

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**BASİT HORLAYAN VE TIKAYICI UYKU APNE SENDROMLU
HASTALARDAN TOPLANACAK FİZYOLOJİK SİNYALLERİN ANALİZİ VE
KARŞILAŞTIRILMASI**

Doğan Deniz DEMİRGÜNEŞ

ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**ANKARA
2009**

Her hakkı saklıdır

TEZ ONAYI

Doğan Deniz DEMİRGÜNEŞ tarafından hazırlanan “**Basit Horlayan ve Tıkayıcı Uyku Apne Sendromlu Hastalardan Toplanacak Fizyolojik Sinyallerin Analizi ve Karşılaştırılması**” adlı tez çalışması 03/07/2009 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oybirliği ile Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı’nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Doç. Dr. Ziya TELATAR
Ankara Üniversitesi Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Jüri Üyeleri :



Başkan : Doç. Dr. Osman EROĞUL
Gülhane Askeri Tıp Akademisi Biyomedikal Mühendislik Merkezi



Üye : Doç. Dr. Ziya TELATAR
Ankara Üniversitesi Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı



Üye : Yrd. Doç. Dr. Fikret ARI
Ankara Üniversitesi Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Prof.Dr.Orhan ATAKOL

Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

BASİT HORLAYAN VE TIKAYICI UYKU APNE SENDROMLU HASTALARDAN TOPLANACAK FİZYOLOJİK SİNYALLERİN ANALİZİ VE KARŞILAŞTIRILMASI

Doğan Deniz DEMİRGÜNEŞ

Ankara Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Ziya TELATAR

Horlama, birçok insanda görülebilen ve kişinin çevre ile uyumunu bozmaktan, boşanmaya kadar gidebilen aile içi bir sorun olabilmektedir. Horlayan hastalar basit horlayan ve tıkayıcı uyku apne sendromu (TUAS) olan hastalar şeklinde iki ayrı grupta incelenmektedir. TUAS uyku boyunca üst hava yolunda meydana gelen tıkanma sonucunda ortaya çıkan ciddi problemlere yol açabilen bir hastalıktır. TUAS tanısı, bu konuda altın standart olarak kabul edilen polisomnografi (PSG) sistemleri ile bir gece boyunca uyku laboratuvarına yatırılan hastalardan alınan verilerin incelenmesi ile konulabilmektedir. Zaman alıcı olması, özel ekip gerektirmesi, maliyetinin yüksek oluşunun yanında gerek dünyada ve gerekse ülkemizde yeterli düzeyde uyku çalışması yapabilecek laboratuvarların sayısının az olması PSG uygulanacak hastaların seçimi konusunda kesin tanı koydurmasa da yardımcı tanı yöntemlerinin kullanılmasını gerektirmektedir. Bu çalışmada horlayan ve TUAS olan hastaların birbirinden ayırt edilmesi, horlayan hastaların apne hipopne indeksinin ve hastanın horlamasına ilişkin hekimin tanı koymasına destek sağlayacak verilerin ortaya konulması amacıyla Biopac marka Veri Toplama Sistemi ile bir gece boyunca eşzamanlı olarak kayıt edilen üst hava yolu solunumu (nazal hava akışı), oksijen saturasyonu ve akustik (horlama) sinyalleri incelenmiştir. Toplanan verilerin analizi için geliştirilen özgün bir yazılım aracılığıyla horlama şikâyeti olan hastaların uyku laboratuvarına yatırılarak polisomnografi kayıtlarının alınmasına gerek olup olmadığı ve hekimin objektif kriterlerle hastaya uygulanacak tedaviyi belirlemesine yardımcı olabilecek bir karar destek sistemi geliştirilmiştir.

Temmuz 2009, 126 sayfa

Anahtar Kelimeler: Horlama, Polisomnografi (PSG), Oksijen Saturasyonu, Nazal Hava Akışı, Tıkayıcı Uyku Apne Sendromu (TUAS), Analiz.

ABSTRACT

Master of Science Thesis

ANALYSIS AND COMPARISON OF PHYSIOLOGICAL SIGNALS FROM SIMPLE SNORERS AND OBSTRUCTIVE SLEEP APNOEA SYNDROME (OSAS) PATIENTS

Doğan Deniz DEMİRGÜNEŞ

Ankara University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Electronic Engineering

Supervisor: Assoc.Prof. Dr. Ziya TELATAR

Snore is a problem, which can be seen in many people and has consequences from disrupting the individual's harmony with environment up to divorce as a familiar problem. Snoring patients are analyzed in two groups as Snorers and Snorers with Obstructive Sleep Apnea Syndrome (OSAS). Obstructive sleep apnea syndrome is a disease causing serious problems in patients by cessation of upper airway during the sleep. Diagnosis of OSAS is based on the analysis of data recorded from patients in the sleep laboratory during one night by using polysomnography (PSG) systems which are defined as golden standard for this subject. Since PSG systems are high cost and time consuming systems, moreover require specially educated special team and the number of sleep laboratories that can perform sleep studies at a sufficient level in our country and world are not much, assistant diagnostic methods are needed in order to select patients to whom PSG will be applied. In this study, analysis of respiration (nasal flow), oxygen saturation and acoustic signals that are collected via Biopac Data Acquisition System is performed to distinguish Simple Snorers and Snorers with OSAS. By means of genuine software developed for the analysis of the collected data, a decision support system is constituted in order to determine if it will be necessary to put patients in a sleep laboratory to get PSG records and to assist physician to determine the medical treatment that will be applied to the patients.

July 2009, 126 pages

Key Words: Snoring, Polysomnography (PSG), Oxygen Saturation, Nasal Airflow, Obstructive Sleep Apnea Syndrom, Analysis (OSAS)

TEŞEKKÜR

Çalışmamın her aşamasında önerileri ile beni yönlendiren, bilimsel danışmanlık anlamında beni aydınlatan ve çalışmalarımı yönlendiren danışmanım Sayın Doç.Dr.Ziya TELATAR'a, çalışmalarımın her aşamasında bilgi, öneri ve yardımlarını esirgemeyerek akademik alanda olduğu kadar idari alanda da yetişmeye büyük katkılarda bulunan hocam Sayın Doç.Dr.Osman EROĞUL'a, Gülhane Askeri Tıp Akademisi Kulak Burun Boğaz Anabilim Dalı kliniğinde hastaların uyku kayıtlarının alınması ve tez çalışmalarım sırasında önemli katkılarda bulunarak beni yönlendiren Sayın Doç.Dr.Timur AKÇAM'a ve uyku kayıtlarının alınmasında çok emeği geçen Dr.Hakan GENÇ'e ve çalışmalarım süresince dostluk ve sevgilerini esirgemeyen birçok fedakarlıklar göstererek beni destekleyen eşim ve çocuklarıma en derin duygularla teşekkür ederim.

Doğan Deniz DEMİRGÜNEŞ
Ankara, Temmuz 2009.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
SİMGELER DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ	1
1.1 Tezin Amacı	6
1.2 Tezin Kapsamı.....	7
2. KURAMSAL TEMELLER.....	9
2.1 Uyku	9
2.2 Uyku Fizyolojisi.....	10
2.2.1 Uyku evreleri	11
2.2.2 Uyku gereksinimi	13
2.3 Uykuda Solunum Bozuklukları	14
2.3.1 Horlama	15
2.3.1.1 Horlama mekanizması.....	16
2.3.2 Tıkayıcı Uyku Apnesi Sendromu (TUAS)	19
2.3.2.1 Tıkayıcı uyku apnesi sendromu tanısı.....	23
2.4 Polisomnografi.....	24
2.4.1 Polisomnografide uyku ve ilişkili olayların skorlaması.....	27
2.4.2 Polisomnografide solunum skorlaması kuralları	28
2.4.2.1 Polisomnografide apne kuralları	29
2.4.2.2 Polisomnografide hipopne kuralları.....	30
2.5 Horlama ve Tıkayıcı Uyku Apnesi Sendromu Tedavisi	32
2.6 Biyomedikal Sinyallerin İşlenmesi	35
2.6.1 Zaman bölgesi sinyal işleme yöntemleri.....	36
2.6.2 Frekans bölgesi sinyal işleme yöntemleri.....	41
2.6.2.1 Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD).....	43
2.6.2.2 Güç spektrumu ve periodogram	44
2.6.2.3 Özbağlanım (Autoregressive-AR) Spektrum Kestirimi	46

2.7. Horlama Seslerinin Analizi	47
2.7.1 Horlama Seslerinin Eşdeğer Ses Seviyesi (Leq) Analizi	50
2.7.2 Horlama seslerinin zaman ve frekans bölgesi analizi	52
2.7.3 Horlama seslerinin konuşma analizi yöntemleriyle incelenmesi	59
2.7.3.1 Horlama Seslerinin Doğrusal Öngörüm Kodlaması (LPC) Analizi.....	59
2.7.3.2 Horlama Seslerinin Çok Boyutlu Ses Yazılımı (MDVP) Analizi	64
2.8 Solunum Sinyallerinin Analizi	65
2.9 Oksijen Saturasyonu (SaO₂) Sinyallerinin Analizi	70
2.9.1 Pulse oksimetre.....	70
2.9.2 Oksijen saturasyonu sinyallerinin matematiksel analizi.....	74
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	79
3.1 Materyal.....	80
3.1.1 Veri toplama sistemi	81
3.1.1.1 Veri toplama sistemi donanımı	82
3.1.1.2 Veri toplama sistemi yazılımı.....	86
3.1.2 Hasta kayıtları ve veritabanı oluşturulması	89
3.2. Yöntem	92
3.2.1 Grafiksel kullanıcı arayüzü	94
3.2.2 Solunum sinyallerinin analizi.....	97
3.2.2.1 Apne indeksinin kestirilmesi	98
3.2.3 Oksijen saturasyonu sinyallerinin analizi.....	99
3.2.3.1 Hipopne indeksinin kestirilmesi	99
3.2.4 Horlama seslerine ait özelliklerin hesaplanması	101
4. BULGULAR.....	103
4.1 Solunum Sinyalleri Analizi Bulguları	103
4.1.1 Apne, hipopne ve apne/hipopne indeksi bulguları.....	104
4.2 Oksijen Saturasyonu Analizi Bulguları	110
4.3 Horlama Seslerinin Analizi Bulguları	111
5. TARTIŞMA VE SONUÇ.....	117
KAYNAKLAR	121
ÖZGEÇMİŞ.....	126

SİMGELER DİZİNİ

AASM	Amerika Uyku Tıbbı Akademisi (American Academy of Sleep Medicine)
AC	Alternatif Akım (Alternative Current)
A/D	Analog / Sayısal Dönüştürücü
AFD	Ayrık Fourier Dönüşümü
AGC	Otomatik Kazanç Kontrolü (Automatic Gain Control)
Aİ	Apne İndeksi
AİA	Ağız İçi Araç
AHI	Apne Hipopne İndeksi
AR	Özbağlanım (Auto Regressive)
ARMA	Özbağlanım Yürüyen Ortalama (Auto Regressive Moving Average)
ASDA	American Association of Sleep Disorders
ATFD	Ayrık Ters Fourier Dönüşümü
BMI	Vücut Kitle İndeksi (Body Mass Index)
BPAP	İki Seviyeli Pozitif Havayolu Basıncı (Bilevel Positive Airway Pressure)
BPM	Dakikadaki Vuru Sayısı (Beat Per Minute)
BSL Pro	Biopac Student Lab Pro
CD-ROM	Compact Disk Read Only Memory
CO ₂	Karbondiyoksit
COPD	Kronik Tıkalı Akciğer Hastalığı (Chronic Obstructive Pulmonary Disease)
CPAP	Sürekli Pozitif Havayolu Basıncı (Continuous Positive Airway Pressure)
dB	Desibel
DC	Doğru Akım
EEG	Elektroensefalografi
EKG	Elektrokardiyografi
EMC	Electromagnetic Compatibility
EMG	Elektromyografi
EOG	Elektrookülografi
FFT	Fast Fourier Transform
FIR	Sonlu Dürtü Tepkeli (Finite Impulse Response)
GATA	Gülhane Askeri Tıp Akademisi
GAUH	Gündüz Aşırı Uyku Hali

GB	Gigabayt
GN	Gerçek Negatif
GP	Gerçek Pozitif
GSY	Güç Spektral Yoğunluğu
GUI	Grafiksel Kullanıcı Arayüzü Graphical User Interface
HbO ₂	Hemoglobin Oksijen
Hb	Hemoglobin
HFD	Hızlı Fourier Dönüşümü
Hİ	Hipopne İndeksi
Hz	Hertz
IEC	International Electric Committy
IIR	Sonsuz Dürtü Tepkeli (Infinite Impulse Response)
KB	Kilobayt
KBB	Kulak Burun Boğaz
kHz.	Kilohertz
Leq	Eşdeğer Sürekli Ses Seviyesi (Equivalent Continuous Sound Level)
LPC	Doğrusal Öngörüm Kodlaması (Linear Predictive Coding)
m	Metre
MA	Yürüyen Ortalama (Moving Average)
MB	Megabayt
MATLAB	Matrix Laboratory
MDVP	Çok Boyutlu Ses Programı (Multi Dimensional Voice Program)
MRD	Mandibular Repositioning Devices
MSLT	Multiple Sleep Latency Test
NHR	Noise to Harmonics Ratio
NKD	Negatif Kestirim Değeri
nm	Nanometre
NREM	Non-REM
OS	İşletim Sistemi (Operating System)
OSAS	Tıkalı Uyku Apne Sendromu (Obstructive Sleep Apnea Syndrome)
PKD	Pozitif Kestirim Değeri
PSG	Polisomnografi

RDI	Solunum Rahatsızlık İndeksi (Respiratory Disturbance Index)
RAM	Random Acces Memory
REM	Hızlı Göz Hareketleri (Rapid Eye Movements)
RMS	Etkin Değer (Root Mean Square)
SPI	Soft Phonation Index
SNR	İşaret Gürültü Oranı (Signal to Noise Ratio)
STFT	Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü (Short Time Fourier Transform)
SWS	Slow Wave Sleep
SaO ₂	Oksijen Saturasyonu
TUAD	Türk Uyku Araştırmaları Derneği
TUAS	Tıkayıcı Uyku Apne Sendromunu
TRD	Tongue Retaining Devices
UARS	Upper Airway Resistance Syndrom
USB	Universal Serial Bus
UPPP	Uvulopalatopharyngoplasty
ÜSY	Üst Solunum Yolu
YN	Yanlış Negatif
YP	Yanlış Pozitif

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Uyku evrelerinin grafiksel olarak açıklanması	12
Şekil 2.2 Yaşam boyu ortalama uyku sürelerinin dağılımı	13
Şekil 2.3 Üst hava yolunun anatomik görünümü	18
Şekil 2.4 Tıkanmaya neden olabilecek anatomik bozukluklar.....	20
Şekil 2.5 Açık ve tıkalı üst hava yolunun anatomisi	20
Şekil 2.6 Uyku apnesinde fizyolojik parametrelerin değişimi	21
Şekil 2.7 Apne tipine göre üst hava yolu ve göğüs solunum durumları	22
Şekil 2.8 Otomatik uyku kayıt sisteminin şematik görünümü	25
Şekil 2.9 Apne skorlamasının grafiksel olarak görünümü	30
Şekil 2.10 Hipopne skorlamasının grafiksel olarak görünümü	31
Şekil 2.11 TUAS tedavisinde kullanılan CPAP yöntemi	34
Şekil 2.12 İlinti ve çapraz ilintinin zaman bölgesinde kaydırma	40
Şekil 2.13 Horlama için tasarlanan hayvan deneyi (köpek) modeli	49
Şekil 2.14 A, B, C, D-Ağırlıklı ses seviyelerinin eğri aileleri.	51
Şekil 2.15 Basit horlayan hastaların horlama sinyalleri analizi.....	53
Şekil 2.16 TUAS hastalarının horlama sinyalinin analizi.....	54
Şekil 2.17 Horlama sinyallerinin horlama kaynağına göre frekans bölgesi analizi.....	55
Şekil 2.18 Horlama sinyallerinin analizi için geliştirilen GUI.....	56
Şekil 2.19 Horlama spektrogramının gözlenmesi	58
Şekil 2.20 Doğrusal öngörüm kodlamasıyla konuşma sinyalinin üretim modeli	60
Şekil 2.21 Horlama sinyallerinin oluşumu için LPC modeli	60
Şekil 2.22 Üst hava yolu enine kesit alanının kestirilmesi.....	61
Şekil 2.23 Horlama seslerinin izgesel zarf kestirimi analizi.	62
Şekil 2.24 Horlama sinyalinin formant yapısı.	63
Şekil 2.25 Solunum sistemindeki organlar	66
Şekil 2.26 Solunum sinyallerinin sınıflandırılması	67
Şekil 2.27 Pulse oksimetrenin çalışma prensibi	71
Şekil 2.28 Pulse oksimetrenin çalışma prensibi blok diyagramı.....	72
Şekil 2.29 Normal bir insanın parmak ucundaki saturasyon sinyali dalga şekli.....	73
Şekil 2.30 Oksijen saturasyonunun matematiksel analiz modeli. Delta İndeksinin hesaplanması için bir örnek.....	75
Şekil 2.31 Oksijen saturasyonu sinyallerinin periodogram analizi.....	78

