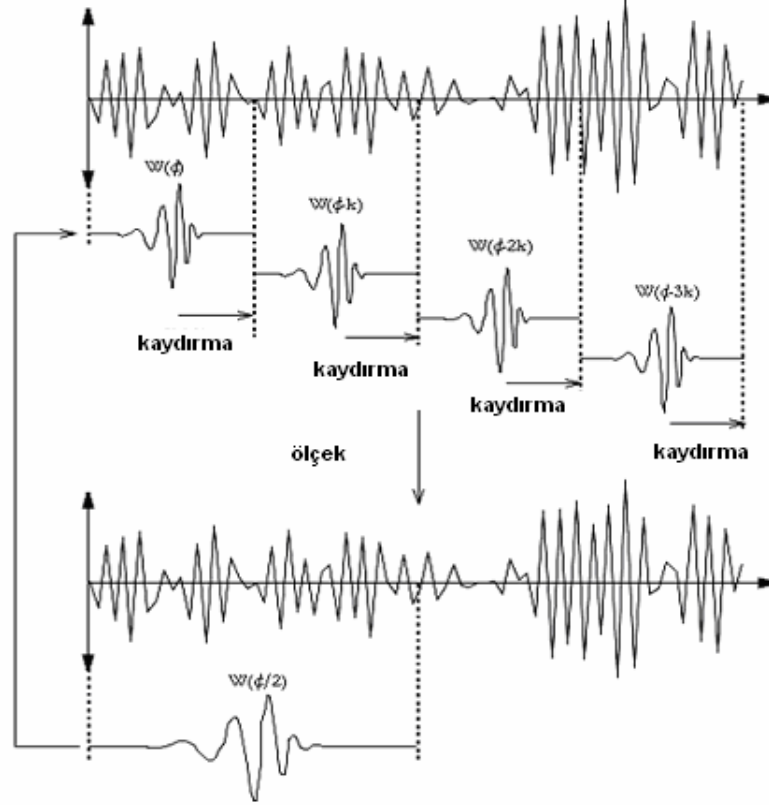
KZFD, tüm zamanlarda sabit çözünürlük verdiği için KZFD’ nün çözünürlük ile ilgili problemlerinin gidermek üzere zamanda değişken çözünürlük veren Dalgacık dönüşümü(DD, “Wavelet Transformation”) geliştirilmiştir [35]. DD’ ye frekans cevabı zamanla değişen durağan olmayan işaretlerin analizinde ihtiyaç duyulur.

4.2.4 Sürekli Dalgacık Dönüşümü

Dalgacık analizi KZFD’ ye benzer olarak yapılır: işaret, KZFD’ de sinyal bir pencere fonksiyonu ile çarpılırken, DD’ de dalgacık olarak isimlendirilen temel bir fonksiyon ile çarpılır ve dönüşüm zaman ekseninde işaretin farklı segmentleri için ayrı ayrı hesaplanır. Bu iki yapı birbirine benzer olmasına rağmen aralarında temel farklılıklar vardır.

- i. Pencerelenen işaretin FD’ si alınmaz ve böylece bir sinüzoid karşılık olarak tek bir tepe görülür.
- ii. Her bir spektral bileşen için dönüşüm hesaplanırken pencerenin genişliği değiştirilir.

İkinci verilen ifade dalgacık dönüşümünün en önemli özelliğidir. SDD aşağıdaki şekilde ifade edilir.



Şekil 4.1. Sürekli Dalgacık Dönüşümü.

$$SDD\{\omega(\tau, s)\} = \frac{1}{\sqrt{s}} \Psi\left(\frac{\tau-\tau}{s}\right) \quad (4.8)$$

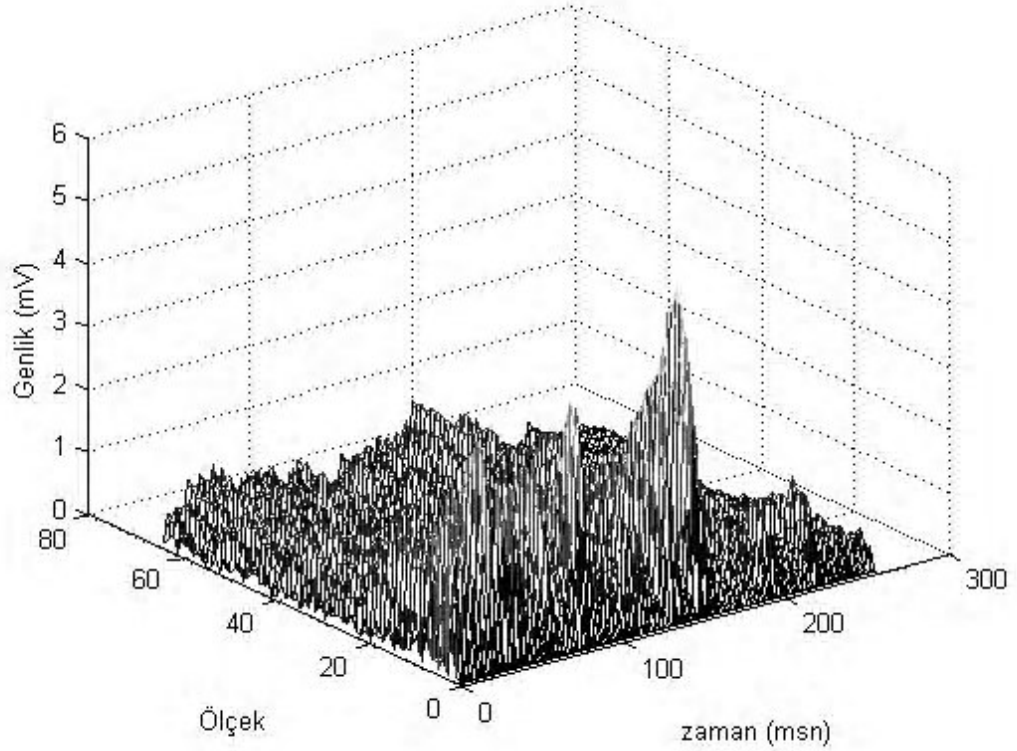
Görüldüğü gibi SDD, τ ve s değişkenlerinin (öteleme ve ölçek parametreleri) bir fonksiyonudur. $\psi(t)$ dönüşüm (pencere) fonksiyonudur ve ana dalgacık olarak adlandırılır [36].

Dönüşümde ana dalgacıktan ölçekleme yoluyla farklı genişliğe sahip pencereleme fonksiyonları türetilir. Öteleme terimi, KSFD' de rastlanılan şekliyle pencerenin zaman eksenindeki yerini ifade etmektedir. Pencere, işaret üzerinde ötelenir. zaman bilgiside bu öteleme ile elde edilir. KSFD' deki gibi bir frekans parametresi yoktur; bunun yerini 1/frekans olarak tanımlanan ölçek parametresi (s) almıştır [35].

Ölçek değeri büyük olduğunda (düşük frekanslar) işaret hakkında bütünsel bir bilgi elde edilir. Ölçek değeri küçük olduğunda ise (yüksek frekanslar) işaretteki detaylar (kısa süren değişimler) elde edilir. Ölçek parametresinin değeri değiştirilerek, ana dalgacığın sıkıştırılması ya da genişletilmesiyle SDD' de kullanılan pencereler elde edilir. Morlet, Meyer, Meksika şapkası, Daubechies dalgacıkları, vb. pencere fonksiyonlarını kullanılan bu fonksiyonlara örnek olarak verebiliriz.

Ana dalgacık bir kez belirlendikten sonra ölçek değeri s ' nin tüm değerleri için hesap yapmaya gerek yoktur. Çünkü pratikte, analiz edilen işarete bağlı olarak işaretin bandı sınırlandırılır ve böylece sınırlı bir ölçek aralığı için dönüşümün hesaplanması yeterli olur. Seçilen s değeri için dalgacık, analiz edilen $x(t)$ işaretinin $t=0$ 'a karşılık gelen başlangıç noktasına yerleştirilir. İşaret ile dalgacık çarpılır ve tüm zaman üzerinden integrali alınır. İntegrasyon sonucu s_1 sabit sayısı ile çarpılarak enerji normalizasyonu selde edilir. Bu çarpım, dönüştürülen işaretin her ölçekte aynı enerjiye sahip olabilmesini sağlar. Daha sonra, dalgacık zamanda τ kadar sağa ötelenir ve işlem tekrarlanarak devam edilir. Bu şekilde işaretin sonuna ulaşıldığında zaman-ölçek düzlemi üzerinde bir satırda (s ' nin bir tek değerine karşılık) bulunan bütün noktalar hesaplanmış olur. Arzu edilen tüm s değerleri için işlemler tekrarlandığında işaretin SDD' si hesaplanmış olur ve işaretin zaman-ölçek-genlik değerlerinden oluşan üç boyutlu bir gösterilimi analizler için kullanılır. Elde edilen bu üç boyutlu gösterime sonogram adı verilir. Pencerenin zamanda kaydırılması işaretin zamanda sınırlandırılmış olmasını, ölçek değerinin değiştirilmesi ise işaretin frekansta sınırlandırılmış olmasını sağlar.

Tüm zamanlarda ve frekanslarda sabit çözünürlük veren KZFD' nin tersine, DD, yüksek frekanslarda zamanda iyi, frekansta kötü çözünürlük verirken, düşük frekanslarda zamanda kötü bunun yanı sıra frekansta iyi çözünürlük vermektedir. Aşağıdaki belirtilen şekil 4.2' de bu analiz sonucunda genlik ölçek ve zaman bilgileri üç boyutlu olarak elde belirtilmiştir.



Şekil 4.2. EEG işaretinin sonogram olarak gösterilmesi.

Şekil 4.2' deki sonogram, ölçeklendirilmiş(segmentlere ayrılmış) bir EEG sinyalinin ölçek, zaman ve genlik değerlerinin bir arada gösterilmesi ile elde edilmiş üç boyutlu grafiksel gösterimini vermektedir.

4.2.5 Ayrık Dalgacık Dönüşümü (ADD)

Ayrık dalgacık dönüşümü (ADD) hesap yükünü azaltılmasıyla birlikte orijinal işaretin analiz ve sentezi için yeterli bilgiyi de sağlamaktadır. ADD'de temel düşünce SDD'kinin düşünce ile aynıdır. Sayısal filtreleme teknikleri ile sayısal işaretin zaman-ölçek temsili elde edilmektedir. SDD' de farklı ölçeklerdeki dalgacık ile işaret arasındaki ilişkiyi (korelasyon) belirtmektedir. Burada benzerlik ölçütü ölçektir ya da frekanstır. SDD, analiz penceresinin ölçeği değiştirilerek, pencere zamanda kaydırılarak, işaretle pencerenin çarpımı alınarak ve tüm zaman üzerinden integrali hesaplanarak elde edilir..

Ayrık zaman işaretini $x(n)$ (n tamsayı), darbe cevabı $h(n)$ olan yarım bantlı sayısal alçak geçiren filtreden geçirilmesi ile işlem başlar..

$$x(n) * h(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x(k) \cdot h(n-k) \quad (4.9)$$

Yarım bantlı alçak geçiren filtre, işaretteki en yüksek frekansın yarısından büyük olan frekansları yok eder. İşaretteki en yüksek frekans bileşeni filtreleme işleminden sonra yarıya düştüğünden, Nyquist kistasına göre, işaretteki örneklerin yarısı atılabilir. Böylece işaret 2 faktörüyle alt-örneklenir ve yarı sayıda örnekleme sahip olur. Böylece işaretin ölçeği 2 katına çıkmıştır.

Oysaki alçak geçiren filtreleme ile yüksek frekans bilgisi yok edilmiş fakat ölçek değişmeden kalmıştı. Sadece alt-örnekleme ile ölçek değişmektedir. Çözünürlük ise işaretteki bilgi miktarıyla ilişkili olduğundan filtreleme işlemlerinden etkilenir. Yarım bant alçak geçiren filtrelemede, frekansların yarısını yok ederler ve bilginin de yarısının kaybolmasına neden olur. Böylece filtreleme sonrasında çözünürlük yarıya iner. Fakat burada dikkat edilirse, filtrelemenin ardından alt-örnekleme işlemi çözünürlüğü etkilememektedir. Çünkü işaretin spektral bileşenlerinin yarısını çıkarmak örneklerin de yarısının gereksiz kalmasına neden olur. Yarı sayıda örnekten bilgi kaybına uğramadan kurtulmak mümkündür. Özetle olarak alçak geçiren filtreleme ile çözünürlüğü yarıya düşürürken ölçeği değiştirmemiş oluruz. Yarı sayıda örneğe artık ihtiyaç olmadığından dolayı işaret daha sonra 2 ile alt-örneklenir. Böylece ölçek 2 katına çıkar. Belirtilen örnekleme matematiksel olarak ifade edersek eşitlik 4.10 elde edilir.

$$y(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} h(k) \cdot x(2n-k) \quad (4.10)$$

ADD'nin nasıl hesaplandığı incelersek; ADD işareti kaba bir yaklaşık işarete ve detay işaretine ayrıştırarak işareti farklı frekans bantlarında farklı çözünürlüklerde analiz eder. ADD iki fonksiyon kümesi kullanır: bunlar alçak geçiren ve yüksek geçiren filtrelere karşılık gelen dalgacık ve ölçek fonksiyonudur.

İşareti farklı frekans bantlarına ayrıştırmak, zaman domenini işaretini sırasıyla yüksek ve alçak geçiren filtrelerden geçirerek sağlanır. Orijinal $x(n)$ işareti önce yarım bantlı yüksek geçiren $g(n)$ filtresinden ve alçak geçiren $h(n)$ filtresinden geçirilir. Filtrelemeden sonra işaretteki en yüksek frekans π yerine $\pi/2$ olduğu için Nyquist

kriterine göre işaretteki örneklerin yarısı atılabilir. Bu nedenle işaret 2 ile alt-örneklenir. Gerçekleştirilen bu işlem bir seviyeli bir ayrıştırma işlemidir ve matematiksel olarak şu şekilde ifade edilir.

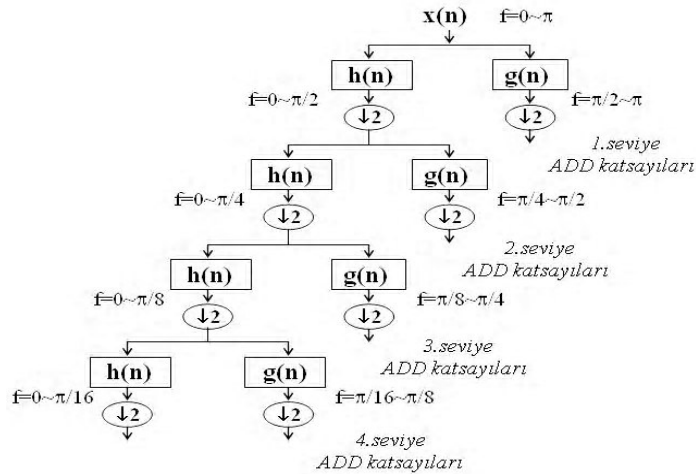
$$y_{yüksek} = \sum_n x(n) \cdot g(2k - n) \quad (4.11)$$

$$y_{alçak} = \sum_n x(n) \cdot h(2k - n) \quad (4.12)$$

Burada yüksek (k) ve alçak(k), 2 ile alt-örneklemenin ardından sırasıyla yüksek geçiren ve alçak geçiren filtre çıkışlarıdır.

Bir seviyeli ayrıştırma işleminden sonra, tüm işaret yarı sayıda örnek ile temsil edildiğinden zamanla çözünürlük yarıya iner. Buna rağmen frekanstaki çözünürlük artar, çünkü elde edilen işaretin kapsadığı frekans bandı bir üst seviyedeki işaretin frekans bandının yarısıdır. Böylece frekanstaki belirsizlik yarı yarıya azalmış olur. Yüksek frekanslardaki iyi zaman çözünürlüğü elde edilirken alçak frekanslarda ise iyi frekans çözünürlüğü elde edilir. Alt bant kodlama olarak da bilinen bu işlemler ard arda arzu edilen işarete uygulanabilir.

Aşağıdaki şekilde Ayrık Dalgacık Dönüşümü(ADD) kullanılarak elde edilen katsayılar gösterilmektedir. Alçak geçiren filtre çıkışındaki işaretin alt-örneklemesiyle elde edilen işaret yaklaşıklık katsayıları olarak adlandırılır. Yüksek geçiren filtre çıkışındaki işaretin alt-örneklemesiyle elde edilen işaret ise detay(ayrıntı) katsayıları olarak adlandırılır.



Şekil 4.3’de 4. seviye bir dalgacık ağacı gösterilmektedir. Her seviyede alçak ve yüksek geçiren filtreler kullanılarak işaret istenilen frekans aralığına ayrıştırılmış olur. Böylece sinyalden daha ayrıntılı bir bilgi elde edilebilir.

4.3 Güç Spektral Yoğunluğunun Modern Spektral Analiz Metotları ile hesaplanması

EEG işaretleri güçlü lineer olmayan özellik göstermesinden dolayı EEG işaretlerinin istatistiksel analizinin yapılmasında birçok yöntem kullanılmaktadır. Bu yöntemlere örnek olarak frekans analizi, öz ilişki ve çapraz ilişki analizi, auto-regressive (AR) metodu ve dalga şekillerinin ayrıştırılma ve sınıflanmasını sayabiliriz. Özbağımlı (AR) yöntem, model tabanlı yöntemlerden olup sözkonusu yöntemde Burg, Yule-Walker, Modified covariance, Covariance gibi algoritmalar kullanılarak model parametreleri ve işaretin güç spektral yoğunluğu hesaplanmaktadır.

Bu yöntemlerde frekans analizi için FFT algoritmaları kullanılır. Fakat FFT algoritmalarının spektrum çözünürlüğü çok düşüktür [45]. EEG sinyalleri non-Gaussian bir dağılıma sahip olduğu için FFT algoritmalarından daha yüksek çözünürlüğe sahip olan AR modellerin kullanılması analiz açısından daha uygun sonuçlar vermektedir[8].

AR model parametreleri ile sinyalin güç spektral yoğunluğu hesaplanır. Güç spektral yoğunluğunun tahmininde klasik ve modern olmak üzere iki temel metot vardır. Modern spektral tahmin sinyal işleme teknolojisi için mükemmeldir, çünkü daha büyük varyans ve düşük çözünürlük gibi klasik spektral tahmin problemlerinin üstesinden gelebilir. Modern spektral tahmin parametrelerini parametrik ve parametrik olmayan güç spektral tahmini olarak ikiye ayırabiliriz.

Parametrik olmayan modellere örnek olarak Periodogram, Welch ve Multitaper metotlarını gösterebiliriz. Bu yöntemlerle sinyalin güç spektral yoğunluğu sinyalden direkt olarak hesaplanabilir. Parametrik modellere ise Yule-Walker AR metot, Burg metot, Coveriance ve Modified Covariance metotları gösterebilir. Bu yöntemler sinyalden direkt olarak güç spektral yoğunluğu tahmini yerine, beyaz gürültü (adaptive filter) ile lineer bir sistemin çıkışı olarak sinyali modeller. Parametrik metotlar parametrik olmayan metotlardan daha yüksek bir kararlılığa sahiptir.

Bu çalışmada EEG işaretlerinin spektrumlarının incelenmesi için model tabanlı metotlardan (AR) Modified Covariance ve parametrik olmayan Welch metodu kullanılmıştır.

4.3.1 Güç Spektral Yoğunluğu (Power Spectral Density-PSD)

Bir x_m fonksiyonunun örnek değerlerinin karelerinin ortalamasına “ortalama güç” denir. Ortalama gücü kompleks fourier katsayıları ile ifade edersek aşağıdaki eşitliği elde etmiş oluruz;

$$C_{N-k} = C_k^* \quad k= 1,2,3, \dots, \frac{N}{2}-1 \quad (4.13)$$

Olduğundan ortalama güç ifadesi; Şeklinde yazılabilir.

$$S(f) = \int_{-\infty}^{\infty} R(\tau) e^{-2\pi i f \tau} d\tau. \quad (4.14)$$

Sinyali Fourier katsayıları ile ifade ettiğimizde aşağıdaki gibi reel ve sanal bileşenlere ayrırabiliriz;

$$A_k = 2R(C_k) \quad k= 0,1,2,3, \dots, \frac{N}{2}$$

$$B_k = 2j(C_k)$$

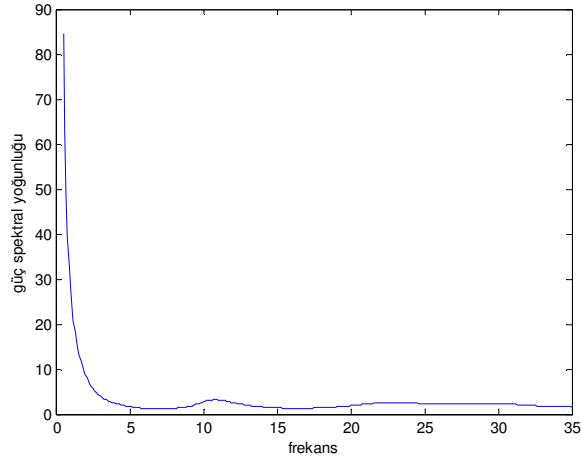
4.16 ifadesi, işaretin ortalama gücünün, her bir dalga bileşenin katkısına ayrılmasından ibarettir. Dolayısı ile 4.16 ifadesinin sağındaki her terim, her bir dalga bileşeninin frekansına göre çizilirse, ortalama güç bakımından hangi bileşenin katkısının büyük, hangi bileşenin katkısının küçük olduğunun anlaşılacağı bir grafik elde edilir. Fakat 4.16 denkleminin her iki tarafı $T=N\Delta t$ ile çarpıldığında; ve sağdaki her terimde;

$$k= 0,1,2,3, \dots, \frac{N}{2} \quad ; \quad (4.15)$$

$$f_k = k\Delta f \quad (4.16)$$

$$W_k=2\pi f_k$$

İfadelerine göre çizdirilen grafiğe güç spektrumu adı verilir.



Şekil 4.4. Sağlıklı bir bireye ait EEG sinyalinin 0-35 Hz arasındaki güç spektral yoğunluğu.

