

**UYKU APNESİNİN ÖNGÖRÜLMESİ VE DİL KASININ  
UYARILMASI İÇİN MODEL GELİŞTİRİLMESİ**

**A MODEL DEVELOPMENT FOR PREDICTION OF SLEEP  
APNEA AND STIMULATION OF GENIOGLOSSUS  
MUSCLE**

**AYKUT ERDAMAR**

Hacettepe Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim – Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin

BİYOMÜHENDİSLİK Anabilim Dalı İçin Öngördüğü

DOKTORA TEZİ

olarak hazırlanmıştır.

2007

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne,

Bu çalışma jürimiz tarafından **BİYOMÜHENDİSLİK ANABİLİM DALI** 'nda **DOKTORA TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Başkan :.....  
**Prof.Dr.Fuat Özgen**

Üye (Danışman) :.....  
**Prof.Dr.Abdurrahman Tanyolaç**

Üye (Eş Danışman) :.....  
**Doç.Dr.Osman Eroğul**

Üye :.....  
**Yrd.Doç.Dr.İ.Cengiz Koçum**

Üye :.....  
**Yrd.Doç.Dr.Bülent Yılmaz**

ONAY

Bu tez ...../...../..... tarihinde Enstitü Yönetim Kurulunca kabul edilmiştir.

Prof.Dr. Erdem Yazgan  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRÜ

# UYKU APNESİNİN ÖNGÖRÜLMESİ VE DİL KASININ UYARILMASI İÇİN MODEL GELİŞTİRİLMESİ

Aykut Erdamar

## ÖZ

**Uyku esnasında meydana gelen solunumun en az 10 sn durması ‘uyku apnesi’ olarak tanımlanır.** Hastalığın teşhisi uzman hekimler tarafından, uyku çalışması adı verilen ve tüm gece uykusuna ait uyku kaydının incelenmesi ile konulmaktadır. Literatürde Obstrüktif Uyku Apnesi (OUA) ile ilgili çalışmalar incelendiğinde, çalışmaların uyku apnesinin oluşma anı ve süresinin belirlenmesine yönelik olarak yoğunlaştığı görülmektedir.

Bu çalışmada, Obstrüktif Uyku Apnesi Sendromu (OUAS) teşhisi konulmuş hastaların polisomnografi kayıtlarından elektroensefalografi (EEG), elektromiyografi (EMG), elektrokardiyografi (EKG) ve solunum sinyallerinin analizleri yapılarak, Obstrüktif Uyku Apnesi (OUA)’nin gerçekleşmeden önce öngörülmesi için özgün bir yöntem geliştirilmiştir. Literatürde yapılan çalışmalardan tamamen farklı olarak, hasta kaydında sadece apne olup olmadığını değil, apnenin oluşumundan önce saptanması amaçlanmıştır. Çalışmanın her aşamasında Ankara Gülhane Askeri Tıp Akademisi Ruh Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı uyku laboratuvarında yapılan uyku skorlandırma çalışmaları sırasında kaydedilen gerçek hastalara ait polisomnografi kayıtları kullanılmıştır.

Çalışmanın ilk aşamasında, sinyal işleme yöntemleri kullanılarak OUA teşhisi konmuş hasta kayıtlarında solunum (hava akımı), EEG, EMG ve EKG sinyallerinin frekans ve genlik analizleri gerçekleştirilmiştir. Frekans analizlerinde, klasik Fourier Dönüşümü (FD), Ayrık Zamanlı Fourier Dönüşümü (AZFD), Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü (KZFD) ve kestirim metotları kullanılmıştır. Genlik ve dalga formu analizlerinde Teager Enerji Operatörü (TEO), sinyalin enerjisi (E), öz ilinti fonksiyonu (ÖİF) ve sıfır kesme oranı (SKO) gibi sinyal parametreleri incelenmiştir. Sinyallerin alt frekans bant ayrışımalarında ise Ayrık Dalgacık Dönüşümü (ADD) kullanılmıştır. Uygulanan analizlerde uyku apnesinin oluşumundan önce gelişen fizyolojik değişimler araştırılmış ve her bir sinyalden uyku apnesinin öngörülmesini sağlayacak sinyal parametreleri belirlenmiştir.

Çalışmanın ikinci aşamasında, uyku apnesinin öngörülmesi için bir algoritma geliştirilmiştir. Bu algoritma ile daha önce elde edilen sinyal parametreleri kullanılarak, apne oluşumunun öngörülmesini sağlayacak, sekiz adet "öngörü katsayısı" (ÖK) elde edilmiştir. Algoritma, belirlenen öngörü katsayıları kullanılarak toplam 90 farklı hasta kaydına uygulanmıştır.

Sonuç olarak, bu çalışmada geliştirilen yöntemle uyku sırasında oluşan ilk apnenin öngörülmesi hastaların %60'ından fazlasında başarı ile gerçekleştirilmiştir. Fakat birçok hastada ilk apnenin oluşmasından hemen sonra, çok sık olarak tekrarlayan apnelerin öngörülmesinde aynı başarı oranı gözlenememiştir. Burada belirtilmesi gereken en önemli nokta, çalışmanın konuya yaklaşım ve uygulama şekli açısından literatürde ilk örnek olmasıdır. Çalışmanın gelecekte daha kapsamlı olarak sürdürülmesi ve geliştirilmesi ile daha başarılı sonuçların elde edileceği beklenilmektedir.

**Anahtar Kelimeler:** obstrüktif uyku apnesi, apne öngörümü, polisomnografi

Danışman: Prof.Dr. Abdurrahman Tanyolaç, Hacettepe Üniversitesi, Kimya Mühendisliği Bölümü, Biyomühendislik Anabilim Dalı

Eş Danışman: Doç.Dr. Osman Eroğul, Gülhane Askeri Tıp Akademisi (GATA), Biyomedikal ve Klinik Mühendislik Merkezi

# **A MODEL DEVELOPMENT FOR PREDICTION OF SLEEP APNEA AND STIMULATION OF GENIOGLOSSUS MUSCLE**

**Aykut Erdamar**

## **ABSTRACT**

The discontinuation of respiration more than ten seconds in sleep is defined as “sleep apnea”. The diagnosis of the disease is realized by specialists through the examination of the complete sleep record of the patient during night, which is called sleep study. In literature, the research about Obstructive Sleep apnea (OSA) has mainly been focused on the determination of time and duration of apnea occurrence.

In this study, an innovative method is proposed and developed for the prediction of OSA from polisomnography records of the patients diagnosed with Obstructive Sleep Apnea Syndrome (OSAS) by analyzing the signals of electroencephalography (EEG), electromyography (EMG), electrocardiography (EKG) and respiration. As different from literature, not only the detection of apnea in the records has been realized but also the prediction of apnea prior to its occurrence has been achieved. In every phase of the study, polisomnography records of real patients diagnosed with OSAS in sleep scoring studies at Ankara Gülhane Military Medical Academy Pshycology Department Sleep Laboratory were processed.

In the first part of the study, frequency and amplitude analysis have been carried out for respiration (air flow), EEG, EMG and EKG signals of OSAS patient records by using signal processing techniques. Conventional Fourier Transformation, Discrete Time Fourier Transformation, Short Time Fourier Transformation and Estimation methods were utilized for frequency analysis. In amplitude and wave function analysis, signal parameters like Teager Energy Operator (TEO), Energy of the signal (E), Autocorrelation function (ACF) and Zero Cross Rate (ZCR) were examined. For the resolution of sub frequencies of signals, Discrete Wavelet Transformation (DWT) was employed. In applied analysis, physical changes developed before apnea occurrence have been investigated and signal parameters have been determined for each signal to predict the sleep apnea.

In the second part, an algorithm was developed to predict the sleep apnea prior to its occurrence. In this algorithm, eight 'feature point's (FP) were extracted from previously obtained signal parameters to be used for the prediction of sleep apnea. This algorithm was applied to 90 different patient records by making use of feature points determined previously.

In conclusion, the correct prediction of first apnea occurred has been achieved more than 60 % of the OSAS patients with the method created and developed in this study, However, the predictive power of the algorithm decreased for subsequently occurring apneas, dropping far below 60%. Nevertheless, from approach and application point of view the content of this study is unique in literature and higher success is being anticipated in future for the prediction power of the developed method with continuing research on the matter.

**Keywords:** obstructive sleep apnea, apnea prediction, polisomnography

Advisor: Prof.Dr. Abdurrahman TANYOLAÇ, Hacettepe University, Department of Chemical Engineering, Bioengineering Department

Co-advisor: Assoc.Prof.Dr. Osman EROĞUL, Gülhane Military Medical Academy, Biomedical and Clinical Engineering Center

## TEŞEKKÜR

Çalışmamın her safhasında yakın ilgi ve önerileri ile beni yönlendiren, akademik bilgi ve tecrübelerini örnek aldığım danışman hocalarım, Sayın Prof. Dr. Abdurrahman Tanyolaç'a ve Sayın Doç. Dr. Osman Eroğul'a teşekkürlerimi sunarım.

Çalışmalarında kullandığım verilerin temini konusunda bana yardımcı olan ve hiçbir zaman ilgilerini esirgemeyen hocalarım, Sayın Prof. Dr. Fuat Özgen ve Sayın Yrd.Doç. Dr. Sinan Yetkin'e teşekkürlerimi sunarım.

Tüm doktora eğitimim boyunca, bana gösterdiği sabır, sevgi ve desteği için çok sevgili eşim Sayın Damla Erdamar'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmamın başlamasından birkaç ay önce dünyaya gelen ve çalışmalarım sırasındaki tüm yaramazlıkları ve neşesiyle beni azimlendiren sevgili kızım Zeynep Erdamar'a teşekkürlerimi sunarım.

Çalışmalarım sırasında benden yardım ve desteklerini esirgemeyen annem Sayın Müjgan Erdamar, babam Sayın İsmail Erdamar, kardeşim Sayın A.Koray Erdamar'a teşekkürlerimi sunarım.

# İÇİNDEKİLER DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
<b>ÖZ</b> .....	iii
<b>ABSTRACT</b> .....	v
<b>TEŞEKKÜR</b> .....	vii
<b>İÇİNDEKİLER DİZİNİ</b> .....	viii
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....	xiv
<b>ÇİZELGELER DİZİNİ</b> .....	xxiv
<b>SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ</b> .....	xxv
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
1.1. Çalışmanın Konusu.....	1
1.2. Çalışmanın Önemi ve Amacı .....	4
1.3. Literatür Özeti .....	6
1.4. Çalışmanın Kapsamı.....	7
<b>2. KURAMSAL TEMELLER</b> .....	<b>9</b>
2.1. Sinir Sistemi .....	9
2.1.1. Merkezi Sinir Sistemi.....	10
2.1.2. Beyin ve Kısımları .....	10
2.1.2.1. Beyin Sapı .....	10
2.1.2.2. Retiküler Formasyon.....	11
2.1.2.3. Beyincik (Küçük beyin-Cerebellum) .....	12
2.1.2.4. Diensefalon (Ara Beyin) .....	12
2.1.2.5. Büyük Beyin (Beyin Korteksi- Cortex Cerebri-Serebrum) .....	13
2.1.2.6. Limbik Sistem .....	14
2.1.3. Otonom Sinir Sistemi.....	15



2.1.3.1. Sempatik Sinir Sistemi.....	15
2.1.3.2. Parasempatik Sinir Sistem.....	15
2.1.3.3. Otonom Sinir Sisteminin Fonksiyonları ve Kontrol merkezleri .....	16
2.2. İnsanda Solunum (Respiration) .....	16
2.2.1. İspirasyon mekanizması.....	17
2.2.2. Ekspirasyon mekanizması.....	18
2.2.3. Solunum tipleri.....	18
2.2.4. Solunumun Sinirsel Kontrolü .....	19
2.2.4.1. Solunumun Merkezleri .....	19
2.2.4.2. İspirasyon Merkezi.....	19
2.2.4.3. Ekspirasyon Merkezi.....	19
2.2.4.4. Apnöstik ( <i>Apneustic</i> ) Merkez .....	20
2.3. Uyku ve Uyanıklığın Oluşumu.....	20
2.4. Uyku.....	21
2.5. Polisomnografi .....	23
2.6. Polisomnografide Uyku Dönemleri.....	24
2.6.1. Uyanıklık .....	24
2.6.2. Dönem 1 (NREM 1) Evresi.....	24
2.6.3. Dönem 2 (NREM 2) Evresi.....	25
2.6.4. Dönem 3 (NREM 3) ve Dönem 4 Evreleri .....	25
2.6.5. REM Evresi .....	26
2.7. Uykudaki Fizyolojik Belirleyiciler .....	26
2.7.1. Elektroensefalografi.....	27

2.7.1.1. EEG Dalgaları.....	28
2.7.1.2. Delta ( $\delta$ ) Dalgaları .....	29
2.7.1.3. Teta ( $\theta$ ) Dalgaları .....	29
2.7.1.4. Alfa ( $\alpha$ ) Dalgaları.....	29
2.7.1.5. Beta ( $\beta$ ) Dalgaları.....	30
2.7.2. Elektromiyografi.....	30
2.7.3. Elektrokülografi.....	30
2.7.4. Elektrokardiyografi.....	31
2.7.4.1. EKG'deki Dalga Şekilleri ve Anlamları .....	32
2.7.4.2. Kalp Hızı Değişimi (KHD) .....	33
2.8. Uykuda Solunum Bozuklukları .....	34
2.8.1. Uyku Apnesi .....	34
2.8.1.1. Obstrüktif Uyku Apnesi Sendromu (OUAS) (Obstructive Sleep Apnea Syndrome-OSAS).....	36
2.8.1.2. OUAS'da Rol Oynayan Faktörler .....	37
2.8.1.3. OUAS Fiziopatolojisi .....	39
2.9. Uyku Çalışması Tekniği .....	40
2.9.1. Kalibrasyon .....	41
2.9.2. Hastaların Hazırlanması .....	42
2.9.3. Uyku Apnesi Çalışması .....	42
<b>3. MATERYAL ve YÖNTEM .....</b>	<b>45</b>
3.1. Fourier Dönüşümü .....	46

3.2. Ayırık Zamanlı Fourier Dönüşümü (AZFD) .....	47
3.2.1. Pencereleme .....	47
3.3. Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü (KZFD) .....	48
3.4. Spektral Analiz .....	50
3.4.1. İlinti ve İlinti Fonksiyonu .....	51
3.4.2. Güç Spektrumu (GS).....	52
3.4.3. Güç Spektrumu Uygulamasında Kullanılan Parametreler .....	53
3.5. Dalgacık Dönüşümü.....	53
3.5.1. Sürekli Dalgacık Dönüşümü .....	55
3.5.2. Ayırık Dalgacık Dönüşümü .....	55
3.5.3. Dalgacık .....	58
3.5.4. Dalgacık Dönüşümü Uygulamaları .....	59
3.5.4.1. Alt Bant Frekans Ayrışımı .....	59
3.5.4.2. Alt Bant Enerji İncelemesi .....	60
3.6. Teager Enerji Operatörü .....	63
3.6.1. Belirsizlik fonksiyonu .....	64
3.6.2. TEO'nün Uygulanması .....	65
3.7. Dalga Formu Analiz Yöntemleri .....	65
3.7.1. Etkin Değer .....	65
3.7.2. Sıfır Kesme Oranı (SKO).....	66
3.7.3. Form Faktör.....	66
3.8. Kalp Hızı Değişkenliği Ölçüm Yöntemi.....	67
3.8.1. KHD Bileşenleri .....	68

3.9. Polisomnografi Kayıtlarının Temin Edilmesi ve Özellikleri .....	68
3.9.1. Kullanılan Sinyallerin Kayıt Özellikleri .....	69
<b>4. ARAŞTIRMA BULGULARI .....</b>	<b>70</b>
4.1. EKG Verileri Araştırma Bulguları .....	70
4.1.1. R Tepelerinin Belirlenmesi ve Ortalama Kalp Atım Sayısı.....	70
4.1.2. Kalp Hızı Değişimi (KHD) Analizi.....	73
4.1.3. Form Faktör (FF) Analizi .....	80
4.2. EEG Verileri Araştırma Bulguları .....	83
4.2.1. EEG Alt Bant Ayrışımı ve Frekans Analizi.....	83
4.2.2. EEG Sinyaline Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümünün Uygulanması.....	90
4.2.3. EEG Sinyaline Teager Enerji Operatörünün Uygulanması .....	92
4.2.4. EEG Sinyali Dalga Formu Analizi .....	93
4.3. EMG Verileri Araştırma Bulguları .....	96
4.3.1. EMG Alt Bant Ayrışımı ve Frekans Analizi .....	96
4.3.2. EMG Sinyaline Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümünün Uygulanması ...	105
4.3.3. EMG Sinyaline Teager Enerji Operatörünün Uygulanması .....	108
4.3.4. EMG Dalga Formu Analizi .....	109
4.3.5. EMG Alt Bant Enerji İncelemesi .....	112
4.4. Solunum Analizi .....	119
4.5. Sinyal Parametrelerinin Sınıflandırılması ve Öngörü Katsayıları .....	121
4.5.1. EKG Sinyali Öngörü Katsayıları .....	122
4.5.2. EEG Sinyali Öngörü Katsayıları .....	123
4.5.3. EMG Sinyali Öngörü Katsayıları .....	126

4.5.4. Solunum Sinyali Öngörü Katsayıları .....	128
4.6. Geliştirilen Algoritma Öngörü Sonuçları .....	130
<b>5. SONUÇ VE ÖNERİLER .....</b>	<b>136</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>139</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>145</b>

## ŞEKİLLER DİZİNİ

### Sayfa No

Şekil 2.1 Beynin kısımları (Şenel, 2003).....	11
Şekil 2.2 Retiküler aktive edici sitem (Noyan,2003).....	12
Şekil 2.3 Beyin lobları ve duyu alanları (Şenel, 2003). ....	14
Şekil 2.4 Otonom sinir sistemi.(a) Sempatik sinir sitemi ve etkilediği bazı organ ve dokular, (b) parasempatik sinir sitemi ve etkilediği bazı organ ve dokular (Noyan,2003). ....	15
Şekil 2.5 Solunum sistemi ve kısımları (Onur,2001).....	17
Şekil 2.6 Solunumun sinirsel kontrolü (Onur,2001). ....	20
Şekil 2.7 Polisomnografide uyanıklık dönemi (Aydın v.d.,2005).....	24
Şekil 2.8 Polisomnografide dönem 1 evresi (Aydın v.d.,2005). ....	24
Şekil 2.9 Polisomnografide dönem 2 evresi (Aydın v.d.,2005). ....	25
Şekil 2.10 Polisomnografide dönem 3 evresi (Aydın v.d.,2005). ....	25
Şekil 2.11 Polisomnografide dönem 4 evresi (Aydın v.d.,2005). ....	26
Şekil 2.12 Polisomnografide NREM dönemi (Aydın v.d.,2005).....	26
Şekil 2.13 EEG' de elektrot yerleşimindeki 10-20 sistemi (Malmivuo and Plonsey,1995).....	28
Şekil 2.14 EEG spektrumunda gözlenen alt bantlar. ....	29
Şekil 2.15 5 sn uzunluğunda EMG kaydı.....	30
Şekil 2.16 EOG ölçüm yöntemi (Malmivuo and Plonsey,1995). ....	31
Şekil 2.17 EKG'de elektrot yerleşim düzeni (Onur, 2001). ....	32
Şekil 2.18 EKG'de görülen dalga ve aralıklar (Onur, 2001).....	33
Şekil 2.19 Kalbin 120 atımı için elde edilen KHD verisi. ....	34
Şekil 2.20 Polisomnografi kaydında görülen obstrüktif apne (Aydın v.d.,2005).....	35
Şekil 2.21 Polisomnografi kaydında görülen santral apne (Aydın v.d.,2005).....	36
Şekil 2.22 Polisomnografi kaydında görülen mikst apne (Aydın v.d.,2005).....	36
Şekil 2.23 OUAS da Solunum uyku ilişkisi .....	37
Şekil 2.24 Uyku çalışmasındaki elektrot yerleşimleri (Aydın v.d.,2005).....	41
Şekil 2.25 Uyku çalışmasında kullanılan bir oronasal termistör (Aydın v.d.,2005). ....	43

Şekil 2.26 Uyku çalışmasında, solunum eforunu değerlendirmek için toraks ve karına takılan kemerler (Aydın <i>v.d.</i> ,2005).....	43
Şekil 2.27 Oksijen saturasyonunun ölçümünde kullanılan oksimetreler (Aydın <i>v.d.</i> ,2005). .....	43
Şekil 2.28 Birinci gece polisomnografi çalışması (Aydın <i>v.d.</i> ,2005).....	44
Şekil 2.29 İkinci gece apne-CPAP çalışması (Aydın <i>v.d.</i> ,2005).....	44
Şekil 3.1 Ölçme-tanı işleminde sinyal işlemenin yeri. ....	45
Şekil 3.2 KZFD'de kullanılan bazı pencereler (Duman,2005).....	50
Şekil 3.3 (a)Zaman bölgesindeki EEG sinyali ve (b) klasik Fourier transform yöntemi ile elde edilmiş spektral bileşenleri (Semmlow,2004). ....	51
Şekil 3.4 Sinyale uygulanan sabit ya da örtüşmeli bölütler .....	53
Şekil 3.5 Beyaz gürültü eklenmiş 100 Hz frekansındaki sinus dalgasından elde edilen spektral bileşenler. (a) Tüm örnek dizisi üzerinden hesaplanan periodogram, (b) Fourier dönüşümü ile 32 bölüt üzerinden elde edilen spektrum. (a)'da 100 Hz frekans değeri görülürken, (b)'de frekans çözünürlüğü azaldığı için 100 Hz frekans bileşeni gözlenememektedir (Semmlow,2004). ....	54
Şekil 3.6 KZFD de kullanılan zaman-frekans grafiği ve dalgacık dönüşümünde kullanılan zaman-ölçek bölgeleri (Misiti <i>et al.</i> ). ....	55
Şekil 3.7 Farklı ölçeklerde SDD (Misiti <i>et al.</i> ).....	56
Şekil 3.8 İşaretin, alçak ve yüksek geçiren filtre çıkışları. (A) işaretin düşük frekanstaki yaklaşık, (D) ise yüksek frekanstaki ayrıntılı alt bantlarını ifade eder.....	56
Şekil 3.9 ADD'ünde her bir alt bant ayrışımı ile örnek sayısının yarıya indirilerek, ADD katsayılarının oluşturulması (Misiti <i>et al.</i> ).....	57
Şekil 3.10 Dalgacık ayrıştırma ağacı (Misiti <i>et al.</i> ).....	57
Şekil 3.11 Alt bant ayrıştırma işleminin grafiksel görünümü (Misiti <i>et al.</i> ). ....	58
Şekil 3.12.Sonsuz çeşitlilikte olan dalgacık şekillerinden bazıları (Duman, 2005). ....	59
Şekil 3.13 EEG sinyali için alt bant frekanslarını gösteren dalgacık ayrıştırma ağacı.....	59
Şekil 3.14 EMG sinyali için alt bant frekanslarını gösteren dalgacık ayrıştırma ağacı.....	60

Şekil 3.15 Ayırıştırma seviyesi $n=3$ için ayırıştırma ağacı (Misiti <i>et al.</i> ). .....	61
Şekil 3.16 Ayırıştırma seviyesi $n=3$ için orijinal sinyal ve ayırıştırma katsayıları (Misiti <i>et al.</i> ). .....	62
Şekil 3.17 Ayırıştırma seviyesi $n=3$ için yaklaşık (approximation) katsayıları ve ayrıntı (detail) katsayılarının aynı sayıda örneklendirme ile gösterimi (Misiti <i>et al.</i> ). .....	62
Şekil 3.18 EKG sinyaline TEO'nün uygulanması. (a) Orijinal sinyal, (b) TEO uygulanmış sinyal. ....	65
Şekil 3.19 EEG sinyaline TEO'nün uygulanması. (a) Orijinal sinyal, (b) TEO uygulanmış sinyal. ....	66
Şekil 3.20 LF, HF spektral bölgeleri ve bu bölgelerin istirahat ve aktiviteye bağlı değişimi (Camm <i>et al.</i> , 1996). ....	68
Şekil 4.1 EKG sinyalinden RR aralıkları ve kalp atım sayısının belirlenmesi. (a) solunum sinyali, (b) EKG sinyali, (c) EKG sinyaline uygulanan TEO çıktısı ve (d) belirlenen R tepeleri. ....	71
Şekil 4.2 RR aralıkların zamandaki konumu ve RR aralıkların zamandaki değişimi. (a) Solunum, (b) EKG, (c) RR aralıkları ve (d) RR aralık zamanın değişimi. ....	71
Şekil 4.3 Uyku apnesi içeren bir epokta RR aralıklarının zamana bağlı değişimi. (a) Solunum, (b) EKG, (c) RR aralıkları ve (d) RR aralık zamanın değişimi. ....	72
Şekil 4.4 10 yaşında erkek hasta için kalp atımının tüm uyku kaydı boyunca değişimi. (a) Her bir epok için hesaplanan dakikadaki kalp atım sayısı, (b) hesaplanan değer in 2.derece türevi, (c) türevden sonra alınan hareketli ortalama ve (d) tüm uyku için hekim tarafından skorlanan apneler. ....	72
Şekil 4.5 45 yaşında erkek hasta için kalp atımının tüm uyku kaydı boyunca değişimi. (a) Her bir epok için hesaplanan dakikadaki kalp atım sayısı, (b) hesaplanan değer in 2.derece türevi, (c) türevden sonra alınan hareketli ortalama ve (d) tüm uyku için hekim tarafından skorlanan apneler. ....	73
Şekil 4.6 Altı epok için yapılan analizde (a) düzenli solunum, (b) KHD sinyali. ....	74



Şekil 4.7 Uyku apnesi içeren altı epok için yapılan analizde (a) 160-170 sn aralığında gerçekleşen uyku apnesinin solunum sinyali üzerindeki etkisi, (b) KHD sinyali. ....	74
Şekil 4.8 Apne gerçekleşmeden 5 dakika önce başlayan ve 2 dakika devam eden EKG kaydı için, (a) solunum sinyali, (b) Welch yöntemi ile elde edilen GSY, (c), Yule-Walker AR yöntemi ile edilen GSY ve (d) klasik Fourier dönüşümü ile elde edilen GSY. ....	75
Şekil 4.9 Apneden 2 dakika önceki 120 sn'lik kayıt için, (a) solunum sinyali, (b) Welch yöntemi ile elde edilen GSY, (c) Yule-Walker AR yöntemi ile edilen GSY ve (d) klasik Fourier dönüşümü ile elde edilen GSY. ....	76
Şekil 4.10 apne anını içeren epokda (a) solunum sinyali, (b) Welch yöntemi ile elde edilen GSY, (c), Yule-Walker AR yöntemi ile edilen GSY ve (d) klasik Fourier dönüşümü ile elde edilen GSY. ....	76
Şekil 4.11 10 yaşındaki erkek hastaya ait tüm uyku kaydının KHD'nin (a) LF gücü, (b) HF gücü, (c) LF/HF güç oranı (d) ve hekim tarafından skorlanmış apneler görülmektedir. ....	77
Şekil 4.12 41 yaşındaki erkek hastaya ait tüm uyku kaydının KHD'nin (a) LF gücü, (b) HF gücü, (c) LF/HF güç oranı (d) ve hekim tarafından skorlanmış apneler görülmektedir. ....	78
Şekil 4.13 57 yaşındaki erkek hastaya ait tüm uyku kaydının KHD'nin (a) LF gücü, (b) HF gücü, (c) LF/HF güç oranı (d) ve hekim tarafından skorlanmış apneler görülmektedir. ....	78
Şekil 4.14 10 yaşındaki erkek hasta için (a) LF/HF güç oranı, (b) LF/HF'in 3.dereceden türevi, (c) türev işleminden sonra alınan hareketli ortalama ve (d) hekim tarafından skorlanmış apneler. ....	79
Şekil 4.15 41 yaşındaki erkek hasta için (a) LF/HF güç oranı, (b) LF/HF'in 3.dereceden türevi, (c) türev işleminden sonra alınan hareketli ortalama ve (d) hekim tarafından skorlanmış apneler. ....	79
Şekil 4.16 57 yaşındaki erkek hasta için (a) LF/HF güç oranı, (b) LF/HF'in 3.dereceden türevi, (c) türev işleminden sonra alınan hareketli ortalama ve (d) hekim tarafından skorlanmış apneler. ....	80
Şekil 4.17 R tepesinden 32 örnek önce, 48 örnek sonra olacak şekilde elde edilen bölüt. ....	81

Şekil 4.18 Solunum düzenli olduğu bir epok için (a) solunum sinyali, (b) EKG, (c) FF değerleri ve (d) FF türevi ve hareketli ortalaması alınmış hali....	81
Şekil 4.19 Solunumun bozulmaya başladığı bir epok için (a) solunum sinyali, (b) EKG, (c) FF değerleri ve (d) FF türevi ve hareketli ortalaması alınmış hali. ....	81
Şekil 4.20 10 yaşındaki erkek hasta için yapılan FF analizi. (a) Solunum sinyali, (b) FF değerleri ve (c) FF'ün 2.dereceden türevi ve hareketli ortalaması alınmış hali.....	82
Şekil 4.21 38 yaşındaki erkek hasta için yapılan FF analizi. (a) Solunum sinyali, (b) FF değerleri ve (c) FF'ün 2.dereceden türevi ve hareketli ortalaması alınmış hali.....	82
Şekil 4.22 EEG sinyali alt bant dalgacık ayrıştırma ağacı. ....	83
Şekil 4.23 Düzenli solunuma ait (C3A2 kanalı) ait 30 sn'lik EEG verisi ve alt bantları. (a)EEG, (b)0-4 Hz Delta, (c) 4-8 Hz Teta, (d) 8-12 Hz Alfa, (e) 12-16 Hz Beta1 ve (f) 16-32 Hz Beta2. ....	84
Şekil 4.24 Düzenli solunum olan bir epokta (a) solunum sinyali, (b) EEG alt bantlarının aynı ölçekte gösterimi. ....	85
Şekil 4.25 Düzenli solunum olan bir epokta, (a) Fourier dönüşümü, (b) Welch, (c) Yule-Walker yöntem ile edilen C3A2 kanalına ait 30 sn'lik EEG verisi GSY'ları.....	85
Şekil 4.26 Hasta apneye girmeden 2 epok öncesindeki EEG kaydı ve alt bantları. (a)EEG, (b) 0-4 Hz Delta, (c) 4-8 Hz Teta, (d) 8-12 Hz Alfa, (e) 12-16 Hz Beta1 ve (f) 16-32 Hz Beta2. ....	86
Şekil 4.27 Hasta apneye girmeden 2 epok öncesindeki, (a) Solunum, (b) EEG alt bantlarının aynı ölçekte gösterimi. ....	86
Şekil 4.28 Hasta apneye girmeden 2 epok öncesinde EEG spektral bileşenleri. (a) Fourier dönüşümü, (b) Welch, (c) Yule-Walker yöntem ile edilen GSY'ları. ....	87
Şekil 4.29 Hastanın tam olarak apneye girdiği epok için, (a) solunum, (b) EEG alt bantlarının aynı ölçekte gösterimi. ....	87
Şekil 4.30 Hastanın tam olarak apneye girdiği epok için, EEG spektral bileşenleri. (a) Fourier dönüşümü, (b) Welch, (c) Yule-Walker yöntem ile edilen GSY'ları. ....	88

Şekil 4.31 Hasta apneye girmeden 2 epok öncesindeki 10'ar saniyelik bölütler şeklinde EEG kaydı alt bant ayrışmaları.....	88
Şekil 4.32 Hasta apneye girmeden 2 epok öncesindeki 10'ar saniyelik bölütler şeklinde GSY.....	89
Şekil 4.33 Hastanın apneye girdiği epok için, 10'ar saniyelik bölütler şeklindeki alt bant ayrışımı.....	89
Şekil 4.34 Hastanın apneye girdiği epok için 10'ar saniyelik bölütler şeklinde GSY.....	89
Şekil 4.35 (a) Tek bir penceredeki 64 örnek EEG verisi, (b) bu pencerenin KZFD dönüşümü (Frekans spektrumunda 4 Hz'de normalize edilmiş genlik 1'dir). ....	91
Şekil 4.36 (a) Tek bir penceredeki 64 örnek EEG verisi, (b) bu pencerenin KZFD dönüşümü (Frekans spektrumunda 4 Hz'de normalize edilmiş genlik 1'dir). ....	91
Şekil 4.37 (a) Tek bir penceredeki 64 örnek EEG verisi, (b) bu pencerenin KZFD dönüşümü (13 Hz değerinde normalize edilmiş genlik 1'dir). ....	92
Şekil 4.38 (a) Tek bir penceredeki 64 örnek EEG verisi, (b) bu pencerenin KZFD dönüşümü. ....	92
Şekil 4.39 Solunumun düzenli olduğu bir epok için, (a) C3A2 kanalına ait EEG kaydı, (b) ADD'den sonra elde edilen 8-16Hz frekans bandı, (c) TEO uygulama çıktısı. ....	93
Şekil 4.40 Apne oluşmasından 1 epok öncesinde, (a) C3A2 kanalına ait EEG kaydı, (b) ADD'den sonra elde edilen 8-16Hz frekans bandı. (c) TEO uygulama çıktısı. ....	93
Şekil 4.41 Solunumun düzenli olduğu 4 epok için, (a) solunum, (b) EEG, (c) enerji, (d) SKO ve (e) ÖİF değişimleri.....	95
Şekil 4.42 Hastanın apneye girmeden önceki 4-8 epok aralığı için, (a) solunum, (b) EEG, (c) enerji, (d) SKO ve (e) ÖİF değişimleri. ....	95
Şekil 4.43 Apne anını içeren 4 epok için, (a) solunum, (b) EEG, (c) enerji, (d) SKO ve (e) ÖİF değişimleri.....	96
Şekil 4.44 128 örnek sıklığındaki EMG sinyali için alt bant dalgacık ayrıştırma ağacı.....	97

Şekil 4.45 Solunumun düzenli olduğu bir epokta, EMG ve alt bantları. (a)EEG, (b) 32-64 Hz, (c) 16-32 Hz, (d) 8-16 Hz, (e) 4-8 Hz ve (f) 0-4 Hz.....	98
Şekil 4.46 Solunumun düzenli olduğu bir epok için, (a) solunum, (b) EMG alt bantlarının aynı ölçekte gösterimi ve (c) FFT, (d) Welch, (e) Yule-Walker yöntemleri ile elde edilen frekans spektrumları.....	98
Şekil 4.47 Hasta apneye girmeden 180 saniye öncesindeki epok için, başlangıçtan 12 sn sonra EMG'de gözlenen genlik ve frekans değişimleri. (a)EEG, (b) 32-64 Hz, (c) 16-32 Hz, (d) 8-16 Hz, (e) 4-8 Hz ve (f) 0-4 Hz EMG alt bantları.....	99
Şekil 4.48 Hasta apneye girmeden 180 saniye önceki epok için, (a) solunum, (b) EMG alt bantlarının aynı ölçekte gösterimi ve (c) FFT , (d) Welch, (e) Yule-Walker yöntemleri ile elde edilen frekans spektrumları.....	100
Şekil 4.49 Hastanın apneye girdiği epok EMG'de gözlenen genlik değişimi. (a) EMG, (b) 32-64 Hz, (c) 16-32 Hz, (d) 8-16 Hz, (e) 4-8 Hz ve (f) 0-4 Hz EMG alt bantları. ....	100
Şekil 4.50 Hastanın apneye girdiği epok için, spektral bileşenlerde gözlenen değişimler. (a) FFT, (b) Welch, (c) Yule-Walker yöntemleri ile edilen frekans spektrumları. ....	101
Şekil 4.51 Solunum düzenli olduğu bir epok için 10 sn lik bölütler şeklinde solunum, EMG ve EMG alt bantları. (a) İlk 10 sn'lik bölüt, (b) ikinci 10 sn'lik bölüt ve (c) üçüncü 10 sn'lik bölüt.....	102
Şekil 4.52 Solunum düzenli olduğu bir epok için, Fourier dönüşümü ve Welch yöntemleri ile, 10 sn'lik bölütler şeklinde elde edilen spektrumlar.(a) İlk 10 sn'lik bölüt, (b) ikinci 10 sn'lik bölüt ve (c) üçüncü 10 sn'lik bölüt.....	102
Şekil 4.53 Hasta apneye girmeden 180 saniye önceki epok için, 10 sn'lik bölütler şeklinde solunum, EMG ve EMG alt bantları. (a) İlk 10 sn'lik bölüt, (b) ikinci 10 sn'lik bölüt ve (c) üçüncü 10 sn'lik bölüt.....	103
Şekil 4.54 Hasta apneye girmeden 180 saniye önceki epok için, Fourier dönüşümü ve Welch yöntemleri ile, 10 sn'lik bölütler şeklinde elde edilen spektrumlar.(a) İlk 10 sn'lik bölüt, (b) ikinci 10 sn'lik bölüt ve (c) üçüncü 10 sn'lik bölüt. ....	104

Şekil 4.55 Hastanın apneye girdiği epok için, 10 sn'lik bölütler şeklinde solunum, EMG ve EMG alt bantları. (a) İlk 10 sn'lik bölüt, (b) ikinci 10 sn'lik bölüt ve (c) üçüncü 10 sn'lik bölüt.....	104
Şekil 4.56 Hastanın apneye girdiği epok için, Fourier dönüşümü ve Welch yöntemleri ile, 10 sn'lik bölütler şeklinde elde edilen spektrumlar.(a) İlk 10 sn'lik bölüt, (b) ikinci 10 sn'lik bölüt ve (c) üçüncü 10 sn'lik bölüt.....	105
Şekil 4.57 Solunumun düzenli olduğu bir epoktaki, (a) tek bir penceredeki 128 örnek EMG verisi, (b) bu pencerenin KZFD dönüşümü. ....	106
Şekil 4.58 Apnenin oluşmasından 180 sn önceki bir epokta, (a) tek bir penceredeki 128 örnek EMG verisi, (b) bu pencerenin KZFD dönüşümü.....	107
Şekil 4.59 Apnenin oluşmasından 30 sn önceki epokta, (a) tek bir penceredeki 128 örnek EMG verisi, (b) bu pencerenin KZFD dönüşümü. ....	107
Şekil 4.60 Solunumun düzenli olduğu bir epok için, (a) EMG kaydı, (b) ADD'den sonra elde edilen 0-8 Hz frekans bandı. (c) TEO çıktısı.....	108
Şekil 4.61 Apne oluşmasından 1 epok öncesinde, (a) C3A2 kanalına ait EEG kaydı, (b) ADD'den sonra elde edilen 8-16Hz frekans bandı. (c) TEO çıktısı.....	109
Şekil 4.62 Apne öncesinde solunumun düzenli olduğu bir epok için, (a) solunum, (b) EMG, (c) Enerji, (d) SKO, (e) OİF ve (f) varyans değişimleri. ....	110
Şekil 4.63 Apne oluşumundan 180 sn önceki bir epok için, (a) solunum, (b) EMG, (c) Enerji, (d) SKO, (e) OİF ve (f) varyans değişimleri. ....	111
Şekil 4.64 Apnenin olduğu epok için, (a) solunum, (b) EMG, (c) Enerji, (d) SKO, (e) OİF ve (f) varyans değişimleri.....	111
Şekil 4.65 Solunumun düzenli olduğu andan,apne oluşmasına kadar geçen 180 sn'lik analiz. (a) solunum, (b) EMG, (c) Enerji, (d) SKO, (e) OİF ve (f) varyans değişimleri.....	112
Şekil 4.66 200 örnekleme sıklığındaki EMG için dalgacık ayrıştırma ağacı.....	113
Şekil 4.67 Tek bir pencere için EMG alt bantlarının enerjileri. ....	114
Şekil 4.68 Solunumun düzenli olduğu bir epoktaki tüm pencerelerdeki alt bant enerjilerinin değişimi. ....	114

Şekil 4.69 (a) Solunum sinyali, (b) EMG, (c) her pencereye karşı gelen enerji değerleri. ....	115
Şekil 4.70 Apne oluşmasından kısa bir süre önceki, bir epokdaki tek bir pencereye ait alt bant enerjileri.....	115
Şekil 4.71 Apne oluşmasından kısa bir süre önce, tüm pencerelerdeki alt bant enerjilerinin değişimi. ....	116
Şekil 4.72 (a) Solunum sinyali, (b) EMG, (c) her pencereye karşı gelen enerji değerleri. ....	116
Şekil 4.73 Apne oluşumundan 120 sn öncesindeki epok için, (a) solunum sinyali, (b) EMG, (c) her pencereye karşı gelen enerji değerleri.....	117
Şekil 4.74 Apne oluşumundan 60 sn öncesindeki epok için, (a) solunum sinyali, (b) EMG, (c) her pencereye karşı gelen enerji değerleri.....	117
Şekil 4.75 Apne oluşumundan 30 sn öncesindeki epok için, (a) solunum sinyali, (b) EMG, (c) her pencereye karşı gelen enerji değerleri.....	117
Şekil 4.76 Apnenin olduğu epok için, (a) Solunum sinyali, (b) EMG, (c) her pencereye karşı gelen enerji değerleri.....	118
Şekil 4.77 Apne oluşumuna kadar incelenen 6 epok için, tüm alt bantların enerji değişimleri.....	118
Şekil 4.78 Apne oluşumuna kadar incelenen 6 epok için, (a) solunum, (b) EMG, (c) tüm pencerelere ait enerji değerleri.....	119
Şekil 4.79 Solunumun düzenli olduğu 6 epok için, (a) solunum sinyali, (b) sinyal enerjisi, (c)sinyalin ÖİFdeğerleri. ....	120
Şekil 4.80 Şekil 4.66'daki kaydın devamındaki 6 epok için, (a) solunum sinyali, (b) sinyal enerjisi, (c)sinyalin ÖİFdeğerleri.....	121
Şekil 4.81 Şekil 4.67'daki kaydın devamındaki 6 epok için, (a) solunum sinyali, (b) sinyal enerjisi, (c)sinyalin ÖİF.....	121
Şekil 4.82 EKG sinyal parametreleri ve öngörü katsayılarının oluşturulması.....	122
Şekil 4.83 EEG sinyal parametreleri ve öngörü katsayılarının oluşturulması .....	123
Şekil 4.84 EEG sinyali KZFD ve TEO çıktılarının ikisinin de "1" olmadığı koşulu gösteren sinyal değerleri ÖK=0 değerini alır.....	124
Şekil 4.85 EEG sinyali KZFD ve TEO çıktılarının her ikisinin "1" olduğu (ÖK=1) ve olmadığı diğer durumları gösteren grafik (ÖK=0).....	125

Şekil 4.86 10 epok EEG sinyali için yapılan analizde, hekim tarafından skorlanan apneler (üstte), elde edilen ÖK değerleri(alta). ....	125
Şekil 4.87 EEG sinyali enerjisi, SKO ve ÖİF kullanılarak elde edilen ÖK gösterimi.(a) solunum, (b) EEG, (c) enerji, (d) SKO, (e) ÖİF ve (f) ÖK=1 olduğu durumda, kırmızı renk ile gösterilen EEG kaydı.....	125
Şekil 4.88 EMG sinyal parametreleri ve öngörü katsayılarının oluşturulması.....	126
Şekil 4.89 EMG sinyali KZFD ve TEO çıktılarının ikisinin de “1” olmadığı koşul durumu (ÖK=0 değerini almaktadır). ....	127
Şekil 4.90 EMG sinyali, KZFD ve TEO çıktılarının her ikisinin “1” olduğu koşul durumu. ....	128
Şekil 4.91 20 epok EMG sinyali için yapılan analizde, hekim tarafından skorlanan apneler (üstte), elde edilen ÖK değerleri(alta). ....	128
Şekil 4.92 Solunum sinyal parametreleri ve öngörü katsayılarının oluşturulması	129
Şekil 4.93 Solunum sinyali enerjisi ve ÖİF kullanılarak elde edilen ÖK'ları.(a) solunum, (b)normalize edilmiş enerji, (c)normalize ÖİF ve (d) ÖK=1 olduğu durumda, kırmızı renk ile işaretlenen solunum kaydı.....	129
Şekil 4.94 (a) Hekim tarafından skorlanmış apneler, (b) kalp atım sayısından elde edilen öngörü katsayıları.....	130
Şekil 4.95 (a) Hekim tarafından skorlanmış apneler, (b) EKG FF değerlerinden elde edilen öngörü katsayıları.....	131
Şekil 4.96 (a) Hekim tarafından skorlanmış apneler, (b) EEG'de KZFD ve TEO kullanılarak elde edilen öngörü katsayıları.....	131
Şekil 4.97 (a) Hekim tarafından skorlanmış apneler, (b) EEG'nin dalga formu analizi ile elde edilen öngörü katsayıları.....	131
Şekil 4.98 (a) Hekim tarafından skorlanmış apneler, (b) EMG'de KZFD ve TEO kullanılarak elde edilen öngörü katsayıları.....	132
Şekil 4.99 (a) Hekim tarafından skorlanmış apneler, (b) EMG'nin dalga formu analizi ile elde edilen öngörü katsayıları.....	132
Şekil 4.100 (a) Hekim tarafından skorlanmış apneler, (b) EMG alt bant enerji analizi ile elde edilen öngörü katsayıları.....	132
Şekil 4.101 (a) Hekim tarafından skorlanmış apneler, (b) solunum sinyalinin dalga formu analizi ile elde edilen öngörü katsayıları.....	132
Şekil 4.102 (a) Hekim tarafından skorlanmış apneler, (b) tüm öngörü yüzdeleri.	133

## ÇİZELGELER DİZİNİ

	<b>Sayfa No</b>
Çizelge 3.1 N örnekten oluşan pencere fonksiyonları .....	48
Çizelge 4.1 LF, HF güçleri ve LF/HF güç oranları. ....	77
Çizelge 4.2 Toplam 90 hasta kaydı için elde edilen analiz sonuçları.....	134



## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ADD	Ayrık Dalgacık Dönüşümü
AHI	Apne Hipopne İndeksi
AI	Apne İndeksi
AZFD	Ayrık Zamanlı Fourier Dönüşümü
BKI	Beden Kitle İndeksi
BPM	Dakikadaki kalp atım sayısı
E	Enerji
ED	Etkin Değer
EEG	Elektroensefalografi
EKG	Elektrokardiyografi
EMG	Elektromiyografi
EOG	Elektrookülografi
FF	Form Faktör
FFT	Fast Fourier Transform
KHD	Kalp Hızı Değişimi
KZFD	Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü
MSS	Merkezi Sinir Sistemi
NREM	Hızlı Olmayan Göz Hareketleri
REM	Hızlı Göz Hareketleri
RF	Retiküler Formasyon
SDD	Sürekli Dalgacık Dönüşümü
SKO	Sıfır Kesme Oranı
TAZFD	Ters Ayrık Zamanlı Fourier Dönüşümü
TEO	Teager Enerji Operatörü
ÖİF	Öz İlinti Fonksiyonu

ÖK	Öngörü Katsayısı
OUA	Obstrüktif Uyku Apnesi
OUAS	Obstrüktif Uyku Apnesi Sendromu

# 1. GİRİŞ

## 1.1. Çalışmanın Konusu

İnsan vücudunda iç ortamın normal durumunun muhafazasına (*'homeostasis'*) akciğerler büyük oranda katkıda bulunur. Akciğerler iç ortamın oksijen, karbondioksit ve pH düzeylerini ayarlar. Bunun için, oksijenin devamlı olarak vücuda alınması ve oluşan CO<sub>2</sub> 'in vücuttan devamlı olarak uzaklaştırılması gerekir. Bu nedenle, düzenli solunumun devamlılığı insan sağlığı açısından hayati önem taşımaktadır. Solunum basit bir fizyolojik olay gibi görünmesine karşın, solunum sisteminin kontrolü ve akciğer ventilasyonu beyin kökünde bulunan solunum merkezlerindeki bir grup özelleşmiş nöronların ritmik olarak uyarılması ile gerçekleşir.

Solunum mekanizması bir osilasyon şeklinde olup kandaki pH, O<sub>2</sub> ve CO<sub>2</sub> miktarları bu osilasyonun frekans ve genliğini kontrol eder; buna "solunum döngüsü" denir. Solunum döngüsünün başlangıcında nefes almayı sağlayan solunum merkezinden (inspirasyon) gönderilen uyarı ile nefes almayı sağlayan kaslar uyarılarak akciğerlere hava girişini başlatır. Nefes alma belirli bir düzeye gelince, gerilme reseptörlerinden "nervus vagus" kranial siniri aracılığı ile apnöstik merkeze gelen uyarılar ile inspirasyon merkezinin aktivitesi durdurulur. Inspirasyon yaratan impulslar durunca, istirahat halindeki insanda pasif nefes verme (ekspirasyon) başlar. Herhangi bir nedenle solunum güclüğü olduğunda ekspirasyon merkezlerinden ekspirasyon kaslarına giden impulslar ile aktif ekspirasyon başlatılır. Sonuçta, solunum beyindeki merkezler tarafından kontrol edilen oldukça karmaşık bir olaydır.

Uyku, davranışsal ve fizyolojik belirleyiciler üzerinden tanımlanmaktadır. Davranışsal belirleyiciler olarak; hareketliliğin olmaması ya da azalması, gözlerin kapanması, dış uyaranlara cevabın azalması, karakteristik uyku postürü, geridönüşümlü bilinçlilik kaybı sayılabilir. Fizyolojik belirleyiciler ise; temel olarak, elektroensefalografi (EEG), elektrookulografi (EOG) ve elektromiyografide (EMG) gözlenen değişimlerdir. Uykuda meydana gelen değişimler, bu fizyolojik belirleyicilerin incelenmesi ile anlaşılabilir. Uykuda periyodik olarak ortaya çıkan, hızlı göz hareketleri REM (Rapid Eye Movement) ve hızlı göz hareketlerinin

olmadığı Non-REM (NREM) olmak üzere iki dönem vardır ve bu dönemler farklı biyolojik ve psikolojik bileşenlerle tanımlanır.

Uykuda solunum bozuklukları araştırmalarının başlamasıyla, daha önceleri nedeni bilinmeyen ani ölümler ve hastalıkların anlaşılmasında büyük aşama kaydedilmiştir. Özellikle bebek ve yaşlılarda uykuda görülen, nedeni tam açıklanamayan ani ölüm vakalarının önemli bir bölümünün uyku apnesi kaynaklı olduğu saptanmıştır. Bunun yanında, gündüz uykululuk hali, yorgunluk, gece horlaması, okul yaşındaki çocukların düşük performansları gibi durumların, uyku apnesi ile dolaylı veya doğrudan ilişkili olduğu düşünülmektedir.

Uyanıklıktan farklı olarak, solunum aktiviteleri uykudan etkilenecek bozulabilir. N-REM uykusunda istemli solunum ortadan kalkar ve solunum metabolik kontrol ile yönetilir, REM uykusunda ise solunumun düzenlenmesi tam olarak bilinmemektedir. Bu durumda, solunumun sinirsel kontrolü önem kazanmaktadır.

Uyku esnasında meydana gelen solunumun en az 10 sn durması 'uyku apnesi' olarak tanımlanır. Apne yetişkinlerde büyük ölçüde uyku esnasında ortaya çıkar. Genelde uyku apnesi sendromuna sahip olan hastalarda apneler sıklıkla ve uzun süreli gerçekleşir. Bu tür hastalar, nefes durması nedeniyle gece uyku sırasında sık uyanırlar. Günün çoğunda uykulu olurlar ve yükseltgenmiş derecelerde arteriyel P<sub>CO2</sub> ve pulmoner arter basıncı gözlenir. Uyku apnesinin ortaya çıkma sıklığı, en çok prematüre bebeklerde, yetişkin erkeklerde ve menapoz sonrası kadınlarda gözlemlenir. Obezite, üst solunum yollarının dar olması, basit horlama, alkol, sigara, uyarıcı madde kullanımı gibi faktörler apnenin gerçekleşme riskini arttırır.

Fizyopatolojik olarak önceleri uyku apnesine yatkınlığın yapısal ve metabolik yönleri üzerinde durulurken, merkezi sinir sisteminin (MSS) işleyişindeki bir bozukluk ya da yatkınlığın apneyle ilişkilendirilmesi yönündeki açıklamalar zamanla ağırlık kazanmıştır. Uyku başladığında üst solunum yolları kas tonusunun azalmasıyla tetiklenen tıkanmanın sonucunda apne ortaya çıkmaktadır. Tıkanmayı belirleyen faktörler olarak, bilinçlilik, üst solunum yollarının yapısı ve solunumun kontrol dinamikleri sayılabilir. Bilinçlilik durumu, bilişsel, vegetatif ve motor alanlarda farklılaşmalara yol açmaktadır. Aynı anatomik yapıda uyanık durumda

apne görülmezken, solunumun bilinçli kontrolün dışında düzenlendiği uyku halinde solunum düzensizliği ortaya çıkmamaktadır. Bu durum, vegetatif sistemin farklı bilinçlilik durumlarında farklı şekilde yönetildiğini düşündürmektedir.

Uykuda solunumun durmasının mekanik nedenleri oldukça iyi tanımlanmıştır. Bununla beraber, solunumun durması karşısında vücudun vereceği refleks tepkiler açısından, mekanik tıkanmanın apneye yol açmasını açıklamak zordur. Tıkanma oluştuğunda merkezi sinir sisteminin (MSS) hızla solunumu düzenlemesi beklenirken, bu yapılamamaktadır. Bu nedenle, apneye MSS'de var olan bir yatkınlık olabileceği düşünülmekte ve uyku apne sendromu fizyopatolojisi açıklanırken, tüm olası faktörler birlikte düşünülmelidir. Buna göre anatomik yapıdaki önemli nokta küçük ve tıkanmaya yatkın üst solunum yoludur. Üst solunum yolu kaslarını kontrol eden motor nöronların uyarılmasındaki azalma sonucu, uyku sırasında bu kas aktivitesinin ortadan kalktığı ileri sürülmektedir. Obstrüksiyon, üst solunum yolunda gelişmesine rağmen üst solunum yolundaki olayların aslında bir neden değil sonuç olduğu ve tetikleyen faktörün santral kaynaklı olduğu görüşü her geçen gün önem kazanmaktadır. Bu bakış açısından, beyin kökü ve hipotalamus etkileşimi içinde düzenlenen sistemin kortikal yapılarla ilişkisinin sürekliliği söz konusudur. Kortikal girdilerin sınırlandığı uyku gibi bilinçlilik değişimlerinde, subkortikal döngüdeki iç hata, hastalıkların ortaya çıkmasına yol açmaktadır. Uyku apnesi de bu bağlamda ele alındığında, hastalığın ana nedeninin subkortikal döngülerdeki bozuklukların olduğu söylenebilir.

Uyku sırasındaki fizyolojik değişimleri gözlemlemek için elektriksel kayıtlara ihtiyaç vardır. Bu amaçla kullanılan cihazlara polisomnograf, alınan kayıtlara da polisomnografi denir. Diğer bir deyişle polisomnografi temel olarak, uyku esnasında uykunun yapısı ve fizyolojik değişimlerin araştırılmasıdır. Böyle bir inceleme uykunun yapısını, uykudaki psikolojik, biyolojik ve patolojik değişimleri, uyku dönemleri ile ilişkili olarak uykunun kendi koşulları altında incelenmesini sağlamaktadır. Bu incelemeler sırasında, fizyolojik bir olay tek başına ele alınabileceği gibi, birden fazla olay ve bunlar arasındaki ilişkiler de irdelenebilmektedir. Uyku sırasında toplanan veriler değerlendirilerek çeşitli uyku hastalıklarının ortaya çıkış biçimi, özellikleri, hastalığın süreci ve tedaviye verilen yanıt incelenebilir.

Uyku alışmaları, gece boyunca süren, hasta uyurken polisomnografi kaydının alındığı uyku laboratuvarlarında gerçekleştirilir. Uyku alışması sırasında temel olarak uyku örüntüsü ortaya konmaktadır. Apne hastalarında, EKG, EEG, EMG, EOG kayıtlarının alındığı standart polisomnografi uygulamalarına ek olarak, hava akışı, solunum çabası ve kanda çözünmüş oksijen doygunluğu parametreleri de değerlendirilir. Bunlara ek olarak yapılacak çalışmanın niteliğine göre, horlama kaydı, vücut pozisyonu gibi farklı parametreler izlenerek alınan veri zenginleştirilebilir.

## **1.2. Çalışmanın nemi ve Amacı**

Uyku apnesi hastaları gece uykusunda solunum durması nedeniyle sık uyandıkları için uyku kaliteleri bozulur. Hastalarda en çok görülen belirtiler aşırı yorgunluk, gündüz uyku hali, kalp problemleri ve sistemik hipertansiyondur. İleri derecede apne vakalarında uyku sırasında lme bile rastlanabilir. Benzer şikyetleri olan hastalara uyku çalışması uygulanarak uygun tedavi protokolleri uygulanmaktadır. Hastalığın teşhisi bu konudaki uzman hekimler tarafından, tüm gece uykusuna ait uyku kaydı alınarak ve uykuda solunum bozuklukları incelenerek yapılmaktadır. Kayıtların değerlendirilmesinde sayısal polisomnografi kayıt sistemleri için hekimlere yardımcı olan çeşitli uyku skorlandırma yazılımları halen geliştirilmektedir.

Literatürde en çok karşılaşılan Obstruktif Uyku Apnesi (OSA) hastalarına yönelik yapılan çalışmalar incelendiğinde, hemen hemen tüm çalışmaların uyku apnesinin oluşma anı ve süresinin belirlenmesine yönelik olarak yoğunlaştığı görülmektedir. Gerçekleştirilen ayrıntılı literatür taramasında; hastaya ait fizyolojik parametrelerin değişimi ve özellikleri incelenerek hastanın apneye girip girmeyeceğinin önceden belirlenmesine yönelik çalışmaların olmadığı saptanmış olup çok az sayıda korelasyon çalışmasına rastlanılmıştır. Uyku apnesinin öngörülmesinde karşılaşılan güçlükler; uyku kayıtlarının tüm gece boyunca alınmasından dolayı işlemlerin çok uzun ve zahmetli olması, fizyolojik sinyallerin karakteristiklerinin değişkenliği ve aynı sinyalin farklı hastalarda farklı genlik ve frekans özellikleri göstermesi olarak sıralanabilir.

Klinikte sürekli olarak alınan solunum kaydının izlenmesi ile uyku apnesi olduğu sırada belirlenebilmektedir. Bu amaçla kullanılan apne monitörleri farklı tipte sensörler (termistör, ısı çift v.b) içermekte ve hastanın apneye girmesiyle beraber duran solunumu haber vererek uykuda ölme gibi oluşabilecek ciddi sonuçların engellenmesini sağlamaktadır.

Sunulan tez çalışmasının ana hedefi, polisomnografi kayıtlarından elde edilen temel fizyolojik belirleyicilerden EEG, EMG, EKG ve solunum sinyallerinin geliştirilen bir algoritma çerçevesinde işlenerek OUA'nin oluşumundan önce saptanmasıdır.

Apnenin öngörülmesinin gerçekleştiği takdirde uygun bir uyarım tekniği kullanılarak hastanın uykusuna devam etmesi sağlanabilir. Bu sayede, özellikle OUA nedenli uykuda ölüm vakalarının azaltılması mümkün olabilir. Ayrıca hastanın uyku kalitesinin artırılması, gündüz uyku hali ve ileriye yönelik çeşitli sağlık problemlerinin oluşumunun azaltılması yönünde katkılar gerçekleştirilebilir.

Sunulan çalışmanın en önemli noktalarından biri de, kullanılan polisomnografi kayıtlarının gerçek hasta kayıtları olmasıdır. Literatürde bu konuda yapılan çalışmalar incelendiğinde en önemli eksikliklerden biri ham ve gerçek hasta kayıtları ile yapılan çalışmaların azlığıdır. Diğer bir eksiklik de şimdiye kadar konu ile ilgili olarak disiplinler arası çalışma ortamının gerçekleştirilmemiş olmasıdır. Bu çalışmada ise hem tıp hem de mühendislik disiplinlerinin ortak katkısı sağlanmış, biyolojik sinyallerin işlenmesi konusundaki mühendislik disiplini ile hasta kayıtları ve teşhisi konusundaki tıp disiplininin ortak çalışması gerçekleştirilmiştir.

Günümüzde iş hayatı, çalışma temposu, sosyo-ekonomik durum gibi birçok faktöre bağlı olarak görülen en önemli toplumsal sorunlardan birisi uyku bozukluğudur. Uykuda solunum bozuklukları ise sık gözlenen fakat bireylerin fark etmediği klinik olgulardır. Uyku apnesinin prevalansının toplumda yaklaşık %1-5 olmasına rağmen, hastalık yeterince tanınmadığı ve sonuçları bilinmediği için yeterince dikkat çekmemektedir. Türkiye'de ortalama bir tahminle 1-1,5 milyon uyku apneli hasta olduğu söylenebilir. Uyku apnesi hastalığının sonuçları kardiyovasküler, pulmoner, nörolojik, psikiyatrik, endokrin, nefrolojik, gastrointestinal, hematolojik, sosyoekonomik ve mortalite olarak gruplandırılabilir.

Uyku apnesi hastalığı çalışmalarının yapıldığı uyku laboratuvarlarının sayısı ülkemizde yeterli düzeyde olmamasından ve teşhişin uzun sürmesinden dolayı hastalar tedavi için uzun süre beklemek zorunda kalmaktadırlar.

Sunulan çalışma, uyku apnesinin öngörülmesi sonucunda prevalansı bu kadar yüksek olan bir hastalık için yeni, tanısı daha az zaman alan, daha ucuz ve yaygın tedavi yöntemlerinin geliştirilmesi açısından da ayrı bir önem arz etmektedir..