Şekil 3.1 Tez çalışmasının iş akış diyagramı.....	79
Şekil 3.2 Biopac veri toplama sistemi.....	81
Şekil 3.3 Horlama sesi sinyallerinin alındığı mikrofon	83
Şekil 3.4 Solunum sinyallerinin alındığı nazal termistör	84
Şekil 3.5 Oksijen saturasyonu sinyallerinin alındığı modül	85
Şekil 3.6 Pulse Oksimetre parmak probu TSD 123	85
Şekil 3.7 Biopac Student Lab Pro yazılımı ekran görüntüsü	87
Şekil 3.8 BSL Pro Yazılımı “Transform” menüsü komutları.	88
Şekil 3.9 MP 35 Veri toplama ünitesi kanal ayarı penceresi.	89
Şekil 3.10 Grafiksel kullanıcı arayüzü akış diyagramı	93
Şekil 3.11 Geliştirilen grafiksel kullanıcı arayüzü	94
Şekil 3.12 Hasta bilgileri arayüzü	95
Şekil 3.13 İnceleme parametre ve komutları arayüzü	96
Şekil 3.14 Analiz sonuçları arayüzü	96
Şekil 3.15 Apne indeksinin kestirimini algoritması blok diyagramı.....	98
Şekil 3.16 Hipopne indeksi kestirimi algoritması blok diyagramı.....	100
Şekil 4.1 Oksijen Saturasyonu ve solunum sinyallerinin histogramları.....	104
Şekil 4.2 ROC analizi için oluşturulan hata matrisi	108
Şekil 4.3 Geliştirilen sistemin ROC eğrisi	109
Şekil 4.4 Horlayan ve TUAS hastalarının oksijen saturasyonu değişimi	111
Şekil 4.5 Apne anında horlama sinyalinin değişimi	112
Şekil 4.6 Hipopne anında horlama sinyalinin değişimi	113
Şekil 4.7 Rastgele seçilen bir hastaya ait 60 saniyelik horlama sinyali	114
Şekil 4.8 Horlama sinyali Periodogram yöntemiyle kestirilen güç spektrumu.....	114
Şekil 4.9 TUAS Hastasının 40 saniyelik horlama sinyali	115
Şekil 4.10 Aynı sinyalin A-Ağırlıklanmış ses seviyesi değişimi	115

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 Polisomnografi için minimum gereksinimler.....	26
Çizelge 2.2 Horlama ve TUAS tedavisinde uygulanan yöntemler.....	33
Çizelge 2.3 Horlayan ve TUAS hastalarının frekans spektrumu parametrelerinin karşılaştırılması.....	54
Çizelge 2.4 Çok boyutlu ses yazılımı ile basit horlayan ve TUAS hastalarının karşılaştırılması.....	65
Çizelge 2.5 Solunum sinyallerinin sınıflandırma sonuçları.....	69
Çizelge 3.1 MP 35 veri toplama ünitesinin teknik özellikleri.....	82
Çizelge 3.2 Fizyolojik sinyalleri kayıt edilen hastalara ait bilgiler.....	90
Çizelge 3.3 Veritabanında kaydı bulunan hastalarla ilgili istatistiki bilgiler	92
Çizelge 4.1 Sonuçların karşılaştırılması.....	105
Çizelge 4.2 Ortalama ve standart sapma değerlerinin karşılaştırılması	106
Çizelge 4.3 Sistemin performans göstergeleri	109
Çizelge 4.4 Horlayan ve TUAS hastaların oksijen saturasyonu değişimi	110
Çizelge 4.5 Horlama sinyali frekanslarının ortalama değişimi.....	115
Çizelge 4.6 Horlayan ve TUAS hastaların horlama parametreleri	116

1. GİRİŞ

Uykunun gizemli doğasına, tarih boyunca ilgi duyulmuş, pozitif bilimlerin henüz gelişmediği dönemlerde mitolojik olaylarla uyku anlaşılmaya ve anlatılmaya çalışılmıştır. Tarihte uyku bozuklukları ile ilgili bilgiler satır aralarında geçmektedir. Milattan önce 3. yüzyılda büyük İskender döneminde Pontus devletinde yaşayan Dionizos isimli kralın ileri derecede şişman olduğu, gece horlamalarının ve gündüz aşırı uyku halinin tıkayıcı uyku apnesi hastalık tablosuna büyük oranda uyduğu değerlendirilmektedir (Karadağ 2008).

Bilim dünyasındaki kayıtlarda birçok büyük düşünür, Aristo, Hipokrat, Freud ve Pavlov uyku ve rüyanın psikolojik ve fizyolojik temellerini açıklamaya çalışmıştır. Ancak 900-1000 yıllarında yaşayan, İbn-i Sina ve Razi'nin rüyalar hakkındaki görüşleri pozitif bilimlerin temellerini oluşturmuştur. İbn-i Sina'nın orta çağda batılı ülkelerde dört yüz yıl boyunca ders kitabı olarak okutulan ünlü eseri El-Kanun fi't-Tıb (tıpta kanun) tıp ile ilgili zamanının bilgilerini ihtiva eder.

1400'lerde uyku ile ilgili ilginç araştırmalar dikkati çekmektedir. Leonardo da Vinci, uykusuzluğun yan etkilerini araştırmak için her iki saatte bir 20 dakika uyuyarak bir deney yapmıştır. 1729'da Demairan gündüz yapraklarını açan, gece kapatan heliotrope bitkisinin karanlık bir kutuda yapraklarını açtığını izleyerek, gece ve gündüzün canlıların yaşamındaki önemine dikkati çekmiş ve 24 saat süren bir biyolojik ritim kategorisi olan sirkadyen ritmi ilk kez deneysel olarak göstermiştir. Ancak gerçek anlamda uykunun sırları, uyku sırasında vücut fonksiyonlarının kaydedilmesi ve incelenmesiyle çözülmeye başlanmıştır (Dement 1990).

Uyku konusunda ilk bilimsel yayın İskoç bilim adamı Robert MacNish tarafından uykunun bazı uyaranlarla geri döndürülebilen bir bilinçsizlik hali olduğu ifade edilerek "The Philosophy of Sleep" adıyla 1834'de yayımlanmış olup, bu çalışmadan sonra beyin elektrofizyolojisi ile ilgili çalışmalar hız kazanmıştır. Bu konuda ilk gelişme Luigi Galvani'nin hayvan deneylerinde beyin hücrelerinde elektriksel aktivitenin varlığının

tespitiyle başlamış ve Richard Caton tarafından Elektroensefalografiyi (EEG) oluşturan potansiyellerin bulunmasıyla şekillenmiştir (Dement 2005).

Richard Caton (1842-1926) elektrofizyolojik olaylarla ilgilenmiş ve özellikle maymunlarda beynin elektriksel aktivitelerinin belirlenmesi üzerine çalışmıştır (Kutlu 2000). Caton'un çalışmalarında mini akımölçer kullanılmış, kafatası yüzeyine konulan iki elektrot ile değişik yönlerden gelen zayıf akımlar güçlendirilmiş ve bu çalışmalar elektroensefalografinin doğuşuna sebep olmuştur. Bu çalışmalarda bozunum etkisi büyük rol oynasa da, Caton EEG'yi oluşturan potansiyelleri keşfetmiştir (Dement 2005).

İnsan EEG'sinin mucidi ise Hans Berger (1873-1941) isimli bir nöropsikiyatristtir. İnsan üzerindeki ilk EEG çalışmaları Birinci Dünya Savaşı sonrasında kafatası kemik kusurları olan kişilerde yapılmıştır. 6 Temmuz 1924'te Edelman mini akımölçer ile beyinden gelen elektriksel salınımı göstermiştir. Kleitman ve Aserinsky 1953 yılında uykuda hızlı göz hareketlerinin olduğu REM (Rapid Eye Movement) dönemi uykusunu elektroensefalografide göstermişlerdir. 1956'da uykunun sıklık değişimlerinin dönemler halinde olduğu, bu dönemlerin ise 90-100 dakika sürdüğü, evre 1 ile başlayıp REM uykusu ile sonlandığı Dement ve Kleitman tarafından gösterilmiştir (Karadağ 2008).

Sağlıklı uykunun sırları çözülmeye başlandığında uyku bozukluklarındaki değişikliklerin kayıtları da merak edilmeye ve gözlemlere dayanan bilgilerin bilimsel olarak değerlendirilmesi aşamasına geçilmiştir. Ünlü İngiliz yazar Charles Dickens 1836'da seri yayın olan "Posthumous Papers of the Pickwick Club" da bu kulübün çaycısı Joe 'nun oturduğu yerde uyukladığı, horladığı, uykudan zor uyandırıldığı, kalp yetmezliği ve kişilik değişikliği olduğunu bildirmiştir. Charles Dickens tarafından farkında olmadan tanımlanan tıkalıcı uyku apne sendromunu (TUAS), bilimsel anlamda ilk kez 1956 da Burwell ve arkadaşları tanımlamıştır (Köktürk 1998).

1965 yılında birbirlerinden bağımsız olarak Fransa'da Gastaut, Tassinari ve Duran, Almanya'da ise Jung ve Kuhlo uyku kaydı yaparak tıkalıcı uyku apne sendromunu tanımlamışlardır (Gastaut *et al.* 1965).

Uyku apne sendromunun tedavisi için 1970’de William C. Dement, Stanford Üniversitesinde ilk uyku araştırma merkezini kurmuştur. Uykuda solunum bozukluğunun tedavi edilebilir olduğunun görülmesi konuya ilgiyi artırmış ve bu alanda çalışmaların yoğunlaşmasına neden olmuştur. Uyku kayıtlarında solunumsal parametreler ilk kez Christian Guilleminault tarafından 1972’de Stanford Üniversitesi’nde uyku çalışmaları sırasında kullanılmıştır. Bu kayıtların eklenmesiyle uyku apne sendromunun günümüzdeki tanımı 1973 yılında yapılmıştır. Polisomnografi tanımı ilk kez 1974 yılında Jerome Holland tarafından kullanılmıştır. Holland’ın tanımına göre, Polisomnografi; gece boyunca uykuda birçok fizyolojik parametrenin eşzamanlı kaydı, analiz ve yorumlanmasını belirtmek amacıyla kullanılan bir terimdir.

Polisomnografi tetkiki sonucunda incelenen birçok fizyolojik parametrenin değerlendirilmesi ve uyku skorlamasının doğru şekilde yapılması ayrı bir önem kazanmıştır. Bu maksatla Allan Rechtschaffen ve Anthony Kales’in başkanlığında oluşturulan bir komisyon tarafından, oluşum aşamasındaki birçok çalışma göz önünde bulundurularak geniş bir uzlaşa sonrası normal uyku değerlendirilmesi için standart yöntemleri içeren skorlama kılavuzu 1968’te yayınlanmıştır. Bu çalışma uyku tıbbının gelişimi için devrim niteliği taşımış, bu alanda standardizasyona gidilmesine ve uyku bozuklukları ile ilgili eğitime çok büyük katkıları olmuştur (Reschtaschaffen and Kales 1968).

Normal uyku tanımlaması için bu ilk kılavuz uyku çalışmaları yapan birçok insana yardımcı olmasına rağmen, zaman içinde yeni uyku hastalıklarının ve tanımlarının oluşması, gelişen uyku bilimi ve uyku tıbbının hızla ortaya çıkan geniş alanı, bu skorlamanın tekrar gözden geçirilip, yeni skorlama kurallarının oluşturulması gereksinimini doğurmuştur. Kanıta dayalı uyku skorlama kurallarının oluşturulması çalışmalarına Amerikan Uyku Tıbbı Akademisi (American Academy of Sleep Medicine AASM) tarafından 2003 yılında başlanmış ve dört yıl süren hem kanıta dayalı hem de uzlaşa yöntemlerinin standartları birleştirilerek gerçekleştirilen çalışmalar sonucunda ortaya çıkan skorlama kılavuzu 2007 yılında yayınlanmıştır (Iber *et al.* 2007).

Türkiye’de uyku hastalıkları konusunda çalışmalara Nöroloji ve Psikiyatri bilim dalları öncülük etmiştir. İlk olarak İstanbul’da Prof. Dr. Erbil Gözükırmızı tarafından Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nöroloji Anabilim Dalı’nda, Ankara’da ise Prof. Dr. Hamdullah Aydın tarafından Gülhane Askeri Tıp Akademisi (GATA) Psikiyatri Anabilim Dalı’nda uyku hastalıkları konusunda çalışmalar başlatılmıştır. Uyku hastalıkları arasında, uykuda solunum bozukluklarının önemli bir yer tutması nedeniyle Göğüs Hastalıkları uzmanları da bu konuda çalışmalara başlamışlardır. 1992 Yılında kurulan Türk Uyku Araştırmaları Derneği (TUAD) ile aynı yılda kurulan Türk Toraks Derneği içerisinde de çalışmalar başlamış ve uyku bozuklukları çalışma grubu kurulmuştur.

Türkiye’de askeri tıp alanında önemli bir yeri olan Gülhane Askeri Tıp Akademisi (GATA) bünyesinde Ruh ve Sinir Hastalıkları Anabilim Dalı ve Kulak Burun Boğaz Anabilim Dalları ile Biyomedikal Mühendislik Merkezinde 2006 ve 2008 yılları arasında bu alanda önemli çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmalarda uyku laboratuvarında hastalardan gece boyunca horlama kayıtları alınmış ve uzun süreli horlama seslerini analiz etmek amacıyla otomatik algılama sistemi geliştirilmiştir. Geliştirilen sistem basit horlayan ve TUAS hastalarından alınan horlama sesi kayıtlarındaki horlama bölümlerini belirlemekte ve öksürük, uykuda konuşma, diş gıcırdatma gibi istenmeyen dalga şekillerini reddetmektedir. Sistem basit horlayanlarda hekim tarafından horlama olarak değerlendirilen ses kayıtlarına ait bölütlerin %94’nü, TUAS hastalarında ise % 78’ni doğru olarak algılamıştır (Çavuşoğlu vd. 2006).

Uyku, davranışsal ve fizyolojik belirleyiciler üzerinden tanımlanmaktadır. Davranışsal belirleyiciler olarak; hareketliliğin olmaması, ya da azalması, gözlerin kapanması, dış uyaranlara cevabın azalması, karakteristik uyku postürü, geri dönüşümlü bilinç kaybı sayılmaktadır. Fizyolojik belirleyiciler ise; temel olarak elektroansefalografi (EEG), elektrookulografi (EOG) ve elektromyografide (EMG) gözlenen değişimlerdir. Bu değişimlere ilave olarak solunum, kandaki oksijen saturasyonu, elektrokardiyogram (EKG), bacak hareketleri ve solunum sesleri günümüzde polisomnografi (PSG) yardımıyla ölçülebilmektedir. Böylece, uyku sırasındaki aktiviteler sayısal ifadelerle dönüştürülmekte, karşılaştırılabilir veriler ortaya konmakta, bozuklukların ortaya çıkış

biçimi, özellikleri, bozukluğun gidişatı içindeki değişimler ve tedaviye verilen cevap polisomnografi ile uyku sırasında toplanan verilerle incelenmiş olmaktadır. Polisomnografi, temel olarak, uyku sırasında, uykunun yapısı ve fizyolojik değişimlerin araştırılmasıdır. Bu tetkik, uykunun yapısını, uykuda psikolojik, biyolojik ve patolojik değişimleri, uyku dönemleriyle ilişkilendirerek ortaya koymaktadır. Bu incelemeler sırasında, bir fizyolojik olay tek başına ele alınabileceği gibi, birden fazla olay ve bunlar arasındaki ilişkiler de irdelenebilmektedir (Aydın vd. 2005).