Güç spektrumu aslında Fourier spektrumundan farklı bir şey değildir. Güç spektrumu Fourier spektrumu değerlerinin karelerini göstermekte olduğundan, her dalga bileşeninin yapılar üzerinde meydana getireceği etki güç spektrumunda daha belirgin olmaktadır.

4.3.1.1 Parametrik Olmayan Metotlar ile PSD tahmini

Parametrik olmayan metotlar sinyalden direk olarak güç spektral yoğunluğunu tahmin eder. Parametrik olmayan metotların en basiti periodogram metodudur. Periodogram metodunun biraz daha ilerlemiş versiyonu Welch' metodudur.

Bu metotlar sinyalden direk olarak güç spektral yoğunluğu tahmin ettiği için EEG gibi uzun süreli ve karmaşık işaretlerin yorumlanmasında kullanılamaz, kullanılmış olsa da işaretin yorumlanması için bizlere açık bir bilgi sunmaz.

4.3.1.1.1 Welch Metodu

Periyodogram yöntemi hızlı Fourier dönüşümü temelli bir yöntem olup klasik spektral kestirim yöntemlerindendir. Zaman serisi işaretin periyodogram yöntemi güç spektral yoğunluğunun elde edilmesi için işaretin ikinin üssü olacak şekilde çerçevelere bölünmesi ile elde edilir. Periyodogramın iyileştirilmiş yapısı Welch yöntemidir.

Bu yöntemde işaret üst üste çıkışabilecek bölümlere ayrılır. Ayrılan bu bölümlerin iyileştirilmiş periyodogramları alınır, sonrada ayrılan bu periyodogramların ortalaması alınır. Her ne kadar bölümler arasında üst üste binme sinyalde gereksiz bilgiye yol açsa da bu etkiyi azaltmak için dikdörtgensek olmayan pencereler kullanılır. Welch yöntemi ile iyileştirilmiş periyodogramların kestirimi i. dereceden periyodogram olmak üzere;

$$S_{xx}^{(i)}(f) = \frac{T_s}{K.M} \left| \sum_{n=0}^{M-1} x_i(n)w(n).e^{-j2\pi fn} \right|^2 \quad (4.17)$$

Şeklinde verilir. Burada f normalize edilmiş frekans, T_s ölçekleme faktörü olup ayrık-zaman işaret spektrumunun genliğini analog işaret spektrumuna eşit olmasını sağlar. Bu son eşitlikte $w(n)$ ise pencereleme fonksiyonu ve K normalize sabiti olup aşağıdaki ifadeyle verilir [45-46].

$$K = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} w^2(n) \quad (4.18)$$

Sonuç olarak güç spektral yoğunluğunun kestirimi:

$$P_{Welch}^{(i)}(f) = \frac{1}{L} \sum_{i=0}^{L-1} S_{xx}^{(i)}(f) \quad (4.19)$$

İfadesi ile verilir. Burada L zaman dizisi serisinin uzunluğudur. Kısa veri kayıtlarının birleştirilmiş ve dikdörtgensel olmayan pencere ile incelenmesi kestirimci çözünürlüğünün azaltır. Welch metodu işaret gürültü oranı düşükse periyodograma göre daha iyi bir çözünürlük elde etmemizi sağlar[47–48].

4.3.1.2 Parametrik Metotlar

Parametrik metotlar sinyal uzunluğunun kısa olduğu durumlarda parametrik olmayan metotlardan daha yüksek çözünürlük sağlar. Bu metotlarda spektral tahminde farklı bir yaklaşım kullanılır. Sinyalden direk olarak PSD tahmininin yerine beyaz gürültü (adaptive filter) ile lineer bir sistemin çıkışı olarak sinyali modeller. Parametrik metotlar parametrik olmayan metotlardan daha yüksek bir kararlılığa sahiptir. .

Bu çalışmada EEG işaretlerinin güç spektral yoğunluğu oluşturulurken parametrik metotlardan Modified Covariance metodu kullanılmıştır.

4.3.1.3. AR Model Parametrelerinin Hesaplanması

Model tabanlı (parametrik) yöntemler $x(n)$ veri dizisinin rasyonel bir sistem tarafından karakterize edilen, lineer bir sistemin çıkışı olarak modellenmesi temeline dayanır. Model tabanlı metotlarda güç spektral yoğunluğu (PSD) tahmini, veri dizisi ve tahmin edilen metot parametreleri kullanılarak hesaplanır. AR modelleme yönteminde, işaretin belli bir anındaki genliği daha önceki örneklenmiş kısımların örneklerinin genliklerinin farklı oranlarda toplanması ve bu toplama tahmin hatasının eklenmesi sonucu elde edilir. Derecesi p olan bir AR modeli,[5]

$$x(n) = - \sum_{k=1}^p a(k)x(n-k) + w(n) \quad (4.20)$$

İfadesiyle verilir. Burada $a(k)$ AR katsayıları ve $w(n)$ varyansı ifade etmektedir. Burada $a(k)$ AR katsayıları ve $w(n)$ varyansı Σ^2 olan beyaz gürültüdür. $AR(p)$ modeli, $\{a[1], a[2], \dots, a[p], \sigma^2\}$ AR model parametreleri ile karakterize edilir. Bu durumda güç spektral yoğunluğu(PSD),

$$P_{AR}(f) = \frac{\sigma^2}{|A(f)|^2} \quad (4.21)$$

İfadesi ile bulunur. Burada;

$$A(f) = 1 + a_1 e^{-j2\pi f} + \dots + a_p e^{-j2\pi fp} \quad (4.22)$$

Genlik oranlarını belirleyen AR katsayıları çeşitli yöntemler kullanılarak hesaplanabilir. AR yönteminde model derecesinin seçimi çok önemlidir. AR model derecesinin seçiminde birçok yöntem kullanılmakla beraber en sık kullanılanı 1974' de Akaike tarafından sunulan ve Akaike Bilgi Kriteri olarak adlandırılan yöntemdir. Bu model derecesinin seçimi aşağıdaki ifadeyi minimum yapma şeklindedir.

$$ABK(p) = \ln \sigma^2 + 2p/N \quad (4.23)$$

Burada σ^2 doğrusal öngörme hatasının kestirilen varyansıdır ve N verinin uzunluğudur. AR model parametresinin artması ile σ^2 azalır ve bundan dolayı $\ln \sigma^2$ azalır. Bu karşılık p değerinin artması ile $2p/N$ değeri artar. Bu durumda p değerinin minimum bir değer belirlenmelidir. Bu çalışmada $2p/N$ değerini minimuma yaklaştırmak için $p=20$ olarak seçilmiştir. Seçilen derece düşük olduğunda, spektrumda belirgin tepecikler oluşmaz, yani işaretin frekans içeriği net olarak belirlenemez. Model derecesi çok yüksek olduğunda ise yanıltıcı, hatalı pikler oluşur ve spektrum bozulur.

AR model parametrelerinin hesaplanması için ya doğrudan spektral analizi yapılacak olan sayısal sinyal bilgi örnekleri kullanılır ya da bu bilgi örneklerine ait özilişki (Autocorrelation) fonksiyonu örnekleri kullanılır. Bu metoda ilişkin algoritmalara örnek olarak Burg Metodu, Yule-Walker AR metodu ve Covariance – Modified Covariance metotlarını verebiliriz. [11, 12].

4.3.1.3.1 Lewinson Metodu

Bu metotla sayısal bilgi örneklerine birinci dereceden AR modeli uydurulur. Daha sonra bu modelden yararlanılarak ikinci dereceden bir AR model parametreleri hesaplanır. Bu işlem bu şekilde devam eder ve n. Dereceden AR model parametreleri (n-1). dereceden AR model parametrelerinden yararlanılarak hesaplanır. İstenilen model derecesine ulaşıldığında işlem sona erer.

p. dereceden bir AR modelin parametrelerini hesaplamak için bu metotta başlangıç değerleri;

$$a_1[1] = \frac{\tau_{xx}[1]}{\tau_{xx}[0]} \quad (4.24)$$

$$q_1^2 = (1 - |a_1[1]|^2) \tau_{xx}[0] \quad (4.25)$$

olarak elde edilir. Daha sonra $k= 2,3,\dots,p$ için aşağıdaki denklemler kullanılarak elde edilir.

$$a_k[k] = \frac{\tau_{xx}[k] + \sum_{i=1}^{k-1} a_{k-1}[i] \tau_{xx}(k-i)}{q_{k-1}^2} \quad (4.26)$$

$$a_k[i] = a_k[k] a_{k-1}^*[k-i] \quad i=1,2,\dots,k-1 \quad (4.27)$$

$$q_k^2 = [1 - |a_k[k]|^2] q_{k-1}^2 \quad (4.28)$$

Bu işlemin ardından;

$$a_i = a_{pi} \quad i = 1, 2, \dots, p$$

$$q^2 = q_p^2$$

İfadelerinden gerçek AR parametreleri hesaplanır. İfadelerde geçen $\tau_{xx}(k)$ değerleri $x[n]$ dizisine ait özilişki fonksiyonu değerleridir ve aşağıdaki denklemle ifade edilir.

$$\tau_{xx}(m) = \frac{1}{N-m} \sum_{n=0}^{N-m-1} x_{m+n} x_n^* \quad (4.29)$$

4.3.1.3.2 Modified Covariance Metodu

Parametrik metotlar parametrik olmayan metotlardan daha yüksek çözünürlüğe sahiptirler. Bu metotlar spektral tahminde veriden direk olarak sinayalın PSD tahmininin yerine farklı bir yaklaşım olarak kullanılırlar.

Modified Covariance AR metodu autoregressive model parametrelerinin hesaplanmasında kullanılan bir parametrik bir metottur. Bu metod giriş bilgilerini AR modeline uydurmak amacıyla kullanılır ve önemsiz anlam düzeyindeki önceki ve sonraki tahmin hatalarını asgariye indirmekte kullanılır.

En yaygın olarak kullanılan lineer sistem modeli bir sistem ile onun kökenindeki Z düzlem içindeki tüm sıfırların olduğu bir kutup modelidir.

Geçerli çıkışı elde etmek için tahmini giriş vektör uzunluğunun 2/3' üne eşit veya daha küçük bir p parametresi belirlenmelidir. AR yönteminde model derecesinin seçimi çok önemlidir. Seçilen derece düşük olduğunda, spektrumda belirgin tepelikler meydana

gelmez böylece işaretin frekans içeriği net olarak belirlenemez. Eğer model parametresi çok yüksek seçilirse bu durumda meydana gelecek yanıltıcı ve hatalı pikler nedeniyle spektrum bozulur[42,43].

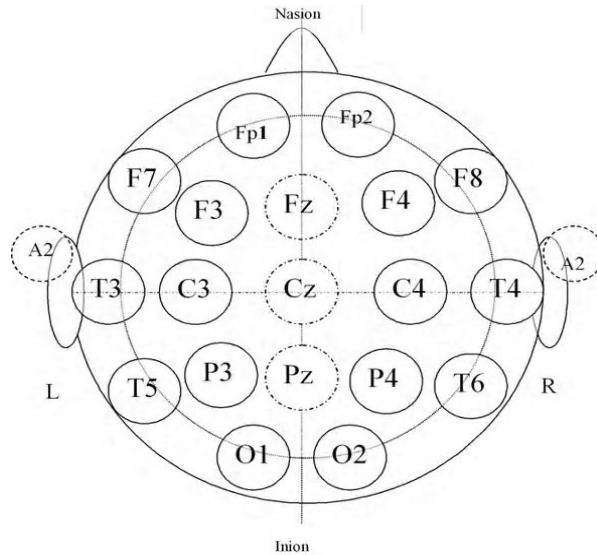
Analizde kullanılan işaret durağan olmayan işaret olduğundan sinyali belli segmentlere ayırarak analiz etmek gerekmektedir. Yule – Walker yöntemi kısa veriler için düşük kalitede çözünürlük özelliği gösterdiğinden kısa segmentlere ayrılmış veriler için kullanışlı değildir. Burg yönteminde sinyali bölme durumunda çok yüksek derecede içerisinde gürültü bulunan sinüs dalgası içerdiğinden bu yöntemin yerine az sinüs dalga gürültüsü içeren Modified covaryans metodunun kullanılması daha uygun olduğunu tespit ettik ve bu nedenlerden dolayı bu metodu analizlerimizde kullandık.

5. BÖLÜM

GEBELİK SÜRECİNDEKİ MİGREN HASTALARINA AİT EEG SİNYALLERİNİN ANALİZİ

5.1. Giriş

Bu çalışmada kullanılan EEG verileri, Cumhuriyet Üniversitesi Araştırma ve Uygulama Hastanesi Nöroloji Anabilim Dalından yaşları 18 ile 35 arasında değişen bayan hastalardan seçilmiş sağlıklı kişiler, migren tanısı konmuş kişiler ve gebelik süreci içerisinde bulunan kişiler olmak üzere üç farklı deney grubundan elde edilmiştir. Analiz için Şekil 5.1’de görüldüğü gibi monopolar olarak tüm kanallar seçilmiş ve bu işlem için Ag/AgCl disk elektrotlar ulusal 10-20 elektrot sistemine göre yerleştirilmiştir. Alınan işaretler 200 Hz örnekleme frekansı ile örneklendirilerek, 12 bit çözünürlüklü olarak sayısallaştırılmıştır.



Şekil 5.1. 10-20 Elektrot Sistemi.

EEG sinyalleri çok karmaşık bir yapıya ve geniş bir frekans bandına sahip oldukları için EEG sinyalinin içerdiği spektral bilgiyi incelemek için spektral analiz teknikleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Gerçekleştirilen çalışmada bu teknikler kullanılarak, uluslar arası 10-20 elektrot sistemine göre elde edilmiş olan EEG sinyallerinin, 0-4 Hz (Delta), 4-8 Hz (Teta), 8-13 Hz (Alfa), 13-30 Hz (Beta) frekans bantları olmak üzere 4 bölgeye ait güç yoğunlukları elde edilmiştir. Sağlıklı kişiler, migren hastaları ve gebelik sürecinde bulunan migren hastaları için frekans bantlarına ait elde edilen toplam güç yoğunlukları istatistiksel t-testi ile karşılaştırılmıştır. Sonuçlar değerlendirilerek, EEG-Migren ilişkisi ve gebelik sürecinde migren hastalarında EEG sinyallerinin değişimi tanımlanmaya çalışılmıştır.

5.2. Veri Toplamada Kullanılan EEG Cihazı ve Donanımsal Özellikleri

Çalışmada elde edilen kayıtlar Nihon KOHDEN firmasına ait 192 dijital kanal özelliği olan Neurofax EEG-1100 cihazı ile gerçekleştirilmiştir. Ölçüm için kafatası üzerine yerleştirilmiş Ag/AgCl disk elektrotlar kullanılarak ulusal 10-20 elektrot sistemine göre yerleştirilmiş ve toplam 19 kanala ait ölçümler elde edilmiştir. Elde edilen EEG işaretleri “*eeglablist programı*” kullanılarak EEG verilerine ait kayıtlar *txt uzantılı* dosyalar haline dönüştürülerek verilerin Matlab2008 programında kullanılacak şekilde düzenlenmiştir.



Şekil 5.2. Nihon Kohden Neurofax EEG 1100 Cihazı.

5.2.1. AR metodu ile güç spektrumuna ait parametrelerin hesaplanması için algoritma geliştirilmesi

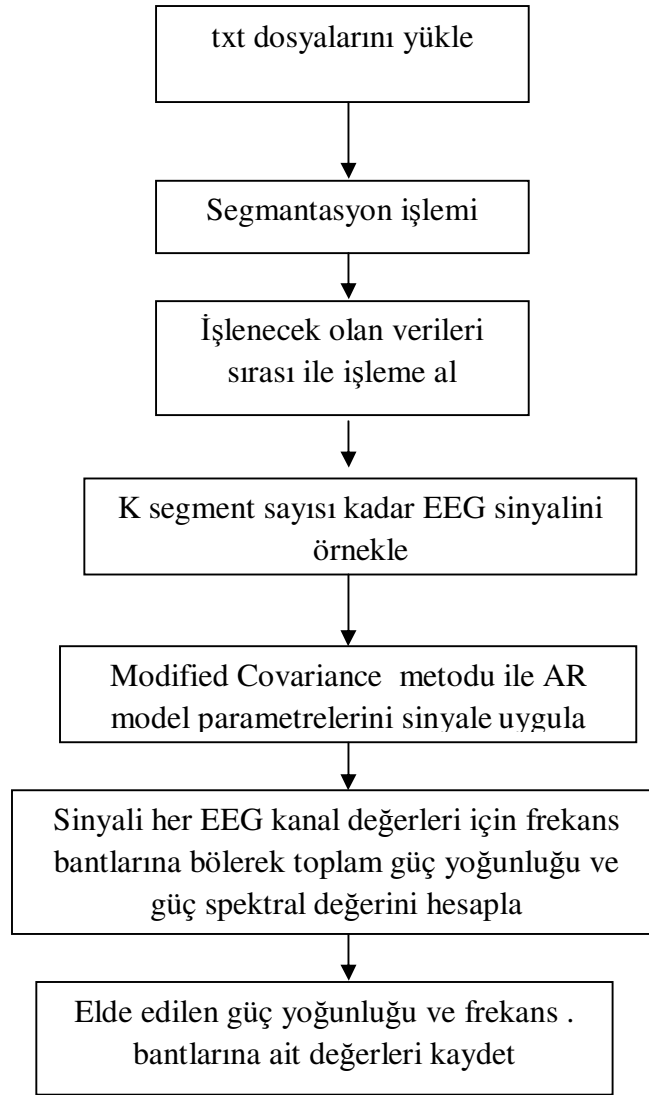
Bu çalışmadaki EEG verileri 0,005 sn'lik periyotlarla zaman domeninde 200 Hz örnekleme frekansı ile örneklenmektedir. EEG sinyalleri durağan olmayan sinyaller olmaları ve uzun süreli kayıtlar olmaları nedeni ile sadece zaman ekseninde incelenmesi ve yorumlaması yetersiz olmaktadır. Bu nedenle EEG işaretlerini yorumlamak için modern spektral yöntemlere gereksinim duyulmaktadır. Modern spektral analiz teknikleri kullanılması hem EEG sinyalleri uzun süreli olduğu için hem de modern metotlarla daha iyi ve ayrıntılı sinyal bilgisi elde edildiği için tercih edilmektedir. Çalışmada 17 sağlıklı birey, 9 migren tanısı konmuş birey ve 5 gebelik sürecinde olan migren hastalarına ait üç gruba ait sinyallerin spektral analizi Modified Coveriance metodu kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Analizde 200 Hz örnekleme frekansı ile elde edilmiş zaman eksenini EEG verileri txt formatına dönüştürülerek veriler matris olarak oluşturulmuştur. EEG geniş bir frekans aralığına sahiptir bu nedenle spektral analiz için geniş bir frekans bandı kullanılır. Veriler 200 Hz örnekleme frekansı ile örneklendiği için Nyquist kriterine göre örnekleme frekansının yarısı olan 0-100 Hz arasındaki frekans bileşenleri incelenmelidir. Fakat bu çalışmada EEG frekans aralığı, 0-100 Hz frekans aralığı yerine EEG için anlamlı kabul edilen 0-30 Hz aralığı frekans aralığı olarak seçilmiş ve güç yoğunluğu bu frekans aralığında hesaplanmıştır. Ayrıca güç yoğunluğuna ait değerler 0-4 Hz(delta), 4-8 Hz(teta),8-13 Hz(alfa), 13-30 Hz(beta) frekans bantlarına bölünerek frekans bantları boyunca toplam güç yoğunlukları da kaydedilmiştir. Bu parametreler analizin bir sonraki adımında güç yoğunluğu grafiklerini oluşturmak ve istatistiksel olarak farklılık olup olmadığı araştırılacak frekans aralıklarını tespit etmede kullanılacak t-testi için kullanılmak üzere kaydedilmiştir.

Yapılacak analize ilişkin işlem basamakları ve akış şeması aşağıdaki gibidir;

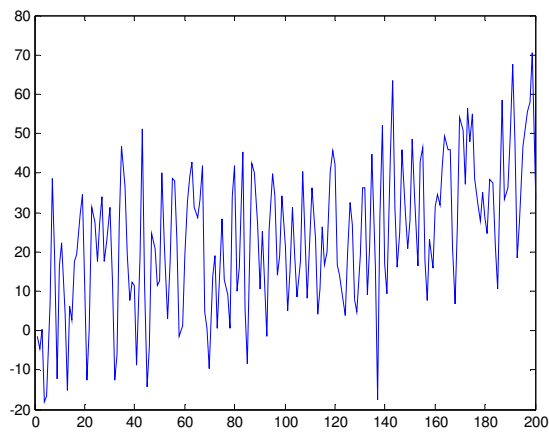
1. Adım: Dosya_adı.txt şeklinde txt uzantılı olarak kaydedilmiş verilerin yüklenmesi
2. Adım: Frekans, aralığı, segment aralığı gibi parametrelerin tanıtılması(yapılan yazılımda segment aralığına bağlı olarak sinyal 1 saniyelik parçalar halinde incelenmiştir)

3. Adım: txt uzantılı dosyaları bir döngü oluşturarak sırası ile işlenmesinin sağlanması(veriler 21 sütundan oluşan matrisler şeklindedir ve birinci sütun örnek sayısını, ikinci sütun zamanı ve geriye kalan 19 sütun EEG işaretine ulusal 10-20 elektrot sistemine göre elde edilmiş 19 kanalı temsil etmektedir)
4. Adım: EEG işaretine ait kanalları sırasıyla segment uzunluğuna bağlı olarak belirlenmiş K vektör sayısı kadar segmenlere ayrılması
5. Adım: AR model parametrelerinden Modified Covariance metodu ile veriye ait güç yoğunluğunun her bir segment için hesaplanması
6. Adım: Elde edilen güç yoğunluklarından 0-4 Hz(delta), 4-8 Hz(teta),8-13 Hz(alfa), 13-30 Hz(beta) frekans aralığına ait toplam güç yoğunlukların hesaplanması
7. Adım: Elde edilen Güç spektral yoğunluklarının kaydedilmesi(grafiksel inceleme işlemlerinde bu parametre kullanılacaktır) ve her veri için kanallara ait frekans aralıklarında toplam güç yoğunluğu ve toplam güç yoğunluğu yüzdelerinin kaydedilmesi(bu değerler bir sonraki aşamada t-testi analizinde kullanılacaktır)

Böylece yapılan işlem sonunda grafik incelemede kullanılacak güç spektral yoğunluğu ve istatistiksel incelemede kullanılacak olan frekans bandına ait değerleri frekans boyunca toplanarak elde edilen toplam güç yoğunluğu parametreleri elde edilmiş olacaktır.