### **1.3. Literatür Özeti**

Literatürdeki uyku apnesi ile ilgili çalışmalar çoğunlukla apnenin belirlenmesi ya da sınıflandırılması yönündedir ve temelde EKG sinyalinin analizine dayanmaktadır (Chazal *et.al.*,2004). Ancak apnenin öngörülmesine ilişkin hiçbir model ve çalışma bulunmamaktadır. Mevcut çalışmalarda yöntem olarak RR aralıkları arasındaki zaman değişimini ifade eden Kalp Hızı Değişimi (KHD) analizleri kullanılmış ve apne belirlenmeye çalışılmıştır. Söz konusu çalışmalar zaman ve frekans uzayı analizleri olarak ikiye ayrılmaktadır (Camm *et.al.*,1996). Zaman uzayı analizlerinde RR aralıklarının ortalaması, standart sapması, özillinti katsayıları gibi parametreler incelenmektedir. Zaman bölgesi analizleri, 2-5 dakikadan oluşan kısa dönem (Camm *et al.*,1996) ve 24 saatten oluşan uzun dönem analizleri (Roche *et.al.*,2003) olarak ikiye ayrılmaktadır. Apne oluşması sırasında RR aralıklarındaki değişimin değerlendirilerek apne belirlenmesinin yapıldığı çalışmalar literatürde bildirilmiştir (Roche *et.al.*,1999; Chazal *et.al.*,2000; Mietus *et.al.*,2000; Zapanta *et.al.*,2004). Frekans uzayı analizinde ise, RR aralıklarının spektral osilasyonu (Dingli *et.al.*,2003) veya KHD'nin spektral bileşenleri değerlendirilmektedir. KHD spektral analizlerinde uygulanan yöntemlerden biri de spektral bileşenlerdeki değişimlerin belirlenmesidir (Drinnan *et.al.*,2000; Roche *et.al.*,2002). Bir diğer analiz yöntemi ise KHD'nin güç spektral yoğunluğunun hesaplanarak yüksek ve düşük frekans bölgelerinin güçleri ve bu güçlerden hesaplanan oranın analizidir (Schrader *et.al.*,2000; Yachuan *et.al.*,2003). Roche *et.al.*(2003) dalgacık dönüşümü yöntemi kullanarak KHD'nin apne oluştuğu andaki frekans değişimlerini incelenmiş ve farklı hasta gruplarındaki korelasyonu değerlendirerek apne sınıflandırması yapmışlardır.



Dalgacık dönüşümü yöntemi ile de solunum sinyallerinden apne sınıflandırılması yapılmıştır (Fontenla-Romero *et.al.*,2005). Nefes yolu tıkanması ve apneyi belirlemek için yapılan bir çalışmada, karın ve göğüs bölgesinden alınan solunum sinyalleri arasındaki faz farkı ilişkisi incelenmiştir (Varady *et.al.*,2003).

Literatürde uyku apnesi ve EEG ile ilgili yapılan çalışmaların azlığı dikkat çekmektedir. EEG ile ilgili çalışmalar daha çok uyku safhalarının sınıflandırılması (Duman,2005), uyuklama seviyesinin tespiti (Akın *et.al.*,2003; Akın *et.al.*,2003) ve beyin bölgelerindeki aktivite değişimlerinin belirlenmesi yönündedir (Dingli *et.al.*,2002). Uyku apnesi ile ilgili yapılan çalışmalarda ise EEG sinyalinin spektral bileşenlerinin apne olduğu zamanki değişimleri araştırılmıştır (Berry *et.al.*,1998; Schramm *et.al.*,2000; Huupponen *et.al.*,2006).

#### **1.4. Çalışmanın Kapsamı**

Çalışmada kullanılan polisomnografi kayıtları, Ankara Gülhane Askeri Tıp Akademisi Ruh Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı uyku laboratuvarında yapılan uyku skorlandırma çalışmaları dahilinde kaydedilen gerçek hastalara aittir. Kayıtlar klinikte bulunan çok kanallı polisomnograf kullanılarak sürekli form kağıtlarına ve bilgisayara eş zamanlı olarak kaydedilmektedir.

Çalışmada solunum (hava akımı), EEG, EMG ve EKG kayıtlarının frekans ve genlik analizleri gerçekleştirilmiştir. Frekans analizlerinde klasik Fourier Dönüşümü, Ayrık Zamanlı Fourier Dönüşümü (AZFD) ve kestirim metotları kullanılmıştır. Sinyalin genel özellik değişimlerinin yerine, geçici ve kısa süren rejimlerin araştırılmasında Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü (KZFD) kullanılmıştır. Yine sinyal özelliğine bağlı olarak genlik ve frekans analizinde Teager Enerji Operatörü (TEO) kullanılmıştır. Sinyallerin alt frekans bantlarının özelliklerinin incelenmesinde (EEG alt bantları gibi) ise Ayrık Dalgacık Dönüşümü (ADD) kullanılmıştır.

Çalışmanın ilk aşamasında, yukarıda bahsedilen sinyal işleme yöntemleri kullanılarak uzman hekim tarafından OUA teşhisi konmuş hasta kayıtları analiz edilmiştir. Bu bağlamda sinyallere zaman ve frekans uzayı analizleri yapılarak, her bir sinyalden uyku apnesinin öngörülmesini sağlayacak sinyal parametreleri elde

edilmiştir. Elde edilen parametrelere göre yapılacak öngörünün güçlendirilmesi amacıyla, klinik açıdan anlamlı sayıda hasta kaydı incelenmiş (yaklaşık 90 adet) ve uyku apnesinin oluşumundaki fizyolojik parametrelerin değişimi ile ilgili sinyal parametrelerinin sayısı artırılmıştır.

Çalışmanın ikinci aşamasında uyku apnesinin öngörülmesi için bir algoritma oluşturulmuştur. Bu algorithmada, çalışmanın ilk kısmında elde edilen sinyal parametreleri kullanılarak, Gülhane Askeri Tıp Akademisi Uyku Laboratuvarında, uzman doktorlar tarafından belirlenen, klinik olarak anlamlı sayıda hasta kaydına (yaklaşık 90 adet) uygulanmıştır. Teorik (önerilen modelin tahmin ettiği) ve tanımsal (hekim tarafından) değerlendirme testleri ile modelin öngörü performansı ölçülmüştür.

## 2. KURAMSAL TEMELLER

### 2.1. Sinir Sistemi

Bir canlının yaşamını devam ettirmesi gerek dış, gerek iç değişikliklerden haberdar olup bu değişikliklere verdiği tepkiye bağlıdır. Canlı, hayatının devamlılığını sağlamak için iç ortamını değişmez tutmalıdır. Bu olaya “*homeostasis*” denir. Tek hücreli organizmalarda homeostasisi sağlamak hücre zarının bir fonksiyonu olsa da canlılığın çok hücreli aşamaya geçmesi ile hücreler arasında haberleşmenin ve organizmanın hücrelerinin birlikte davranabilmeleri için bir kontrol sisteminin oluşması gerekli olmuştur. Gerek homeostasisin sürdürülmesi, gerekse diğer vücut fonksiyonlarının canlının ihtiyaçlarına göre yapılabilmesi için düzenleyici kontrol sistemleri gerekir (Noyan,2003). İnsanlarda iki türlü kontrol mekanizması mevcuttur;

#### 1. *Hormonal kontrol*

Hormonal kontrol yavaş işleyen ve filogenetik (evrimsel olarak daha eski) olarak daha erken dönemde ortaya çıkan bir mekanizmadır. Hormonal kontrolün etkisi yavaş ortaya çıkar ve kalıcıdır. Örneğin; büyüme hormonu doğumdan itibaren üretilmeye başlanır ve zaman içinde etkisi görülür. Benzer olarak, kadınlarda menstrasyon döngüsünü ayda bir olacak şekilde ayarlanması hormonal bir kontroldür (Noyan,2003; Costanzo,2006).

#### 2. *Sinirsel kontrol*

Sinirsel kontrol filogenetik açıdan daha sonra ortaya çıkmış ve yer değiştiren organizmalarda gelişmiş olup, tepkinin hızla ortaya çıkmasını sağlayan bir mekanizmadır. Sinirsel kontrol, “nöron” adı verilen sinir hücreleri tarafından düzenlenir. Canlı varlıkların uyarılmaya karşı reaksiyon göstermesini sağlayan sistemlerin genel olarak dört esas özelliği vardır. Bunlar;

*i)- Uyarılabilme (reseptör fonksiyonu)*

*ii)- Uyarının iletilmesi (nöron fonksiyonu)*

*iii)- İlişki kurulması ve uyarının işlenmesi (sinir merkezleri fonksiyonu)*

iv)- Cevap verme (efektör fonksiyonu)

Sinir sistemi yapısal olarak ikiye ayrılır:

1. Merkezi Sinir Sistemi (MSS): Beyin ve omurilik

2. Periferik Sinir Sistemi (PSS): Beyin ve omurilikten çıkan, beyin ve omuriliğe giren sinirler ve gangliyonlar. Gangliyon, MSS dışındaki sinir hücresi (veya nöron) topluluklarıdır.

### **2.1.1. Merkezi Sinir Sistemi**

MSS, beyin ve omurilikten (*medulla spinalis*) oluşur. Beyinden 12 çift sinir çıkar, bunlara kranial sinirler denir. Omurilikten 31 çift sinir çıkar, bunlara da spinal sinirler denir. Toplam olarak MSS' den 43 çift sinir çıkar ve girer. MSS'den çıkıp periferik uyarıyı götüren sinirlere efferent (ya da motor) sinirler, periferikden merkeze uyarı getiren sinirlere ise afferent (ya da duyuşal) sinirler denir. Efferent sinirler bir kası kasarlar veya bir salgı bezine salgı yaptırabilirler. Bazı sinirlerin motor aktivitelerinden haberdar olunur (istem içi), aktivitelerinden haberdar olunamayan (istem dışı) sinirlere ise viseral (*visceral*) sinirler denir (Costanzo,2006).

### **2.1.2. Beyin ve Kısımları**

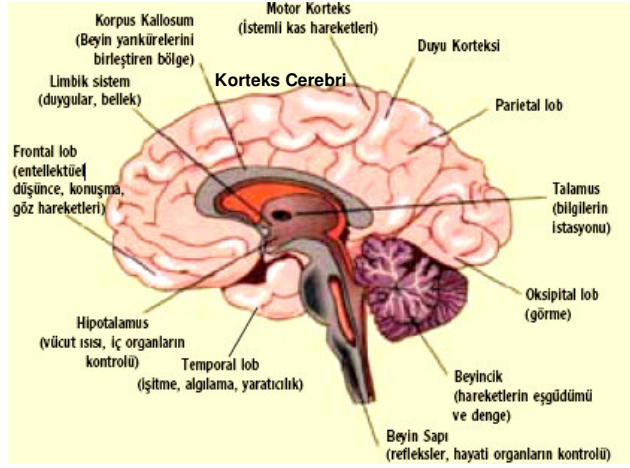
Beyin, merkezi sinir sisteminin hakimidir. Embriyonik gelişme döneminin başlangıcında üç bölüm oluşur. Dönemin sonlarına doğru miyelensefalon beyin kökünü oluşturur. Miyelensefalon içinde medulla oblongata, pons cerebri ve orta beyin (mezensefalon) bölgeleri bulunur. Orta beynin üzerinde bulunan diensefalonda talamus, hipotalamus ve epitalamus bölgeleri bulunur. Pons cerebri'nin hizasında cerebellum (küçük beyin) vardır. En üstte korteks cerebri (cerebrum = büyük beyin) bulunur (Şekil 2.1).

#### **2.1.2.1. Beyin Sapı**

Anatomik olarak beyin sapı üç kısımdan meydana gelir; medulla oblongata (beyin soğanı), pons cerebri (beyin köprüsü) ve mezensefalon (orta beyin).

*Medulla oblongata*, omuriliği ile beyin arasındaki ilk iletişim bölgesi olup, solunum sistemi merkezleri, dolaşım merkezleri, kalp atım hızı, damar çapını ayarlayan merkezler gibi vejetatif (vegetative) fonksiyonlarının merkezinin bulunduğu yerdir.

Vejetatif fonksiyonlar, solunum, sindirim, dolaşım, sekresyon, üreme gibi hayati fonksiyonlardır.



Şekil 2.1 Beynin kısımları (Şenel, 2003)

*Pons Cerebri*, Solunum merkezinin bir kısmını içerir. Kranial sinirlerin on çiftini (ilk ikisi hariç) medulla oblangata ile birlikte içerir. Bu sinirlerden onuncusu olan Nervus Vagus, vejetatif fonksiyonların en önemli ayarlayıcılarından biridir. Nervus vagus'un motorik olanı solunum üzerinde etkili olup, sensorik olanı ise kalpten gelen impulsların iletilmesinde etkilidir.

*Mezensefalon* (Orta Beyin), gözbebeği refleksi, ses duyduğumuzda başımızı sesin geldiği yöne çevirmemiz gibi kranial refleksler bu kısımda kontrol edilir. Bununla birlikte, kas geriliminin ve vücut pozisyonunun korunmasına yönelik istem dışı hareketlerin yapılmasını, dengenin korunmasını sağlar.

### 2.1.2.2. Retiküler Formasyon

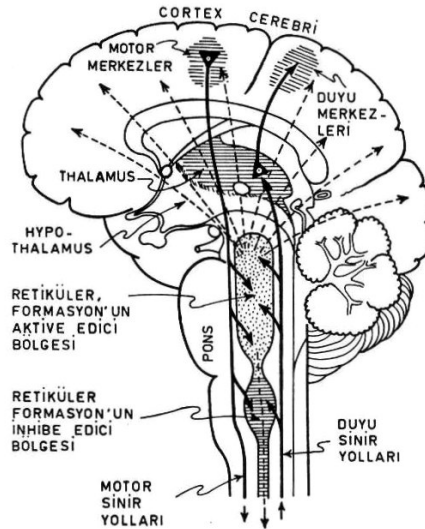
Beyin kökünde "*retiküler formasyon*" (RF) adını alan bir bölge vardır. Bu bölge vücudun birçok bölgesinden ve beyindeki merkezlerden impulslar alır. Bu bölgeden çıkan impulslar, talamus yoluyla beyin korteksinin hemen her bölgesine ve omuriliğe gider. Bu bölge, bilinç altı bir çok koordineli hareketin yapılmasında ve bütün sinir sistemi ve vücudun uyanık tutulmasında görevlidir. RF, aldığı duyu impulslarının gereğine göre, hipotalamusu etkileyerek kalp, dolaşım, solunum gibi vejetatif fonksiyonları aktive eder. Uykuda retiküler sistem aktif değildir.

### 2.1.2.3. Beyincik (Küçük beyin-Cerebellum)

Karmaşık kas hareketlerinin koordinasyonundan sorumludur. Cerebellum hiç bir kasa doğrudan impuls göndermez. Vücut dengesinin korunmasını da sağlar. Cerebellum bu işlevleri karşılaştırma mekanizması ile yapar. Büyük beyin masadaki kalemi almak için karar verir. Beyinden çıkan impuls ventral kök ile bağlantı kurar, efektör kas kasılır. Kasın kasılması sonucu reseptörlerden çıkan impulslar cerebelluma gider, aynı anda büyük beyinden de cerebelluma impuls gider ve birbiriyle karşılaştırma yapılır. Eğer bir uyumsuzluk varsa cerebellum büyük beyne impulslar göndererek frekans modülasyonu ile koordinasyonu sağlar.

### 2.1.2.4. Diensefalon (Ara Beyin)

*Talamus*, koku hariç duyuların toplanıp büyük beyin ilgili bölgelerine iletiği merkez olup, *Talamus*'a ilkel beyin adı da verilir. Bu bölüm acı, ağrı gibi bazı kaba duyuları algılayabilen bir merkezdir. İletişim istasyonu gibidir. Bilerek ve idrak edilerek yapılan davranışlar bu sistem aracılığı ile yapılmaktadır. RF'dan kök alan ve insanın uyanık olmasını sağlayan impuls yolları, talamus yoluyla büyük beyine ulaşırlar (Şekil 2.2). *Talamus* bu aktive edici sistemin esas bölümünü teşkil eder. Uyku durumunda talamus ve beyin korteksi inaktif durumdadır.



Şekil 2.2 Retiküler aktive edici sistem (Noyan,2003).

*Epitalamus*, kokulara karşı duyarlıdır ve kokulara karşı duyuşal tepkiler göstermemizi sağlar. Aynı zamanda, ergenlik döneminin başlamasını sağladığı düşünölen ve karanlık aydınlık döngüsünü düzenleyen merkezdir.

*Hipotalamus*, çok önemli bir beyin bölgesidir. Dış ve iç ortamdandan gelen uyarılar burada toplanır ve uygun tepkiler gösterilir. Hipotalamus otonom sinir sistemi ve endokrin sistemle ilişkili olduğu kadar, somatik reaksiyonların kontrolünde de etkilidir. Hipotalamus, insan vücudunun esas fonksiyonlarının, vücudun ihtiyaçlarına göre yapılmasını sağlar. Bütün organ ve organ sistemlerinin fonksiyonlarında düzenleyici etkisi vardır ve fonksiyonlarının çoğu homeostasis'in korunmasına yöneliktir. En önemli fonksiyonlarından birisi, uyku ve uyanıklık hallerinin ayarlanmasıdır. Bunun yanında, vücudun su dengesi ve sıcaklığı, salgı bezleri, açlık ve yemek yeme, medulla oblangatada ki merkezlerin kontrolü gibi önemli görevleri vardır.

#### **2.1.2.5. Büyük Beyin (Beyin Korteksi- Cortex Cerebri-Serebrum)**

Düşünme, plan yapma, karar verme, ileriye görme, muhakeme ve konuşma gibi üst düzey fonksiyonlardan, istemli motor hareketlerden, duyuşların değerlendirilmesinden sorumludur. Sağda ve solda olmak üzere iki yarımküreden oluşur. Beyin korteksinin her bölgesi, aferent yolların sonu, eferent yolların başlangıcıdır. Beyin korteksinde, çeşitli fonksiyonların yapılmasını sağlayan belirli alanlar vardır (Şekil 2.3). Beyin lobu adı verilen bu alanlar aşağıda kısaca açıklanmıştır.

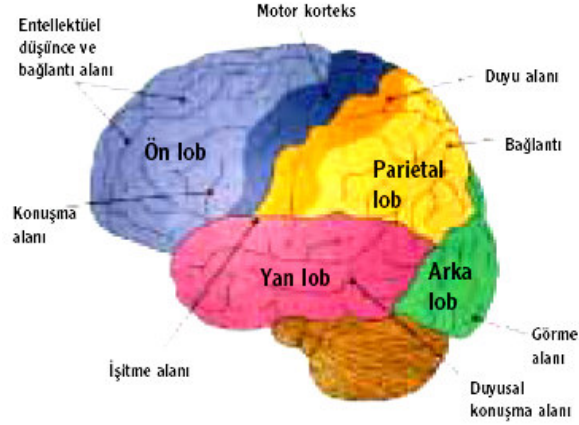
*Frontal (ön) Lob*, motor aktivitelerden, kişinin ruh halinden, motivasyondan, duyuşal tepkilerden sorumludur.

*Parietal Lob*, genel duyuşların (dokunma, sıcak, soğuk v.b.) sonlandığı bölgedir. Tat almayı sağlayan bir bölgesi bulunmaktadır.

*Oksipital (arka) Lob*, gözlerden çıkan sinir yolları bu bölgede sonlanır. Görme ve önceden görölen arasındaki ilişkilendirme bu bölgede sağlanır.

*Temporal (yan) Lob*, bellek, işitme, önceden işitilenle ilişkilendirme ve koku duyuşu bu bölgededir.

Santral sulkus (*sulcus centralis*), beyni ön ve arkada ikiye ayıran derin bir boşluktur. Santral sulkusun hemen önünde yer alan bölge frontal lobun üçte birini işgal eder ve motor korteks olarak adlandırılır. Santral sulkusun arkasında yer alan bölge korteksin duyu alanıdır ve somatik duyu alanından sorumludur. Duyu alanının hemen arkasında, görme, işitme gibi duyu assosiasyon alanı yer almaktadır (Onur,2001;Seeley *et.al.*,2000; Guyton and Hall,2006).



Şekil 2.3 Beyin lobları ve duyu alanları (Şenel, 2003).

#### 2.1.2.6. Limbik Sistem

Limbik sistem bir nevi ilkel beyindir. İnsanda limbik sistemin üstünde neokorteks uzanır. Neokorteks düşünce, hafıza ve yaratıcılık gibi entellektüel olayları meydana getirirken limbik sistem içgüdüye dayanan davranışları düzenler. Bunlar, canlının yaşamını sürdürülebilmesi için gereken ve türünün devamını sağlamaya yönelik davranışlardır.

Limbik sistemi amigdala, hipokampus ve hipotalamusun bir kısmı oluşturur. Hipokampus yaşamsal bilgileri depolayarak davranış rutinlerini meydana getirir. Amigdala canlının içgüdüsel davranışları üzerine etkilidir. Hipotalamus davranışlarla ilgili iç organların aktivitelerini düzenler. Limbik sistemin bazı bölgelerinin uyarılmasında, otonom sinir sistemine ait reaksiyonlar (dolaşım, solunum gibi) görülür. Zira otonom sinir sistemini kontrol merkezi olan hipotalamus, limbik sistemin bir parçasıdır (Noyan,2003; Costanzo,2006).



### 2.1.3. Otonom Sinir Sistemi

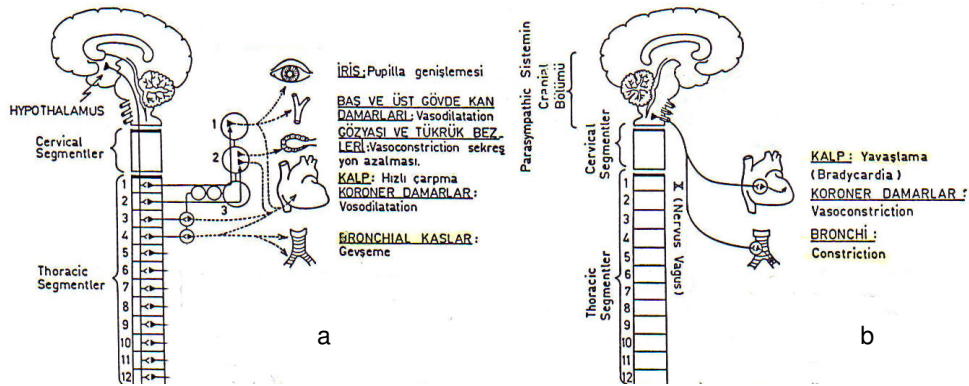
Vücutta kalp, kan damarları, düz kaslar ve bezlerin aktivitelerini kontrol eden otonom sinir sistemine *vejetatif* sinir sistemi de denir. Vejetatif sinir sistemi ayrı bir sistem olmayıp, genel sinir sisteminin bir parçasıdır ve tüm sinir sistemi ile birlikte çalışır. Otonom sinir sistemi, kalp atım hızı gibi isteğe bağlı olmayan viseral iç organ aktiviteleri kontrol eder. Otonom sinir sistemi, viseral aktiviteleri hızlı ve şiddetli değiştirebilir: örneğin 3-5 saniye içinde kalp atım hızını normalin iki katına arttırabilir. Otonom sinir sistemi başlıca medulla spinalis, beyin sapı ve hipotalamusta lokalize olan merkezler tarafından aktive edilir. Otonom sinir sistemi iki alt üniteden oluşur:

#### 2.1.3.1. Sempatik Sinir Sistemi

Sempatik sistem genel olarak vücut aktivitesini arttırır. Sempatik sistem uyarılırsa, kalp atımı hızlanır, bronşlar genişler, arteriyel kan basıncı ve aktif olan kaslarda kan akımı artar, kan glikoz konsantrasyonu artar (Şekil 2.4.a).

#### 2.1.3.2. Parasempatik Sinir Sistem

Parasempatik sinir sistemi, genellikle rahatlık, istirahat, gevşeme durumlarında etkindir ve sempatik sistemle koordineli çalışarak vücudun homeostasisini korur. Uyarımı ile kalp atımını yavaşlatır, bronşlar daralır (Şekil 2.4.b).



Şekil 2.4 Otonom sinir sistemi.(a) Sempatik sinir sistemi ve etkilediği bazı organ ve dokular, (b) parasempatik sinir sistemi ve etkilediği bazı organ ve dokular (Noyan,2003).

İsteğe bağımlı olmadan çalışan birçok organ, sempatik ve parasempatik sinirler alır ve genelde bu sinirlerin etkileri birbirinin aksidir. Otonom sinirler tarafından kontrol edilen birçok aktivitenin birbirine uygun şekilde yapılması, medulla

oblangata, pons cerebri, hipotalamus, limbik sistem ve büyük beyindeki merkezler tarafından ayarlanır.

### **2.1.3.3. Otonom Sinir Sisteminin Fonksiyonları ve Kontrol merkezleri**

Otonom sinir sistemi vücudu çeşitli davranış reaksiyonlarına, aktivite durumlarına hazırlar. Örneğin, kalp atım hızını arttırabilir ya da gerekli durumlarda kan akımını aktif dokulara yönlendirir. Diğer bir özelliği de tonik aktivite göstermesidir. Yani kontrol ettiği organa aralıksız impuls gönderir. Bu tonik aktivite sayesinde, organ orta derecede bir aktivitede kalır ve duruma göre organ aktivitesi azaltılıp çoğaltılabilir.

Sempatik sistem, hayatın tehlikeli anlarında imdada yetişen bir sistemdir. Yani, kalp atım sayısı, kan basıncı, bronşların genişlemesi ve benzer birçok fizyolojik durum otonom sinir sistemi tarafından kontrol edilir.

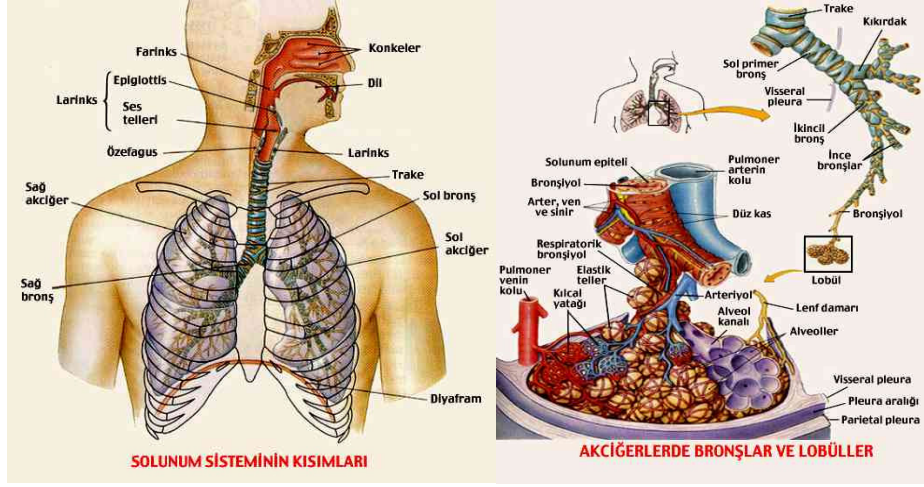
Otonom sinirlerin kontrolünde en önemli merkez bölge hipotalamustur. Otonom ve somatik fonksiyonların birbirini tamamlayıcı ve uygun biçimde ayarlanması hipotalamus tarafından yapılır. Daha üst merkezler olarak, büyük beyin, hatta küçük beyinin, kalp atımı ve solunum gibi otonomik fonksiyonlar üzerinde değiştirici ve düzenleyici etkileri vardır.

## **2.2. İnsanda Solunum (Respiration)**

İnsan vücudunda 'homeostasise', yani iç ortamın normal durumunun muhafazasına, geniş ölçüde akciğerler katkıda bulunur. Akciğerler iç ortamın oksijen, karbondioksit ve pH düzeylerini ayarlarlar. Genel olarak solunum, canlı varlık ile onun dış ortamı arasındaki gaz alışverişi olarak tanımlanabilir. Canlı vücudunda gerekli olan tüm enerji, genel olarak, karbon taşıyan kompleks moleküllerin oksidasyonundan kazanılır ve son ürün olarak da CO<sub>2</sub> ve H<sub>2</sub>O oluşur. Bu nedenle, oksidasyonu sağlayacak oksijenin devamlı olarak vücuda alınması ve oluşan CO<sub>2</sub> 'nin vücuttan devamlı olarak uzaklaştırılması gerekir. Bu nedenle, düzenli solunumun devamlılığı insan sağlığı açısından hayati önem taşımaktadır (Guyton and Hall,2006).

Akciğerler iki esnek zarımsı kese kabul edilebilirler. İç kısımları, dış hava ile temas halindedir ve çok sayıdaki alveol, 70-80 m<sup>2</sup>'lik büyük bir yüzey alanı meydana

getirir. İki bronş ciğerlere girince kollara ayrılır ve gitgide daha küçük dallara ayrılarak bronşçuk ve “*respiratuar bronşiol*” leri oluştururlar. Bu en küçük dallarda “*alveol*” denilen çok küçük odacıklara açılırlar (Şekil 2.5).



Şekil 2.5 Solunum sistemi ve kısımları (Onur,2001).

### 2.2.1. İspirasyon mekanizması

Göğüs kafesi (toraks) ve akciğerlerin genişlemesiyle, akciğerlere hava girmesine “inspirasyon (nefes alma)” denir. Diyaframın kasılması ve kaburgaların öne ve yukarı doğru hareketi ile göğüs kafesi genişlediği zaman, akciğerler bu hacim artışını aynı şekilde izlediği için inspirasyon meydana gelir.

Göğüs kafesi ile karın arasında bir kubbe şeklinde yer alan diyafram solunumun esas işlevselliğini sağlar. Diyaframın göğüs kafesine bakan yüzü dışbükey (convex), karına bakan yüzü ise içbükeydir (concave ). Kasıldığı zaman kubbe şekli düzleşerek, göğüs içinin düşey çapını artırır. Böylece akciğerler aşağıya doğru genişler ve inspirasyon oluşur. Bu esnada, diyaframın aşağı doğru hareketi karın içi basıncını artırır, karın bölgesindeki (abdominal) organlar geriye doğru itilir, karın kasları gevşer ve karın duvarı yukarı doğru şişkinleşir. Diyaframın hareketi sonucu olan bu solunuma “ abdominal solunum ” denir. Diyaframın motorik siniri “*nervus phrenicus* ” dur (Lütjen-Drecoll and Rohen,1998; Seeley *et al.*,2000).

İspirasyonda, kaburgalar arasındaki dış interkostal kasların kasılmasıyla kaburgalar dışarıya ve öne doğru hareket ederler. Bu hareket göğüs kafesinin

yatay çapını arttırır. Kaburgaların bu hareketi yapmasını sağlayan kaslar, diyafram ile aynı zamanda kasılırlar; dolayısıyla inspiratorik fonksiyon gösterirler.

### **2.2.2. Ekspirasyon mekanizması**

Göğüs kafesi (toraks) ve akciğerlerin hacmindeki azalma ve akciğerlerdeki havanın dışarı çıkması olayına “ekspirasyon (nefes verme)” denir. İspirasyon ile genişlemiş toraks, bir kasın yardımı olmadan, tamamen pasif olarak eski haline dönebilir. Buna rağmen normal solunum, konuşma, aksırık gibi olaylarda aktif ekspirasyon vardır (Onur,2001).

Ekspiratorik kaslar ikiye ayrılır;

1-Abdominal viscera’ ya dolayısıyla diyaframın alt yüzüne basınç yaparak diyaframı eski haline getiren kaslar (Karın duvarındaki, dış ve i oblik kas, transvers kas, rektus abdominis kası) (Lütjen-Drecoll and Rohen,1998).

2-Kaburgaların eski haline dönmesini sağlayan, kaburgalar arasındaki i interkostal kaslar.

### **2.2.3. Solunum tipleri**

Genel olarak, abdominal ve toraks solumu olmak üzere iki tip solunum vardır. Karın bölgesinin hareketi abdominal solunumda belirgin iken, kaburgaların hareketi, toraks solunumunda belirgindir. İstirahat durumunda çoğunlukla abdominal solunum gözlenir. Vücut aktivitesindeki artış veya eksersiz ile birlikte toraks solunumuda devreye girmeye başlar. Buna ek olarak, solunumun şekline ve kontrol mekanizmasına bağlı olarak aşağıdaki solunum tipleri literatürde yer almaktadır (Lütjen-Drecoll and Rohen,1998; Noyan,2003).

*i)- Eupnea:* İstirahat halinde yapılan solunum şekli. İnsan toraks ve diyafram hareketlerinden habersiz.

*ii)- Hyperpnea:* Solunumun frekansı veya derinliği veya her ikisinin arttığı solunum tipi.

*iii)- Polypnea:* abuk, yüzeysel kesik kesik olan solunum.

*iv)- Apnea:* Solunumun geçici bir süre durması hali.

v)- *Dyspnea*: Güç solunum

#### **2.2.4. Solunumun Sinirsel Kontrolü**

Solunum sisteminin kontrolü ve akciğer ventilasyonu, birtakım özelleşmiş nöronların ritmik olarak uyarılması ile gerçekleşir. Solunum merkezlerindeki nöronlar üç yolla aktive edilebilir:

i)- CO<sub>2</sub> ve H<sup>+</sup> konsantrasyonundaki değişimlerin, nöronların bulunduğu ortamda meydana getirdiği kimyasal değişikliklerle,

ii)- Vücudun çeşitli yerlerinde bulunan reseptörlerden gelen impulslarla,

iii)- Büyük beyinden solunum merkezlerine gelen emirler (uyarılar) ile.

##### **2.2.4.1. Solunumun Merkezleri**

Beyinde solunumla ilgili merkezler, medulla oblongata ve pons cerebri'de yer almaktadır. Buralardaki merkezler kesin sınırlarla belirlenmiş olmasa da, belirli bölgelere yayılmış haldedir. İstemli yapılan solunumda büyük beyindeki çeşitli merkezlerden solunum merkezlerine gelen impulslar, solunumu isteme uyacak şekilde değiştirirler. Bununla birlikte, büyük beyin, beynin diğer kısımlarından ayrılrsa bile ritmik solunum devam eder. Bu ritmik solunumu, medulla oblongata ve pons cerebride bulunan çeşitli merkezler sağlar. Bu merkezler aşağıda kısaca anlatılmaktadır (Noyan,2003).

##### **2.2.4.2. İspirasyon Merkezi**

Bu merkez, retiküler formasyon denilen yapının medulla oblongatadaki kısmının anteromedialinde yer almaktadır. Bu merkez uyarıldığında inspirasyon yaratır ve uyarıya devam ettiği sürece inspirasyon devam eder.

##### **2.2.4.3. Ekspirasyon Merkezi**

Bu merkez, inspirasyon merkezini bulunduğu yere nazaran posterolateral bir bölgede yer almıştır. Merkezin uyarılması, inspirasyonu inhibe edebilir ve ekspirasyon yaratabilir. İspirasyon ve ekspirasyon merkezlerinin ritmik solunumu meydana getirmelerinde iki faktörün etkisi vardır (Lütjen-Drecoll and Rohen,1998).

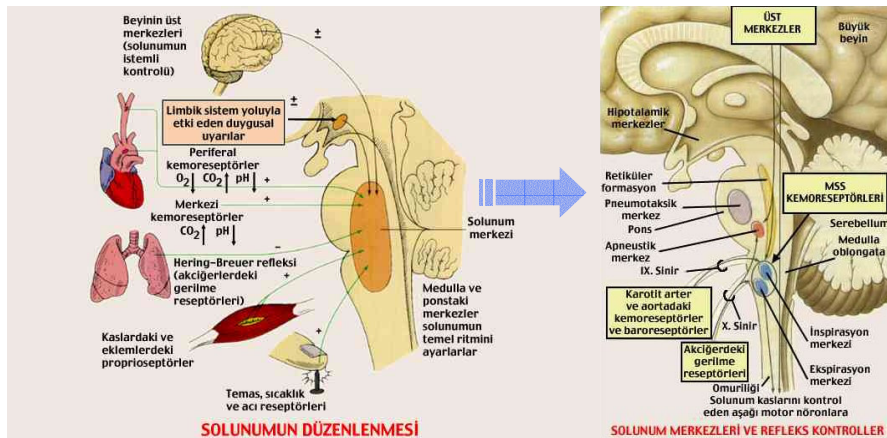
i)- Pons cerebrideki merkezlerden bu merkezlere gelen ritmik impulslar.

ii)- Nervus vagus yoluyla akciğerlerdeki reseptörlerden gelen impulslar.

#### 2.2.4.4. Apnöistik (Apneustic) Merkez

Pons cerebrinin alt kısmında bulunan sürekli olarak inspirasyon merkezlerini uyaran ve nervus vagus impulsları ile inhibe edilen merkezdir. Apnöistik merkezi aynı zamanda pons cerebrinin yukarı kısmında bulunan pnömotaksik merkezden gelen impulslar inhibe eder (Noyan,2003).

Solunum mekanizması bir osilasyon şeklindedir. Kandaki pH, O<sub>2</sub> ve CO<sub>2</sub> miktarları bu osilasyonun frekans ve genliğini kontrol eder ve buna “solunum döngüsü” denir. Solunum döngüsünün başlangıcında, apnöistik merkez inspirasyon merkezine impulslar gönderir. Buradan inspirasyon kaslarını uyarıcı impulslar ile inspirasyon başlar. İnspirasyon merkezi aynı zamanda pnömotaksik merkeze de impulslar göndererek inspirasyonun başladığını bu merkeze bildirir. İnspirasyon belirli bir düzeye gelince, gerilme reseptörlerinden nervus vagus aracılığı ile apnöistik merkeze gelen impulslar (aynı zamanda pnömotaksik merkezden de inhibe edici impulslar alır) ile bu merkezin aktivitesi durur. İnspirasyon yaratan impulslar durunca, istirahat halindeki insanda pasif ekspirasyon başlar. Herhangi bir nedenle solunum güçlüğü olduğunda ise, ekspirasyon merkezlerinden ekspirasyon kaslarına giden impulslar ile aktif ekspirasyon başlatılır (Şekil 2.6) (Pocock and Richards,2004).



Şekil 2.6 Solunumun sinirsel kontrolü (Onur,2001).

### 2.3. Uyku ve Uyanıklığın Oluşumu

Beyin köküne ulaşan belirli şiddetteki uyarıların, buradan orta beyin ve talamus aracılığı ile korteksi uyurarak uyanıklığın oluşumunu sağladığı bilinmektedir. Bu

genel uyarılmışlık, başta norepinefrin olmak üzere, asetilkolin, histamin gibi çeşitli nörotransmitterlerin katkısıyla oluşmaktadır. Uyku, uyanıklığı oluşturan faktörlerin inhibisyonunun yanında, uykuyu başlatıcı iç ve dış faktörlerin etkisi ile de başlar.

Sirkadiyen<sup>1</sup> ritim başta olmak üzere, nöroendokrin değişmeler, salgılanan peptid yapısında maddelerle uykunun başladığı düşünülmektedir. Uyku-uyanıklılık döngüsünün, sirkadiyen ritminin yanında, homeostatik regülasyon ile ilişkili olduğu ileri sürülmektedir (Aydın v.d.,2005).

## 2.4. Uyku

Uykunun gizemli doğasına duyulan ilgi tarih boyunca var olmuştur. Ampirik çalışmalar öncesinde de insanların uykusu sırasındaki solunumu, kalp atımı, hareketleri konusunda gözlemler yapılmıştır. Zaman içinde, bilimdeki gelişmelerin de katkısıyla, insanlar üzerinde yapılan çalışmalar ile polisomnografinin temelleri atılmıştır. Daha sonraki aşamada, uykuda periyodik olarak ortaya çıkan, hızlı göz hareketleri (Rapid Eye Movement-REM) ve hızlı göz hareketlerinin olmadığı (N-REM) tanımlamalarıyla, bu dönemlerin biyolojik ve psikolojik bileşenleri tanımlanmıştır. Sonraki dönemlerde, süren araştırmalarla birlikte, uykunun nasıl oluştuğu, uykuda meydana gelen değişmeler, narkolepsi ya da epilepsi gibi tanısı uyku çalışmaları ile konulabilen, uyku apnesi gibi uykuda ortaya çıkan hastalıklar tanımlanmıştır. Yirminci yüzyılın ikinci yarısından sonra, polisomnografi çalışmaları “uyku tıbbi” başlığı altında toplanmıştır. Bu dönemde, uykunun oluşumu ve nörokimyasal, nörofizyolojik değişmeler tanımlanmıştır (Aydın v.d.,2005).

Uyku, davranışsal ve fizyolojik belirleyiciler üzerinden tanımlanmaktadır. Davranışsal belirleyiciler olarak; hareketliliğin olmaması ya da azalması, gözlerin kapanması, dış uyarılara cevabın azalması, karakteristik uyku postürü, geridönüşümlü bilinçlilik kaybı sayılabilir. Fizyolojik belirleyiciler ise; temel olarak,

---

<sup>1</sup> Canlıların, tek hücreli organizmadan insana kadar, yerkürenin dönüşü ile ilgili 24 saatlik evrelere göre fonksiyonlarında periyodik değişmeler gözlenir. Canlıların fonksiyonlarındaki bu periyodik değişikliklere “biyolojik ritim” denir. Bu ritmin tekrarlanması 24 saatlik aralıklarla oluyorsa buna “sirkadiyen ritim (circadian-circa: tahminen, dies: gün)” denir. Araştırmalara göre, bu ritmik değişkenliklerin nedeni dış ortamdaki değişiklikler değil, organizmanın kendinde bulunan bir olaydır. Tüm dış ortam değişiklikleri ortadan kalktığında bile, sirkadiyen ritim devam eder. Bu nedenle bu olay biyolojik saat olarak da adlandırılmaktadır (Noyan, 2003).

elektroensefalografi (EEG), elektrookulografi (EOG) ve elektromiyografide (EMG) gözlenen değişmelerdir (Aydın v.d.,2005).

Uykunun nedenleri için bilim adamları tarafından geliştirilen birçok teori vardır. Uyku kişinin çevresindeki olaylara tepkisiz kalarak uyanıklıktan ayrılan kolaylıkla tersinir davranışsal bir durumdur. Bu tersinebilme uykuyu, koma durumu veya anestezi gibi tepkisizlik hallerinden farklı kılar. Uykunun pasif teorisi, yorgunluğu gidermek için veya sensörel uyarılmalar sonucu uyuduğumuza dayanır. Yıllardır uyku, beyinin, uyanık olmanın aksine, pasif durumu olarak kabul edilir. Beyindeki uyarılabilen kısımların ve beyinin diğer bölgelerinin yorulması sonucu pasif hale gelmesinin uykuya neden olduğu söylenmektedir. Bazı aktif teoriler ise beyinin aktif bir biçimde şuuru yavaşlattığını savunur (Duman,2005).

Beyin aktivitesinin ölçülmesine ve nicelenmesine olanak tanıyan teknolojilerin gelişmesi, uyku durumunda ve uyanırken beyinin makro ve mikro analizlerinin yapılmasını mümkün kılmaktadır. Merkezi sinir sisteminin araştırılması ile birlikte, beyinin diğer bölgelerini inhibe ederek uykuya neden olan bazı merkezlerin varlığı gözlenmiştir. Sonuç olarak, uyku aktif olarak meydana gelen, şuurun diğer bir hali olan, yüksek koordinasyonlu bir beyin durumudur (Asserinsky and Kleitman,1953; Duman,2005).

Uykuyu daha iyi anlamayı ve incelemeyi sağlayan EEG'nin gelişmesi ile beyinin elektriksel aktivitesinin uyanırken ve uyku esnasında farklılıklar gösterdiği gözlemlenmiştir. EEG sinyallerinin uyku ile ilişkisi üzerine ilk çalışan kişi Hans Berger'dir. EEG' ye bağlı olarak, ilk sınıflandırma 1937'de Loomis tarafından uykuyu A'dan E'ye safhalara ayırarak gerçekleştirilmiştir (Williams *et.al.*,1974). 1950'lerde hızlı göz hareketlerinin (REM) düzenli olarak ortaya çıkan periyotları ve uyku sırasında meydana gelen diğer benzer olgular kaydedilmiştir. Birkaç yıl sonra, Kleitman'ın grubu tarafından uyku Hızlı Göz Hareketleri (REM) ve Hızlı olmayan Göz Hareketleri (NREM) olmak üzere sınıflandırılmıştır (Levin and Lüders,2000). 1953 yılında Aserinsky ve Kleitman uyku sırasında EEG'de ve EOG'de periyodik değişliklerin olduğunu yayınlamışlardır (Asserinsky and Kleitman,1953). Bu değişmeleri REM uykusu olarak tanımlamışlar ve uykunun REM ve NREM olmak üzere iki ana safhasının olduğunu söylemişlerdir. Rechtschaffen ve Kales, 1968 yılında uyku çalışmalarının standartlaştırılması



ihtiyacı nedeni ile “uyku safhası değerlendirme elkitabını” hazırlamışlardır. Bu el kitabı Kleitman'nın sınıflandırmasını temel almaktadır (Duman,2005).

Bugünkü tanımı ile uykunun beş dönemden oluştuğu ortaya konulmuştur. Beş uyku döneminden biri REM, diğer dört dönem ise NREM olarak bilinmektedir. NREM uykusu da kendi içinde 1,2,3 ve 4 dönemlerini içermektedir. Bir uyku döngüsü, yaklaşık 90 ile 120 dakikalık periyotlardan oluşur ve REM ve NREM dönemlerini içerir. Sağlıklı bir bireyde, genellikle bir gece boyunca 4–6 döngü gerçekleşir (Rechtschaffen and Kales,1968; Aydın v.d.,2005). Uykuda geçen süre ve farklı uyku dönemlerindeki geçen zaman, yaşa göre farklılık göstermektedir. NREM uykusunun süresi yaşla azalırken REM uykusunun süresi nispeten sabit kalır.

## **2.5. Polisomnografi**

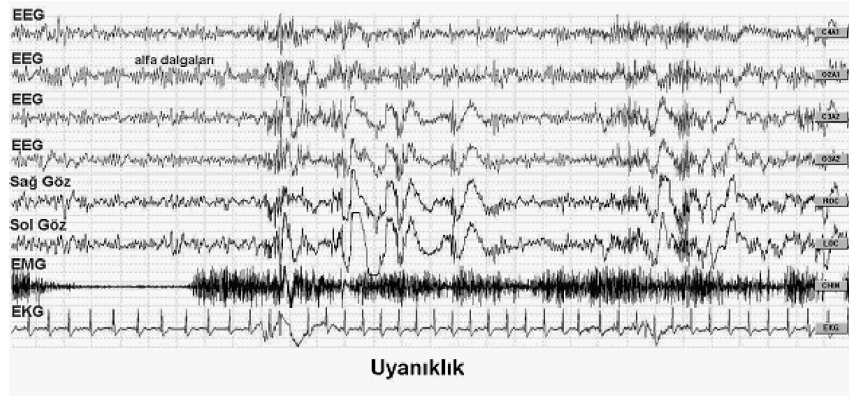
Uyku önceleri, hareketliliğin olmaması ya da azalması, gözlerin kapanması, dış uyaranlara cevabın azalması, geri dönüşümlü bilinçlilik kaybı gibi davranışsal belirleyiciler ile tanımlanmaktaydı. Günümüzde hala kullanışlı olmasına karşın uykuyu nicemeleme ve uyku sırasındaki fizyolojik değişimleri gözlemlemek amacı ile elektriksel kayıtlara ihtiyaç vardır. Polisomnograf, uyku esnasında meydana gelen fiziksel aktiviteleri sayısal ifadelerle dönüştürmektedir.

Polisomnografi, temel olarak, uyku esnasında, uykunun yapısı ve fizyolojik değişimlerinin araştırılmasıdır. Bu tetkik uykunun yapısını, uykudaki psikolojik, biyolojik ve patolojik değişimleri, uyku dönemleri ile ilişkili olarak incelenmesini sağlamaktadır. Bu da, uykuda insan fizyolojisinde meydana gelen değişimlerin, uykunun kendi koşulları altında incelenebilmesini sağlar. Bu incelemeler sırasında, fizyolojik bir olay tek başına ele alınabileceği gibi, birden fazla olay ve bunlar arasındaki ilişkiler de irdelenebilmektedir (Aydın v.d.,2005).Uyku sırasında toplanan veriler incelenerek, çeşitli hastalıkların ortaya çıkış biçimi, özellikleri, hastalığın süreci ve tedaviye verilen yanıt incelenebilir.

## 2.6. Polisomnografide Uyku Dönemleri

### 2.6.1. Uyanıklık

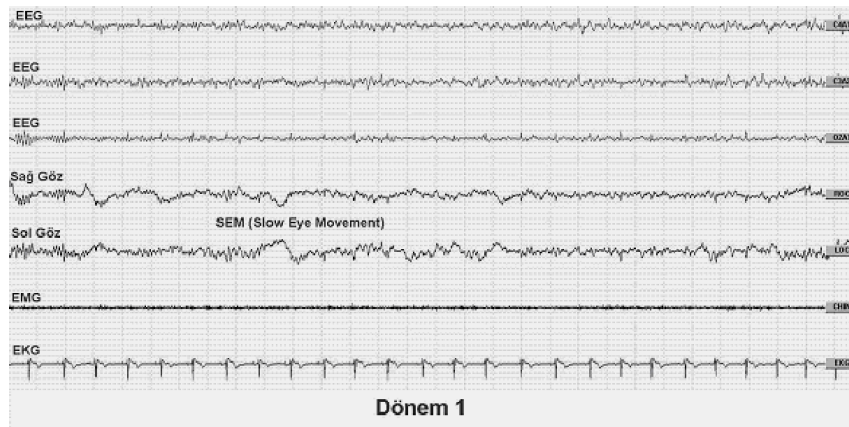
Uyanıklık sırasında EEG kanallarında alfa dalgaları (8-13 Hz) belirgin olup, bunlara diğer kanallarda görülen düzensiz aktiviteler eşlik etmektedir (Şekil 2.7).



Şekil 2.7 Polisomnografide uyanıklık dönemi (Aydın v.d.,2005).

### 2.6.2. Dönem 1 (NREM 1) Evresi

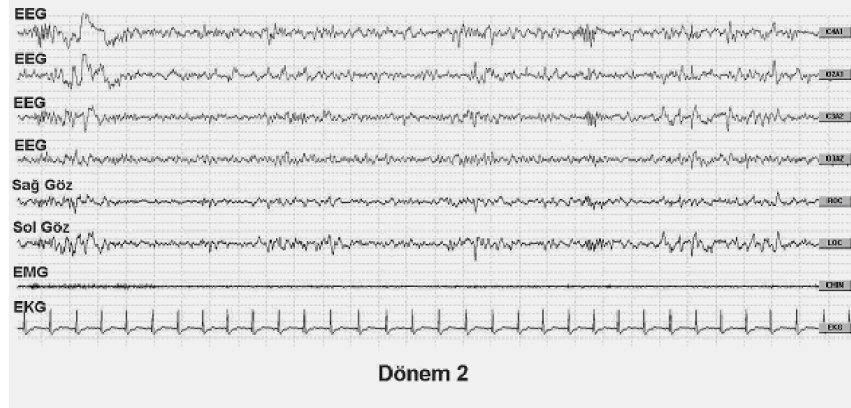
Toplam uykunun %75-80'ni oluşturan NREM uykusunun, yaklaşık %3-5'ni oluşturan 1.dönem (NREM1) uyanıklıktan uykuya geçiştir. EEG'de alfa dalgaları azalırken, düşük genlikli, karışık frekanslı dalgaların artışı göze çarpar. EOG'de yavaş göz hareketleri (Slow Eye Movement-SEM) gözlenebilir (Şekil 2.8) (Aydın v.d.,2005).



Şekil 2.8 Polisomnografide dönem 1 evresi (Aydın v.d.,2005).

### 2.6.3. Dönem 2 (NREM 2) Evresi

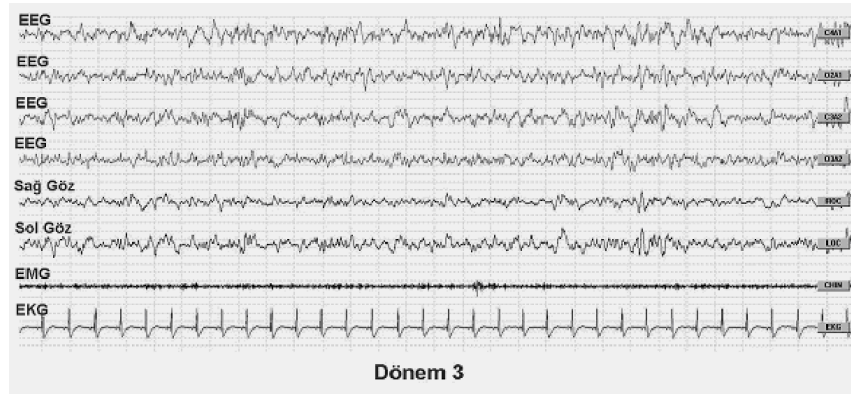
2.dönem, uykunun %45-60 gibi büyük bir kısmını oluşturur ve uyku içcikleri (Sleep Spindles) ve K kompleks ile karakterize edilir. EMG'de kas tonusu azalır, EOG'de göz hareketleri ortadan kalkar (Şekil 2.9). Bu değişimler, uykunun derinleşmeye başlayacağını göstermeleri olup, devamında 3.ve 4.dönem uyku başlar (Aydın v.d.,2005).



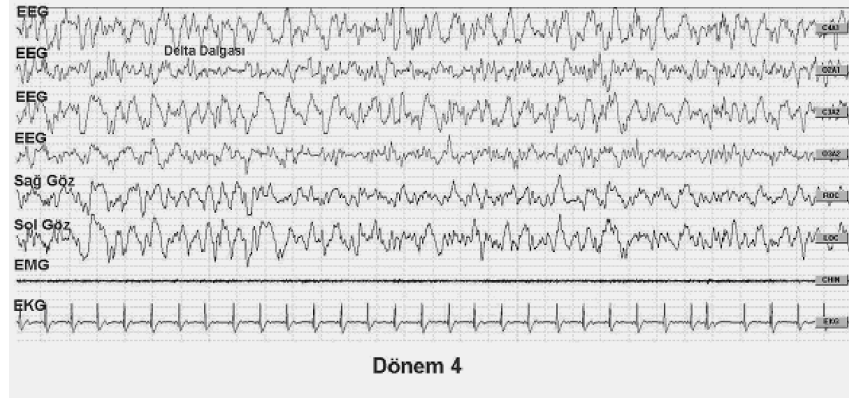
Şekil 2.9 Polisomnografide dönem 2 evresi (Aydın v.d.,2005).

### 2.6.4. Dönem 3 (NREM 3) ve Dönem 4 Evreleri

3.dönemde, düşük frekanslı senkronize dalgalar (delta dalgaları, <math><4\text{ Hz}</math>) ortaya çıkmaktadır. Bu dönemde, delta dalgaları bir evrenin %20-50'sini oluşturmaktadır (Şekil 2.10). Bu dönemi takip eden 4.dönemde ise, delta dalgaları % 50'den fazla oranda görülmektedir (Şekil 2.11). 3.ve 4. dönemler, uykunun en derin dönemleri olup, derin uyku, yavaş dalga ve delta uykusu olarak da adlandırılmaktadır (Aydın v.d.,2005).



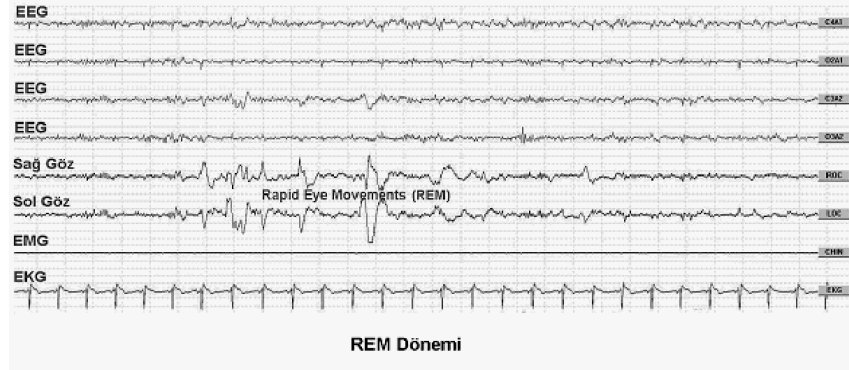
Şekil 2.10 Polisomnografide dönem 3 evresi (Aydın v.d.,2005).



Şekil 2.11 Polisomnografide dönem 4 evresi (Aydın v.d.,2005).

### 2.6.5. REM Evresi

Uykunun %20-30'unu oluşturan REM döneminde, tonik ve fazik değişimler temel fizyolojik aktivitelerdir (Şekil 2.12). Tonik ve fazik aktivitelerin birbirini tamamlar şekilde sürmesiyle REM dönemi yoğunlaşmakta, fizyolojik olaylarda buna paralel şekilde değişmektedir. Ek olarak senkronize olmayan EEG, solunum ve göz kasları dışındaki iskelet kaslarında atoni bulunmaktadır. Kalp atımında, kan basıncında, solunum sayısı ve derinliğinde değişiklikler görülmektedir. Rüyaların %80'inin REM döneminde görüldüğü bilinmektedir (Aydın v.d.,2005).



Şekil 2.12 Polisomnografide NREM dönemi (Aydın v.d.,2005).

### 2.7. Uykudaki Fizyolojik Belirleyiciler

Uykuda meydana gelen değişimlerin anlaşılabilmesi için, fizyolojik belirleyiciler olarak tanımlanan elektroensefalografi (EEG), elektrookulografi (EOG) ve elektromiyografi (EMG) ve uyku sırasındaki dolaşım ve kalp sistemindeki değişimleri içeren elektrokardiyografi (EKG) aşağıda açıklanmaktadır.

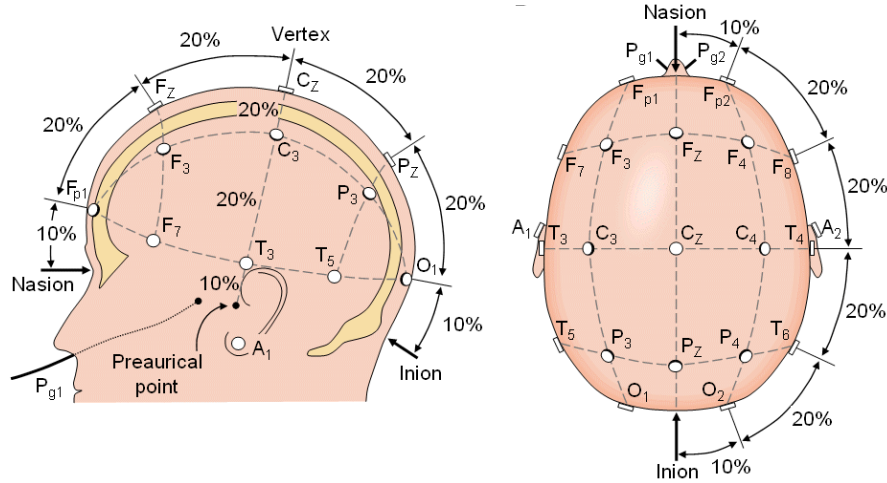
### 2.7.1. Elektroensefalografi

Kafatası çevresine yerleştirilen elektrotlar yardımı ile, beyin faaliyetleri sırasında kendiliğinden oluşan, sürekli ritmik elektriksel potansiyel değişimlerinin veya reseptör faaliyetlerine bağlı olarak uyarılmış durumda daha farklı olan potansiyel değişimlerinin kaydedilmesi (ve/veya yazdırılması) yöntemine “**elektroensefalografi (EEG)**”, elde edilen kayda da “**elektroensefalogram**” denir. Bu aktivite, osiloskop gibi bir gözlem aracı ile gözlenebilir veya bir kayıt aracı (recorder, bilgisayar v.b.) ile kaydedilerek kağıda çizdirilebilir (Pehlivan,1997). Tam periyodik olmayan, ancak ritmik olan bu potansiyel dalgalanmalarının frekansları beyin aktivitesine göre 0,5 Hz ile 70 Hz arasında, genlikleri ise 5  $\mu$ V ile 400  $\mu$ V arasında değişir (Rechtschaffen and Kales,1968; Pehlivan,1997; Teplan,2002). Beyindeki aktivite arttığı zaman, nöronların senkronizasyonu bozulduğu için EEG frekansı artar ve genliği azalır. Uyku derinleştikçe, nöronların senkronizasyonu artar buda EEG'nin genliğinin artmasına ve frekansının azalmasına neden olur. Bütünü ile beyin ölümü gerçekleşmiş bir hastadan herhangi bir beyinsel aktivite saptanamaz (Duman,2005).

Hacim iletkenliği özelliklerinden dolayı, kaydedilen EEG beyin geniş bölgelerinin elektriksel aktivitelerinin toplamıdır. Beyindeki kontrole ait her işlev, çok sayıda nöronun katıldığı geri besleme döngüleri içerir. Uyku hali ve anestezik durumlarda bu tür beyinsel faaliyetler devam ettiğinden dolayı, canlılık sürdükçe, biçimi değişse bile her koşul altında EEG sinyalleri gözlenir. EEG'nin ortalama frekansının genel olarak düşük olması, EEG'nin ortaya çıkışında nöron iletiminin yanında postsinaptik potansiyel (PSP) dalgalanmalarının daha önemli olduğunu göstermektedir (Pehlivan,1997).

Kafatası iyi bir iletken olmadığı için, EEG'yi kaydetmek için kullanılan aracın genlik kazancı, yani giriş empedansı yüksek olmalıdır. Ayrıca, çevreden ve vücuttan gelen gürültüler filtrelenmelidir. Piyasada ticari olarak, hem analog hem de sayısal EEG cihazları bulunmaktadır. Analog cihazın çıkış çözünürlüğü kağıt kayıt hızı ile belirlenir, bu hız genellikle 30 mm/sn'dir. Ticari olarak mevcut bulunan cihazların örnekleme oranı 150 ile 300 Hz arasında değişmektedir. Elektrot materyali olarak Ag-AgCl tercih edilmektedir (Pehlivan,1997).