Uyku sırasında solunum örüntüsünde patolojik düzeydeki değişikliklere bağlı olarak meydana gelen solunum bozuklukları ve diğer klinik tablolara uykuda solunum bozuklukları adı verilmektedir. Uykuda gelişen fizyolojik değişiklikler hakkında günümüzde de süren araştırmalar özellikle polisomnografinin ortaya çıkması ve beyin elektriksel aktivite değişikliklerinin tespitiyle beraber hız kazanmıştır. 1990 yılında, uyku ve bozuklukları konusunda elde edilen veriler ışığında Amerikan Uyku Bozuklukları Birliği (American Sleep Disorders Association-ASDA) tarafından 4 ana grup altında 84 hastalığı içeren “Uluslararası Uyku Bozuklukları Sınıflaması” geliştirilmiştir. Çok disiplinli yaklaşım gerektiren bu geniş yelpaze içerisinde uykuda başlıca solunum bozuklukları: uyku sırasında üst hava yolunun tıkanmasına sebep olan; tıkalı uyku apne sendromu (TUAS), üst solunum yolu direnci sendromu ve horlama olarak belirlenmiştir (Papila 2005).

Horlama, erkeklerde ve şişman kişilerde daha sık olmakla birlikte, her insanda görülebilen ve ilerleyen yaş ile birlikte şiddeti de artan, kişinin çevre ile uyumunu bozmaktan, boşanmaya kadar gidebilen aile içi bir sorun olabilmektedir. Uyku sırasında üst hava yolunun titreşmesi sonucu oluşan solunum sesi horlama olarak tanımlanmıştır.

Horlama tıkalı uyku apne sendromunun en belirgin ve erken sendromu olmakla birlikte yalnız başına klinik tanı için yeterli olmamaktadır. Horlama şikâyeti olan hastada TUAS olup olmadığını halen bu konuda altın standart olan polisomnografi dışında kesin olarak gösterecek bir değerlendirme yöntemi bulunmamaktadır. Uykunun yapısı ve fizyolojik değişimlerin araştırılması için uyku laboratuvarına yatırılan hastanın bir gece boyunca polisomnografi kayıtlarının alınması ve hekim tarafından incelenmesi

zaman alıcı, klinik uzmanlık gerektiren ve hastayı rahatsız eden bir süreçte gerçekleşmektedir. Polisomnografinin belirli merkezlerde yapılabilmesi, alınan kayıtların hekim tarafından belirli bir süreçte incelenmesinin zaman alması, pahalı olması ve hastayı rahatsız edici bir yöntem olması gibi nedenlerden ötürü horlama problemi olan hastaların tamamının uyku laboratuvarlarında kayıtlarının alınması mümkün değildir. Bu nedenle son dönemde hastanın alıştığı yatakta doğal olarak uyumasına imkân verecek şekilde ev tipi kayıt sistemleri ortaya çıkmaya başlamıştır.

Tıkayıcı uyku apne sendromu ve horlama tedavisinde cerrahi yöntemler geliştirilmesine rağmen, apnenin ve horlamanın tedavisi için hastaya yapılan müdahalelerde karşılaşılan en önemli sorunlardan birisi, uygulanan yöntemin hasta üzerinde ne kadar etkin olduğunun objektif verilere dayandırılarak belirlenememesidir.

1.1 Tezin Amacı

Bu çalışmada, basit horlayan ve tıkayıcı uyku apne sendromlu hastalardan eşzamanlı olarak kayıt edilen fizyolojik verilerin analizinin yapılabilmesi için yazılım geliştirilmiştir. Yazılım teknik bir programlama dili olan MATLAB ortamında geliştirilmiş ve basit horlayan hastalar ile TUAS hastalarının eş zamanlı olarak kayıt edilen verileri, sinyal işleme yöntemleri kullanılarak incelenmiştir.

Geliştirilen yazılım ile yapılan incelemeler ve tez kapsamında yapılan diğer çalışmalarda; horlama şikâyeti ile başvuran bütün hastaların uyku laboratuvarına yatırılarak polisomnografi kayıtlarının alınmasına gerek olup olmadığı ve analiz sonucunda tabibin hastaya uygulanacak tedaviye karar vermesine yardımcı olacak objektif kıstasların elde edilip edilemeyeceği araştırılmıştır. Bu çalışma kapsamında hastalardan alınan fizyolojik verilerin sinyal işleme yöntemleri ile analizi sonucunda, basit horlayan/TUAS ayrımının yapılması, TUAS ile ilgili tedavinin planlanması veya ileri düzeyde tetkik için hastaların uyku laboratuvarında yatırılmasına gerek olup olmayacağının belirlenmesi ve hekimin objektif kriterlere dayalı olarak hastaya uygulanacak tedaviye karar vermesine yardımcı olacak bir karar destek sisteminin geliştirilmesi amaçlanmıştır. Ayrıca geliştirilen sistem ile cerrahi yöntemlerle tedavi

edilen horlayan hastaların ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası fizyolojik parametrelerinin karşılaştırılması ve değerlendirilmesine imkân sağlayan bir sistemin geliştirilmesi amaçlanmıştır.

1.2 Tezin Kapsamı

Bu çalışmada basit horlayan ve TUAS hastalarından eşzamanlı olarak alınan; horlama sesleri, kandaki oksijen saturasyonu (doyumu) değişimi ve apnenin belirlenmesinde büyük rol oynayan üst hava yolu sıcaklığının değişimi (nazal akış) verileri, sinyal işleme yöntemleri ile zaman ve frekans bölgesinde incelenmiştir. Öncelikle hastaların horlama sesleri, nazal akış değişimi ve oksijen saturasyonunun bir gece boyunca kayıt edilebileceği bir veri toplama sistemi kurulmuştur. Bir gece boyunca hastalardan kayıt edilen eşzamanlı veriler sayısal olarak bilgisayar ortamında saklanmış ve analiz için geliştirilen yazılım ile incelenmiştir.

İlk aşamada, hastaların bazı analog fizyolojik sinyallerinin, dönüştürücüler yardımıyla alınması ve sayısal sinyallere çevrilerek toplanması maksadıyla Gülhane Askeri Tıp Akademisi Kulak Burun Boğaz Anabilim Dalı kliniğine veri toplama sistemi kurulmuş ve 58 hastaya ait kayıtlar alınmıştır. 58 kayıttan 12'si, çok fazla bozunum etkisine sahip olması veya bir kanala ait verilerin tamamının kaydedilememiş olması nedeniyle inceleme dışı tutulmuştur. Hastalardan veri toplanması sürecinde çalışmanın doğrulaması amacıyla aynı zamanda polisomnografi tetkikleri de yaptırılmış ve uyku apnesinin tespitinde altın standart olarak kabul edilen polisomnografi sistemi ile çalışma sonucunda elde edilen bulgular karşılaştırılmıştır.

Hastalardan alınan veriler, gerek gürültünün ve bozunum etkilerinin iyileştirilmesi gerekse de sinyallerin analizin yapılacağı belirli frekans bölgelerinde incelenebilmesi maksadıyla süzgeçleme işlemine tabi tutulmuştur. Hastalardan bir gece boyunca eşzamanlı olarak alınan horlama sesleri, üst hava yolu solunum sinyalleri ve oksijen saturasyonu bilgilerini içeren bir veritabanı oluşturulmuştur. Veritabanındaki hasta kayıtlarının incelenmesi ve analizinin yapılması ve tabibin hastaları değerlendirmede kullanabileceği parametreleri görsel olarak değiştirebileceği ve bunun sonucunda

meydana gelen değişimi izleyebileceği bir grafiksel kullanıcı ara yüzü (Graphical User Interface-GUI) tasarlanmış ve analiz sonuçları bu ara yüz ile kullanıcıya sunulmuştur.

Yapılan literatür çalışmaları ve bulgular tez içerisinde aşağıdaki sıra ile verilmektedir:

“Kuramsal Temeller” isimli bölümde; uyku ve uyku fizyolojisi, uykuda solunum bozuklukları, horlama ve horlama mekanizması, tıkayıcı uyku apnesi ve horlamanın tanı ve tedavisine değinilmiştir. Ayrıca hastalardan alınan kayıtların zaman ve frekans bölgesinde incelenmesi ve analizlerinin yapılabilmesi için biyomedikal sinyal işleme konularında bilinmesi gereken temel sayısal sinyal işleme teknikleri anlatılmıştır.

Tez çalışması kapsamında kullanılan materyal ve analiz yöntemi 3. bölümde anlatılmıştır. Hastaların fizyolojik verilerinin alınması için kurulan Veri Toplama Sistemi, uzun bir süreçte gerçekleşen hasta kayıtlarının alınması ve veritabanının oluşturulması materyal bölümünün alt ana başlıkları olarak anlatılmıştır. Veritabanında bulunan sinyaller, bu sinyallerin zaman ve frekans bölgesinde sinyal işleme teknikleri kullanılarak incelenmesi, grafiksel kullanıcı ara yüzü ve yazılım geliştirilmesi ile ilgili çalışmalar Yöntem ana başlığının altında anlatılmıştır.

Bulgular ve sonuç bölümünde ise geliştirilen grafiksel kullanıcı ara yüzü kullanılarak elde edilen sonuçlar ve diğer polisomnografi sisteminden elde edilen sonuçlar karşılaştırılarak yorumlanmıştır. Altın standart olarak kabul gören Polisomnografi sisteminden elde edilen sonuçların kesin doğruluğa sahip olduğu varsayımıyla, geliştirilen sistemin performansı ortaya konulmuştur.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 Uyku

Uyku, organizmanın geçici olarak çevreyle iletişiminin, çeşitli uyaranlarla geri döndürülebilir biçimde kesilmesidir. Uyku sağlıklı bir yaşam için mutlak gerekli bir olgudur. Yaşamımızın üçte birini uykuda geçirmemize rağmen bu konuda bildiklerimiz yakın zamana kadar bir sır olarak kalmış ve uykunun solunum üzerine etkileri de ancak son yıllarda anlaşılabilmiştir. Uyku, hemen hemen bütün hekimlik dallarını ilgilendiren bir alandır. Uyku bozukluğu bazen başka bir bedensel ya da ruhsal hastalığın bir belirtisi olarak ortaya çıkabileceği gibi başlı başına ayrı bir hastalık olarak da görülebilir. Uyku sadece zihinsel yaşamın önemli bir parçası değil, aynı zamanda hormonal düzenlemede de önemli rol alan bir süreçtir. Bu nedenle uyku sorunlarının nedeni saptanarak tedavi altına alınmalıdır ve mutlaka nedene yönelik ilaç ve diğer tedaviler verilmelidir.

Hippocrates, vücudun iç organlarını sıcak tutma amacı ile kanın bu bölgelerde birikerek beyinden uzaklaştığını ve uykunun bu damarsal yeniden yapılanma sonucu ortaya çıktığını ileri sürmüştür. Aristotle ise alınan gıdaların ısıya dönüşerek uykululuğa yol açtığını belirtmiştir. 20. yüzyılın başlarında ise kana salgılanan bir maddenin uykuya neden olduğu temeline dayanan hipnotoksin teorisi ortaya atılmıştır. Bunu ispatlamak amacı ile uyuyan köpeklerden alınan kan, uyanık köpeklere verilmiş ve köpeklerde uykuyu indüklediği gösterilerek uykuyu başlatan iç kaynaklı bir faktörün varlığı teorisi desteklenmiştir.

Uyku biliminin bir disiplin olarak belirmesi, cihazların gelişimi yanında hem beyin aktivitesinin, hem de fizyolojik olayların ortaya çıkarılması ve kaydedilmesi sonucu olmuştur. Birçok ön çalışmadan elde edilen verilerin yardımıyla uykuda beynin yüzeysel aktivitesinin kaydı ilk kez 1875'te hayvanlarda yapılmış, 1929'da insanlarda beynin uyanıklık aktivitesi gösterilmiştir. İnsan kardiyak elektriksel aktivitesinin keşfi ve kaydı beyin aktivitesinin ortaya konmasıyla yakın zamanlarda Einthoven tarafından 1895 yılında yapılmıştır. Her ne kadar uyku sırasındaki anormal solunum konusu ilk

çağlara dayanmaktaysa da fizyolojik kayıtlarla patolojik durumların saptanması için solunum ve beynin monitörizasyonunun uyku sırasındaki birleşimi yirminci yüzyılın ortalarında gelişmiştir. Bu dönemde solunumsal kayıtlarda solunum çabası içinde tıkayıcı ve tıkayıcı olmayan periyodik duraklamalar izlenmiştir. Uyku sırasında birçok fizyolojik parametrenin kaydı temeline dayanılarak uyku özelliklerinin kaydedilmesi polisomnografi olarak adlandırılmıştır (Iber *et al.* 2007).

2.2 Uyku Fizyolojisi

Uyku, bilinçlilik açısından uyanıklığın ortadan kalkması değil, farklı bir bilinçlilik durumu olarak tanımlanabilir. Bu farklı bilinçlilik düzeylerinin farklı fizyolojik, elektrofizyolojik ve bilişsel bileşenleri vardır. Öğrenme, bellek oluşumu ve duysal düzenlemelerle uyku arasında bir ilişki olduğu bilinmektedir. En basit örnek uykusuz geçen bir geceden sonraki gün yaşanan gerginlik, huzursuzluk, yoğunlaşma güçlüğü ve verimsizliktir.

Beynin elektriksel aktivitesi (EEG), kalbin elektriksel aktivitesi (EKG), solunum sayısı, vücut ısısı, kan oksijen düzeyleri, göz hareketleri polisomnografi cihazları ile kayıt altına alınır. Polisomnografi incelemeleri sonucunda uyku evreleri iki ana bölüme ayrılmıştır. Birincisi REM (Rapid eye movement) uykusu, ikincisi de NREM (Non-REM) uykusudur. Bu uyku dönemi sınıflandırması göz hareketlerine bağlı olarak yapılmıştır. REM dönemi hızlı göz hareketlerinin olduğu ve rüyaların görüldüğü dönemdir.

NREM (Nonrapid eye movement) dönemi yavaş göz hareketlerinden oluşur ve genelde vücutsal değişikliklerin izlendiği derin uyku dönemidir. Uyku düzeni denilen olay bu iki dönemin belirli sürelerle birbirlerini takip etmesidir. Kişiden kişiye değişmekle beraber 90–120 dakika arasında REM (%25) + NREM (%75) döngüsü tekrarlanır. Bu döngü bir gecelik uyku sırasında yaklaşık 4–5 kez tekrarlanır. İlk REM dönemi kısa olmaya eğilimlidir ve yaklaşık 5–15 dakika sürer. Kişi kısa uyusa da bu döngünün bittiği dönemlerde uyandırılırsa daha dinlenmiş şekilde kalktığı ileri sürülmüştür. (Tural 2008)

2.2.1 Uyku evreleri

Reschtaschaffen ve Kales'in standardize ettiği kurallara göre uyku dönemleri Őunlardır:

Uyanıklık: Düşük voltajlı beta beyin dalgaları, rastgele ve hızlıdır.

Başlangıç (Dalış): Alfa dalgaları, rastgele ve hızlıdır. (saniyede 8–12 kez)

Evre 1 (%5): İlk uyanıklıktan uykuya ge iŐ  dönemidir. Alfa aktivitesi uykuya dalıŐ tan sonra teta frekansında bir faaliyete dönüşür. Saniyede 3–7 kez, alfa ve teta dalgaları görülür.