Şekil 5.3. EEG Verileri için Güç Yoğunluğu Hesaplama Algoritması.



Şekil 5.4. Segmentasyon sonucu elde edilen işlenmemiş EEG sinyali.

Segmentasyon sonucunda işlenmemiş EEG sinyali kısa bölütlere dönüştürülerek frekans analizinin incelenmesi ve uygulanacak güç spektral yoğunluğu algoritmaları bu segmentasyona uğramış işaret ile gerçekleştirilir.

5.2.2. Deney Gruplarına ait Hesaplanan Parametrelere t-testi Analizinin Uygulanması

t-testi hipotezi veriler arasında istatistiksel bir ilişki olup olmadığı hakkında bilgi sağlar bilgi edinilmesini sağlar. Bu çalışmada migren hastalığı, sağlıklı ve gebelik sürecinde bulunan migren hastaları olmak üzere üç grup üzerinde inceleme yapılacağı ve bu grupların birbiri ile olan ilişkileri inceleneceğinden birbirinden bağımsız farklı gruplar t-testi analizine ihtiyaç duyulmaktadır. T-testi hipotezine göre iki farklı grubun ortalamalarını karşılaştırarak aradaki farkın rastlantısal mı yoksa istatistiksel olarak anlamlı mı olduğu hakkında karar vermeye yarayan bir testtir.

Çalışmada deney grupları ikili bağımsız gruplar halinde ele alınarak migren hastaları- sağlıklı kişiler, migren hastaları- gebelik sürecindeki migren hastaları ve migren hastaları- gebelik sürecindeki migren hastaları olmak üzere üç farklı analiz yapılarak hangi kanala ait frekanslarda istatistiksel olarak farklılık olduğunun tespit edilmesi amaçlanmıştır.

Burada bizim için önemli olan t-testi sonucunda elde edilen p parametresidir. Eğer $p < 0,05$ ise bağımsız iki grup arasında istatistiksel olarak bir farklılık olduğu kabul edilir. Eğer $p > 0,05$ ise, iki grup arasında istatistiksel bir farklılık olmadığı kabul edilir. Başka bir ifadeyle veriler benzer verilerdir denilebilir. P değeri şayet 0,01 den küçük ise bu durumda karşılaştırılan iki bağımsız değişken birbirinden tamamen farklıdır denilebilir.

t-testi işlemine yapılan çalışmadan bir örnek verecek olursak; Bir önceki bölümde yapılan aşamada toplam güç yoğunluğu ve toplam güç yüzdelerinin istatistiksel analiz yönteminde kullanılacağını belirtmiştik. Örneğin sağlıklı kişilere ait Fp1 kanalının delta frekans aralığındaki toplam güç yoğunluğu ile migren hastalığı olan kişilere ait Fp1 kanalının delta frekans aralığındaki toplam güç yoğunluğu t-testi ile analiz edecek olursak yapılacak işlem aşağıdaki gibi olacaktır.

$$t = \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{S_{X_1 X_2} \cdot \sqrt{\frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2}}} \quad (5.1)$$

Burada t değeri ortalamalarının farklı olup olmadığını hesaplamamızı sağlar. n1 ve n2 sırasıyla bağımsız 1. ve 2. grubun örnek sayısıdır.

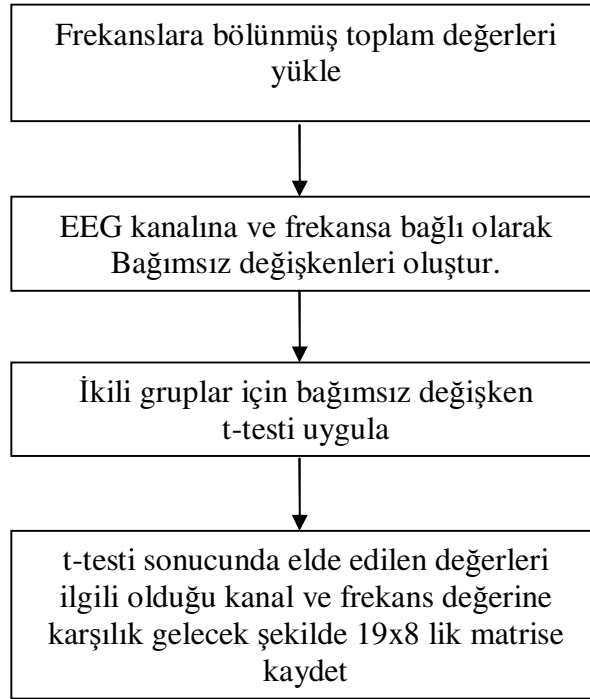
$$S_{X_1 X_2} = \sqrt{\frac{(n_1 - 1)S_{X_1}^2 + (n_2 - 1)S_{X_2}^2}{n_1 + n_2 - 2}}. \quad (5.2)$$

Burada $S_{X_1 X_2}$ iki örneğin ortak standart sapma değeridir.

Bu bağımsız gruplardan 1. Bağımsız Grup 17 sağlıklı kişiye ait Fp1 toplam delta değerlerini temsil ederken 2. Bağımsız Grup migren hastalığı bulunan 9 kişiye ait Fp1 toplam delta değerlerini temsil etmektedir ve t-testi ile bu bağımsız gruplar arasında istatistiksel farklılıklar olup olmadığı incelenmektedir.

Bu işlem için yapılan yazılımın işlem basamakları ve algoritması aşağıdaki gibidir:

1. Adım: Bir önceki bölümde oluşturulan toplam güç yoğunluklarına ait değerlerin yüklenmesi
2. Adım: Frekans bandına ayrılmış olan toplam frekans ve yüzde değerlerini her frekans aralığı kendi içerisinde olacak şekilde gruplandırarak bağımsız grupların oluşturulması
3. Adım: Bağımsız değişken gruplarına t-testi uygulayarak p parametresini elde etmek
4. Elde edilen p değerini sonuç kısmı için oluşturulmuş olan 19x8 boyutundaki matrise her kanalın frekans aralığı ve yüzde değerleri için yazdırılması



Şekil 5.5. Güç Yoğunluk değerlerine göre t testi değerlerini hesaplama algoritması.

5.2.3. Analiz Sonuçları ve Değerlendirme

EEG işaretlerinden bir tanıya sahip olabilmek için işaretin frekans spektrumu geniş bir şekilde kullanılmaktadır. Bu çalışmada analiz için monopolar olarak Fp1, Fp2, F7, F3, Fz, F4, F8, T3, C3, Cz, C4, T4, T5, P3, Pz, P4, T6, O1 ve O2 olmak üzere 19 kanal seçilmiştir. Tek numaralı kanallar beynin sol kısmını temsil ederken çift numaralı kanallar beynin sağ kısmını temsil etmektedir. Güç spektrumunda elde edilen 0-30 Hz aralığındaki örneklemeye bağlı olarak her bir frekans değerine karşılık gelen güç yoğunluğunun toplanması ile 0-30 Hz aralığındaki toplam güç yoğunluğu elde edilmiştir ve aynı şekilde 0,5-4 Hz, 4-8 Hz, 8-13 Hz, 13-30 Hz frekans bandlarındaki her bir frekans değerlerine karşılık gelen güç yoğunlukları toplanarak EEG için anlamlı olan frekans bandlarında toplam güç yoğunlukları elde edilmiştir. Analizde kullanılan güç yoğunluğu yüzdelerinden kastedilen ifade, ayrıştırılmış frekans bandlarında elde edilen toplam güç yoğunluğunun 0–30 Hz aralığında elde edilen güç yoğunluğu içerisindeki yüzdelik ifadesidir.

Bu çalışmada kullanılan EEG sinyalleri sağlıklı kişiler, migren teşhisi konmuş kişiler ve gebelik sürecinde bulunan kişilere ait olup yukarıda belirtilen 19 kanal kullanılarak

bu kanallara ait sinyallerin güç spektral yoğunluğu hesaplanarak EEG analizi için anlamlı olan 0.5-4 Hz (delta), 4-8 Hz (teta), 8-13 Hz (alfa), 13-30 Hz(beta) frekans bantlarına ayrıştırılmış ve her kanal ve birey için bu değerler kaydedilerek istatistiksel analiz işleminde kullanılan kanallara ait frekans aralıklarının belirlenmesi sağlanmıştır ve elde edilen bu değerlere Matlab programı kullanılarak istatistiksel *TTEST2* karşılaştırma testi yapılarak aşağıda belirtilen istatistiksel tablolar elde edilmiştir.

Yapılan analiz sonucunda elde edilen değerlere bağlı olarak yapılan t testi analiz sonuçları aşağıdaki tablolardaki gibi elde edilmiştir. Bu tablodaki p değerlerine bağlı olarak $p < 0.05$ olarak hesaplanan değerler istatistiksel olarak anlamlı olan bölümleri belirtmektedir.

Çalışmada kullanılan parametrik yöntemlerden Modified Covariance yöntemi ve parametrik olmayan yöntemlerden Welch metodu kullanılarak her yöntem için aşağıdaki değerler elde edilmiştir.

Modified Covariance yöntemi ile elde edilen t-test değerleri ve grafikler aşağıdaki gibidir.

Tablo 5.1. Sağlıklı kişiler ile migren tanısı konmuş kişilerden alınmış EEG işaretlerinden Modified Covariance yöntemi ile elde edilen PSD değerlerinin t-testi ile karşılaştırılması. $p < 0.05$ olan değerler kalın puntolarla ifade edilmiştir.

Kanal	Delta	Teta	Alfa	Beta	%Delta	%Teta	%Alfa	%Beta
Fp1	0.0136	0.0114	0.0019	0.0240	0.9757	0.1170	0.2691	0.3319
Fp2	0.0145	0.0068	0.0011	0.2133	0.5764	0.0630	0.1943	0.6500
F3	0.0122	0.0003	0.0195	0.8960	0.8424	0.0156	0.2828	0.2465
F4	0.6434	0.0015	0.0186	0.6668	0.8144	0.0369	0.3962	0.3607
C3	0.0882	0.0003	0.0039	0.0245	0.0245	0.0116	0.2870	0.2023
C4	0.0572	0.0003	0.0040	0.0257	0.6888	0.0344	0.3257	0.1817
P3	0.7630	0.0091	0.0687	0.0147	0.6432	0.0305	0.5666	0.3197
P4	0.1326	0.0010	0.0029	0.0099	0.5113	0.0120	0.4752	0.3325
O1	0.0215	0.0064	0.8174	0.1610	0.1265	0.0812	0.2470	0.2158
O2	0.0219	0.0049	0.4774	0.4579	0.2058	0.0656	0.2924	0.3378
F7	0.0311	0.0012	0.0125	0.5972	0.9967	0.0076	0.4153	0.1592
F8	0.0006	0.0009	0.0194	0.0887	0.9037	0.0165	0.8052	0.2644
T3	0.0760	0.0008	0.0016	0.0760	0.9217	0.0464	0.5046	0.1991
T4	0.0392	0.0003	0.0093	0.0030	0.9592	0.0161	0.7698	0.2739
T5	0.0970	0.0069	0.7949	0.1689	0.4523	0.0513	0.5872	0.3195
T6	0.0064	0.0009	0.4757	0.0666	0.3513	0.0522	0.4655	0.2593
Fz	0.0369	0.0005	0.0183	0.0329	0.4840	0.0171	0.4851	0.4648
Cz	0.6918	0.8259	0.0108	0.0441	0.2664	0.1077	0.3311	0.7262
Tz	0.1125	0.0017	0.0222	0.0052	0.5345	0.0324	0.4675	0.3308

Tablo 5.1'deki sağlıklı kişiler ile migrenli kişiler arasında istatistiksel sonuçlar incelendiğinde genel olarak teta ve alfa bandında istatistiksel olarak farklılıklar gözlemlenmektedir. Cz kanalına ait teta değerinin haricinde tüm teta bandı değerleri istatistiksel olarak anlamlı değerlere sahiptir. Fp1, Fz ve T4 kanallarına ait tüm frekans bandlarındaki değerlerde istatistiksel olarak farklılıklar vardır. Bu tabloya göre, sağlıklı kişiler ile migren tanısı konmuş kişilerde Fp1, Fz ve T4 kanallarını nitelik açısından belirleyici kanallar olarak kabul edebiliriz. Ayrıca 0-30 Hz frekans aralığında her bir frekans değerine karşılık gelen güç değerlerinin toplanması ile elde edilen toplam güç yoğunluğunun ayrıştırılmış frekans bandlarına bağlı olarak dört temel frekans bandında elde edilen toplam güç yoğunluğunu 0-30 Hz arasındaki toplam güç yoğunluğuna bağlı olarak yüzdelik olarak değerleri incelendiğinde teta frekans bandında farklılıklar gözlenmektedir. Bu durumda migren tanısında belirleyici frekans bandını hem güç yoğunluğu hem de yüzde değerlerindeki farklılıklar nedeniyle teta frekans bandı olarak kabul edebiliriz.

Tablo 5.2. Sağlıklı kişiler ile gebe migren tanısı konmuş kişilerden alınmış EEG işaretlerinden Modified Covariance yöntemi ile elde edilen PSD değerlerinin t-testi ile karşılaştırılması. $p < 0.05$ olan değerler kalın puntolarla ifade edilmiştir.

Kanal	Delta	Teta	Alfa	Beta	%Delta	%Teta	%Alfa	%Beta
Fp1	0.0013	0.0068	0.0390	0.2017	0.1428	0.2419	0.1499	0.1929
Fp2	0.6963	0.3036	0.5289	0.6439	0.1908	0.1343	0.3175	0.1997
F3	0.0295	0.0025	0.7581	0.7017	0.1383	0.2365	0.1621	0.2720
F4	0.0504	0.0475	0.9671	0.7660	0.1477	0.2512	0.2349	0.2552
C3	0.3403	0.2374	0.4203	0.4952	0.2482	0.2122	0.3384	0.4095
C4	0.3381	0.2511	0.4143	0.4846	0.2306	0.3212	0.3269	0.4002
P3	0.9903	0.6391	0.7098	0.9024	0.0305	0.3981	0.2563	0.2028
P4	0.1516	0.0607	0.9836	0.8858	0.1084	0.1360	0.2308	0.2973
O1	0.0399	0.1302	0.9009	0.8201	0.0883	0.9942	0.3837	0.2197
O2	0.0563	0.1432	0.9139	0.9403	0.1074	0.9350	0.4043	0.2597
F7	0.0777	0.1481	0.9960	0.7932	0.3220	0.2220	0.5462	0.2143
F8	0.0934	0.5414	0.9801	0.7731	0.3465	0.4026	0.6014	0.2712
T3	0.1964	0.1342	0.4571	0.7390	0.3543	0.4884	0.7612	0.2657
T4	0.0208	0.0913	0.7183	0.6255	0.3017	0.5264	0.6557	0.2044
T5	0.0861	0.1465	0.8149	0.8484	0.1386	0.8276	0.5712	0.2006
T6	0.0929	0.2914	0.9016	0.8256	0.1100	0.8603	0.4215	0.1852
Fz	0.0341	0.0116	0.8961	0.7573	0.1340	0.2274	0.2036	0.2356
Cz	0.5380	0.4887	0.3607	0.3216	0.8403	0.1421	0.8551	0.4538
Tz	0.4033	0.2162	0.7643	0.8384	0.1443	0.3409	0.2298	0.4486

Tablo 5.2' deki sağlıklı kişiler ile gebelik sürecinde bulunan kişilere ait istatistiksel sonuçlar incelendiğinde gebelik sürecinde bulunan migren hastalarında, migrenli

hastalara göre normale daha yakın istatistiki değerler gösterdiği gözlemlenmiştir. Güç yüzde değerlerine bakıldığında sadece P3 kanalının delta yüzdesinde istatistiksel farklılık gözlenmekle birlikte diğer yüzde değerlerinde istatistiksel olarak bir farklılık gözlemlenmemiştir. Genel olarak bakıldığında Tablo 5.2’teki sağlıklı kişilerle migren hastası kişilere ait istatistiklerde olduğu gibi Fp1 ve Fz kanalı istatistiksel olarak anlamlı kanallar olarak elde edilmiştir. Tablo 5.2 ve Tablo 5.3 birlikte değerlendirildiğinde gebelik sürecinde elde edilen analiz sonuçlarının normale daha yakın değerlerde olduğu görülmektedir..

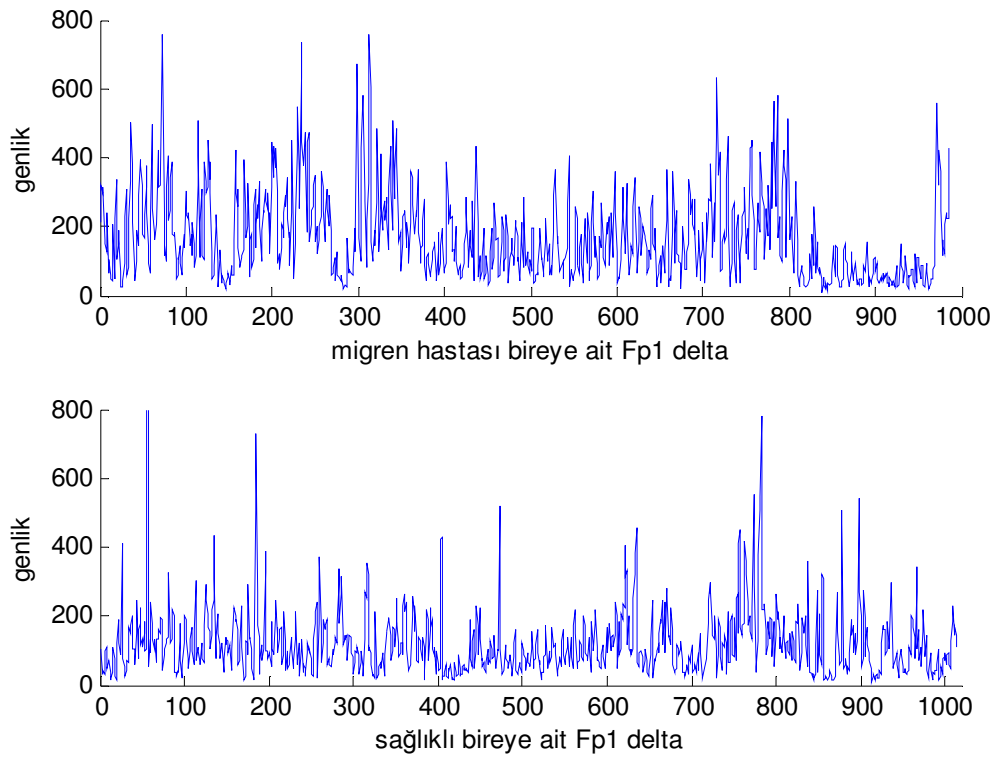
Tablo 5.3. Gebe migren tanısı konmuş kişiler ile migren tanısı konmuş kişilerden alınmış EEG işaretlerinden Modified Covariance yöntemi ile elde edilen PSD değerlerinin t-testi ile karşılaştırılması. $p < 0.05$ olan değerler kalın puntolarla ifade edilmiştir.

Kanal	Delta	Teta	Alfa	Beta	%Delta	%Teta	%Alfa	%Beta
Fp1	0.2436	0.5367	0.9697	0.6149	0.2604	0.8399	0.1772	0.4251
Fp2	0.2076	0.2028	0.1071	0.0672	0.1965	0.9288	0.1749	0.3357
F3	0.6168	0.3641	0.1156	0.2961	0.1612	0.4866	0.0846	0.7901
F4	0.4382	0.3607	0.1429	0.2022	0.1834	0.6782	0.1192	0.6403
C3	0.8399	0.0813	0.0518	0.0519	0.1678	0.3737	0.1090	0.8185
C4	0.7546	0.0805	0.0527	0.0518	0.1793	0.4337	0.1092	0.7953
P3	0.7623	0.1782	0.0690	0.0836	0.0831	0.3727	0.1393	0.7150
P4	0.6921	0.2275	0.0683	0.1344	0.1022	0.4824	0.0857	0.8549
O1	0.5152	0.2276	0.7936	0.4768	0.5721	0.1509	0.9452	0.8533
O2	0.4201	0.2650	0.5828	0.5523	0.5350	0.2289	0.9285	0.7703
F7	0.4635	0.1809	0.1250	0.3982	0.3960	0.2856	0.3960	0.8471
F8	0.9117	0.0694	0.1451	0.1623	0.5478	0.3162	0.5723	0.8896
T3	0.8563	0.1455	0.1351	0.1148	0.4138	0.2754	0.5019	0.9021
T4	0.2905	0.1466	0.1463	0.0573	0.3912	0.1990	0.5627	0.7494
T5	0.4431	0.3125	0.9434	0.3907	0.4624	0.1078	0.8424	0.6696
T6	0.7635	0.1232	0.6949	0.0991	0.4959	0.1626	0.7948	0.7373
Fz	0.7996	0.2971	0.1503	0.1762	0.1409	0.5437	0.1133	0.6046
Cz	0.4152	0.1280	0.0692	0.0292	0.3661	0.9735	0.3811	0.7698
Tz	0.7252	0.1502	0.1955	0.1174	0.1490	0.4646	0.1233	0.9591

Tablo 5.3’ de gebelik sürecinde bulunan migren hastaları ile migren hastası kişilere ait istatistiki karşılaştırmaları verilmektedir. Genel olarak, gebelik sürecindeki migren hastaları ile migren tanısı konmuş kişiler arasında Cz kanalına ait beta frekans bandının haricinde herhangi bir istatistiksel farklılık yoktur. Yani gebelik sürecindeki migren hastaları ile gebe olmayan migren hastaları arasında belirgin farklılıklar gözlenmemekle birlikte Tablo 5.1, Tablo 5.2 ve Tablo 5.3 birlikte incelendiğinde gebelik sürecinde EEG verilerinin normale yakın bir özellik gösterdiği ve migren tanısında en belirleyici kanalların Fz ve Cz kanalları olduğu söylenebilir..