EEG kaydında beyinin farklı bölgelerinde oluşan her aktivitenin katkısı elektroda olan uzaklığı ile ters orantılı olarak değiştiği için elektrotların yerleştirilmesi önemli bir konudur. Bu nedenle, kayıtlarda bir standardizasyon sağlanabilmesi için elektrot yerlerinin belli olması gerekir. Standart elektrot yerleşimi için “10-20” sistemi genel olarak kabul edilmiştir (Malmivuo and Plonsey,1995; Eroğul and Karagöz,2003). Dört anatomik bölgedeki noktalar (nasion, inion ve sol ve sağ kulak anlamına gelen preauricular noktaları) belirlenmiş ve elektrotların uzaklığı, bu noktaların %10’u veya % 20’si (sistem ismini buradan almıştır) şeklinde tanımlanmıştır (Şekil 2.13). Elektrot pozisyonları isimlerini kafadaki yerlerinin kısaltmasına göre almışlardır. F<sub>p</sub>, F, C, T, O ve A harfleri, sırayla fontopolar, frontal, merkezi, geçici (temporal), oksipital ve auricular bölgeleri temsil eder. Tek sayılı elektrotlar sol yarım küre üzerine yerleştirilirken, çift sayılı elektrotlar sağ yarım küreye yerleştirilir ve z harfi ile belirtilen elektrotlar ise merkeze yerleştirilir (Malmivuo and Plonsey,1995). Ölçümler monopolar veya bipolar olarak yapılabilir. Monopolar (referansa göre) teknikte, potansiyeller bir referans elektroduna göre ölçülür. 10-20 sisteminde, auricular elektrotları referans elektrot olarak kullanılır. Peşpeşe bağlanan elektrotlar arasındaki potansiyel farklar ise bipolar kayıt tekniği ile ölçülür (Malmivuo and Plonsey,1995; Pehlivan,1997).

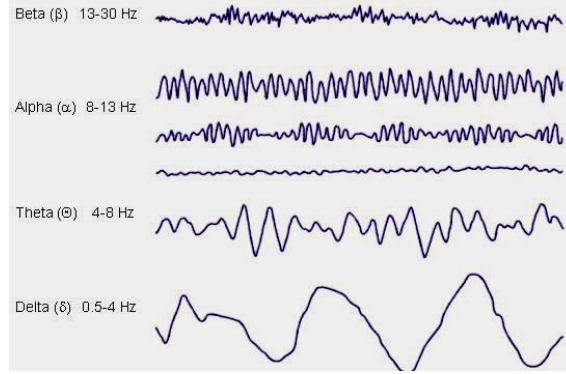


Şekil 2.13 EEG’de elektrot yerleşimindeki 10-20 sistemi (Malmivuo and Plonsey,1995).

### 2.7.1.1. EEG Dalgaları

EEG sinyali birçok farklı frekans içerse de, herhangi bir anda belirli bir frekans bölgesi baskındır. Beyindeki aktivite yükseldikçe, EEG’nin frekansı artarken,

genliği azalır. Baskın frekanslar yaşı bağlı olarak artar. Yeni doğanda 3-4 Hz de baskın olan frekans, yetişkinlerde 8-12 Hz bölgesindedir. EEG dalgaları değerlendirilirken, en önemli parametre frekanstır. Genlik ikinci derecede önemli olarak değerlendirilebilir. Bu nedenle, EEG spektrumu, iğerdiği baskın frekans bölgelerine göre özel adlarla anılan alt bantlara ayrılmışlardır (şekil 2.14)(Malmivuo and Plonsey,1995)



şekil 2.14 EEG spektrumunda gözlenen alt bantlar.

#### 2.7.1.2. Delta ( $\delta$ ) Dalgaları

Frekansları 0,5-4 Hz, genlikleri 20-400  $\mu$ V olan delta dalgaları, derin uyku, genel anestezik durum gibi beynin çok düşük aktivite gösterdiği durumlarda gözlenir.

#### 2.7.1.3. Teta ( $\theta$ ) Dalgaları

Frekansları 4-8 Hz, genlikleri 5-100  $\mu$ V olan teta dalgaları, normal bireylerde, rüyalı uyku, orta halde anestezik durum gibi beynin düşük aktivite gösterdiği durumlarda ayrıca stres altında gözlenir.

#### 2.7.1.4. Alfa ( $\alpha$ ) Dalgaları

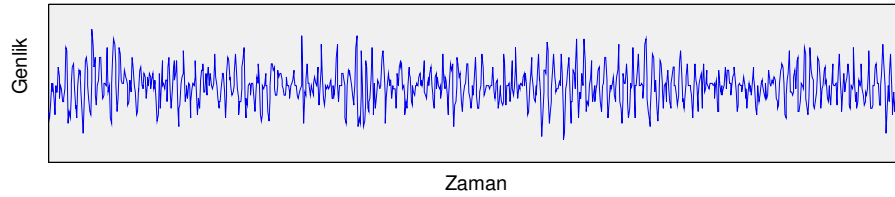
Frekansları 8-13 Hz, genlikleri 2-10  $\mu$ V olan alfa dalgalarının biçimi sinüsoidal forma oldukça benzer. Alfa dalgaları, uyanık bireylerin fiziksel ve zihinsel olarak tam dinlenimde olduğu, dış uyarıların olmadığı, gözlerin kapalı olduğu durumlarda sıklıkla gözlenir.

### 2.7.1.5. Beta ( $\beta$ ) Dalgaları

Frekansları 13 Hz'den büyük, genlikleri 1-5  $\mu$ V olan beta dalgaları, yoğun zihinsel aktivite, odaklanmış dikkat ve uykunun hızlı göz hareketleri evresinde gözlenirler ve beynin en yüksek aktivite düzeyine karşı gelirler.

### 2.7.2. Elektromiyografi

İskelet kaslarının elektriksel aktivitesinin gözlenmesi ve kaydedilmesi yöntemine “**elektromiyografi (EMG)**” denir. EMG sinyali, 10-5000 Hz arasında değişebilen oldukça yüksek frekans dağılımı içerir (Şekil 2.15). Bu nedenle EMG cihazlarının bu frekans aralığındaki frekanslara duyarlı olması gerekmektedir. Kayıtlar daha önceleri optik yöntemler ile saklanırken, günümüzde analog-sayısal çeviriciler içeren kayıt sistemleri ile bilgisayar ortamında saklanabilmektedir (Pehlivan,1997).



Şekil 2.15 5 sn uzunluğunda EMG kaydı.

Klinikte EMG kayıtları, hastanın yaptığı istemli kas hareketleri veya belirli bir kas grubuna ait motor sinirin elektriksel yolla uyarılması ile alınır. Yüzey veya iğne tip elektrotlar kullanılabilir. Deri üzerine yerleştirilen yüzey elektrotları ile, farklı zaman ve fazlarda, asenkron olarak çalışan çok sayıda motor birim aktivitesine karşı gelen, ritmik özellikte olmayan, rastgele gürültüyü andıran potansiyel değişimleri gözlenebilir (Pehlivan,1997). Farklı genlik ve frekans değişimleri içerdiği için, EMG sinyallerinin genlik ve frekans analizleri yapılabilir.

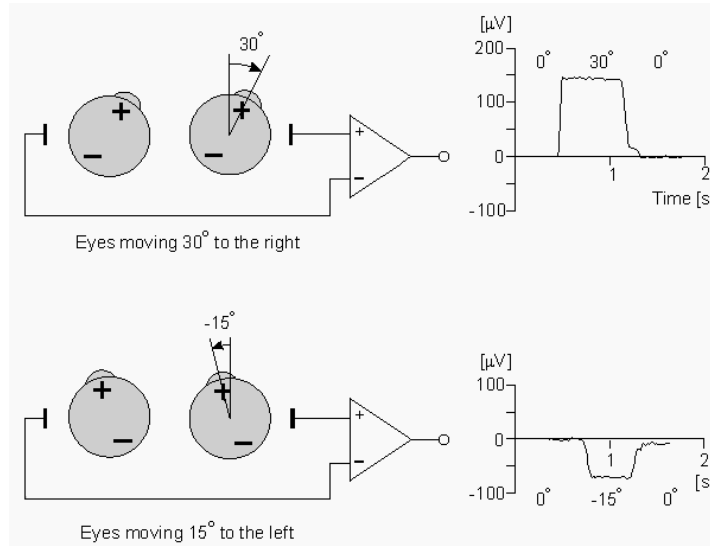
### 2.7.3. Elektrookülografi

Göz, ışık uyarımından bağımsız olarak düzgün bir elektriksel potansiyele sahiptir. Bu potansiyel, tamamen karanlık ya da gözler kapalı iken belirlenebilir. Bu durum, korneayı pozitif, retinayı negatif kabul eden bir elektriksel dipol modeli ile açıklanabilir. Bu potansiyel, retina metabolik hızının bir özelliği olup kaynağı uyarı alan kaslar değildir. Büyüklüğü 0,4-1 mV kadardır. Bu potansiyel fark ve gözlerin hareketi bir çift yüzey elektrotu ile ölçülebilir. Bu işleme “**elektrookülografi**”, elde



edilen kayda da “*elektrookülogram (EOG)*” denir. Göz hareketlerinin incelenmesinde oldukça kullanışlıdır (Malmivuo and Plonsey,1995).

Göz tamamen hareketsizken her iki göz çukurunun kenarlarına yerleştirilmiş elektrotlarda herhangi bir potansiyel değişimi gözlenmez. Gözün hareketi dipolün dönmesini sağlar ve buna göre de bir sinyal elde edilir. Sağ göz kenarına yerleştirilen pozitif elektrot, gözün sağa doğru dönmesi ile pozitif bir potansiyel fark ölçer. Göz sola döndüğünde ise, sol göz kenarına yerleştirilen negatif elektrot, negatif bir potansiyel fark ölçer (Şekil 2.16). Ölçülen sinyalin büyüklüğü, gözün her bir derecelik dönmesine karşılık  $5\text{-}20 \mu\text{V}/^\circ$  aralığındadır (Malmivuo and Plonsey,1995).



Şekil 2.16 EOG ölçüm yöntemi (Malmivuo and Plonsey,1995).

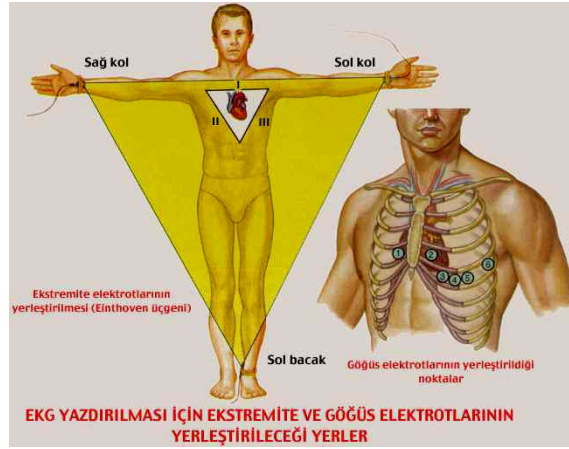
#### 2.7.4. Elektrokardiyografi

Dört odadan oluşan bir pompa işlevi gören kalp, içindeki kanı vücut ve akciğerlere pompalar. Kalp kasının ritmik olarak kasılması ve gevşemesi ile bu pompalama işlemi sağlanır. Kalbin kanı pompalama (kasılma) evresine “sistol”, dinlenme ya da gevşeme evresine ise “diyastol” adı verilir. Sinirsel ve hormonal kontrol, iskelet kaslarında olduğu gibi kalp kası üzerinde de etkilidir. Bunun yanında kalp kasının sinirsel kontrol olmadan da kendiliğinden eşzamanlı olarak kasılma özelliği vardır.

Kalbin aktivitesi sırasında görülen elektriksel değişiklikleri meydana getiren çok sayıda hücre olduğundan, bu sırada oluşan elektriksel potansiyel değişimleri vücut

yüzeyinden ölçülebilir. Bu değişimler kalbin aktivite durumu hakkında önemli bilgiler verir. Kalpteki elektriksel değişimlerin kaydedilmesine yöntemine “**elektrokardiyografi (EKG)**”, yazılı ya da sayısal ortamda kaydedilen grafiklere de “**elektrokardiyogram**” denir. Elektrotlar sağ kol, sol kol ve sol bacağına bağlanarak, ortasında kalp bulunan bir üçgen elde edilir. Bu üçgene “Einthoven Üçgeni” adı verilmiştir (Şekil 2.17). Bu elektrotlardan seçilen herhangi iki elektrot standart bipolar derivasyonları elde edilir.

Sinoatriyal (SA) düğümünden başlayan ve kalbe yayılan uyarı elektriksel bir değişim yaratarak vücut üzerinde yayılır. Vücut üzerine yerleştirilen elektrotlarla iki nokta arasındaki potansiyel fark ölçülür ve zamana bağlı olarak alınan kayıt ile EKG elde edilir.



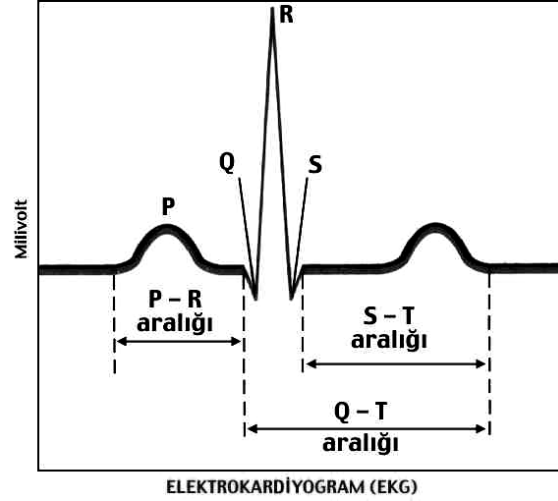
Şekil 2.17 EKG’de elektrot yerleşim düzeni (Onur, 2001).

#### 2.7.4.1. EKG’deki Dalga Şekilleri ve Anlamları

EKG’deki dalgalar, P, QRS ve T ile gösterilir (Şekil 2.18).

*P dalgası (atrial kompleks)*, SA düğümünden çıkan impulsun (uyarı) atriumlara geçişini temsil eder. Yaklaşık olarak 0,1 sn sürer ve dalganın yüksekliği, atriyum fonksiyonel aktivitesi hakkında bilgi verir.

*P-R aralığı*, P dalgasının başlangıcından, R dalgasının başlangıcına kadar geçen zaman, his demetinin iletim zamanını temsil eder ve normal bir insanda ortalama 0,13-0,16 sn kadar sürer.



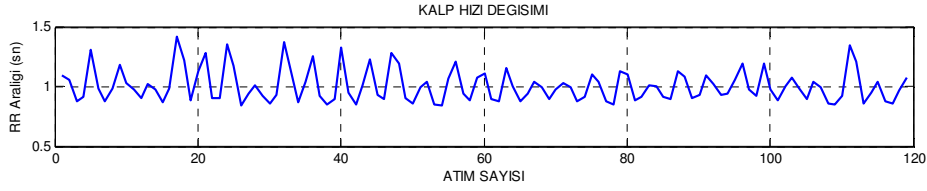
Şekil 2.18 EKG'de görülen dalga ve aralıklar (Onur, 2001).

*QRST dalgaları (ventriküler kompleks)*, QRS dalgalarından meydana gelen kompleks, ventriküllerin depolarize olmasını temsil eder ve yaklaşık 0,08 sn kadar devam eder. Arkasından gelen T dalgası ile birlikte, QRST'nin süresi ortalama 0,4 sn kadardır. Ventrikül kaslarında meydana gelen değişiklikler QRS'i etkiler. Ardışık iki QRS kompleksi arasındaki süre kalbin bir atımı için geçen süredir ve QRS kompleksi ve R dalgalarından, dakikadaki kalp atımı (BPM) yani nabız ve kalp atım hızı değişimi hesaplanabilir.

Kalp kendi aktivitesini kontrol etmesine rağmen, sempatik ve parasempatik sinirler ile de sürekli olarak kontrol edilir. Sinir sisteminde anlatıldığı gibi bu sinirlerin etkisi birbirinin tersidir. Kalbin parasempatik sinirinin uyarılması kalp atım hızını azaltırken, Sempatik sinirinin uyarılması sonucu kalp atım hızı artar.

#### 2.7.4.2. Kalp Hızı Değişimi (KHD)

Dakikadaki kalp atım sayısı, bir dakika içinde kalbin toplam atım sayısı bilgisini içermektedir. Kalbin ardışık iki atımı arasında geçen süre, anlık olarak kalp hızı olarak ifade edilir. QRS kompleksi içindeki R tepesi, ventrikül depolarizasyonu ve atrium repolarizasyonuna karşı gelir. Yani R tepesi kalbin sistol başlangıcıdır. Bu nedenle, "*Kalp Hızı Değişimi*" (KHD), iki R tepesi arası olarak tanımlanan, RR aralıklarındaki değişim olarak tanımlanır (Camm *et al.*, 1996). Şekil 2.19'de, kalbin 120 atımından oluşan bir EKG verisinden elde edilmiş KHD verisi görülmektedir.



Şekil 2.19 Kalbin 120 atımı için elde edilen KHD verisi.

KHD analizi, özellikle kardiyovasküler sistemle ilgili araştırmalarda sıklıkla yer almaktadır (Camm *et al.*,1996; Poyares *et al.*,2001; Guilleminault *et al.*,2005). Son yıllarda yapılan çalışmalar, otonom sinir sistemi ile ani kardiyak ölümler arasındaki ilişkiyi ortaya koymuştur. KHD, sempatik ve parasempatik aktivite arasındaki ilişkiye bağlı olarak, otonom aktivitenin belirlenmesinde kullanılan nicel göstergelerinin arasında en çok ümit veren yöntemlerden biridir (Camm *et al.*,1996). Literatürde yapılan çalışmalarda da, uyku fizyolojisinin incelenmesinde KHD'nin kullanıldığı görülmektedir (Yang *et al.*,2002).

## 2.8. Uykuda Solunum Bozuklukları

Uykuda solunum bozuklukları araştırmalarının başlamasıyla, daha önceleri nedeni bilinmeyen ani ölümler ve hastalıkların anlaşılmasında büyük aşama kaydedilmiştir. Uykuda ölüm, özellikle bebek ve yaşlılarda görülen, nedeni tam açıklanamayan vakalar olmuştur. Günümüzde bu ölümlerin büyük bir kısmının nedeninin uyku apnesi olduğu bilinmektedir. Bunun yanında, gündüz uyku hali, yorgunluk, gece horlaması, okul yaşındaki çocukların başarısızlıkları gibi durumların, uyku apnesi ile direkt veya doğrudan ilişkili olduğuna dair bulgular vardır (Aydın *v.d.*,2005).

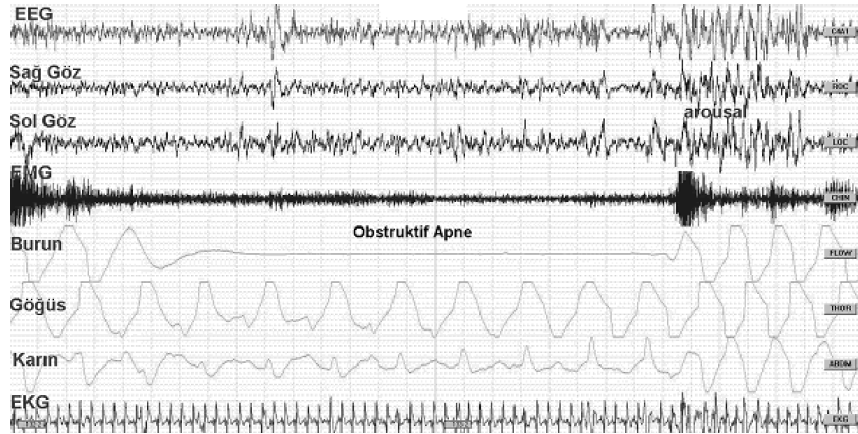
Uyanıklıktan farklı olarak, solunum aktiviteleri uykudan etkilenerek genel olarak bozulabilir. N-REM uykusunda istemli solunum ortadan kalkar ve solunum metabolik kontrol ile yönetilir. REM uykusunda ise, solunumun düzenlenmesi tam olarak bilinmemektedir. Bu durumda, solunumun sinirsel kontrolü önem kazanmaktadır.

### 2.8.1. Uyku Apnesi

Uyku esnasında meydana gelen solunumun en az 10 sn durması 'uyku apnesi' olarak tanımlanır. Apne yetişkinlerde büyük ölçüde uyku esnasında ortaya çıkar. Uyku apnesi sendromuna sahip olan hastalarda apneler sıklıkla ve uzun süreli

gerçekleşir. Bu tür hastalar, nefes durması nedeniyle gece uyku sırasında sık sık uyandıklarından uyku kaliteleri bozulur, günün çoğunda uykuludur ve yükseltgenmiş derecelerde arteriyel  $P_{CO_2}$  ve pulmoner arter basıncına sahip olurlar. Uyku apnesi en çok prematüre bebeklerde, yetişkin erkeklerde ve menapoz sonrası kadınlarda gözlemlenir. Apnelerin rastlanma sıklığı obez, üst solunum yolları dar olan ve horlayan bireylerde artar. Apneler uykunun NREM ve REM evrelerinde görülebilir (Aydın v.d.,2005).

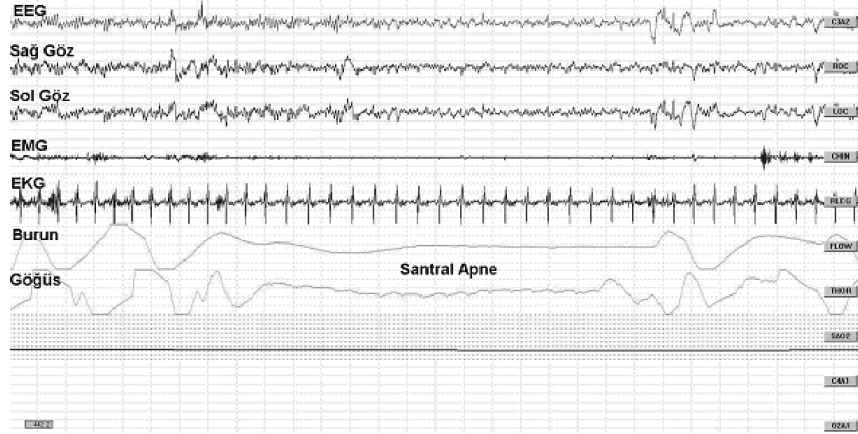
Üç tip uyku apnesi vardır: solunum çabasının sürmesine rağmen ağız ve burunda hava akımının olmaması “**Obstrüktif**” (Şekil 2.20), solunum çabası ve hava akımının birlikte olmaması “**Santral**” (Şekil 2.21), başlangıçta santral tipte olan apnenin solunum çabası başlamasına rağmen devam etmesi “**Mikst**” (Şekil 2.22) olarak adlandırılmaktadır. Apneler sıklıkla (%90-95) obstrüktif tiptedir. Tedavi planlaması açısından mikst apneler de obstrüktif apne gibi değerlendirilmektedir (Aydın v.d.,2005).



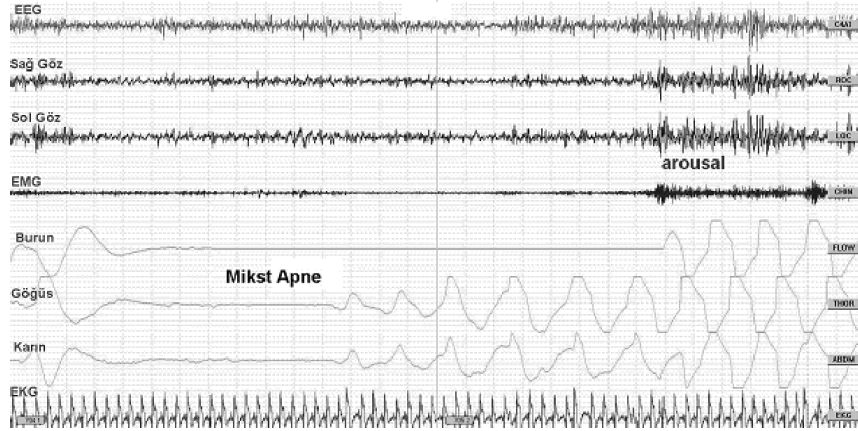
Şekil 2.20 Polisomnografi kaydında görülen obstrüktif apne (Aydın v.d.,2005).

*Hipopne*, uyku sırasında en az 10 sn süreyle, solunum hacminde %50 azalma ile birlikte, oksijen saturasyonunda en az % 4 oranında düşmenin gerçekleşmesi veya *arousal* (uyku sırasında daha yüzeysel uyku evresine ya da uyanıklık durumuna ani geçişlerdir ve arousal apne ve hipopneyi sonlandırır) gelişmesidir. Uyku boyunca saatteki apne sayısı, “**Apne İndeksi (Aİ)**”, saat başında görülen apne ve hipopnelerin toplam sayısı “**Apne-Hipopne İndeksi (AHI)**” denir. AHI’ye aynı zamanda solunum sıkıntısı indeksi de (Respiratory Disturbance Index-RDI) denir. AHI > 5 olması **Uyku Apnesi Sendromu** tanısı için yeterli kabul edilirken, son

yıllarda apne ve hipopnelerin sağlıklı insanlarda görüldüğü de anlaşılmış ve sınır değeri 20 ve üzeri olarak kabul edilmiştir. Aİ, 5-15 arasında olanlar hafif, 16-30 arasında olanlar orta ve 30'un üzerinde olanlar ağır uyku apne sendromu olarak kabul edilmektedir (Aydın v.d.,2005).



Şekil 2.21 Polisomnografi kaydında görülen santral apne (Aydın v.d.,2005).



Şekil 2.22 Polisomnografi kaydında görülen mikst apne (Aydın v.d.,2005).

Uykuda solunum bozuklukları sınıflandırması, dissomniler grubu içinde, intrinsik uyku bozuklukları grubunda yer almaktadır.

### 2.8.1.1. Obstrüktif Uyku Apnesi Sendromu (OUAS) (Obstructive Sleep Apnea Syndrome-OSAS)

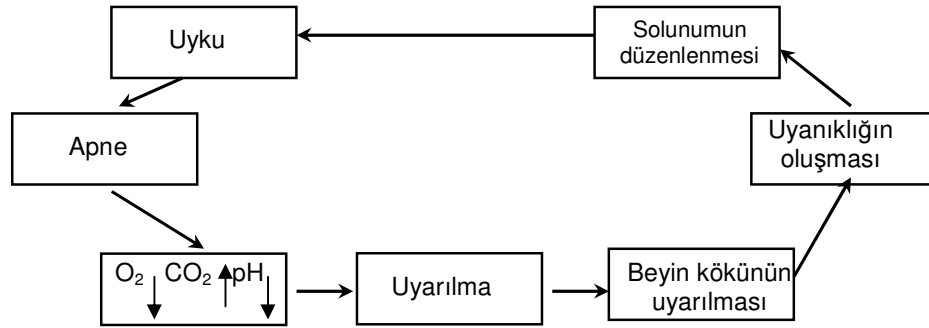
AHI'nin 5'den büyük, 7 saatlik uyku süresince apne periyotlarının 30'dan fazla olduğu klinik durumdur. Hastada artmış gündüz uyku durumu ya da uykusuzluk yakınması, horlama, ağız kuruluğu, sabah baş ağrısı gibi semptomlarla birlikte, polisomnografik incelemede, saatte 5 den fazla obstrüktif apne, apne ilişkili

aurosallar, bradi-taşikardi, arteriyel oksijen desatürasyonu tanı ölçütleri için kullanılmaktadır (Aydın v.d.,2005).

Uyku apnesinin prevalansının yaklaşık %1-5 olduğu düşünülürse, sık görülen bir hastalık olduğu anlaşılır. Ancak, hastalık yeterince tanınmadığı ve sonuçları bilinmediği için yeterince dikkat çekmemektedir. Türkiye’de iyi niyetli bir tahminle 1-1,5 milyon uyku apneli hasta olduğu söylenebilir (Aydın v.d.,2005).

OUAS, uyku sırasında tekrarlayan üst solunum yolu obstrüksiyonu (tıkanması) dönemleri ile karakterizedir. Normalde, inspirasyon sırasında solunumla ilgili kasların kasılması ile oluşan emme basıncı, üst solunum yolunda negatif intraluminal basınç meydana getirir. Bu negatif basınca karşı, üst solunum yolu dilatör kasları kasılarak denge sağlanır ve üst solunum yolunun kapanması engellenir. OUAS olan hastalarda, çeşitli nedenlerle üst solunum yolu dilatör kas aktivitesinde oluşan değişiklikler sonucunda, üst solunum yolu açık tutulamaz ve obstrüksiyon meydana gelir (Aydın v.d.,2005).

Hasta uyuyunca apne başlar, oksijen düzeyi düşer, karbondioksit düzeyi artar ve kan pH’ı düşer. Tüm bu değişimler sonucunda, vücutta uyarılma başlar ve ölüme benzer bir durumun ortaya çıktığına dair sinyaller oluşmaya başlar. Bu uyarılar beyin köküne ulaşır ve MSS’ne iletilir. Hastada uyanıklık sağlanır ve solunum yeniden düzenlenir. Solunum düzenlenmesinden sonra hasta yeniden uykuya dalar ve bu durum döngüsel bir şekilde gerçekleşir (Şekil 2.23).



Şekil 2.23 OUAS da Solunum uyku ilişkisi

### 2.8.1.2. OUAS’da Rol Oynayan Faktörler

OUAS’da rol oynayan faktörler şöyle sıralanabilir (Aydın v.d.,2005);

*Yaş*; görülme sıklığı en fazla 40-65 yaş grubudur. Yaş ile kilo alma, üst solunum yolu kas tonusunun azalması, doku elastikliği kaybı, artan diğer hastalıklar ve kullanılan ilaçlar OUAS riskini arttıran faktörlerdir.

*Cinsiyet*; erkeklerde kadınlara oranla 3 kat sık görülür. Bunun nedeninin erkeklerde yağ dokusunun boyun bölgesinde yoğunlaşması olarak gösterilmektedir.

*Obezite*; obezitenin en önemli göstergesi beden kitle indeksidir (BKİ). Normalde kadınlarda 19-24, erkeklerde 20-25 olup, BKİ'nin 28'in üzerinde olması OUAS riskini normal BKİ'ne sahip olanlara göre 8-12 kat arttırmaktadır. OUAS olan hastaların % 70'inde obezite görülmektedir.

*Horlama*; basit horlama, yaşlanma, kilo almaya ve aşırı horlamaya bağlı olarak yumuşak damaktaki vibrasyon hasarı nedeniyle, ilerleyen yıllarda OUAS neden olabilir ve önemli bir faktördür.

*Alkol ve sedatif alımı*; bu maddelerin apne üzerinde merkezi ve periferik etkileri oldukça yoğundur. Orta derecede alkol kullanımı uyku sırasında sempatik sinir sisteminde aktivasyona yol açmaktadır. Bu aktivasyon, uyku apnesinin yol açtığı bir dizi kardiyovasküler değişiklik ve komplikasyona neden olmaktadır. Bununla birlikte, üst solunum yolu kas tonusu azaldığı için apne sıklığı artmaktadır. En önemli etki ise, MSS'nin uyarılma eşiğinin yükselmesi sonucunda, apne başlangıcında uyanma ve solunumun düzenlenmesi döngüsünün bozulması ve apne sürelerinin uzamasıdır.

*Eşlik eden hastalıklar*; hipertansiyon, koroner arter hastalığı, aritmi, akciğer hastalıkları ve diyabet (v.b.) hastalıklar OUAS riskini arttırmaktadır. Bu hastalıkların bazıları OUAS'nun sonucu da olabilir. Özellikle kardiyovasküler sistem hastalıkları OUAS'nun komplikasyonları olarak değerlendirilmektedir. Nörolojik hastalıklar açısından da OUAS'nun değerlendirilmesi önem taşımaktadır.

Bu faktörlerin yanında, anatomik, mekanik, nöromüsküler ve santral faktörler de OUAS'nda rol oynar. Anatomik olarak üst solunum yolunun dar olması tıkanıklığın kolay oluşmasına neden olabilecek bir faktördür. Mekanik faktör olarak, solunum esnasında yatar pozisyona geçilmesi, mekanik olarak üst solunum yolunda



tıkanıklık oluşması olarak açıklanabilir. Boyun yapısı (kısa ve kalın oluşu) ve mukozadaki yağ dokusu diğer mekanik faktörlerdir. Nöromusküler faktör, uyku apneli hastalarda tam olarak bilinmeyen bir mekanizma ile üst solunum yolundaki kasların tonik aktivitesinin azalması ve üst solunum yolunun kapanması olarak açıklanabilir. Santral faktörler ise merkezi sinir sistemi ile ilgilidir. Kandaki karbondioksit belli bir değerin üstüne çıktığında, solunum merkezlerinin uyarılması sonucunda solunum düzenlenmektedir. Uyku apneli hastalarda, beyin sapındaki solunum merkezlerinin, kandaki karbondioksit düzeyinin yükselmesine karşı duyarlılığı azalmakta ve solunum düzenlemesi bozulmaktadır. Bu değişimin başlangıçta var olan bir yatkınlıkla mı ilişkili olduğu, yoksa hastalık içinde gelişen bir durum mu olduğu henüz araştırılabilmemiş değildir (Aydın v.d.,2005).

### **2.8.1.3. OUAS Fizyopatolojisi**

Önceleri, uyku apnesine yatkınlığın yapısal ve metabolik yönleri üzerinde durulurken zamanla, MSS'nin işleyişindeki bir bozukluk ya da yatkınlığın apneyle ilişkilendirilmesi yönündeki açıklamalar ağırlık kazanmıştır (Aydın v.d.,2005).

Uyku başladığında üst solunum yolları kas tonusunun azalmasıyla tetiklenen tıkanmanın sonucunda apne ortaya çıkmaktadır. Tıkanmayı belirleyen faktörler olarak, bilinçlilik, üst solunum yolların yapısı ve solunumun kontrol dinamikleri sayılabilir. Bilinçlilik durumu, bilişsel, vegetatif, motor alanlarda farklılaşmalara yol açmaktadır. Uyanırken aynı anatomik yapıda apne yokken ve solunum bilinçli kontrolün dışında düzenlenirken solunum düzensizliği ortaya çıkmamaktadır. Bu durum, vejetatif sistemin, farklı bilinçlilik durumlarında farklı şekilde yönetildiğini düşündürmektedir (Aydın v.d.,2005).

Uykuda solunumun durmasının mekanik nedenleri oldukça iyi tanımlanmıştır. Ancak, solunum durması karşısında vücudun vereceği refleks tepkiler açısından, mekanik tıkanmanın apneye yol açmasını açıklamak zordur. Tıkanma oluşunca, MSS'nin hızla solunumu düzenlemesi beklenirken, bu yapılamamaktadır. Bu nedenle, apneye MSS'de var olan bir yatkınlık olabileceği düşünülmektedir (Aydın v.d.,2005).

Uyku apnesi sendromu fizyopatolojisi açıklanırken, tüm bu faktörler birlikte düşünülmelidir. Buna göre anatomik yapıdaki önemli nokta, küçük ve tıkanmaya

yatkın üst solunum yoludur. Üst solunum yolu kaslarını kontrol eden motor nöronların uyarılmasındaki azalma sonucu, uyku sırasında bu kas aktivitesinin ortadan kalktığı ileri sürülmektedir. Obstrüksiyon, üst solunum yolunda gelişmesine rağmen, üst solunum yolundaki olayların aslında bir neden değil sonuç olduğu ve tetiği çeken faktörün santral kaynaklı olduğu görüşü her geçen gün önem kazanmaktadır (Richter and Spyer,2001). Bu bakış açısından, beyin kökü ve hipotalamus etkileşimi içinde düzenlenen sistemin kortikal yapılarla ilişkisinin sürekliliği ele alınabilir. Kortikal girdilerin sınırlandığı, uyku gibi bilinçlilik değişimlerinde, subkortikal döngüdeki iç hata, hastalıkların ortaya çıkmasına yol açmaktadır. Uyku apnesi de bu bağlamda ele alındığında, subkortikal döngülerdeki bozuklukların ana neden olduğu söylenebilir (Aydın v.d.,2005).

## **2.9. Uyku Çalışması Tekniği**

Uyku çalışmaları, gece boyunca süren, hasta ya da denek uyurken polisomnografi kaydının alındığı uyku laboratuvarlarında gerçekleştirilir. Uyku laboratuvarlarının, hastaların yabancılik çekmeyeceği şekilde mümkün olduğu kadar ev ortamına benzemeleri, odaların ses, ısı ve elektromanyetik izolasyonlarının yapılmış olması gerekir (Aydın v.d.,2005).

Uyku çalışması sırasında temel olarak uyku örüntüsü ortaya konmaktadır. Uyku dönemlerinde ortaya çıkan değişimler, bu değişimlere yol açan durumlar ve olaylar arasındaki ilişkiler ele alınabilir. Uyku çalışması sırasında ölçülen temel parametreler aşağıda verilmiştir (Gelir and Ardıç,2000).

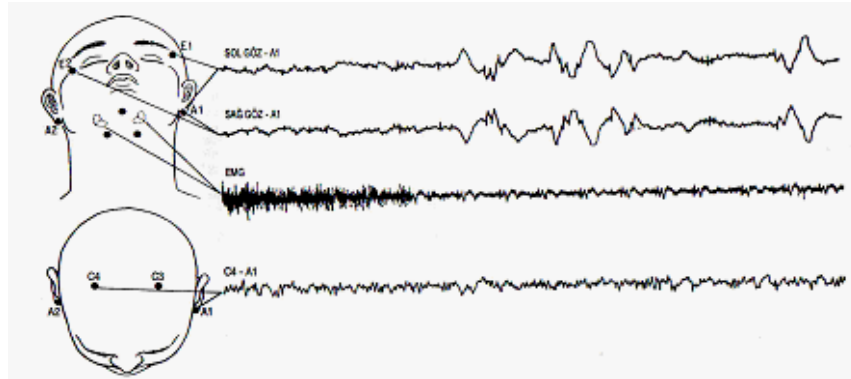
- a) EEG: En az bir kanalda yapılır ve uyku çalışmasında kullanılan bağlantı C3-A2 dir.
- b) EOG: Gözlerdeki aktiviteyi elde edebilmek için iki kanal kullanılır (sağ ve sol göz). Referans elektrotları çapraz mastoid bölgedeki elektrotlardır.
- c) EMG:Çene kası üzerine yerleştirilmiş elektrotlarla kas aktivitesi kaydedilmektedir.

Bunlara ek olarak yapılacak çalışmanın niteliğine göre alınan veri zenginleştirilebilir. Bu konuda genel olarak bir sınırlama yoktur. Çalışmalarda gümüş ya da altın kaplı elektrotlar kullanılır. Kayıtlar gece boyunca alındığı için,

elektrotların uyku sırasındaki hareketlerden etkilenmemesi için elektrotlar “Kollodium” ile deri yüzeyine yapıştırılmaktadır.

Uyku çalışmalarındaki elektrot yerleşimlerinde (Şekil 2.24) aşağıdaki noktalar temel alınmaktadır:

- EEG elektrotları 10-20 sistemine göre yerleştirilmektedir.
- Referans elektrotlar kulak arkasına, mastoid kemiğinin üzerine ya da kulak memesine yerleştirilmektedir.
- EOG elektrotları, her iki gözde kantusun 1 cm kadar dışına ve bir gözde alt diğesinde ise üst kısma yerleştirilir.
- EMG elektrotları, çene kasına ve mandibula alt yüzüne yerleştirilir.
- Kayıt sırasında her elektrot, çaprazındaki referans elektrot ile ilişkilendirilerek, elektrotlar arasındaki potansiyel fark kaydedilir.



Şekil 2.24 Uyku çalışmasındaki elektrot yerleşimleri (Aydın v.d.,2005).

### 2.9.1. Kalibrasyon

Polisomnografi kaydında, standart EEG, EOG, EMG ve EKG kaydı yanında, çalışma protokollerine göre, hava yolu, solunum eforu, oksijen saturasyonu gibi değişkenler de kaydedilir. Her kanaldan gelen sinyaller, bir yükselteç aracılığı ile sisteme aktarılır ve sinyallerin hassasiyet, kazanç, polarite ve filtre düzenlemeleri yapılarak analog ya da sayısal ortamda görüntülenir ve kaydedilir.

EEG, EOG, EMG gibi yüksek frekans içerikli sinyaller AC yükselteç ile 50  $\mu$ V standart voltaj sinyaline kalibre edilir. Oksimetre, nazal kanül gibi yavaş değişim gösteren sinyaller DC yükselteçle kaydedilir. Ağız-burun bölgesindeki hava giriş-çıkışının kaydedildiği solunum kontrolü AC ve DC yükselteçler ile kaydedilir. Kayıtta istenen alt ve üst frekans aralıkları, frekans filtrelemesi ile sağlanır. Polisomnografin kalibrasyonundan sonra, hastaya yerleştirilen elektrotlar ile sistem bağlantısı yapılır. Veriler kağıt üzerine ya da sayısal sinyallere dönüştürülerek bilgisayar ortamına kaydedilir (Aydın v.d.,2005).

### **2.9.2. Hastaların Hazırlanması**

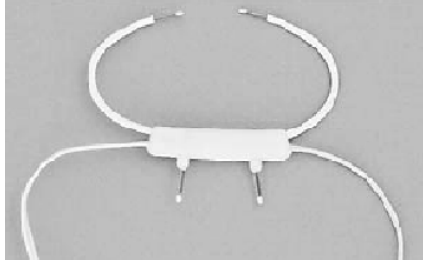
Uyku çalışmasında alınan kaydın incelenebilmesi için hastanın gece boyunca sağlıklı bir uyku uyuması gerekir. Aksi takdirde çalışmanın tekrarı gerekebilir. Bu nedenle, çalışmadan önce hastaya, yapılacak işlemler hakkında bilgi verilmelidir. Günlük yaşam biçimini bozmaması ve uykuyu etkileyebilecek maddelerden (alkol, kafein v.b.) sakınması belirtilmelidir.

### **2.9.3. Uyku Apnesi Çalışması**

Apne hastalarında, standart polisomnografi uygulamalarına ek olarak, hava akışı, solunum çabası ve oksijen saturasyonu da değerlendirilir. Hava akışının değerlendirilmesi için farklı amaçlarla sensörler kullanılır. Oronasal termistörler, solunan havadaki ısı değişimini algılayan sensörlerdir (Şekil 2.25). Bunun yanında, burundan solunan havadaki artan CO<sub>2</sub>'i ölçen kapnograflar, burun içi basıncına bağlı olarak hava akış profilini ölçen burun içi kanüller, trake üzerinde mikrofona aracılığı ile ses şiddetini algılayan ve hava akışı ve horlamayı ölçen teknikler kullanılan diğer yöntemler olarak sayılabilir (Aydın v.d.,2005).

Solunum eforu için kullanılan teknikler ise solunum kaslarının aktivitesini ölçen yöntemlerdir. Göğüs ve karın bölgesine takılan kemerler kullanılmaktadır (Şekil 2.26).

Akciğerlerde gaz değişimini değerlendirmek amacı için ise oksimetreler kullanılır. Parmak ya da kulak memesine takılan oksimetre uygulaması kullanımı kolay ve güvenilir bir yöntemdir (Şekil 2.27).



Şekil 2.25 Uyku çalışmasında kullanılan bir oronasal termistör (Aydın v.d.,2005).



Şekil 2.26 Uyku çalışmasında, solunum eforunu değerlendirmek için toraks ve karına takılan kemerler (Aydın v.d.,2005).



Şekil 2.27 Oksijen saturasyonunun ölçümünde kullanılan oksimetreler (Aydın v.d.,2005).

Uyku apnesi şüphesi olan bir hasta için uyku çalışması iki gece şeklinde gerçekleştirilir. Birinci gece polisomnografi çalışmasında apne saptanan hastaların, 2. gece çalışma protokollerine devamlı pozitif hava yolu basıncı (Continuous Positive Airway Pressure) (CPAP) titrasyon çalışması da eklenir. Nasal CPAP uygulaması, OUAS hastalarında üst solunum hava yollarını genişleterek, bozulmuş solunum olaylarını, bunlara bağlı arousal durumları ve oksijen saturasyonunu önemli ölçüde düzelttiği bilinmektedir. İkinci gece hastanın burun ve ağız bölgesinden doğrudan basınçlı hava verilmektedir. Basıncı, üst solunum yollarındaki direnci karşılayacak yoğunlukta olmak üzere düzenlenmektedir (Aydın v.d.,2005). Şekil 2.28'de uyku laboratuvarında incelemeye hazırlanmış bir hastanın çalışmaya başlamadan önceki durumu

görülmektedir. Şekil 2.29'da obstruktif uyku apnesi saptanan hastanın ikinci gece, CPAP titrasyonu için, uyku öncesi hazır hali görülmektedir.



Şekil 2.28 Birinci gece polisomnografi çalışması (Aydın v.d.,2005).

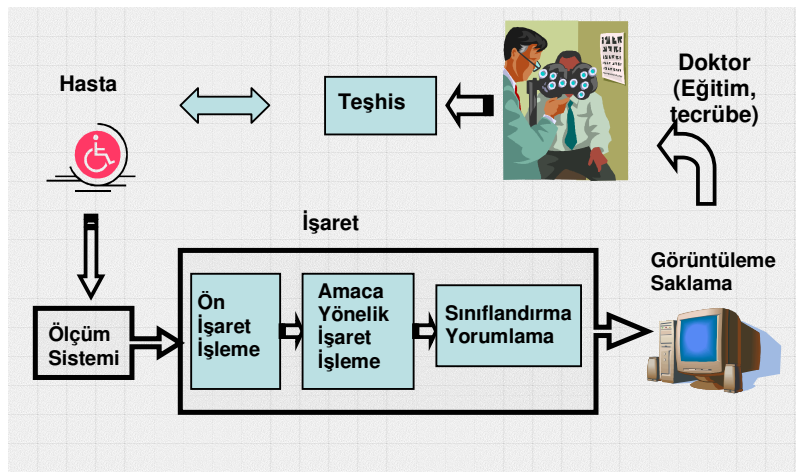


Şekil 2.29 İkinci gece apne-CPAP çalışması (Aydın v.d.,2005).

### 3. MATERYAL ve YÖNTEM

Biyolojik sistemler; biyokimyasal, fiziksel ve kimyasal kuramların bir arada geçerli olduğu karmaşık sistemlerdir. Fizyolojik sistemin kontrolündeki karmaşık yapı ve çevre şartlarından etkilenmesi, sistemin incelenmesini ve analizini güçleştirir. Soluk alma gibi yaşamsal fonksiyonlar üzerinde hem istemli hem de istemsiz kontroller söz konusudur. Bu nedenle, bu sinyallerin nasıl yorumlanacağı ve hangi bilgileri içerdiği önem kazanmaktadır.

İnsan vücudu yaşamsal fonksiyonlarını yerine getirirken ürettiği elektriksel sinyallere “*biyolojik sinyal*” adı verilir. Genel olarak sinyal; bilgi taşıyan, zamana göre değişebilen veya değişmeyen büyüklüklere dir. İşaret, doğrudan bilgi kaynağından üretilebilir ve bu sinyale bakılarak kaynağın fizyolojik yapısı ya da işleyişi hakkında bilgi elde edilebilir. İşaretin doğrudan bilgi vermediği durumlarda da sinyalin değerlendirilebilir ve yorumlanabilir bir hale getirilmesi için gerçekleştirilen işlemler serisinden oluşan “*sinyal işleme*” teknikleri kullanılarak, istenilen bilgiler elde edilebilir. Sinyal işlemenin altındaki amaç, fizyolojik sistemde görsel olarak belirlenemeyen bilgileri, doktorun sinyali ve içerdiği bilgiyi en iyi yorumlayabileceği düzeye getirerek, hastalık teşhisinin daha kolay, çabuk ve güvenilir bir şekilde konmasına yardımcı olmaktır (Şekil 3.1). Aynı zamanda, elde edilen bilgilerin bilgisayar ortamında yorumlanmasıyla da teşhis konması sağlanabilir, ancak son karar kendi deneyimi ile teşhisi koyacak olan doktora aittir.



Şekil 3.1 Ölçme-tanı işleminde sinyal işlemenin yeri.

Genellikle analog olan ön işlemede, sinyali gürültülerden temizlemek için ön filtreleme, sinyali sınırlama ve kanallara ayırma işlemleri gerçekleştirilir. Daha sonra sinyal analog-sayısal çevirici (ADC) ile sayısal bilgiye çevrilerek bilgisayar ortamına aktarılır. Ayrıca sayısal olarak da gürültülerden temizleme işlemi gerçekleştirilebilir. Sınıflama işlemi, sinyallerin modellenmesi ve öznelik vektörlerinin (parametrelerinin) elde edilmesi ile gerçekleştirilebilir. Sınıflandırma işlemi, önceden belirlenmiş sinyal parametrelerine, seçilen karar kuralı uygulanarak yapılır.

Bu çalışmada, OUAS teşhisi konmuş hastalara ait gerçek veriler kullanılmıştır. Solunum (hava akımı), EEG, EMG ve EKG kayıtlarının frekans ve genlik analizleri gerçekleştirilmiştir. Frekans analizlerinde, klasik Fourier dönüşümü ve kestirim metotları kullanılmıştır. İncelenen sinyalin özelliklerine ve bölüt zamanlarına uygun şekilde Ayrık Zamanlı Fourier Dönüşümü (AZFD) ve Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü (KZFD) yöntemleri kullanılmıştır. Yine incelenen sinyalde aranılan özelliklere bağlı olarak dalga formu yöntemleri de uygulanmıştır. Teager Enerji Operatörü, hem genlik hem de frekans analizinde kullanılmıştır. Ayrık Dalgacık Dönüşümü (ADD) kullanılarak, sinyallerin alt frekans bantlarının spektral ve enerji analizleri yapılmıştır. Ayrıca EKG sinyalinden elde edilen KHD'ne geometrik ve spektral yöntemler uygulanmıştır.

### 3.1. Fourier Dönüşümü

Fourier dönüşümü, bir sinyalin frekans uzayı karakteristiklerini incelemek için en çok kullanılan yöntemlerden birisi olup, frekans bölgesinde sinyalin özelliklerinin betimlenmesinde esas teşkil eder (Papoulis,1977; Oppenheim *et.al.*,1997; Hsu,2001). Fourier dönüşümü, genel bir tanımla; bir sinyalin, farklı frekanslardaki sinüs ve kosinüslerinin toplamı cinsinden ifade edilmesidir. Temel açısal frekans  $w = 2\pi f$  (rad/sn) olmak üzere,  $x(t) = e^{jw t}$  şeklindeki sürekli zamanlı bir  $x(t)$  sinyalinin Fourier dönüşümü  $X(w)$  (3.1) ve (3.2) eşitlikleri, ters dönüşümleri ise (3.3) ve (3.4) eşitliklerinde verilmiştir.

$$X(w) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-jw t} dt \quad (3.1)$$



$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-j2\pi ft} dt \quad (3.2)$$

$$x(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} X(w)e^{j\omega t} d\omega \quad (3.3)$$

$$x(t) = \int_{-\infty}^{\infty} X(f)e^{j2\pi ft} df \quad (3.4)$$

### 3.2. Ayırık Zamanlı Fourier Dönüşümü (AZFD)

Sürekli bir sinyal için tanımlı Fourier Dönüşümü, sonsuz sayıda örnek içermeyen bir dizi için pratik bir uygulama değildir. Ayırık Zamanlı Fourier Dönüşümü (AZFD), sonlu uzunluktaki, ayırık zamanlı sayısal bir sinyalin (dizilerin), Fourier katsayılarının hesaplanması ile tanımlanır (Oppenheim *et al.*,1997; Hsu,2001; Rangayyan,2002). Karmaşık üstel  $x(n) = e^{j\omega n}$  dizisi,  $\omega = (2\pi/N)k$  ( $k$  pozitif tamsayı) koşulunu sağlayacak biçimde  $N$  için periyodiktir ve dizinin AZFD'ü Eş.3.5 ile verilir.

$$X(\omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n)e^{-j\omega n} \quad (3.5)$$

AZFD, bir sinyalin sonlu sayıdaki ayırık zaman örneklerinden hesaplanan ve sonlu sayıda kesikli frekans spektrum değerleri kümesi üreten bir Fourier Dönüşümü yaklaşımıdır. Uzunluğu  $N$  olan sonlu uzunlukta bir  $x[n]$  dizisi için, AZFD ve Ters-Ayrık Fourier Dönüşümü (TAZFD) eşitlik (3.6) ve (3.7)'de verilmiştir.

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-j2\pi kn/N} \quad (3.6)$$

$$x(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X(k)e^{j2\pi kn/N} \quad (3.7)$$

#### 3.2.1. Pencereleme

Sonsuz uzunlukta ya da çok uzun bir sinyal dizisi ile çalışmak pratikte zor olduğundan, sinyalin istenilen bir bölgesinin analiz için seçilmesi işlemine "Pencereleme (Windowing)" denir (Rangayyan,2002; Kayran and Ekşioğlu,2004). En basit anlamı ile pencereleme, sinyalin incelenecek kısmının "1" ile diğer kısmın

“0” ile çarpılmasıdır. Bu işlem frekans uzayında, sinyalin Fourier dönüşümü ile pencerenin spektrumunun konvolüsyonuyla da yapılabilir. Pencerenin Fourier dönüşümündeki, yan lobları nedeniyle yan bantlarda “*spektrum sızıntısı*” oluşur (Kayran and Ekşioğlu,2004). Dikdörtgen pencere için, pencerenin sonsuz olması durumunda spektrum bir dürtü şeklinde olur ve kaçak gözlenmez. Dikdörtgen pencerenin uçlarındaki süreksizliklerin oluşturduğu spektrum dağılımından dolayı, diğer pencere fonksiyonlarının kullanılması daha avantajlıdır. Pencere fonksiyonu ana lobda maksimum, yan loblarda minimum enerji taşırken, fonksiyonun bant genişliği mümkün olduğu kadar dar olmalıdır. Literatürde çok sayıda pencere fonksiyonu ( $w$ ) vardır ve sık kullanılanlardan bazıları Çizelge 3.1.’de verilmiştir (Rangayyan,2002).

Çizelge 3.1 N örnekten oluşan pencere fonksiyonları,  $0 \leq n \leq N - 1$  olmak üzere

Dikdörtgen	$w(n) = 1$
Üçgen (Bartlett)	$w(n) = \begin{cases} \frac{2n}{N-1}; 0 \leq n \leq \frac{N-1}{2} \\ 2 - \frac{2n}{N-1}; \frac{N-1}{2} \leq n \leq N-1 \end{cases}$
Hamming	$w(n) = 0,54 - 0,46 \cos(2\pi n / N - 1)$
Hanning(von Hann)	$w(n) = \frac{1}{2} [1 - \cos(2\pi n / N - 1)]$
Blackman	$w(n) = 0,42 - 0,5 \cos(2\pi n / N - 1) + 0,08 \cos(4\pi n / N - 1)$

### 3.3. Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü (KZFD)

Genel olarak bir sinyalin frekans, faz ve genlik özelliklerinin zamanla değişmediği durumlarda Fourier dönüşümü sinyalin analizinde kullanılmaktadır. Pratikte ise, sinyalin özellikleri genelde değişmektedir. Fourier Dönüşümü herhangi bir zaman saptaması yapamadığı için, zamanla değişebilen özelliklerin belirlenmesi konusunda yeterli olamamaktadır. Bu nedenle, Fourier dönüşümü ile bir sinyal analiz edilirken, zaman saptaması (time localization) yapılması ve sinyali hem zaman hem de frekans bölgesinde ifade edebilecek bir dönüşüm gerekmektedir.

Bu yüzden, incelenecek bölgeye odaklanmış uygun bir pencere fonksiyonu kullanılarak Fourier Dönüşümünün lokalizasyonu için pencerelenmiş Fourier veya Gabor Dönüşümü olarak da bilinen Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü (KZFD) kullanılmaktadır (Oppenheim *et al.*,1997; Rangayyan,2002).

Bir  $x(n)$  dizisi, zaman bölgesinde  $x_k(n)$  şeklinde bölütlendiğinde, her bir bölütün Fourier dönüşümü aşağıdaki denklem ile hesaplanır ve  $x_k(w)$  spektrum dizisi ( $k=1,2,3,\dots,K$  için) sinyalin zamanla değişen spektral özelliklerini içerir (Rangayyan,2002).

$$X_k(w) = \sum_{n=0}^{N-1} x_k(n)e^{-jwn} \quad (3.8)$$

Sinyalin bölütlenmesi, bir pencere fonksiyonunun tüm sinyal üzerinde hareket ettirilmesi ile gerçekleştirilir.  $x_k(w)$  bölütü ( $k$ .bölüt),  $x(n)$ 'in  $w(n)$  pencere fonksiyonu ile çarpılması ile bulunur (Eş.3.9).

$$x_k(n) = x(n)w(n-(k-1)N) , \quad 1 \leq k \leq K \quad (3.9)$$

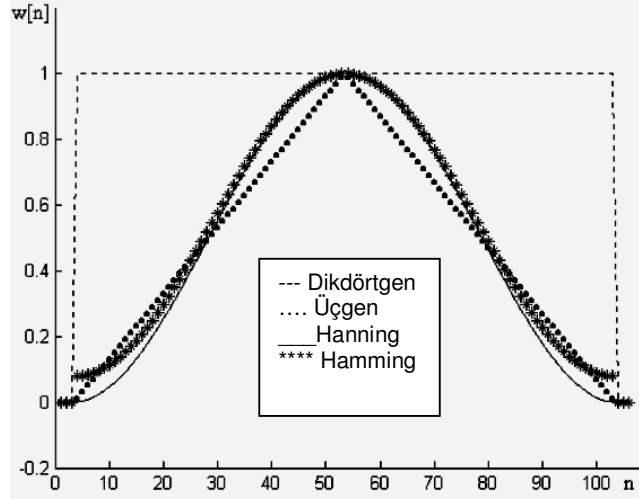
$$w(n) = \begin{cases} 1, & 0 \leq n \leq N-1 \\ 0, & \text{diğer} \end{cases} \quad (3.10)$$

Genel olarak, pencere herhangi bir  $m$  zaman sabiti için pozisyonlandırılır ve bu ana ait bölüt  $x(n)w(n-m)$  şeklinde ifade edilir. İncelenecek dizinin uzunluğuna, özelliğine ve pencereye göre bölüt sayısı belirlenir ve  $N-1$  kez örtüşmeli olarak pencere dizi üzerinde kaydırılır. Durağan olmayan bir sinyalin, durağan kısımlarının olduğu küçük zamanlı pencereler ile çalışıldığında bu analiz, kısa zamanlı analiz olarak ifade edilmekte ve Eş.3.11 ile verilmektedir (Rangayyan,2002).

$$X(m, w) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)w(n-m)e^{-jwn} \quad (3.11)$$

Bir dikdörtgen pencere fakir frekans lokalizasyonuna (yer saptamasına) sahip olduğundan dolayı, yumuşak pencereler tercih edilir. Üçgen pencere, Hanning penceresi, Gaussian ve Hamming pencereleri veri analizi için tasarlanmış bazı

yumuşak pencerelerdir (Şekil 3.2). Pencere seçiminde dikkat edilmesi gereken önemli diğer bir konu da, frekans çözünürlüğü için uzun pencere ile sinyalin geçici özelliklerinin önemli bir şekilde değişmesine izin vermeyen kısa pencere arasında gereken ayarlamaların yapılmasıdır. Pencere fonksiyonu sinyal boyunca genellikle pencerenin uzunluğundan daha kısa basamaklar halinde tüm zaman bölgesi üzerinde örtüşmeli olarak kaydırılır. Dolayısıyla zaman çözünürlüğü zamanda alınan kaymaların boyutuna da bağlıdır (Duman *et.al.*,2005).



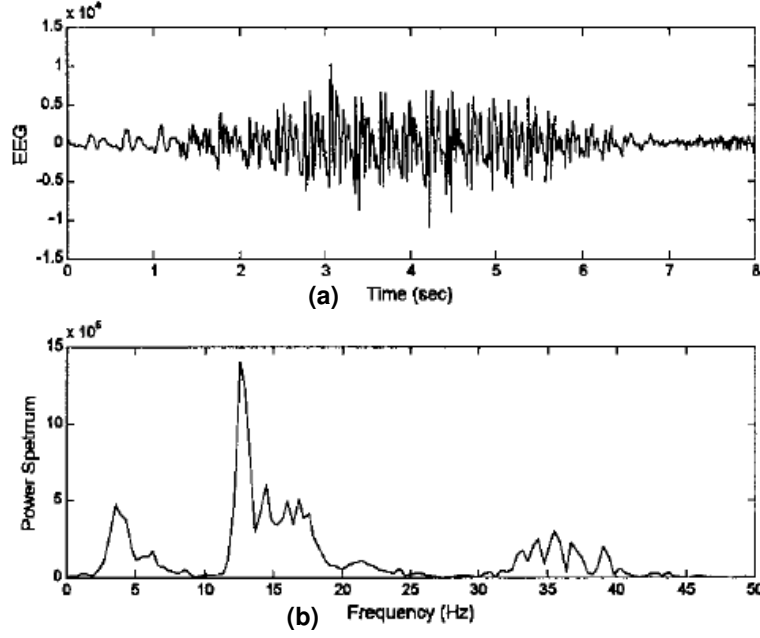
Şekil 3.2 KZFD'de kullanılan bazı pencereler (Duman,2005).

### 3.4. Spektral Analiz

Bazı durumlarda bir sinyalin frekans içeriği bilgisi, zaman bölgesine göre daha kullanışlı bilgiler içerir. EEG, EMG, EOG gibi bir çok biyolojik sinyalin frekans bölgesi incelendiğinde teşhis açısından oldukça faydalı bilgiler barındırdığı görülmektedir (Semmlow,2004).

Şekil 3.3'de zaman bölgesindeki EEG sinyali ve klasik Fourier dönüşümü yöntemi ile elde edilmiş spektral bileşenleri görülmektedir. Frekans bölgesinde gözlenen baskın bölgeler EEG'nin bu frekans bileşenlerinde önemli enerji içeriğine sahip olduğunu göstermektedir.