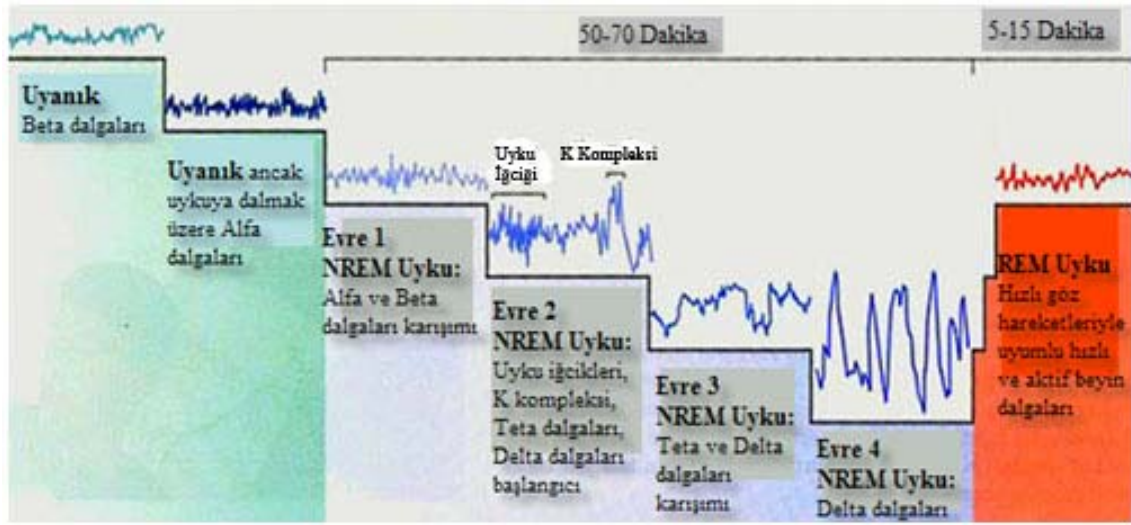
Evre 2 (%45) Beyindeki biyoelektrik aktivite daha da yavaŐ lamıŐ tır. EEG'de bu faza özgü, K kompleksleri ve uyku iŐ cikleri ortaya çıkar. K kompleksleri, yaklaŐ ık yarım saniye süreli temel aktiviteden daha yüksek genlikli yavaŐ  dalga formlarıdır. Uyku iŐ cikleri, oldukça sinüs biçimli yüksek frekanslı kısa süreli biyoelektrik aktivitedir. Gerçek uyku döneminin baŐ ladıđı dönemdir.

Evre 3 (%12) : Yüksek genlikte yavaŐ  delta dalgalarının görüldüğü dönemdir. Delta dalgaları saniyede 0,5-2,5 Hz. aralığında salınım sayısına sahip yüksek genlikli dalgalardır.

Evre 4 (%13) EEG kaydının en az %50 si delta dalgasıdır. 3. ve 4. Evre delta uykusu en derin uyku olarak adlandırılmaktadır.    nc  ve dördüncü dönemler genellikle birlikte değerlendirilerek, yavaŐ  dalga uykusu (Slow Wave Sleep-SWS) adını alır.

REM Dönemi (%25) BaŐ langı  uykuya benzer Testere diŐçi EEG kayıtların yanı sıra hızlı göz hareketlerinin olduğu ve rüyaların görüldüğü dönemdir. REM dıŐ ındaki dönemlerin tümüne NREM adı verilir (Akçam 1998). İskelet kası (solunum ve göz kasları hariç) tonusu pratik olarak sifıra yaklaŐ mıŐ tır. REM paralizisi olarak da bilinen bu durum beyin sapı merkezlerinin kortekste istemli kasları inhibe etmesi ile ortaya çıkar ve kiŐ inin REM uykusu boyunca rüyadan çıkmamasına yardımcı olur.

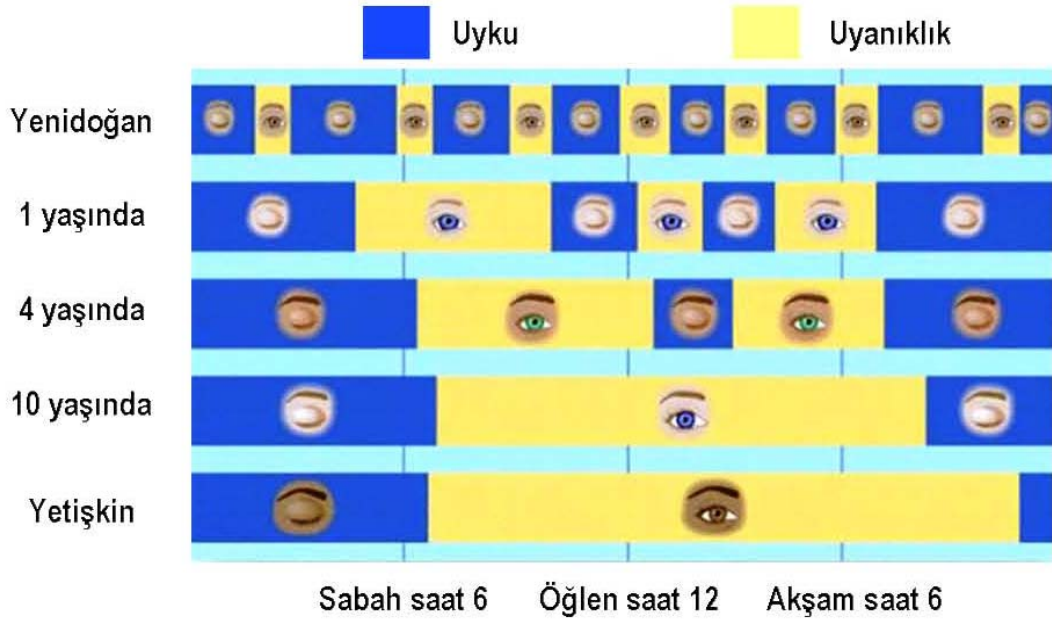
Yattıktan ortalama 15–20 dakikada kişi uykuya dalar. Sonraki 45 dakikada ise derin uykuya dalar (Evre 3 ve 4). Evre 4’e ulaşıldıktan ortalama 45 dakika sonra ilk REM dönemine ulaşılır. REM süresi ortalama 90 dakika sürer. Gece ilerledikçe REM süreleri uzar ve derin uykunun 3. ve 4. dönemleri, kişinin uykusu hafifler ve daha çok rüya görür. Evre 3 ve 4 derin uyku olarak adlandırılmakta olup, bu dönemde kişinin uyandırılabilmesi için daha güçlü bir uyarana ihtiyaç duyulmaktadır. Şekil 2.1’de uyku evrelerinin grafiksel olarak açıklanması görülmektedir (Tural 2008).



Şekil 2.1 Uyku evrelerinin grafiksel olarak açıklanması (Tural 2008)

Normal doğan bir bebek 24 saatin 16 saatini uykuda geçirmekte, uykuları genellikle REM uykusu ile başlamakta ve toplam uyku süresinin %50'sini REM uykusu oluşturmaktadır. REM uykusu bebek büyüdükçe azalmaktadır. Sekiz yaş civarında artık sadece gece uykusu vardır. 20 yaş civarında uyanıklık sayısının az, uyku etkinliğinin yüksek olduğu uykular devam ederken bu durum yaşla beraber giderek düşmektedir. 35 yaşlarında derin yavaş uyku oranı, 20'li yaşlara göre azalma gösterirken, REM uykusunun toplam uyku süresine oranı %25 olarak sabit kalmaktadır. Bu yaşlarda uyku etkinliğinde giderek azalma, gece uykuya dalma süresinde uzama ve gece içi uyanıklık sayısında artış gözlenmektedir. Yaşlılarda ise gece uykusunun süresi azalırken gün içerisindeki uyuklamaların sayısı ve süresi artış göstermektedir. Derin yavaş uyku süresi %10'a kadar düşmekte, yaş ilerledikçe derin yavaş uykunun azalması da belirginleşmektedir. Bu yaşlarda delta dalgalarının genliğinde de gözlenen düşme,

uykuyu düzenleyen merkezlerdeki bozulmanın bir yansıması olarak düşünülmektedir (Tural 2008).



Şekil 2.2 Yaşam boyu ortalama uyku sürelerinin dağılımı (Tural 2008)

2.2.2 Uyku gereksinimi

Uyku gereksinimi; yenileyici (restoratif) ve evrimsel (uyumcul) teoriler adı altında başlıca iki teori grubu ile açıklanmaktadır. Yenileyici teoriler uykuda yenilenme ve onarım süreçleri olduğunu ileri sürer. Genel olarak NREM uykusunun bedeni, REM uykusunun zihni yenilediği kabul edilir. NREM uykusu boyunca büyüme hormonu, testosteron ve prolaktin salgılarında artışlar olur. Günlük belleğin uzun dönemli kalıcı belleğe dönüştürülmesi için ve özellikle daktilo ile yazı yazmak ya da bisiklet sürmek gibi aktiviteleri içeren prosedüre yönelik belleğin sağlıklı çalışması için REM uykusuna ihtiyaç vardır. Ayrıca bir görev için aktive olan beyin bölgeleri REM uykusunda da aktive olur. Yani REM uykusu yeni edinimlerle kazanılmış sinirsel bağlantıların sabitleştirilmesine aracı olmaktadır. Yenileyici teorinin zayıflıkları arasında uyku ihtiyacımızın gün içerisinde çok aktif veya edilgen olmamız ile doğru ilişkili olmaması ve her zaman uykuya ihtiyacımız olması ile özetlenebilir (Tural 2008).

Evrimsel teoriler uykunun zaman içerisinde edinilmiş canlı kalmayı sağlayan uyumsal süreçler olduğunu, tehlikeli durum ya da türlerle karşılaşmayı önlediğini ileri sürer. Ayrıca uyku enerji tasarrufu sağlamaktadır. Bu teoriler birbirleriyle çatıştığı gibi birbirlerine destek olmakla beraber henüz açıklayamadıkları birçok konu bulunmaktadır.

Toplam uyku yoksunluğu ya da dönemsel uyku yoksunluğu çalışmaları önemli bilgiler sunmuştur. Bu çalışmaların sonunda beynin ve vücudun uykuya ihtiyacı olduğu açıkça anlaşılmıştır. Bir gecelik toplam uyku yoksunluğu sonrası gündüzleri mikro uyku denilen 1-2 saniyelik uyku durumu görülmüştür ki bu durumun tarih boyunca önemli kazalara yol açtığı ifade edilmiştir. Derin uykunun yeterince uyunmadığı ya da deneysel olarak ortadan kaldırıldığı durumlarda insanlar dinlenemediklerinden, sabah yorgun kalkmakta ve yeni bir günün yükünü taşıyacak durumda olmadıklarından yakınmaktadırlar. Aşırı şişmanlık ve uyku yoksunluğu arasında ilişki olduğunu ileriye süren araştırmacılar da vardır. Uzamış uyku yoksunluğunun ise adrenal yetmezlik, kalp hastalıkları ve tip II diyabet gibi sorunlara yol açtığı bildirilmiştir (Tural 2008).

Sonuç olarak, uyku zihinsel dinlenme ile beraber fiziksel dinlenmeyi de sağlar. Bu nedenle fiziksel egzersiz, hastalık, hamilelik ve buna benzer durumlar uyku ihtiyacını arttırmaktadır.

2.3 Uykuda Solunum Bozuklukları

Uyku sırasında solunum paterninde patolojik düzeydeki değişikliklere bağlı olarak gelişen ve hastalarda ölüm oranının artmasına yol açan klinik tablolara uykuda solunum bozuklukları denmektedir. Uyku vücudumuzun fiziksel ve ruhsal olarak dinlendiği, yenilendiği, yeni bir güne hazırlandığı dönem ve sağlıklı yaşam için vazgeçilmez bir olgu olarak bilinirse de, normal kişilerde bile uykuda bazı olumsuz değişiklikler de yaşanmaktadır. Bu değişikliklerden en fazla etkilenen sistem ise solunum sistemidir. Uyku solunum sisteminde direncin arttığı, solunum hızı ve ritminin bozulduğu, kimyasal ve mekanik reseptörlerin duyarlılığının ve solunumun azaldığı, kan gazlarında olumsuz değişikliklerin yaşandığı, sonuç olarak solunum sisteminin zarar gördüğü bir

dönemdir. Sağlıklı kişilerde bile uykuda bu olumsuz değişiklikler yaşanırken, uyku bozukluklarının en önemli tablolarından biri olan ve uykuda ölümlere kadar varan ağır sonuçlarını bildiğimiz “uykuda solunum bozukluklarının” erken tanı ve uygun tedavisi bu olgular için hayati önem taşımaktadır (Köktürk 1998).

Uykuda solunum bozukluklarının basit horlama ile başlayıp aşırı şişmanlık-hipoventilasyon hastalık tablosuna kadar giden patofizyolojik bir süreç olduğu ileri sürülmekte, tıkalı uyku apne sendromu (TUAS) ve üst solunum yolu rezistansı sendromu ise bu ikisi arasındaki hastalık tablolarını tanımlamaktadır. Hastalığın bir evreden diğerine geçip geçmeyeceği konusu tartışmalı ise de, bu sürecin devamlılık içeren bir süreç olduğu görüşü giderek önem kazanmaktadır (Köktürk 1998).

2.3.1 Horlama

Horlama, erkeklerde ve şişman kişilerde daha sık olmakla birlikte, her insanda görülebilir. İlerleyen yaşla birlikte horlamanın şiddeti de artar. Kişinin çevre ile uyumunu bozmaktan, boşanmaya kadar gidebilen aile içi bir sorun olabilmektedir. Halk dilinde, ağız ve burun arkasındaki hava yolunda darlık olduğunda ortaya çıkan gürültü biçimindeki sese horlama denilmekle birlikte, American Sleep Disorders Association (ASDA) tarafından uyku sırasında üst hava yolunun titreşmesi sonucu oluşan solunum sesi olarak tanımlanmıştır. 6000 kişiyi kapsayan bir çalışmada, erkeklerin %24’ünde, kadınların ise %14’ünde horlama saptanmıştır. Yaş arttıkça horlama sıklığı artmaktadır; erkeklerde 30 yaş altında %10 iken, 60 yaş üzerinde %66 olarak bulunmuştur (Lugaresi *et al.* 1980).

Horlama yol açtığı sosyal sorunlar yanında tıkalı uyku apne sendromu ve üst solunum yolu rezistans sendromunun bir bulgusu olabilir. Artan ilgiye rağmen horlamanın ölçülmesi, sinyal analizi ve yorumlanması hususunda objektif kriterler henüz belirlenmemiştir. Saatlik horlama sayısı, uyku süresince ortaya çıkan horlamanın toplam süresi ve ortalama horlama şiddeti horlamanın değerlendirilmesinde kullanılan yararlı parametrelerdir. Horlayan hastalar polisomnografi tetkiki ve üst solunum yollarının incelenmesi şeklinde iki temel doğrultuda yönlendirilebilirler. Her horlayan olguda

uyku incelemesinin yapılması hala tartışmalı bir konudur. Günümüzde uyku ile ilişkili çoğu dernek ve merkeze göre TUAS düşünülen ve cerrahi operasyon planlanan olgularda uyku çalışması önerilmektedir. Horlamanın yanında aşırı gün içi uykuya eğilim, obezite (boyun ölçümünün yüksek olması) ve vasküler bir hastalığın bulunması durumunda uyku çalışması önerilmektedir.

2.3.1.1 Horlama mekanizması

Horlama sesi küçük dil (uvula), yumuşak damak ve yutağın (farenks) yumuşak dokularının vibrasyonu ile ortaya çıkar. Her hastanın karakteristik özellikleri farklı olduğu için hastalarda horlamanın ortaya çıkış noktası farklıdır. Dilin arkası ve yumuşak damak ve küçük dilin olduğu kısmın genizle birleştiği bölge kendiliğinden daralabilen bir bölgedir. Bunlar üst üste geldiğinde solunumla birlikte titreşmekte ve horlama ortaya çıkmaktadır. Horlama patofizyolojisinde temel etkenin anatomik olarak küçük veya kapanmaya uygun üst hava yolundaki yumuşak dokular olduğu düşünülmektedir. Uyanıklıkta üst hava yolu açıklığını sağlayan refleksler uyku başlangıcı ile birlikte zayıflamakta, horlamanın veya uyku apnesinin gelişimi kolaylaşmaktadır. Üst hava yolunun anatomik yapısı Şekil 2.3'te sunulmuştur.