$P < 0.01$ olan değerler istatistiksel olarak tamamen farklı olmalıdır. Yani eğer sinyalde tamamen bir farklılık varsa bunu zaman ekseninde de görmemiz gerekir. Tablo 5.1 deki Fp1 **delta** değerine bakıldığında p değeri **0.0136** olarak hesaplanmıştır. Bu değere bakılarak sinyalde zaman ekseninde de farklılıkların olması beklenmelidir.

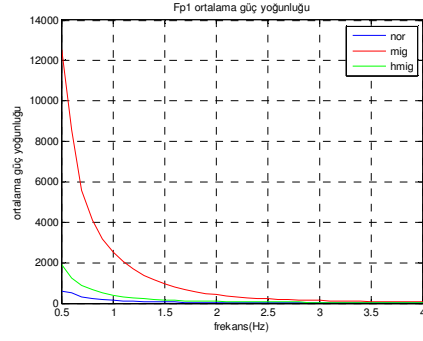
Şekil 5.6 incelendiğinde, zaman ekseninde incelendiğinde sinyalde belirgin olarak farklılık olup olmadığı görülmemektedir. Bu nedenle sinyali zaman ekseninde değil de frekans ekseninde incelememiz işaretin analizi açısından daha faydalı olacaktır.



Şekil 5.6. Migren hastalığı olan ve sağlıklı bireye ait FP1 Delta bandına ait zaman genlik grafiği (x ekseninde 200 örnek 1 saniyeye karşılık gelmektedir. Toplam süre 5sn).

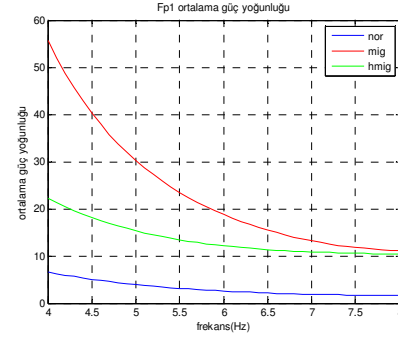
Şekil 5.7’den Şekil 5.16’ ya kadar olan grafiklerde Modified Covariance metodu ile 10-20 elektrot sistemine göre elde edilen EEG verilerinin 0-30 Hz anlamlı frekans bantlarına ait güç yoğunluğu grafikleri delta, teta, alfa ve beta frekans bantlarına ayrıştırılarak yerleşime göre beynin sağ ve sol kısmı olarak ikili gruplar halinde grafiksel olarak belirtilmiştir. Elde edilen bu grafiklere bakılarak güç yoğunlukları arasındaki farklılıklar görsel olarak incelenebilir.

BETA

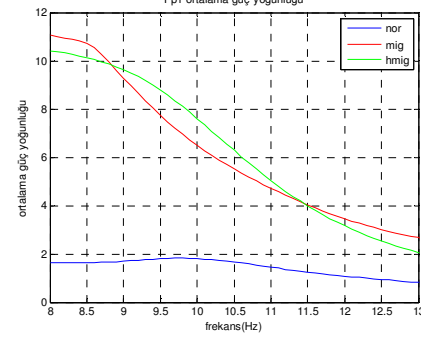


FP 1

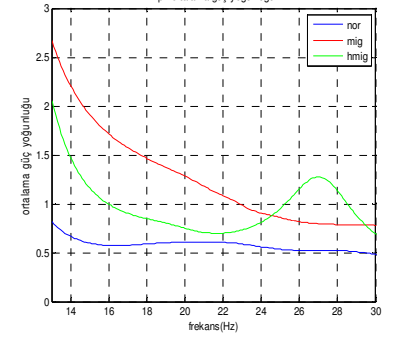
DELTA



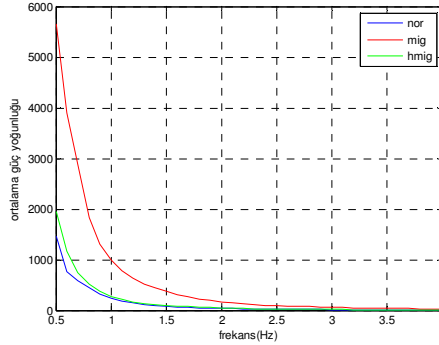
TETA



ALFA

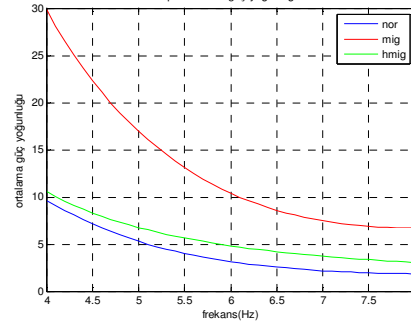


FP2 ortalama güç yoğunluğu

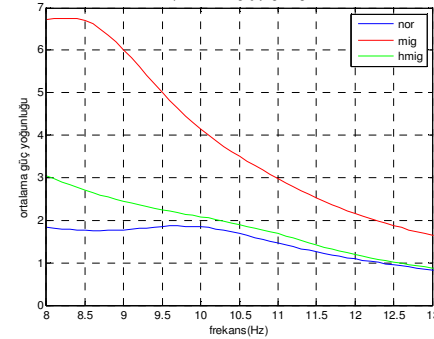


FP2

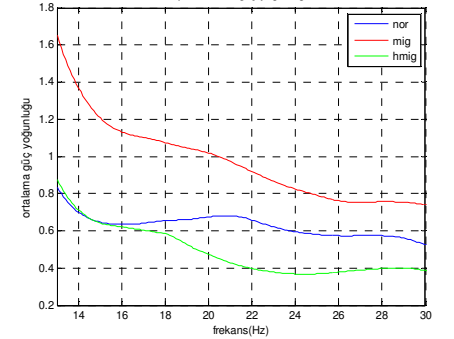
FP2 ortalama güç yoğunluğu



FP2 ortalama güç yoğunluğu

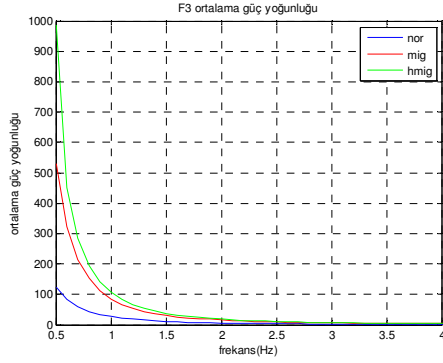


FP2 ortalama güç yoğunluğu



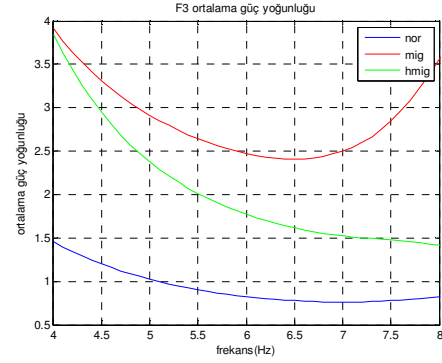
Şekil 5.7. FP1 ve FP2 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Modified Covariance yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.

BETA

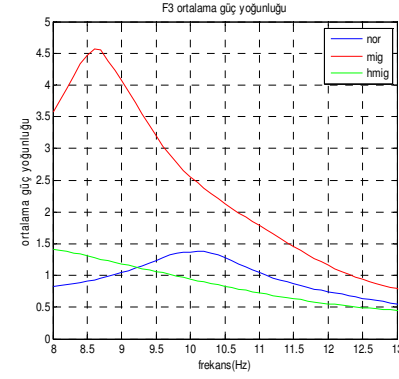


F3

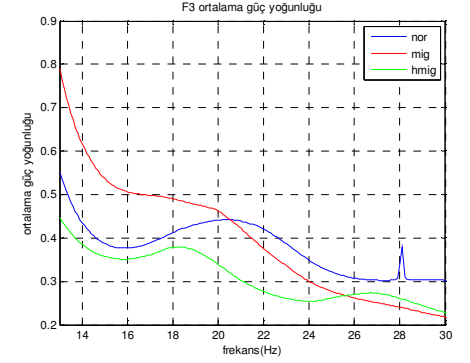
DELTA



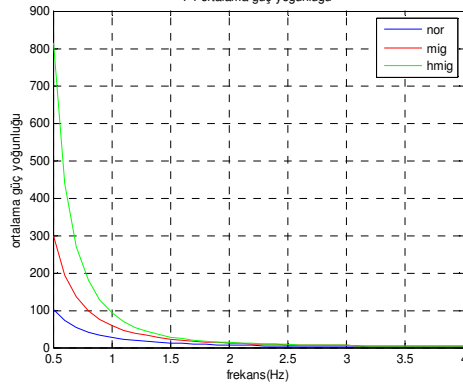
TETA



ALFA

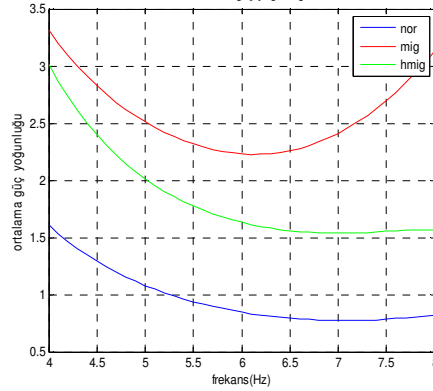


F4 ortalama güç yoğunluğu

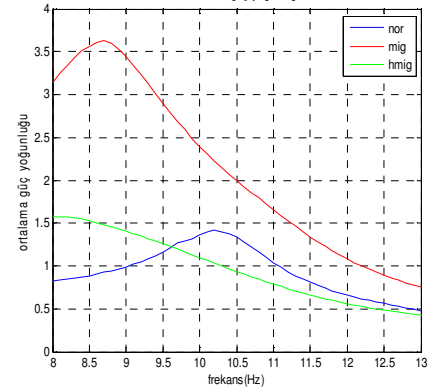


F4

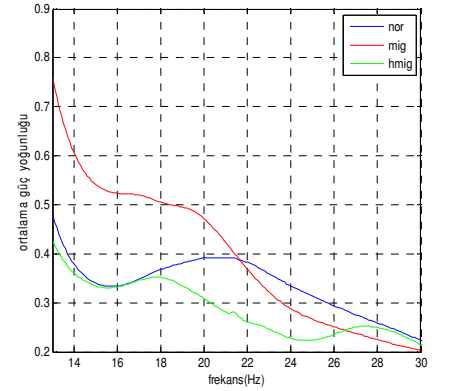
F4 ortalama güç yoğunluğu



F4 ortalama güç yoğunluğu

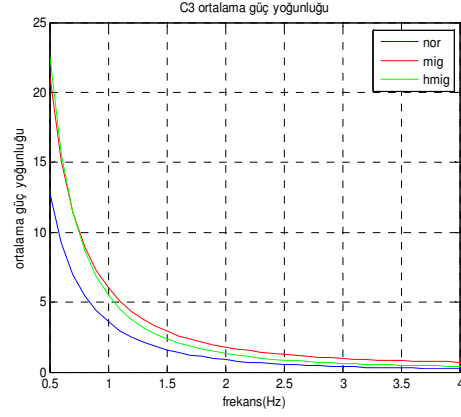


F4 ortalama güç yoğunluğu



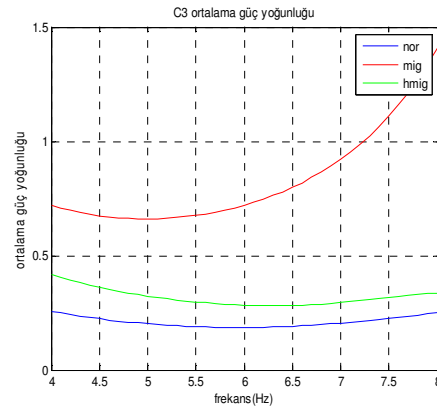
Şekil 5.8. F3 ve F4 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Modified Covariance yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.

BETA

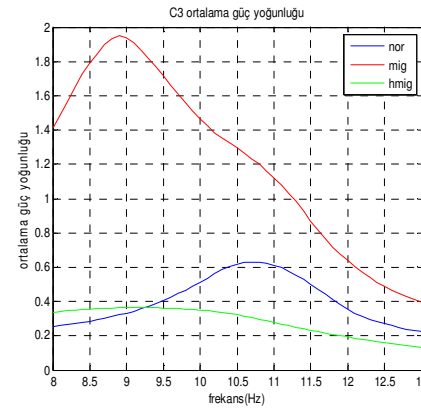


C3

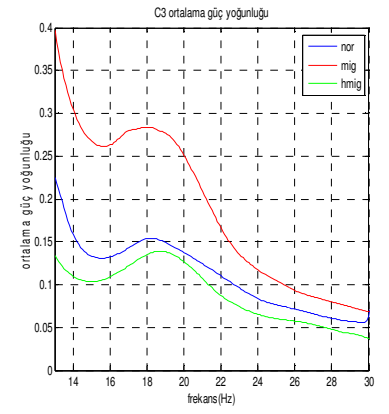
DELTA



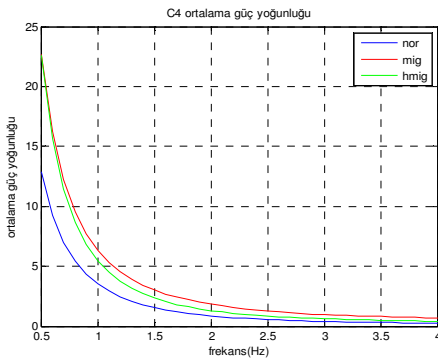
TETA



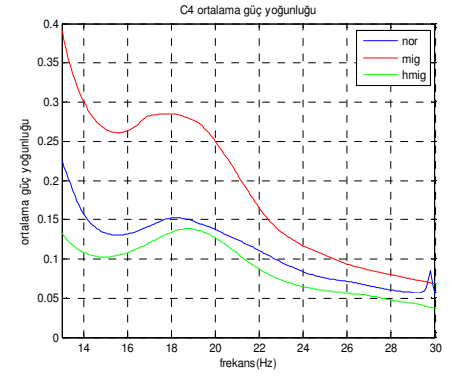
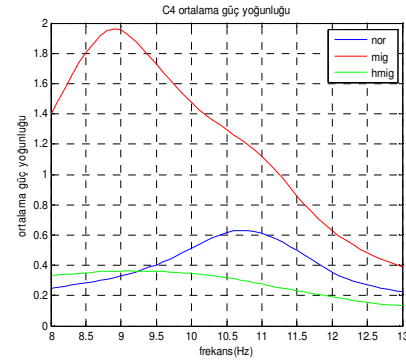
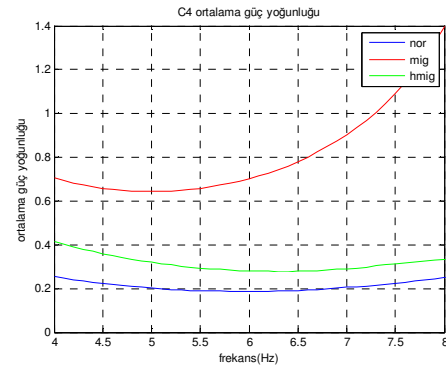
ALFA



57

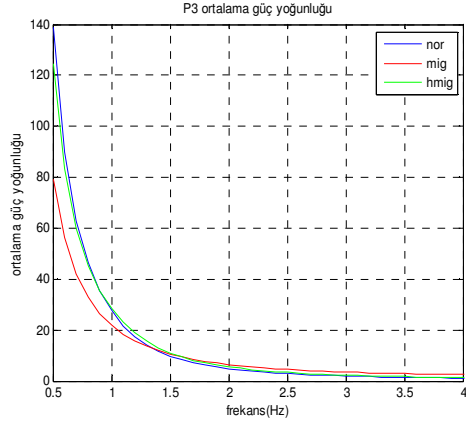


C4



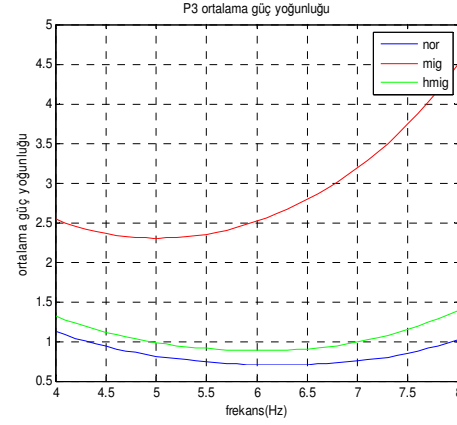
Şekil 5.9. C3 ve C4 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Modified Covariance yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.

BETA

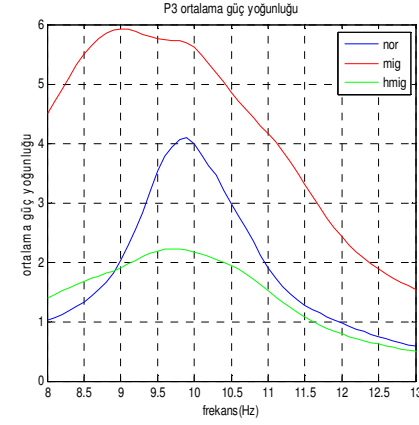


P3

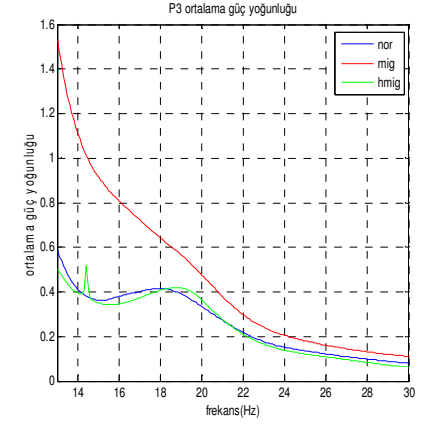
DELTA



TETA

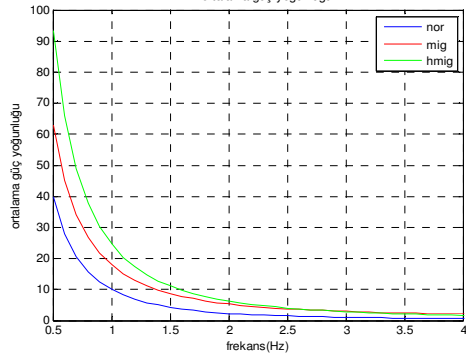


ALFA



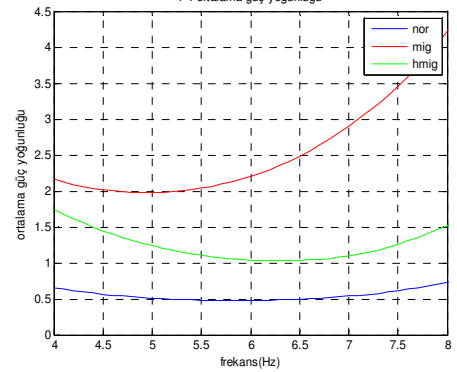
58

P4 ortalama güç yoğunluğu

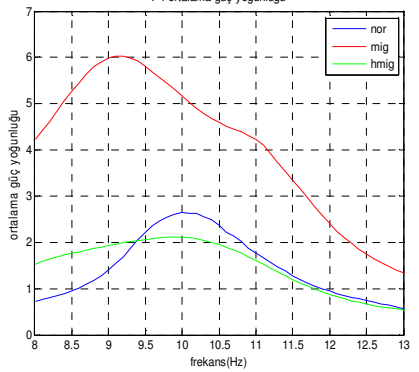


P4

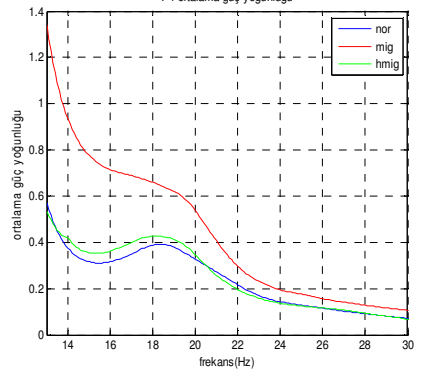
P4 ortalama güç yoğunluğu



P4 ortalama güç yoğunluğu



P4 ortalama güç yoğunluğu



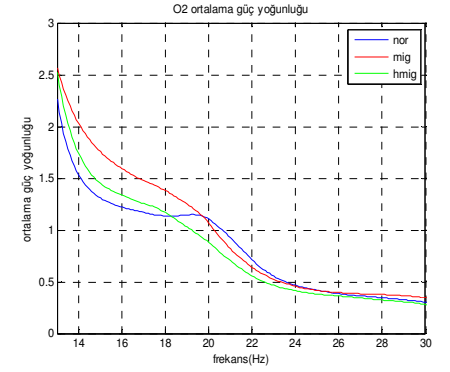
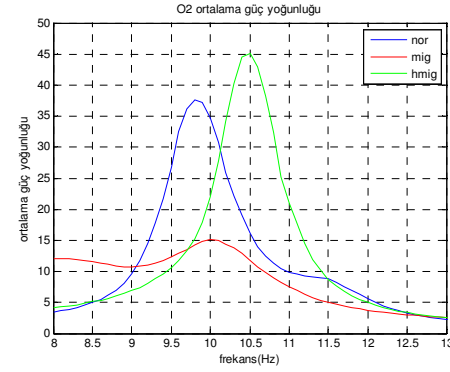
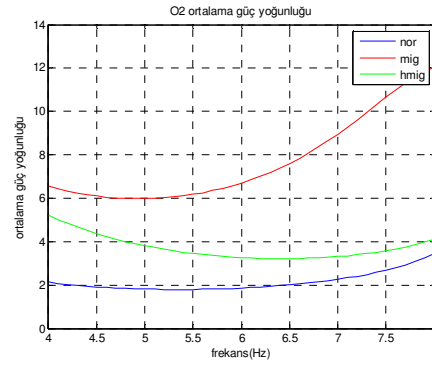
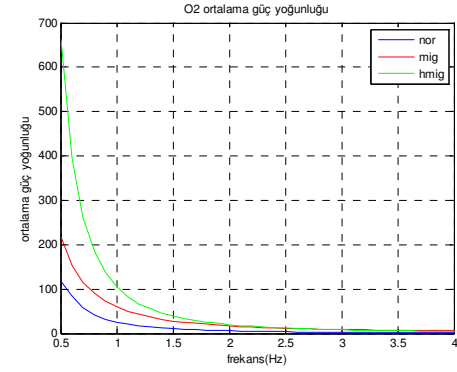
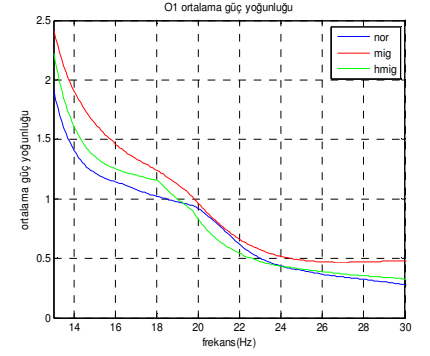
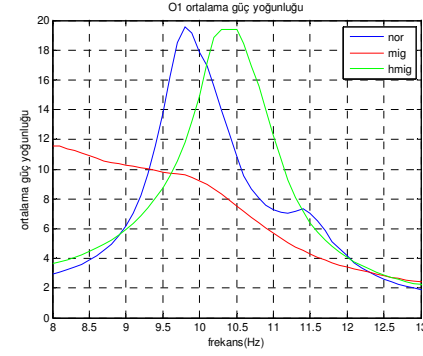
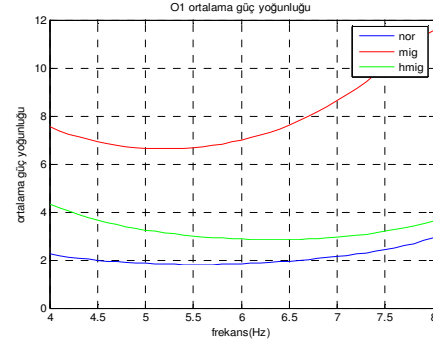
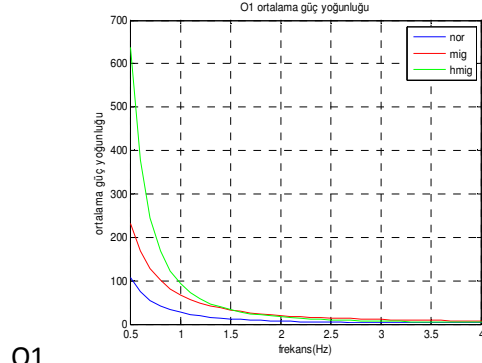
Şekil 5.10. P3 ve P4 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Modified Covariance yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.