Bir sinyalin frekans bileşenlerinin belirlenmesi "*spektral analiz*" olarak ifade edilir (Marple,1987) ve matematiksel bir prizma olarak düşünülebilir(Hubbard,1998).



Şekil 3.3 (a)Zaman bölgesindeki EEG sinyali ve (b) klasik Fourier transform yöntemi ile elde edilmiş spektral bileşenleri (Semmlow,2004).

### 3.4.1. İlinti ve İlinti Fonksiyonu

İlinti (“*correlation*”), farklı değişkenler arasında aynı ya da ters yönde karşılıklı bir ilginin bulunması olarak tanımlanır. İlişki, değişkenler arasındaki neden-sonuç ilişkisine bağlı olabileceği gibi başka bir etken nedeniyle birlikte değişme ilişkisi de olabilir. İki değişken arasındaki ilişkinin karşılaştırılmasında kullanılır. x ve y gibi iki işaret dizisinin ilinti fonksiyonu aşağıdaki denklem ile ifade edilir.

$$r_{xx}(n) = \sum_{k=1}^M y(k+n)x(k) \quad (3.12)$$

Eğer bir işaret, kendisinin zamanda ötelenmiş farklı miktardaki kaymaları ile karşılaştırılıyorsa, elde edilen ilinti fonksiyonuna özilinti fonksiyonu (ÖİF) denir ve aşağıdaki denklem ile ifade edilir.

$$r_{xx}(n) = \sum_{k=1}^M x(k+n)x(k) \quad (3.13)$$

### 3.4.2. Güç Spektrumu (GS)

Genel olarak bir sinyalin güç spektrumu (GS), sinyalin özilinti fonksiyonunun Fourier dönüşümü olarak tanımlanır. Burada,  $r_{xx}$  ÖİF olup, çift taraflı simetriden dolayı sadece gerçek değerleri içermektedir (Semmlow,2004).

$$GS(k) = \sum_{n=0}^{N-1} r_{xx}(n) e^{-j2\pi kn/N} \quad (3.14)$$

Bununla birlikte, bir sinyalin enerjisi sürekli ve ayrık olarak aşağıdaki denklemler ile hesaplanır (Semmlow,2004).

$$E = \int_{-\infty}^{+\infty} |x(t)|^2 dt \quad (3.15)$$

$$E = \sum_{k=1}^N x(k)^2 \quad (3.16)$$

Parseval teoremine göre;

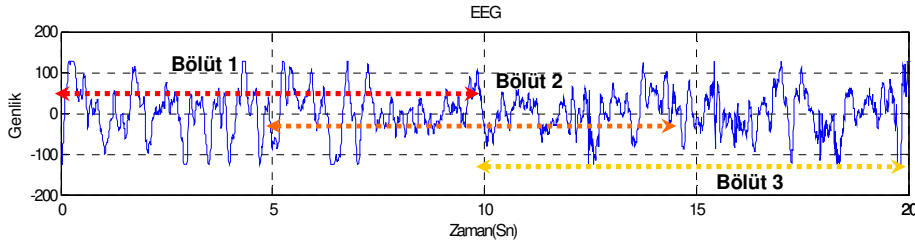
$$\int_{-\infty}^{+\infty} |x(t)|^2 dt = \int_{-\infty}^{+\infty} |x(f)|^2 df \quad (3.17)$$

olduğu bilinmektedir. Buna göre,  $|x(f)|^2$  enerji spektral yoğunluğuna eşittir ve bu yaklaşım ile GS aşağıdaki Eş.3.18'deki ile de hesaplanabilir (Semmlow,2004).

$$GS(f) = |x(f)|^2 \quad (3.18)$$

GS hesaplanırken, Fourier dönüşümü tüm sinyal üzerinden, alt bölütler şeklinde uygulanır ve her bir alt bölüte ait dönüşümün ortalaması alınır. Birçok uygulamada, kestirim işlemleri ve ortalama alınması sonuçların istatistiksel güvenilirliğini artırır. Fourier dönüşümünden sonra, alınan ortalama sonucunda elde edilen GS'na "periodogram" da denilmektedir. Bununla birlikte literatürde yer alan birçok spektral kestirim yöntemi vardır. Uygulanan pencere, örtüşmeli ya da örtüşmesiz işlem yapılması gibi özelliklere göre birbirlerinden ayrılmaktadırlar (Rangayyan,2002; Semmlow,2004).

Bir sinyalin GS'ü bulunurken, çeşitli pencereler kullanılarak sinyale alt bölütler üzerinden Fourier dönüşümü uygulanır ve tüm bölütler üzerinden de ortalama alınabilir. Gerekli durumlarda bölütler birbirleri ile örtüşebilir (Şekil 3.4). Bölütler üzerinden işlem yapılması, aynı anda hesaplanacak veri sayısını azaltacağı için işlem süresini kısaltmaktadır. İncelenecek sinyalde aranılan özelliklere ve sinyalin örnekleme frekansına göre pencere tipi ve uzunluğu seçilmelidir. Küçük pencere uzunluğu seçildiği zaman daha fazla bölüt üzerinden ortalama alınacağı için spektral kestirimin güvenilirliği artarken, frekans çözünürlüğü azalır (Şekil 3.5.a,b). Frekans çözünürlüğü,  $1/(N T_s)$  olarak tanımlanır. N bir bölütteki örnek sayısını,  $T_s$  örnekler arasındaki zamanı ifade etmektedir.



Şekil 3.4 Sinyale uygulanan sabit ya da örtüşmeli bölütler

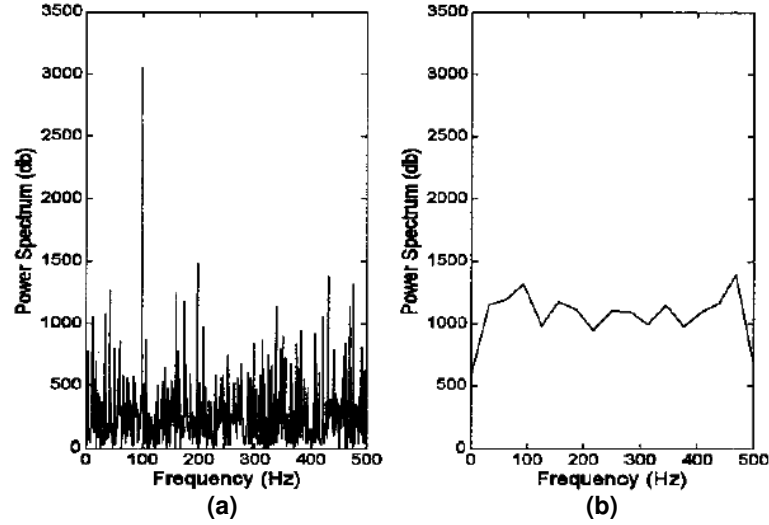
### 3.4.3. Güç Spektrumu Uygulamasında Kullanılan Parametreler

Çalışmada EEG, EMG ve KHD'den GS'ları elde edilmiştir. Sinyal özellikleri ve aranılan özelliklere göre farklı parametreler kullanılmıştır. Örneğin, KHD'nin GS elde edilirken literatürde belirtildiği gibi (Camm *et al.*,1996) bölüt uzunluğu 5 dakika alınmıştır. EEG ve EMG gibi daha yüksek frekans bileşenli sinyallerde ise bölüt uzunlukları aranılan özelliklere bağlı olarak 10-30 saniye arasında değişmektedir. Fourier dönüşümünde kullanılan pencere tipleri ve uzunlukları da, sinyal özelliklerine göre farklılıklar göstermektedir.

### 3.5. Dalgacık Dönüşümü

Dalgacık dönüşümü durağan olmayan sinyallerin analizinde kullanılan faydalı bir yöntemdir. Fourier Dönüşümü bir sinyalin frekans spektrumu hakkında bilgi vermesine karşın, zaman bölgesindeki frekans içeriği hakkında bilgi vermez. Bu nedenle KZFD dönüşümü uygulanarak zaman lokalizasyonu yapılır. Ancak KZFD'de belirli bir zaman bölgesindeki frekans içeriği hakkında bilgi verirken, bir

frekans değerinin hangi zaman noktasına karşı geldiği bilgisini vermez (Misiti *et.al.*; Vetterli and Kovacevic,1995; Eroğul,1997).



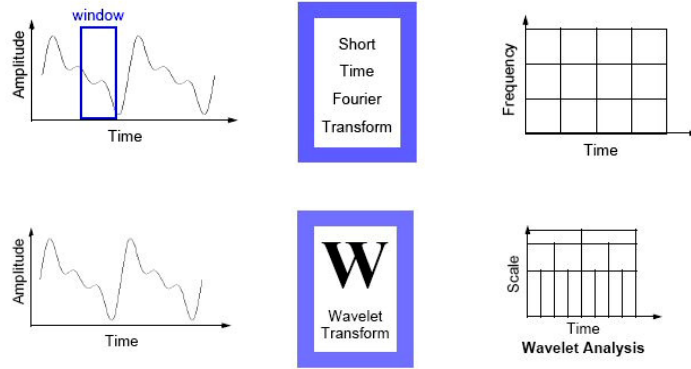
Şekil 3.5 Beyaz gürültü eklenmiş 100 Hz frekansındaki sinus dalgasından elde edilen spektral bileşenler. (a) Tüm örnek dizisi üzerinden hesaplanan periodogram, (b) Fourier dönüşümü ile 32 bölüt üzerinden elde edilen spektrum. (a)'da 100 Hz frekans değeri görülürken, (b)'de frekans çözünürlüğü azaldığı için 100 Hz frekans bileşeni gözlenememektedir (Semmlow,2004).

Dalgacık dönüşümü, yüksek frekanslarda yüksek zaman ve düşük frekans çözünürlüğü, alçak frekanslarda ise yüksek frekans ve düşük zaman çözünürlüğünü sağlar (Eroğul,1997; Koçyiğit and Korürek,2005). Diğer bir ifade ile, düşük frekanslar için geniş, yüksek frekanslar için dar olacak şekilde değişen pencere boyutları vardır. Böylece, bütün frekans aralıklarında optimum zaman-frekans çözünürlüğü sağlanabilmektedir (Güler and Übeyli,2004). Şekil 3.6'da KZFD de kullanılan zaman-frekans grafiği ve dalgacık dönüşümünde kullanılan zaman-ölçek bölgeleri görölmektedir.

EEG, EMG gibi durağan olmayan sinyallerde, dalgacık dönüşümü analizi sinyal saptaması, bileşen ayırması ve KZFD gibi geleneksel zaman-frekans analizi tekniklerine göre hesaplama hızı bakımından çok avantajlıdır. Ayrıca, dalgacık dönüşümü hücresel-elektrik dalga şekillerinden anlamlı veri çıkarma, sıkıştırma ve gösterme için kullanılmaktadır (Duman,2005).

Dalgacık dönüşümü, bir sinyali dalgacık adı verilen temel bir fonksiyon kümesine dönüştürmeye dayanır. Bu işlem, sürekli ve ayrık olmak üzere iki farklı şekilde yapılabilir.





Şekil 3.6 KZFD de kullanılan zaman-frekans grafiği ve dalgacık dönüşümünde kullanılan zaman-ölçek bölgeleri (Misiti *et al.*).

### 3.5.1. Sürekli Dalgacık Dönüşümü

Sürekli dalgacık dönüşümü (SDD),  $x(t)$  gibi bir sinyalin,  $\Psi(t)$  dalgacık fonksiyonunun ölçeklendirilmesi ve kaydırılmış haliyle çarpılarak tüm zaman boyunca toplanmasından elde edilir (Eş.3.19). Bu eşitlikte,  $a$  ölçeklendirme,  $b$  ise dönüşüm parametresidir ve konum olarak dalgacık fonksiyonunun yerini ifade eder. Yani  $(a,b)$ 'nin değişimi ile SDD tüm zaman ve frekans boyutunda hesaplanır. Eş.3.20'de tanımlanan  $\Psi(t)$ , ("*ana dalgacık*" olarak da adlandırılır) bir pencere fonksiyonudur.

$$SDD(a,b) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)\psi_{a,b}(t)dt \quad (3.19)$$

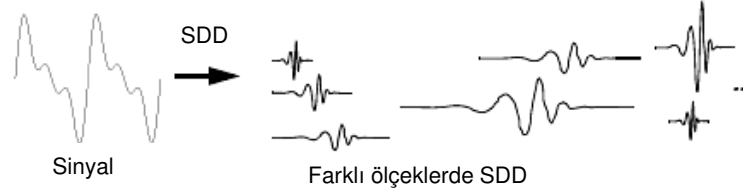
$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (3.20)$$

Dalgacık daraltılıp genişletilebilir; düşük ölçekler yüksek frekans, yüksek ölçekler ise düşük frekans davranışlarını karakterize eder (Şekil 3.7). Bu durum, sinyalin farklı frekans içeriğine sahip olması durumunda değerlendirme açısından faydalıdır.

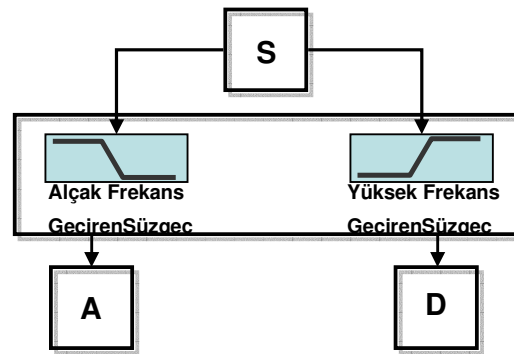
### 3.5.2. Ayırık Dalgacık Dönüşümü

SDD'de ölçeklendirme ve dönüşüm parametrelerinin sürekli olarak değişiminden dolayı her bir ölçek için dalgacık katsayılarının hesaplanması zor ve zaman alıcı olmaktadır. Bu nedenle Ayırık Dalgacık Dönüşümü (ADD) daha sık kullanılmaktadır (Güler and Übeyli,2004). Orijinal sinyal (S), birbirini tümleyen filtrelerden

geçirilerek, sinyalin düşük ve yüksek frekanslı bileşenleri olmak üzere ikiye ayrılır. Alçak ve yüksek frekans geçiren filtre çıkışları sırası ile işaretin, yaklaşık (A) ve ayrıntılı (D) alt bantlarını oluşturur (Şekil 3.8).



Şekil 3.7 Farklı ölçeklerde SDD (Misiti *et al.*).



Şekil 3.8 İşaretin, alçak ve yüksek geçiren filtre çıkışları. (A) işaretin düşük frekanstaki yaklaşık, (D) ise yüksek frekanstaki ayrıntılı alt bantlarını ifade eder.

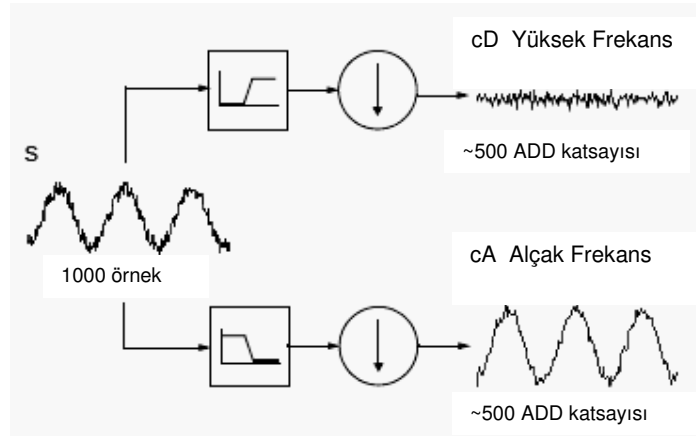
$x(n)$  sinyali, yüksek geçiren  $g(n)$  ve alçak geçiren  $h(n)$  süzgeçlerinden geçirilir. Süzgeçlemeden sonra Nyquist kuralına göre örneklerin yarısı atılır. Bu işlem kalan her örnek aralığı için yapılarak istenilen frekans aralıkları elde edilebilir. Bu işlem matematiksel olarak Eş.3.21.a ve Eş.3.21.b ile gösterilmiştir. Burada  $Y_{yüksek}(k)$  ve  $Y_{alçak}(k)$  sırasıyla yüksek ve alçak frekans geçiren süzgeçlerin çıkışlarıdır (Duman *et al.*,2005; Erdamar *et al.*,2006;2006).

$$Y_{yüksek}(k) = \sum x(n)g(2k - n) \quad (3.21.a)$$

$$Y_{alçak}(k) = \sum x(n)h(2k - n) \quad (3.21.b)$$

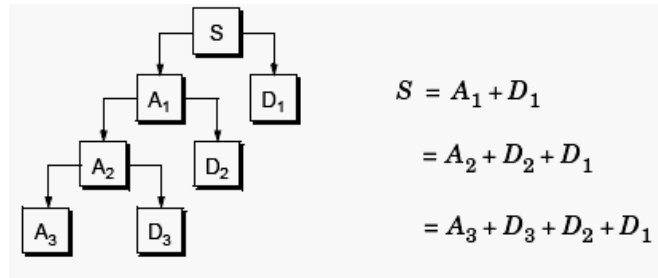
Bu ayrıştırma işlemi incelenen sinyale ve istenilen alt bant sayısına göre çok kez tekrarlanabilir. İşareti her bir alt banda ayırma işlemi sonunda, sinyal yarı sayıda örnek içereceği için zaman çözünürlüğünün azalmasına rağmen frekans

çözünürlüğü artar (Şekil 3.9). Ardışık olarak sinyalin alt bantlarına ayrıştırılması, dalgacık ayrıştırma ağacı olarak adlandırılan şekil ile temsil edilir (Şekil 3.10).



Şekil 3.9 ADD'ünde her bir alt bant ayrışımı ile örnek sayısının yarıya indirilerek, ADD katsayılarının oluşturulması (Misiti *et al.*).

Bu şekilde icelenen bir sinyal istenilen sayıda alt banda ayrılabilir ve yüksek frekanslarda iyi zaman çözünürlüğü, alçak frekanslarda ise iyi bir frekans çözünürlüğü elde edilir (Şekil 3.11). Ayrıştırma işlemi ile elde edilen yaklaşık ve ayrıntı katsayıları kullanılarak sinyal geriye elde edilebilir ve bu işlem de sinyal herhangi bir kayba uğramaz (Şekil 3.10)(Misiti *et al.*). İşaretin tekrar elde edilmesi, Eş.3.22.a-d denklem grubu ile ifade edilir.



Şekil 3.10 Dalgacık ayrıştırma ağacı (Misiti *et al.*).

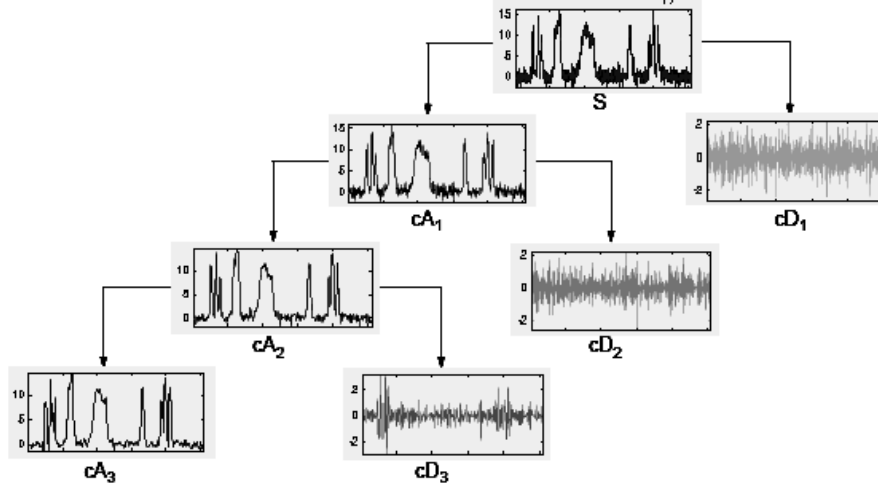
$$S = A_1 + D_1 \quad (3.22-a)$$

$$S = A_2 + D_2 + D_1 \quad (3.22-b)$$

$$S = A_3 + D_3 + D_2 + D_1 \quad (3.22-c)$$

$$S = A_n + D_n + D_{n-1} + D_{n-2} + \dots \quad (3.22-d)$$

Burada  $n$  değeri sinyalin ayrıştırma seviyesini ifade etmektedir.



Şekil 3.11 Alt bant ayrıştırma işleminin grafiksel görünümü (Misiti *et al.*).

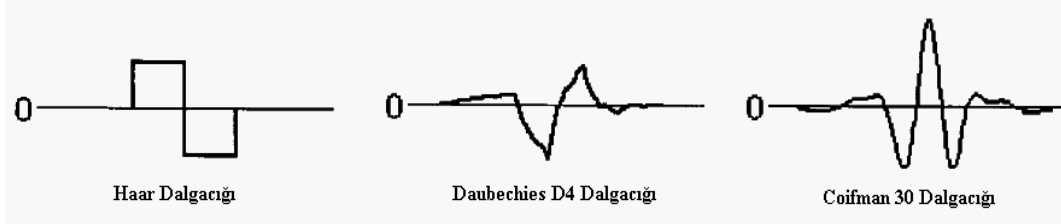
### 3.5.3. Dalgacık

Dalgacık, basit olarak zamanın salınımlı genlik fonksiyonudur. Frekansta kesin olarak yerleşmiş fakat zamanda sonsuz olarak uzanan sinüs ve kosinüs dalgalarının aksine, dalgacıklar hem zaman da hem de frekansta yerleşmişlerdir. Sınırlandırılmış bir zaman aralığında genliklerinin değişimleri fazladır ve bu zaman aralığının dışında çok düşük veya sıfır genliğe sahiptirler (Duman,2005).

Dalgacıklar zamanda ölçeklendirilebilirler ve temel şekillerini kaybetmeden herhangi bir ölçekte farklı zaman konumlarına hareket ettirilebilirler. Ölçeklendirme ve dönüşüm dalgacık gösteriminin iki temel parametresidir. Bir dalgacık ailesinde, aynı temel şekle sahip sonsuz sayıda dalgacık bulunur. Çünkü her hangi bir dalgacık için sonsuz sayıda ölçeklendirme ve dönüşüm yapılabilir. Şekil 3.11'de görüldüğü gibi, bir dalgacıyı büyük bir ölçeğe uzatmak zamanda daha çok yayılmış hale getirir ve spektrumu daha düşük frekanslara sıkıştırır. Bu da frekansın daha iyi lokalize olması anlamına gelir. Aksine, dalgacıyı küçük bir ölçeğe daraltmak, onu zamanda daha az yayılmış bir hale getirir ve spektrumu yüksek frekanslara yayar. Bu da frekansta daha kötü lokalize olması anlamına gelir. Yani, dalgacıklar

uzatıldığında veya kısaltıldığında zaman lokalizasyonu, frekans lokalizasyonu ile ters şekilde hareket eder (Duman,2005).

Dalgacıkların şekilleri çeşitlidir ve genellikle onları bulan ya da geliştirenlerin adları ile ifade edilirler. Şekil 3.12’de bazı yaygın kullanılan dalgacıklar görülmektedir.

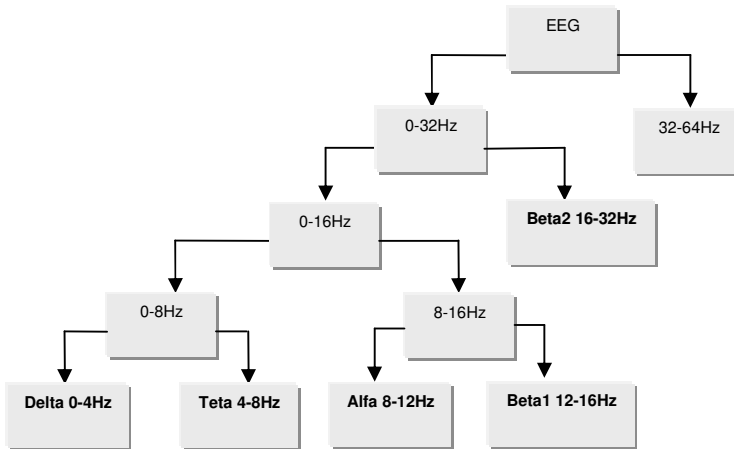


Şekil 3.12.Sonsuz çeşitlilikte olan dalgacık şekillerinden bazıları (Duman, 2005).

### 3.5.4. Dalgacık Dönüşümü Uygulamaları

#### 3.5.4.1. Alt Bant Frekans Ayrışımı

Bu çalışmada, EEG ve EMG sinyallerini alt frekans bantlarına ayırmak için ADD yöntemi kullanılmıştır. EEG sinyalinin alt bantlara ayrılma işlemi yapılırken, işlem kolaylığı sağlamak için, sinyalin örnekleme frekansı, orjinal örnekleme frekansı olan 200 Hz’den 128 Hz frekansına indirgenmiştir. Bu şekilde, EEG sinyalinin alt bant frekans değerlerinin tamamı elde edilebilmiştir. 128 Hz örnekleme frekansına indirgenen sinyal Nyquist kuralına göre 0-64 Hz aralığında frekans bileşenleri içerir. Şekil 3.13’de, her bir alt bant ayrışım işlemini gösteren dalgacık ayrıştırma ağacı gösterilmiştir (Erdamar *et al.*,2006).

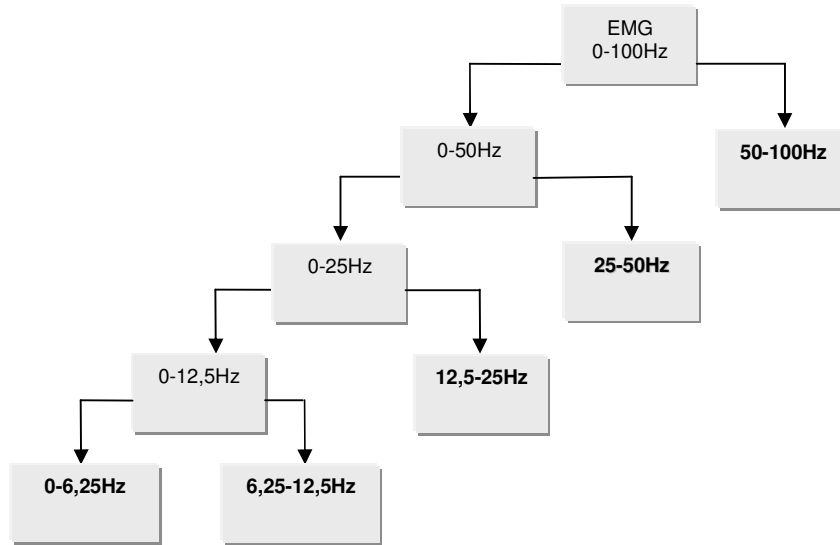


Şekil 3.13 EEG sinyali için alt bant frekanslarını gösteren dalgacık ayrıştırma ağacı.

Şekil.3.13 ' de görüldüğü gibi, 0-4 Hz alt bandı, Delta (  $\delta$  ), 4-8 Hz alt bandı Teta (  $\theta$  ), 8-12 Hz alt bandı Alfa (  $\alpha$  ) ve 12-32 Hz arasındaki alt bantlar da Beta (  $\beta$  ) dalgalarına karşı gelmektedir. Böylece ayrı bir filtreleme işlemi olmadan EEG alt bantları elde edilmektedir (Erdamar *et al.*,2006).

EMG sinyalinin alt bant ayrışımında, frekans analizi yapılırken EEG'de olduğu gibi örnekleme frekansı 200 Hz'den 128 Hz frekansına indirgenmiş, genlik analizi yapılırken ise örnekleme frekansı değiştirilmemiştir. 200 Hz örnekleme frekansına göre, 4.seviyeli dalgacık ayrıştırma ağacı Şekil 3.14'de görülmektedir.

Alt bantlara ayrıştırma işlemi sonucunda, düşük frekans bileşenleri sinyalin genel yapısı hakkında bilgi verirken, daha yüksek frekans bileşenleri anlık ya da geçici rejimlere ait bilgiler içerir.



Şekil 3.14 EMG sinyali için alt bant frekanslarını gösteren dalgacık ayrıştırma ağacı.

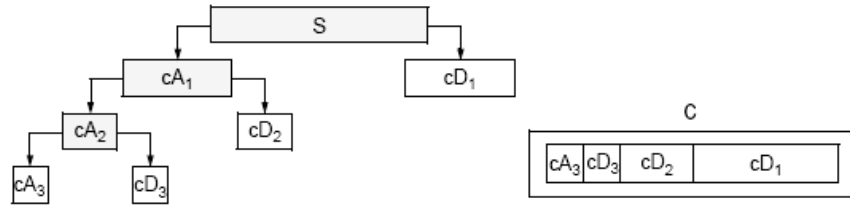
### 3.5.4.2. Alt Bant Enerji İncelemesi

Etkin değer (ED) (*Root Mean Square*), bir büyüklüğün anlık değerlerinin karelerinden hesaplanmış ortalamasının karekökü olarak tanımlanır (Eş.3.23).

$$ED = \left[ \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x(n)^2 \right]^{1/2} \quad (3.23)$$

ADD dönüşümü ile elde edilen sinyal alt bantlarının, ED ve enerji değerleri hesaplanarak, her bir alt banttaki enerji dağılımları incelenebilir. Alt bant enerjilerinin incelenmesi, sinyalde belirli bir banda ait frekans bölgesinde meydana gelen değişimler hakkında önemli bilgiler içerir. Böylece tüm sinyal üzerinden gözlemlenemeyen belirli bir frekans aralığında meydana gelen enerji değişimleri ortaya çıkarılabilir (Çolak,2006).

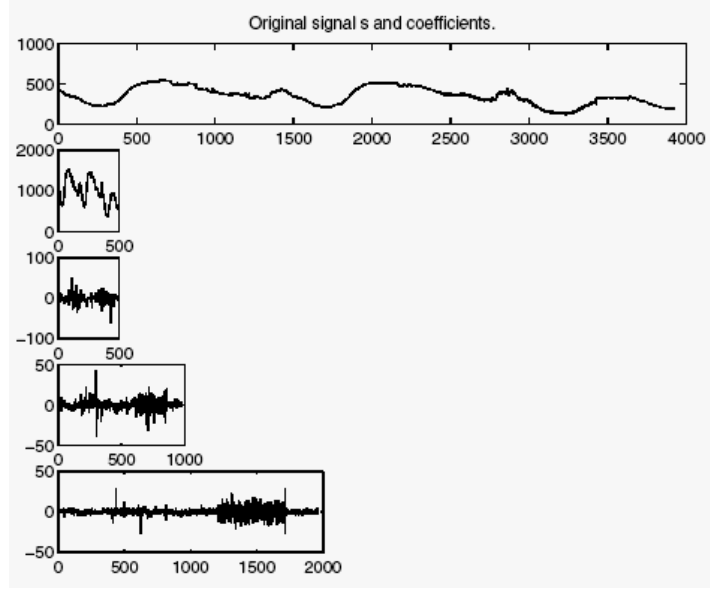
Şekil 3.15'de görüldüğü gibi EMG sinyali istenilen seviyede alt banta ayrıştırılabilir. Şekilde  $cA$  yaklaşık katsayıları olarak adlandırılan düşük frekanstaki bantları,  $cD$  ise ayrıntı katsayıları olarak adlandırılan yüksek frekanstaki bantları [Bkz.Bölüm 3.5.2] ifade etmektedir. Örneğin, üç seviyeli bir ayrıştırma işlemi yapıldığında,  $cA_3$ ,  $cD_1$ ,  $cD_2$ , ve  $cD_3$  alt bantları elde edilir (Şekil 3.15). Şekil 3.16, yöntemin sinyal üzerinde uygulanmış halini göstermektedir. Buna göre,  $n$ . seviye dalgacık dönüşümüne ait  $ED(n)$  Eş.3.24 ile hesaplanabilir. Eş.3.24' de  $cA_n$  yukarıda belirttiği gibi  $n$ .seviyedeki ayrışım katsayılarını,  $M$  ise  $cA_n$ 'deki örnek sayısını ifade etmektedir.



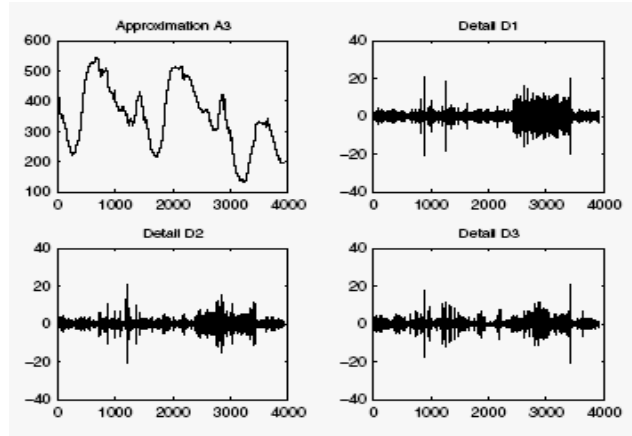
Şekil 3.15 Ayrıştırma seviyesi  $n=3$  için ayrıştırma ağacı (Misiti *et al.*).

$$ED(n) = \left[ \frac{1}{M} \sum_{m=0}^{M-1} cA_n(m)^2 \right]^{1/2} \quad (3.24)$$

Şekil 3.17'de sinyalin farklı ölçeklerdeki alt bantlarının aynı ölçekte çizilmiş hali görülmektedir. Böylece, yaklaşıklık ve ayrıntı katsayıları aynı sayıda örnek üzerinden değerlendirilebilir.



Şekil 3.16 Ayrıştırma seviyesi n=3 için orijinal sinyal ve ayrıştırma katsayıları (Misiti *et al.*).



Şekil 3.17 Ayrıştırma seviyesi n=3 için yaklaşık (approximation) katsayıları ve ayrıntı (detail) katsayılarının aynı sayıda örneklendirme ile gösterimi (Misiti *et al.*).

Ayrıştırma sonucu ortaya çıkan alt bantlardan elde edilen toplam enerji Eş.3.25 ile hesaplanabilir (Çolak,2006). Bu eşitlikte, M örnek sayısını, n ayrıştırma seviyesini ifade etmektedir. Görüldüğü gibi sinyalin toplam enerjisi, n.seviyedeki alçak frekans bileşeni ile 1'den n'e kadar tüm yüksek frekans bileşenlerinin toplamına eşittir.

$$\sum_{k=1}^M |x(k)|^2 = \sum_{k=1}^M |cA_n(k)|^2 + \sum_{j=1}^n \sum_{k=1}^M |cD_j(k)|^2 \quad (3.25)$$



### 3.6. Teager Enerji Operatörü

Teager enerji operatörü (TEO), tek boyutlu sinyal işleme (Maragos *et.al.*,1993), görüntü işleme (Mitra *et.al.*,1995; Alaya *et.al.*,1996) gibi birçok uygulamada kullanılmaktadır. (Maragos *et.al.*,1993) TEO operatörünü, doğrusal olmayan enerji taşıyıcı bir sinyal operatörü olarak tanımlamış ve AM sinyalin genlik zarfını ve FM sinyalin anlık frekansını tahmin etmede kullanmıştır.

İlk olarak TEO'nün tanımı, kompleks sinyaller üzerinde genişletilmiş ve sonra bu operatör ile belirsizlik fonksiyonu (Ambiguity Function) arasında ilişki kurulmuştur (Hamila *et al.*,1999). Belirsizlik fonksiyonu, genel anlamı zaman-frekans ilinti fonksiyonudur. Williams and Radant (1983), fiziksel olarak belirsizlik fonksiyonunu, alınan sinyaldeki enerjiyi zamandaki gecikmenin ve Doppler frekansının bir fonksiyonu olarak ifade etmiştir (Duman,2005). Bu fonksiyon hedeflerin yerel belirsizliğini (zaman gecikmesi) ve hızını (Doppler frekansını) tanımlar. Bu ilişkiyi kullanarak, TEO sinyalin ikinci moment açısız bant genişliğini ve sinyal periyodunun ve spektrumunun momentlerini tahmin etmede kullanılabilir.

TEO, ilk olarak reel değerli sinyaller üzerinde tanımlanmıştır. Maragos and Bovik (1995) daha sonra TE operatörünü çok boyutlu sürekli bölge sinyalleri için tanımlamış ve görüntü demodülasyonu için kullanmıştır (Duman,2005). Aşağıda, Hamila *et al.*(1999)'nın, TE operatörünü kompleks değerli sinyaller üzerinde tanımlayan ve bu operatörün bazı önemli özelliklerini türeten benzer yaklaşımı verilmiştir.

Kompleks değerli  $x(t)$  sinyalinin TEO'ü şu şekilde tanımlanmaktadır:

$$\psi_c[x(t)] = \dot{x}(t)\dot{x}^*(t) - \frac{1}{2}[\ddot{x}(t)x^*(t) + x(t)\ddot{x}^*(t)] \quad (3.26)$$

$x(t)$  gerçel olduğunda, Eş.3.26 reel değerli sinyali TEO'ne indirgenir.

$$\psi_R[x(t)] = \dot{x}^2(t) - x(t)\ddot{x}(t) \quad (3.27)$$

$x(t)$  kompleks sinyalini gerçel ve sanal kısımlarının fonksiyonu olarak  $x(t) = x_r(t) + jx_i(t)$  şeklinde yazılabilir. Buna göre de Eş.3.26 aşağıdaki gibi ifade edilebilir.

$$\psi_c [x(t)] = \psi_c [x_r(t) + jx_i(t)] = \dot{x}_r^2(t) + \dot{x}_i^2(t) - x_r(t)\ddot{x}_r(t) - x_i(t)\ddot{x}_i(t) \quad (3.28)$$

Sonuç olarak, kompleks bir sinyalin Teager enerjisi, gerçel ve sanal kısımların Teager enerjilerinin toplamına eşittir.

$$\psi_c [x(t)] = \psi_R [x_r(t)] + \psi_R [x_i(t)] \quad (3.29)$$

Maragos and Bovik (1995), kompleks değerli sinyaller için Eş.3.30 ile tanımlanan TEO'nü önermişlerdir.

$$\psi_c [x(t)] = \|\dot{x}(t)\|^2 - \text{Re} [x^*(t)\ddot{x}(t)] \quad (3.30)$$

Komplex değerli bir  $x(t)$  sinyalinin, gerçel ve sanal kısımları ile birlikte Eş.3.30'da yerine konulduğunda, Eş.3.27'nin Maragos ve Bovik'in tanımını sağladığı görülür (Hamila *et al.*,1999).

### 3.6.1. Belirsizlik fonksiyonu

$x(t)$  sinyalinin belirsizlik fonksiyonu Eş.3.31'deki integral ile ifade edilir:

$$\Xi(u, \tau) = \frac{1}{E} \int_{-\infty}^{\infty} x(t + \frac{\tau}{2})x^*(t - \frac{\tau}{2})e^{-jut} dt \quad (3.31)$$

Burada E,  $x(t)$  sinyalinin enerjisidir ve Eş.3.32 ile tanımlanır:

$$E = \int_{-\infty}^{\infty} |x(t)|^2 dt \quad (3.32)$$

Yukarıdaki ifadenin farklı bir formu, belirsizlik fonksiyonunun sinyal enerjisi ile normalize edilmiş haliyle literatürde yer almaktadır (Hamila *et al.*,1999).

Tanımdan ,  $\Xi(u, \tau)$ 'nin, fonksiyonun  $t$  değişkenine göre Fourier Dönüşümü olduğu görülmektedir.

$$\gamma(t, \tau) = \frac{1}{E} x(t + \frac{\tau}{2})x^*(t - \frac{\tau}{2}) \quad (3.33)$$

$\Xi(u, \tau)$ 'nin  $\tau$ 'ya göre Fourier Dönüşümü  $\Gamma(u, v)$  ile gösterilirse:

$$\gamma(t, \tau) \xleftarrow{t} \Xi(u, \tau) \xleftarrow{\tau} \Gamma(u, v) \quad (3.34)$$

Dolayısıyla,  $\Gamma(u, v)$ ,  $\gamma(t, \tau)$ 'nin iki boyutlu Fourier Dönüşümünü ifade eder.

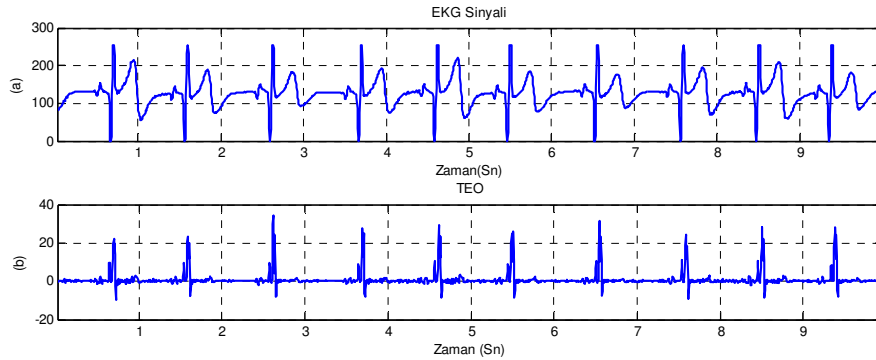
$$\gamma(t, \tau) \Leftrightarrow \Gamma(u, v) \quad (3.35)$$

### 3.6.2. TEO'nün Uygulanması

Yukarıda açıklandığı gibi TEO bir sinyalin kendisine ve ilk iki türevine bağımlı bir enerji operatörüdür. Aşağıdaki bağıntıda N tane örnek içeren bir sinyal için,  $\psi_s(n)$ , n'inci değeri,  $\psi_{Ts}(n)$  ise  $\psi_s(n)$ 'in TEO uygulanmış biçimini göstermektedir (Erdamar *et.al.*,2006).

$$\psi_{Ts}(n) = \psi_s^2(n) - \psi_s(n-1)\psi_s(n+1) \quad (3.36)$$

Bir sinyale Teager enerji işleci uygulandığında, sinyaldeki süreksizlikler, sıçramalar, frekans artış ya da azalışı gibi ani değişiklikler kuvvetlenirken, örnekler arasındaki yumuşak geçişler zayıflar. Bu durum, 10 saniyelik bir EKG dalgası (Şekil 3.18) ve 30 saniyelik bir EEG dalgasına (Şekil 3.19) uygulanan TEO çıktısında net olarak görülmektedir.



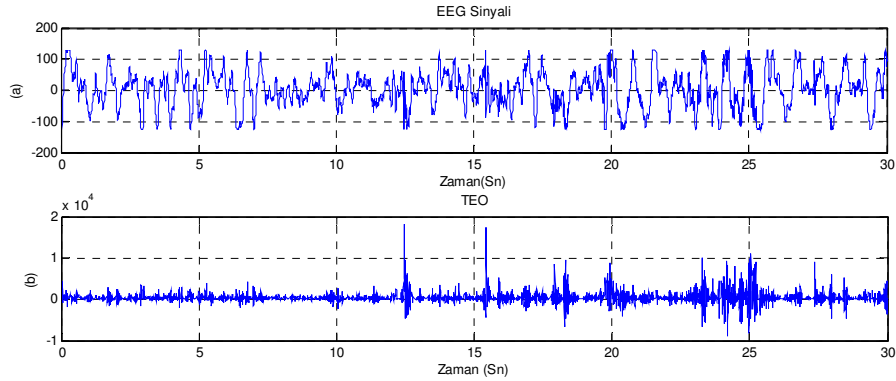
Şekil 3.18 EKG sinyaline TEO'nün uygulanması. (a) Orijinal sinyal, (b) TEO uygulanmış sinyal.

## 3.7. Dalga Formu Analiz Yöntemleri

### 3.7.1. Etkin Değer

Etkin değer, (Bkz. Bölüm 3.5.4.2) matematiksel olarak standart sapmaya özdeştir ve bir sinyalin ortalamasına göre sahip olduğu aktiviteyi gösterir. Eş. 3.25. sinyalin tümü üzerinden enerji ile ilişkili bilgi verir, ancak durağan olmayan sinyallerde oluşan geçici değişimlerin görülebilmesi için çok kullanışlı değildir. Bu nedenle, M

örnekten oluşan bir pencere ile hesaplanması daha uygundur (Eş.3.37) (Rangayyan,2002).



Şekil 3.19 EEG sinyaline TEO'nün uygulanması. (a) Orijinal sinyal, (b) TEO uygulanmış sinyal.

$$ED(n) = \left[ \frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-1} x(n-k)^2 \right]^{1/2} \quad (M \ll N) \quad (3.37)$$

Bu ifade zamana bağlı olarak, sinyal enerjisi ile ilgili oldukça kullanışlı bilgi sağlar. Bu nedenle, durağan olmayan bir sinyalin kısa zamanlı analizleri için iyi bir yaklaşımdır (Rangayyan,2002).

### 3.7.2. Sıfır Kesme Oranı (SKO)

Sıfır kesme oranı (SKO), sinyalin (+) örnek değerlerinden (-) örnek değerlerine geçme oranı olarak tanımlanır. SKO, sinyalin DC kısmından ve alçak frekanslı gürültüden çok kolay etkilenir. Bu nedenle aynı işlem, orijinal sinyalin türevi alınarak da yapılabilir. Bu işlem de dönüş noktası (*turning point*) olarak tanımlanır (Rangayyan,2002). Saltzberg and Burch (1971), EEG gibi durağan olmayan sinyallerde kullanım alanı olan SKO'nı güç spektrum dağılımı ile ilişkisi açısından değerlendirmişlerdir.

### 3.7.3. Form Faktör

Hjorth (1970;1973), sinyal aktivitesi değişiminin eğilimine bağlı olarak EEG gibi durağan olmayan sinyal formlarının analizi için yeni bir yöntem önermiştir (Rangayyan,2002). Yöntem, 1 sn gibi kısa zamanlı bir bölüt için sinyalin analiz edilmesi ve üç parametrenin hesaplanması olarak açıklanmıştır. Birinci parametre, sinyalin varyansıdır ( $\sigma_x^2$ ) ve "aktivite" olarak adlandırılır. İkinci parametre,

“değişkenlik” ( $\mu_x$ ) olarak adlandırılır ve sinyalin birinci türevinin varyansının, sinyalin varyansına oranının karekökü olarak hesaplanır (Eş. 3.36).

$$\mu_x = \left[ \frac{\sigma_{x'}^2}{\sigma_x^2} \right]^{1/2} \quad (3.38)$$

Üçüncü parametre ise, “karmaşıklık” ya da Form Faktör (FF) olarak adlandırılır ve sinyalin birinci türevinin değişkenliğinin, sinyalin değişkenliğe oranı ile hesaplanır (Eş. 3.38).

$$FF = \left[ \frac{\mu_{x'}}{\mu_x} \right] \quad (3.39)$$

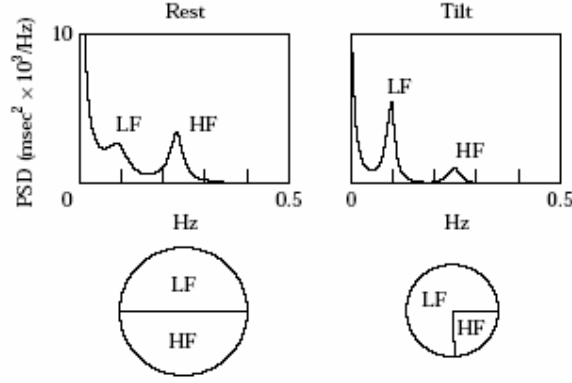
Eş. 3.38’de tanımlanan  $\mu_x$ , Eş. 3.37’de yerine konulursa, FF Eş. 3.40 ile de hesaplanabilir.

$$FF = \left[ \frac{\mu_{x'}}{\mu_x} \right] = \left[ \frac{\sigma_{x'}/\sigma_{x'}}{\sigma_x/\sigma_x} \right] \quad (3.40)$$

### 3.8. Kalp Hızı Değişkenliği Ölçüm Yöntemi

KHD, zaman frekans bölgesinde incelenmektedir. Zaman bölgesi analizi, istatistiksel ve geometrik yöntemler kullanılarak yapılır. Frekans bölgesi analizleri ise, kısa süreli ve uzun süreli kayıtlar için farklı şekillerde uygulanmaktadır. Güç spektrum yoğunluğu analizi, sinyaldeki değişkenliğin frekansa bağlı olarak gözlenebilmesine olanak sağlar (Camm *et al.*,1996).

Genel olarak KHD kayıtlarının, 2 ile 5 dakika arasında değişen kısa veya 24 saatlik uzun dönem analizleri yapılmaktadır. GS yoğunluğunda incelenen üç temel spektral bölge vardır. Bu spektral bölgeler, çok düşük frekans (VLF), düşük frekans (LF) ve yüksek frekans (HF) olarak tanımlanmaktadır (Şekil 3.20) (Camm *et al.*,1996).



Şekil 3.20 LF, HF spektral bölgeleri ve bu bölgelerin istirahat ve aktiviteye bağlı değişimi (Camm *et al.*,1996).

### 3.8.1. KHD Bileşenleri

Yukarıda belirtilen spektral analiz bileşenleri, otonom sinir sisteminin kalp üzerindeki etkisinin anlaşılması açısından çok önemlidir. 0.15–0.40 Hz arasında izlenen HF bileşeninin solunum sırasında gözlenen parasempatik aktivitenin (solunumsal sinüs aritmisi) majör belirleyicisi olduğu klinik olgularda belirtilmiştir (Pomeranz *et al.*,1985). LF bileşeni ise, 0.04–0.15Hz arasında izlenir ve bu bileşenin yapılan çalışmaların bazılarında sempatik aktivitenin (Pomeranz *et al.*,1985; Fleetham,1992), bazılarında ise hem sempatik hem de parasempatik etkinin (Camm *et al.*,1996) göstergesi olduğu belirtilmektedir. 0.04 Hz'den küçük olan VLF bileşeni fizyolojik olarak oldukça az tanımlanabilmiştir. Uzun süreli kontrol mekanizmaları ile ilişkili olduğu düşünülmektedir (Özkan,2006).

LF ve HF arasındaki ilişki, LF/HF oranı ile ifade edilir ve bu oranın, sempatovagal denge ile ilişkili olduğu belirlenmiştir. Bazı çalışmalarda ise, LF/HF oranının sempatik sistemin etkilerinin anlaşılması açısından belirleyici olduğu ifade edilmiştir.

### 3.9. Polisomnografi Kayıtlarının Temin Edilmesi ve Özellikleri

Çalışmada kullanılan polisomnografi kayıtları, Ankara Gülhane Askeri Tıp Akademisi Ruh Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı uyku laboratuvarında yapılan uyku skorlandırma çalışmaları sırasında kaydedilmiştir. Kayıtlar uyku labortuvarındaki çok kanallı polisomnograf (Sommo Star Alpha) kullanılarak alınmıştır. Sürekli form kağıtlarına ve bilgisayara kaydedilmiştir. Polisomnografi kaydı gece boyunca, yaklaşık olarak 7-8 saat sürmektedir.

Kayıtlar, sayısal polisomnografa ait yazılımla otomatik olarak ve aynı zamanda uzman hekimlerin yaptığı görsel inceleme ile skorlandırılmıştır. Kesin tanı/skor işlemini uzman hekim tarafından form kağıtlarının incelenmesi ile gerçekleştirilmiştir.

Çalışmalar OUAS teşhisi uzman hekimlerce konulan toplam, farklı yaş ve cinsten 90 OSA hastasına aittir. Hastaların yaş dağılımları,  $46,4 \pm 12,5$ 'dir. Hastalara ait toplam 79613 uyku dönemi (epok) incelenmiştir. Her bir uyku dönemi ise 30sn'lik polisomnografi kaydı içermektedir. Hekimler tarafından görsel değerlendirme, 30 sn'lik epoklar şeklinde gerçekleştirildiğinden, bu çalışmada da yapılan incelemeler epok bazında gerçekleştirilmiştir.

### **3.9.1. Kullanılan Sinyallerin Kayıt Özellikleri**

Çalışmada kullanılan, solunum (hava akışı) EKG, EEG ve EMG kayıtları, sinyal özelliklerine bağlı olarak farklı koşullarda kaydedilmektedir. Bu koşullar, uygulanan sinyal işleme tekniklerini doğrudan etkileyeceği için, kayıt koşullarının bilinmesi çok önemlidir. Çalışmada kullanılan sinyallerin kayıt sırasındaki koşullama ayarları şu şekildedir:

Solunum sinyali örnekleme frekansı 50 Hz olup, 0,1-15 Hz bant aralığında filtrelenmiştir. EKG, EEG ve EMG sinyallerinin örnekleme frekansı ise 200 Hz'dir. EKG ve EEG sinyalleri 0,5-35 Hz arasında, EMG sinyali ise, 1-70 Hz bant aralığında filtrelenmiştir. Tüm sinyaller için örnekleme işleminin çözünürlüğü 8 bit olarak ayarlanmıştır. EEG kayıtları 10-20 sistemine göre yapılmıştır. EEG kaydı incelemelerinde, A1 ve A2 kanalları referans olarak kullanılmıştır.

## 4. ARAŞTIRMA BULGULARI

Çalışmada elde edilen araştırma bulguları, bu bölümde her bir sinyal için ayrı başlıklar altında sunulmuştur.

### 4.1. EKG Verileri Araştırma Bulguları

#### 4.1.1. R Tepelerinin Belirlenmesi ve Ortalama Kalp Atım Sayısı

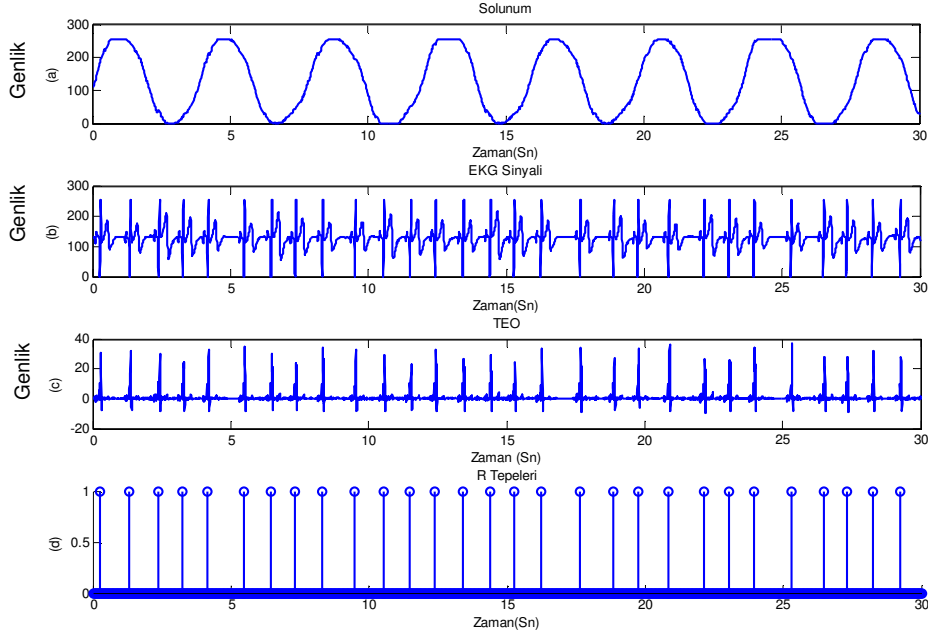
Kullanılan EKG sinyalinden, QRS kompleksi içinde yer alan R tepelerinin belirlenmesi için tüm uyku kaydına ait EKG verisi 30 sn epoklara (bölütlere) ayrılmıştır. Her bir epok için analiz gerçekleştirilmiştir.

Öncelikle, uyku apnesine giren bir hastanın kalp atım sayısındaki değişikliklerin araştırılması için EKG sinyalindeki R tepelerinin belirlenmesi gereklidir. EKG sinyalindeki QRS kompleksindeki R tepelerini belirleyebilmek için, sinyale TEO uygulanmıştır. TEO EKG sinyaline uygulandığında, tipik bir EKG sinyalindeki P,Q,S,T kısımlarını zayıflarken, R tepeleri baskın bir şekilde güçlenmektedir. Böylelikle, R tepelerinin yerleri belirlenerek, istenilen bir epok ya da epok aralıkları için kalp atım sayısı (BPM) ve kalp atım hızı değişimi belirlenebilir (Erdamar *et al.*,2006).

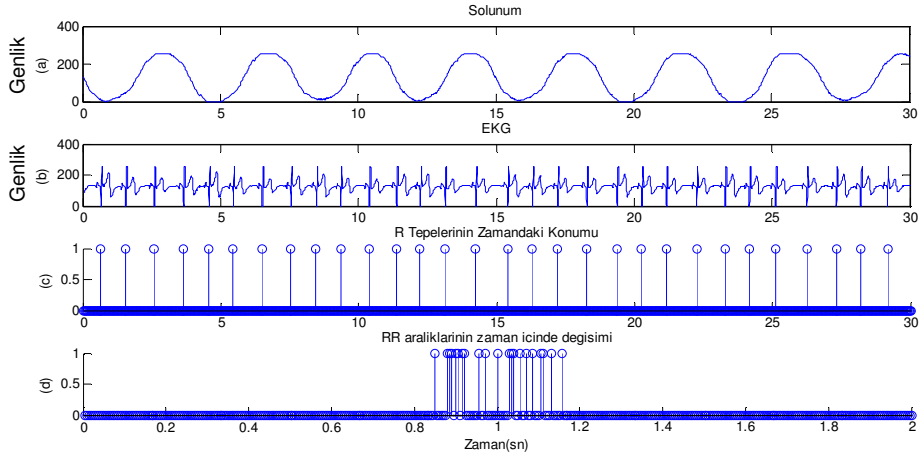
Şekil 4.1'de bir epok için yapılan analiz görülmektedir. EKG sinyaline TEO uygulanmış ve TEO çıktısına hem genlik hem de zaman boyutunda eşik değerleri uygulanarak R tepeleri belirlenmiştir. TEO çıktısı normalize edilen genlik değerinin %60'dan büyük ve bu değerden sonraki 0,25 sn aralığında daha büyük değer bulunmadığı durumda R tepesinin değeri "1" olarak belirlenmiştir. Bu koşulların haricindeki tüm durumlarda R tepesi değeri "0" olarak atanmıştır. İki R tepesi aralığı olarak tanımlanan RR aralıkları da, R'lar arasındaki zaman değerlerinden hesaplanabilir.

Ardışık iki QRS kompleksi arasındaki süre kalbin bir atımı için geçen süreye eşit olduğundan, RR aralıklarındaki değişim doğrudan kalp atım sayısına bağlıdır. Şekil 4.2'de, EKG'deki QRS kompleksinden belirlenen RR aralıklarının zamandaki konumu ve RR aralıklarının zamandaki değişimi görülmektedir. RR aralıkları görülen epok için 0,85-1,15 sn aralığında değişmektedir. Aynı analiz, uyku apnesi içeren bir epok için, Şekil 4.3'de görülmektedir.





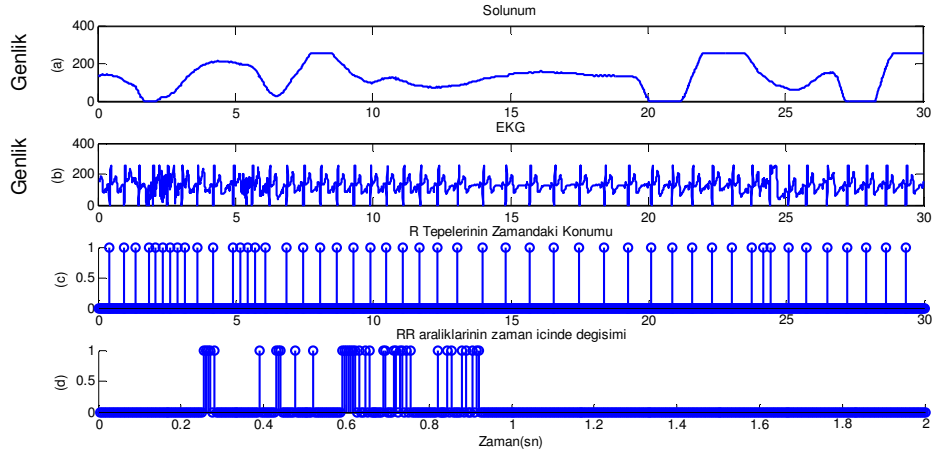
Şekil 4.1 EKG sinyalinden RR aralıkları ve kalp atım sayısının belirlenmesi. (a) solunum sinyali, (b) EKG sinyali, (c) EKG sinyaline uygulanan TEO çıktısı ve (d) belirlenen R tepeleri.



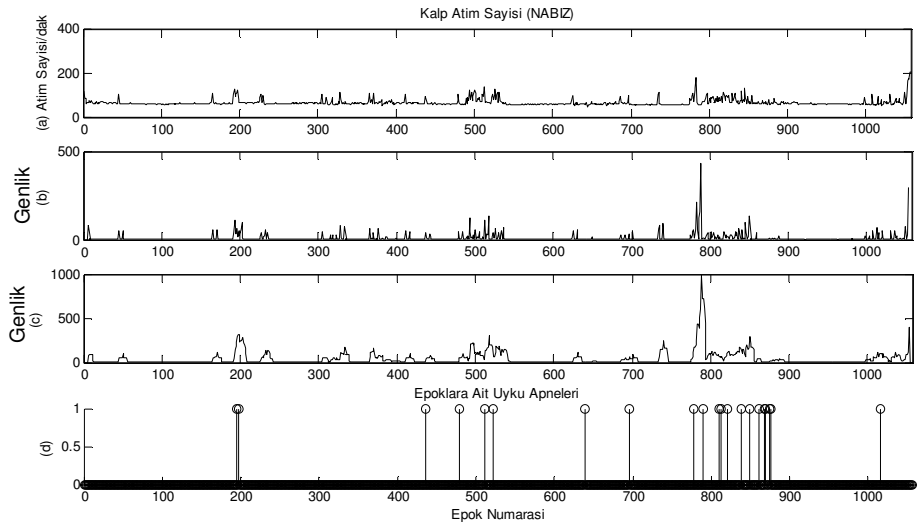
Şekil 4.2 RR aralıkların zamandaki konumu ve RR aralıkların zamandaki değişimi.(a)Solunum, (b) EKG, (c) RR aralıkları ve (d) RR aralık zamanın değişimi.