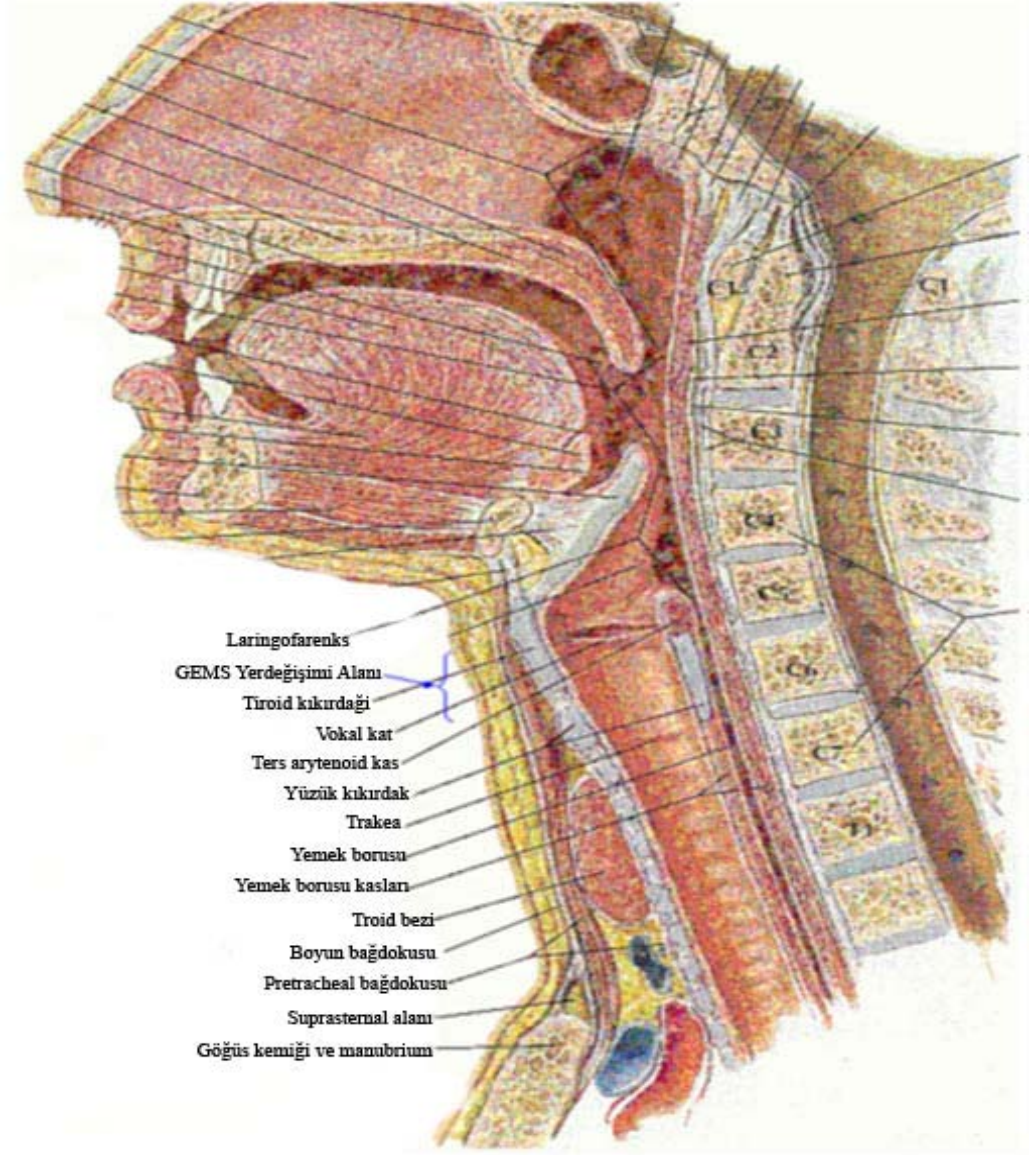
Farenks kemik çatıdan yoksun bir tüp gibi düşünülebilir ve açıklığı kapanma yönündeki kuvvetlerle (dışarıdan bası yapan yağ dokusu gibi) genişletici kaslar arasındaki denge ile belirlenir. İnsanda farenks açıklığının sağlanması büyük oranda üst hava yolunu genişleten; damakla ilgili tensör palatini, levator palatini kasları; dil ile ilgili genioglossus kasları, yapışan kaslar sternohyoid, geniohyoid kaslarının etkinliğine bağlıdır (Gleadhill *et al.* 1991). Farenks lümeni içindeki basınç ile duvar çevresindeki basınç farkı olan çeper aracılığıyla gerçekleştirilen (transmural) basıncın azalması, farenksin daralması anlamına gelir. Farenks lümen alanının sıfır olduğu transmural basınç farenksin kapanma basıncıdır. TUAS'da hava yolu kapanma basıncının normale göre artmış olduğu (farenksin normalden erken kapandığı), tedavi ile apnedeki düzelmeye uyku sırasında kritik basınç düşmesinin eşlik ettiği gösterilmiştir (Schwartz *et al.* 1992).

Horlama sesleri ses analizi ve işlemede sıkça kullanılan kaynak-süzgeç model kullanılarak modellenmeye çalışılmıştır. Kaynak- süzgeç modeline göre sesler, ses yolunun akustik hava basıncı ile uyarılması ile üretilir. Bu uyarılma sonucu üretilen ses sinyalleri her fonem için değişik miktarlarda periyodik sinyaller ile gürültünün birleşimidir. Horlamaya neden olan işleyiş ünlü seslerin oluşumuna benzediği için, horlama seslerinin kaynak süzgeç modeli ile modellenmektedir. Horlamanın modellenmesi ile ünlü seslerin üretilmesinin modellenmesindeki fark kaynak kısmındadır. Ses tellerinin titreşiminin yerini gevşemiş gırtlak dokusu veya dil kökünün titreşmesi almıştır. Örneğin, horlayan kimsenin gevşeyen dokuları hava akımının olmadığı zamanlar (soluk alma ile soluk verme arasındaki zamanda) birbirine değmektedir. Soluk alma veya soluk vermenin başlamasıyla oluşan hava basıncı gevşek dokuların birbirlerinden ayrılmasına neden olmaktadır. Dokuların ayrılmasıyla hava basıncı düşmekte ve dokular yeniden bir araya gelmektedir. Bu süreçte titreşen gevşek dokular horlamanın kaynağını oluşturmaktadır (Kane and Sternhe 1979).

Üst hava yolu içerisinde titreşen dokuların yeri, tipi ve özellikleri, horlayan kimsenin yaşı ve vücut-kütle endeksi gibi özelliklerle birlikte titreşimin dinamiğini belirlerler. Bu titreşim nedeniyle ses ve burun yollarındaki uyarım ağız ve burundan horlama sesi olarak çıkar.

Horlayan insanlar aşağıdaki problemlerden en az birine sahiptir;

1. Dil ve boğaz kasları gerginliği azalmıştır. Gevsek kaslar sırt üstü yatınca dilin boğaz arkasına doğru kaymasına engel olamaz. Bu olay alkol ya da ilaç alarak gevşemiş birinin uykusunda kas kontrolünün kaybolması ile açıklanabilir.
2. Boğazdaki dokuların aşırı büyük olması ki büyük bademcik ve geniz eti çocuklarda en sık rastlanan horlama nedenidir. Şişman insanlarda kalın boyun dokusu sebep olarak gösterilir. Kist ve tümörlerde nadir olarak bu yolla horlama yapabilmektedir.
3. Yumuşak damak ve küçük dilin aşırı sarkık ve uzun olması boğaza doğru hava yolunu daraltır. Hava yoluna sarktığı için bir valf gibi horlamaya neden olur.



Şekil 2.3 Üst hava yolunun anatomik görünümü (Netter 1997)

Horlama yol açtığı sosyal sorunlar yanında tıkalı uyku apne sendromunun bir bulgusu olabilir. Horlama hastalarının tedavisinde iki husus önem arz eder. Bunlar polisomnografi tetkiki ve üst solunum yollarının incelenmesidir. Her horlayan hastaya polisomnografi incelemesi yapılması hala tartışmalı bir konudur.

2.3.2 Tıkayıcı Uyku Apnesi Sendromu (TUAS)

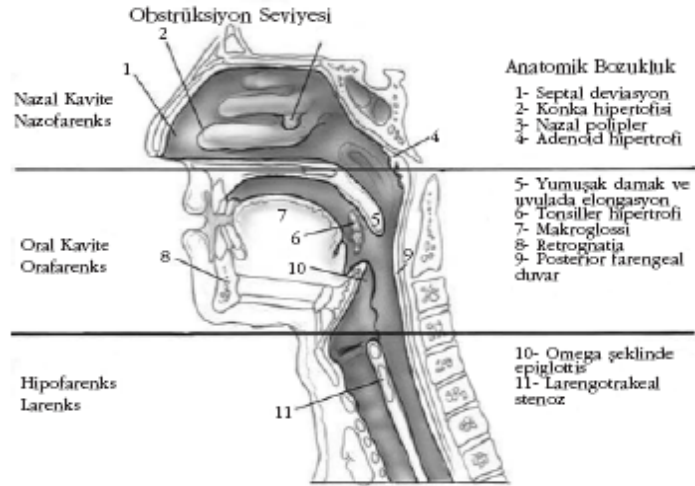
Günümüzde, erkeklerde yaklaşık %4 ve bayanlarda yaklaşık %2 görülme sıklığına sahip olan ve astım hastalığından sonra en sık görülen kronik solunum yolu hastalığıdır. Uykuda solunum bozuklukları arasında yer alan horlama ve tıkayıcı uyku apnesi uyku esnasında solunumun tıkanması ile karakterize edilen durumlardır. Bu durum basit horlamaya neden olan hava yolunun kısmi olarak tıkanmasından, apne oluşumuna neden olan hava yolunun tam tıkanmasına kadar değişebilir. Uyku esnasında üst hava yolu kapanmasının sebebi; hava yolunu açık tutan ve kapanmasına neden olan güçlerin dengesinin bozulmasıdır (Karakoç vd. 2008).

American Academy of Sleep Medicine (AASM) tarafından uyku bozuklukları sınıflamasına göre, dissomnia'ların bir alt grubu olan intrensek uyku bozuklukları arasında yer alan ve 780.53-0 kod numarası verilen TUAS, "Uyku sırasında tekrarlayan üst solunum yolu tıkanması olayları ve sıklıkla kan oksijen saturasyonunda azalma ile karakterize bir sendromdur" şeklinde tanımlanmaktadır.

Uyku süresi boyunca anatomik veya diğer sebeplere bağlı olarak daralmış bir hava yolundan yeterli hava akımının sağlanması için hasta solunum çabasını artırmak zorunda kalır. Venturi prensibine göre hava akımı dar bir bölgeden geçerken hız kazanırken, Bernoulli prensibine göre de akmakta olan hava, dış kısmında negatif bir basınç oluşturur.

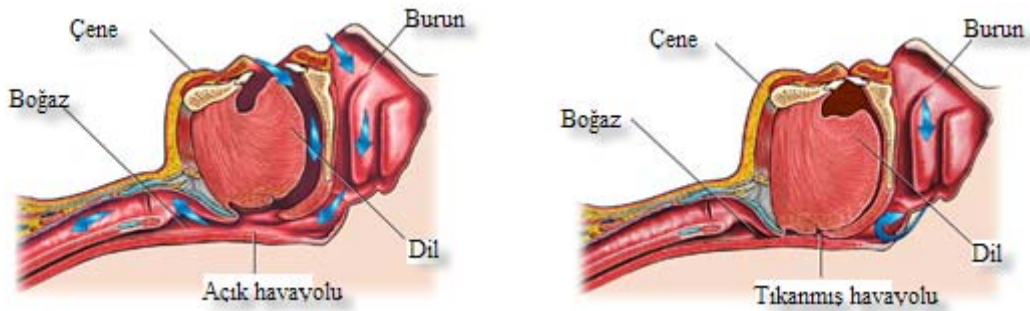
Venturi ve Bernoulli prensibine bağlı olarak artan solunum çabası sonucunda hava, ne kadar dar bir bölgeden geçerse o kadar hızlı geçer ve çevresinde o kadar fazla negatif basınç oluşturur. Normal koşullarda nefes alma sırasında oluşan hava akımı sonucunda belirli oranda negatif basınç zaten oluşmaktadır. Ancak, hava yolu boyunca bulunan genişletici kaslar kasılarak hava yolunu stabilize eder ve çökmeyi önler. Nefes alma kuvveti, genişletici kasların karşı hareket yeteneğini aştığı zaman veya bu genişletici kasların ve sinir sisteminin çalışmaması sebebi ile içi boş bir oluşumun içindeki negatif basınç artışı, hava yolunda tıkanmaya yol açar. Buna bağlı paradoks olarak artan negatif hava yolu basıncından ötürü daha fazla tıkanma meydana gelir ve hava akımına karşı

direnç daha fazla artar. Bu durum, hasta için gece boyunca tehlikeli bir döngü haline gelir. Üst hava yolunda tıkanmaya neden olabilecek anatomik bozukluklar Şekil 2.4'te görülmektedir (Papila ve Acıoğlu 2005).



Şekil 2.4 Tıkanmaya neden olabilecek anatomik bozukluklar (Papila ve Acıoğlu 2005)

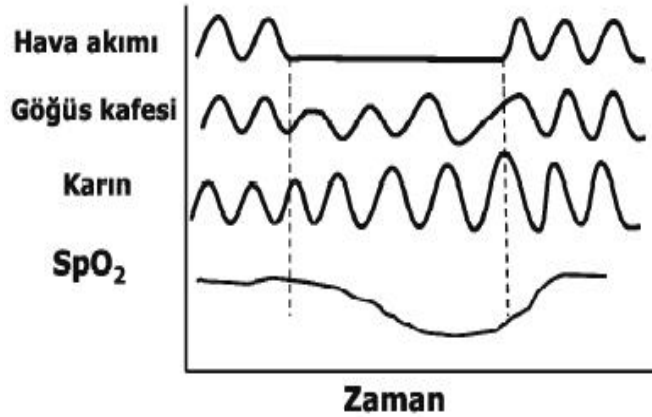
Tıkayıcı Uyku Apnesi Sendromu (TUAS) olan hastaların üst hava yolunun uyku boyunca tıkanması nedeniyle, kandaki oksijen seviyesi normal olarak düşer. Hasta uyanık iken nefes alıp verdiğinde üst hava yolundaki kasların aktif olarak hava yolunu açık pozisyonda tuttuğu, ancak uyku esnasında gevşeyen bu kaslar nedeniyle tıkanmanın meydana gelme durumu Şekil 2.5'te görülmektedir.



Şekil 2.5 Açık ve tıkalı üst hava yolunun anatomisi

Tıkayıcı uyku apnesi sendromu, tekrarlayan üst solunum yolu tıkanmalarına bağlı olarak, hava akımının azalması ya da solunumun durması ve sıklıkla oksijen

saturasyonunda azalmayla birlikte görülen bir sendromdur. Karın ve göğüs solunumu devam ederken ağız ve burunda 10 sn veya daha fazla süreyle hava akımının olmaması Tıkayıcı Uyku Apnesi olarak tanımlanmaktadır. Uyku apnesinde hastanın üst hava yolu, göğüs kafesi, karın hareketleri ve kandaki oksijen seviyesinin durumu Şekil 2.6’da görülmektedir (Karadağ ve Yavuz 2008).



Şekil 2.6 Uyku apnesinde fizyolojik parametrelerin değişimi (Karadağ ve Yavuz 2008)

Hem karın ve göğüs solunum çabasının hem de ağız ve burundan hava akımının olmamasına ise Santral apne adı verilmektedir. Mikst uyku apnesi ise; başlangıçta ağız ve burun hava akımının kesilmesiyle birlikte karın ve göğüs solunumunun da kesilmesi şeklinde ortaya çıkıp, sonra hava akımının kesikliğini devam etmesine karşılık, karın ve göğüs solunumunun yeniden başlamasıdır. Tüm olguların yüzde doksanını oluşturması nedeniyle uyku apne sendromu denildiğinde pratik olarak tıkayıcı uyku apne sendromu anlaşılır.

TUAS’lı hastalarda diğer yaygın bir olay, hava yolunun tam olmayan tıkanmasıdır. Hava akımının normalin %30’na indiği ve oksijen saturasyonunda %3’lük bir düşmenin meydana geldiği durumlara hipopne adı verilir. Arousal (uyanma) daha hafif uyku evresine ani geçiş veya en az 30 saniye süreyle EEG’de uyanıklık aktivitesinin izlenmesidir. Apne tipine göre üst hava yolu ve vücudun solunum eforunda meydana gelebilecek dalga formları Şekil 2.7’de sunulmuştur.