BETA

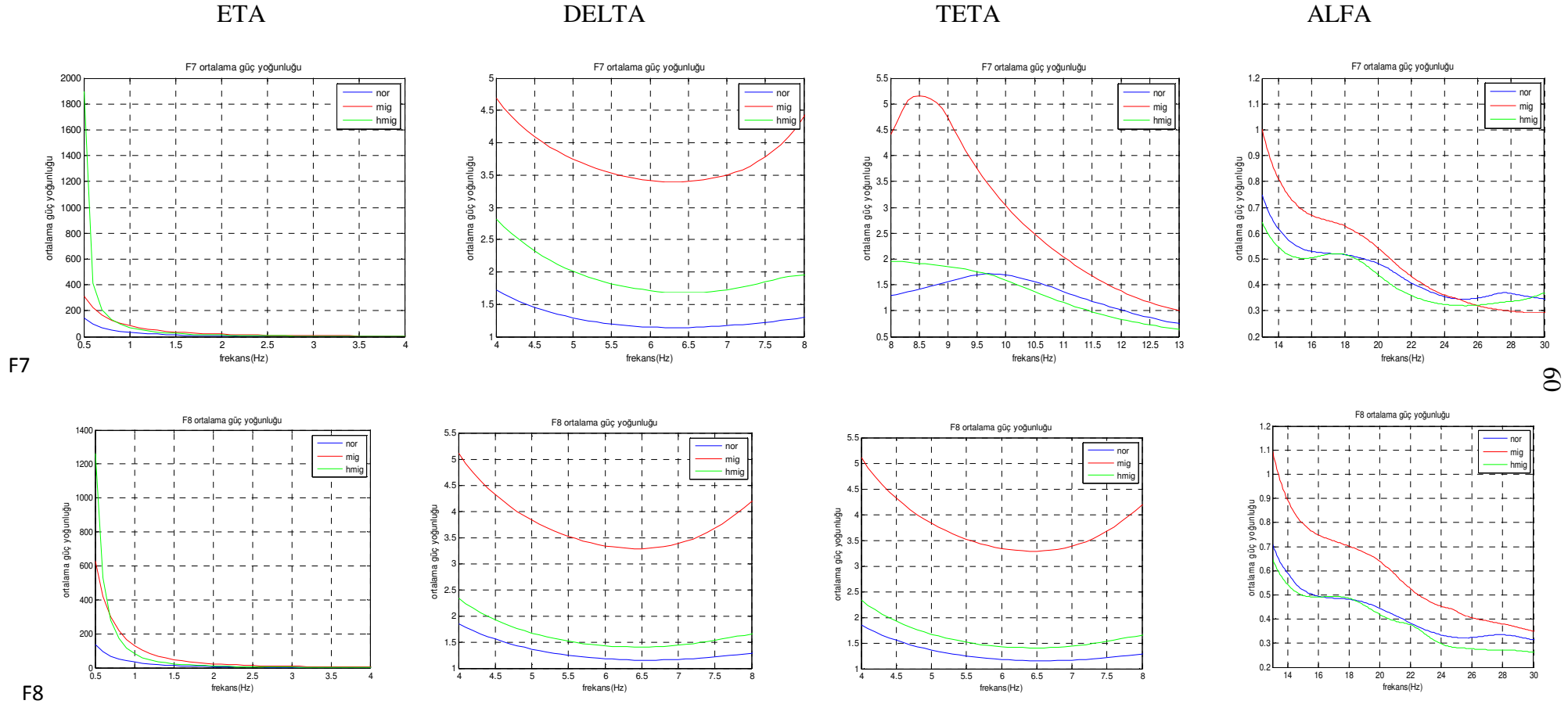
DELTA

TETA

ALFA



Şekil 5.11. O1 ve O2 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Modified Covariance yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.



Şekil 5.12. F7 ve F8 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Modified Covariance yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.

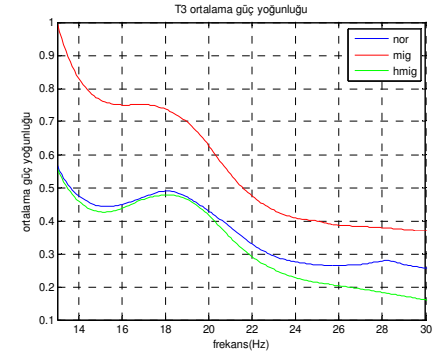
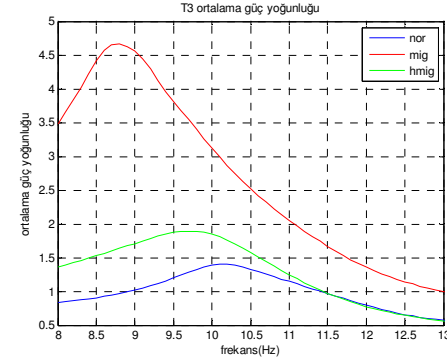
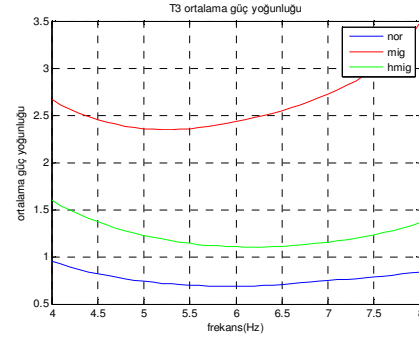
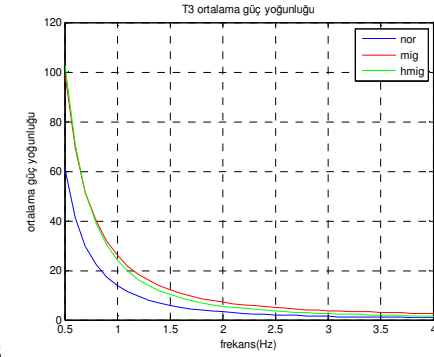
ETA

DELTA

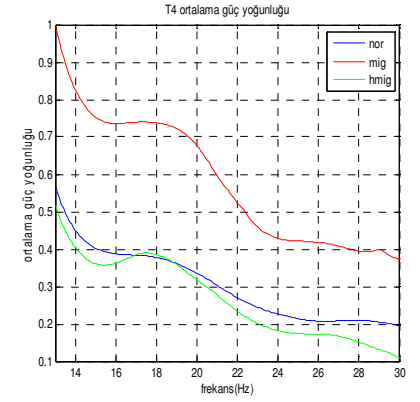
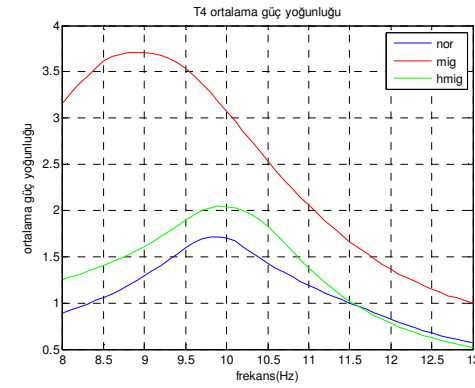
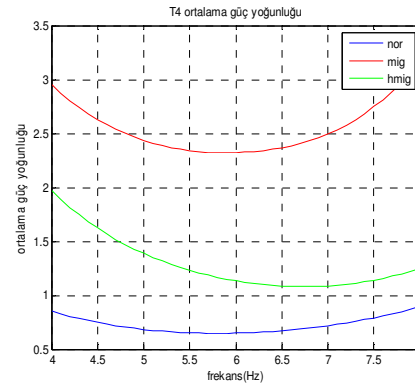
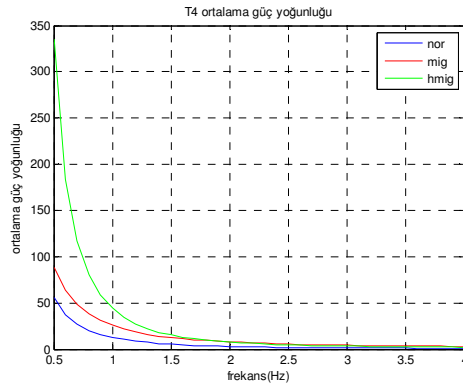
TETA

ALFA

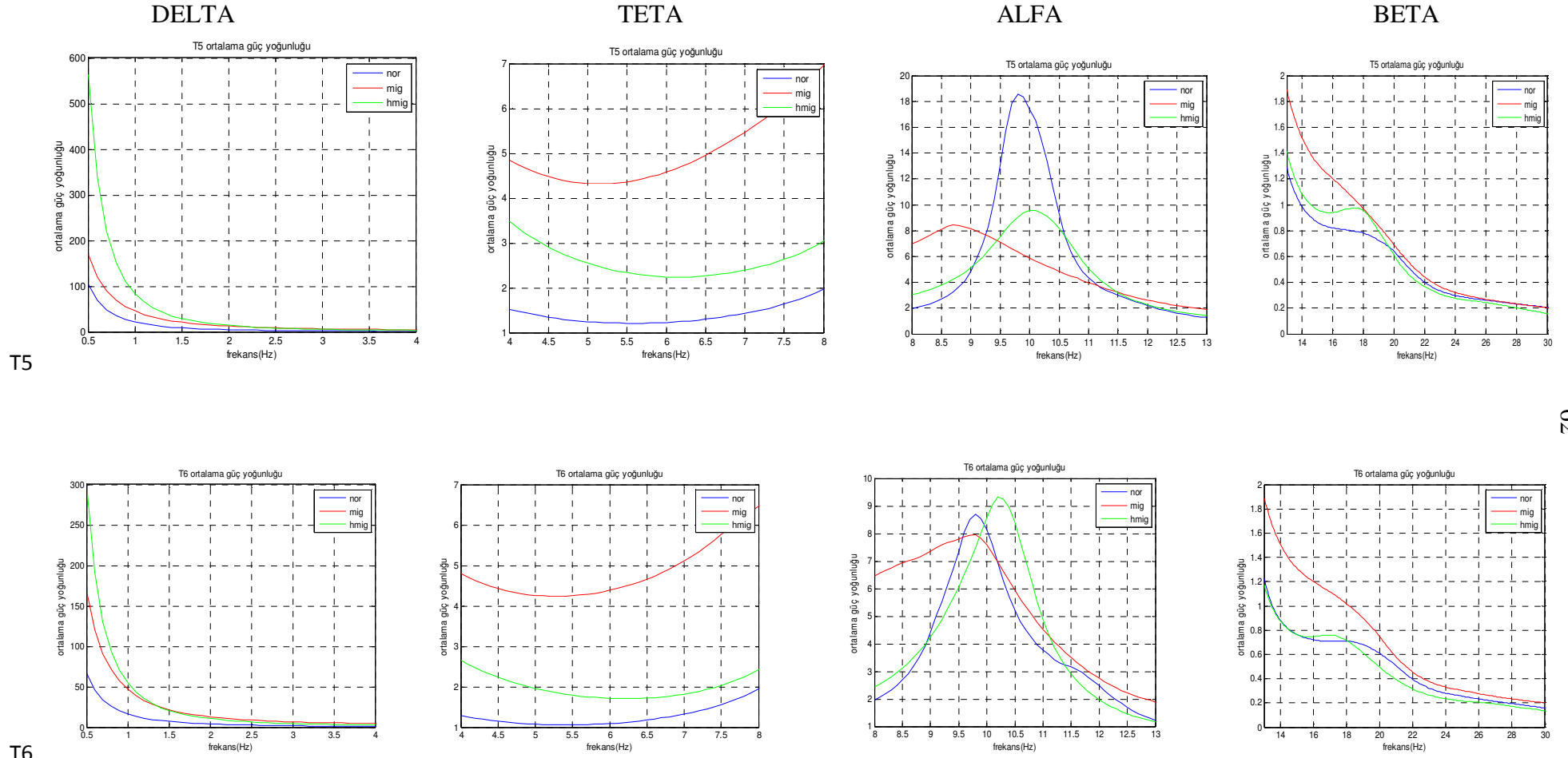
T3



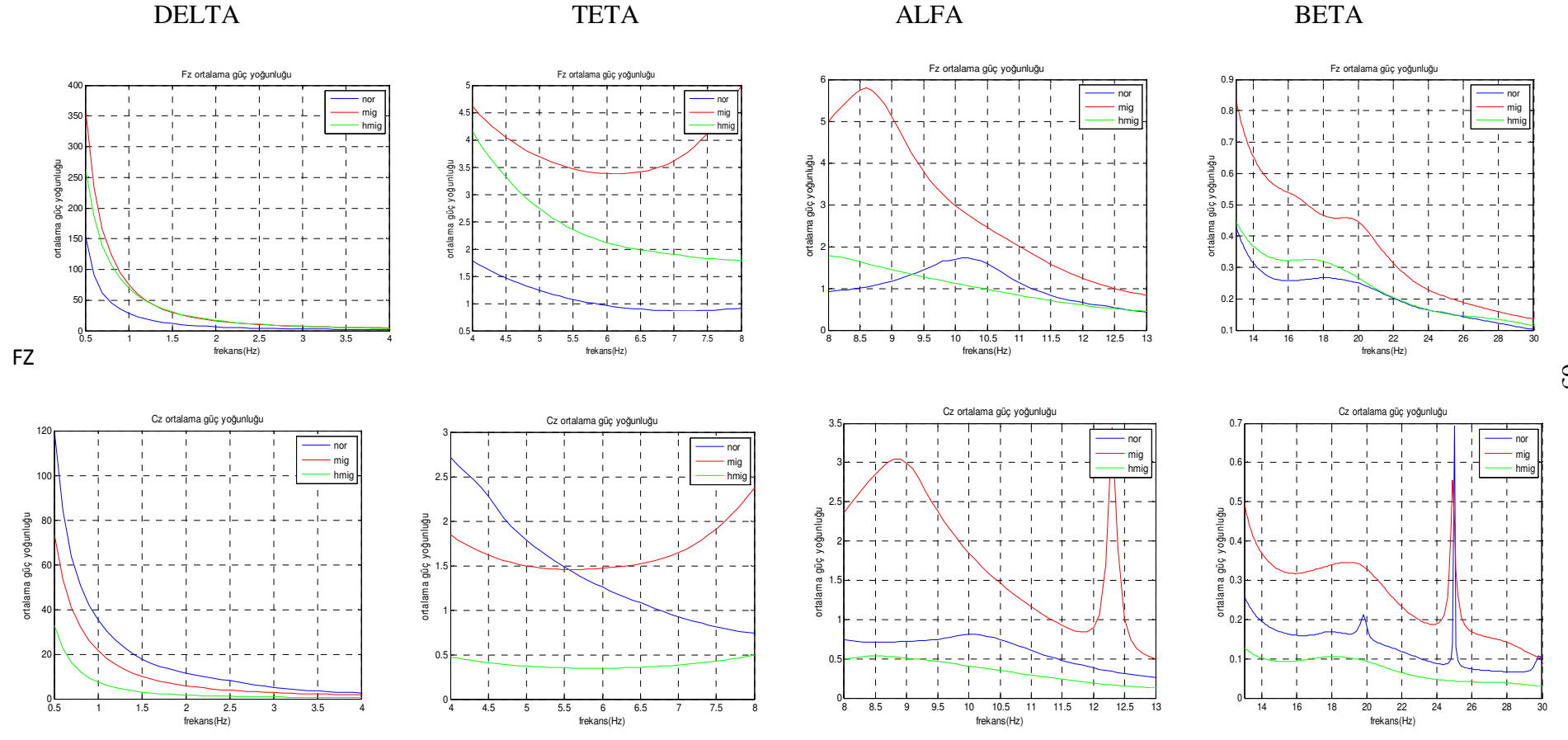
T4



Şekil 5.13. T3 ve T4 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Modified Covariance yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.

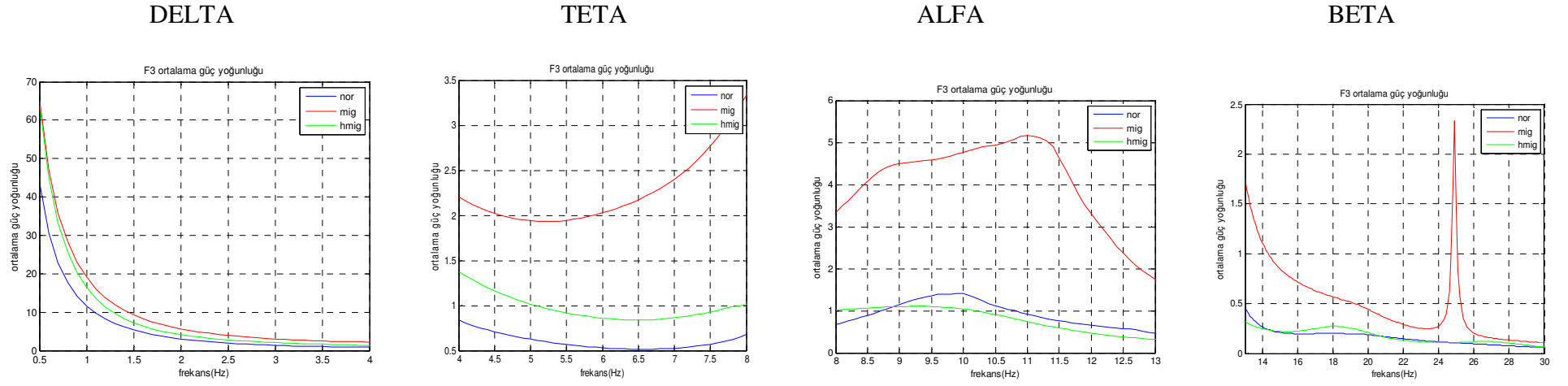


Şekil 5.14. T5 ve T6 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Modified Covariance yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.



Şekil 5.15. FZ ve CZ kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Modified Covariance yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.

TZ



Şekil 5.16. TZ kanalına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Modified Covariance yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.

Welch yöntemi ile elde edilen t-test değerleri ve grafikler aşağıdaki gibidir:

Tablo 5.4 Sağlıklı kişiler ile migren tanısı konmuş kişilerden alınmış EEG işaretlerinden Welch yöntemi ile elde edilen PSD değerlerinin t-testi ile karşılaştırılması. $p < 0.05$ olan değerler kalın puntolarla ifade edilmiştir.

Kanal	Delta	Teta	Alfa	Beta	% Delta	% Teta	% Alfa	% Beta
Fp1	0.3532	0.2618	0.0061	0.1138	0.0975	0.0414	0.0474	0.5492
Fp2	0.0718	0.0626	0.0019	0.0387	0.6486	0.3556	0.2542	0.9307
F3	0.7674	0.7307	0.0102	0.6845	0.2546	0.1048	0.2130	0.8702
F4	0.9540	0.9181	0.0108	0.6881	0.3784	0.3087	0.2316	0.8802
C3	0.3718	0.2368	0.0023	0.0213	0.1449	0.0702	0.0794	0.6140
C4	0.6172	0.4370	0.0024	0.0261	0.1669	0.1732	0.0566	0.6885
P3	0.8254	0.7466	0.0477	0.0285	0.0360	0.0621	0.0429	0.0703
P4	0.5578	0.4933	0.0015	0.0091	0.0376	0.0489	0.0362	0.0479
O1	0.3094	0.2575	0.9272	0.1544	0.9074	0.7412	0.7674	0.8177
O2	0.3267	0.4035	0.5826	0.7625	0.6362	0.4583	0.7649	0.8192
F7	0.8995	0.8765	0.0124	0.7397	0.0258	0.0156	0.0264	0.1373
F8	0.8320	0.7792	0.0114	0.3389	0.1102	0.1251	0.0993	0.1905
T3	0.4479	0.3994	0.0004	0.0360	0.2185	0.3025	0.1981	0.2234
T4	0.8172	0.9053	0.0032	0.0331	0.0062	0.0028	0.0058	0.0797
T5	0.5197	0.5414	0.8469	0.7691	0.4416	0.3865	0.4782	0.5512
T6	0.0845	0.0703	0.2775	0.0173	0.5107	0.3704	0.6803	0.4720
Fz	0.8846	0.9262	0.0097	0.5561	0.1107	0.0768	0.0536	0.6526
Cz	0.9616	0.9613	0.0347	0.0787	0.3714	0.4118	0.4054	0.4638
Tz	0.9495	0.9337	0.0169	0.0042	0.1625	0.2740	0.1761	0.1283

Tablo 5.4 incelendiğinde sağlıklı kişiler ile migren tanısı konmuş kişiler arasında belirgin farklılıkların genel olarak 8-13 Hz alfa frekans bandında meydana geldiği görülmektedir. Bununla birlikte tüm frekans bantları bir arada incelendiğinde migren tanısını belirlemede Welch yönteminin kullanılmasıyla migren tanısını belirleyici belirgin bir kanal tespit edilememektedir. Temel dört frekans aralığınca elde edilen toplam gücün 0-30 Hz frekans aralığındaki toplam güç içerisindeki yüzdelere bakıldığında genel olarak F7 ve T4 kanallarında farklılıklar görülmektedir. Fakat bu kanallarda frekans bantlarında toplam güç yoğunluğunda sadece Alfa frekans bandında farklılıklar gözlenmektedir. Bu durumda toplam güç yüzde değerlerine bakılarak da herhangi bir kanal tanı için belirleyici bir kanal olarak kabul edilemez.