Tüm uyku boyunca her bir epok için kalp atım sayısı hesaplanarak, uyku apnesi ile kalp atım sayısı arasındaki ilişki incelenmiştir. Şekil 4.4'de, 10 yaşındaki erkek hasta için yapılan analiz görülmektedir. Şekil 4.4.a'da, toplam 1058 epok için kalp atımının değişimi görülmektedir. Sonucun daha belirgin hale getirilmesi için elde edilen sinyalin önce türevi alınmış (Şekil 4.4.b), daha sonra da hareketli ortalaması elde edilmiştir (Şekil 4.4.c). Kalp atım sayısının davranışı ile tüm uyku boyunca

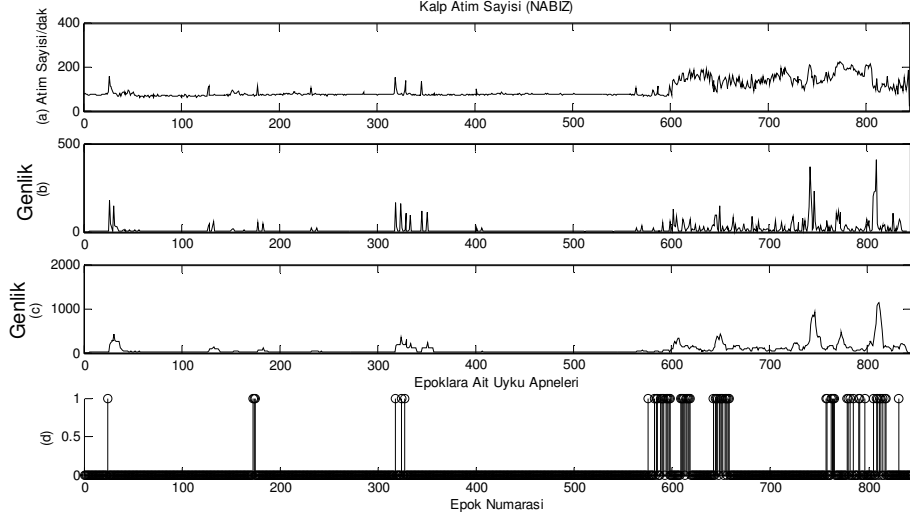
oluşan ve hekim tarafından skorlanmış apneler (Şekil 4.4.d) birlikte görülmektedir. Apne olduğu skorlanan her epok için genlik değeri “1”, apne skoru olmayan epoklar için genlik değeri “0” olarak alınmıştır. Analiz tüm hastalarda uygulanmış olup, yaş grubundaki farklılığı göstermek amacıyla, 45 yaşında, erkek hasta için diğer bir örnek Şekil 4.5’de görülmektedir.



Şekil 4.3 Uyku apnesi içeren bir epokta RR aralıklarının zamana bağlı değişimi.(a)Solunum, (b) EKG, (c) RR aralıkları ve (d) RR aralık zamanının değişimi.



Şekil 4.4 10 yaşında erkek hasta için kalp atımının tüm uyku kaydı boyunca değişimi.(a) Her bir epok için hesaplanan dakikadaki kalp atım sayısı, (b) hesaplanan değerın 2.derece türevi, (c) türevden sonra alınan hareketli ortalama ve (d) tüm uyku için hekim tarafından skorlanan apneler.



Şekil 4.5 45 yaşında erkek hasta için kalp atımının tüm uyku kaydı boyunca değişimi.(a) Her bir epok için hesaplanan dakikadaki kalp atım sayısı, (b) hesaplanan değerın 2.derece türevi, (c) türevden sonra alınan hareketli ortalama ve (d) tüm uyku için hekim tarafından skorlanan apneler.

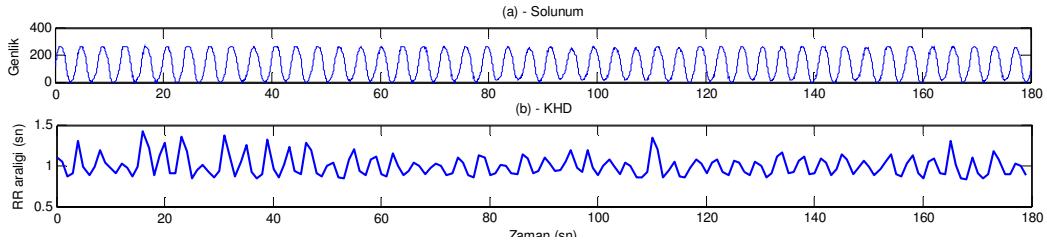
Apne oluşumuna bağlı olarak, kalp atım sayısında önemli oranda değişimler belirlenmiştir. Bu değişimler, tüm hastalar için standart bir parametre haline getirilerek, apne öngörüsü için kullanılabilir.

#### 4.1.2. Kalp Hızı Değişimi (KHD) Analizi

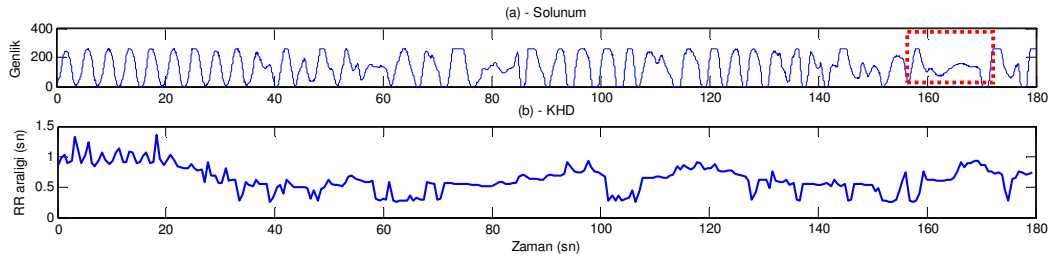
İki R tepesinin arasındaki süre hesaplanarak, elde edilen tüm RR aralıkları serisi KHD olarak tanımlanmaktadır. KHD sinyalinin elde edilmesinde yapılan işlemler, R tepelerinin bulunması kısmına kadar tamamen aynıdır. Daha sonra tespit edilen R tepelerinin zaman lokalizasyonu yapılarak, RR aralıkları arasındaki süre belirlenir. Elde edilen RR aralıkları dolayısıyla bu sürelerden oluşan zaman serisinin atım sayısı ya da zamana göre çizdirilmesi ile KHD elde edilir. Şekil 4.6'da, apne içermeyen, düzenli solunumun gözleendiği altı epok (180 sn) için elde edilen KHD sinyali görülmektedir. Şekil 4.7'de ise, solunumun bozulmaya başlayarak sonunda apne oluşumu gözlenen altı epok (180 sn) için elde edilen KHD sinyali görülmektedir.

Solunumun düzenli olduğu, uyku apnesi oluşumundan önce ve uyku apnesi anında KHD sinyalinin frekans değişimlerini gözlemlemek amacı ile, KHD'nin spektral analizi yapılmıştır. KHD kayıtlarının, 2 ile 5 dakika arasında değişen kısa dönem analizi yapılarak "Güç Spektral Yoğunluğu" (GSY) hesaplanmıştır. Ek

olarak, GSY düşük frekans (LF) ve yüksek frekans (HF) spektral bileşenlerinin de analizleri yapılmıştır.



Şekil 4.6 Altı epok için yapılan analizde (a) düzenli solunum, (b) KHD sinyali.



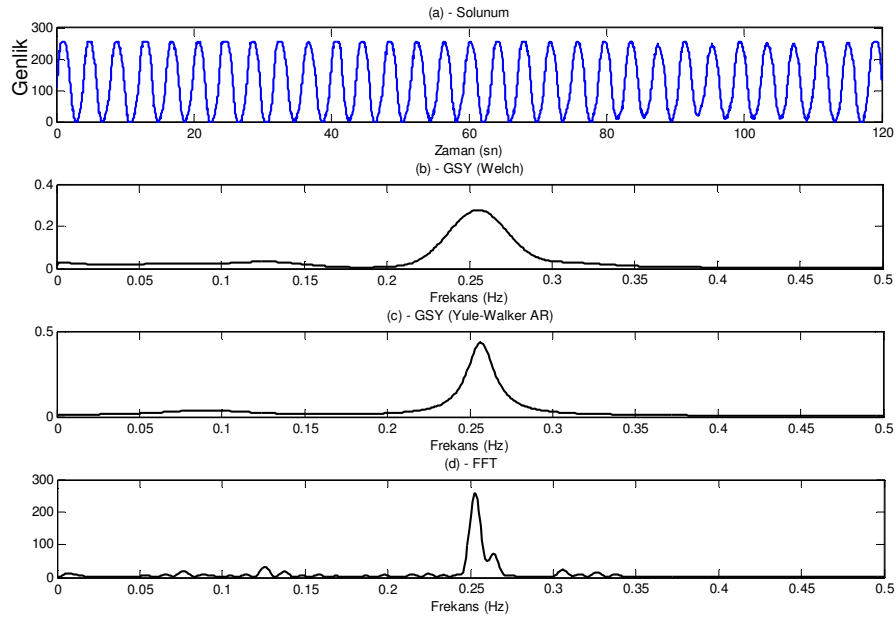
Şekil 4.7 Uyku apnesi içeren altı epok için yapılan analizde (a) 160-170 sn aralığında gerçekleşen uyku apnesinin solunum sinyali üzerindeki etkisi, (b) KHD sinyali.

KHD elde edilirken RR aralıkları kalp atım sayısına bağlı olduğundan farklı hasta veya incelenen epok aralıkları için KHD'nin örnek sayısı farklılık göstermektedir. Bu durumu ortadan kaldırmak için öncelikle KHD'ne doğrusal interpolasyon (ara değerlendirme) uygulanarak örnek sayısı dört kez artırılmıştır. Daha sonra ise tüm hasta ve zaman aralıklarında işlemin standart hale getirilmesi amacı ile KHD'nin örnekleme frekansı 2 Hz'e indirgenmiştir. Analiz yapılan epok aralıkları için, KHD sinyalinin ortalaması kendinden çıkarılarak GSY, Welch, Yule-Walker ve Hızlı Fourier Dönüşümü (FFT) yöntemleri ile elde edilmiştir. Üç farklı yöntemin uygulanmasının amacı, eğer varsa yöntemlerin birbirlerinden farklılıklarının gözlenmesidir.

Welch yönteminde, 64 örnekten oluşan örtüşmesiz Hamming pencere ve 2048 örnekleme FFT kullanılmıştır. Yule-Walker yönteminde, 12. dereceden özbağlanım (AR-Autoregressive) parametrelerinden faydalanarak 2048 örnekleme FFT kullanılmıştır. Son olarak da, klasik Fourier dönüşümü ile GSY elde edilmiş ve herhangi bir pencereleme yapılmadan 2048 örnekleme FFT kullanılmıştır.

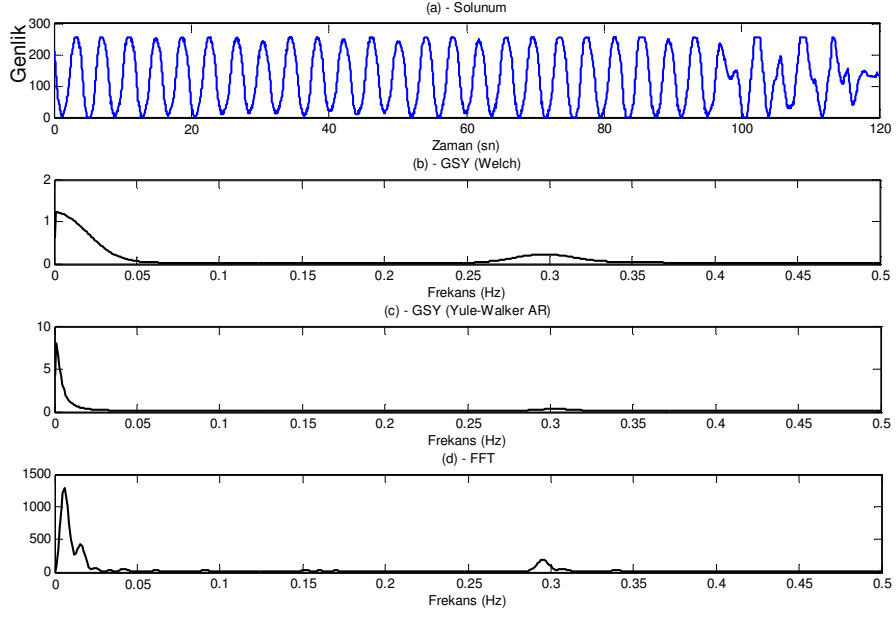
Öncelikle, KHD'nin apne oluşumu ile ilişkisinin gözlenebilmesi amacı ile, spektral analiz apneden önce ve apne anını içeren epok aralıklarında gerçekleştirilmiştir. Daha sonra ise, analiz tüm uyku kaydı için yapılmıştır.

Şekil 4.8'de apneden beş dakika öncesindeki, iki dakikalık analiz görülmektedir. Uyku kaydının 184-188 epok aralıklarını içeren kısımda solunum tamamen düzenlidir. Welch yöntemi ile elde edilen GSY (Şekil 4.8.b), Yule-Walker AR yöntem ile edilen GSY (Şekil 4.8.c) ve klasik Fourier dönüşümü ile elde edilen GSY (Şekil 4.8.d) görülmektedir.

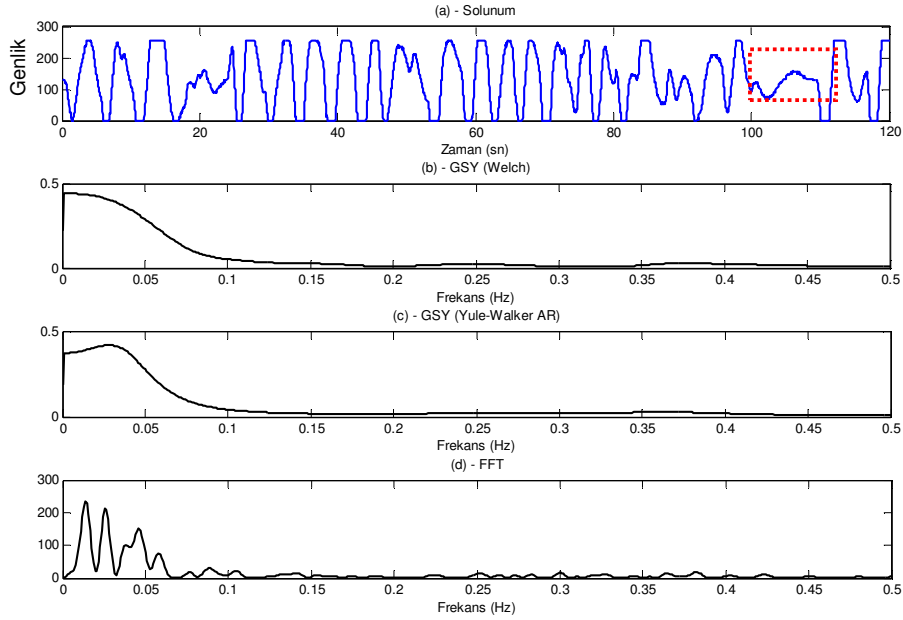


Şekil 4.8 Apne gerçekleşmeden 5 dakika önce başlayan ve 2 dakika devam eden EKG kaydı için, (a) solunum sinyali, (b) Welch yöntemi ile elde edilen GSY, (c), Yule-Walker AR yöntemi ile edilen GSY ve (d) klasik Fourier dönüşümü ile elde edilen GSY.

Şekil 4.9'da apneden 2 dakika öncesindeki, iki dakikalık analiz görülmektedir. Uyku kaydının 188-192 epok aralıklarını içeren kısımda solunumun bozulmaya başladığı görülmektedir. Buna bağlı olarak da, KHD'nin spektral bileşenlerindeki değişim gözlenmektedir. Şekil 4.10'da ise apne içeren 2 dakikalık analiz görülmektedir. Uyku kaydının 192-196 epok aralıklarını içeren kısımda, apne 100. ve 112. sn' ler arasındadır.



Şekil 4.9 Apneden 2 dakika önceki 120 sn'lik kayıt için, (a) solunum sinyali, (b) Welch yöntemi ile elde edilen GSY, (c) Yule-Walker AR yöntemi ile edilen GSY ve (d) klasik Fourier dönüşümü ile elde edilen GSY.



Şekil 4.10 apne anını içeren epokda (a) solunum sinyali, (b) Welch yöntemi ile elde edilen GSY, (c) Yule-Walker AR yöntemi ile edilen GSY ve (d) klasik Fourier dönüşümü ile elde edilen GSY

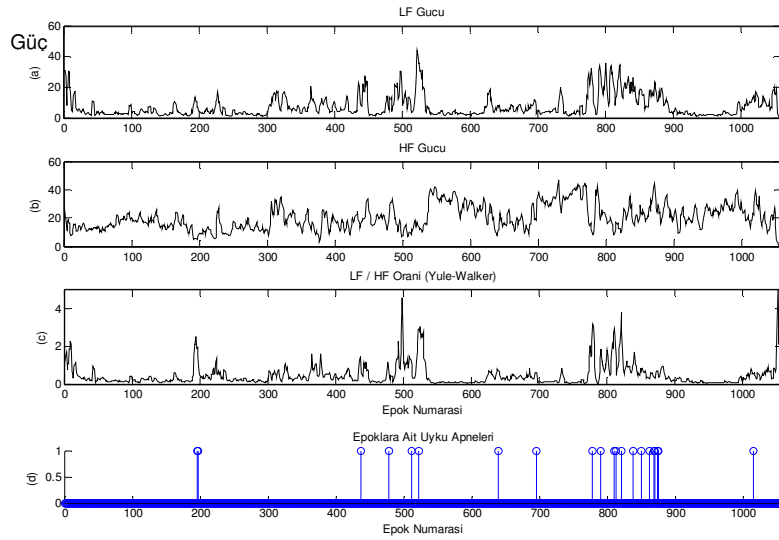
LF ve HF güç değerleri, GSY eğrisinin bu frekans bölgelerine karşı gelen kısımlarının integrali alınarak hesaplanmıştır. Çizelge 4.1'de yukarıda incelenen

epok aralıklarına ait LF ve HF güç değerleri ile LF/HF güç oranı verilmiştir. Yöntemlere bağlı olarak LF ve HF değerlerinde farklılıklar olsa da LF/HF oranları birbirine oldukça yakındır.

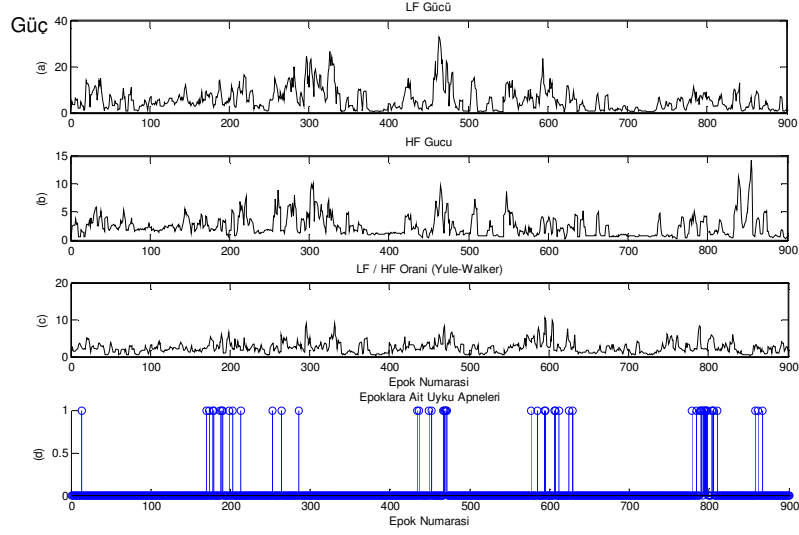
Çizelge 4.1 LF, HF güçleri ve LF/HF güç oranları.

Epok Aralığı	Güç	GSY-Welch	GSY-Yule Walker	GSY-FFT
184-188	LF	2,72	2,76	699
	HF	14,86	14,67	3449
	LF/HF	0,18	0,19	0,20
188-192	LF	3,15	4,94	1002
	HF	14,27	14,03	3474
	LF/HF	0,22	0,35	0,29
192-196	LF	12,02	10,55	2705
	HF	4,24	5,13	1202
	LF/HF	2,84	2,06	2,25

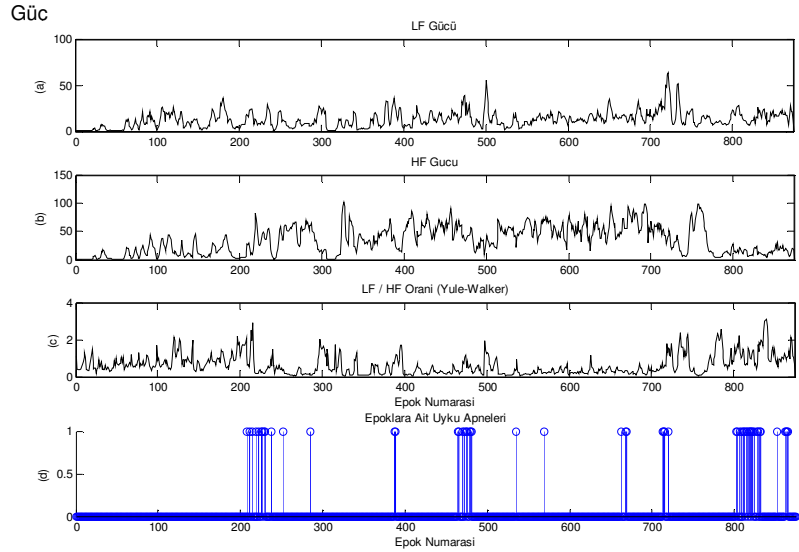
Sırasıyla 10, 41 ve 57 yaşındaki üç erkek hastaya ait tüm gece uykuyu kaydı için analiz gerçekleştirilmiş olup, LF, HF, LF/HF değerleri ve hekimler tarafından skorlanan apne anları gösterilmiştir (Şekil 4.11, Şekil 4.12, Şekil 4.13 ).



Şekil 4.11 10 yaşındaki erkek hastaya ait tüm uykuyu kaydının KHD'nin (a) LF gücü, (b) HF gücü, (c) LF/HF güç oranı (d) ve hekim tarafından skorlanmış apneler görülmektedir.



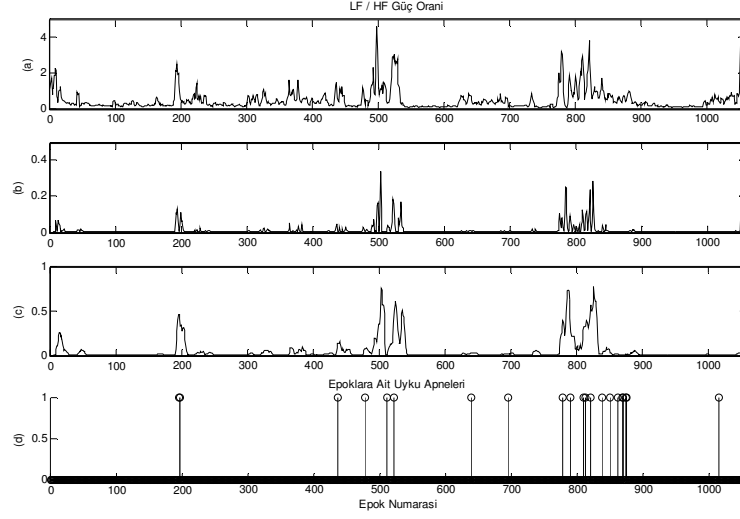
Şekil 4.12 41 yaşındaki erkek hastaya ait tüm uyku kaydının KHD'nin (a) LF gücü, (b) HF gücü, (c) LF/HF güç oranı (d) ve hekim tarafından skorlanmış apneler görülmektedir.



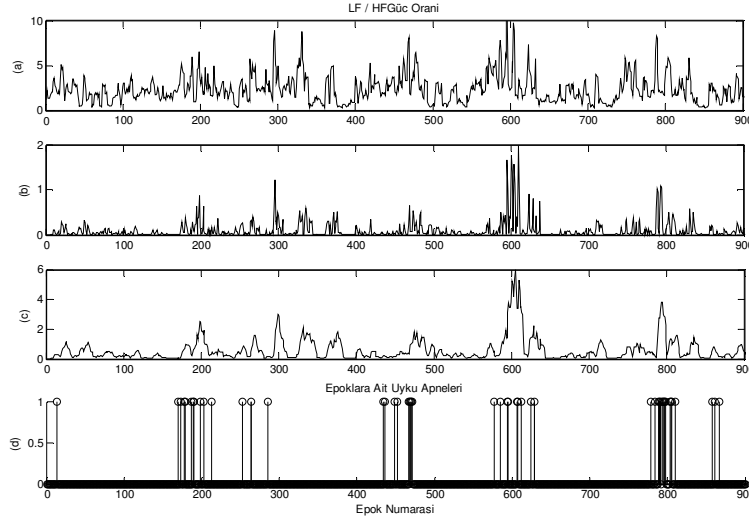
Şekil 4.13 57 yaşındaki erkek hastaya ait tüm uyku kaydının KHD'nin (a) LF gücü, (b) HF gücü, (c) LF/HF güç oranı (d) ve hekim tarafından skorlanmış apneler görülmektedir.

LF/HF oranı sempatik sisteme ait bilgiler içerdiğinden dolayı, yukarıdaki şekiller incelendiğinde solunuma bağlı olarak LF/HF oranının apne ile ilişkisi olduğu görülmektedir. Bu ilişkinin daha belirgin bir hale getirilmesi amacıyla, LF/HF'in önce türevi alınmış, daha sonra da hareketli ortalaması elde edilmiştir. Elde edilen sonuçlar, yukarıda KHD analizi verilen üç hasta için sırasıyla Şekil 4.12, Şekil 4.13 ve Şekil 4.14'de görülmektedir.



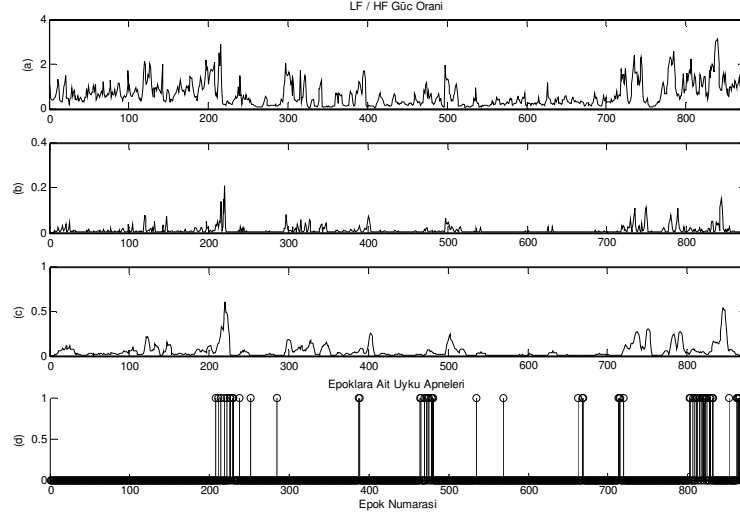


Şekil 4.14 10 yaşındaki erkek hasta için (a) LF/HF güç oranı, (b) LF/HF'in 3.dereceden türevi, (c) türev işleminden sonra alınan hareketli ortalama ve (d) hekim tarafından skorlanmış apneler.



Şekil 4.15 41 yaşındaki erkek hasta için (a) LF/HF güç oranı, (b) LF/HF'in 3.dereceden türevi, (c) türev işleminden sonra alınan hareketli ortalama ve (d) hekim tarafından skorlanmış apneler.

Ancak tüm hasta kayıtları incelendiğinde (yaklaşık 90 OSA hastası), KHD spektral bölgelerinde oluşan değişimlerin, tüm hastalarda korelasyon vermediği görülmüştür. Bu durum özellikle yaşlı hastalarda belirginleşmektedir. Bu durumun, yaşlanma ile birlikte, kalp atım hızını etkileyen otonom sinir sistemindeki zayıflamaların ve / veya OSA'ya eşlik eden hastalıkların ilerleyen yaşta ortaya çıkmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

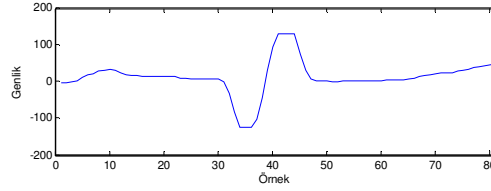


Şekil 4.16 57 yaşındaki erkek hasta için (a) LF/HF güç oranı, (b) LF/HF'in 3.dereceden türevi, (c) türev işleminde sonra alınan hareketli ortalama ve (d) hekim tarafından skorlanmış apneler.

#### 4.1.3. Form Faktör (FF) Analizi

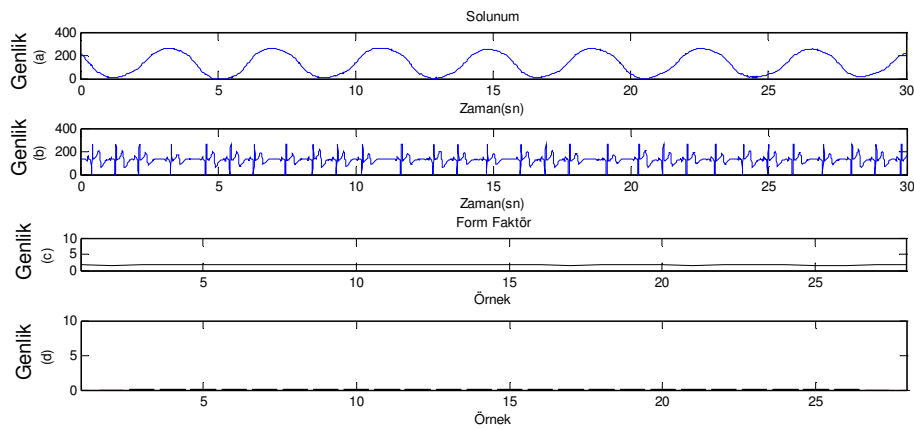
EKG sinyalinde QRST kompleksinde oluşan geçici veya anlık değişimlerin belirlenebilmesi ancak kısa-zamanlı analiz ile mümkün olabilir. Bu nedenle EKG sinyalinin FF analizi gerçekleştirilmiştir.

FF analizi yapılırken öncelikle tespit edilen R tepelerinin zaman lokalizasyonundan faydalanılmıştır. Her bir R tepesinden 160 ms önce ve 240 ms sonraki zaman noktaları belirlenmiş, işlem kolaylığı ve standardizasyon sağlamak amacı ile bu işlem örnek sayısı üzerinden gerçekleştirilmiştir. EKG'nin örnekleme frekansı 200 Hz'dir ve bu durumda, 160 ms 32 örneğe, 240 ms ise 48 örneğe karşı gelmektedir. Burada yapılan işlem, R tepesinden 32 örnek önce ve 48 örnek sonraki aralığı bölütleme işlemidir. Elde edilen bölüt örneği Şekil 4.17'de görülmektedir. Daha sonra her bir bölüt için, "aktivite" ve "değişkenlik" ( $\mu_x$ ) hesaplanarak, Form Faktör (FF) değerleri elde edilir. Kısa dönemde bu şekilde oluşan değişimlerin, sinyalin tümü üzerinden ya da belirli sayıda epok için belirlenmesi zordur. Bu nedenle, kısa zamanda oluşan geçici rejimlerin belirlenmesi açısından FF analizi yararlı bir yöntemdir.

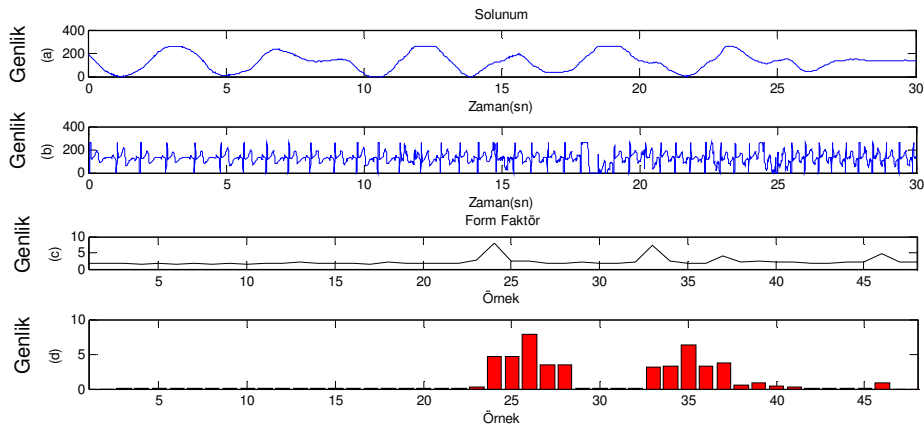


Şekil 4.17 R tepesinden 32 örnek önce, 48 örnek sonra olacak şekilde elde edilen bölüt.

Solunumun tamamen düzenli olduğu ve 10 yaşındaki OSA hastanın apneye girmeden 60 sn öncesindeki iki farklı epok için yapılan FF analizi sonuçları sırasıyla Şekil 4.18 ve Şekil 4.19'da görülmektedir.



Şekil 4.18 Solunum düzenli olduğu bir epok için (a) solunum sinyali, (b) EKG, (c) FF değerleri ve (d) FF türevi ve hareketli ortalaması alınmış hali.

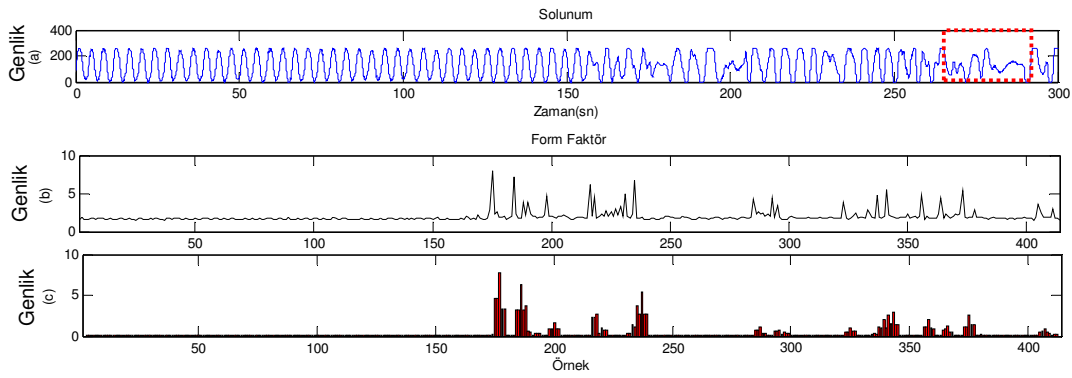


Şekil 4.19 Solunumun bozulmaya başladığı bir epok için (a) solunum sinyali, (b) EKG, (c) FF değerleri ve (d) FF türevi ve hareketli ortalaması alınmış hali.

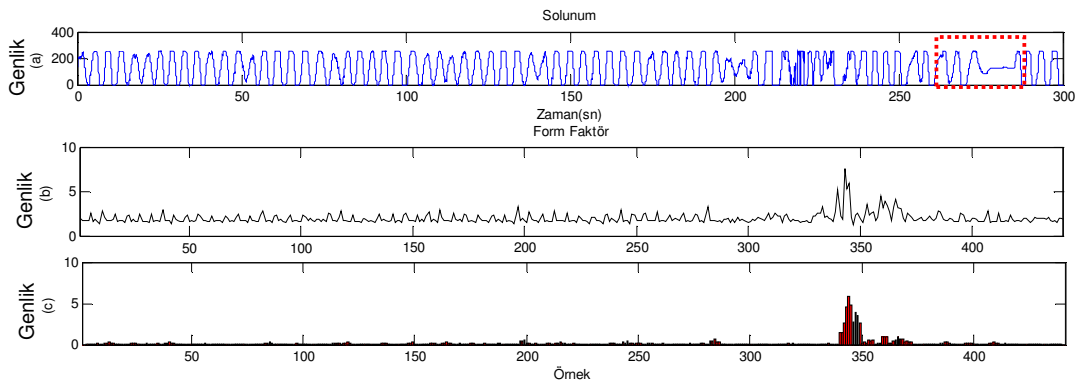
FF'de oluşan ani değişimlerin daha açık bir şekilde gösterilebilmesi amacıyla FF değerlerinin 2. derece türevi ve hareketli ortalaması alınmış hali de şekillerde

görülmektedir. Şekil 4.19.c'de FF değerlerinde oluşan değişim yapılan uygulama ile (2.dereceden türev ve hareketli ortalama alınması) daha baskın hale getirilmiştir (Şekil 4.19.d).

On adet epoktan (300 sn) oluşan daha geniş bir aralık incelendiğinde, FF değerlerinin apnenin oluşmasından önce önemli şekilde değiştiği gözlemlenmiştir. Bu değişim, FF'ün 2.dereceden türevi ve hareketli ortalaması alınarak daha baskın olarak görülmektedir. Şekil.4.20'de 10 yaşındaki erkek hasta için ve Şekil.4.21'de 38 yaşındaki erkek hasta için yapılan analizler yer almaktadır. Şekil.4.20'de hasta 250-300 saniyeleri arasında apneye girmektedir ve bu zamandan yaklaşık 100 sn öncesinde FF değerlerinde değişim net olarak görülmektedir. Şekil.4.21'de yine hasta 250-300 saniyeleri arasında apneye girmektedir ve bu zamandan yaklaşık 50 sn öncesinde FF değerlerinde değişim görülmektedir.



Şekil 4.20 10 yaşındaki erkek hasta için yapılan FF analizi. (a) Solunum sinyali, (b) FF değerleri ve (c) FF'ün 2.dereceden türevi ve hareketli ortalaması alınmış hali.



Şekil 4.21 38 yaşındaki erkek hasta için yapılan FF analizi. (a) Solunum sinyali, (b) FF değerleri ve (c) FF'ün 2.dereceden türevi ve hareketli ortalaması alınmış hali.

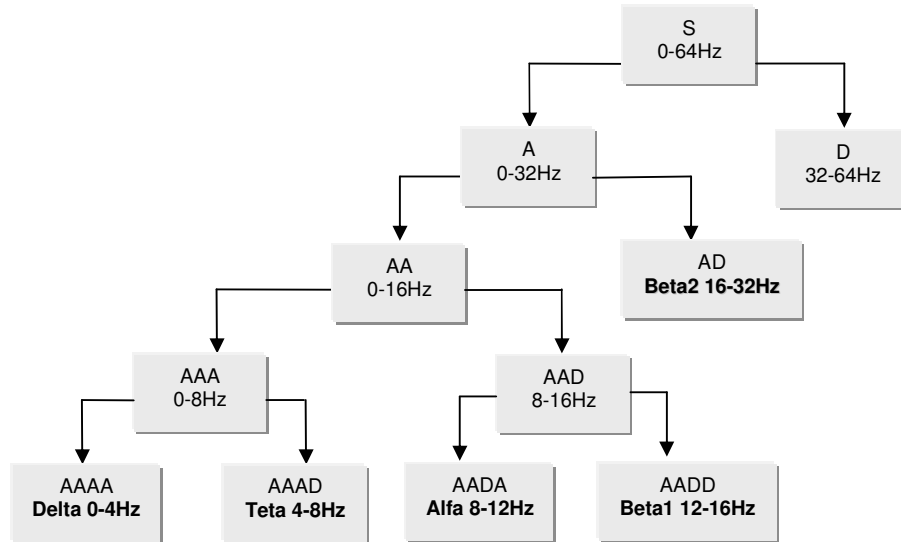
Elde edilen sonuçlar FF değerlerinin apne oluşmasından kısa bir süre önce değiştiğini ortaya koymuştur. FF'den elde edilecek parametre ve uygun sınır değer seçimi ile bu parametre apne öngörümü için kullanılabilir.

## 4.2. EEG Verileri Araştırma Bulguları

### 4.2.1. EEG Alt Bant Ayrışımı ve Frekans Analizi

EEG sinyaline ADD dönüşümü uygulanarak sinyal alt bantlarına ayrılmıştır. Dalgacık dönüşümünden elde edilen her bir alt banda ait frekans analizi yapılarak, uyku apnesinin oluşumunun EEG sinyalinin spektral bileşenlerinde nasıl bir değişim yarattığı araştırılmıştır. Elde edilen bu alt bantlar, ayrıca TEO ile gerçekleştirilecek analizler için de ilerdeki bölümlerde değerlendirilmiştir. Dalgacık dönüşümü uygulamasında, Daubechies-d2 dalgacık modeli (Misiti *et al.*) kullanılmıştır.

EEG sinyalinin alt bant frekans değerleri nedeniyle 200 örnekleme sıklığında kaydedilmiş uyku EEG verisi, 128 örnekleme sıklığına indirilerek işlem kolaylığı sağlanmıştır. Dört seviyeli ayrıştırma sonucunda, 0-4 Hz Delta, 4-8 Hz Teta, 8-12 Hz Alfa, 12-16 Hz Beta1 ve 16-32 Hz Beta2 alt bantları elde edilmiştir. Yapılan işlemin dalgacık ayrıştırma ağacı Şekil 4.22' de görülmektedir.

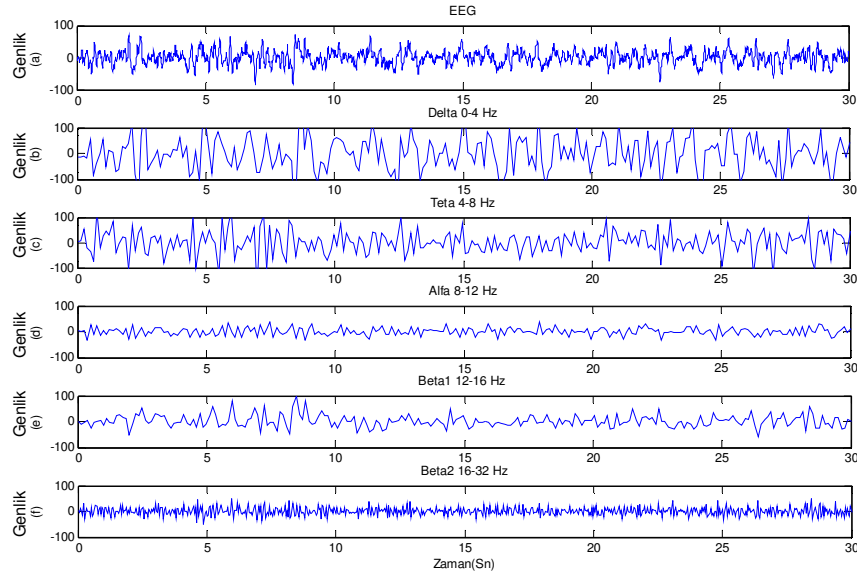


Şekil 4.22 EEG sinyali alt bant dalgacık ayrıştırma ağacı.

Her bir alt bandın uyku apnesinin oluşumu ile ilişkisinin araştırılması amacı ile, tüm alt bantlar aynı genlik ölçeğinde incelenmiştir. İnceleme, apne öncesinde

solunumun tamamen düzenli olduğu zaman aralıklarında ve bunu takiben apne oluşumuna kadar geçen zaman aralığında yapılmıştır. Daha sonra, analiz tüm uyku kaydı için gerçekleştirilmiştir.

Şekil 4.23'de, apneden önce solunumun tamamen düzenli olduğu, C3A2 kanalına ait 30 sn'lik bir kayıt ve dalgacık dönüşümü sonrası elde edilen tüm alt bantlar görülmektedir.

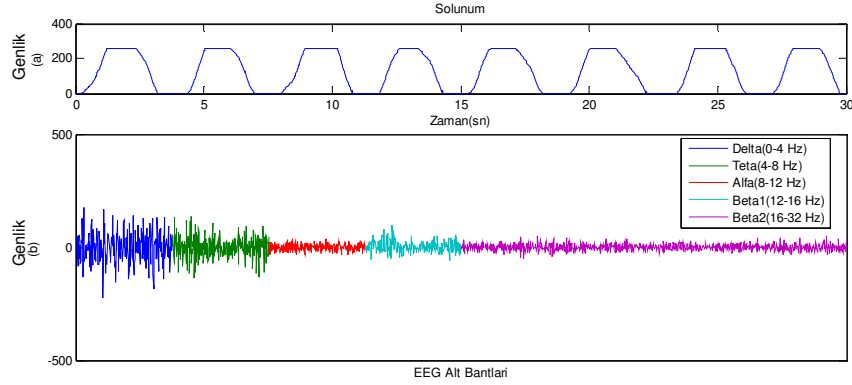


Şekil 4.23 Düzenli solunuma ait (C3A2 kanalı) ait 30 sn'lik EEG verisi ve alt bantları. (a)EEG, (b)0-4 Hz Delta, (c) 4-8 Hz Teta, (d) 8-12 Hz Alfa, (e) 12-16 Hz Beta1 ve (f) 16-32 Hz Beta2.

Aynı zaman aralıklarında, EEG verisinin frekans analizi üç farklı yöntem ile gerçekleştirilmiş ve spektral bileşenlerin değişimi gözlenmiştir. Üç farklı yöntemin kullanılmasındaki amaç, farklı yöntemlerden elde edilen sonuçların öngörü gücünün sınanmasıdır.

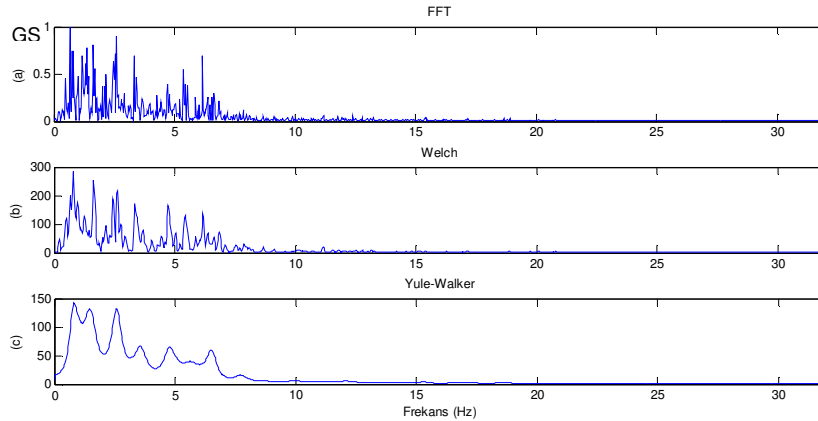
Fourier dönüşümü ile GSY elde edilmiş ve herhangi bir pencereleme yapılmadan 4096 örnekleme FFT kullanılmıştır. Welch yönteminde, 2048 örnekten oluşan %50 örtüşmeli Hamming pencere ve 4096 örnekleme FFT kullanılmıştır. Yule-Walker yönteminde, 120.dereceden özbağlanım (AR-Autoregressive) parametreleri elde edilerek 4096 örnekleme FFT kullanılmıştır.

Şekil 4.24'de, Şekil 4.23'deki EEG alt bantlarının aynı ölçekte çizimi verilmiştir. Görüldüğü gibi solunum tamamen düzenlidir ve EEG alt bantları durağan bir şekildedir.



Şekil 4.24 Düzenli solunum olan bir epokta (a) solunum sinyali, (b) EEG alt bantlarının aynı ölçekte gösterimi.

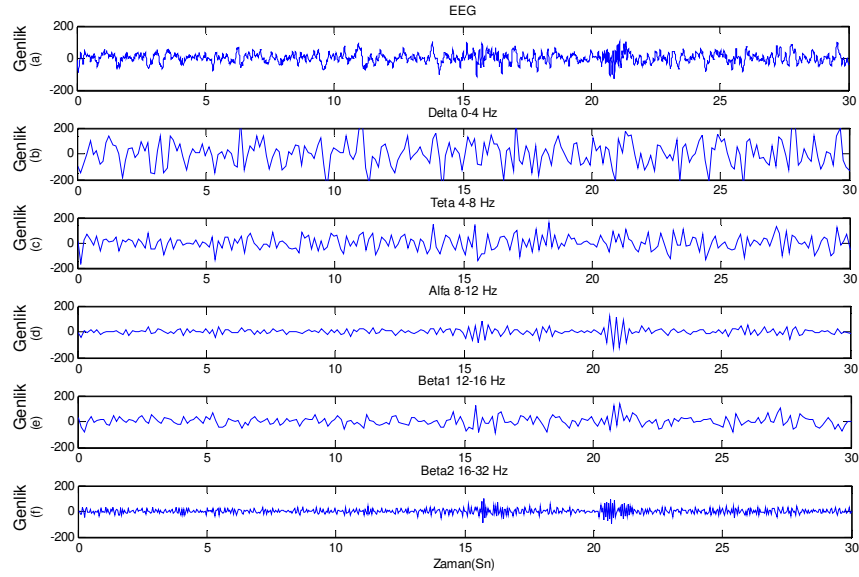
Şekil 4.25'de ise, Fourier dönüşümü ile elde edilen GSY Şekil 4.25-a, Welch yöntemi ile elde edilen GSY Şekil 4.25-b, Yule-Walker AR yöntem ile edilen GSY Şekil 4.25-c'de görülmektedir. Spektral bileşenler 0-10 Hz aralığında baskındır ve hasta düzenli solunumla birlikte NREM2 uykusundadır.



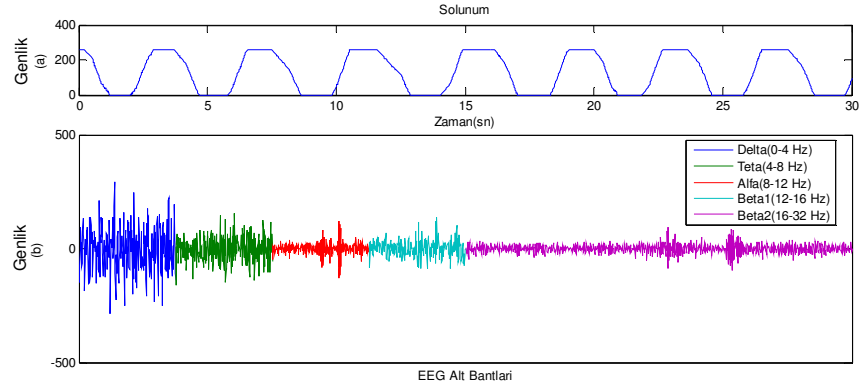
Şekil 4.25 Düzenli solunum olan bir epokta, (a) Fourier dönüşümü, (b) Welch, (c) Yule-Walker yöntem ile edilen C3A2 kanalına ait 30 sn'lik EEG verisi GSY'ları.

Şekil 4.26'da, hasta apneye girmeden 2 epok öncesindeki EEG kaydı alt bant ayrışımı, Şekil 4.27'de ise, aynı epok EEG alt bantlarının aynı ölçekte çizimi görülmektedir. Solunum kaydı düzenli olmakla beraber, Alfa ve Beta alt bantlarındaki genlik değişimleri göze çarpmaktadır. Bu değişim, frekans

bileşenlerinde aynı şekilde gözlenmekte (Şekil 4.28), özellikle 10-15 Hz bölgesinde önemli bir değişim belirginleşmektedir.



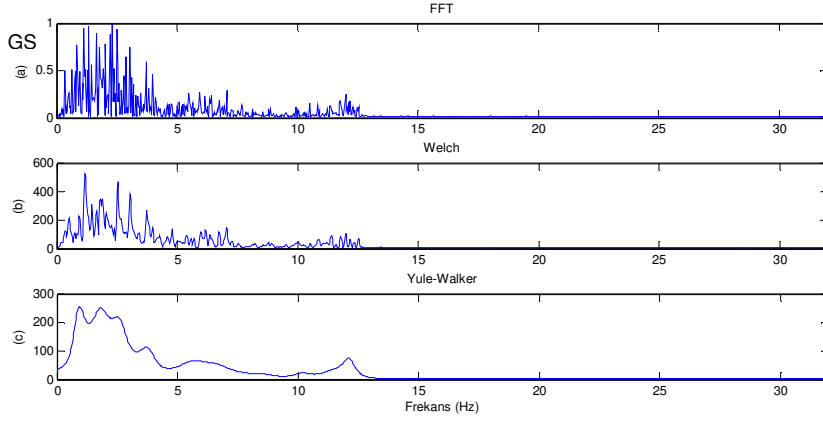
Şekil 4.26 Hasta apneye girmeden 2 epok öncesindeki EEG kaydı ve alt bantları. (a)EEG, (b) 0-4 Hz Delta, (c) 4-8 Hz Teta, (d) 8-12 Hz Alfa, (e) 12-16 Hz Beta1 ve (f) 16-32 Hz Beta2.



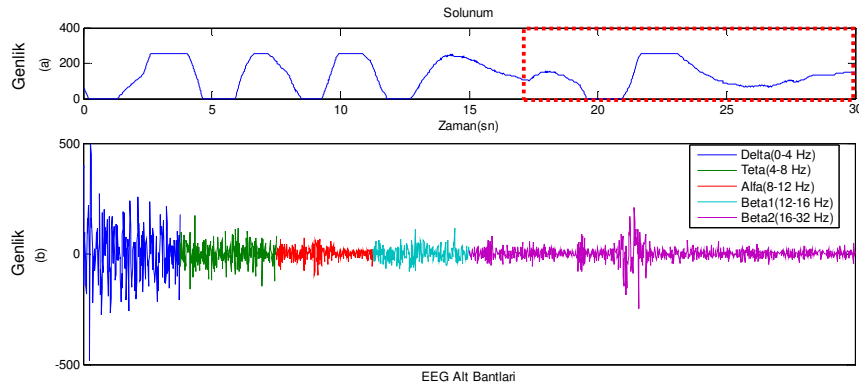
Şekil 4.27 Hasta apneye girmeden 2 epok öncesindeki, (a) Solunum, (b) EEG alt bantlarının aynı ölçekte gösterimi.

Şekil 4.29'da hastanın tam olarak apneye girdiği anı içeren epok için EEG alt bantlarının aynı ölçekte çizimi görülmektedir. Solunum 15. sn'den sonra bozularak 25-30 sn'ler arasında apne başlamaktadır. Bu sırada, Beta alt bandındaki genlik değişimi çok belirgindir. Bu değişim, frekans bileşenlerinde 25-30 Hz aralığında ortaya çıkmakta (Şekil 4.30), özellikle 10-15 Hz bölgesinde önemli bir değişim görülmektedir.



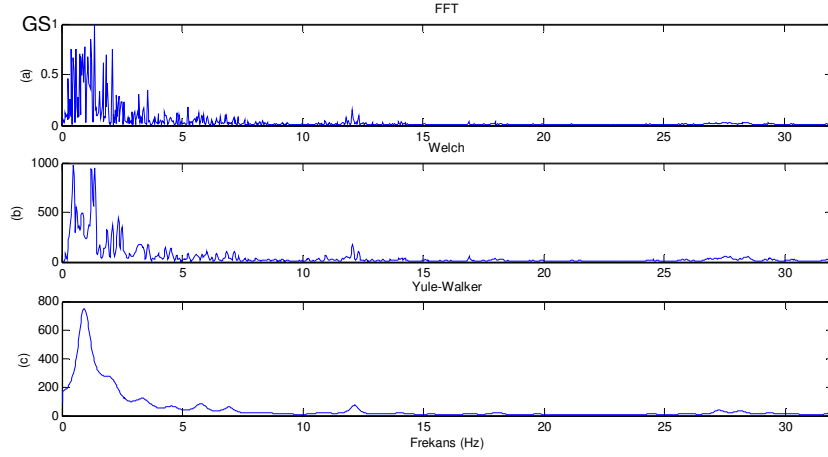


Şekil 4.28 Hasta apneye girmeden 2 epok öncesinde EEG spektral bileşenleri. (a) Fourier dönüşümü, (b) Welch, (c) Yule-Walker yöntem ile edilen GSY'ları.

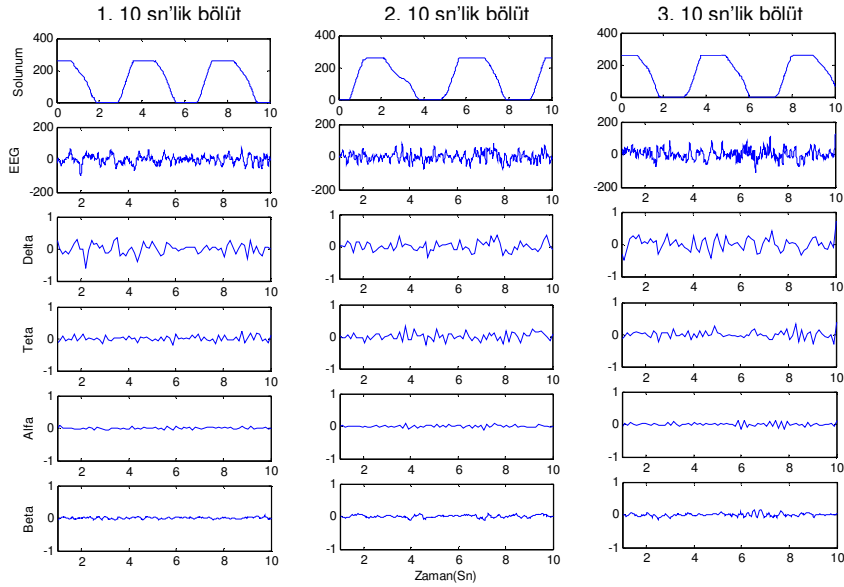


Şekil 4.29 Hastanın tam olarak apneye girdiği epok için, (a) solunum, (b) EEG alt bantlarının aynı ölçekte gösterimi.

EEG kaydında hasta apneye girmeden önce meydana gelen değişimlerin daha ayrıntılı olarak incelenebilmesi için, 30 sn'lik bir epok yerine, her bir epok 10 sn'lik 3 bölüte ayrılarak inceleme yapılmıştır. Bu bölütleme işlemi, aynı şekilde EEG alt bantlarına da uygulanmıştır. Bölüt uzunluğunun kısılması örnek sayısının azalması anlamına geldiğinden, GSY hesaplamasındaki parametreler bölüt uzunluğuna göre ayarlanmış ve iki farklı yöntem ile GSY elde edilmiştir. Fourier dönüşümü ile GSY elde edilirken, pencereleme yapılmadan bölütteki örnek sayısı üzerinden (1280) FFT alınmıştır. Welch yönteminde, 512 örnekten oluşan %50 örtüşmeli Hamming pencere ve 2048 örnekleme FFT kullanılmıştır. Şekil 4.31'de, hasta apneye girmeden 2 epok öncesindeki (Şekil 4.27'de görülen epok) EEG kaydı alt bant ayrışımı, 10'ar saniyelik bölütler şeklinde görülmektedir. Şekildeki her sütun, 10 sn'lik bir bölüte karşı gelmektedir.



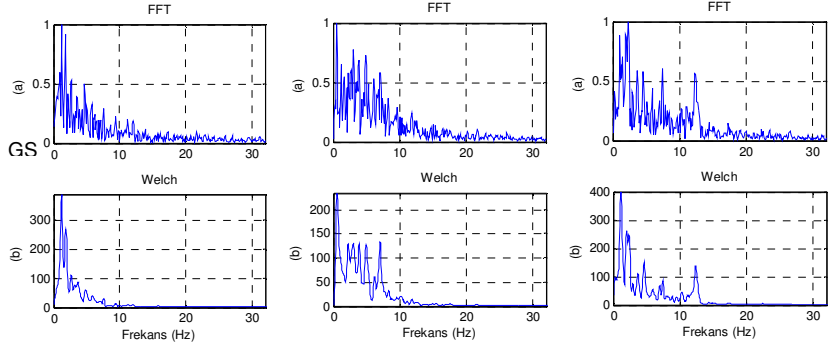
Şekil 4.30 Hastanın tam olarak apneye girdiği epok için, EEG spektral bileşenleri. (a) Fourier dönüşümü, (b) Welch, (c) Yule-Walker yöntem ile edilen GSY'ları.



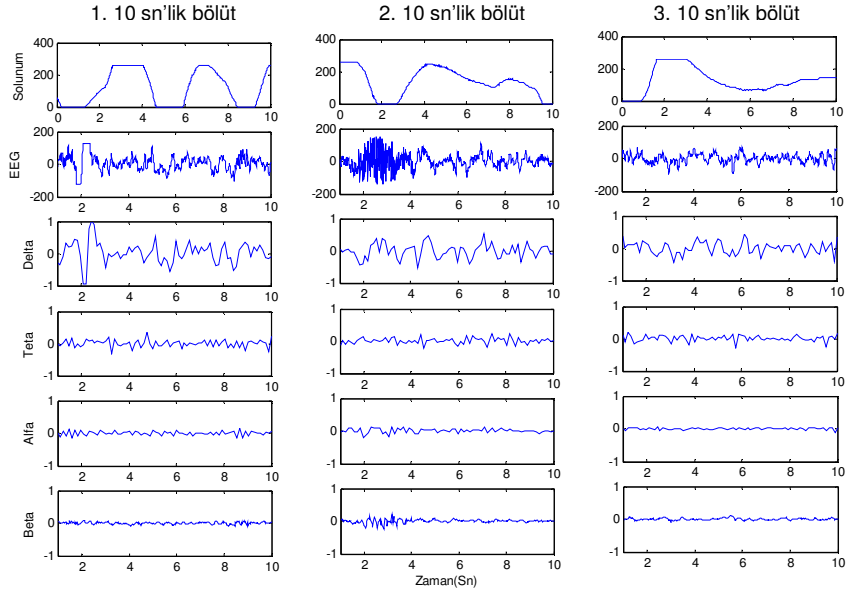
Şekil 4.31 Hasta apneye girmeden 2 epok öncesindeki 10'ar saniyelik bölütler şeklinde EEG kaydı alt bant ayrışmaları.

Aynı epok için frekans bileşenleri ise Şekil 4.32'de verilmiştir. Üçüncü 10 sn'lik bölütte, spektrumun 10-15 Hz bölgesine kaydığı açık bir şekilde görülmektedir.