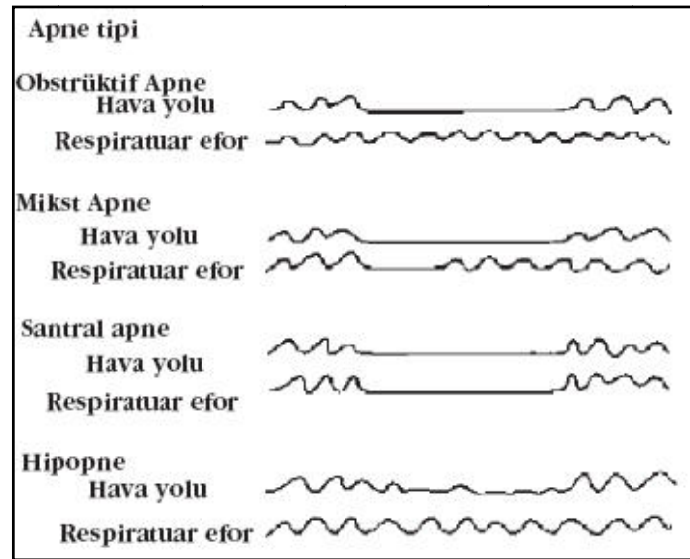
Uyku süresi boyunca meydana gelen apnelerin saatlik ortalamasına **Apne İndeksi (AI)**, uyku süresi boyunca oluşan hipopnelerin saatlik ortalamasına **Hipopne İndeksi (HI)** adı verilir.

$$\text{Apne İndeksi} = \frac{\text{Apne Sayısı}}{\text{Toplam Uyku Süresi}} \quad (2.1)$$

$$\text{Hipopne İndeksi} = \frac{\text{Hipopne Sayısı}}{\text{Toplam Uyku Süresi}} \quad (2.2)$$

Apne-Hipopne İndeksi (AHI) ise tüm uyku boyunca oluşan apne ve hipopnelerin saatlik ortalamasıdır.

$$\text{Apne / Hipopne İndeksi (AHI)} = \frac{\text{Apne Sayısı} + \text{Hipopne Sayısı}}{\text{Toplam Uyku Süresi}} \quad (2.3)$$



Şekil 2.7 Apne tipine göre üst hava yolu ve göğüs solunum durumları (Papila ve Acioğlu 2005).

Apne Hipopne İndeksinin 5'den büyük olması halinde tıkalı uyku apnesi sendromundan söz edilirse de, klinik önemi olan değer 15 ve üstüdür. Apne-hipopne indeksine göre değerlendirme yapıldığında:

AHI: 5 – 15 arası Hafif Şiddette Uyku Apnesi

AHI: 15 – 30 arası Orta Şiddette Uyku Apne

AHI: 30'un üzerinde ise Ağır Şiddette Uyku Apnesi tanısı konmaktadır.

2.3.2.1 Tıkayıcı uyku apnesi sendromu tanısı

Tıkayıcı uyku apne sendromunun tanısı; klinik tanı, radyolojik tanı, endoskopik tanı, polisomnografi ve yardımcı tanı yöntemleri adı altında beş farklı kategoride incelenmektedir. TUAS'ın kesin tanısı polisomnografi ile uyku evrelerinin ve hastanın fizyolojik parametrelerin ayrıntılı olarak incelenmesi sonucunda konmaktadır. Diğer yandan uyku çalışmaları pahalı, zaman alıcı, özel ekip ve cihaz gerektiren çalışmalardır. Emek ve maliyetinin yüksek oluşunun yanında gerek dünyada ve gerekse ülkemizde yeterli düzeyde uyku çalışması yapabilecek laboratuvar sayısı oldukça azdır. Bu nedenlerle polisomnografi uygulanacak olguların seçimi çok önemli olup, kesin tanı için diğer tanı yöntemleri ile şüpheli olguların iyi değerlendirilmesi gerekir (Köktürk 2008).

Klinik tanıda hastanın fiziki muayenesinin; Göğüs Hastalıkları, KBB, Nöroloji, Psikiyatri ve Diş Hekimliği uzmanlarından oluşan geniş bir hekim grubu tarafından değerlendirilmesi gerekir. Fizik muayenede esas amaç sendroma yol açan anatomik veya fonksiyonel patolojiyi ortaya çıkartmak ve düzeltilebilir lezyonları tespit etmektir. Fizik muayene kilo, boy ve boyun bölgesinin genişliğini de içerecek biçimde tüm bulguların kontrolü ile başlar. Erişkin erkek hastaların boyun çevresinin 43 cm'den (17 inç) fazla olması tıkayıcı uyku apnesinin önemli göstergesi olduğu tespit edilmiştir. Bayanlar için boyun çevresinin 38 cm'den (15 inç) daha fazla olması anlamlıdır. Vücut kitle indeksinin (BMI= Ağırlık (kg) / Boy (cm) karesi) erkeklerde BMI 27,8'den, bayanlarda ise 27,3'ten büyük olması tıkayıcı uyku apnesi açısından önemli olarak değerlendirilmektedir (Zhou *et al.* 2003).

Üst solunum yollarının durumunun tespitinde radyolojik tanı önemli olup, Bilgisayarlı Tomografi ve Manyetik Rezonans ile üst solunum yolu boyutları, kesitsel alanı, üst solunum yollarının yumuşak dokuları, yumuşak damak ve bu alandaki yağ birikimi hakkında ayrıntılı bilgiler elde edilebilir. Ayrıca akustik rinometri tekniği -üst solunum

yollarına gönderilen ses dalgalarının yansıması esasına dayanan ve üst solunum yolu alanının hesaplanmasına imkân sağlayan girişimsel olmayan bir teknik- ile üst solunum yollarının uzaklığa göre alan grafiği de tanı koymada kullanılabilmektedir.

Müller manevrası tıkanma alanının tespiti için kullanılan bir manevra olup, bükülebilen bir endoskop ile hastanın ağzı ve burnu kapalı, zorunlu nefes alma çabası içindeyken hava yolu daralmasının orofarenks-nazofarenks-yumuflak damak ve hipofarenks-dil kökü düzeylerinde gözlenmesidir. Müller manevrası, tıkanan bölgenin tespiti ve buna yönelik uygun tedavi yöntemlerin seçiminde önemlidir (Papila ve Acioğlu 2005).

Polisomnografi (PSG) gece uykusu sırasında birçok fizyolojik parametrenin kaydedilmesi işlemidir. Uyku bozukluklarında geniş bir spektrum içinde teşhis amaçlı kullanılan çok yönlü bir testtir. Tıkayıcı uyku apne sendromunun teşhisinde altın standarttır. Horlama şikâyeti olan hastada TUAS olup olmadığını halen polisomnografi dışında kesin olarak gösterecek başka bir değerlendirme yöntemi bulunmadığından bir sonraki bölümde ayrıntılı olarak açıklanmıştır.

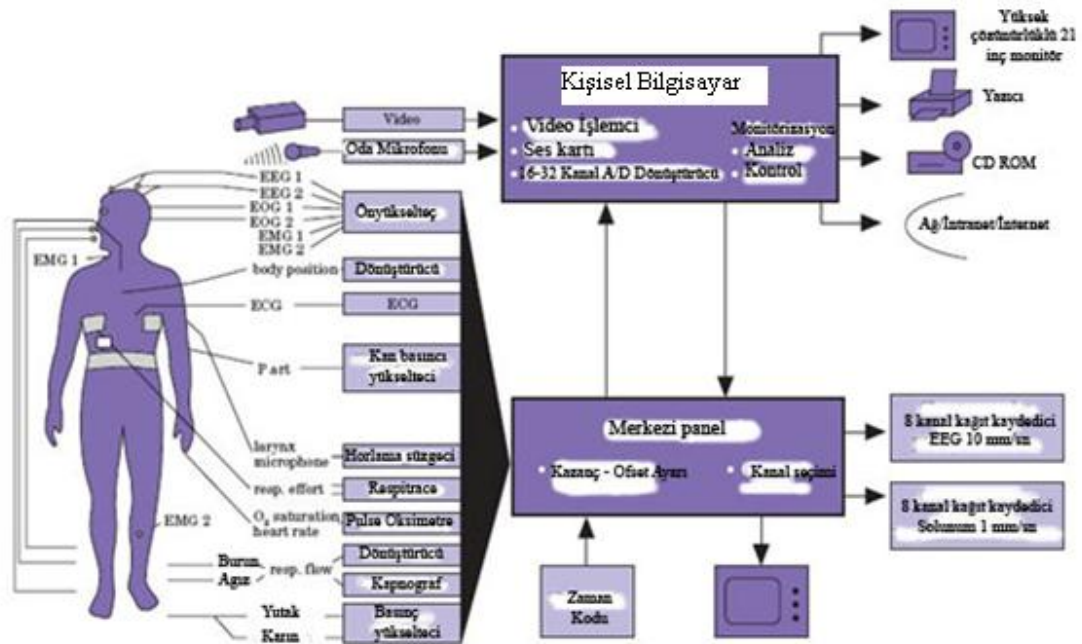
2.4 Polisomnografi

Uyku esnasında sinir sistemi, solunum ve kalp ve damarlarla ilgili fizyolojik ve fiziksel parametrelerin, genellikle tüm gece boyunca, belli bir dönemde, eş zamanlı ve sürekli kaydedilmesi işlemidir. Polisomnografi uyku sırasında uyku evreleri, solunum, kardiyak ritim, kas aktivitesi, gaz değişimi ve horlamayı izleyen ve kayıt eden minimal girici bir yöntemdir. Polisomnografi ile uyku evreleri izlenir, tanı ve tedavide kullanılacak fizyolojik parametreler toplanır, organ ve sistemlerin fonksiyonları ile uyku ve uyanıklık arasındaki etkileşim konusunda bilgi sağlanır.

Genelde bilgisayar temelli polisomnografi sistemlerinin belli başlı dört ana işlevi bulunmaktadır. Birinci işlev günümüzde sinir fizyolojisinde de kullanılan EEG kayıtlarının kâğıtsız olarak kayıt edilmesine imkân veren, ham veri kaybı yaşanmadan arşivleme alanından kazanım sağlayan, daha az kâğıt ve yer kullanımı sağlayan bilgisayar temelli kayıt işlevidir. İkinci işlevi, polisomnografi teknisyeninin gece boyu

meydana gelen olayları ve gözlemlerini de içeren ilave notlarının da yer aldığı dokümantasyon işlevidir. Üçüncü işlev, uykunun değerlendirilmesi ile kalbe ve solunum sistemine ait olan fonksiyonların değerlendirilmesidir. Otomatik bir uyku skorlama sistemi sayısal hesaplama gücünün de yardımıyla, EEG, EOG ve EMG'yi uyku evreleri açısından, solunum, horlama ve oksijen saturasyonunu uykuda solunum bozuklukları açısından ve bacak EMG'sini uykuda hareket bozuklukları açısından değerlendirebilmelidir. Dördüncü işlevi ise, uyku araştırmasına ait sonuç raporlamasını oluşturabilmeli ve rapor arşivlemesi için yapılan çalışmanın CD-ROM veya benzer yüksek kapasiteli ortamlarda saklanmasına izin vermelidir. Şekil 2.8'de uyku laboratuvarlarında kullanılmak üzere tasarlanan sayısal ortamda grafiksel olarak kayıt, dokümantasyon, uyku evrelerinin değerlendirilmesi ve uyku skorlaması ile raporlama işlevlerine sahip olan bir polisomnografi sisteminin blok diyagramı görülmektedir (Penzel and Condrat 2000).

Bilgisayar temelli bir polisomnografi sistemi gürültü veya bozunum etkisi karıştırmadan bütün sinyalleri grafiksel olarak kayıt edebilmelidir. Bu gereksinim temel olarak cihazda kullanılan elektronik sinyalleri güçlendiren yükselteçler ve analog sinyallerin sayısal sinyallere dönüştürülmesi ile ilgilidir.



Şekil 2.8 Otomatik uyku kayıt sisteminin şematik görünümü (Penzel and Condrat 2000'den değiştirilerek alınmıştır)

Polisomnografi sırasında uyku evrelerini belirlemek için elektroansefalogram, çene elektromiyogramı ve elektrookulogram kayıtları kullanılır. Solunum parametreleri olarak göğüs duvarı ve karın hareketleri, burun ve ağızda hava akımı kaydedilir; solunumun etkinliği kandaki oksijenlenme ve CO₂ ölçümleri ile değerlendirilir. Gaz değişimi için nabız oksimetresi en sık kullanılan yöntemdir. Elektrokardiyogram ile kalp ritmi ve hızı takip edilir. Hareketi algılayıcı sensör ve alt bacak bölgesi elektromiyogramı huzursuz bacak sendromu düşünülen hastalar için önemlidir. Uyku sırasında ses ve video kaydı eşzamanlı yapılabilirse fizyolojik bozukluklar klinik ve davranışsal bulgularla ilişkilendirilebilir. Polisomnografi sisteminde kaydedilen analog sinyallerin etkin bir şekilde sayısal olarak kayıt edilebilmesi ile ilgili minimum kayıt gereksinimleri Çizelge 2.1’de belirtilmiştir (Penzel and Condrat 2000).

Çizelge 2.1 Polisomnografi için minimum gereksinimler

Fonksiyon	Sinyal	Örnekleme Oranı		Sayısal Çözünürlük
		İstenen	Minimum	
Uyku	EEG	500 Hz	200 Hz	1 µV/Bit
	EOG	500 Hz	200 Hz	1 µV/Bit
	EMG	500 Hz	200 Hz	0,5 µV/Bit
Solunum	Nazal Hava Akışı	100 Hz	25 Hz	Uygulanmaz
	Göğüs/Karın Hareketleri	100 Hz	25 Hz	Uygulanmaz
	Yemek Borusu Basıncı	100 Hz	25 Hz	0,5 mmHg/Bit
	Oksijen Saturasyonu	25 Hz	10 Hz	1 %/Bit
	Nazal Basınç	100 Hz	25 Hz	1 %/Bit
	Horlama	500 Hz	200 Hz	Uygulanmaz
Kardiyovasküler	ECG	500 Hz	200 Hz	10 µV / Bit
	Kalp Hızı	1 Hz	1 Hz	1 bpm
	Kan Basıncı	100 Hz	25 Hz	1 mmHg / Bit
Hareket	EMG	500 Hz	200 Hz	0,5 µV / Bit
	Vücut Pozisyonu	1 Hz	1 Hz	Uygulanmaz

EEG sinyalleri için yeterli örnekleme oranının ne olması gerektiği konusunda çeşitli tartışmalar olmakla birlikte Nyquist örnekleme teoremine göre 16 Hz frekansında

görülen uyku iğciklerinin frekans bölgesinde analizi için 32 Hz örnekleme frekansı yeterli olacağından EEG sinyalleri için 100 Hz örnekleme frekansı minimum kabul edilebilir frekans olarak kabul edilmiştir.

Polisomnografide uyku kayıtları için başlangıçta seçilen genlik çözünürlüğünün yazılımsal olarak daha sonradan iyileştirilememesi nedeniyle başlangıçta doğru olarak seçilmesi temel gereksinim olmuştur. Bu konuda daha önceden yapılan çalışmalarda sayısal süzgecin çıkışında en az 40 dB İşaret Gürültü Oranı (SNR) elde edebilmek için 12 bit analog sayısal çevrim oranına ihtiyaç duyulduğu belirlenmiştir (Penzel and Condrat 2000).

Polisomnografi sistemlerinde uzman personel tarafından görsel incelemeler yapılarak manüel skorlama da yapılabilmektedir. Bu maksatla manüel skorlama yapılabilmesi için bilgisayar ekranı en az 1280x1024 çözünürlükte ve diyagonalde 20 inç anma ölçüsünde olmalıdır.

2.4.1 Polisomnografide uyku ve ilişkili olayların skorlaması

Polisomnografi tetkiki sonucunda incelenen birçok fizyolojik parametrenin değerlendirilmesi ve uyku skorlamasının doğru şekilde yapılması ayrı bir önem kazanmıştır. Bu maksatla Allan Rechtschaffen ve Anthony Kales'in başkanlığında oluşturulan bir komisyon tarafından, oluşum aşamasındaki birçok çalışma göz önünde bulundurularak geniş bir uzlaşa sonrası normal uyku değerlendirilmesi için standart yöntemleri içeren skorlama kılavuzu 1968'te yayınlamıştır (Reschtschaffen and Kales 1968). Bu çalışma uyku tıbbının gelişimi için devrim niteliği taşımış, bu alanda standardizasyona gidilmesine ve uyku bozuklukları ile ilgili eğitime çok büyük katkıları olmuştur.

Rechtschaffen ve Kales tarafından skorlama kılavuzunun 41 yıl önce yayınlanmasından bu yana gelişen uyku bilimi ve uyku tıbbının klinik alanı uykunun analizi için yeni ölçümler kullanılmaya başlanmıştır. Gelişen tekniklerle birlikte uyanıklık reaksiyonları, kardiyak aritmiler, solunumsal paternler, hareketler ve davranışlar gibi uyku ile ilişkili

olayların doğası ve önemi hem klinik çalışmaların hem de bilimsel buluşların alanı haline gelmiştir. Bu gelişimsel değişiklikler ve yeni teknik yöntemler göz önüne alınarak Amerikan Uyku Tıbbı Akademisi tarafından 2007 yılında, uyku ve ilişkili olayların skorlanmasında yeni kurallar yayınlamıştır. Günümüzde uyku skorlaması için bu uzlaşım raporu kuralları esas alınmakta ve hastaların polisomnografi tetkiki sonucunda skorlaması, manüel veya polisomnografi sistemlerinde bulunan otomatik skorlama algoritmaları ile bu kılavuza dayanılarak çıkarılmaktadır.