Tablo 5.5 Sağlıklı kişiler ile migren tanısı konmuş gebe kişilerden alınmış EEG işaretlerinden Welch yöntemi ile elde edilen PSD değerlerinin t-testi ile karşılaştırılması. $p < 0.05$ olan değerler kalın puntolarla ifade edilmiştir.

Kanal	Delta	Teta	Alfa	Beta	%Delta	%Teta	%Alfa	%Beta
Fp1	0.0589	0.0553	0.0038	0.0329	0.1190	0.1264	0.1456	0.2192
Fp2	0.0347	0.0344	0.0268	0.0534	0.4264	0.6466	0.4510	0.4496
F3	0.0564	0.0561	0.1121	0.0684	0.3338	0.6274	0.4040	0.2826
F4	0.0588	0.0585	0.1066	0.0711	0.4188	0.7105	0.4249	0.4233
C3	0.2515	0.2478	0.4928	0.7825	0.3630	0.5698	0.3650	0.3669
C4	0.2727	0.2690	0.4873	0.7900	0.3948	0.5715	0.3151	0.3782
P3	0.0186	0.0195	0.8210	0.1669	0.0928	0.1780	0.1415	0.0907
P4	0.7390	0.7844	0.9705	0.9127	0.2910	0.1253	0.4019	0.4784
O1	0.0030	0.0030	0.5723	0.0019	0.0708	0.1808	0.1179	0.0511
O2	0.0162	0.0164	0.7482	0.0305	0.2593	0.3453	0.3267	0.2828
F7	0.1138	0.1134	0.2019	0.1212	0.1861	0.2839	0.2475	0.1526
F8	0.1138	0.1136	0.2137	0.1184	0.7372	0.5280	0.7895	0.9352
T3	0.9014	0.8837	0.4684	0.8052	0.1755	0.2871	0.2463	0.1117
T4	0.0170	0.0169	0.1683	0.0222	0.1986	0.4576	0.2505	0.1444
T5	0.2984	0.2981	0.9460	0.3245	0.3113	0.4292	0.4507	0.1861
T6	0.0466	0.0464	0.7338	0.1175	0.6583	0.7025	0.7755	0.4915
Fz	0.8012	0.8178	0.9779	0.8546	0.4007	0.8139	0.2997	0.3168
Cz	0.8685	0.9627	0.4012	0.5157	0.8774	0.7346	0.8866	0.9196
Tz	0.7881	0.8055	0.7129	0.9491	0.8788	0.9788	0.7025	0.8329

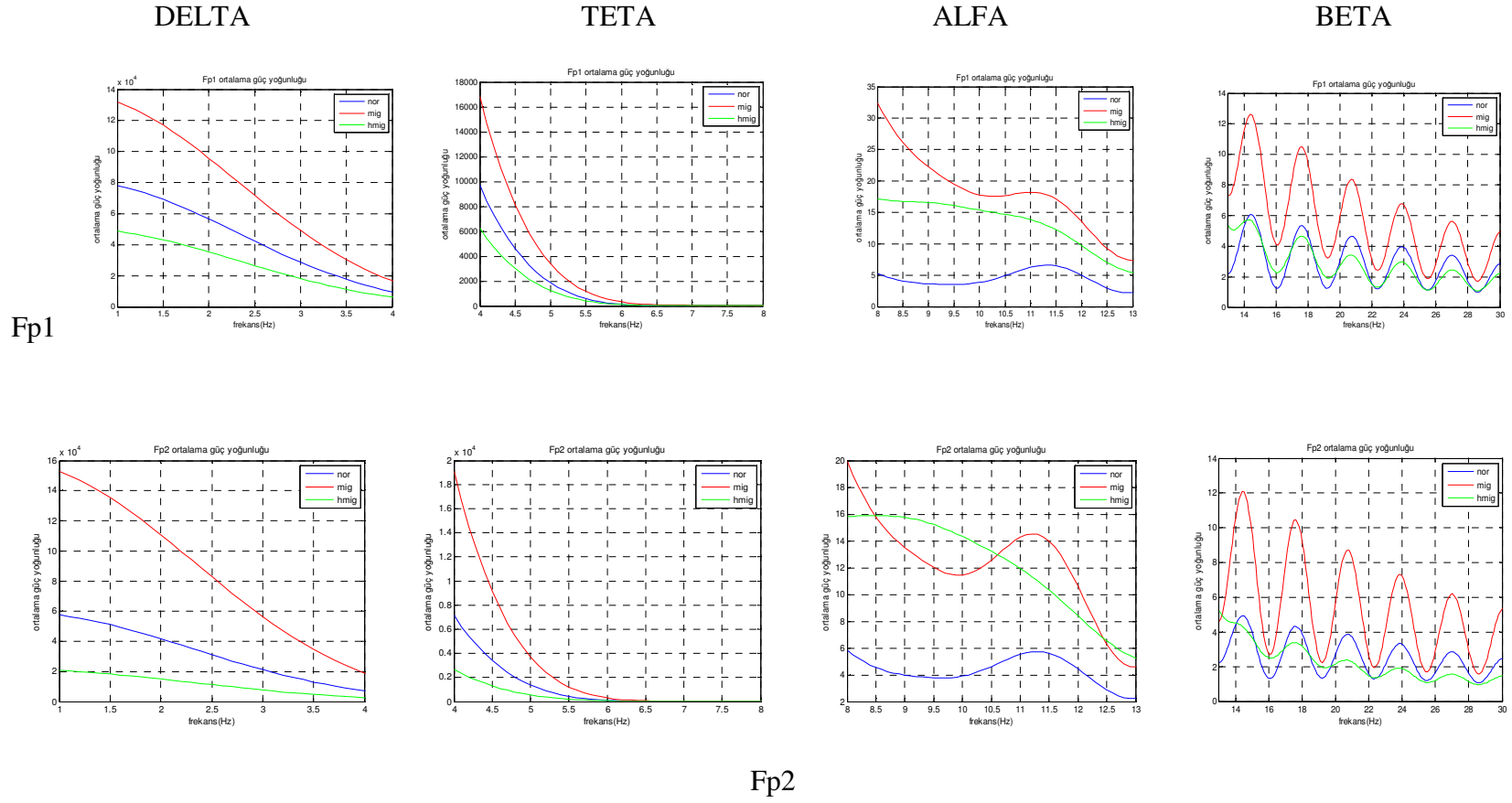
Tablo 5.5 incelendiğinde Welch yöntemi ile elde güç spektral yoğunluğunda O1 ve T5 kanallarının Alfa frekans bandının haricinde diğer frekans bandlarında farklılık gözlenmektedir. Bununla birlikte, istatistiksel farklılık gösteren bölgelerin Tablo 5.4'te gösterilen sağlıklı bireyler ile migren tanısı konmuş bireyler arasında elde edilen istatistiksel sonuçlara göre daha az sayıda farklılık gözlenmektedir. Welch metoduna göre elde edilen bu değerlere bakılarak gebelik sürecinde migren rahatsızlığı olan kişilerde EEG verileri sağlıklı kişilerin veri değerlerine yakın bir özellik gösterdiği söylenebilir.

Tablo 5.6. Migren tanısı konmuş kişilerden ile migren tanısı konmuş gebe kişilerden alınmış EEG işaretlerinden Welch yöntemi ile elde edilen PSD değerlerinin t-testi ile karşılaştırılması. $p < 0.05$ olan değerler kalın puntolarla ifade edilmiştir.

Kanal	Delta	Teta	Alfa	Beta	% Delta	% Teta	% Alfa	% Beta
Fp1	0.3563	0.4129	0.7874	0.5859	0.0502	0.0506	0.0828	0.0808
Fp2	0.4975	0.5295	0.4590	0.7430	0.2924	0.4419	0.2947	0.3291
F3	0.2090	0.2111	0.9508	0.2341	0.1879	0.2495	0.1830	0.2358
F4	0.2004	0.2022	0.9870	0.2354	0.2374	0.3401	0.1619	0.3863
C3	0.6957	0.7790	0.0450	0.0828	0.2956	0.2661	0.2457	0.4540
C4	0.5876	0.6652	0.0459	0.0895	0.2248	0.2136	0.1819	0.3733
P3	0.0959	0.1131	0.0657	0.5826	0.0524	0.0546	0.0842	0.0546
P4	0.6169	0.5955	0.0538	0.0932	0.4747	0.6665	0.4181	0.4770
O1	0.0692	0.0718	0.6325	0.0614	0.1101	0.0612	0.1292	0.1660
O2	0.0785	0.0821	0.5165	0.0911	0.0791	0.0716	0.1803	0.1245
F7	0.2923	0.2965	0.6350	0.3310	0.0914	0.0865	0.1420	0.1192
F8	0.2974	0.3024	0.7020	0.3751	0.4692	0.5660	0.4442	0.4711
T3	0.5824	0.5504	0.0788	0.0803	0.2466	0.2572	0.2845	0.2148
T4	0.1013	0.1038	0.4091	0.3663	0.0596	0.0629	0.0812	0.1137
T5	0.2165	0.2219	0.8491	0.2610	0.2459	0.2083	0.3267	0.2164
T6	0.4429	0.4604	0.6470	0.8761	0.4665	0.4125	0.5658	0.3915
Fz	0.7266	0.6925	0.1273	0.1059	0.2467	0.3205	0.2128	0.2607
Cz	0.9083	0.9950	0.0708	0.0367	0.6475	0.7708	0.6536	0.6429
Tz	0.8229	0.7383	0.1712	0.0855	0.4053	0.5394	0.3536	0.4701

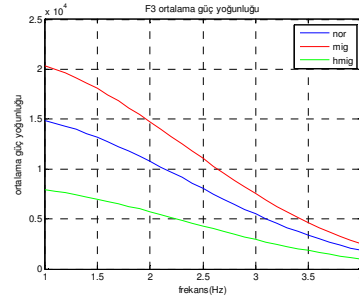
Tablo 5.6’ da Welch yöntemi kullanarak elde edilen güç spektral yoğunluklarından migren tanısı konmuş kişiler ile gebelik sürecinde bulunan migren tanısı konmuş kişilerden alınan EEG kayıtlarının incelenmesi gerçekleştirilmiştir. Karşılaştırma testi sonucunda Welch yöntemi ile elde güç spektral yoğunluğunda C3 ve C4 kanallarına ait Alfa frekans bandının haricinde istatistiksel olarak herhangi bir farklılık gözlemlenmemektedir. Bu durumda migren tanısı konmuş kişiler ile gebelik sürecinde bulunan kişilerin EEG işaretlerinde herhangi bir anlamsal farklılığın olmadığı söylenebilir. Yani her ne kar gebelik sürecinde elde edilen değerler normale yakın olsada migren varlığının etkisi devam etmektedir.

Şekil 5.7’den Şekil 5.16’ ya kadar olan grafiklerde Modified Covariance metodu ile 10-20 elektrot sistemine göre elde edilen EEG verilerinin 0-30 Hz anlamlı frekans bantlarına ait güç yoğunluğu grafikleri delta, teta, alfa ve beta frekans bantlarına ayrıştırılarak yerleşime göre beyin sağ ve sol kısmı olarak ikili gruplar halinde grafiksel olarak belirtilmiştir. Elde edilen bu grafiklere bakılarak güç yoğunlukları arasındaki farklılıklar görsel olarak incelenebilir.



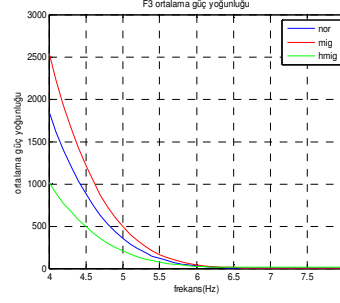
Şekil 5.17. FP1 ve FP2 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Welch yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.

DELTA

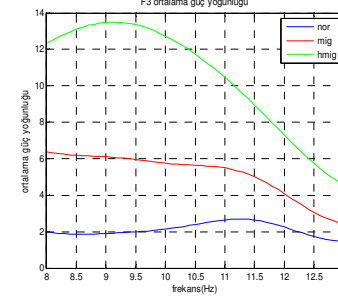


F3

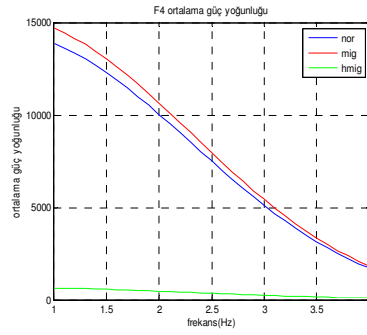
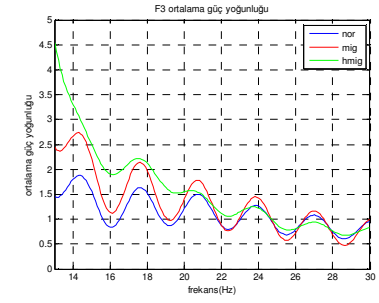
TETA



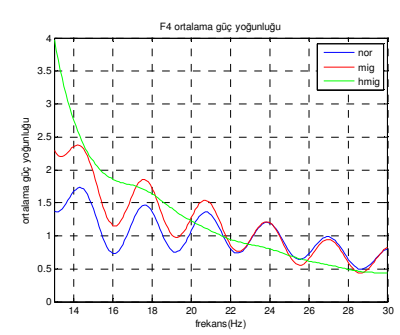
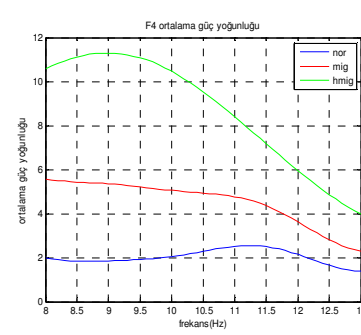
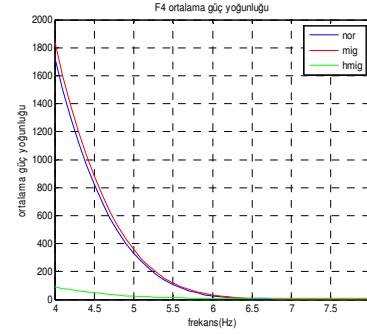
ALFA



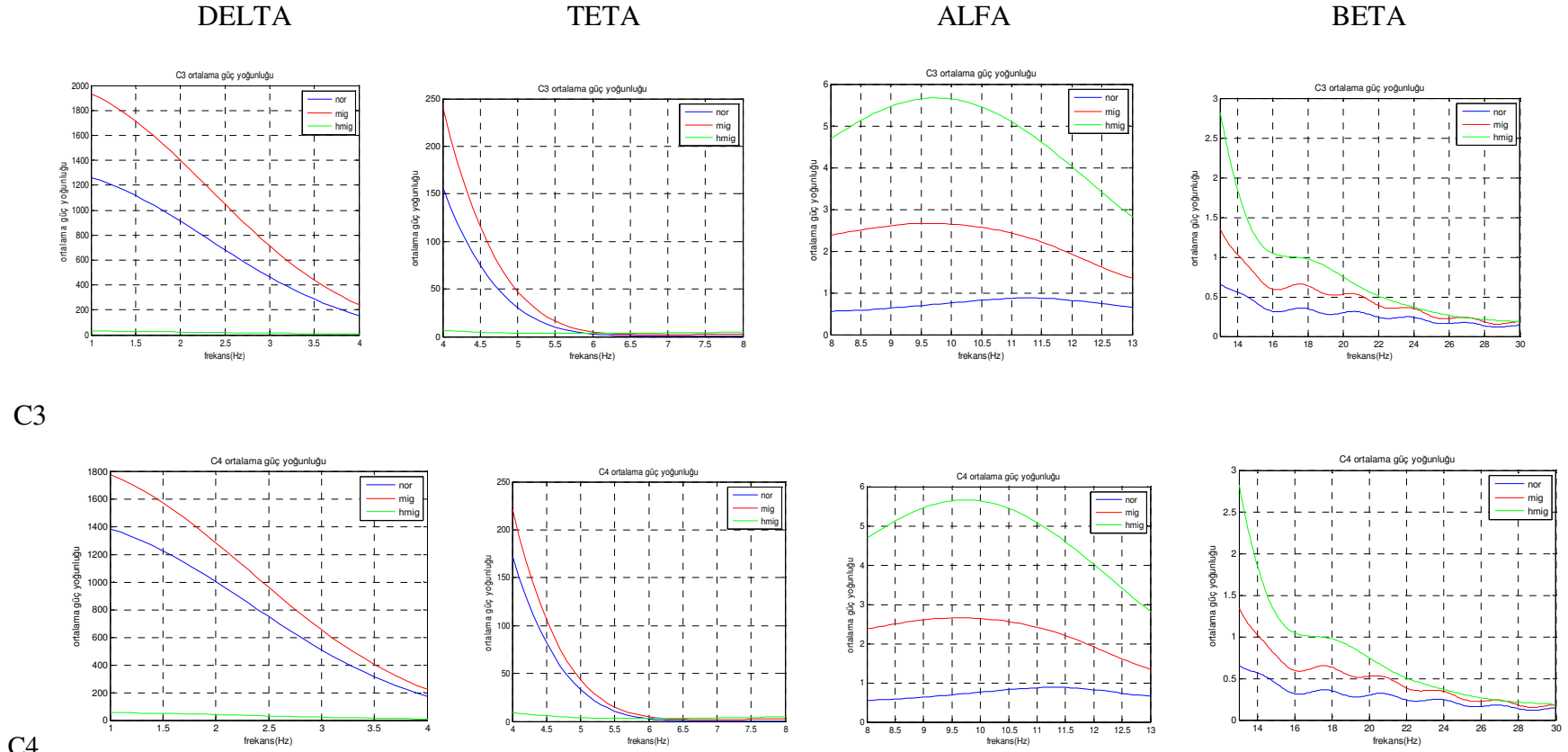
BETA



F4

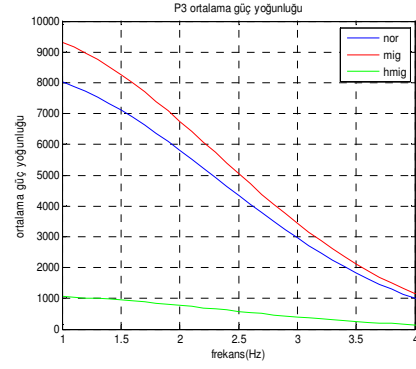


Şekil 5.18. F3 ve F4 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Welch yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.

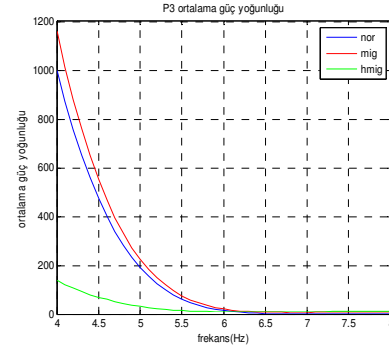


Şekil 5.19. C3 ve C4 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Welch yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.

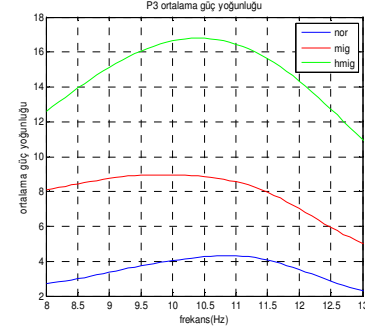
DELTA



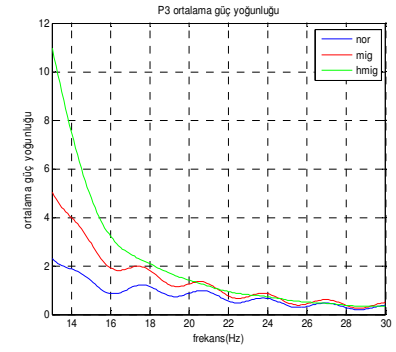
TETA



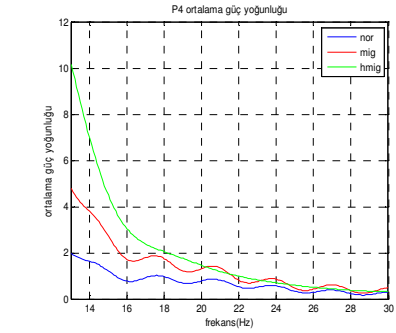
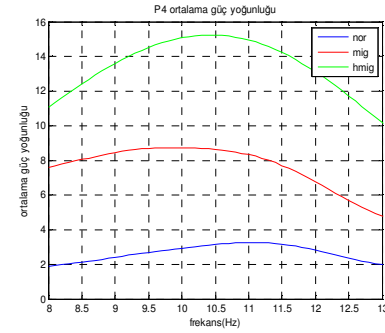
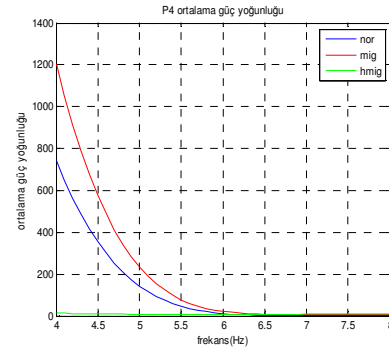
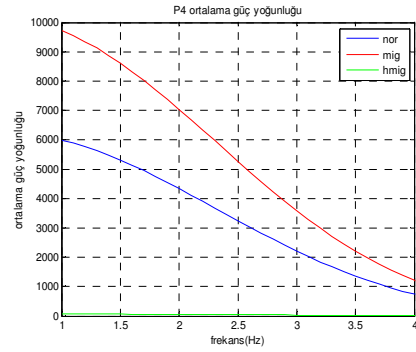
ALFA



BETA



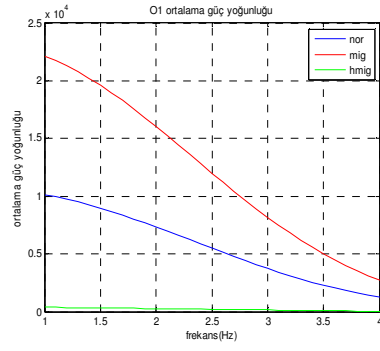
P3



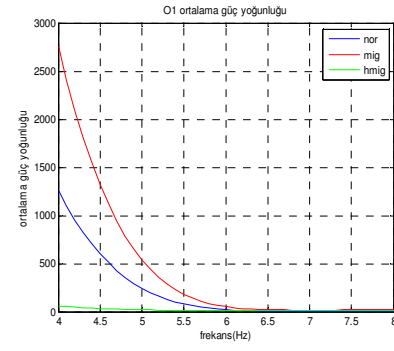
P4

Şekil 5.20. P3 ve P4 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Welch yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.