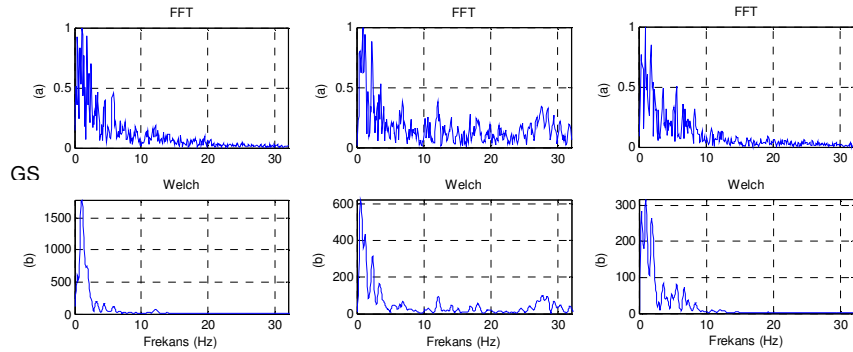
Şekil 4.29'da görülen, hastanın tam olarak apneye girdiği anı içeren epok için, 10'ar saniyelik bölütler şeklindeki alt bant ayrışımı Şekil 4.33'de verilmiştir. Bu epok için yapılan frekans analizi de Şekil 4.34'de görülmektedir. 10. ve 20. sn'ler arasındaki frekans değişimi, tüm bir epok için gözlenen değişime göre çok daha belirgindir.



Şekil 4.32 Hasta apneye girmeden 2 epok öncesindeki 10'ar saniyelik bölütler şeklinde GSY



Şekil 4.33 Hastanın apneye girdiği epok için, 10'ar saniyelik bölütler şeklindeki alt bant ayrışımı



Şekil 4.34 Hastanın apneye girdiği epok için 10'ar saniyelik bölütler şeklinde GSY

#### 4.2.2. EEG Sinyaline Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümünün Uygulanması

Uyku apnesi oluşmadan önce, EEG sinyalinde önemli spektral değişimler gözlenmiştir. Gözlenen frekans değişimleri, özellikle Alfa ve Beta alt bantlarındadır. Ancak Bölüm 4.2.1'de uygulanan yöntemlerle, frekans değişimlerinin tam olarak hangi değerlerde olduğu saptanamaz. Bunun nedeni, EEG sinyalinde kısa bir zamanda meydana gelen değişimin, tüm bölüt uzunluğu üzerinden hesaplanan GSY içinde baskılanmasıdır. Bölüt uzunluğunun 30 sn'den 10 sn'lik değerlere inmesi, doğal olarak frekans çözünürlüğünü arttırmıştır.

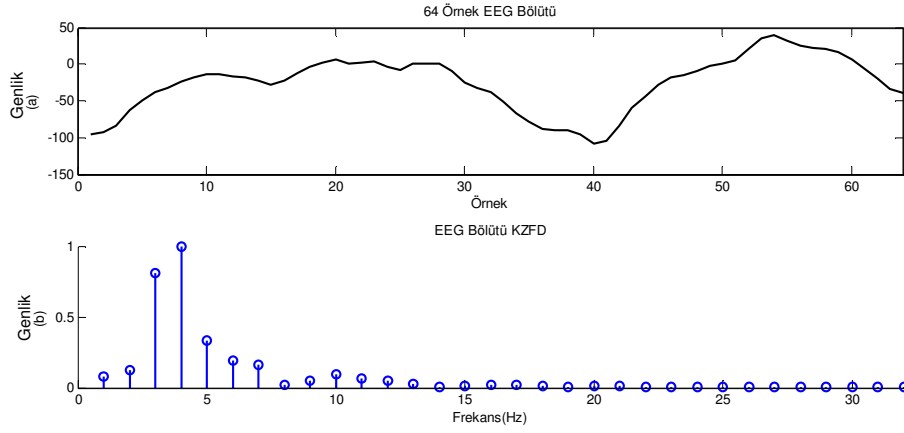
EEG sinyallerinin kısa dönemli analizi için KZFD kullanılmıştır. EEG sinyali 200 örnekleme sıklığından 128 örnekleme sıklığına indirildiğinde, 1 sn lik kayıt 128 örnek içerir. EEG sinyalinin fiziksel özelliğinden dolayı frekansında meydana gelebilecek bir değişim 0,5 sn gibi bir zamanda gözlenebilir, bu nedenle 64 örnekli bir Hamming pencere seçilmiştir. Pencere seçimindeki en önemli nokta, frekans çözünürlüğü için uzun pencere seçimi ile sinyalin geçici özelliklerinin gözlenebilmesini sağlayacak kısa pencere seçimi arasındaki optimizasyonun yapılmasıdır. Aynı zamanda, uygun pencere seçimi sinyalin başlangıç ve bitiş noktalarındaki süreksizliğin spektral bileşenlere etkisini en alt düzeye indirir.

Seçilen pencere 64 örnekten oluştuğu için, KZFD ile elde edilen frekans spektrumu 0-32 Hz aralığındadır. Uyku apnesi oluşmadan önce, EEG sinyalinin tam olarak hangi frekans bileşenlerinde değişim olduğunun gözlenmesi amacı ile frekans spektrumu 1'e normalize edilmiştir. Böylece, 64 örnek içinde meydana gelen değişimin frekansının 1 olması sağlanmıştır.

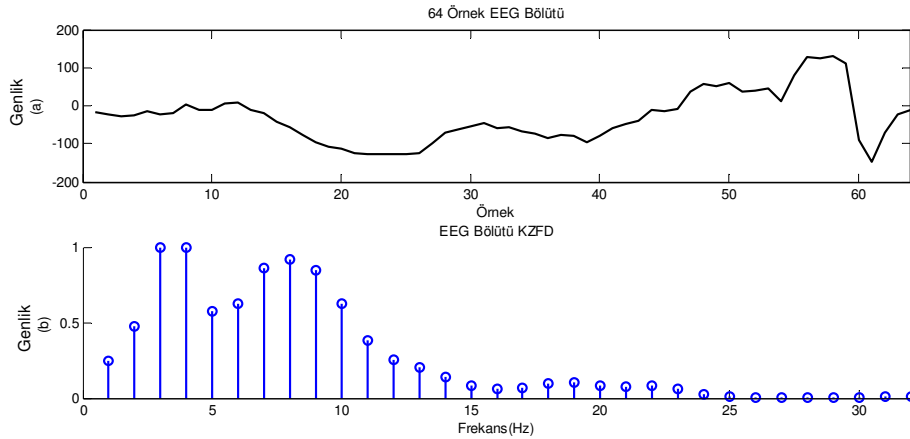
Bir epok 3840 örnek içermektedir ve 64 örnekten oluşan pencere ile 8 örnek örtüşmeli olarak KZFD hesaplanmıştır. Bir epokta uygulanan toplam pencere sayısı 482'dir. Şekil 4.35'de, solunumun düzenli olduğu apne öncesindeki bir epok için, tek bir pencereye ait KZFD'nün sonucu verilmiştir. 64 örnek EEG verisi, Şekil.4.35.a'da, normalize edilmiş frekans spektrumu Şekil.4.35.b'de görülmektedir. 4 Hz'de normalize edilmiş genlik 1 olarak görülmektedir.

Şekil 4.36'da, apneden 60 sn öncesindeki bir epok için, tek bir pencereye ait KZFD'nün sonucu verilmiştir. 4 Hz'de normalize edilmiş genlik 1 olmasına rağmen, spektrum 10 Hz' değerine doğru kaymıştır. Şekil 4.37'de, apneden 30 sn

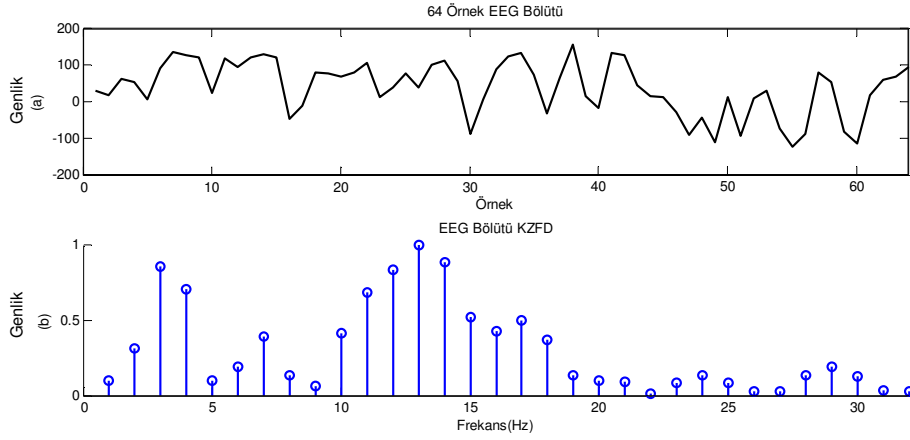
öncesindeki bir epok için, tek bir pencereye ait KZFD'nün sonucu verilmiştir. EEG frekansındaki artış belirgin bir şekilde gözlenirken, spektrum 10-20 Hz bandına kaymış ve 13 Hz değerinde normalize edilmiş genlik 1 olmuştur. Şekil 4.38'de ise apnenin olduğu epokta, tek bir pencereye ait KZFD'nün sonucu görülmektedir. Spektrumda, 11 Hz değerinde normalize edilmiş genlik 1'dir ve Beta aktivitesi gözlenmektedir.



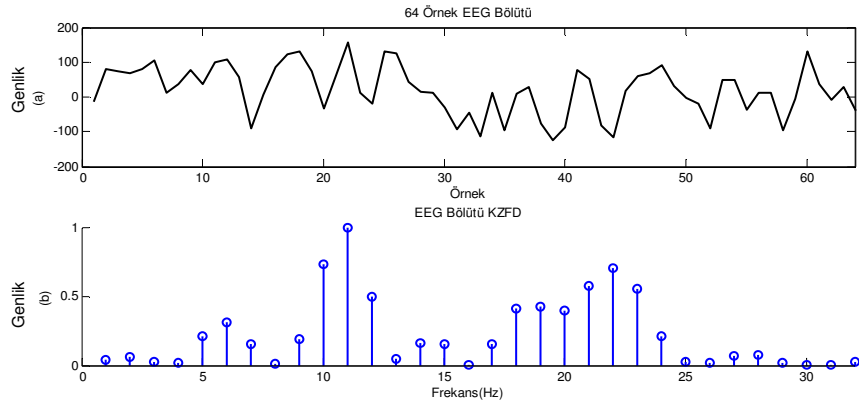
Şekil 4.35 (a) Tek bir penceredeki 64 örnek EEG verisi, (b) bu pencerenin KZFD dönüşümü (Frekans spektrumunda 4 Hz'de normalize edilmiş genlik 1'dir).



Şekil 4.36 (a) Tek bir penceredeki 64 örnek EEG verisi, (b) bu pencerenin KZFD dönüşümü (Frekans spektrumunda 4 Hz'de normalize edilmiş genlik 1'dir).



Şekil 4.37 (a) Tek bir penceredeki 64 örnek EEG verisi, (b) bu pencerenin KZFD dönüşümü (13 Hz değerinde normalize edilmiş genlik 1'dir).



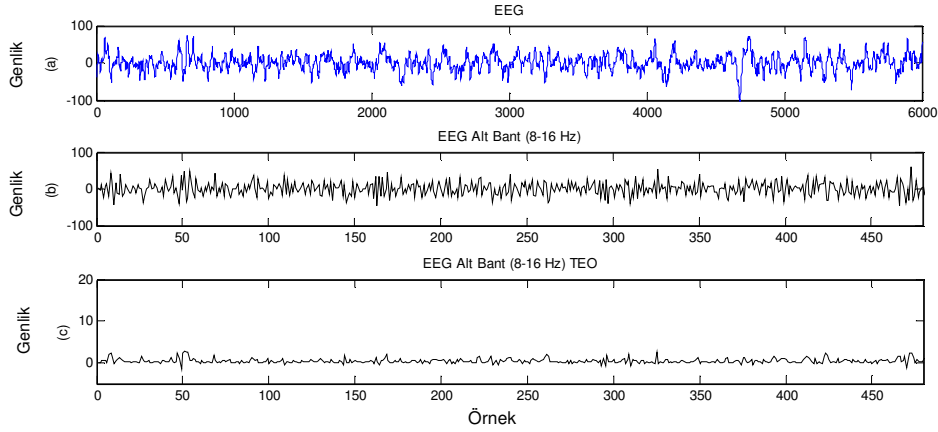
Şekil 4.38 (a) Tek bir penceredeki 64 örnek EEG verisi, (b) bu pencerenin KZFD dönüşümü.

### 4.2.3. EEG Sinyaline Teager Enerji Operatörünün Uygulanması

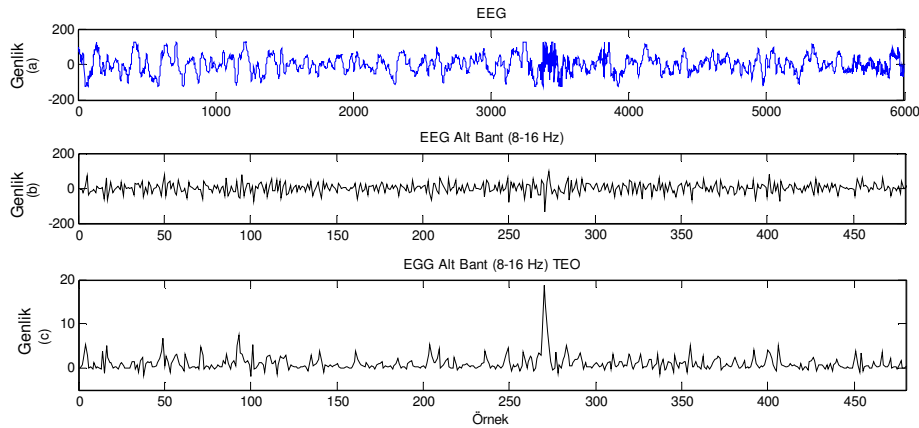
EEG sinyalinde uyku apnesi öncesinde meydana gelen değişimlerin gözlenebilmesi için bu çalışmada uygulanan diğer bir yöntem TEO'dür. Özellikle, uyku apnesinden kısa bir süre önce 8-16 Hz bandındaki frekans değişimleri EEG de geçici olarak gerçekleşmektedir. EEG sinyalindeki bu gibi geçici rejim özellikleri ADD ile alt bandlar şeklinde belirlenirken, TEO bu bantlardaki arka plana ilişkin bileşenleri zayıflatır, böylece oluşan kısa zamanlı frekans değişimleri belirgin bir şekilde ortaya çıkarılabilir.

Şekil 4.39'da, solunumun tamamen düzenli olduğu bir epok için dalgacık dönüşümünden sonra elde edilen 8-16Hz alt bant sinyalin TEO'den geçirilmiş hali görülmekte olup TEO çıktısında önemli bir değişim gözlenmemektedir. Şekil

4.40'da ise apne oluşmasından 1 epok öncesindeki EEG kaydının dalgacık dönüşümünden sonra elde edilen 8-16Hz alt bant aralığı ve alt bantın TEO'den geçirilmiş hali görülmektedir. TEO çıktısında ortalama değer yüksek olup hem de EEG'deki frekans değişimine paralel olarak yüksek bir tepe noktası gözlenmektedir.



Şekil 4.39 Solunumun düzenli olduğu bir epok için, (a) C3A2 kanalına ait EEG kaydı, (b) ADD'den sonra elde edilen 8-16Hz frekans bandı, (c) TEO uygulama çıktısı.



Şekil 4.40 Apne oluşmasından 1 epok öncesinde, (a) C3A2 kanalına ait EEG kaydı, (b) ADD'den sonra elde edilen 8-16Hz frekans bandı. (c) TEO uygulama çıktısı.

#### 4.2.4. EEG Sinyali Dalga Formu Analizi

Uyku apnesi öncesindeki frekans değişimlerin yanısıra sinyalin formundaki değişimlerin de değerlendirilmesi amacı ile EEG sinyalinin dalga formu da incelenmiştir. Temel olarak üç parametre incelenerek bu parametrelerin apne ile ilişkisi araştırılmıştır.

EEG sinyalinin apne öncesinde oluşması muhtemel ani genlik değişimlerini gözlemlemek için sinyalin enerjisi (E) hesaplanmıştır. Oluşan grafikte, sinyali meydana getiren örneklerin, pozitif değerlerden negatif değerlere geçişinin ölçüsü olan sıfır kesme oranı (SKO) incelenmiştir

Son olarak sinyalin özilinti fonksiyonu (ÖİF) hesaplanmıştır. EEG sinyalinin zamanda ötelenmiş belirli miktardaki kaymaları ile karşılaştırılarak elde edilen ÖİF, sinyalin formunun durağanlığı hakkında bilgi verir. Sinyalin formu durağan olduğu sürece normalize edilmiş ÖİF'nun değeri 1'e yakın değerler alır. Sinyal formu değiştiğinde ise, değişikliğe bağlı olarak, normalize edilmiş ÖİF'nun değeri 1'den 0 değerine kaymaya başlar. Burada en önemli nokta ÖİF hesaplanırken kullanılan pencere uzunluğu ve pencerenin kayma miktarıdır. Ani değişimlerin gözlenebilmesi için, kullanılan pencere uzunluğu çok büyük bir değere sahip olmamalıdır. Pencerenin kayma uzunluğu da hesaplama açısından önemlidir, işlem yükünü azaltmak amacıyla pencerenin kayma uzunluğunun yüksek seçilmesi aynı zamanda çözünürlüğü de azaltır. Aksine, düşük seçilen pencere kayma uzunluğu hem çözünürlüğü hem de işlem yükünü artırır. Bu konuda, belirleyici temel nokta sinyalin fiziksel özelliğidir.

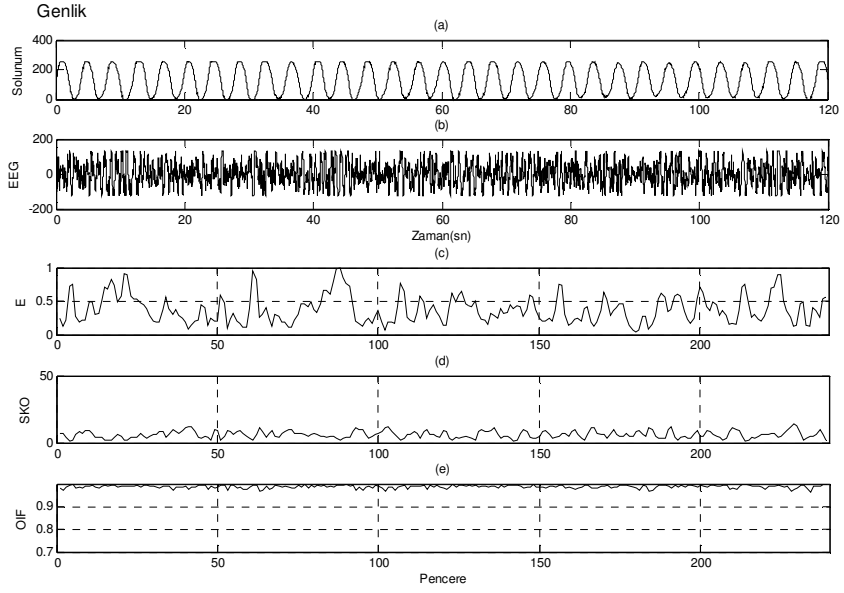
EEG sinyalinin ÖİF hesaplanırken sinyalin 200 Hz olan örnekleme frekansı değiştirilmemiştir. EEG formunda 1 sn ve daha uzun zamanda oluşabilecek değişimleri belirleyebilmek için 200 örneklilik sabit pencere uzunluğu kullanılmıştır. 0,5 sn zaman çözünürlüğü sağlamak için sabit pencerenin kayma uzunluğu 100 örnek olarak seçilmiştir.

Hastanın solunumunun düzenli olduğu zaman anından apneye girene kadar geçen 12 epokluk (6 dakika) EEG kaydı için yapılan analiz sırasıyla, Şekil 4.41, Şekil 4.42 ve Şekil 4.43 'de görülmektedir. Sinyal enerjisinin 1'e normalize edildiği Şekil 4.41'de, solunumun düzenli olduğu 120 sn (4 epok) için, enerji, SKO ve ÖİF değişimleri görülmektedir. Sinyal enerjisinde kısmi değişimler gözlenirken, SKO ve ÖİF durağandır.

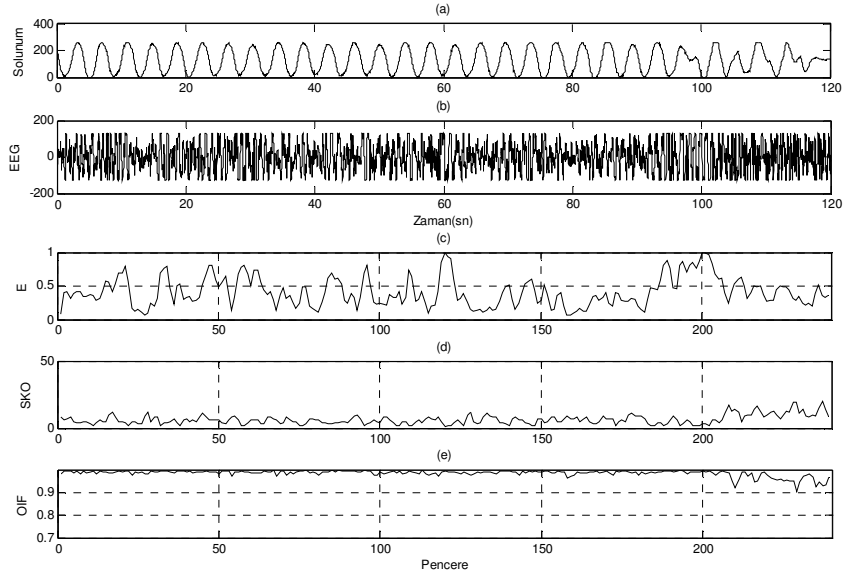
Sonraki 4 epok analizi Şekil 4.42' de verilmiştir. Başlangıçta Şekil 4.41'dekine benzer bir eğilim gözlenirken, son kısımlarda SKO ve ÖİF'nun durağanlığının değişimi göze çarpmaktadır. Apne anını da içeren daha sonraki 4 epok için yapılan



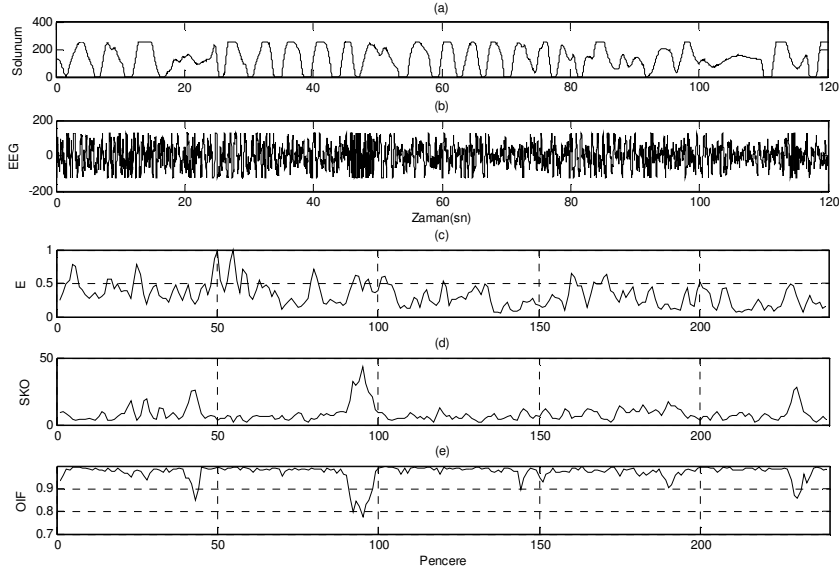
analizde ise, apnenin başlamasından yaklaşık 80 sn önce başlayan SKO ve ÖİF değişimleri görülmektedir (Şekil 4.43).



Şekil 4.41 Solunumun düzenli olduğu 4 epok için, (a) solunum, (b) EEG, (c) enerji, (d) SKO ve (e) ÖİF değişimleri.



Şekil 4.42 Hastanın apneye girmeden önceki 4-8 epok aralığı için, (a) solunum, (b) EEG, (c) enerji, (d) SKO ve (e) ÖİF değişimleri.



Şekil 4.43 Apne anını içeren 4 epok için, (a) solunum, (b) EEG, (c) enerji, (d) SKO ve (e) ÖİF değişimleri.

### 4.3. EMG Verileri Araştırma Bulguları

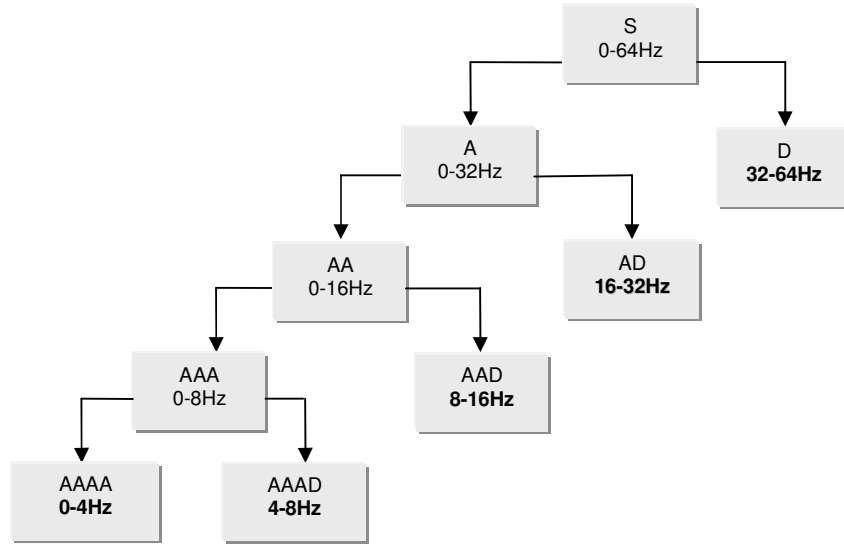
#### 4.3.1. EMG Alt Bant Ayırışımı ve Frekans Analizi

EEG sinyali alt bant dönüşümleri, frekans analizi ve dalga formu analizi sonuçları bu analizlerin EMG sinyali için de uygulanması gerektiğini ortaya koymuştur. Farklı fiziksel kaynakları olmasına rağmen, EEG ve EMG sinyalleri arasında benzer özellikler vardır. EMG sinyali çok yüksek frekans bileşenlerine sahip olmasına rağmen kayıt alınan polisomnografin 0-70 Hz bant geçiren filtrelemesi olduğundan dolayı, her iki sinyal benzer frekans içeriğine sahiptir. Her iki sinyalinde 200 örnekleme sıklığı söz konusudur.

Bu çalışmada EMG sinyalin de alt bantlara ayrılmasıyla uyku apnesinin oluşumunun EMG sinyalinin spektral bileşenlerinde nasıl bir değişim yarattığı araştırılmıştır. Alt bant ayırışımı, TEO ile gerçekleştirilen analizler için de kullanılmıştır. Frekans ve dalga formu analizlerindeki dalgacık dönüşümlerinde, Daubechies-d2 dalgacık modeli kullanılmıştır.

200 örnekleme sıklığında kaydedilmiş EMG verisi, daha önce diğer yöntemlerde uygulandığı gibi 128 örnekleme sıklığına indirilerek işlem kolaylığı sağlanmıştır. Dört seviyeli ayırıştırmada EMG sinyali, 0-4 Hz, 4-8 Hz, 8-16 Hz, 16-32

Hz ve 32-64 Hz alt bantlarına ayrılmıştır. İşlemin dalgacık ayrıştırma ağacı Şekil 4.44' de görülmektedir.



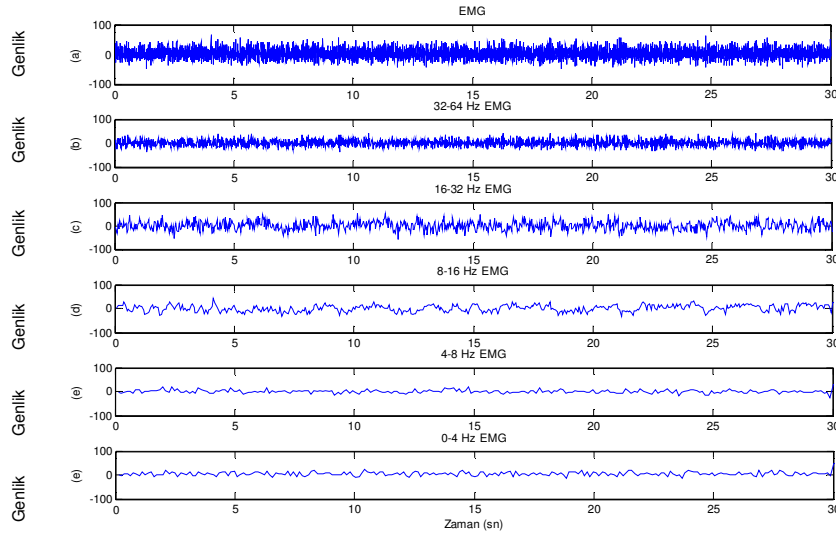
Şekil 4.44 128 örnek sıklığındaki EMG sinyali için alt bant dalgacık ayrıştırma ağacı.

İnceleme başlangıçta 30 sn'den oluşan 1 epok için yapılmış ve elde edilen sonuçlara göre veri uzunluğu kısaltılmıştır. Analizler, apne öncesinde solunumun tamamen düzenli olduğu zamandan başlayarak bunu takip eden epoklarla apne oluşumuna kadar geçen zaman aralığında gerçekleştirilmiştir. Genlik değişimlerin değerlendirilmesi için tüm alt bantlar aynı ölçekte incelenmiştir.

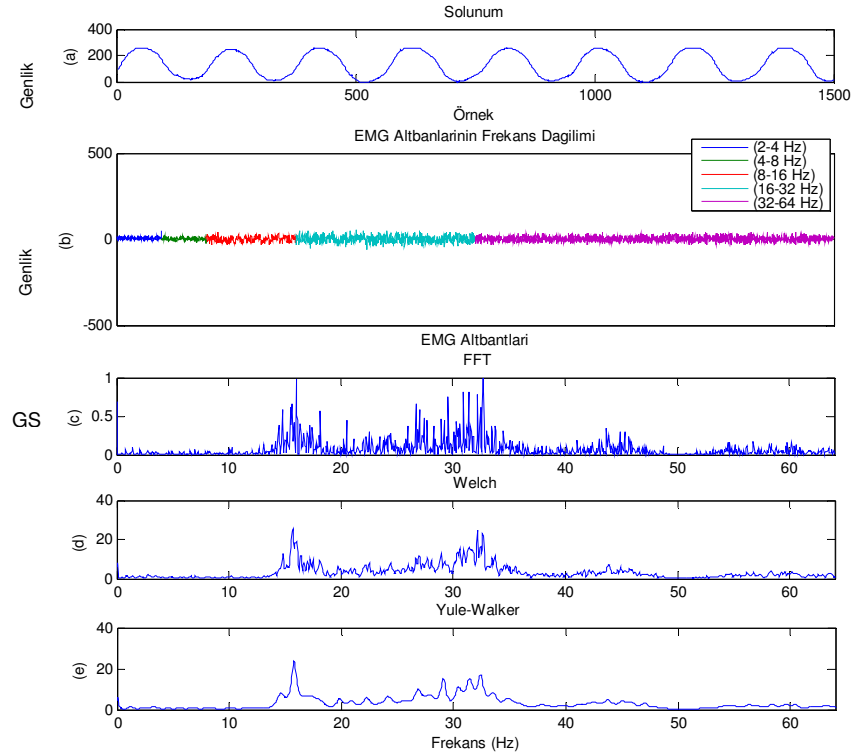
EEG sinyali frekans analizlerinde olduğu gibi EMG sinyali spektral bileşenleri de üç farklı yöntem ile incelenmiştir. Ancak EMG'nin frekans içeriği EEG nin iki katı olduğu için hesaplamalarda kullanılan parametreler değiştirilmiştir. Fourier dönüşümü ile, herhangi bir pencereleme yapılmadan 2048 örnekleme FFT kullanılmıştır ve spektrum genliği 1'e normalize edilmiştir. Welch yönteminde, 1024 örnekten oluşan %50 örtüşmeli Hamming pencere ve 2048 örnekleme FFT kullanılmıştır. Yule-Walker yönteminde ise, 120.dereceden özbağlanım (AR-Autoregressive) parametreleri elde edilerek 2048 örnekleme FFT kullanılmıştır.

Şekil 4.45'de, apneden önce solunumun tamamen düzenli olduğu bir epok için, EMG sinyali ve ADD ile elde edilen alt bantları görülmektedir. Şekil 4.46'da, aynı epok için EMG sinyalinin, aynı ölçekte çizilen alt bantları ve frekans spektrumu görülmektedir. Solunum tamamen düzenlidir ve EMG alt bantlarında durağanlık

gözlennmektedir. Frekans bileşenleri 15-20 Hz bandı ve 30 Hz çevresinde baskındır.

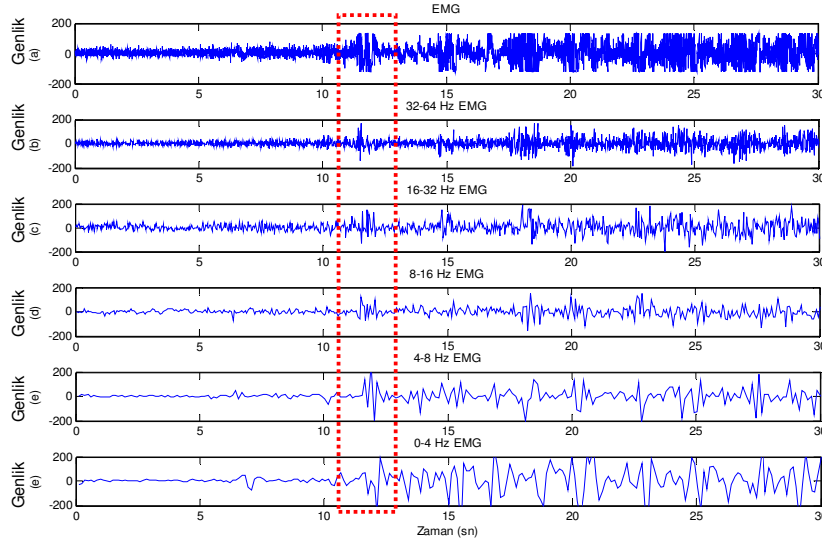


Şekil 4.45 Solunumun düzenli olduğu bir epokta, EMG ve alt bantları. (a)EEG, (b) 32-64 Hz, (c) 16-32 Hz, (d) 8-16 Hz, (e) 4-8 Hz ve (f) 0-4 Hz.



Şekil 4.46 Solunumun düzenli olduğu bir epok için, (a) solunum, (b) EMG alt bantlarının aynı ölçekte gösterimi ve (c) FFT, (d) Welch, (e) Yule-Walker yöntemleri ile elde edilen frekans spektrumları.

Şekil 4.47’de, hasta apneye girmeden 3 epok öncesindeki EMG sinyali alt bantları görülmektedir. EMG’de epok başlangıcından 12 sn sonra başlayan genlik ve frekans değişimleri gözlenmekte olup, bu değişimler, 0-4 Hz ve 4-8 Hz alt bantlarında oldukça belirgindir.

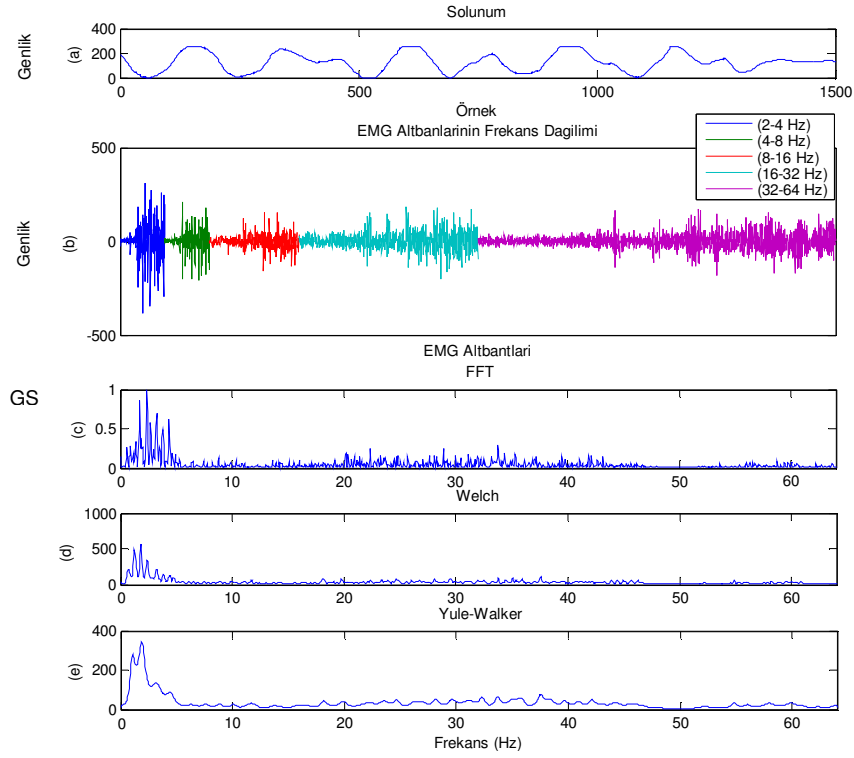


Şekil 4.47 Hasta apneye girmeden 180 saniye öncesindeki epok için, başlangıçtan 12 sn sonra EMG’de gözlenen genlik ve frekans değişimleri. (a)EEG, (b) 32-64 Hz, (c) 16-32 Hz, (d) 8-16 Hz, (e) 4-8 Hz ve (f) 0-4 Hz EMG alt bantları.

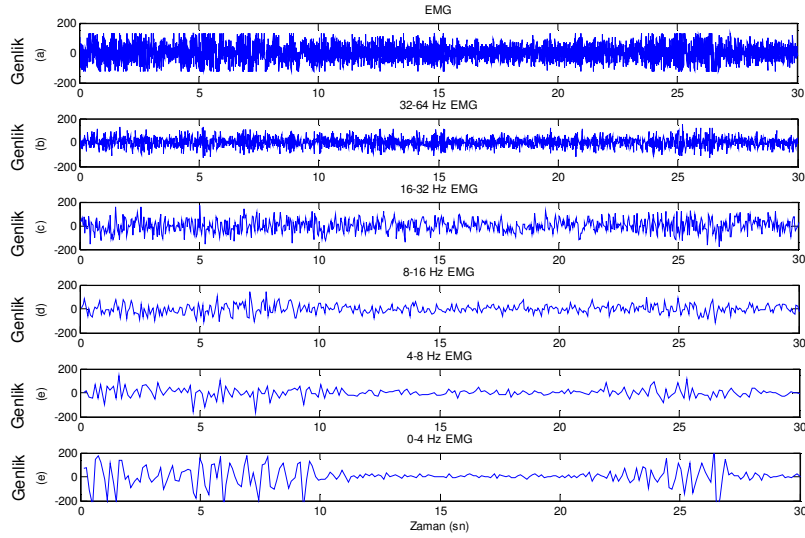
Şekil 4.48’de aynı epok için EMG alt bantlarının aynı ölçekte çizimi ve frekans spektrumları görülmektedir. Bu şekillerde ise, epok ortasından itibaren solunumda bozulmalar gözlenmekte olup, alt bantlarındaki genlik değişimleri daha belirgindir. Spektral bileşenler bir önceki epoktaki bileşenlere göre, 0-8 Hz bant aralığına kaymıştır.

Şekil 4.49’da hastanın tam olarak apneye girdiği anı içeren epok EMG alt bantlarının aynı ölçekte çizimi görülmektedir. Bu şekilde EMG sinyalindeki düşük frekans aktiviteleri devam etmektedir. Apneden önce 0-8 Hz t bandında oluşan EMG genlik aktivitesi, apne anına kadar devam etmekte, bu anda ise 10 sn için herhangi bir genlik aktivitesi görülmemektedir. Şekil.4.50’de hastanın apneye girdiği aralık gösterilmiştir. Frekans spektrumunda, düşük frekansta (0-4 Hz) genlik artışı devam ederken, yüksek frekanslarda yeniden genlik artışları oluşmaya başlamıştır. Bu durum, apne oluşmadan kısa bir süre önce kas tonusunda düşük frekansta aktiviteler oluştuğunu ve bu aktivitelerin apne oluşumuna kadar devam

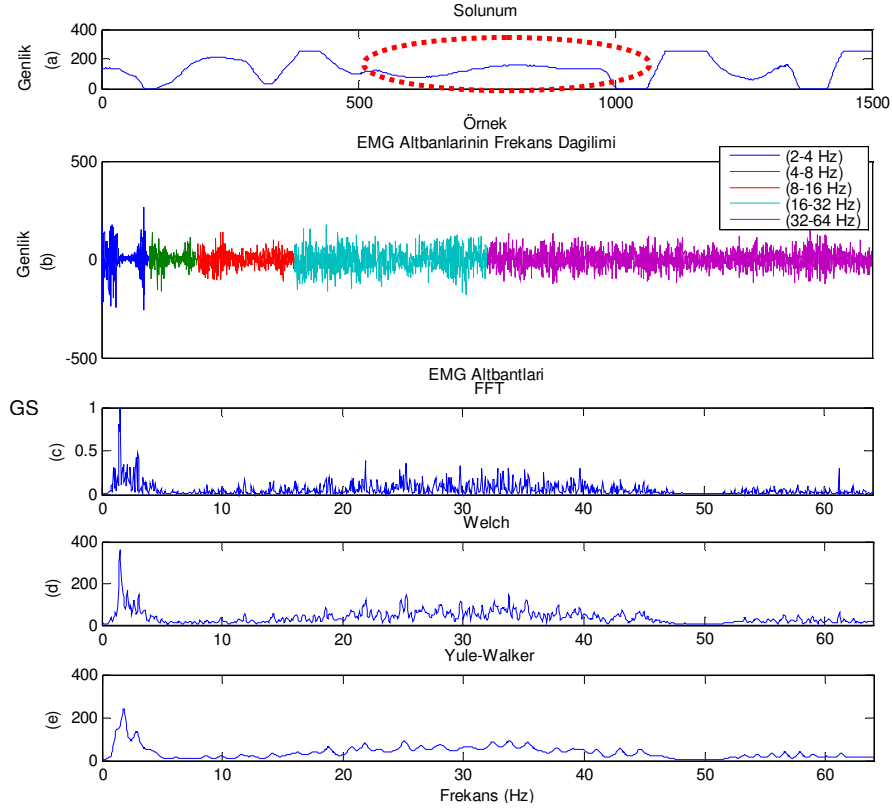
ettiğini göstermektedir. Apnenin oluşması ile yüksek frekans bileşenli kas tonusunun apnenin bitimine kadar devam ettiğini görülmektedir.



Şekil 4.48 Hasta apneye girmeden 180 saniye önceki epok için, (a) solunum, (b) EMG alt bantlarının aynı ölçekte gösterimi ve (c) FFT , (d) Welch, (e) Yule-Walker yöntemleri ile elde edilen frekans spektrumları.



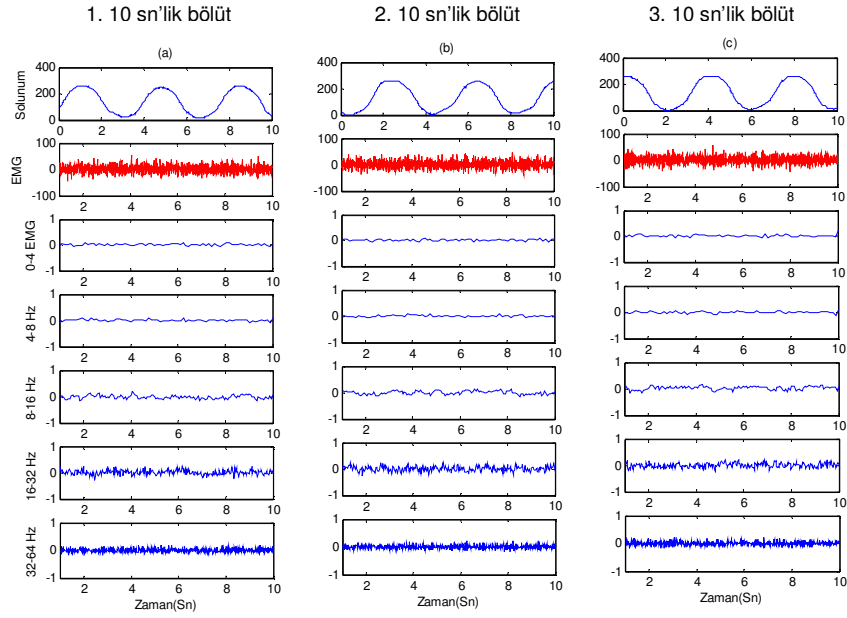
Şekil 4.49 Hastanın apneye girdiği epok EMG'de gözlenen genlik değişimi. (a) EMG, (b) 32-64 Hz, (c) 16-32 Hz, (d) 8-16 Hz, (e) 4-8 Hz ve (f) 0-4 Hz EMG alt bantları.



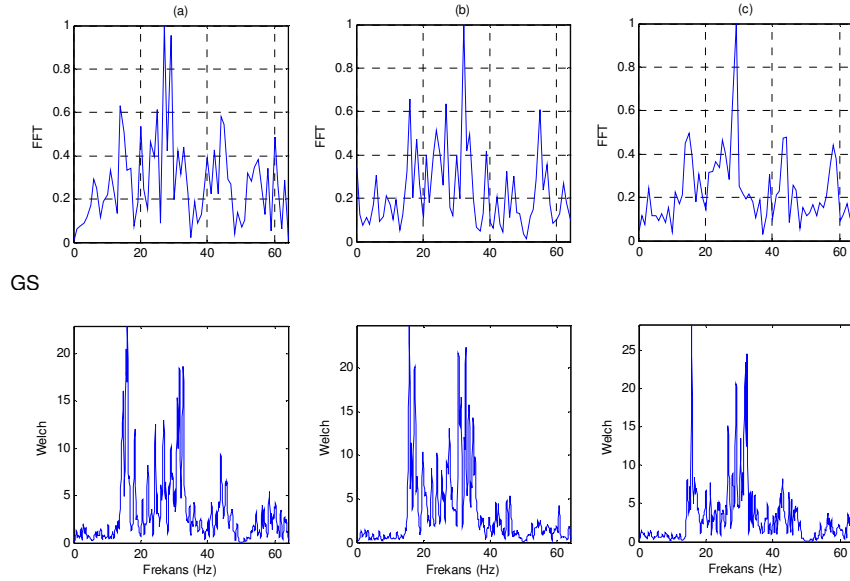
Şekil 4.50 Hastanın apneye girdiği epok için, spektral bileşenlerde gözlenen değişimler. (a) FFT, (b) Welch, (c) Yule-Walker yöntemleri ile edilen frekans spektrumları.

Hasta apneye girmeden önce EMG sinyalinde meydana gelen değişimlerin daha ayrıntılı olarak incelenmesi için EEG sinyali analizinde olduğu gibi, 30 sn'lik bir epok yerine, her bir epok 10 sn'lik 3 bölüme ayrılarak inceleme yeniden yapılmıştır. Bu işlem sayesinde 30 sn içindeki analizlerde gözlenmeyen, geçici rejim aktiviteleri, daha net bir şekilde gözlenebilir. İncelenen veri uzunluğu üçte bir oranda azaldığı için frekans spektrum hesaplamasındaki parametreler bölüt uzunluğuna göre ayarlanmış ve iki farklı yöntemle spektral bileşenler hesaplanmıştır. Fourier dönüşümü, pencereleme yapılmadan bölütteki örnek sayısı üzerinden uygulanmıştır. Welch yönteminde, 256 örnekten oluşan %50 örtüşmeli Hamming pencere ve 1024 örnekleme FFT kullanılmıştır.

Şekil 4.51'de, Şekil 4.46'da 30 sn'lik analizi yapılan epok için 10 sn'lik bölütler şeklinde EMG sinyali ve alt bantları görülmektedir. Her alt banttaki değişimin görülmesi amacı ile alt bant genlikleri 1'e normalize edilerek çizilmiştir. Bu epok için elde edilen frekans spektrumları ise Şekil 4.52'de görülmektedir. Frekans bileşenleri her üç bölüt için 15-40 Hz aralığında yoğunlaşmıştır.



Şekil 4.51 Solunum düzenli olduğu bir epok için 10 sn lik bölütler şeklinde solunum, EMG ve EMG alt bantları. (a) İlk 10 sn'lik bölüt, (b) ikinci 10 sn'lik bölüt ve (c) üçüncü 10 sn'lik bölüt.

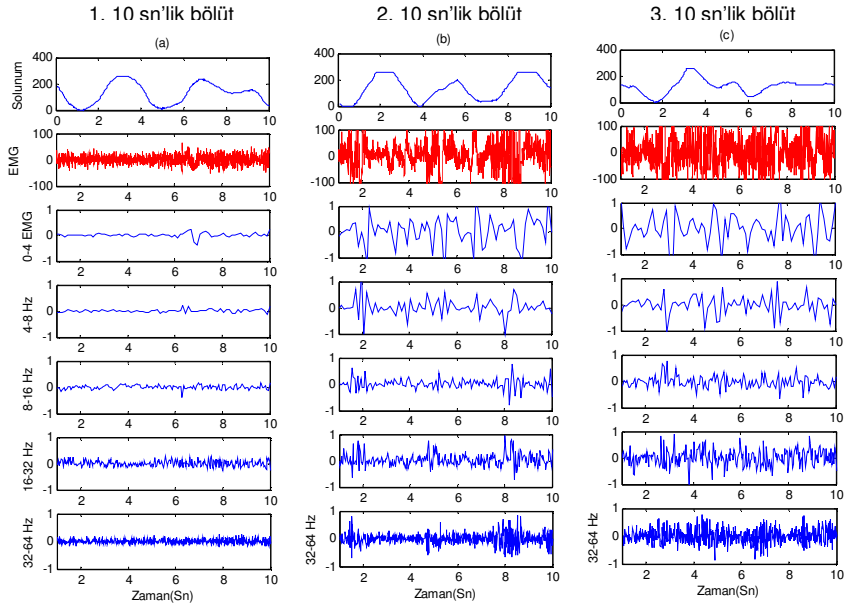


Şekil 4.52 Solunum düzenli olduğu bir epok için, Fourier dönüşümü ve Welch yöntemleri ile, 10 sn'lik bölütler şeklinde elde edilen spektrumlar.(a) İlk 10 sn'lik bölüt, (b) ikinci 10 sn'lik bölüt ve (c) üçüncü 10 sn'lik bölüt.

Şekil 4.53'de Şekil 4.48'de 30 sn'lik analizi gösterilen, hastanın apneye girmesinden 180 sn önceki epok için 10 sn'lik bölütler şeklinde EMG sinyali ve alt bantları görülmektedir. EMG sinyalinde ikinci 10 sn'lik bölütte solunumun

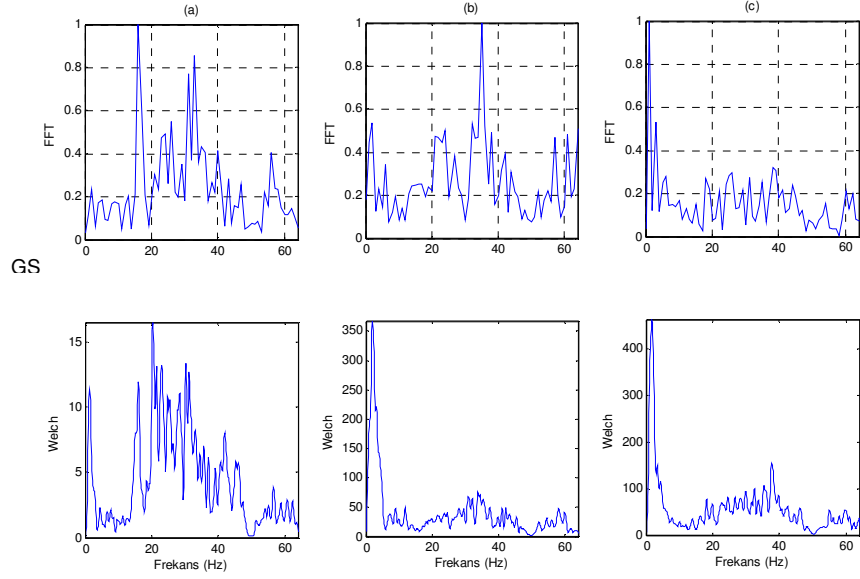


bozulmaya başlaması ile eş zamanlı olarak gözlenen genlik değişimi epok sonuna kadar devam etmektedir. Özellikle 0-4 Hz ve 4-8 Hz bantlarında meydana gelen değişimler dikkat çekicidir. Aynı epok için elde edilen frekans spektrumları ise Şekil 4.54'de görülmektedir. EMG sinyalinin durağan olduğu bölütlede gözlenen 15-40 Hz bandındaki spektral yoğunluk, ikinci bölümde oluşmaya başlayan değişim ile 0-8 Hz bandına kaymıştır.

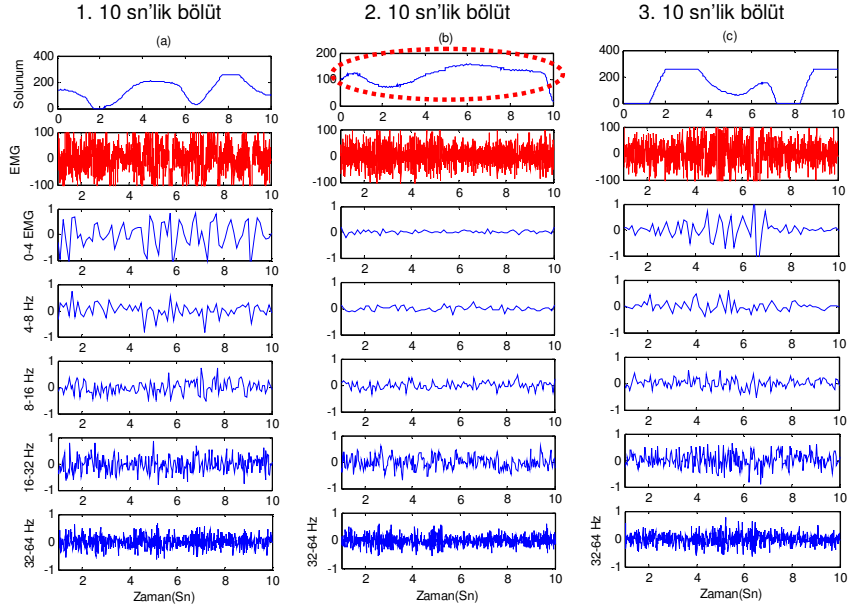


Şekil 4.53 Hasta apneye girmeden 180 saniye önceki epok için, 10 sn'lik bölütler şeklinde solunum, EMG ve EMG alt bantları. (a) İlk 10 sn'lik bölüt, (b) ikinci 10 sn'lik bölüt ve (c) üçüncü 10 sn'lik bölüt.

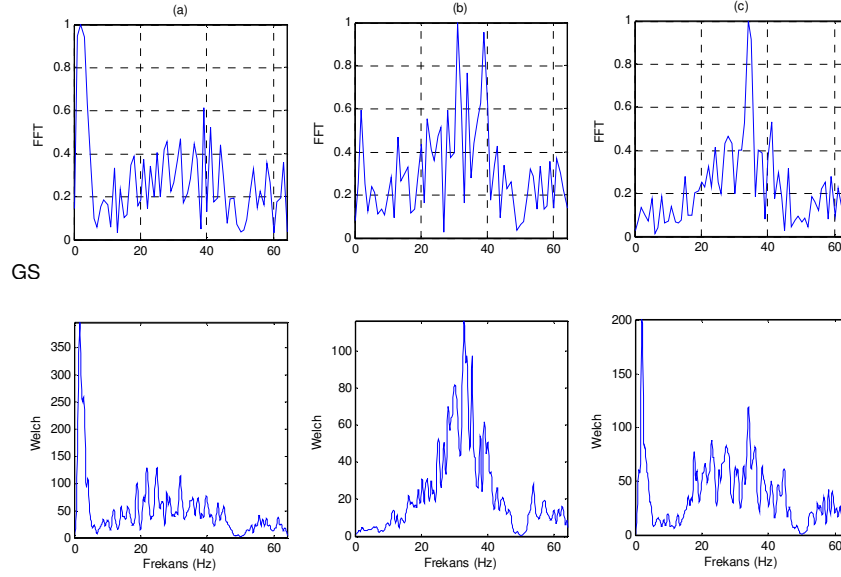
Hastanın apneye girdiği epogun, 10'ar saniyelik bölütler şeklindeki alt bant ayrışımı ise Şekil 4.55'da verilmiştir. Apne ikinci 10 saniyelik bölümde gerçekleşmektedir. Apnenin olduğu anda 0-4 Hz ve 4-8 Hz alt bantlarında genliğin ani azalımı dikkat çekmektedir. Bu epok için yapılan frekans analizi de Şekil 4.56'de görülmektedir. Düşük frekans bandında gözlenen spektral bileşenler apnenin başladığı ikinci bölüm başlangıcına kadar devam etmektedir.



Şekil 4.54 Hasta apneye girmeden 180 saniye önceki epok için, Fourier dönüşümü ve Welch yöntemleri ile, 10 sn'lik bölütler şeklinde elde edilen spektrumlar.(a) İlk 10 sn'lik bölüt, (b) ikinci 10 sn'lik bölüt ve (c) üçüncü 10 sn'lik bölüt.



Şekil 4.55 Hastanın apneye girdiği epok için, 10 sn'lik bölütler şeklinde solunum, EMG ve EMG alt bantları. (a) İlk 10 sn'lik bölüt, (b) ikinci 10 sn'lik bölüt ve (c) üçüncü 10 sn'lik bölüt.



Şekil 4.56 Hastanın apneye girdiği epok için, Fourier dönüşümü ve Welch yöntemleri ile, 10 sn'lik bölütler şeklinde elde edilen spektrumlar. (a) İlk 10 sn'lik bölüt, (b) ikinci 10 sn'lik bölüt ve (c) üçüncü 10 sn'lik bölüt.

Alt bant ayrışımı ve frekans spektrum analizleri, EMG sinyalinin 0-4 ve 4-8 Hz bileşenlerinin apnenin oluşması ile ilişkili olduğunu göstermektedir. Bu durumun üst solunum yolundaki kas aktivitesi ile ilişkili olduğu düşünülebilir. Nefes alma ile solunumla ilgili kaslar kasılarak üst solunum yolunda negatif basınç meydana getirir. Üst solunum yolu dilatör kasları kasılarak negatif basınca karşı denge sağlar ve solunumun devamı sağlanır. Eğer üst solunum yolundaki kas aktivitesinde değişiklikler meydana gelirse üst solunum yolu açık tutulamaz ve hasta apneye girer (Bkz. Bölüm 2.8.1.1). EMG sinyali çeneden alınmaktadır ve sinyalin bu bölgede üst solunum kas aktivitelerinden etkilenmesi muhtemeldir.

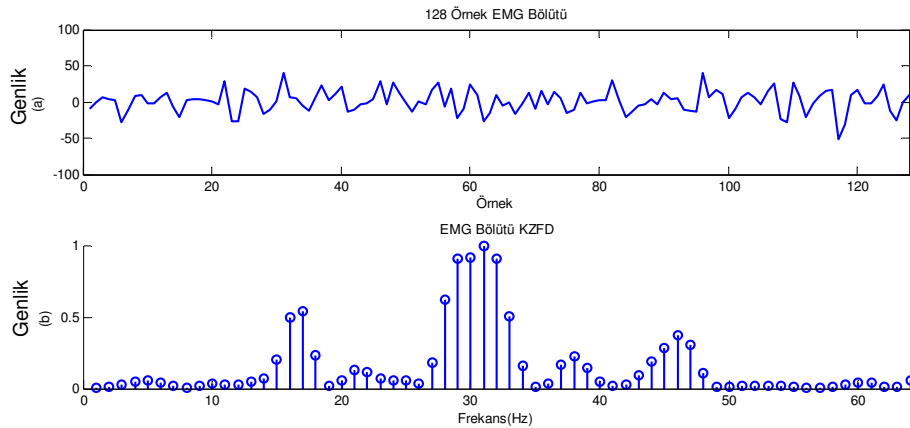
#### 4.3.2. EMG Sinyaline Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümünün Uygulanması

Uyku apnesi oluşmadan önce EMG alt bantlarının frekans bileşenlerindeki değişimler, 0-4 Hz ve 0-8 Hz alt bantlarında yoğunlaşmaktadır. Bir önceki kesimde uygulanan spektral analizlerde bölüt uzunluğunun kısalması ile frekans çözünürlüğünü arttırılmıştır. Düşük frekans bileşenlerindeki değişimin tam olarak hangi frekans değerinde olduğunun saptanabilmesi için sinyale kısa dönem analizi yapılması gerekir.

EMG sinyallerinin kısa dönemli analizi için KZFD kullanılmıştır. Sinyal kaydı örnekleme frekansı 200 Hz'dir ve 0-70 Hz bant aralığında filtrelenmiştir. İşlem kolaylığı sağlamak amacı ile sinyalin örnekleme frekansı 128 Hz'e indirgenmiştir. Bu durumda 1 sn'lik kayıt 128 örnek içermektedir. EMG sinyalinde 1 sn zaman diliminde oluşabilecek değişimlerin gözlenebilmesi için 128 örnekli bir Hamming pencere seçilmiştir. Kısa pencere seçimindeki diğer bir neden ise sinyalin geçici özelliklerinin belirlenebilmesidir.

128 örnekli pencere kullanıldığı için, KZFD ile elde edilen frekans spektrumu 0-64 Hz aralığındadır. 0-8 Hz bandında maksimum genlik değerinin hangi frekans bileşenine karşı geldiğini tespit etmek için, frekans spektrumu 1'e normalize edilmiştir. Böylece, EMG sinyalinde meydana gelen değişim ile 0-8 Hz frekans aralığında, frekansının 1 olması sağlanmıştır.