2.4.2 Polisomnografide solunum skorlaması kuralları

Polisomnografi kaydında genellikle nazal termistör (ısıya duyarlı alıcılar) veya nazal kanüller (basınçölçer) kullanılmaktadır. Termistör hipopne tespitinde nazal kanüle oranla yetersiz kaldığından son 10 yılda apne ve hipopneyi daha iyi yansıtan nazal kanüller klinik uygulamalarda tercih edilmektedir. Amerikan Uyku Tıbbı Akademisi (AASM) 2007 yılı skorlama kılavuzunda hem termistör hem de nazal kanülü birlikte kullanmayı önermiştir. Solunum olaylarının skorlanmasında vazgeçilmez bir araç olarak nabız oksimetresi de kullanılmaktadır.

Solunum olaylarının skorlamasında apne ve hipopnelerin, sinyal genliğinin düştüğü ilk soluğun başında başladığı ve genlik değişiminin başlangıçtan önceki son soluktaki genlik seviyesine ulaştığı anda sonlandığı kabul edilmektedir. Eğer sinyal genliği çok değişken ise sonlanma anını; genlik seviyesinde belirgin bir artışın olduğu an ya da en az %2'lik oksijen saturasyonu artışının olduğu an olarak karar verilmektedir.

Amerikan Uyku Tıbbı Akademisi (AASM) 2007 yılı skorlama kılavuzunda erişkin hastalar için solunum kuralları aşağıdaki gibi belirlenmiştir:

1. Hava akımının olmadığı veya apneyi saptamak için önerilen sensör burun içine yerleştirilebilen termistördür.
2. Hipopneyi saptamak için önerilen sensör karekökü dönüşümü olan veya olmayan nazal kanüldür.
3. Solunum çabasını belirlemek için önerilen sensör yemek borusu manometresi veya vücudun bir kısmındaki hacmi ve dolayısıyla kan muhteviyatını ölçen pletismografıdır.

4. Kandaki oksijen saturasyonunu ölçmek için önerilen sensör, maksimum sinyal algılama zamanı 3 saniye olan oksimetredir (Iber *et al.* 2007).

Önerilen sensörlerin güvenilir bulunmadığı durumlarda alternatif sensörler kullanılabilir. Apnenin belirlenmesi için burun içine yerleştirilebilen termistör sinyali bulunamadığında kullanılabilecek alternatif sinyal nazal kanüldür. Hipopneyi skorlamak için nazal kanül işlevsizse, alternatif sensörler olarak indüksiyon pletismografi (vücudun bir kısmının hacmini ölçme) ve burun içi termistör kullanılabilir (Iber *et al.* 2007).

2.4.2.1 Polisomnografide apne kuralları

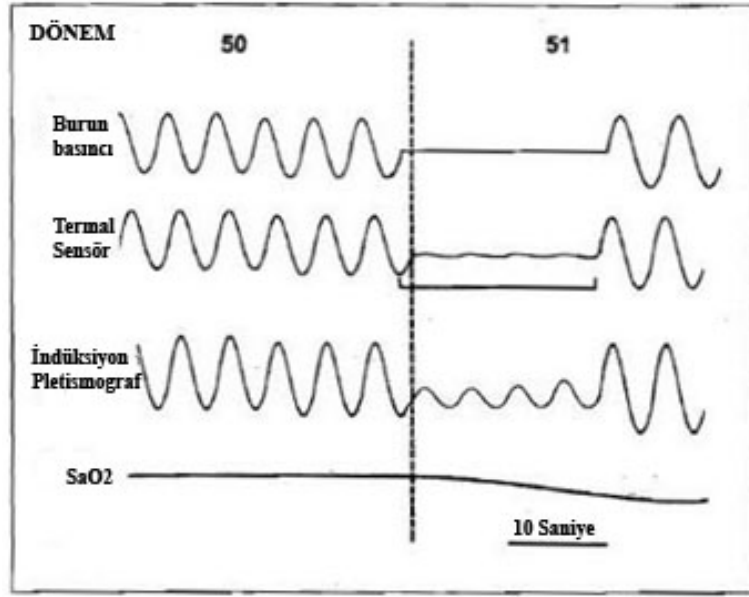
Aşağıdakilerin hepsi varsa apne olarak skorlanır:

1. Termal sensör tepe sinyalinde bazal genliğe göre %90 veya daha fazla düşme,
2. Olayının süresinin en az 10 saniye olması,
3. Olayın en az %90'lık kısmının apne skorlamak için kabul edilen genlik azalma ölçütlerini karşılaması gerekmektedir (Iber *et al.* 2007).

Erişkinlerde solunumsal çabaya göre tıkalı apne sınıflaması aşağıdaki gibi yapılır;

1. Solunum olayı apne ölçütlerini karşılıyorsa ve hava akımının durduğu süre içinde devam eden veya artan solunum çabası varsa tıkalı apne olarak sınıflandırılır.
2. Solunum olayı apne ölçütlerini karşılıyorsa ve hava akımının durduğu süre içinde solunum çabası yoksa santral apne olarak sınıflandırılır.
3. Solunum olayı apne ölçütlerini karşılıyorsa ve hava akımının durduğu sürenin başında solunum çabası yokken sonrasında devam eden veya artan solunum çabası varsa karışık (mikst) apne olarak sınıflandırılır.

Apnenin saptanması için minimum oksijen saturasyonu azalması ölçütü bulunmamaktadır. Apne veya hipopne süresinin başlangıcı net bir solunum genliği kaybının başladığı ilk soluk, sonu ise bazal değere yaklaşan ilk soluğun başlangıcı olarak alınır. Polisomnografide apne skorlamasında incelenen sinyallerin apne anındaki değişimi grafiksel olarak Şekil 2.9'da görülmektedir (Iber *et al.* 2007).



Şekil 2.9 Apne skorlamasının grafiksel olarak görünümü (Iber *et al.* 2007'den değiştirilerek alınmıştır)

2.4.2.2 Polisomnografide hipopne kuralları

Amerikan Uyku Tıbbı Akademisi (AASM) 2007 yılı skarlama kılavuzuna göre önerilen hipopne skarlama kuralları:

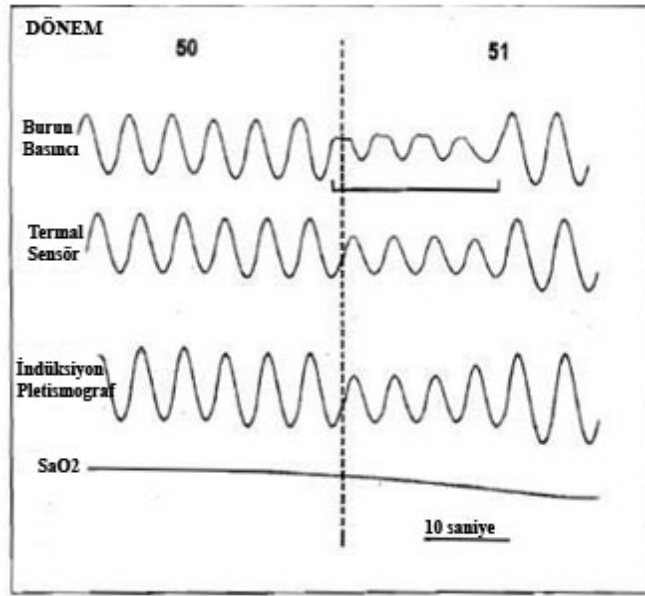
1. Nazal kanül sinyali veya alternatif sinyal genliğinde bazale göre %30'a eşit veya daha büyük azalma,
2. Olayın süresinin en az 10 saniye olması,
3. Olay öncesi bazal oksijen saturasyonuna göre saturasyonda %4'e eşit veya daha büyük azalma,
4. Olayın en az %90'lık kısmının hipopnede kabul edilen genlik azalma ölçütlerini karşılaması şeklindedir.

AASM Skarlama kılavuzuna göre alternatif hipopne skarlama kuralları:

1. Nazal kanül sinyali veya alternatif sinyal genliğinde bazal referans değere göre %50'ye eşit veya daha büyük azalma,
2. Olayın süresinin en az 10 saniye olması,
3. Olay öncesi bazal oksijen saturasyon referansına göre saturasyonda %3'e eşit veya daha büyük azalma veya olayın uyanma ile ilgili olması,

4. Olayın en az %90'lık kısmının hipopnede kabul edilen genlik azalma ölçütlerini karşılaması şeklindedir.

Polisomnografi raporunda kullanılan hipopne tanımı raporda belirtilmeli, solunum çabasının sayısal değerlendirmesi yapılmadan hipopne; tıkalı, santral ve mikst olarak sınıflanmamalıdır. Polisomnografide hipopne skorlamasında incelenen sinyallerin hipopne anındaki değişimi grafiksel olarak Şekil 2.10'da görülmektedir (Iber *et al.* 2007).



Şekil 2.10 Hipopne skorlamasının grafiksel olarak görünümü (Iber *et al.* 2007'den değiştirilerek alınmıştır)

Polisomnografinin;

- Belirli merkezlerde yapılabilmesi,
- Pahalı olması,
- Hastanın uyku laboratuvarında yatırılarak 16 kanallı bir polisomnografi ile farklı fizyolojik parametrelerinin bir gece boyunca kaydedilmesi
- Polisomnografi kayıtlarının doktor tarafından incelenmesinin uzun sürmesi,
- Hastayı rahatsız edici bir yöntem olması gibi nedenlerden ötürü horlama problemi olan hastaların tamamının uyku laboratuvarlarında polisomnografi kayıtlarının alınması mümkün görülmemektedir.

2.5 Horlama ve Tıkayıcı Uyku Apnesi Sendromu Tedavisi

Son 40 yıl içerisinde büyük gelişmeler yaşanan uyku tıbbında en önemli hastalıklarından biri olan tıkayıcı uyku apne sendromunun tedavisinde de her geçen gün yeni gelişmeler olmaktadır. Bu nedenle horlama ve TUAS'lı her hastanın ayrı bir olgu olarak ele alınması, uygulanacak tedavinin yararları, zararları ve başarı oranını iyi değerlendirip, hastanın onayını da alarak hastaya özel tedavinin planlanması gerekir.

Polisomnografi kayıtlarının incelenmesinden sonra; yatış pozisyonunun değiştirilmesi, zayıflama, sigaranın bırakılması gibi genel tavsiyelerin yanı sıra Sürekli Pozitif Havayolu Basıncı (Continuous Positive Airway Pressure-CPAP) ve İki Seviyeli Pozitif Havayolu Basıncı (Bilevel Positive Airway Pressure-BPAP) tedavisi, Ağız içi araç tedavisi, burun ameliyatları (septoplasti, konka cerrahisi), orofarenks ameliyatları (tonsillektomi, uvulektomi, uvulopalatoplasti (UPP), uvulopalatopharyngoplasty (UPPP), ve dil ve dil kökü ameliyatları uygulanmaktadır. TUAS tedavisinde genel olarak uygulanan yöntemler Çizelge 2.2'de görülmektedir (Köktürk ve Çiftçi 2002).

1981'de geliştirilen CPAP, TUAS tedavisinde birinci seçenektir. CPAP, mekanik yolla üst solunum yolunun (ÜSY) açık kalmasını sağlayan, belli bir basınçla ortamdaki havayı hastanın ağız ve burnuna takılan maske ile üfleyen bir sistemdir. Bu sistem, yüksek devirli bir üreteç, düşük dirençli bir hortum, basıncı ayarlamaya yarayan bir düzenek ve burna takılan maskeden ibarettir. Üreteç, sıkıştırılmış haldeki havayı pompalayan bir çeşit körük sistemidir. Bu cihaz düşük dirençli bir hortumun ucundaki maske aracılığıyla hastanın üst solunum yoluna sürekli basınçlı hava verir.

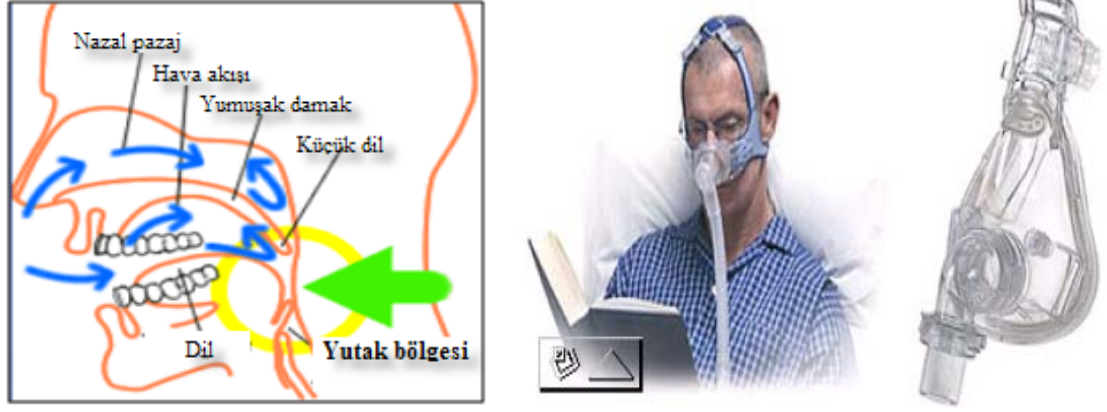
CPAP cihazında hastaya hortum aracılığıyla bağlanan maskenin yüze ve ağız yapısına uygunluğu hava akışının düzgün sağlanabilmesi açısından önemlidir. Bu sebeple CPAP cihazı kullanacak olan hastaların öncelikle uzman hekim tarafından incelenmesi ve maske kullanımına dair herhangi bir engelinin bulunup bulunmadığının belirlenmesi gerekmektedir. CPAP uygulamalarında, cilt tahrişi, dermatit, maskeden kaynaklanan alerjiler, basınçlı havayı soluma güçlüğü gibi istenmeyen sonuçlarla karşılaşmaktadır.

Çizelge 2.2 Horlama ve TUAS Tedavisinde Uygulanan Yöntemler (Köktürk ve Çiftçi 2002)

Genel Önlemler ve Tıbbi Tedavi
Genel önlemler • Risk faktörlerine yönelik tedavi • Eşlik eden hastalıkların tedavisi • Trafik ve iş kazaları konusunda uyarma
➤ Tıbbi Tedavi
Hastaya Özel Tedavi
□ CPAP/BPAP tedavisi □ Ağız içi araç tedavisi □ Cerrahi tedavi □ Kombine tedavi

CPAP, gece boyunca solunum basıncını sabit tutmak için, nefes verme sırasında basınç arttığı ölçüde hava akımını azaltır, nefes alma esnasında basınç düştüğü ölçüde hava akımını artırır, böylece üst solunum yolunda sürekli sabit basınç sağlanmış olur. CPAP tedavisi, her ne kadar gece boyunca uyku apnesi hastaları için devamlı bir soluk alıp verme akışı sağlasa da yukarıda belirtilen nedenlerden dolayı pek çok hasta tarafından tercih edilmemektedir. Şekil 2.11’de TUAS tedavisinde kullanılan CPAP cihazı ve çalışma prensibi şematik olarak görülmektedir.

BPAP tedavisi sürekli sabit basınç yerine nefes vermede nefes almaya göre daha düşük basınç vererek hastanın daha iyi nefes almasını sağlayan bir cihazdır. CPAP’ı iyi tolere edemeyen hastalarda, TUAS’la bir arada akciğer hastalığı veya obezite-hipoventilasyon sendromu bulunuyorsa, BPAP’la tedaviden daha iyi sonuç alınır (Köktürk ve Çiftçi 2002).



Şekil 2.11 TUAS tedavisinde kullanılan CPAP yöntemi (Köktürk ve Çiftçi 2002)

Ağız içi araçlar (AİA) tedavi seçeneğinin amacı, uyku sırasında ağız içine yerleştirilen bir takım araçlarla ÜSY yapılarının pozisyonunu değiştirip hava yolunu genişletmek, kas fonksiyonları üzerine etki ederek direnci düşürmek ve ÜSY'nun tıkanmasına engel olmaktır. AİA tipleri; dili önde tutan araçlar (TRD-tongue retaining devices) ve alt çene kemiğini öne ilerleten araçlar (MRD-mandibular repositioning devices) olarak ikiye ayrılır.