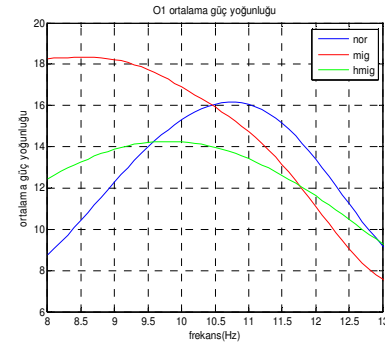
DELTA



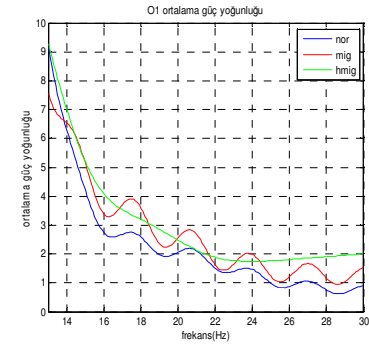
TETA



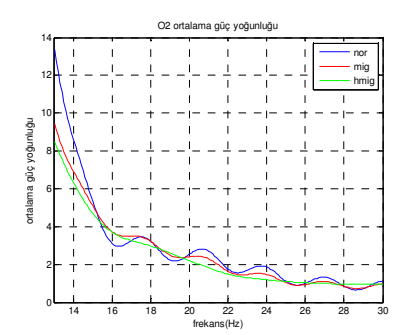
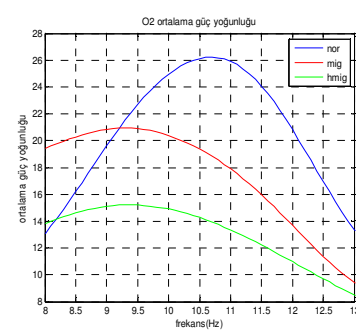
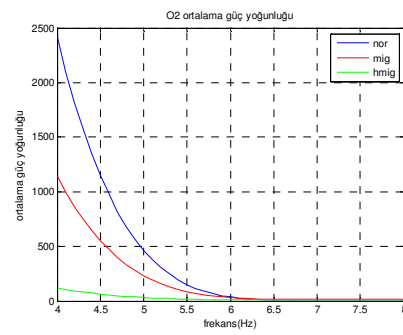
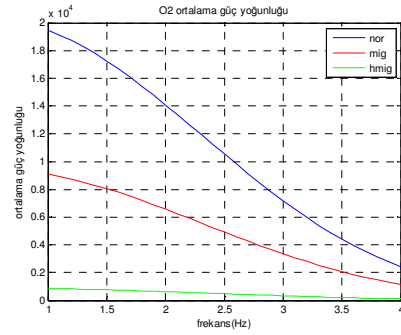
ALFA



BETA



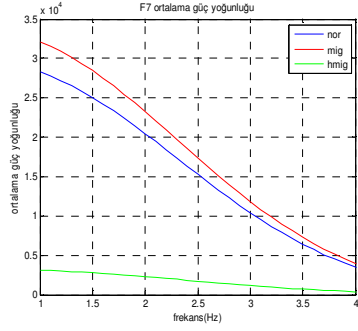
O1



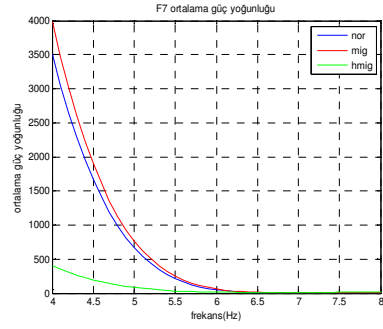
O2

Şekil 5.21. O1 ve O2 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Welch yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.

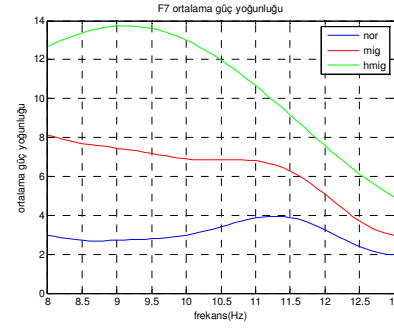
DELTA



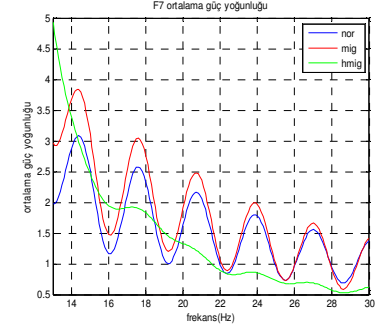
TETA



ALFA

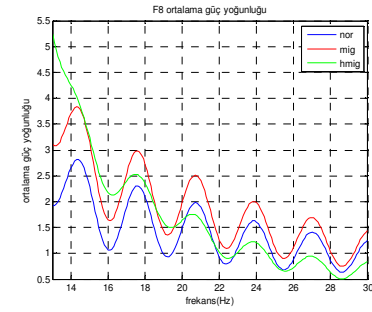
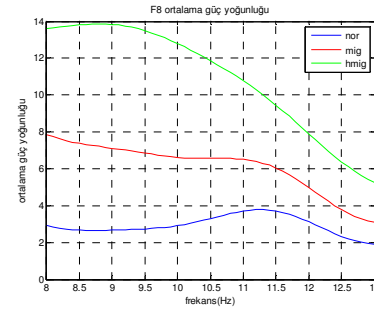
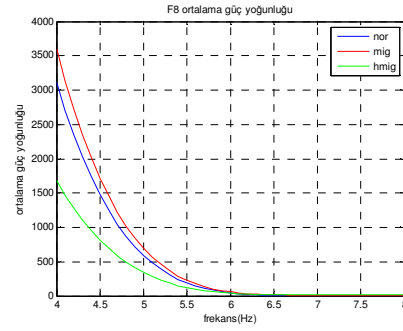
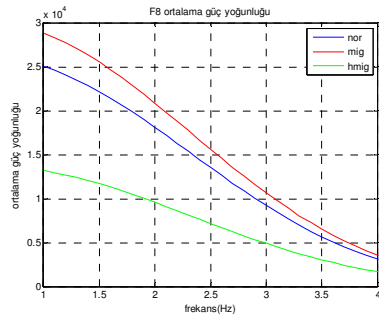


BETA



F7

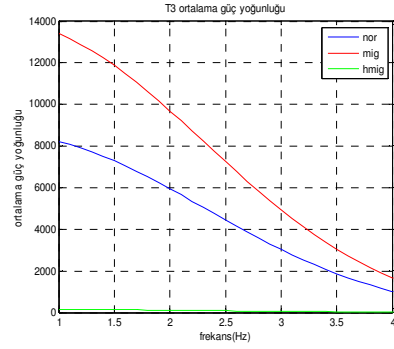
73



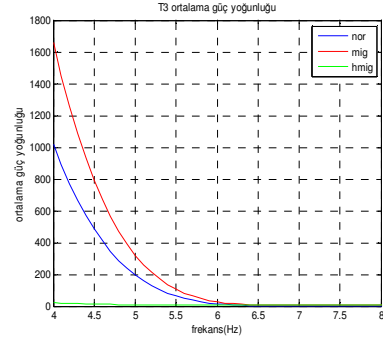
F8

Şekil 5.22. F7 ve F8 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Welch yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.

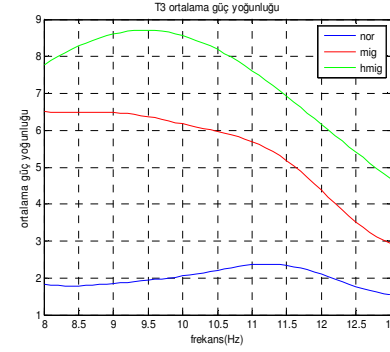
DELTA



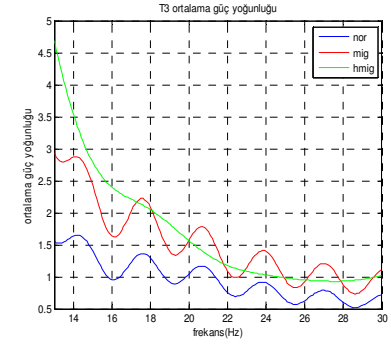
TETA



ALFA

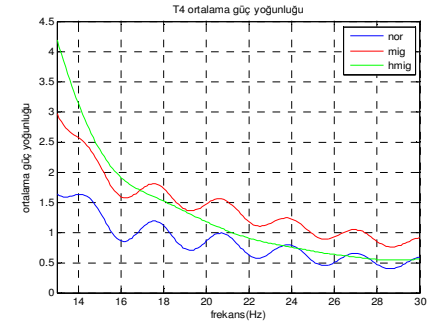
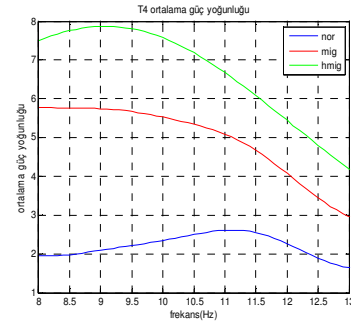
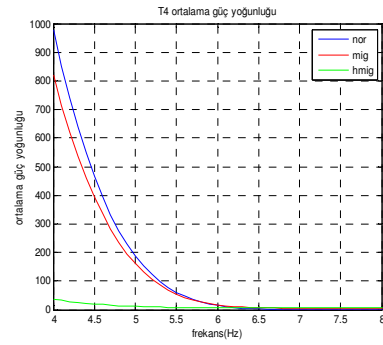
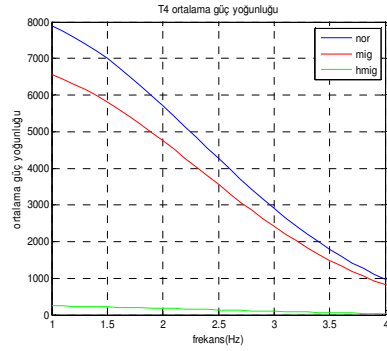


BETA



T3

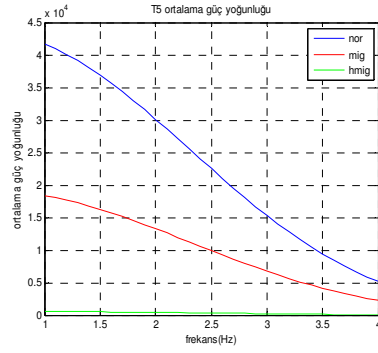
74



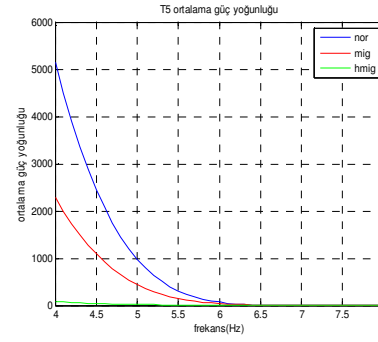
T4

Şekil 5.23. T3 ve T4 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Welch yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.

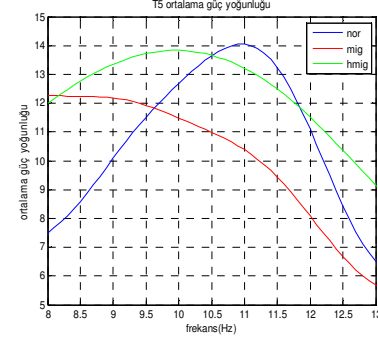
DELTA



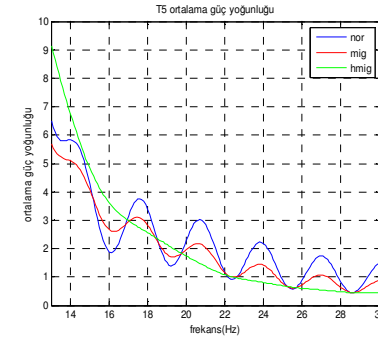
TETA



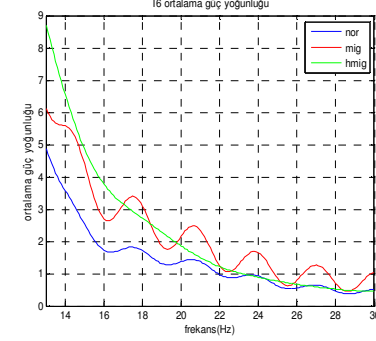
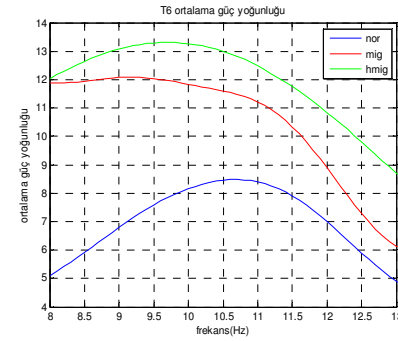
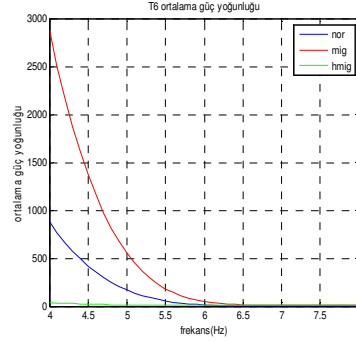
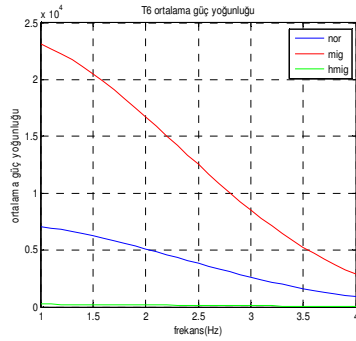
ALFA



BETA



T5



T6

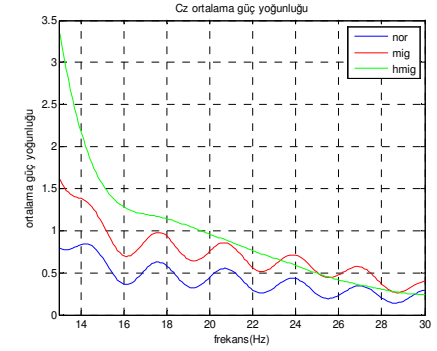
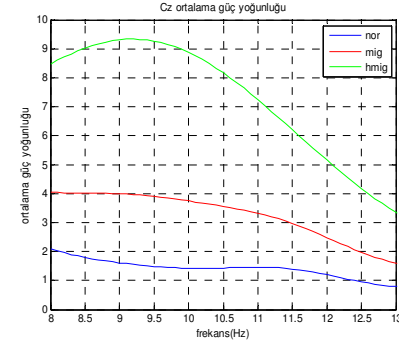
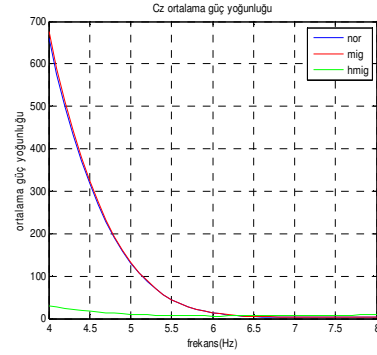
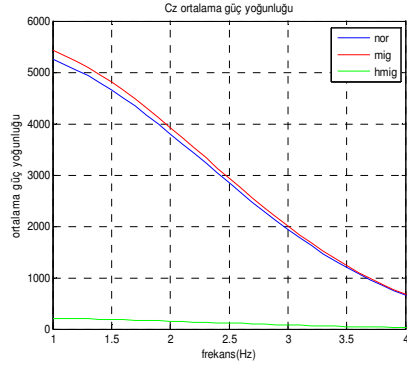
Şekil 5.24. T5 ve T6 kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Welch yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.

DELTA

TETA

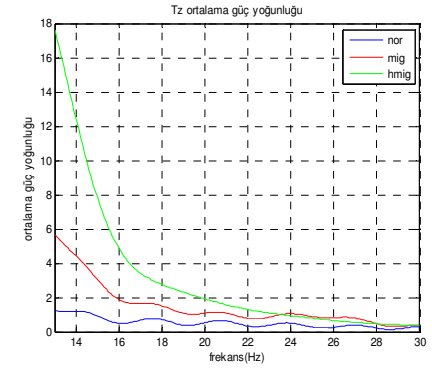
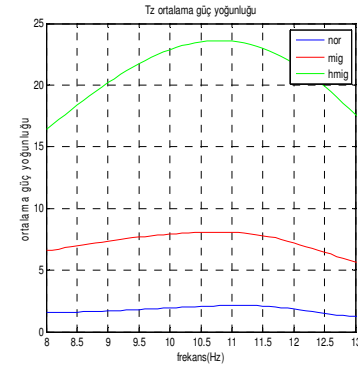
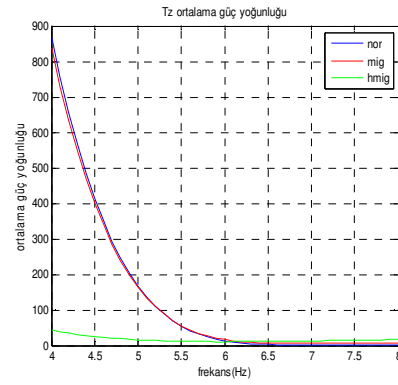
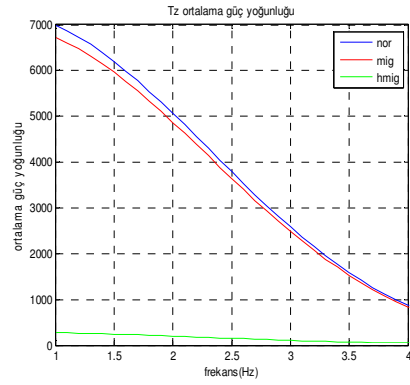
ALFA

BETA



Cz

76



Tz

Şekil 5.25. Cz ve Tz kanallarına ait beta, delta, teta, alfa frekans aralığında Welch yöntemi ile oluşturulan PSD grafiği.

BÖLÜM 6

SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME

Bu çalışmada, Ocak 2008- Mart 2009 tarihleri arasında, Cumhuriyet Üniversitesi Araştırma ve Uygulama Hastanesi Nöroloji Ana Bilim dalında tedavi altında olan yaşları 18 ile 35 arasında değişen bayan hastalara ait EEG kayıtları değerlendirilmiştir. 17 sağlıklı birey, 9 migren tanısı konmuş birey ve 5 gebelik sürecinde bulunan bireylere ait üç farklı deney grubu üzerinde çalışılmıştır. Analiz için, EEG deki monopolar tüm kanallar seçilmiş ve bu işlem için Ag/AgCl disk elektrotlar ulusal 10-20 elektrot sistemine göre yerleştirilmiştir. 200 Hz örnekleme frekansı ile örneklendirilerek elde edilen işaretler, 12 bit çözünürlüklü olarak sayısallaştırılmıştır. Bu çalışmada AR model parametreleri kullanılarak sağlıklı kişiler, migren tanısı konmuş kişiler ve gebelik sürecinde bulunan migren tanısı konmuş kişilere ait EEG sinyallerinin güç spektral yoğunlukları parametrik ve parametrik olmayan yöntemler ile incelenerek migren varlığının tespiti ve gebelik sürecinde migren rahatsızlığı görülen kişilerin EEG sinyallerinde nasıl bir değişim olduğu gözlemlenmeye çalışılmıştır. EEG işaretleri, parametrik yöntemlerden *Modified covariance* metodu ve parametrik olmayan yöntemlerden *Welch metodu* kullanılarak analiz edilmiştir.

Modified Covariance yöntemi ile elde edilen analiz sonuçları incelendiğinde sağlıklı kişiler ile migrenli kişiler karşılaştırıldığında istatistiksel olarak teta ve alfa frekans bandında farklılıklar bulunmakla birlikte, güç yüzdeleri değerlerine bakıldığında istatistiksel olarak farklılık gösteren teta frekans bandının migren tanısı için daha anlamlı sonuçlar vermektedir. Bununla birlikte Fp1, Fz ve T4 kanallarına ait tüm frekans bandlarında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunduğu için migren tanısının belirlenmesi işleminde bu üç kanal belirleyici kanallar olarak kullanılabilir.

Gebelik sürecinde bulunan migren hastaları ile sağlıklı kişiler karşılaştırıldığında istatistiksel farklılıkların, migren hastası ile sağlıklı kişilerin karşılaştırılmasında elde edilen değerlere göre daha normale yakın olduğu ve istatistiksel farklılıklar azalmaktadır. Bununla birlikte gebelik sürecinde Fp1 ve Fz kanallarında istatistiksel farklılıklar vardır. Her iki sonuç (migren-normal, gebe migren-sağlıklı karşılaştırmaları) gösteriyor ki, migren tanısında asıl belirleyici kanalların Fp1 ve Fz kanallarıdır.