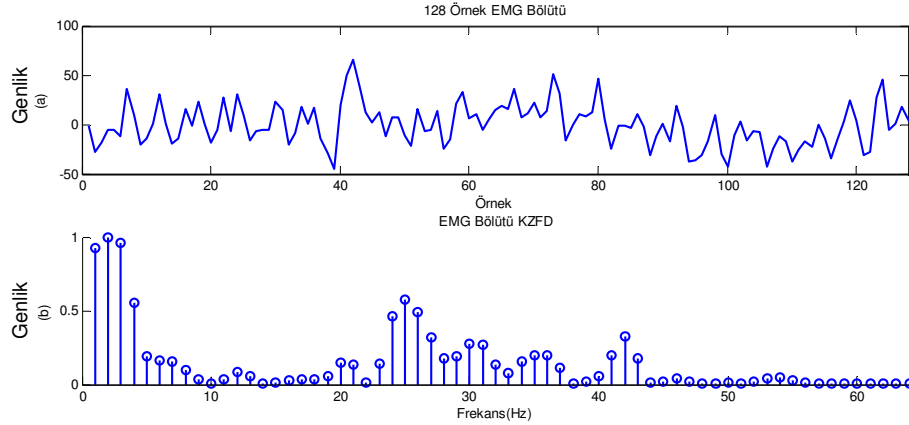
Bir epoğun 3840 örnek içerdiği analizde 128 örnekten oluşan pencere ile 64 örnek örtüşmeli olarak KZFD hesaplanmıştır. Bir epokta uygulanan toplam pencere sayısı 59'dur. Şekil.4.57.a'da solunumun düzenli olduğu apne öncesindeki bir epok için, tek bir penceredeki 128 örnek EMG verisi, Şekil.4.57.b'de EMG verisinin genliği 1'e normalize edilmiş KZFD görülmektedir. Normalize edilmiş genlik 31 Hz'de 1 değerindedir.



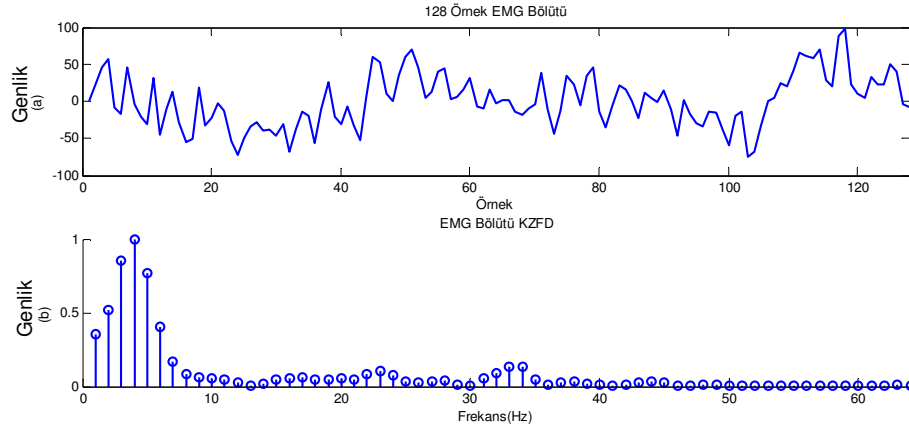
Şekil 4.57 Solunumun düzenli olduğu bir epoktaki, (a) tek bir penceredeki 128 örnek EMG verisi, (b) bu pencerenin KZFD dönüşümü.

Şekil 4.58'de, apneden 180 sn öncesindeki bir epok için tek bir pencereye ait 128 örnek EMG verisi ve KZFD görülmektedir. 20-40 Hz bandında spektral bileşenler gözlenmeye devam edilirken, spektrumu 0-4 Hz bandına kaymıştır. 2 Hz'de

normalize edilmiş genlik 1'dir. Şekil 4.59'da ise, apneden 30 sn öncesindeki bir epok için, tek bir pencereye ait 128 örnek EMG verisinin KZFD verilmiştir. Önceki şekilde görülen 20-40 Hz'deki spektral bileşenlerin genliği çok azalmıştır ve 4 Hz'de normalize edilmiş genlik 1'dir.



Şekil 4.58 Apnenin oluşmasından 180 sn önceki bir epokta, (a) tek bir penceredeki 128 örnek EMG verisi, (b) bu pencerenin KZFD dönüşümü.



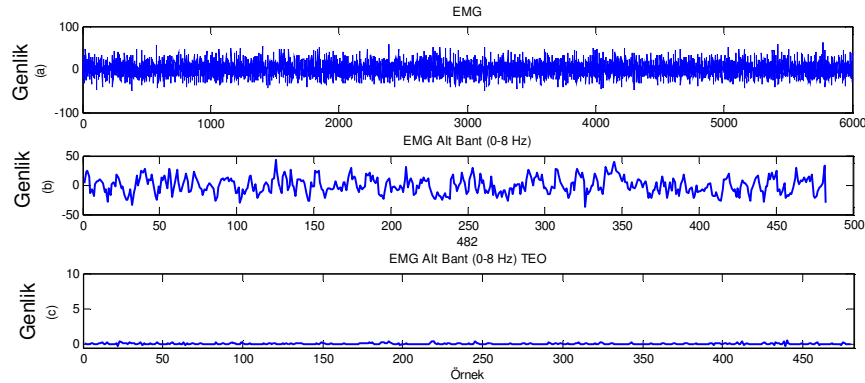
Şekil 4.59 Apnenin oluşmasından 30 sn önceki epokta, (a) tek bir penceredeki 128 örnek EMG verisi, (b) bu pencerenin KZFD dönüşümü.

Elde edilen sonuçlar EMG sinyalin alt bant frekans ayrışımı ve frekans analizi yapılarak, hastanın apneye gireceğinin öngörülebilir olacağını göstermektedir. Normalize edilen KZFD genliğinin, 0-8 Hz bandında 1 değerini alması hastanın apneye gireceğinin göstergesi olarak değerlendirilmiştir.

### 4.3.3. EMG Sinyaline Teager Enerji Operatörünün Uygulanması

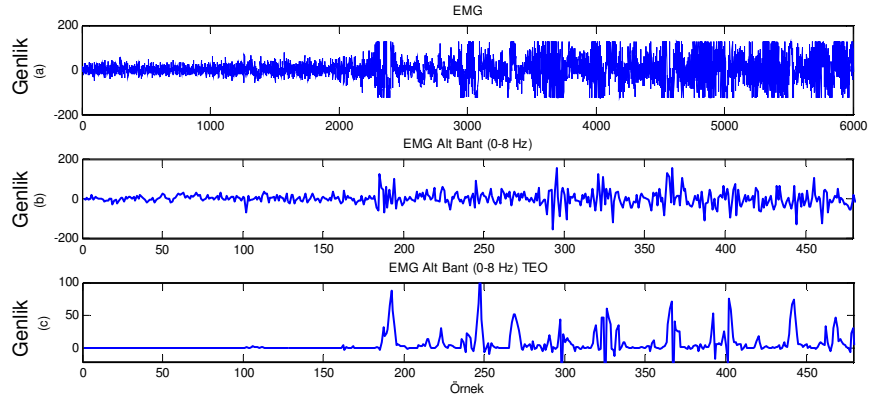
Uyku apnesinden önce EMG sinyalinin 0-8 Hz bandında meydana gelen frekans değişimleri, geçici özellikler şeklinde ortaya çıkmaktadır. TEO ile arka plana ait bileşenler zayıflatılarak, bu gibi geçici rejim özellikleri ortaya çıkartılabilir, bu şekilde kısa zamanlı frekans değişimleri belirgin bir şekilde gözlenebilir.

EMG sinyali ADD dönüşümü ile alt bantlarına ayrılmış ve 0-8 Hz frekans aralığına TEO uygulanmıştır. Solumunun tamamen düzenli olduğu bir epok için, dalgacık dönüşümünden sonra elde edilen 0-8 Hz EMG alt bandının TEO'den geçirilmiş hali Şekil 4.60'da görülmektedir. EMG sinyalinin durağan olduğu bu epokta TEO çıktısında gözlenen ani bir değişim yoktur. Şekil 4.61'de ise, apne oluşmasından 3 epok öncesindeki EEG kaydının dalgacık dönüşümünden sonra elde edilen 0-8 Hz alt bandının TEO'den geçirilmiş hali görülmektedir. Alt bantta gözlenen geçici değişimlere karşılık, TEO çıktısının hem ortalama değeri hem de genlik değerlerinde önemli miktarda artış görülmektedir.



Şekil 4.60 Solumunun düzenli olduğu bir epok için, (a) EMG kaydı, (b) ADD'den sonra elde edilen 0-8 Hz frekans bandı. (c) TEO çıktısı.

EMG sinyaline uygulanan TEO çıktısının genlik değerleri tüm epoklar için değerlendirildiğinde, hasta apneye girmeden önce genlik değerlerinde ortalamaya göre %50'den fazla artış olduğu gözlenmiştir. Bu şekilde bir genlik değerlendirmesi yapılarak EMG sinyaline uygulanan TEO ile hastada apne olacağı öngörülebilir.



Şekil 4.61 Apne oluşmasından 1 epok öncesinde, (a) C3A2 kanalına ait EEG kaydı, (b) ADD'den sonra elde edilen 8-16Hz frekans bandı. (c) TEO çıktısı.

#### 4.3.4. EMG Dalga Formu Analizi

Uyku apnesi öncesinde, EMG sinyalinin dalga formundaki değişmelerin değerlendirilmesi amacı ile dalga formu analizleri gerçekleştirilmiştir. Apne gerçekleşmeden önce, EMG'de nasıl değişiklikler olduğunu gözlemleyebilmek için, sinyalin enerjisi, SKO, ÖİF ve varyansı incelenmiştir.

EMG sinyalinin frekans analizinde, düşük frekans değerlerinde gözlenen yavaş değişimler ve ani oluşan genlik değişimleri sinyalin enerjisinden gözlemlenebilir. Bu nedenle, uyku apnesinin oluşması sırasında EMG sinyali enerjisindeki (E) değişimleri araştırılmıştır.

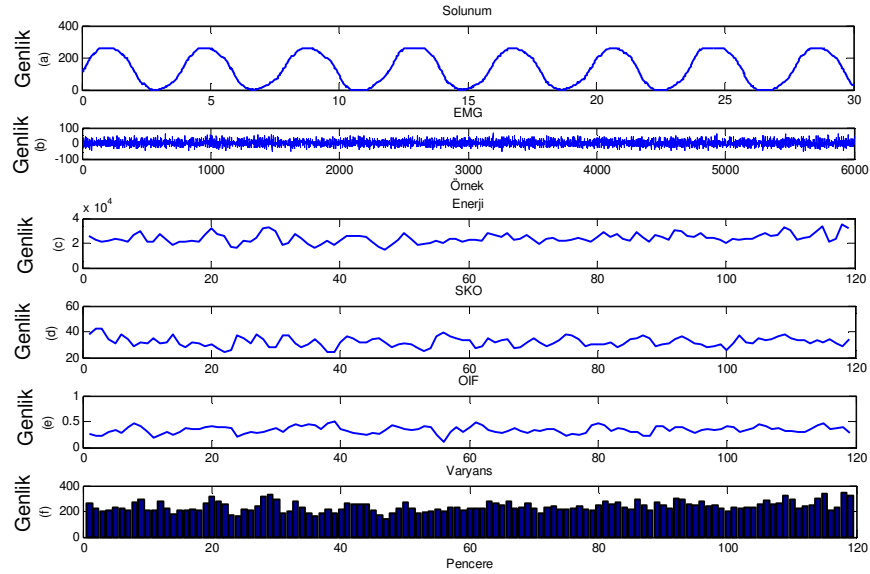
Sinyalin pozitif değerlerden negatif değerlere geçişinin ölçüsü olan SKO'nun, apne oluşumundan önce değişimi de incelenmiştir. Özellikle, pozitif değerlerden, negatif değerlere ani geçişler bu yöntem ile belirlenebilir.

EMG sinyali sinyalin durağanlığının apne oluşumu öncesinde nasıl değiştiğini belirleyebilmek için ÖİF hesaplanmıştır. Hesaplanan ÖİF 1'e normalize edilmiştir. Böylece, sinyal formu durağan olduğu sürece normalize edilmiş ÖİF'nun değeri 1'e yakın değerler alır, sinyalde meydana gelen ani değişimlerde ise normalize edilmiş ÖİF'nun değeri 1'den 0 değerine doğru değişir.

EMG sinyali kaydında örnekleme frekansı 200 Hz'dir ve 1 sn ve daha uzun zamanda oluşabilecek değişimlerin belirlenebilmesi için 200 örnekten oluşan sabit

pencere uzunluğu kullanılmıştır. Pencere EMG kaydı üzerinde 100 örnek örtüşmeli olarak kaydırılmıştır.

Şekil 4.62’de, solunumun düzenli olduğu bir epok için, enerji, SKO, ÖİF ve varyans hesaplamaları. ÖİF’nun genliği 1’e normalize edilmiştir. Tüm parametrelerde durağanlık gözlenmektedir.

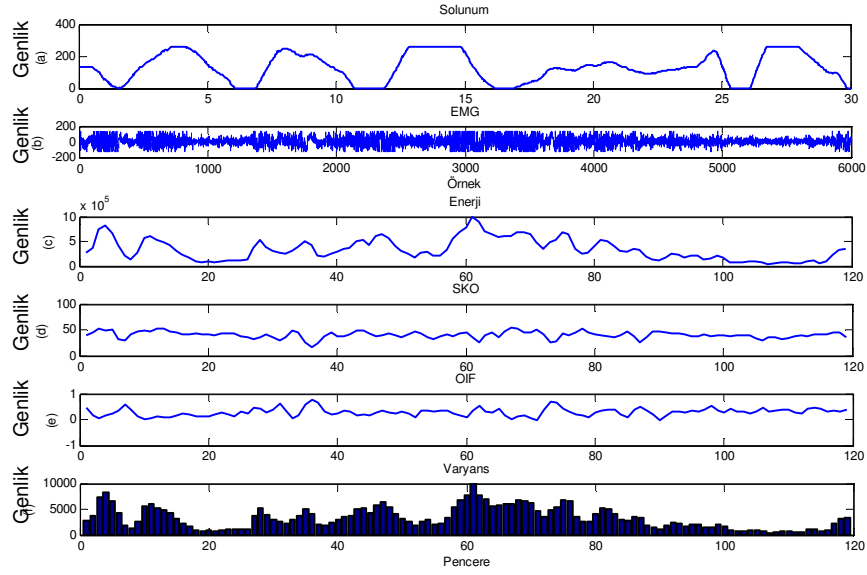


Şekil 4.62 Apne öncesinde solunumun düzenli olduğu bir epok için, (a) solunum, (b) EMG, (c) Enerji, (d) SKO, (e) ÖİF ve (f) varyans değişimleri.

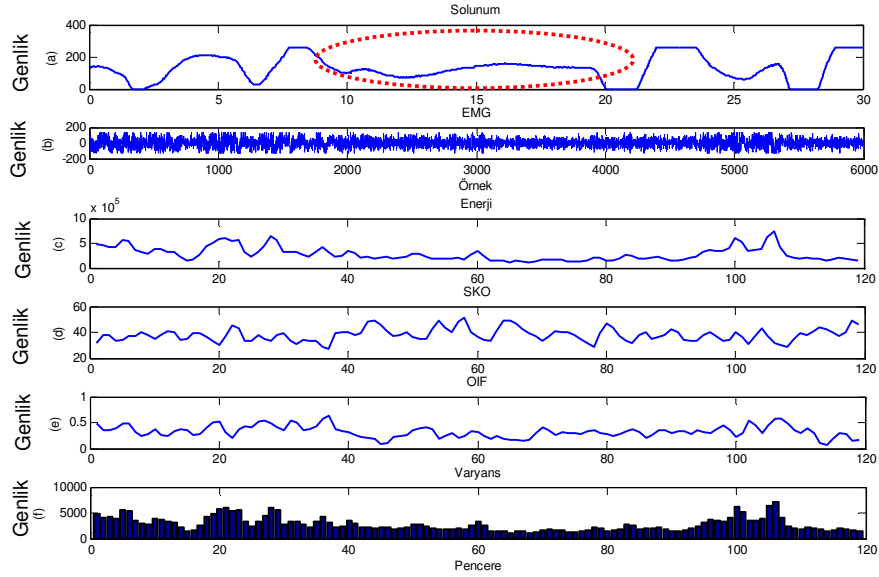
Şekil 4.63’de, bir apne oluşumundan 180 sn öncesindeki epok için yapılan analiz verilmiştir. Solunumda başlayan düzensizlikle birlikte EMG sinyalinde durağanlık kaybolmuştur. SKO ve ÖİF değerlerinde önemli bir değişim olmamasına rağmen EMG sinyalinin enerjisi ve varyansında önemli artışlar görülmektedir. Özellikle EMG’deki durağanlığın bozulduğu kısımlarda varyans değerleri bir önceki duruma göre, 20-50 kat artmıştır.

Şekil 4.64’de ise, apne oluşumunun görüldüğü epok için yapılan analiz verilmiştir. Solunum 10-20 sn aralığında kesilmekte ve apne gerçekleşmektedir. SKO ve ÖİF değerlerinde yine önemli bir değişim olmamasına rağmen, EMG sinyalinin varyansındaki değişim bu epokta da Şekil 4.60’da olduğu gibi gözlenmektedir.





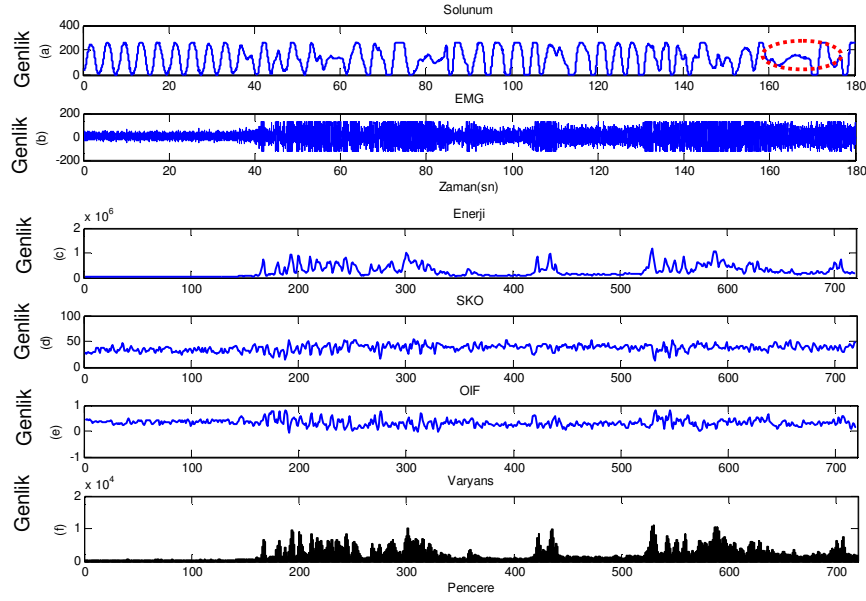
Şekil 4.63 Apne oluşumundan 180 sn önceki bir epok için, (a) solunum, (b) EMG, (c) Enerji, (d) SKO, (e) OİF ve (f) varyans değişimleri.



Şekil 4.64 Apnenin olduğu epok için, (a) solunum, (b) EMG, (c) Enerji, (d) SKO, (e) OİF ve (f) varyans değişimleri.

Şekil 4.65'de yukarıda incelenen epoklardaki tüm değişimlerin bir arada görülmesi için, solunumun düzenli olduğu andan başlayan ve apne oluşana kadar devam eden 6 epok için (180 sn) yapılan analiz görülmektedir. Şekil 4.65.f'de solunumdaki düzensizliğin başlamasıyla varyans değerindeki artış, apnenin

oluştugu zamana kadar devam etmektedir. SKO ve ÖİF değerlerinde ise solunumun bozulmasıyla başlayan değişimler yeteri kadar belirleyici değildir.



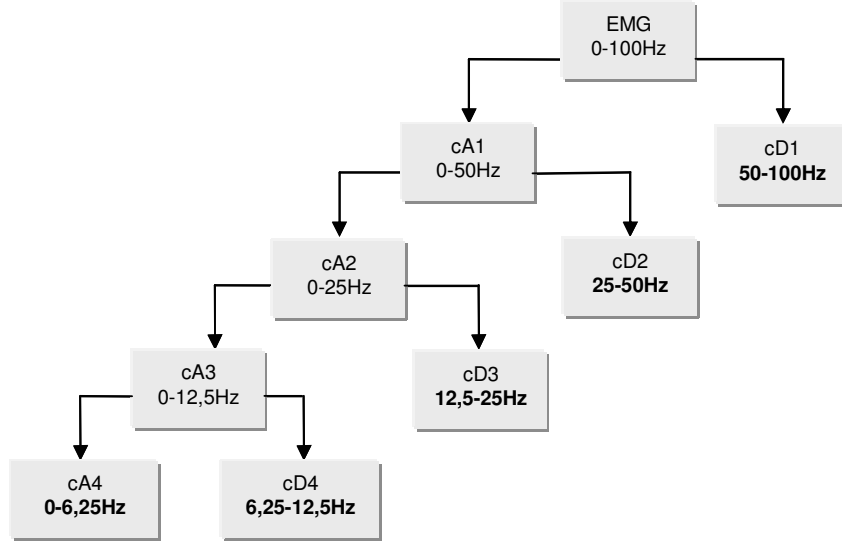
Şekil 4.65 Solunumun düzenli olduğu andan, apne oluşmasına kadar geçen 180 sn'lik analiz. (a) solunum, (b) EMG, (c) Enerji, (d) SKO, (e) ÖİF ve (f) varyans değişimleri.

EMG sinyalinin 1 saniyelik pencereleri üzerinden hesaplanan ve 0,5 sn olarak tüm veri üzerinde pencere kaydırılarak ilgili parametreler hesaplandığında, SKO ve ÖİF değerlerinde önemli bir değişim gözlenmemiştir. Ancak varyans değişimleri çok belirleyici olup solunumun düzenli olduğu epoklardaki varyans değerleri hasta apneye girmeden önce 20-50 kat artmaktadır. Sonuçta, EMG'nin varyans değerlerindeki artışın değerlendirilmesi ile hastada apne olacağı öngörülebilir.

#### 4.3.5. EMG Alt Bant Enerji İncelemesi

EMG sinyalinin alt bant ayrışımı, frekans analizi ve dalga formu analizlerinde elde edilen sonuçları sinyalin daha ayrıntılı olarak incelenmesi gereğini ortaya çıkarmıştır. Frekans analizinde sinyalin 0-8 Hz bandında gözlenen değişimlerle birlikte dalga formu analizlerinde görülen enerji değişiminin birlikte değerlendirilmesi için, EMG alt bantlarının enerjileri incelenmiştir. ADD dönüşümü ile elde edilen sinyal alt bantlarının, ED ve enerji değerleri hesaplanarak tüm sinyal üzerinden görülmeyen belirli bir frekans aralığında meydana gelen enerji değişimleri ortaya çıkarılabilir (Bkz. Bölüm 3.5.4.2).

Örnekleme frekansı 200 Hz olan EMG sinyali 4 seviyeli ayrıştırma ile alt bantlarına ayrılmıştır. İşlemin dalgacık ayrıştırma ağacı Şekil 4.66'da görülmektedir.

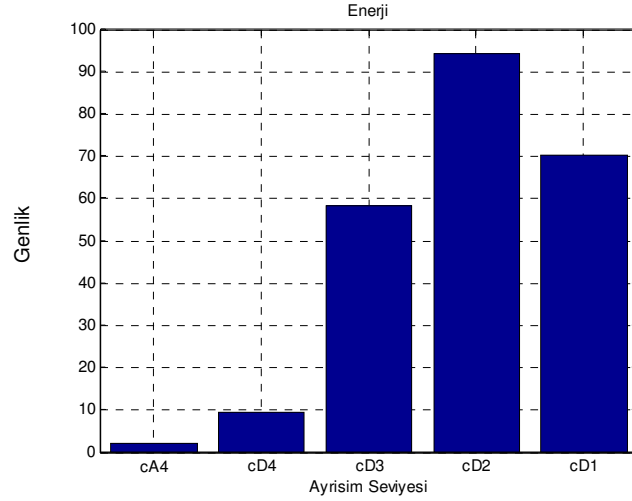


Şekil 4.66 200 örnekleme sıklığındaki EMG için dalgacık ayrıştırma ağacı.

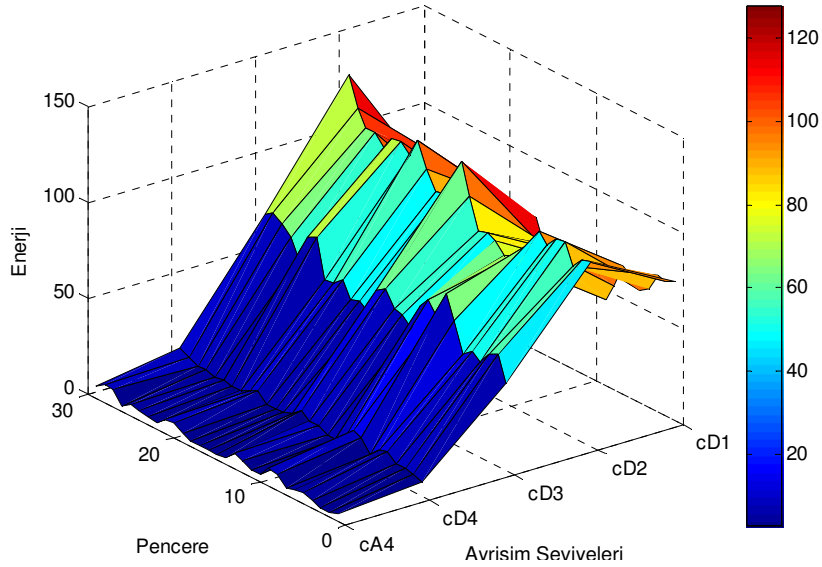
Enerji hesaplaması sinyalde ortaya çıkacak değişimleri belirlemek için, 400 örnekten oluşan sabit pencere ve örtüşmeli olarak 200 örnekten oluşan kayan bir pencere kullanılarak yapılmıştır. Her pencerede, her bir alt banda ait enerji Eş. 3.24, tüm pencerenin enerjisi ise Eş.3.25 kullanılarak hesaplanmıştır. Böylece 400 örnekten oluşan her bir pencerenin ayrıntılı enerji incelemesi yapılarak sinyalin tüm alt bantlarındaki enerji değişimleri aynı anda değerlendirilebilir.

Şekil 4.67'de, solunumun düzenli olduğu anda 1 epok için yapılan incelemedeki, sadece bir pencereye ait enerji değerleri verilmiştir. Şekil 4.68'de ise aynı epok için tüm pencereler üzerinden, enerjinin alt bantlarda değişimi gösterilmiştir.

Şekil 4.69'da, solunum ve EMG sinyali ile birlikte, Eş. 3.25 kullanılarak hesaplanan her bir penceredeki tüm alt bant enerjilerinin toplamı görülmektedir. Tüm pencerelerde enerji değerleri birbirine oldukça yakın değerleri içermektedir.



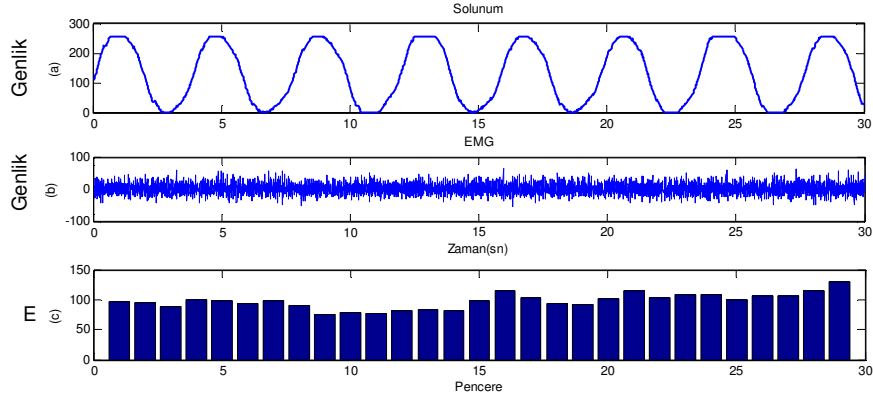
Şekil 4.67 Tek bir pencere için EMG alt bantlarının enerjileri.



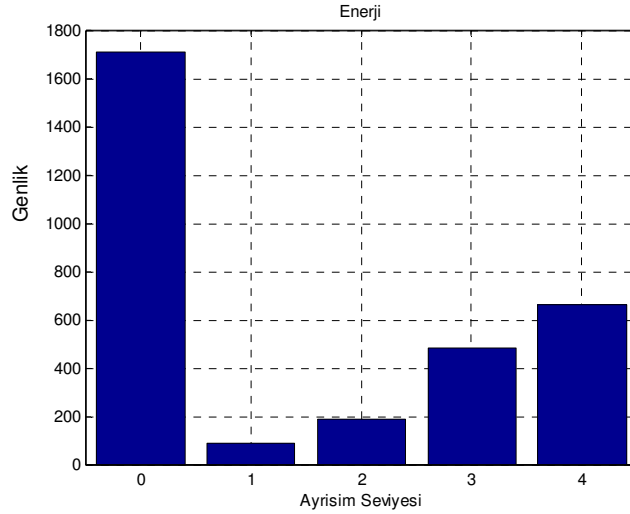
Şekil 4.68 Solunumun düzenli olduğu bir epoktaki tüm pencerelerdeki alt bant enerjilerinin değişimi.

Şekil 4.70'de, apne oluşumundan 180 saniye önceki bir epok için yapılan analizdeki, bir pencerenin alt bant enerjileri görülmektedir. Şekil 4.67 ile karşılaştırıldığında, tüm alt bant enerjilerinde bir artış gözlenmesine karşın, özellikle cA4 alt bandında görülen enerji değişiminde çok büyük farklılık vardır. Şekil 4.71'de aynı epok için yapılan analizdeki tüm pencerelerdeki alt bant enerjileri bir arada görülmektedir. Enerji değerleri epok başlangıcındaki pencerelerde düşük değerlere sahip iken, 10. pencereden sonra hızlı bir değişim

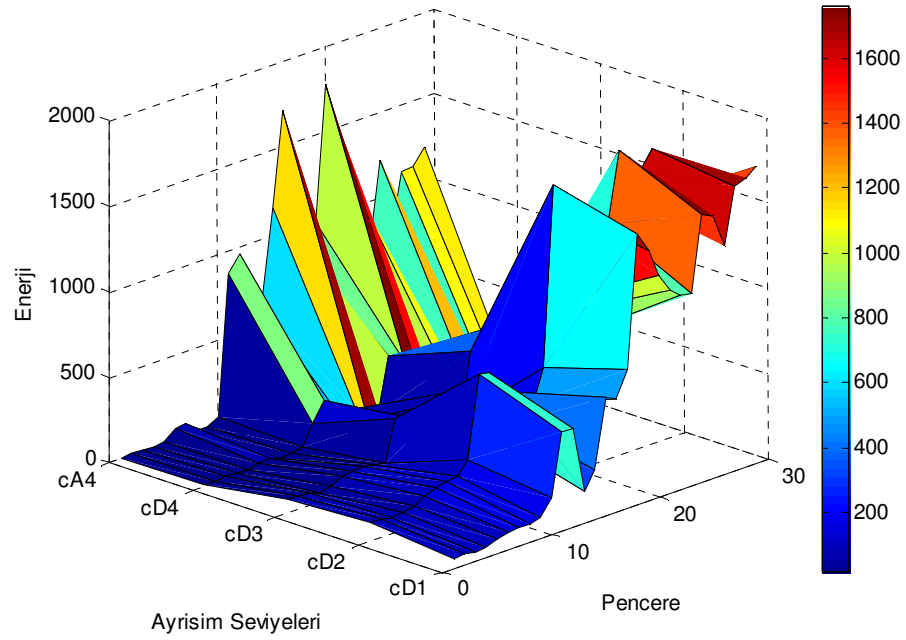
göstermektedir. Yine aynı epok için, her bir penceredeki toplam enerjinin değişimi Şekil 4.72' de verilmektedir.. Solunumun bozulmaya başlaması ile eş zamanlı olarak EMG sinyalinde gözlenen genlik değişimleri uygulanan pencereler üzerinden görülmektedir. 11. penceredeki ilk enerji sıçraması, 18. penceredeki ikinci bir enerji sıçraması ile devam etmektedir.



Şekil 4.69 (a) Solunum sinyali, (b) EMG, (c) her pencereye karşı gelen enerji değerleri.

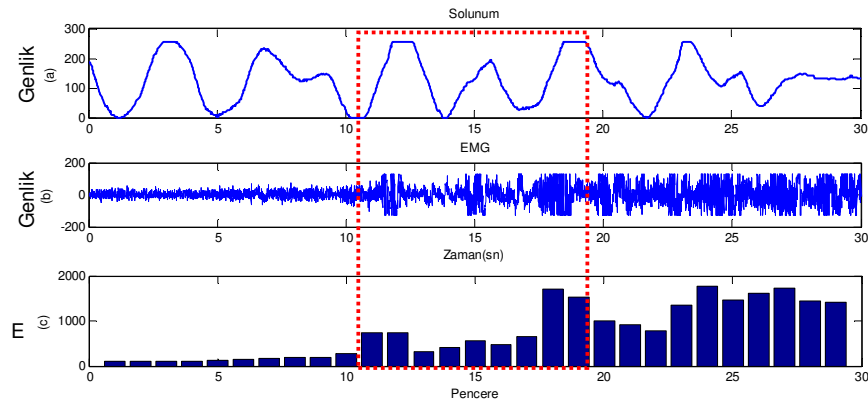


Şekil 4.70 Apne oluşmasından kısa bir süre önceki, bir epokdaki tek bir pencereye ait alt bant enerjileri.

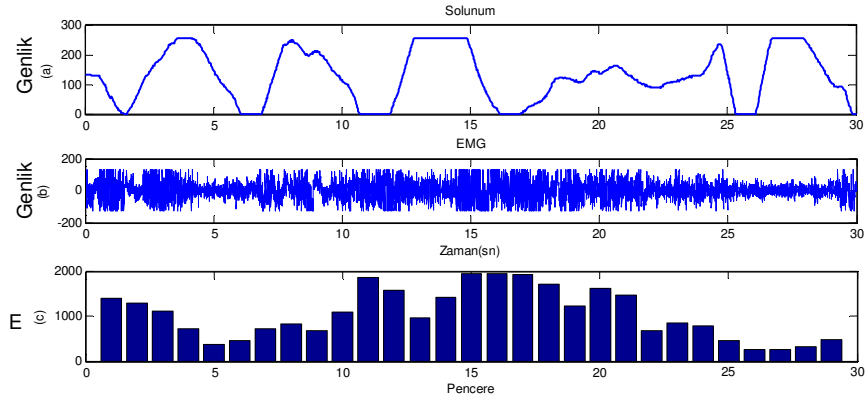


Şekil 4.71 Apne oluşmasından kısa bir süre önce, tüm pencerelerdeki alt bant enerjilerinin değişimi.

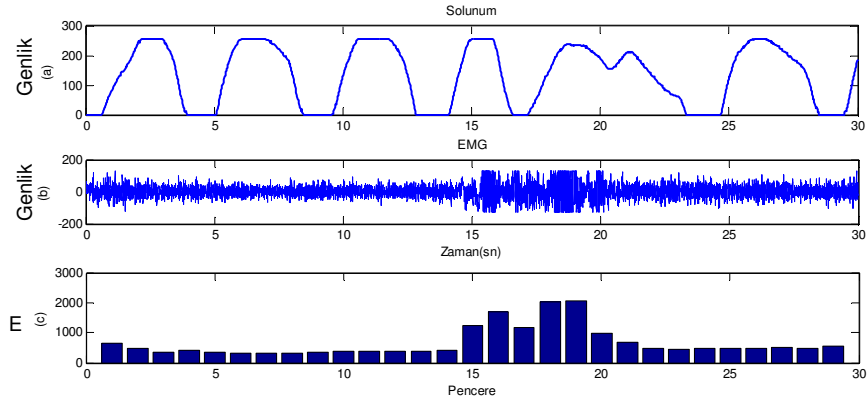
Şekil 4.72'de gösterilen epok devamında, apne gerçekleşinceye kadar her bir epoktaki enerji değişimleri sırasıyla, Şekil 4.73, Şekil 4.74, Şekil 4.75 ve Şekil 4.76'da gösterilmiştir. Apne oluşana kadar, her bir epoktaki EMG değişimine karşı, pencerelerin enerjileri aynı şekilde artmaktadır.



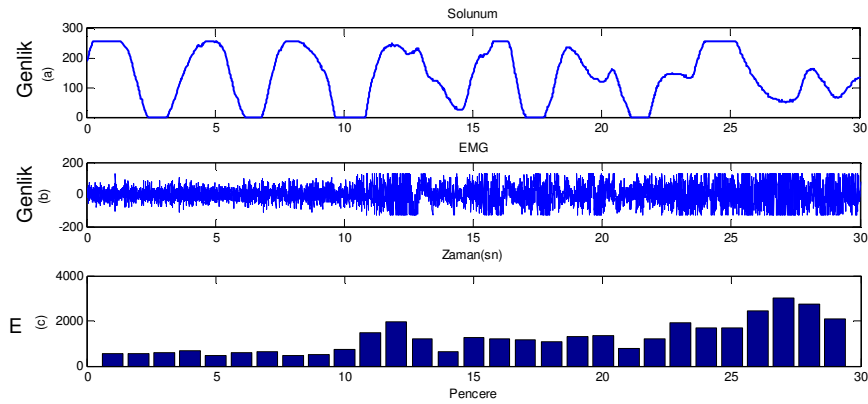
Şekil 4.72 (a) Solunum sinyali, (b) EMG, (c) her pencereye karşı gelen enerji değerleri.



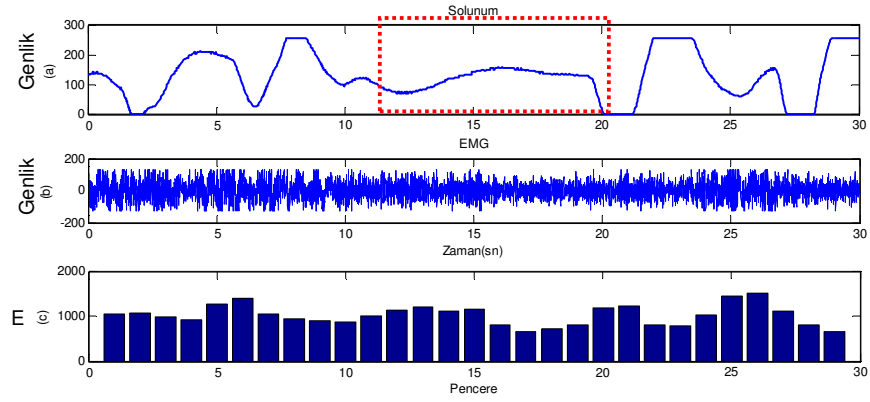
Şekil 4.73 Apne oluşumundan 120 sn öncesindeki epok için, (a) solunum sinyali, (b) EMG, (c) her pencereye karşı gelen enerji değerleri.



Şekil 4.74 Apne oluşumundan 60 sn öncesindeki epok için, (a) solunum sinyali, (b) EMG, (c) her pencereye karşı gelen enerji değerleri.

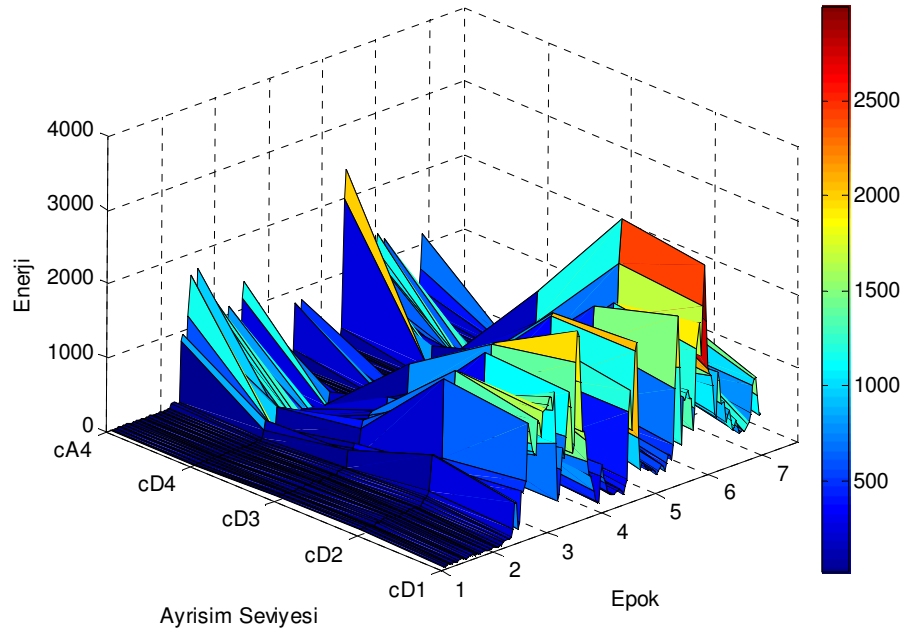


Şekil 4.75 Apne oluşumundan 30 sn öncesindeki epok için, (a) solunum sinyali, (b) EMG, (c) her pencereye karşı gelen enerji değerleri.



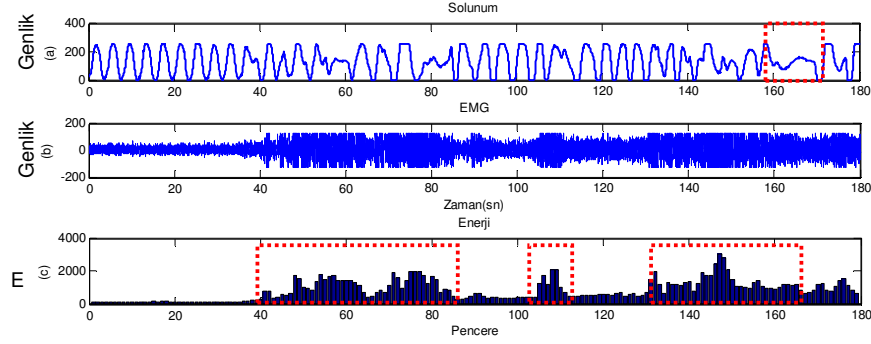
Şekil 4.76 Apnenin olduğu epok için, (a) Solunum sinyali, (b) EMG, (c) her pencereye karşı gelen enerji değerleri.

Yukarıda epok bazında verilen inceleme, 6 epoktan oluşan bir bütün olarak Şekil 4.77 ve Şekil 4.78'de verilmiştir. Şekil 4.77'de incelenen 6 epok için, her bir pencereye karşı gelen tüm alt bant enerjileri bir arada görülmektedir. Şekil 4.78'de ise, solunumdaki bozulma, EMG sinyalinin değişimi ve 6 epok için uygulanan 180 pencerenin enerji değişimi görülmektedir.



Şekil 4.77 Apne oluşumuna kadar incelenen 6 epok için, tüm alt bantların enerji değişimleri.





Şekil 4.78 Apne oluşumuna kadar incelenen 6 epok için, (a) solunum, (b) EMG, (c) tüm pencereleere ait enerji değerleri.

EMG sinyalinde apne oluşmasından önce 0-8 Hz bandında belirlenen frekans değişimi ve dalga formu analizinde elde edilen enerji değişimleri, alt bant enerjilerinin analizi ile elde edilen sonuçlar ile tamamen uyumludur. Solunumun düzenli olduğu epoklardaki alt bant enerjileri ile, tüm pencere üzerinden hesaplanan toplam enerji değerleri, hasta apneye girmeden önce çok büyük miktarlarda artmaktadır. Sonuçta, toplam enerjideki artış değerlerine bağlı olarak, hastanın apneye gireceği öngörülebilir.

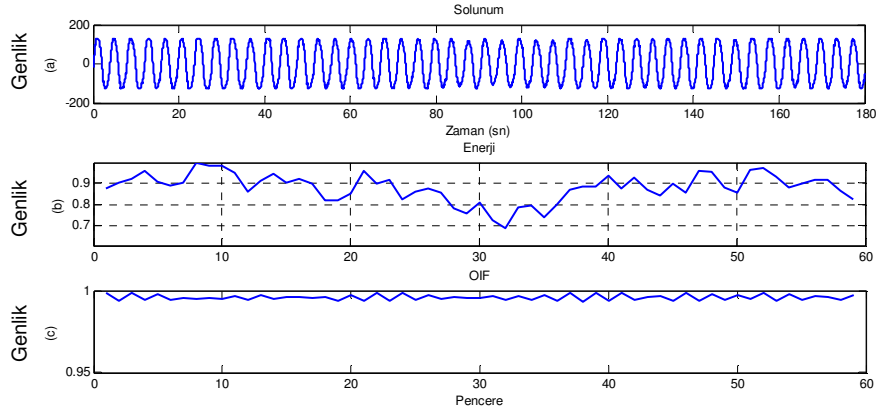
#### 4.4. Solunum Analizi

Bütün hastalarda yapılan çalışmalardaki verilerin incelenmesi sırasında, hastaların apneye girmesinden kısa bir süre önce, solunum sinyali formunda kısa dönem değişimleri gözlenmiştir. Bu değişimin belirlenmesi durumunda, hastanın apneye gireceği zaman daha önceden belirlenebilir.

Çalışmalarda incelenen solunum sinyali, ağız ve burundaki hava akımını göstermektedir. Sinyalin örnekleme frekansı 50 Hz'dir, dolayısıyla 30 sn'lik bir epokta 1500 örnek vulunmaktadır. Solunum düzenli olduğu sürece, sinyal periyodik bir form göstermektedir. Solunum sinyalinin periyodikliği, sinyalin enerjisi ve ÖİF hesaplanarak değerlendirilebilir. Solunum düzenli olduğu sürece, sinyalin enerjisi ve ÖİF aynı zaman aralıklarında benzer değerlere sahiptir. Solunum sinyali apne oluşumundan önce bozulmaya başladığında ise, enerji ve ÖİF değerleri değişmektedir. Hasta kayıtları incelendiğinde, solunum düzenli iken 30 sn'lik bir epokta ortalama 8 kez nefes alıp verme gerçekleşmektedir. Bu durumda, solunum frekansı ortalama 0,2-0,3 Hz, solunum periyodu ise 3-5 sn'dir. Bu değerler kullanılarak, enerji ve ÖİF, 300 örnekten (6 sn) oluşan sabit pencere üzerinden

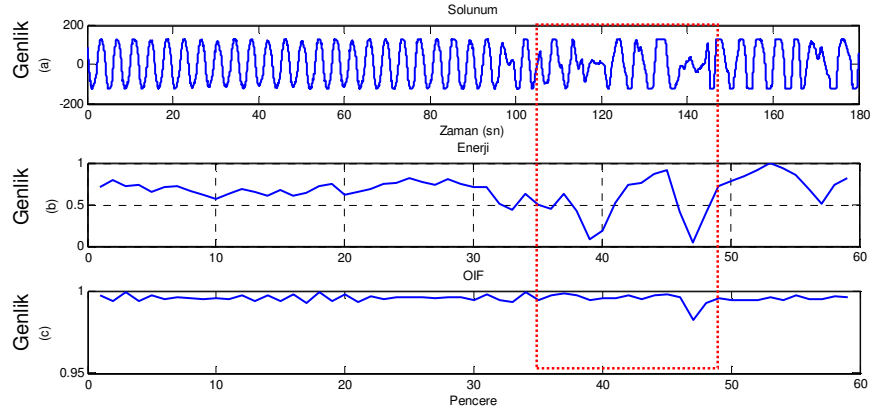
hesaplanmış ve örtüşmeli olarak sinyal üzerinde kayan 150 örneklik (3 sn) pencere kullanılmıştır. Böylece solunum periyodunda oluşabilecek değişimler belirlenebilmektedir. Değişimlerinin epoklar arasında belirleyici olması için enerji ve ÖİF 1'e normalize edilmiştir.

Şekil 4.79'da solunumun düzenli olduğu 6 epok için yapılan analiz görülmektedir. Solunumun tamamen düzenli olduğu aralıkta, normalize edilmiş enerji 0,7–1 arasında değişirken, ÖİF değerleri 1'e oldukça yakındır. Bu kaydı takip eden 6 epok için yapılan analiz Şekil 4.80'de görülmektedir. Solunumun bozulması ile birlikte, normalize edilmiş enerji değerlerinde ani değişimler başlamakta ve değerler 0-1 arasında değişmektedir. ÖİF değerlerinde ise, enerjinin sıfıra yaklaştığı kısımda ani değişim görülmektedir. Şekil 4.81'de Şekil 4.80'deki kaydın devamındaki 6 epok için yapılan analiz görülmektedir. Bu şekilde apne oluşana kadar, enerji ve ÖİF değişimleri devam etmektedir.

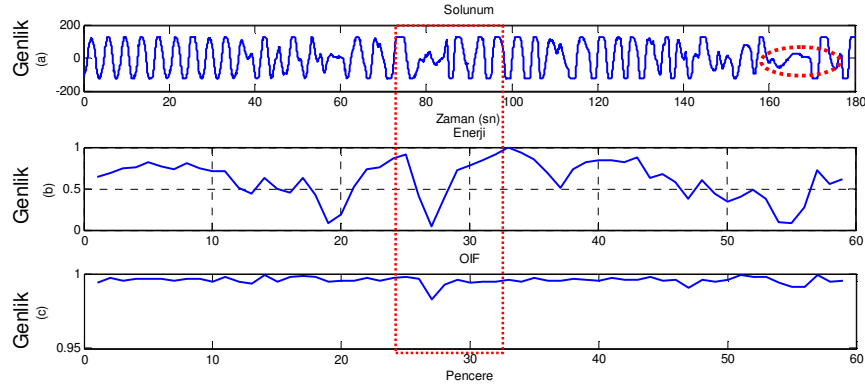


Şekil 4.79 Solunumun düzenli olduğu 6 epok için, (a) solunum sinyali, (b) sinyal enerjisi, (c) sinyalin ÖİF değerleri.

Sonuç olarak, apne öncesinde solunum sinyalinin bozulmasıyla eş zamanlı olarak, enerji ve ÖİF değerleri önemli oranlarda değişmektedir. Bu parametreler üzerinden yapılacak değerlendirme ile apnenin gerçekleşme anı öngörülebilir.



Şekil 4.80 Şekil 4.66'daki kaydın devamındaki 6 epok için, (a) solunum sinyali, (b) sinyal enerjisi, (c) sinyalin ÖİF değerleri.



Şekil 4.81 Şekil 4.67'daki kaydın devamındaki 6 epok için, (a) solunum sinyali, (b) sinyal enerjisi, (c) sinyalin ÖİF.

#### 4.5. Sinyal Parametrelerinin Sınıflandırılması ve Öngörü Katsayıları

Bu kısımda, yapılan incelemeler sonucunda elde edilen sinyal parametrelerinin sınıflandırma sonuçları verilmiştir. İncelenen her bir sinyal için, apne oluşumundan önce sinyalin değişim parametreleri uygulanan yöntemler ile belirlenmiştir. Belirlenen parametreler tüm hasta kayıtları için incelenmiş ve hastaya göre oluşabilecek değişimler normalize edilmiştir. Böylece geliştirilen yöntemin tüm hasta kayıtlarına uygulanabilirliği sağlanmıştır.

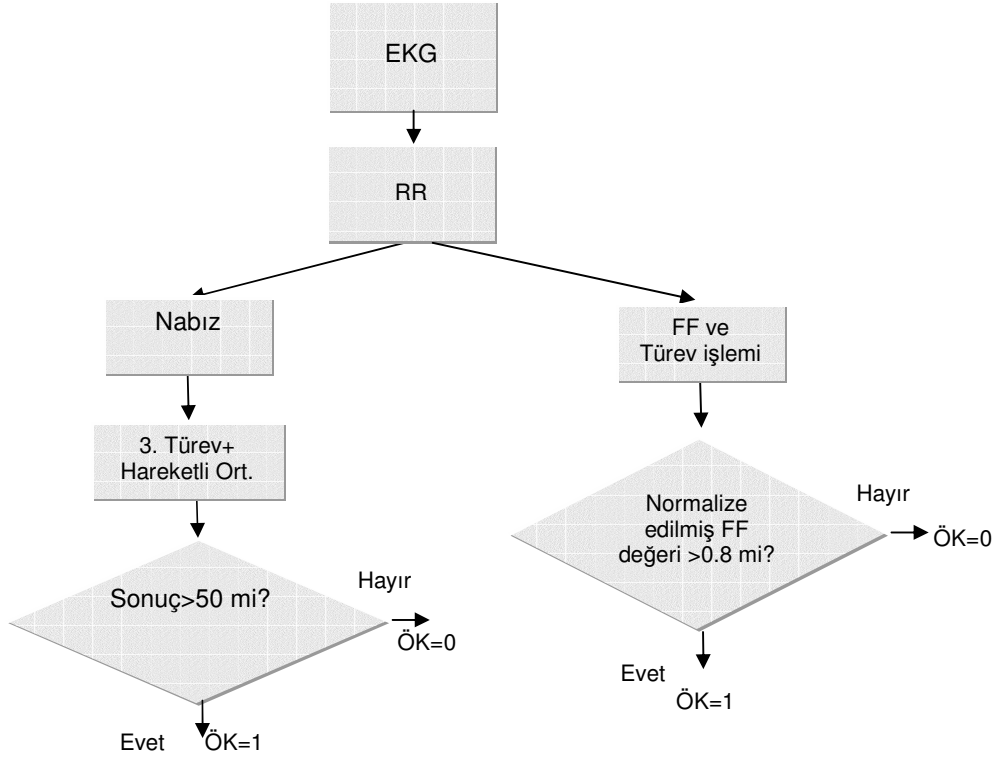
Bir hastanın tüm uyku kaydı incelenerek, değerlendirme kriterlerine göre, her bir parametre için, bir "öngörü katsayısı" (ÖK) oluşturulmuştur. Öngörü katsayıları, her sinyal için belirlenen parametre ve yöntem için ayrı ayrı oluşturularak, toplam öngörü katsayısına ulaşılmıştır. EKG, EEG, EMG ve solunum sinyaline ait toplam

8 adet ÖK elde edilmiştir. Uyku kaydı, uzman hekimler tarafından, 30 sn'den oluşan epoklar şeklinde değerlendirilmektedir, bu nedenle, elde edilen ÖK değerleri yine her bir epok için oluşturulmuştur.

Parametrelerin sınıflandırılması ve ÖK'larının elde edilmesinde çoklu karar ağacı (multiple decision tree) kullanılmıştır.

#### 4.5.1. EKG Sinyali Öngörü Katsayıları

EKG sinyali için belirlenen parametreler ve öngörü katsayıları elde edilirken kullanılan akış diyagramı Şekil 4.82'de görülmektedir. Öncelikle, polisomografi kaydından elde edilen EKG sinyalinden, RR aralıkları bulunur. Buradan dakikadaki kalp atım sayısı (nabız) belirlenir ve hastalar arası normalizasyonun sağlanması için değerlerin 3.derece türevi ve hareketli ortalaması alınır. Sonuç değer 50'den büyükse, ilk ÖK'nin değeri "1", değilse "0" olarak belirlenir. Diğer taraftan FF hesaplanarak, 5.derece türev uygulaması yapılır ve normalize edilmiş FF değeri 0,8'den büyük ise, ikinci ÖK'nin değeri "1", değilse "0" olarak belirlenir ve elde edilen ÖK değerleri, değişimin olduğu epok indeksine yazılır.

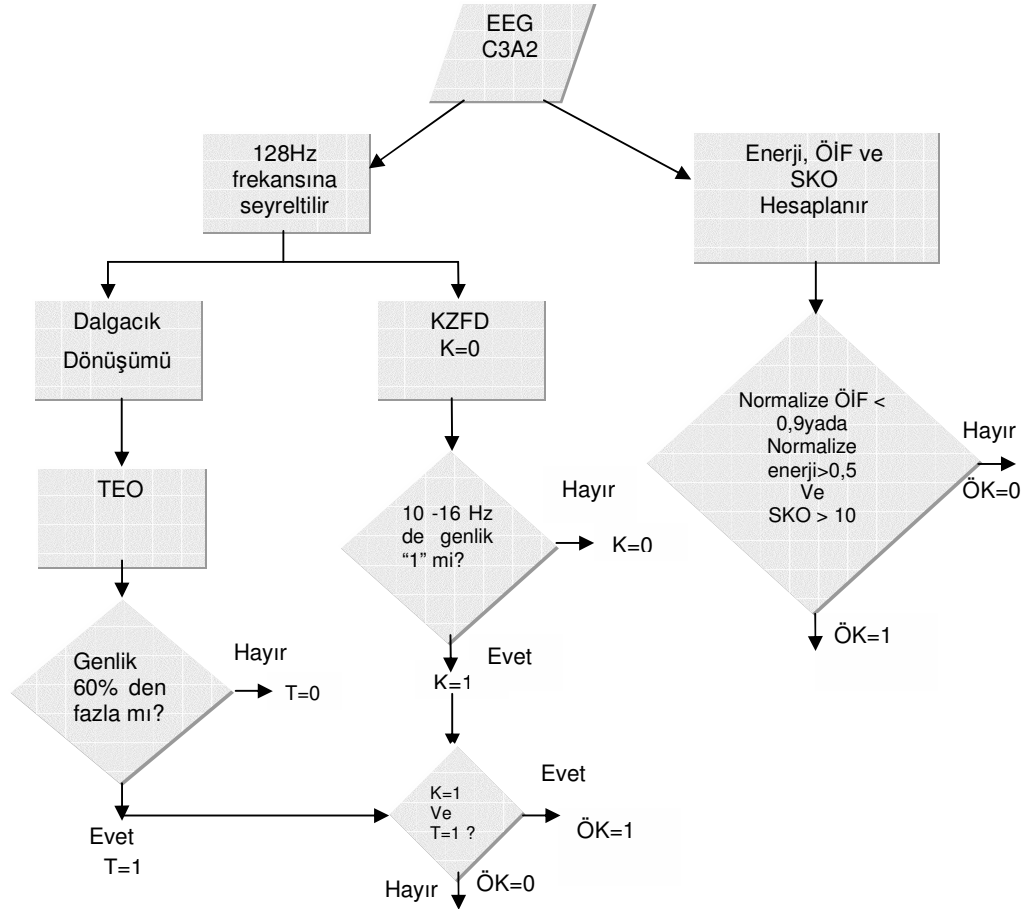


Şekil 4.82 EKG sinyal parametreleri ve öngörü katsayılarının oluşturulması.

ÖK elde edilirken kullanılan nabız parametresindeki 50 ve FF' deki 0,8 değerleri, ön inceleme yapılan 20 OSA hastasında apne oluşumundan önceki parametelerin ortalama değerlerdir.

#### 4.5.2. EEG Sinyali Öngörü Katsayıları

EGG sinyali için belirlenen parametreler ve öngörü katsayılarının elde edilirken kullanılan akış diyagramı Şekil 4.83'de görülmektedir.



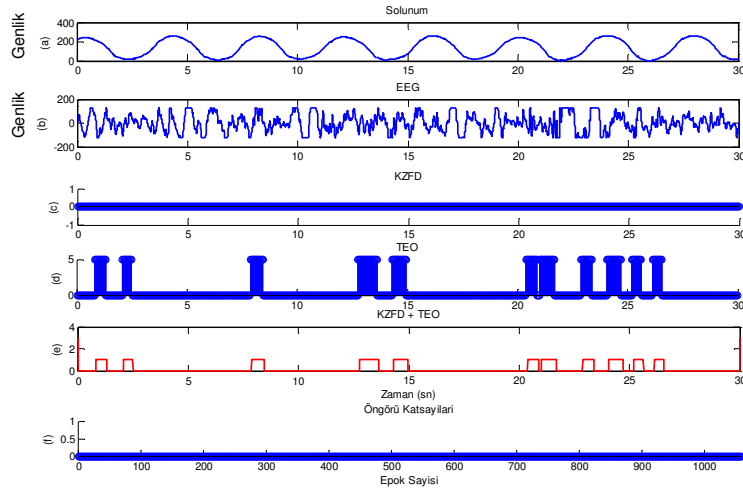
Şekil 4.83 EEG sinyal parametreleri ve öngörü katsayılarının oluşturulması

Polisomnografi kaydından elde edilen C3 kanalı, A2 kanalı referans olacak şekilde açılarak EEG sinyali elde edilir. Birinci ÖK, KZFD ve TEO kullanılarak elde edilmiştir. Bunun için sinyal önce 128 örnekleme sıklığına indirgenir. Sinyalin KZFD hesaplanırken, diğer yandan dalgacık dönüşümü ile alt bant ayrışımı yapılarak ilgili alt banda TEO uygulanır. Normalize edilmiş KZFD genliğinin 10-16 Hz bölgesinde "1" olduğu durum ile 8-16 Hz alt bandına uygulana TEO çıktısı

genliğinin %60'dan büyük olduğu durumda, ÖK "1", iki koşuldan biri ya da ikisinin birden sağlanmadığı durumda ÖK "0" değerini alır.

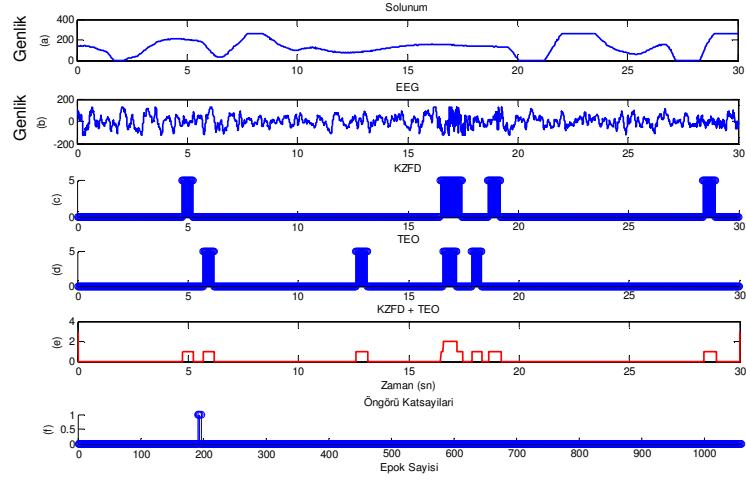
ÖK elde edilirken kullanılan normalize ÖİF parametresindeki 0.9, normalize enerji parametresindeki 0,5 ve SKO'nun 10 değerleri, ön inceleme yapılan 20 OSA hastasında apne oluşumundan önceki parametelerin ortalama değerlerdir.

Tek epok için yapılan analiz sonucunda, Şekil 4.84'de, iki koşulun birden sağlanmadığı, Şekil 4.85'de ise apne gerçekleşen bir epokta, iki koşulun birden sağlandığı çıktı örneği verilmiştir. Aynı hastanın 10 epok aralığında hekim tarafından skorlanan apneler ve elde edilen öngörü katsayıları, Şekil 4.86'de gösterilmiştir.

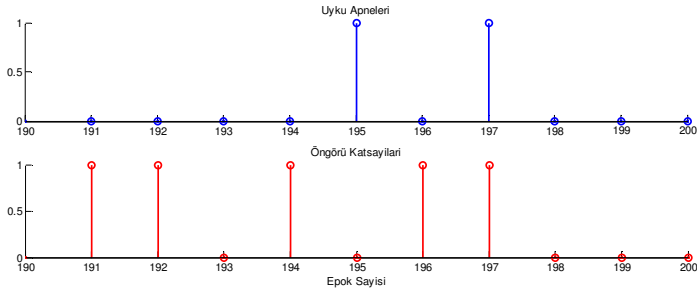


Şekil 4.84 EEG sinyali KZFD ve TEO çıktıları ile ÖK değerleri "1" olmadığı koşulu gösteren sinyal değerleri ÖK=0 değerini alır.

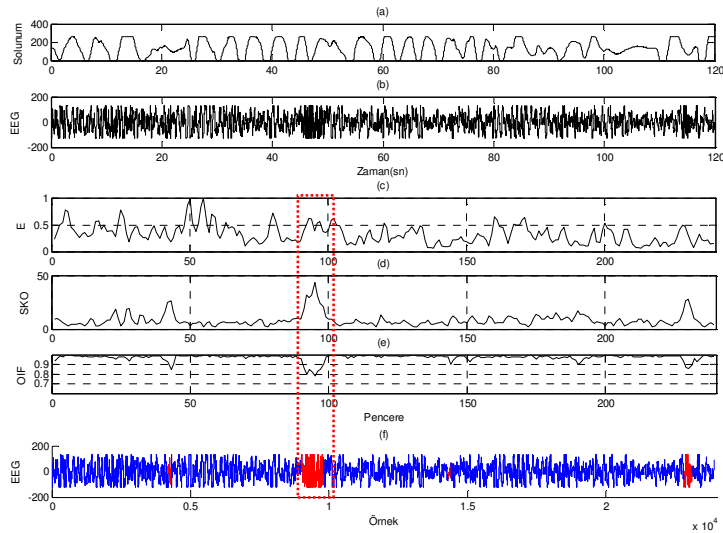
EEG sinyalinden ikinci ÖK elde edilirken önce 200 örnekleme sıklığındaki C3A2 EEG kaydının enerjisi, ÖİF ve SKO hesaplanır. Belirlenen parametreler doğrultusunda, normalize edilmiş ÖİF değerinin 0,9'dan küçük olduğu ya da normalize enerji değerinin 0,5'den büyük olduğu durumda ÖK=1 değerini alır. İki koşulun birden sağlanmadığında ÖK=0 değerini almaktadır. 4 epokluk bir analiz için elde edilen sonuç, Şekil 4.87'de gösterilmiştir. Şekil 4.87.f'de ÖK değerinin 1 olduğu durumlarda EEG kaydı kırmızı renk ile belirtilmiştir.



Şekil 4.85 EEG sinyali KZFD ve TEO çıktılarının her ikisinin “1” olduğu ( $\text{ÖK}=1$ ) ve olmadığı diğer durumları gösteren grafik ( $\text{ÖK}=0$ ).



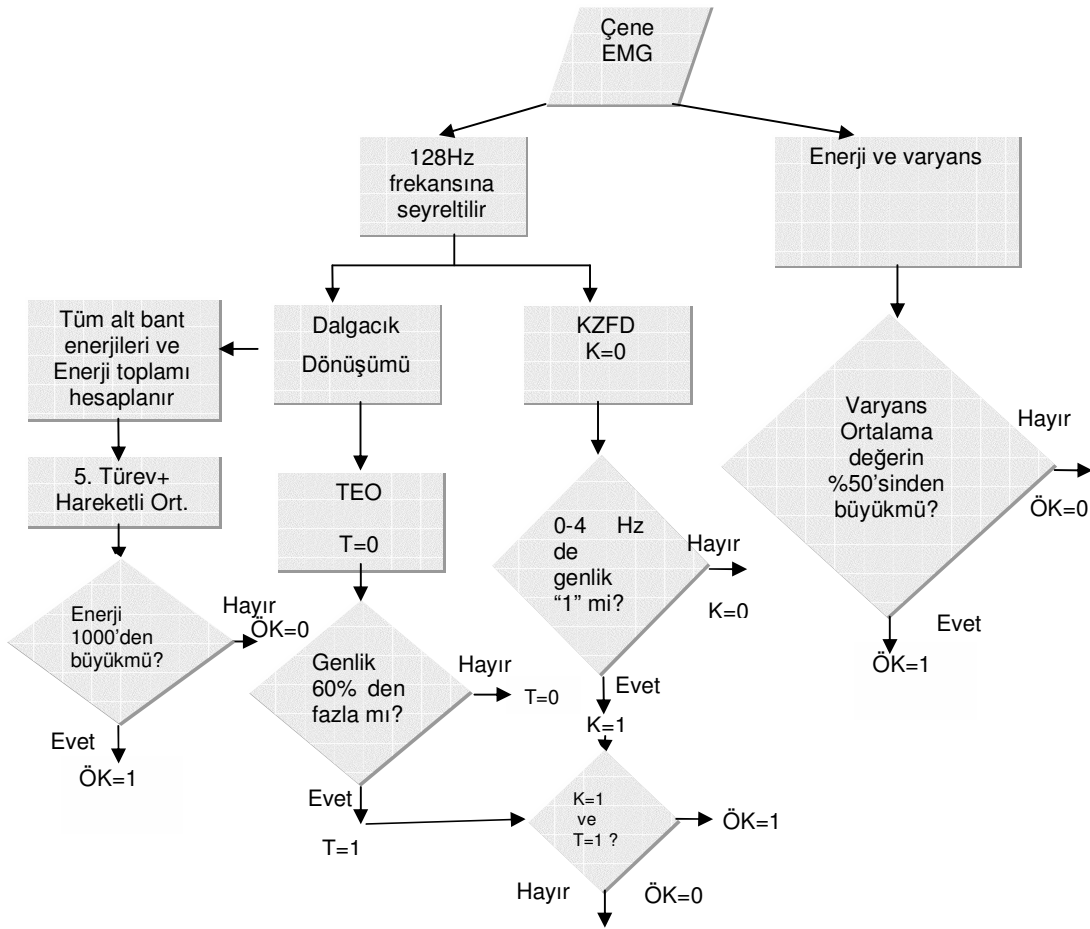
Şekil 4.86 10 epok EEG sinyali için yapılan analizde, hekim tarafından skorlanan apneler (üstte), elde edilen  $\text{ÖK}$  değerleri (altta).



Şekil 4.87 EEG sinyali enerjisi, SKO ve ÖİF kullanılarak elde edilen  $\text{ÖK}$  gösterimi. (a) solunum, (b) EEG, (c) enerji, (d) SKO, (e) ÖİF ve (f)  $\text{ÖK}=1$  olduğu durumda, kırmızı renk ile gösterilen EEG kaydı.

### 4.5.3. EMG Sinyali Öngörü Katsayıları

Şekil 4.88'deki akış diyagramında çeneden alınan EMG sinyali öngörü katsayıları için kullanılan parametreler ve öngörü katsayılarının belirlenmesi gösterilmiştir. Bu çalışmada EMG sinyalinden 3 adet ÖK elde edilmiştir. Birinci ÖK, KZFD ve TEO kullanılarak elde edilmiştir. Bunun için sinyal önce 128 örnekleme sıklığına indirgenmiş ve sinyalin dalgacık dönüşümü ile alt bant ayrışımı yapılmıştır. 0-4 Hz alt bandına, KZFD ve TEO uygulanmıştır. Normalize edilmiş KZFD genliğinin "1" olduğu durum ile TEO çıktı genliğinin, %60'dan büyük olduğu durumda, ÖK "1", iki koşuldan biri ya da ikisinin birden sağlanmadığı durumda ÖK "0" değerini almıştır.



Şekil 4.88 EMG sinyal parametreleri ve öngörü katsayılarının oluşturulması.

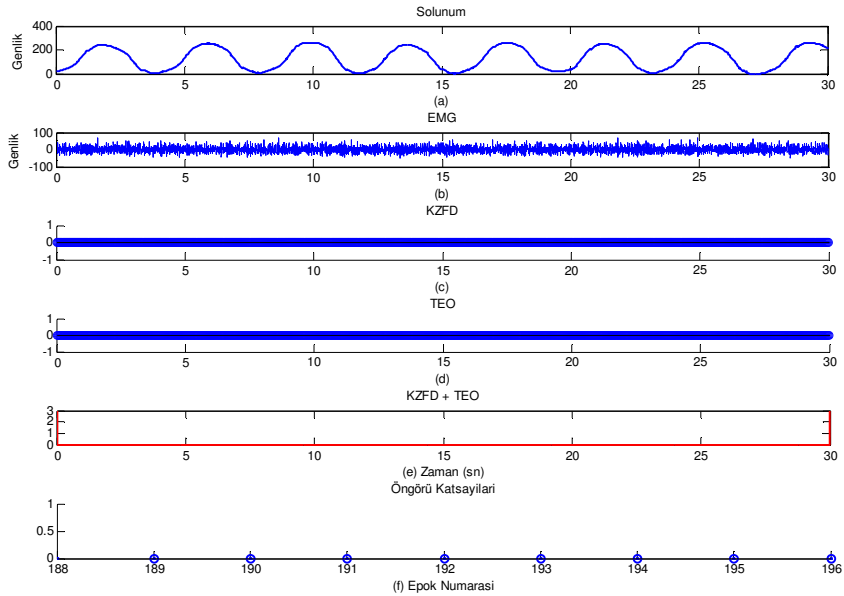
İkinci ÖK, EMG alt bantlarının enerjilerinin değerlendirilmesi ile elde edilmiştir. 4.seviye dalgacık ayrışımı ile elde edilen, her bir alt bant enerjisi ve toplam enerji hesaplanmıştır. Tüm hastalarda standardizasyon sağlanması için, toplam enerji değerinin 5.dereceden türevi ve hareketli ortalaması alınmıştır. Böylece tüm hasta



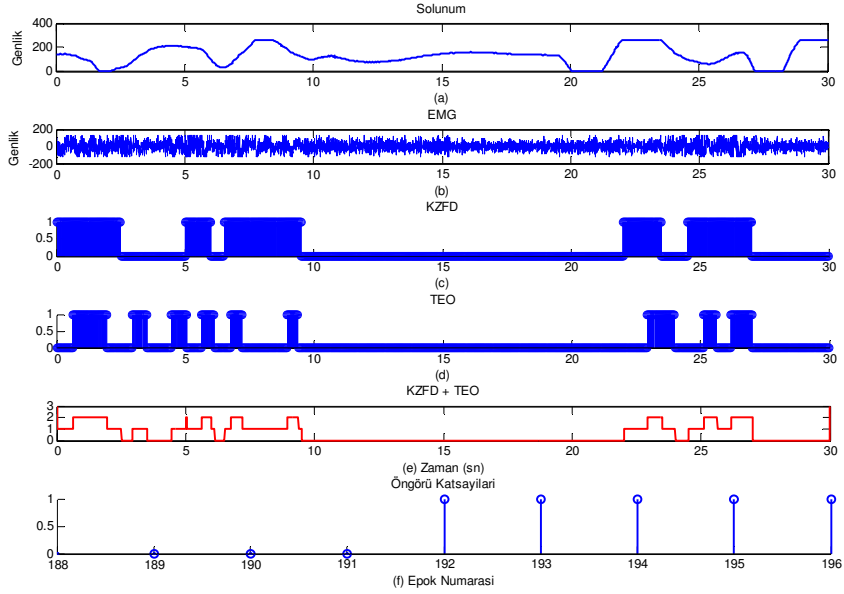
kayıtlarında, alt bant enerji değişimleri için eşik değeri belirlenmiştir. Enerjideki değişime bağlı olan eşik değerinin 1000'den büyük olması durumunda  $\ddot{O}K=1$ , koşulun sağlanmadığı durumda ise  $\ddot{O}K=0$  değerini almıştır.

Üçüncü  $\ddot{O}K$ , 200 örnekleme sıklığındaki EMG kaydının enerji ve varyans değişimleri incelenerek belirlenmiştir. Varyans parametresindeki değişim, tüm hastalarda incelenerek, varyans değerinin, inceleme yapılan epok ortalama varyansının %50'sinden fazla değiştiği durumda  $\ddot{O}K=1$ , koşulun sağlanmadığı durumda ise  $\ddot{O}K=0$  değerini almaktadır.

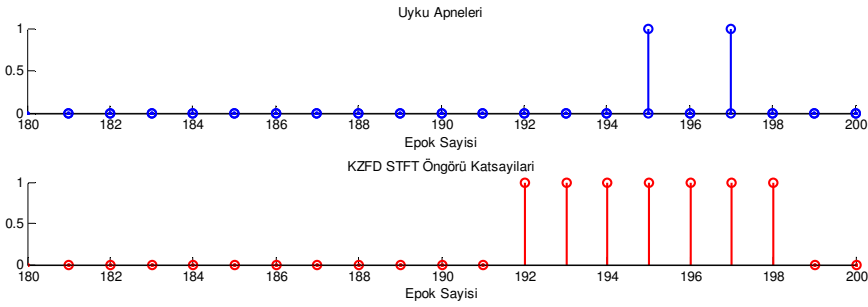
Bir epok için yapılan analiz sonucunda, iki koşulun birden sağlanmadığı durum, Şekil 4.89'da, iki koşulun birden sağlandığı durum ise Şekil 4.90'da ise apne gerçekleşen bir epokta,. Aynı hastanın 20 epok aralığında hekim tarafından skorlanan apneler ve elde edilen öngörü katsayıları, Şekil 4.91'de gösterilmiştir.



Şekil 4.89 EMG sinyali KZFD ve TEO çıktılarının ikisinin de "1" olmadığı koşul durumu ( $\ddot{O}K=0$  değerini almaktadır).



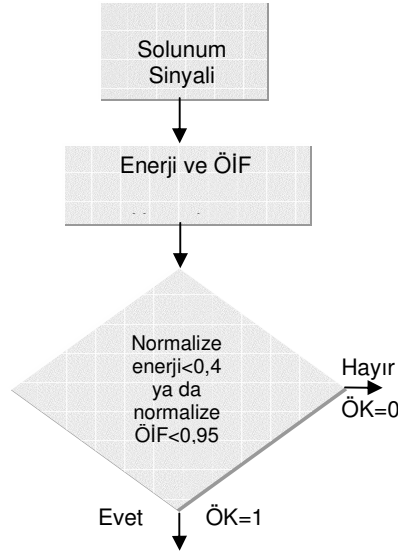
Şekil 4.90 EMG sinyali, KZFD ve TEO çıktılarının her ikisinin “1” olduğu koşul durumu.



Şekil 4.91 20 epok EMG sinyali için yapılan analizde, hekim tarafından skorlanan apneler (üstte), elde edilen ÖK değerleri(alta).

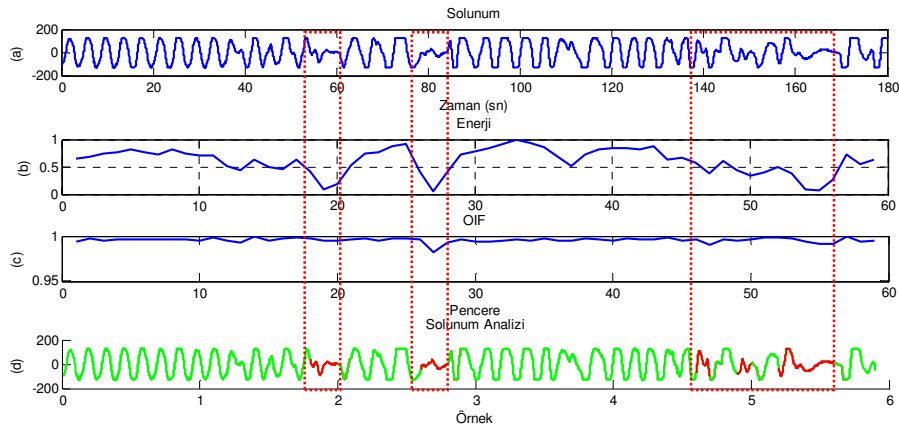
#### 4.5.4. Solunum Sinyali Öngörü Katsayıları

Çalışmada solunum sinyalinden bir tane ÖK elde edilmiştir. Şekil 4.92’de, kullanılan parametreler ve öngörü katsayılarının belirlenmesi gösterilmiştir. Polisomnografi kaydından elde edilen solunum sinyalinin enerjisi ve ÖİF hesaplanır. Belirlenen parametreler doğrultusunda normalize edilmiş ÖİF değerinin 0,95’den küçük olduğu ya da normalize enerji değerinin 0,4’den küçük olduğu durum ÖK=1 değerini alır.



Şekil 4.92 Solunum sinyal parametreleri ve öngörü katsayılarının oluşturulması

İki durumda sağlanmadığında  $\ddot{O}K=0$  değerini almaktadır. 6 epokluk bir analiz için elde edilen sonuç, Şekil 4.93'de gösterilmiştir. Şekil 4.93.d'de  $\ddot{O}K$  değerinin 1 olduğu durumlarda solunum kaydının kırmızı renk ile işaretlenmesi ile gösterilmiştir.



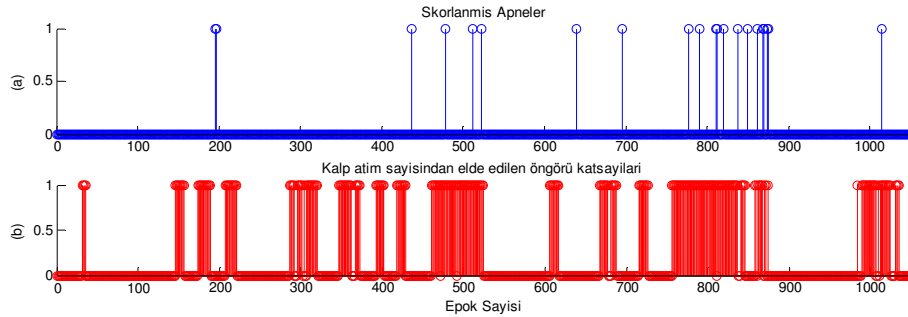
Şekil 4.93 Solunum sinyali enerjisi ve ÖF kullanılarak elde edilen  $\ddot{O}K$ 'ları. (a) solunum, (b) normalize edilmiş enerji, (c) normalize ÖF ve (d)  $\ddot{O}K=1$  olduğu durumda, kırmızı renk ile işaretlenen solunum kaydı.

#### 4.6.Geliştirilen Algoritma Öngörü Sonuçları

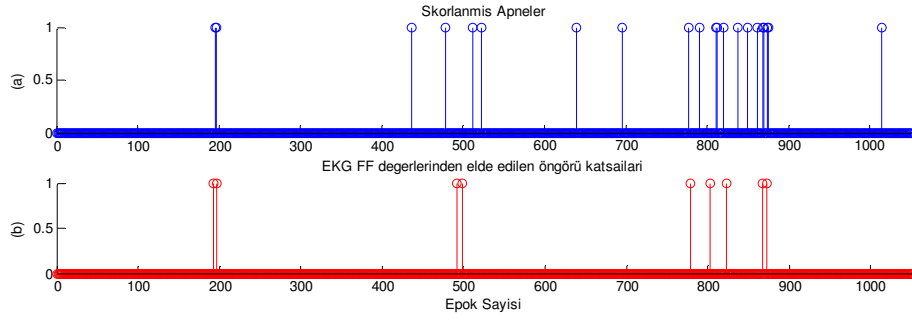
Çalışmada toplam 100 adet hasta kaydı incelenmiş, bozuk veri içeren ya da uyku çalışması tamamlanmadan kesilmiş 10 adet kayıt değerlendirme dışında bırakılmıştır.

Kullanılan her bir parametreye ait ÖK değerleri, apne oluşmasının öngörüldüğü epok değeri için "1", diğerleri için "0" olarak alınmıştır. Tüm öngörü katsayılarının toplam öngörü katsayısı içindeki ağırlıkları aynı alınmış olup, her birinin toplam öngörüye katkısı net %12,5'dir. Toplam öngörü katsayısı literatürde belirtilmiş bir kriter olmadığı için, her bir öngörü katsayısının toplamı şeklinde elde edilmiş ve toplam % değer olarak ifade edilmiştir.

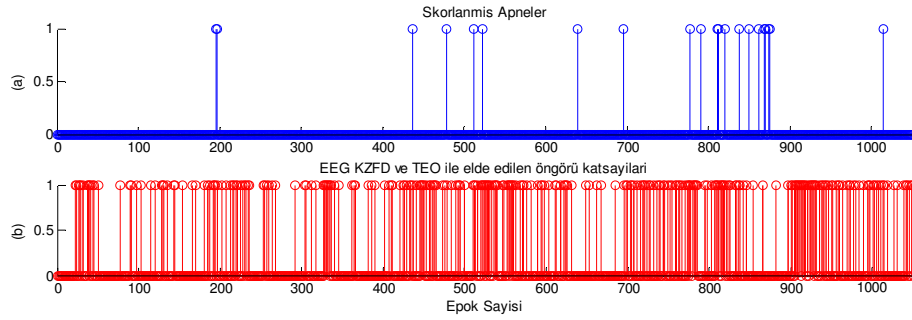
Aşağıda bir hastaya ait tüm gece uyku kaydı için yapılan inceleme sonuçları verilmektedir. Şekil 4.94'de kalp atım sayısından, Şekil 4.95'de EKG sinyalinin FF analizinden, Şekil 4.96'da EEG sinyalinin KZFD ve TEO analizlerinden, Şekil 4.97'de EEG sinyalinin dalga formu analizinden, Şekil 4.98'de EMG sinyalinin KZFD ve TEO analizlerinden, Şekil 4.99'da EMG sinyalinin dalga formu analizlerinden, Şekil 4.100'de EMG sinyalinin alt bant enerji analizinden ve Şekil 4.101'de solunum sinyali genlik analizinden bulunan öngörü katsayıları görülmektedir.



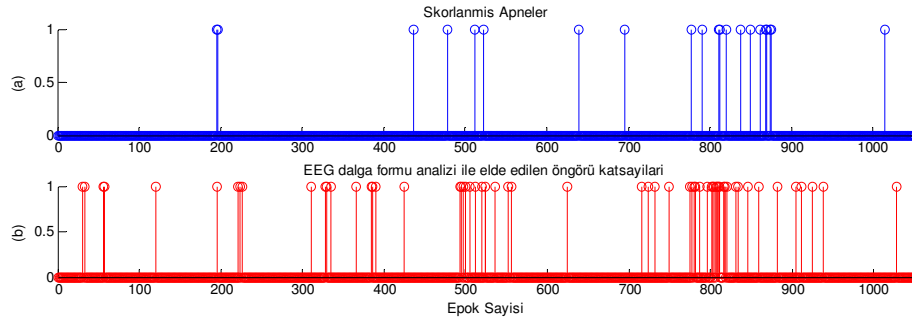
Şekil 4.94 (a) Hekim tarafından skorlanmış apneler, (b) kalp atım sayısından elde edilen öngörü katsayıları.



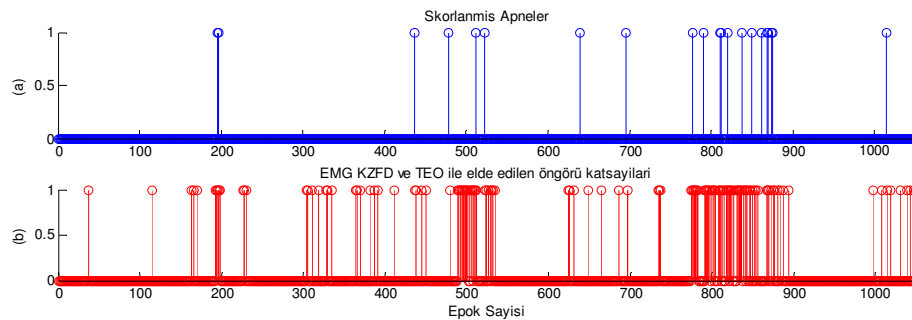
Şekil 4.95 (a) Hekim tarafından skorlanmış apneler, (b) EKG FF değerlerinden elde edilen öngörü katsayıları.



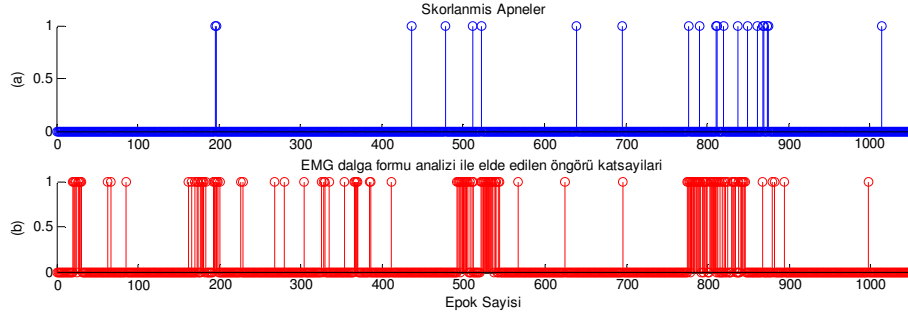
Şekil 4.96 (a) Hekim tarafından skorlanmış apneler, (b) EEG'de KZFD ve TEO kullanılarak elde edilen öngörü katsayıları.



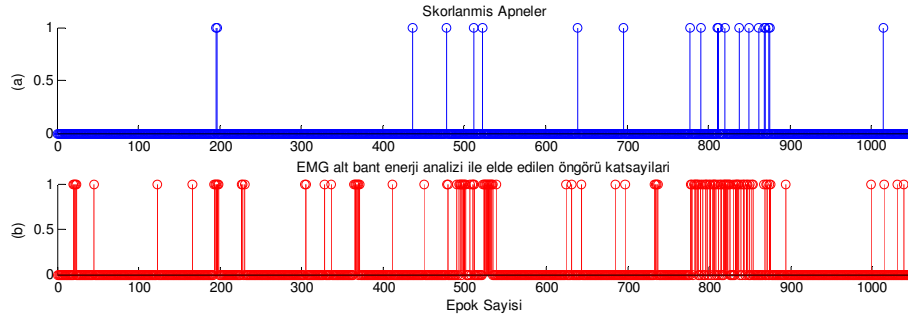
Şekil 4.97 (a) Hekim tarafından skorlanmış apneler, (b) EEG'nin dalga formu analizi ile elde edilen öngörü katsayıları.



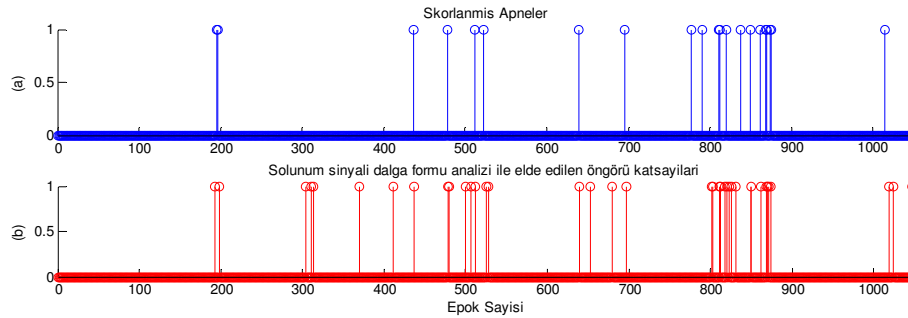
Şekil 4.98 (a) Hekim tarafından skorlanmış apneler, (b) EMG'de KZFD ve TEO kullanılarak elde edilen öngörü katsayıları.



Şekil 4.99 (a) Hekim tarafından skorlanmış apneler, (b) EMG'nin dalga formu analizi ile elde edilen öngörü katsayıları.



Şekil 4.100 (a) Hekim tarafından skorlanmış apneler, (b) EMG alt bant enerji analizi ile elde edilen öngörü katsayıları.



Şekil 4.101 (a) Hekim tarafından skorlanmış apneler, (b) solunum sinyalinin dalga formu analizi ile elde edilen öngörü katsayıları.

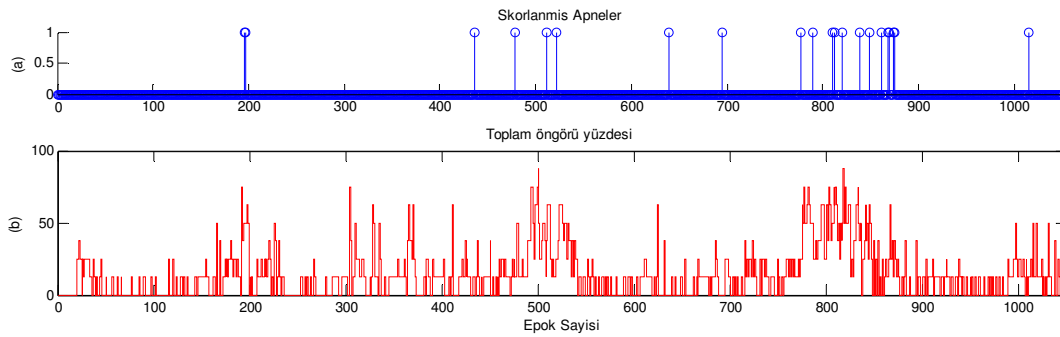
Literatürde çalışmanın performansını belirlemek için kullanılacak bir kriter bulunamadığı için, elde edilen öngörünün “doğru” ya da “yanlış” olarak değerlendirilmesi şu şekilde yapılmıştır:

Toplam 8 adet ÖK aynı ağırlıkta olacak şekilde toplanarak 100'e normalize edilmiş ve her epok için bir öngörü yüzdesi oluşturulmuştur (Şekil 4.102). Her bir epoktaki

öngörünün doğru olarak değerlendirilmesi için iki temel koşul konmuştur. İlk koşul, bir epoktaki 8 ÖK'nın en az 5 tanesinin "1" olmasıdır ( bu değer %62,5'lik öngörü yüzdesine karşı gelmektedir). İkinci koşul ise, bu 5 adet ÖK'nın "1" olduğu epogun, hekim tarafından apnenin skorlandığı epok ile bu epok öncesinde 6 epoktan oluşan (180 sn) aralıkta olma koşulu aranmıştır. Yani apnenin oluştuğu andan 3 dakikadan daha önceki bir epokta, 5 ÖK değeri "1" olsa da, bu epok için koşul sağlanmamış olacaktır. Aralığın 6 epok olarak seçilmesindeki neden sinyal parametrelerinde gözlenen değişimlerin ortalama olarak apne oluşumundan 6 epok önce ortaya çıkmasıdır. Yine bu konuda literatürde kıstas alınabilecek bir kriter bulunmamaktadır.

Bu iki koşulun birden sağlandığı durumda, algoritma doğru öngörü (DÖ) yaptığını kabul ederek DÖ değerini "1", diğer durumda ise "0" olarak belirler. İki koşulun sağlandığı her durumda DÖ değeri 1 artırılmış olur.

Çalışma 75'i erkek, 15'i kadın olan toplam 90 hasta kaydı için yapılmıştır. Hastaların yaş ortalaması 46,4 olup, standart sapması 12,5'dir. Çalışmada toplam **79613** epok analiz edilmiş ve elde edilen sonuçlar Çizelge 4.2'de verilmiştir. Çizelgede, kayıttan hesaplanan uyku süresi, toplam apne sayısı (TAS), apne indeksi (Aİ), doğru öngörü (DÖ) ve toplam epok sayıları yer almaktadır.



Şekil 4.102 (a) Hekim tarafından skorlanmış apneler, (b) tüm öngörü yüzdeleri.

Çizelge 4.2 Toplam 90 hasta kaydı için elde edilen analiz sonuçları.

Hasta No	Cinsiyet	Yaş	Uyku Süresi (saat)	TAS	Aİ	DÖ	EPOK
Hasta1	E	10	8,82	21	2,38	10	1057
Hasta2	E	30	7,58	94	12,41	15	908
Hasta3	E	31	6,53	190	29,12	20	782
Hasta4	E	37	7,83	103	13,15	3	939
Hasta5	E	38	6,70	32	4,78	3	804
Hasta6	E	38	7,63	51	6,68	12	915
Hasta7	E	41	7,05	65	9,22	3	846
Hasta8	E	43	7,63	52	6,82	12	913
Hasta9	E	44	7,61	71	9,33	4	911
Hasta10	E	45	8,13	42	5,17	0	975
Hasta11	E	47	6,09	31	5,09	10	730
Hasta12	E	47	6,78	255	37,61	5	721
Hasta13	E	48	7,49	252	33,64	25	897
Hasta14	E	48	8,16	46	5,64	1	977
Hasta15	E	56	7,48	86	11,49	15	896
Hasta16	E	57	7,30	57	7,81	3	875
Hasta17	E	58	7,23	298	41,20	77	866
Hasta18	E	59	8,10	220	27,16	35	973
Hasta19	E	59	7,68	432	56,25	113	922
Hasta20	E	63	6,92	31	4,48	6	830
Hasta21	E	73	7,69	211	27,43	2	923
Hasta22	K	47	7,45	90	12,08	0	894
Hasta23	K	53	7,74	67	8,65	32	929
Hasta24	K	55	7,60	70	9,21	0	912
Hasta25	K	56	6,65	124	18,65	17	798
Hasta26	K	57	8,36	57	6,82	11	1003
Hasta27	K	61	6,60	111	16,82	2	791
Hasta28	K	67	7,92	153	19,33	0	950
Hasta29	K	67	8,13	288	35,42	4	976
Hasta30	E	35	7,63	197	25,84	52	915
Hasta31	E	63	6,89	236	34,25	20	827
Hasta32	E	43	6,55	367	56,03	83	786
Hasta33	E	49	7,14	287	40,20	7	857
Hasta34	K	53	6,01	180	29,96	8	721
Hasta35	E	46	7,45	488	65,50	35	894
Hasta36	K	55	7,65	113	14,77	0	918
Hasta37	E	52	6,96	76	10,92	33	835
Hasta38	E	62	6,78	49	7,23	14	813
Hasta39	E	37	7,38	88	11,92	4	886
Hasta40	E	43	7,28	58	7,96	7	874
Hasta41	E	34	6,83	62	9,08	2	819
Hasta42	E	56	6,78	30	4,42	0	814
Hasta43	E	35	6,95	481	69,17	113	835
Hasta44	E	60	5,43	153	28,20	57	651
Hasta45	E	38	6,90	205	29,71	113	828
Hasta46	E	35	7,31	33	4,52	7	877
Hasta47	E	41	6,62	41	6,20	1	794
Hasta48	E	57	3,27	4	1,22	1	392
Hasta49	E	30	6,48	5	0,77	0	778
Hasta50	E	67	7,38	56	7,58	9	886
Hasta51	E	48	7,50	52	6,93	12	900
Hasta52	E	42	7,60	31	4,08	7	912
Hasta53	E	41	7,68	35	4,56	8	921
Hasta54	E	42	6,04	14	2,32	3	725



Çizelge 4.2 devam ediyor.

Hasta55	E	39	7,69	173	22,50	71	923
Hasta56	E	65	8,28	14	1,69	3	994
Hasta57	E	53	7,54	150	19,89	8	905
Hasta58	E	32	8,20	143	17,44	13	984
Hasta59	K	71	7,71	159	20,62	6	926
Hasta60	E	26	7,35	36	4,90	5	883
Hasta61	E	42	7,63	60	7,87	4	915
Hasta62	E	46	7,53	92	12,22	8	904
Hasta63	E	42	7,88	188	23,86	37	946
Hasta64	E	57	8,46	188	22,22	19	1015
Hasta65	E	37	7,20	5	0,69	0	815
Hasta66	E	65	7,50	10	1,33	0	901
Hasta67	E	44	7,29	270	37,03	0	875
Hasta68	E	38	6,90	25	3,62	3	828
Hasta69	E	20	7,07	42	5,94	0	848
Hasta70	E	42	8,00	187	23,38	43	960
Hasta71	K	74	8,58	174	20,28	65	1030
Hasta72	E	48	7,90	63	7,97	0	949
Hasta73	E	31	7,88	486	61,68	385	946
Hasta74	E	42	7,67	88	11,47	5	921
Hasta75	E	56	8,02	69	8,60	3	963
Hasta76	E	49	7,93	154	19,43	19	951
Hasta77	E	36	8,66	209	24,14	14	1039
Hasta78	E	38	7,76	577	74,37	15	931
Hasta79	E	60	8,37	16	1,91	2	1004
Hasta80	K	47	8,22	97	11,81	11	986
Hasta81	E	31	7,90	72	9,11	0	948
Hasta82	E	42	7,83	486	62,11	177	939
Hasta83	E	35	7,73	207	26,77	5	928
Hasta84	E	33	7,97	536	67,28	63	956
Hasta85	E	50	7,03	59	8,39	3	843
Hasta86	K	48	7,42	4	0,54	0	891
Hasta87	E	21	6,88	10	1,45	1	826
Hasta88	E	46	6,98	13	1,86	1	837
Hasta89	K	24	7,00	1	0,14	0	841
Hasta90	E	44	8,55	5	0,58	2	891

## 5.SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, OUAS teşhisi konulmuş hastaların solunum, EKG, EEG ve EMG sinyallerinin analizleri yapılarak OUA'nin gerçekleşmeden önce öngörülmesi için bir yöntem sunulmuştur. Çalışmada, Ankara Gülhane Askeri Tıp Akademisi Ruh Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı uyku laboratuvarında yapılan uyku skorlandırma çalışmaları sırasında kaydedilen gerçek hastalara ait polisomnografi kayıtları kullanılmıştır. Çalışmanın ilk aşamasında, uygun sinyal işleme yöntemleri kullanılarak uyku apnesinin oluşumundan önce fizyolojik değişimler saptanmış ve her bir sinyalden uyku apnesinin öngörülmesini sağlayacak sinyal parametreleri belirlenmiştir. Bu parametreler kullanılarak apne oluşumunun öngörülmesini sağlayacak sekiz adet "öngörü katsayısı" elde edilmiş ve geliştirilen algoritma toplam 90 OSA hastasında sınanmıştır.

Sinyaller üzerinde yapılan incelemelerde uyku apnesi oluşmadan kısa bir süre önce, uykudaki fizyolojik belirleyiciler olan EKG, EEG, EMG ve solunum sinyallerinde önemli genlik ve frekans değişimleri gözlenmiştir. 20 OSA hastasının kayıtları üzerinde yapılan ön çalışmalar, apne öncesinde sinyal parametrelerinde önemli değişimler olduğunu göstermiştir. Aynı sinyale ait parametre değerlerinin hastaların yaş, cinsiyet ve hastalık geçmişlerine göre farklılıklar gösterdiği de belirlenmiştir. Bu farklılıklar sinyal analizinin sadece o hasta için uygulanabilir olması anlamına gelmektedir. Bu nedenle, değerlendirilecek parametreler matematiksel olarak standardize edilmiş ve değerlendirme kriterlerinin tüm hastalara uygulanabilmesi sağlanmıştır.

Toplam 90 OSA hasta kaydına geliştirilen algoritma uygulanmış ve hastalar arasındaki fizyolojik farklılıkların algoritma öngörülerinde etkisi olmadığı görülmüştür.

Literatürde konu ile ilgili bu yaklaşımla yapılan başka bir çalışma bulunmadığı için, geliştirilen yöntem ve algoritmanın performans değerlendirmesinin yapılması güçtür. Bununla birlikte Bölüm 4.6'da açıklandığı gibi tüm hasta kayıtları için yapılan analizlerde DÖ ifadesi tanımlanmıştır. Bu ifade, 8 ÖK'nın sonuçlarına göre ve belirlenen iki seçim kriterine göre hesaplanan bir değerdir.

Bir hastaya ait tüm uyku kaydı incelendiğinde gerçekleşen toplam apne sayısı, hastanın uykusu boyunca kaç kez apneye girdiğini belirtir. Analiz sonuçları incelendiğinde hastaların çoğunda solunumun düzenli olarak devam ettiği sırada ilk apnenin gerçekleştiği ve kısa bir süre sonra, sık olarak tekrarlayan apnelerin ilk oluşan apneyi takip ettiği görülmektedir. Geliştirilen yöntemin dayandığı temel, hastanın apneye girmesinden önce fizyolojik ve sinirsel kontrol mekanizmalarındaki değişimlerin belirlenmesidir. Hasta ilk apneye girmeden önce bu değişimler net bir şekilde belirlenirken, ilk apneden sonra vücuttaki regülasyon merkezleri mevcut durumu düzeltici yönde çalışma eğilimine girdiğinden dolayı ilk apneden sonra gerçekleşen apnelerin oluşumunda sinyal parametrelerinin çoğunda aynı değişimler gözlenmemektedir. Bu nedenden ötürü DÖ değeri, aslında geliştirilen yöntemin başarısı ve performansını sınamaktan uzak olup, algoritmanın sadece ilk apnenin oluşmasından önce doğru olarak öngörüm yapıp yapmadığının göstergesi olmaktadır.

Üzerinde durulması gereken bir diğer nokta ise, öngörü güvenilirliğini arttırmak için kullanılan ÖK'larının sayısıdır. Çalışmada öngörüde başarısını arttıracığı düşüncesiyle, 90 OSA hastasının analizinde 8 ÖK kullanılmıştır. Ancak, DÖ değerlerinin düşük olduğu bazı hastalarda yapılan incelemelerde fazla sayıda ÖK kullanılmasının öngörünün güvenilirliğini kesin olarak arttırmadığı, hatta azalttığı sonucuna ulaşılmıştır. Örneğin bir hastada, EMG'den elde edilen 3 öngörü katsayısı kullanılarak yapılan öngörü doğruluğu, aynı hastada 8 ÖK kullanılarak yapılan öngörüden daha yüksektir. Ancak bu durumun yine tüm hastalar için aynı olduğu söylenemez çünkü bazı hastalarda da 8 ÖK kullanıldığında elde edilen doğruluğun daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Bu konuda kesin bir sonuca varılabilmesi için, çalışmada analiz edilen tüm hastalara ait her sinyaldeki değişim parametrelerinin ve ÖK değerlerinin istatistiksel olarak incelenmesi gerekmektedir. Böyle bir çalışma sonucunda elde edilecek verilere göre, kullanılan ÖK'larının birbirlerine göre ağırlıklı değerleri de ortaya konabilir. Bu çalışmada ilk yaklaşım olarak her bir sinyalden elde edilen ÖK'ları eşit ağırlıklı kabul edilmiştir.

Sonuç olarak geliştirilen yöntem, ilk apnelerin oluşumunun öngörülmesinde 90 OSA hastasının %60'ından fazlasında başarılı olmuştur. Hasta bazında yapılan

analizlerde ise, toplam ilk apne öngörülmesinde %90 değerlerine kadar doğru sonuçlar elde edilmiştir.

Uyku apnesinin öngörülmesinde karşılaşılan güçlüklerin başında, fizyolojik sinyallerin karakteristiklerinin değişkenliği ve aynı sinyalin farklı hastalarda farklı genlik ve frekans özellikleri göstermesi gelmektedir. Bunun yanı sıra, tüm gece boyunca süren polisomnografi kayıtlarının sağlıklı bir şekilde alınamaması da uygulanan algoritma ve öngörü performansını düşürmektedir.

Yapılan bu çalışma, konu ile ilgili gerçekleştirilen ilk çalışma olma özelliğine sahiptir. Elde edilen sonuçlar doğrultusunda geliştirilen bu algoritmanın, horlama kaydı, vücut pozisyon bilgisi, oksijen satürasyonu gibi kayıtların da eklenmesiyle genişletilerek ve daha fazla sayıda hasta kaydı üzerinde farklı öngörü kriterleri belirleme çalışmalarıyla daha iyi performans gösterebileceği düşünülmektedir.

Geliştirilen algoritmanın performans artışının sağlanmasıyla OUA hastalarını uyku sırasında uygun bir şekilde uyararak apneye girmemelerinin sağlanabileceği düşünülmektedir. Bunun için hastanın boğaz bölgesine yerleştirilecek yüzey elektrotları ile dil kası, algortimanın öngördüğü apne oluşma yüzdesine göre değişen oranlarda uyarılabilir. Uyarma sonucu dilin hareket etmesi üst solunum yolundaki tıkanmanın oluşmasını engelleyebilir. Böylece uykunun devamlılığı sağlanabilir. Diğer bir yöntem ise, dil kasının altına yerleştirilebilecek bir implant cihazdır. Cihaz sürekli olarak vücuttan aldığı gerçek zamanlı verileri analiz ederek, apne öngörüsü gerçekleştiği zaman dil kasını uyarabilir. Böylece hastanın apneye girmeden uykusuna devam etmesinin sağlanabileceği düşünülmektedir.

## KAYNAKLAR

- Akın, M., Eroğul, O., Bayram, M. ve Sezgin, N. (2003). Dalgacık Dönüşümü ve Yapay Sinir Ağı Kullanılarak EEG Sinyallerinden Uyuklama Derecesinin Tespiti. Biyomedikal Ulusal Toplantısı, Boğaziçi Üniversitesi, İstanbul.
- Akın, M., Eroğul, O., Sezgin, N., Tunç, F. ve Bayram, M. (2003). Dalgacık Dönüşümü Kullanılarak EEG ve EMG Sinyallerinden Uyuklama Seviyesinin Kestirimi. Biyomedikal Ulusal Toplantısı, Boğaziçi Üniversitesi, İstanbul.
- Alaya, C. F., Hamila, R., Gabbouj, M. and Astola, J. (1996). "Impulsive noise removal in highly corrupted color images." Proc. IEEE Int. Conf. Image Process vol.1: 997-1000.
- Asserinsky, E. and Kleitman, N. (1953). "Regularly occurring periods of ocular motility and concomitant phenomena during sleep." Science 118: 361-375.
- Aydın, H., Özgen, F., Yetkin, S. ve Sütçigil, L. (2005). Uyku Ve Uykuda Solunum Bozuklukları, GATA Basımevi.
- Berry, R. B., Asyali, M. A., McNellis, M. I. and Khoo, M. C. K. (1998). "Within-night variation in respiratory effort preceding apnea termination and EEG delta power in sleep apnea." Journal of Applied Physiology 85(4): 1434-1441.
- Camm, A. J., Malik, M., Bigger, J. T., Breithardt, G., Cerutti, S., Cohen, R. J., Coumel, P., Fallen, E. L., Kennedy, H. L., Kleiger, R. E., Lombardi, F., Malliani, A., Moss, A. J., Rottman, J. N., Schmidt, G., Schwartz, P. J. and Singer, D. H. (1996). "Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use." European Heart Journal 17(3): 354-381.
- Chazal, P., Heneghan, C., Sheridan, E., Reilly, R., P., N. and O'Malley, M. (2000). "Automatic Classification of Sleep Apnea Epochs Using The Electrocardiogram." Computers in Cardiology 27: 745-748.
- Chazal, P., Penzel, T. and Heneghan, C. (2004). Automated Dedection of Obstructive Sleep Apnoea at Different Time Scales Using The Electrocardiogram. Physiological Measurement. 25: 967-983.
- Costanzo, L. S. (2006). Physiology. Philadelphia, PA, Saunders Elsevier.
- Çolak, Ö. H. (2006). Dalgacık Dönüşümü Kullanılarak Sismik Sinyallerin Analizi. Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü. Sakarya: 107.
- Dingli, K., Assimakopoulos, T., Fietze, I., Witt, C., Wraith, P. K. and Douglas, N. J. (2002). "Electroencephalographic spectral analysis: detection of cortical activity changes in sleep apnoea patients." European Respiratory Journal 20(5): 1246-1253.

- Dingli, K., Assimakopoulos, T., Wraith, P. K., Fietze, I., Witt, C. and Douglas, N. J. (2003). "Spectral oscillations of RR intervals in sleep apnoea/hypopnoea syndrome patients." *European Respiratory Journal* 22(6): 943-950.
- Drinnan, M., Allen, J., Langley, P. and Murray, A. (2000). "Detection of Sleep Apnoea from Frequency Analysis of Heart Rate Variability." *Computers in Cardiology* 27: 259-262.
- Duman, F. (2005). EEG Sinyallerinin Analizi ile Uyku Durumunun Belirlenmesi. Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü. Ankara: 58.
- Duman, F., Eroğul, O., Telatar, Z. and Yetkin, S. (2005). Uyku İğciklerinin Kısa ve Uzun Dönemli Karma Analizi. SİU2005, Kayseri.
- Erdamar, A., Eroğul, O., Duman, F. and Yetkin, S. (2006). Polisomnografi Kayıtlarından Uyku Apnesinin Belirlenmesi. 14.Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı (SIU2006), Antalya,Türkiye.
- Erdamar, A., Eroğul, O., Yetkin, S. and Tanyolaç, A. (2006). Dalgacık Dönüşümü Kullanarak EEG ve EMG Sinyallerinden Obstruktif Uyku Apnesinin Belirlenmesi. XIV-Biyomut 2006 Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı, İstanbul.
- Erdamar, A., Eroğul, O., Yetkin, S. and Tanyolaç, A. (2006). Obstruktif Uyku Apnesinin EEG ve EMG Sinyalleri ile İlişkisinin İncelenmesi. 7. Ulusal Uyku ve Bozuklukları Kongresi, Bodrum.
- Eroğul, O. (1997). Konuşma Sinyallerinin Zaman Ölçeği ve Ses Tonunun Dalgacık Dönüşümüne Dayalı Olarak Çok Çözünürlüklü Değiştirilmesi. Fen Bilimleri Enst.,Elektronik Mühendisliği A.B.D. Ankara, Ankara Üniversitesi: 134.
- Eroğul, O. and Karagöz, İ. (2003). Biyolojik Sinyaller Ve Tıbbi Cihazlar, Ankara Üniversitesi Yayınevi.
- Fleetham, J. A. (1992). "Upper Airway Imaging in Relation to Obstructive Sleep-Apnea." *Clinics in Chest Medicine* 13(3): 399-416.
- Fontenla-Romero, O., Guijarro-Berdinas, B., Alonso- Betanzos, A. and Moret-Bonillo, V. (2005). "A new method for steep apnea classification using wavelets and feedforward neural networks." *Artificial Intelligence in Medicine* 34(1): 65-76.
- Gelir, E. and Ardiç, S. (2000). İnsan Uyku Evrelerinin Standart Terminoloji, Yöntem Ve Skorlama El Kitabı, Matsa Basımevi.
- Guilleminault, C., Poyares, D., Rosa, A. and Huang, Y. S. (2005). "Heart rate variability, sympathetic and vagal balance and EEG arousals in upper airway resistance and mild obstructive sleep apnea syndromes." *Sleep Medicine* 6(5): 451-457.

- Guyton, A. C. and Hall, J. E. (2006). Textbook of medical physiology. Philadelphia, Elsevier Saunders.
- Güler, İ. and Übeyli, E. D. (2004). Dalgacık Dönüşümü Kullanımı İle Teşhis Sistemleri İçin Öznitelik Çıkarma:İç Karotid Atardamar Doppler İşaretlerinin Durum Analizi. Akıllı Sistemlerde Yenilikler ve Uygulamaları Sempozyumu, ASYU-INISTA 2004, İstanbul.
- Hamila, R., Astola, J., Cheikh, F. A., Gabbouj, M. and Renfors, M. (1999). "Teager energy and the ambiguity function." IEEE Transactions on Signal Processing 47(1): 260-262.
- Hjorth, B. (1970). "EEG Analysis Based on Time Domain Properties." Electroencephalography and Clinical Neurophysiology 29(3): 306-&.
- Hjorth, B. (1973). "Physical Significance of Time Domain Descriptors in Eeg Analysis." Electroencephalography and Clinical Neurophysiology 34(3): 321-325.
- Hsu, H. P. (2001). Sinyaller Ve Sistemler, Nobel Yayın Dağıtım.
- Hubbard, B. B. (1998). The World According to Wavelets (2nd ed.). Natick, MA, A.K. Peters, Ltd.
- Huupponen, E., Saastamoinen, A., Eskelinen, V., Varri, A., Hasan, J. and Himanen, S. L. (2006). "Apnea patients show a frontopolar inter-hemispheric spindle frequency difference." Neuroscience Letters 403(1-2): 186-189.
- Kayran, A. H. and Ekşioğlu, E. M. (2004). Sayısal İşaret İşleme, Birsen Yayınevi.
- Koçyiğit, Y. and Korürek, M. (2005). EMG İşaretlerini Dalgacık Dönüşümü ve Bulanık Mantık Sınıflayıcı Kullanarak Sınıflama. İTÜ Dergisi. 4: 25-31.
- Levin, K. H. and Lüders, H. O. (2000). Comprehensive Clinical Neurophysiology. USA, Saunders Company.
- Lütjen-Drecoll, E. and Rohen, J. W. (1998). Atlas of anatomy : the functional systems of the human body. Baltimore, Williams & Wilkins.
- Malmivuo, J. and Plonsey, R. (1995). Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields. New York, Oxford University Press.
- Maragos, P. and Bovik, A. C. (1995). "Image Demodulation Using Multidimensional Energy Separation." Journal of the Optical Society of America a-Optics Image Science and Vision 12(9): 1867-1876.

- Maragos, P., Kaiser, J. F. and Quatieri, T. F. (1993). "Energy Separation in Signal Modulations with Application to Speech Analysis." *Ieee Transactions on Signal Processing* 41(10): 3024-3051.
- Maragos, P., Kaiser, J. F. and Quatieri, T. F. (1993). "On Amplitude and Frequency Demodulation Using Energy Operators." *Ieee Transactions on Signal Processing* 41(4): 1532-1550.
- Marple, S. L. (1987). *Digital Spectral Analysis with Applications*. Englewood Cliffs, NJ, Prentice-Hall.
- Mietus, J., Peng, C., Ivanov, P. and Goldberger, A. (2000). "Dedection of Obstructive Sleep Apnea from Cardiac Interbeat Interval Time Series." *Computers in Cardiology* 27: 753-756.
- Misiti, M., Misiti, Y., Oppenheim, G. and Poggi, J. M. *Wavelet Toolbox For Use with MATLAB*, The MathWorks, Inc. 1997-2006.
- Mitra, S. K., Lightstone, M. and Strobel, N. (1995). Two dimensional Teager operators and their image processing applications. *Proc. IEEE workshop Nonlinear Signal Image Processing*, Greece.
- Noyan, A. (2003). *Yaşamda ve Hekimlikte Fizyoloji*, Meteksan.
- Onur, M.A. ,2001, BYM 504, *Biyolojik Bilimler Ders Notları*. <http://yunus.hacettepe.edu.tr/~mali/ders/II.SOMESTRE/solunumSB.pdf>
- Oppenheim, A., Willsky, A. and Nawab, S. (1997). *Signals and Systems*. Englewood Cliffs,NJ, Prentice-Hall.
- Özkan, P. (2006). *Uyku Apne Sendromu Hastalarında Bozulmuş Otonom Sinir Sistemi Fonksiyonu Üzerine APAP'ın Düzeltici Etkisinin Sabit Basıncılı CPAP İle Karşılaştırması*. T.C.Sağlık Bakanlığı Yedikule Göğüs Cerrahisi Eğitim ve Araştırma Hastanesi. İstanbul: 60.
- Papoulis, A. (1977). *Signal Analysis*. New York, McGraw-Hill.
- Pehlivan, F. (1997). *Biyofizik*, Hacettepe-Taş Kitapçılık.
- Pocock, G. and Richards, C. D. (2004). *Human physiology : the basis of medicine*. Oxford ; New York, Oxford University Press.
- Pomeranz, B., Macaulay, R. J. B., Caudill, M. A., Kutz, I., Adam, D., Gordon, D., Kilborn, K. M., Barger, A. C., Shannon, D. C., Cohen, R. J. and Benson, H. (1985). "Assessment of Autonomic Function in Humans by Heart-Rate Spectral-Analysis." *American Journal of Physiology* 248(1): H151-H153.
- Poyares, D. L., Rosa, A., Koester, U. and Guilleminault, C. (2001). "Heart rate variability and PTT during sleep-disordered breathings in UARS and mild OSAS subjects." *Sleep* 24: A272-A272.



- Rangayyan, R. M. (2002). Biomedical Signal Analysis, IEEE Press.
- Rechtschaffen, A. and Kales, A. (1968). A Manual of Standardized Terminology Techniques and Scoring System for Sleep Stages of Human Subjects, D.C.United States Government Printing Office.
- Richter, D. W. and Spyer, K. M. (2001). "Studying rhythmogenesis of breathing: comparison of in vivo and in vitro models." Trends in Neurosciences 24(8): 464-472.
- Roche, F., Duverney, D., Court-Fortune, I., Pichot, V., Costes, F., Lacour, J. R., Antoniadis, A., Gaspoz, J. M. and Barthelemy, J. C. (2002). "Cardiac interbeat interval increment for the identification of obstructive sleep apnea." Pace-Pacing and Clinical Electrophysiology 25(8): 1192-1199.
- Roche, F., Gaspoz, J. M., Court-Fortune, I., Minini, P., Pichot, V., Duverney, D., Costes, F., Lacour, J. R. and Barthelemy, J. C. (1999). "Screening of obstructive sleep apnea syndrome by heart rate variability analysis." Circulation 100(13): 1411-1415.
- Roche, F., Pichot, V., Sforza, E., Court-Fortune, I., Duverney, D., Costes, F., Garet, M. and Barthelemy, J. C. (2003). "Predicting sleep apnoea syndrome from heart period: a time-frequency wavelet analysis." European Respiratory Journal 22(6): 937-942.
- Roche, F., Xuong, A. N. T., Court-Fortune, I., Costes, F. D., Pichot, V., Duverney, D., Vergnon, J. M., Gaspoz, J. M. and Barthelemy, J. C. (2003). "Relationship among the severity of sleep apnea syndrome, cardiac arrhythmias, and autonomic imbalance." Pace-Pacing and Clinical Electrophysiology 26(3): 669-677.
- Saltzberg, B. and Burch, N. (1971). "Period analytic estimates of moments of the power spectrum: A simplified EEG time domain procedure." Electroencephalography and Clinical Neurophysiology 30: 568-570.
- Schrader, M., Zywiets, C., von Einem, V., Widiger, B. and Joseph, G. (2000). "Dedection of Sleep Apnea in Single Channel ECGs from the PhysioNet Data Base." Computers in Cardiology 27.
- Schramm, D., Scheidt, B., Hubler, A., Frenzel, J., Holthausen, K. and Breidbach, O. (2000). "Spectral analysis of electroencephalogram during sleep-related apneas in pre-term and term born infants in the first weeks of life." Clinical Neurophysiology 111(10): 1788-1791.
- Seeley, R. R., Stephens, T. D. and Tate, P. (2000). Anatomy & physiology. Boston, Mass., McGraw-Hill.
- Semmlow, J. L. (2004). Biosignal and Biomedical Image Processing, MATLAB - Based Applications, MARCEL DEKKER, INC.NEW YORK.

- Şenel, F., (2003, Eylül). Beyinin Gizemi, Bilim ve Teknik Dergisi, Yeni Ufuklara Eki, <http://www.biltek.tubitak.gov.tr/bdergi/yeniufuk/icerik/beyin.pdf>
- Teplan, M. (2002). Fundamentals of EEG Measurement. Measurement Science Review. 2: 1-11.
- Varady, P., Bongar, S. and Benyo, Z. (2003). "Detection of airway obstructions and sleep apnea by analyzing the phase relation of respiration movement signals." IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement 52(1): 2-6.
- Vetterli, M. and Kovacevic, J. (1995). Wavelets And Subband Coding, Prentice Hall PTR.
- Williams, F. C. and Radant, M. E. (1983). "Airborne radar and the three PRF's." Microw. J: 272-276.
- Williams, R. L., Karacan, I. and Hirsch, C. J. (1974). Electroencephalography (EEG) of Human Sleep, Clinical Applications. New York, John Willey & Sons Inc.
- Yachuan, P., Patterson, R. and Bornemann, M. C. (2003). Detecting Pediatric Obstructive Sleep Apnea Using ECG. 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Cancun, Mexico, IEEE.
- Yang, C. C. H., Lai, C. W., Lai, H. Y. and Kuo, T. B. J. (2002). "Relationship between electroencephalogram slow-wave magnitude and heart rate variability during sleep in humans." Neuroscience Letters 329(2): 213-216.
- Zapanta, L., Poon, C., White, D. P., Marcus, C. L. and Katz, E. S. (2004). Heart Rate Chaos in Obstructive Sleep Apnea in Children. 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, San Francisco, CA, USA.

## ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Aykut Erdamar

Doğum Yeri : Ankara

Doğum Yılı : 1977

Medeni Hali : Evli

Eğitim ve Akademik Durumu:

Lise 1991-1994: Bursa Erkek Lisesi

Lisans 1994-1998: Ankara Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümü

Y.Lisans 1994-1998: Ankara Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümü

Yabancı Dil: İngilizce

İş Tecrübesi:

2000-2001 :Başkent Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Araştırma görevlisi

2001-2004 :Başkent Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, Araştırma görevlisi

2004-200. :Başkent Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, Öğretim görevlisi