Migren tanısı konmuş gebe kişiler ile migrenli kişiler karşılaştırıldığında Cz kanalına ait beta frekans bandının haricinde herhangi bir istatistiksel farklılık olmadığı belirlenmiştir. Buna ek olarak, migren tanısı konulmuş kişiler ile gebelik sürecinde bulunan kişiler incelendiğinde, sağlıklı kişilerden elde edilen EEG işaretlerinden elde edilen sonuçlara daha yakın bir seviyede olduğu belirlenmiştir.

Welch yöntemi ile elde edilen analiz sonuçları göre; sağlıklı bireyler ile migren hastası bireyler karşılaştırıldığında alfa ve beta frekans bantlarına ait bölgelerde istatistiksel olarak farklılıklar gözlenmektedir. Bununla birlikte delta ve teta frekans bantlarına ait değerlerde herhangi bir istatistiksel farklılık gözlemlenmemiştir. Buna karşın; Modified Covariance metodu ile elde edilen sonuçlarda delta ve teta frekans bantlarında farklılıklar gözlemlenmiş ve tüm frekans bandlarında istatistiksel farklılık gösteren belirleyici kanallar olduğu tespit edilmişti. Bu sonuçtan yola çıkarak; EEG işaretlerinin incelenmesinde parametrik Modified Covariance metodunun parametrik olmayan Welch metoduna göre daha yüksek çözünürlüğe sahip olduğunu ve EEG analizinde daha belirleyici olduğu görülmüştür.

Her iki yönteme ilişkin sonuçlar birlikte değerlendirildiğinde Modified Covariance yöntemi ile elde edilen sonuçların daha yüksek ayırt edici özelliğe sahip olduğu ve daha belirleyici olduğu görülmektedir. Her iki yöntemdede sağlıklı bireyler ve gebelik sürecinde bulunan bireylere ilişkin istatistiksel analiz sonuçlarına gebelik sürecinde EEG işaretlerinin sağlıklı kişilere yakın bir özellik gösterdiği görülmektedir.

Gelecekte; bu çalışma, kullanılan denek sayıları artırılarak daha anlamlı istatistiksel değerlere ulaşılabileceği gibi, dalgalık dönüşümü ve bulanık mantık algoritmaları kullanılarak migrenin belirlenmesinde otomatik bir teşhis/tanı sistemi geliştirilebilir. Parametrik yöntemlerden Burg, Yule-Walker ve Covariance metot için EEG spektral

analizeri gerçekleştirilerek hangi yöntemin daha iyi sonuçlar verdiği araştırılabilir. Ayrıca gebelik sürecinde EEG verilerinin normale yakın özellik göstermesinin gebelik sürecinde değişen hormonal düzeylerinin etkilerinden kaynaklanıp kaynaklanılmadığı ayrıntılı olarak incelenebilir.

KAYNAKLAR

1. Lülecı, A., Maltepe İlçesi Doğurganlık Çağındaki Kadınlarda Migren Prevalansının araştırılması,Tc Sağlık Bakanlığı Dr Lütfi Kırdar Kartal Eğitim Ve Araştırma Hastanesi Nöroloji Kliniği , Uzmanlık Tezi., İstanbul, 2004
2. Akın, M., Kıymık, M.K., Arserim, M.A., Türkoğlu, İ., Separation of Brain Signals Using FFT and Neural Networks, Biyomud 2000, İstanbul, Turkey
3. Dahlöf, C., Linde M., One-year prevelance of migraine in sweden: a population-based study in adult. Cephelalgia 2001; 664-671
4. Toprak, İ.B., EEG Sinyallerinin Dalgacık Dönüşümü Ve Yapay Sinir Ağları İle Analizi, Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, Isparta, 2007
5. Alkan, A., Subaşı, A., Kıymık, M.K, Comparison of MUSIC and AR Methods in Diagnosis of Epilepsy Signal Processing and Communications Applications Conference,. Proceedings of the IEEE 13th, 2005
6. Dahlöf, C., Linde, M., One-year prevelance of migraine in sweden: a population- based study in adult. Cephelalgia, 664–671, 2001
7. Siberstein, S.D, Lipton, RB., Oweriev of Diagnosis and Treatment of migraine, Neurology, 44, 6-16, 1994
8. Bile, B., Migraine in school children. Acta Paed. Scand, 51(suppl 136), 3151, 1962
9. Bile, B., Migraine in children: prevelance, chilical features, and a 30 year folow-up. In: Ferrari MD., Lateste X es. Migraine and other headaaches. New Jersey: Parthenon, 1989
10. Ad Hoc Comittee on Classification of headache of NINBD. Jama, 179, 127-128, 1962
11. Rowland, L.P, Merritt's Textbook of Neurology. 9th ed. Philadelphia, Williams&Wilkins, 839, 1995
12. Adams, RD., Victor, M., Principles of Neurology, 7th edition, Mc Graw Hill International Editions, chapter 10, 175-204, 2001

13. Winner P.Martinez, W., Mante, L., Bello, L., Classification of Pediatric Migraine, purposed revision to the IHS criteria, Headache, 35, 407-410, 1995;
14. International Headache Society. Classification and Diagnostic Criteria for Headache Disorders, Cranial neuralgia and facial pain. Cephalalgia; 8, 1-96, 1988
15. Headache Classification Subcommittee of the International Headache Society. The International Classification Of Headache Disorders. 2nd edition. Cephalalgia, 24(Suppl 1), 16-151, 2004
16. Olesen, J., Lipton, RB., Migraine Classification and Diagnosis: IHS Criteria. Neurology, 44(Suppl 6), 6-10, 1994
17. Johansen, CB., Linet, MS, Stewart, WF., Relationship of Headache to Phase of the Menstrual Cycle Among Young Women: A daily diary study. Neurology, 45, 1076-1082, 1995
18. Mortimer, MJ., Kay, J., Jaron A. Epidemiology of Headache and Childhood Migraine in an Urban general practice using Ad Hoc, Vahlquist and IHS criteria. Dev Med Child Neurol, 34, 1095-101, 1992
19. Aroma, M, Rautava, P, Sillanpaa M, Helenius, H, Ojanlatva, A, Familial Occurrence of Headache, Cephalalgia, 25, 49-52, ,
20. Rasmussen, BK., Epidemiology of Headache, Cephalalgia, 15(1), 45-68, 1995
21. Winner, P., Overview of Pediatric Headache, Current Treatment Options in Neurology, 6, 471-487, 2004
22. Silberstein, SD., Lipton, RB., Goadsby, PJ., Headache in the Clinical Practice. Isis Medical Media, 1-7, 1998
23. Silberstein, SD., Lipton, RB., Goadsby, PJ., Second Edition (Ertaş, M., Akman Demir G.), Klinik Uygulamasında Baş ağrısı, Aralık 2004
24. Cooper, R., Osselton, J.W., EEG Technology, Butterworth and Co., 1969
25. Toprak, İ.B., EEG Sinyallerinin Dalgacık Dönüşümü Ve Yapay Sinir Ağları İle Analizi, Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, Isparta, 2007

26. Batar, H., EEG İşaretlerinin Dalgacık Analiz Yöntemleri Kullanılarak Yapay Sinir Ağları İle Sınıflandırılması, Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, Kahramanmaraş, 2005
27. D.Puthankattil, Subba, Paul, K. Joseph, Rajendra Acharya, U., Choo Min, LİM., EEG Signal Analysis : A Survey, Springer Science+Business Media, LLC, 2008
28. Yazgan, E., Koryürek, M., Tıp Elektronigi, İTÜ Yayınları, İstanbul, 1996
29. Zulkarnain Md. Amin, Dedection of Migraine in EEG by Joint Time-Frequency representation, Student Conference on Research and Development Proceeding, Shah Alam, Malaysia, 2002
30. Ayaz, E., Dalgacıklar ve Elektrik Mühendisliğindeki Uygulamaları, İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, , 1-18, İstanbul, 1997
31. Atılay, A., EMG Sinyallerin Kısa Zaman Fourier Dönüşümü ve Dalgacık Dönüşümü Kullanılarak Analiz Edilmesi, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Bilişim Enstitüsü, , Ankara, 2007
32. Demir, H., Wavelet Dönüşümü ve İşaret İşleme Uygulamaları, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, 1-25, İstanbul, 1998
33. Yıldız, M., EKG ve EMG sinyallerinin yüksek duyarlılık olarak ölçülmesi, Bitirme Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, 12-17, 1997, İstanbul
34. Ertekin, C., Klinik Electromiyografi, Ege Üniversitesi Matbaası, 24-36, İzmir, 1977
35. Rioul, O., Vertelli, M., Wavelets and Signal Processing, IEEE Signal Processing Magazine, 8, 11-38, 1991
36. Liu, M. Herzog M., , Savelberg W., Dynamic muscle force predictions from Emg: an artifical neural network approach”, Journal of Electromyography and Knesiology., 9(6), 391-400, 1999
37. Englehart, K., Signal representation for classification of the transient myoelectric signal, Ph. D. Dissertation, University of New Brunswick, 74 -114, Canada, 1998

38. Koçyiğit, Y., Çok Fonksiyonlu Kol Protezleri için Elektromiyogram İşleme Sistemi, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, 25- 34, İstanbul, 2004
39. Kara S., A study of Mitral and Tricuspid Valve Blood Flows by Autoregressive Spectral Analysis Method and Doppler Unit, Thesis of Doctorate, Institute of Science Erciyes University Press, 1995
40. Marple, S.L., Resolution of Conventional Fourier, Autoregressive, and ARMA Methods of Spectrum Analysis, Proceedings of the IEEE International conference on ASSP. Hartford, 74–77, 1997
41. Güler, İ., Kıymık, M.K., Akın M., Alkan A., AR Spectral Analysis Of EEG Signals by Using Likelihood estimation, Computers in Biology and Medicine, 31, 441-450, 2001
42. Zhenmei Li, Jin Shen, Bouxe Tan, Liju Yin, Power System Interharmonic Monitoring Based on Wavelet Transform and AR Model, IEEE Pacific- Asia Workshop on Computational Intelligence and Industrial Application, 2008
43. Sweldens, W., Wavelet Sampling Technics, 1994
<http://W3.Nai.Net/~Alokaeng/Wavelet/Sampling.Pdf>
44. Alkan, A., Kıymık, M.K., Comparison of AR and Welch Methods in Epileptic Seizure Detection J Med Syst, 30, 413–419, 2006
45. Bronzino, J. D., The Biomedical Engineering handbook, IEEE Press, 3rd edition.
46. Proakis, J.G., Manolakis, D.G., Digital Signal Processing Principles, Algorithms, and Applications, Prentice-Hall, New Jersey, 1996.
47. Übeyli, E. D., Güler, İ., Selection of optimal AR spectral estimation method for internal carotid arterial Doppler signals using Cramer-Rao bound. Comput. Electr. Eng, 30, 491–508, 2004.

EKLER

Ek 1. Sağlıklı, migren hastası ve gebelik sürecinde bulunan kişilere ait EEG kayıtlarının güç yoğunluğunu Modified Covariance yöntemiyle hesaplayan Matlab yazılımı

```
clear all, close all, clc
warning off
```

```
norfiles = dir('*.txt');a
filenames = norfiles.name;
L = length(norfiles);
```

```
fvec = (0.5:.1:35)'; % EEG frekans aralığı
F = length(fvec);
dt = 1;
fs = 200;
seg_Len = round(fs*dt);
```

```
if rem(seg_Len,2) == 0
    seg_mid = seg_Len/2;
else
    seg_mid = (seg_Len+1)/2;
end
```

```
for i = 1:L
    filename = norfiles(i).name
    s = load(filename);
    N = length(s);
    idx_vec = seg_mid:seg_mid:(N-seg_mid+1);
    K = length(idx_vec);
    TFmap = zeros(F,19,K);
    sumPXX = zeros(19,8,K);
```

```
for m = 3:21
    m2 = m-2;
    data = s(:,m);
    for k = 1:K
        idx = idx_vec(k);
        data_seg = data((idx-seg_mid+1):idx+seg_mid);
        PXX = pmcov(data_seg,20,fvec,fs);
        TFmap(:,m2,k) = PXX;
```

```
%EEG frekan aralıklarına 0.5-4 Hz (delta), 4-8 Hz (teta), 8-13
%hz(alfa), 13-30 hz (beta)toplam güç yoğunlukları
```

```
%toplamgüç yoğunluğu
%x(n,7) = sum(Pxx);
```

```

sumdelta = sum(PXX(1:36));
sumPXX(m2,1,k) = sumdelta;
sumteta = sum(PXX(37:76));
sumPXX(m2,2,k) = sumteta;
sumalfa = sum(PXX(77:126));
sumPXX(m2,3,k) = sumalfa;
sumbeta = sum(PXX(127:296));
sumPXX(m2,4,k) = sumbeta;

%frekans bandlarına göre toplam yüzde değerleri
yuzde = sumdelta+sumteta+sumalfa+sumbeta;
yuzde_delta = (sumdelta/yuzde)*100;
sumPXX(m2,5,k)= yuzde_delta;
yuzde_teta = (sumteta/yuzde)*100;
sumPXX(m2,6,k)= yuzde_teta;
yuzde_alfa = (sumalfa/yuzde)*100;
sumPXX(m2,7,k)= yuzde_alfa;
yuzde_beta = (sumbeta/yuzde)*100;
sumPXX(m2,8,k) = yuzde_beta;
end
end
savefn = filename(1:end-4);
save([ savefn '_sumPXX'],'sumPXX')
save([ savefn '_TFmap'],'TFmap')
end

```

Ek 2. Sağlıklı, migren hastası ve gebelik sürecinde bulunan kişilere ait EEG kayıtlarının güç yoğunluğunu Welch yöntemiyle hesaplayan Matlab yazılımı

```

clear all, close all, clc
warning off

norfiles = dir('*.*txt');
filenames = norfiles.name;
L = length(norfiles);

fvec = (0:1:100)'; % EEG frekans aralığı
F = length(fvec);
dt = 1;
fs = 200;
seg_Len = round(fs*dt);

if rem(seg_Len,2) == 0
    seg_mid = seg_Len/2;
else
    seg_mid = (seg_Len+1)/2;
end

for i = 1:L
    filename = norfiles(i).name
    s = load(filename);
    N = length(s);
    idx_vec = seg_mid:seg_mid:(N-seg_mid+1);
    K = length(idx_vec);
    TFmap = zeros(F,19,K);
    sumPXX = zeros(19,8,K);

    for m = 3:21
        m2 = m-2;
        data = s(:,m);
        for k = 1:K
            idx = idx_vec(k);
            data_seg = data((idx-seg_mid+1):idx+seg_mid);
            [Pxx,f] = pwelch(data_seg,64,0,2000,fs);

            TFmap(:,m2,k) = Pxx;

            %EEG frekan aralıklarına 0.5-4 Hz (delta), 4-8 Hz (teta), 8-13
            %hz(alfa), 13-30 hz (beta)toplam güç yoğunlukları

            %toplamgüç yoğunluğu
            %x(n,7) = sum(Pxx);

```

```

sumdelta = sum(Pxx(5:41));
sumPXX(m2,1,k) = sumdelta;
sumteta = sum(Pxx(42:81));
sumPXX(m2,2,k) = sumteta;
sumalfa = sum(Pxx(82:131));
sumPXX(m2,3,k) = sumalfa;
sumbeta = sum(Pxx(132:301));
sumPXX(m2,4,k) = sumbeta;

%frekans bandlarına göre toplam yüzde değerleri
yuzde = sumdelta+sumteta+sumalfa+sumbeta;
yuzde_delta = (sumdelta/yuzde)*100;
sumPXX(m2,5,k)= yuzde_delta;
yuzde_teta = (sumteta/yuzde)*100;
sumPXX(m2,6,k)= yuzde_teta;
yuzde_alfa = (sumalfa/yuzde)*100;
sumPXX(m2,7,k)= yuzde_alfa;
yuzde_beta = (sumbeta/yuzde)*100;
sumPXX(m2,8,k) = yuzde_beta;
end
end
savefn = filename(1:end-4);
save([ savefn '_sumPXX'],'sumPXX')
save([ savefn '_TFmap'],'TFmap')
end

```

Ek 3. Elde edilen güç yoğunluğu değerleri ve toplam güç yoğunluğuna göre migren tanısı konmuş kişiler, sağlıklı kişiler ve gebelik sürecinde bulunan kişilere ait elde edilen değerlere bağlı olarak istatistiksel olarak fark olup olmadığını anlamak için uygulanan t-test analiz değerlerini hesaplayan Matlab yazılımı.(Elde edilen veri sonuçları aynı dosya adıyla kayıt edildiğinden Welch metodu içinde aynı yazılım kullanılabilir)

```
clc, clear all
norpxx = dir('nor*_sumPXX.mat');
nornames = norpxx.name;
N = length(norpxx);

migpxx = dir('mig*_sumPXX.mat');
mignames = migpxx.name;
M = length(migpxx);

hmigpxx = dir('hmig*_sumPXX.mat');
hmignames = hmigpxx.name;
H = length(hmigpxx);

pmatris_nor_mig = zeros(19,8);
pmatris_nor_hmig = zeros(19,8);
pmatris_mig_hmig = zeros(19,8);
%%%%%%%%%%%%%% kanalların p değerleri bu
matrise yazdırılacak

nordata_mean = zeros(19,8,N);
for i = 1:N
    filename = norpxx(i).name;
    load(filename);
    nordata_mean(:, :, i) = mean(sumPXX,3);
end

migdata_mean = zeros(19,8,M);
for i = 1:M
    filename = migpxx(i).name;
    load(filename);
    migdata_mean(:, :, i) = mean(sumPXX,3);
end

hmigdata_mean = zeros(19,8,H);
for i= 1:H
    filename = hmigpxx(i).name;
    load(filename);
    hmigdata_mean(:, :, i) = mean(sumPXX,3);
end
```

```

for i = 1:19
    for j = 1:8
        [h_dummy,pmatris_nor_mig(i,j)] = ttest2(nordata_mean(i,j,:),migdata_mean(i,j,:));

    end
end

save pmatris_nor_mig

for i = 1:19
    for j = 1:8
        [h_dummy,pmatris_nor_hmig(i,j)] =
ttest2(nordata_mean(i,j,:),hmigdata_mean(i,j,:));

    end
end
save pmatris_nor_hmig

for i = 1:19
    for j = 1:8
        [h_dummy,pmatris_mig_hmig(i,j)] =
ttest2(migdata_mean(i,j,:),hmigdata_mean(i,j,:));

    end
end

save pmatris_mig_hmig

```

Ek 4. Modified Covariance ve Welch metotları ile hesaplan güç yoğunluklarına bağlı olarak migrenli kişiler, sağlıklı kişiler ve gebelik sürecinde bulunan kişilere ait güç yoğunluklarını grafik olarak çizdiren Matlab yazılım

```
fvec = (0.5:.1:30)';
```

```
norfiles = dir('nor*_TFmap.mat');
N = length(norfiles);
nor_ort = zeros(N,346);
```

```
migfiles = dir('mig*_TFmap.mat');
M = length(migfiles);
mig_ort = zeros(M,346)
```

```
hmigfiles = dir('hmig*_TFmap.mat');
K = length(hmigfiles);
hmig_ort = zeros(K,346)
```

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% 1. KANAL İÇİN
```

```
for Channel_no = 1;
```

```
    %%%%%%%%% normal hastalar için grafik çizdirecek
```

```
    for i=1:N;
```

```
        filename = norfiles(i).name;
```

```
        load(filename);
```

```
        cc = squeeze(TFmap(:,Channel_no,:));
```

```
        x = mean(cc(:,1:end))';
```

```
        nor_ort(i,:)= x;
```

```
    end
```

```
    norkanal = zeros(1,346);
```

```
    for j = 1:346;
```

```
        norkanal(1,j)= mean(nor_ort(:,j));
```

```
    end
```

```
    %%%%%%%%% migrenli hastalar için grafik çizdirecek
```

```
    for i=1:M;
```

```
        filename = migfiles(i).name;
```

```
        load(filename);
```

```
        cc = squeeze(TFmap(:,Channel_no,:));
```

```
        x = mean(cc(:,1:end))';
```

```
        mig_ort(i,:)= x;
```

```
    end
```

```
    migkanal1 = zeros(1,346);
```

```
    for j = 1:346;
```

```
        migkanal(1,j)= mean(mig_ort(:,j));
```

```
    end
```

```
%%%%%%%% gebe migrenli hastalar için grafik çizdirecek
```

```

for i=1:K;
    filename = hmigfiles(i).name;
    load(filename);
    cc = squeeze(TFmap(:,Channel_no,:));
    Y = mean(cc(:,1:end));
    hmig_ort(i,:)= Y;
end
    hmigkanal = zeros(1,346);
    for j = 1:346;
        hmigkanal(1,j)= mean(hmig_ort(:,j));
    end

end

figure(1)
plot(fvec,norkanal);
hold on
plot(fvec,migkanal,'r')
hold on
plot(fvec, hmigkanal,'g')
xlabel ('frekans(Hz)');ylabel('ortalama güç yoğunluğu' )
title('Fp1 ortalama güç yoğunluğu')
grid on
legend('nor','mig','hmig',1)

```

* kanal numarası değiştirilerek ek-4' de verilen işlem tüm kanallara uygulanabilir.

ÖZGEÇMİŞ

1981 yılında İstanbul'da doğdu. İlk ve orta öğrenimini İstanbul'da, lise öğrenimini Sivas Atatürk Lisesi'nde tamamladı. Lisans eğitimini Cumhuriyet Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik ve Elektronik Mühendisliği bölümünde 2006 yılında tamamladı. 2006 yılında başladığı Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümün yüksek lisans eğitimine devam etmektedir. 2006 yılından bu yana Cumhuriyet Üniversitesi, Divriği Meslek Yüksekokulunda Öğretim Görevlisi olarak çalışmakta olan Mustafa ŞEKER, bekardır.

Adres : Cumhuriyet Üniversitesi Divriği Meslek Yüksek Okulu

SİVAS

Telefon: 0 346 458 10 71 – 126

E-mail: mustafaseker@cumhuriyet.edu.tr