Dili önde tutan araçlar yumuşak polivinil'den üretilmiş olup, dilin uyku sırasında ve özellikle sırtüstü pozisyonda arkaya doğru kaçmasını engeller. Yumuşak bir baloncuk ön dişler arasında sıkışarak negatif basınç etkisiyle dilin önde tutulmasını sağlar. Bu tip AİA en fazla büyük dili, kronik çene eklemi ağrısı, daha çok pozisyona bağlı apne-hipopneleri olan, dişleri veya diş sağlığı yerinde olmayan hastalarda yararlı bulunmuştur. İdeal ağırlığının %50'sinden fazla kilosu olanlar (dilin ağız içinde yeterli hareketinin sağlanamaması nedeniyle), diş gıcırdatanlar ve kronik burun tıkanıklığı olanlarda kullanılmamalıdır (Köktürk ve Çiftçi 2002).

Alt çene kemiğini öne ilerleten araçlar alt, üst veya her iki çenede dişler üzerine ortodonti uzmanlarınca yerleştirilir ve alt çene kemiğinin öne doğru ilerlemesini sağlarlar. Bu yöntemle yumuşak damakla yutak arka duvarı arası mesafenin, ayrıca dil kökü ile orta yutağın arka bölümü arasındaki boşluğun genişlediği gösterilmiştir. Bu tip ağız içi araçlar; hafif-orta dereceli TUAS, ideal ağırlığının %50'sinden fazla kilosu olanlar ve nazal yolla solunum yapamayanlar için uygundur. Dişeti hastalığı, ciddi

eklem problemi, alt çene eklemünde hareket kısıtlılığı, ağır dereceli TUAS ve buna bağlı ritim bozuklukları olan hastalarda kullanılmamalıdır (Köktürk ve Çiftçi 2002).

2.6 Biyomedikal Sinyallerin İşlenmesi

Basit horlayan hastaların, TUAS'lı ağır horlayan hastalardan ayırt edilmesine yardımcı olan diğer bir analiz yöntemi ise zaman bölgesindeki horlama sinyallerinin frekans bölgesine taşınarak incelenmesidir. Zaman ve frekans bölgesi analizinde horlama, oksijen saturasyonu ve solunum sinyallerinin genlik özellikleri, frekans özellikleri ve dalga formu yapısındaki değişimlerinin ortaya çıkarılması amaçlanmaktadır. Horlama sinyallerinin frekans özellikleri, basit horlayan ve TUAS ayrımı açısından önemli bilgiler sağlamaktadır. Bu nedenle sinyal işlemede ve sinyallerin ölçümünde sıkça kullanılan temel bilgiler, sinyallerin zaman bölgesinden frekans bölgesine geçirilmesinde kullanılan teori ve bilgiler ile frekans bölgesindeki sinyallerin güç spektrumlarının kestirimine ilişkin yöntemler bu bölümde açıklanmıştır.

İnsan vücudundaki birçok sistem fonksiyonel tabanlıdır. Örneğin kardiyovasküler sistemin fonksiyonu oksijen taşıyan kanın damarlar vasıtasıyla çevre dokulara iletilmesidir. Solunum sisteminin fonksiyonu başta oksijen olmak üzere kan ve havadaki gazların değişimini sağlarken, boşaltım ve böbrek sistemi kandaki su ve iyon dengesini sağlayarak, diğer iyon ve moleküllerin yoğunlaşma dengesini ayarlamaktadır. Bazı sistemler ise fonksiyonellikten daha çok çevresindeki mekanizmanın organizasyonunu sağlamaktadır. Örneğin sinir sistemi, çok sayıda görevi nöron ve aksonların gönderdiği elektriksel darbe kodlarındaki bilgiyi işleyerek değerlendirir. Klasik fizyoloji ve tıbbi araştırmacılar genelde insan vücudundaki bu sistemlerin kendi branşları kapsamındaki yapılarını incelemektedir. Söz konusu sistemlerin mühendislik yaklaşımlarıyla incelenmesi, özellikle mühendislerin kullandığı teknik ve yöntemlerinin bu sistemlere uygulanması sonucunda biyomedikal sinyallerin işlenmesi kavramı ortaya çıkmıştır.

Sinyaller; fizyolojik sistemler hakkında bilgi alınabilecek bir ara birim sağlamanın yanı sıra biyolojik işlevler arasındaki haberleşmenin de temelini oluşturmaktadır. Biyomedikal sinyaller hakkında detaylı bilgi edinilmesi için sinyal işleme ile ilgili temel

kuralların bilinmesi gereklidir. Sinyaller analitik olarak matematiksel fonksiyonlarla tanımlanmaktadır. Örneğin sinüs biçimli bir sinyal aşağıdaki eşitlikle tanımlanmaktadır:

$$x(t) = A \sin(w_p t) = A \sin(2\pi f_p t) = A \sin\left(\frac{2\pi t}{T}\right) \quad 2.1$$

Bu eşitlikte A: sinyalin genliği, w_p : radyan/saniye cinsinden açısal frekans, f_p hertz cinsinden frekans, T saniye cinsinden periyot ve t ise saniye cinsinden zamanı ifade etmektedir. Bu eşitlikte verilen A ve f_p terimleri kullanılarak sinyalin herhangi bir zaman anındaki karakteristiğinin belirlenmesi mümkündür. Bu özelliğinden dolayı sinüs ve kosinüs dalgaları birçok sinyal analiz tekniğinin temelini oluşturmaktadır. Biyolojik sinyaller ve benzer diğer sinyaller hakkında bilgi taşıyan özellikleri ortaya koymak genellikle karışık ve analitik tanımlarla yapılamayan işlemlerdir. Bazı sinyaller için zaman bölgesinde sinyalin değişiminin gözlemlenmesinden faydalı bilgilere ulaşılabilir ancak, beyin elektriksel aktivitesi sonucunda elde edilen EEG sinyali, kalbin elektriksel aktivitesi sonucunda elde edilen EKG sinyali, göz hareketlerinin elektriksel aktivitesi sonucunda elde edilen EOG sinyali gibi çoğu biyomedikal sinyalin taşıdığı bilgiler zaman bölgesinde kolayca ve açıkça görülemeyebilir. Bu nedenle sinyalin zaman bölgesinde taşıdığı bilginin ortaya çıkarılması için sinyal üzerinde bir takım temel ölçümler yapılması gerekebilir.

2.6.1 Zaman bölgesi sinyal işleme yöntemleri

Sinyal ölçümünde çok sık kullanılan ölçümlerin başında ortalama değerin hesaplanması gelir. Ortalama değer, rakam serilerinin toplamının sinyalin uzunluğuna oranı olarak ifade edilir. Sayısal bir sinyalin ortalama değeri aşağıdaki matematiksel ifade ile tanımlanır:

$$x_{ort} = \bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_k \quad 2.2$$

Analog bir sinyal zamanının sürekli bir fonksiyonu olduğundan, sürekli zamandaki bir sinyalin ortalama değeri zaman boyunca sinyalin entegralinin alınarak zaman uzunluğuna bölünmek suretiyle aşağıdaki eşitlik ile bulunur:

$$\bar{x}(t) = \frac{1}{T} \int_0^T x(t) dt \quad 2.3$$

Ortalama değer, sinyalin temel bir özelliği olmasına rağmen sinyalin şiddeti hakkında herhangi bir bilgi sağlayamamaktadır. Bu nedenle etkin değer (root-mean-squared RMS) ölçümü yapılmaktadır. Sinyalin etkin değeri; öncelikle sinyalin karesinin alınmasından sonra ortalamasının alınmasını ve sonuçta ortaya çıkan değerın karekökünün alınması şeklinde 2.4 eşitliği ile ifade edilmektedir.

$$x(t)_{rms} = \left[\frac{1}{T} \int_0^T x(t)^2 dt \right]^{1/2} \quad 2.4$$

Sinyalin etkin değerinin ayırık veya sayısal formu aşağıdaki eşitlik ile ifade edilir:

$$x_{rms} = \left[\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_k^2 \right]^{1/2} \quad 2.5$$

Burada, N sayısal sinyalin uzunluğunu, k ise sayısal sinyal serisinin indisini ifade etmektedir.

Sinyalin etkin değeri ile bağlantılı istatistiksel bir ölçüm yöntemi ise değişinti (varyans) ölçümüdür. Olasılık kuramı ve istatistiksel anlamda değişinti, bir olasılık dağılımı için istatistiksel yayılımın, mümkün bütün değerlerinin beklenen değer veya ortalamadan uzaklıklarının karelerinin ortalaması şeklinde bulunan bir ölçüdür. Değişinti, sinyalin değişkenliğinin ortalama değerden bağımsız olarak ölçülmesidir. Ortalama bir dağılımın merkezi konumunu bulmaya çalışırken, değişinti değerlerin ne ölçekte yaygın olduklarının tanımlamayı hedef alır. Değişintinin ayırık ve sürekli zamanlı sinyaller için

hesaplanmasında kullanılan matematiksel formüller aşağıdadır. Bu eşitliklerde $\bar{x}$ ortalama değeri ifade etmektedir.

$$\sigma^2 = \frac{1}{T} \int_0^T (x(t) - \bar{x})^2 dt \quad 2.6$$

$$\sigma^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^N (x_k - \bar{x})^2 \quad 2.7$$

Değişintinin karekökünün alınması ile hesaplanan ve sinyalin değişkenliğinin ölçümünde kullanılan bir diğer ölçüt ise standart sapmadır. Standart sapma: sinyal değerlerinin ortalamadan sapmalarının karesel ortalamasının karekökü olarak tanımlanır. Değişintinin ölçü birimi sinyalin ölçü biriminin karesi olarak hesaplandığından, standart sapmanın ölçü birimi sinyalin ölçü birimi ile aynı olmakta, bu da sinyalin değişkenliğinin daha iyi anlaşılmasına imkân tanımaktadır. Örneğin sinyalin birimi volt ise değişintinin birimi volt kare olacaktır. Bundan kaçınmak ve sinyalin dağılımının aynı birimle ölçülmesi için standart sapma daha yaygın bir şekilde kullanılır. Standart sapmanın ayırık ve sürekli zaman formülasyonu aşağıdadır:

$$\sigma = \left[\frac{1}{T} \int_0^T (x(t) - \bar{x})^2 dt \right]^{1/2} \quad 2.8$$

$$\sigma = \left[\frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^N (x_k - \bar{x})^2 \right]^{1/2} \quad 2.9$$

Bir sinyal için birden fazla ölçüm yapıldığında aynı sinyal için farklı veri setleri ve farklı ortalama değerler oluşur. Bu ölçümler birbirine eklendiğinde veya birleştirildiğinde, sinyalin ortalama değeri ayrı ayrı ortalama değerleri alınmak suretiyle bulunur. Aynı durum değişinti ve standart sapma için de geçerlidir. Bu durumda ortalama standart sapma ayrı ayrı standart sapmaların $\sqrt{N}$ ile bölümünün ortalamasına eşit olur. Bu yaklaşıma topluluk ortalaması adı verilir ve aşağıdaki matematiksel formülle ifade edilir:

$$\sigma = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \sigma_k = \frac{1}{N} \sqrt{N} \bar{\sigma} = \bar{\sigma} / \sqrt{N} \quad 2.10$$

İşaret Gürültü Oranı (SNR) anlamlı bir bilgi taşıyan işaret ile arka plandaki gürültünün oranı şeklinde tanımlanmaktadır. SNR ölçümü aynı birime sahip iki değer arasındaki karşılaştırmayı ifade ettiği için ölçüm sonucu desibel cinsinden ifade edilir. Gerçekte desibel (dB) bir birim olmayıp, oranların logaritmik skalalanmasıdır. SNR, işaretin gücünün ve gürültü gücüne oranının logaritmasının 10 katı olarak 2.11 eşitliğinde görüldüğü gibi tanımlanır.

$$SNR = \frac{P_{işaret}}{P_{gürültü}} = 10 \log \left(\frac{P_2}{P_1} \right) dB \quad 2.11$$

İstatistiksel olarak iki değişken arasındaki ilişkinin miktarı sayısal olarak ilinti (korelasyon) katsayısı ile hesaplanır ve +1 ile -1 arasında değişim gösterir. İstatistiksel bakış açısından hareketle, $x(t)$ ve $y(t)$ ile ifade edilen iki sinyal arasındaki ilinti sürekli ve ayrık zamanda aşağıdaki formüllerle hesaplanır:

$$Corr = \frac{1}{T} \int_0^T x(t)y(t)dt \quad 2.12$$

$$Corr = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x(k)y(k) \quad 2.13$$

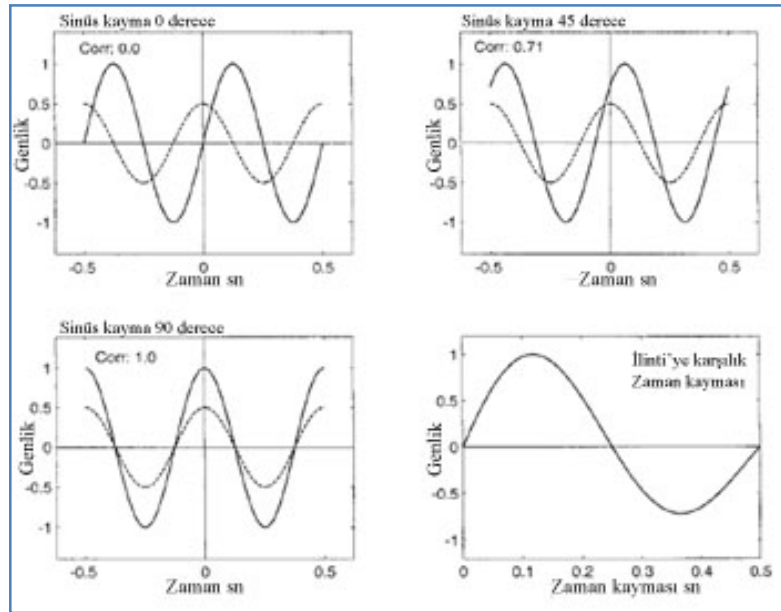
İlinti katsayısının gücü ile ilgili olarak aşağıdaki tanımlamalar yapılmıştır;

0.00 - 0.25	Çok zayıf ilişki
0.26 - 0.49	Zayıf ilişki
0.50 - 0.69	Orta ilişki
0.70 - 0.89	Yüksek ilişki
0.90 - 1.0	Çok yüksek ilişki

Ortak değışinti (kovaryans), iki sinyalin ortalama değeri çıkarıldıktan sonra çarpımının ortalamasıdır. İki veya daha fazla sinyal arasındaki ortak değışintinin hesaplanması genellikle ayrık zamanlı olarak 2.14 eşitliğindeki formülle ifade edilir:

$$\sigma_{xy} = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^k (x_k - \bar{x})(y_k - \bar{y}) \quad 2.14$$

Şekil 2.11’de iki farklı sinyalin zaman bölgesinde kaydırılması sonucunda sinyallerinin birbirleriyle ilintisinin nasıl değıştiğı görölmektedir. Şekil 2.12’de Sol üstte görölen sinüs biçimli iki sinyalin ilintisi başlangıçta sıfırdır. Sinyallerden birisi sabit kalırken diğeri zaman bölgesinde kaydırılması sonucunda her iki sinyal üst üste binmekte ve aralarındaki ilinti 1 olmaktadır.



Şekil 2.12 İlinti ve çapraz ilintinin zaman bölgesinde kaydırma yöntemiyle açıklanması (Semmlow 2005’den değıştirilerek alınmıştır).

Bir sinyalin diğeri bir sinyale göre zamanla kaydırılmak suretiyle aralarındaki ilintinin araştırılması karşılıklı ilinti olarak adlandırılır. İki farklı sinyalin veya fonksiyonun karşılıklı ilintisi (cross correlation) ayrık ve sürekli zamanda 2.15 ve 2.16 eşitliklerindeki gibi hesaplanır:

$$r_{xy}(\tau) = \frac{1}{T} \int_0^T y(t)x(t+\tau)dt \quad 2.15$$

$$r_{xy}(m) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N y(k)x(k+m) \quad 2.16$$

Burada τ değişkeni, $x(t)$ sinyalinin $y(t)$ sinyaline göre kaydırılmasında kullanılan zaman sabitidir. Bir fonksiyon veya sinyalin kendisine karşı zamanla kaydırılarak elde edilen ilintiye ise özilinti (otokorelasyon) adı verilir. Özilinti bir sinyalin kendisinin komşu kısımlarıyla ilişkisinin nasıl değiştiğine bakmak maksadıyla ayırık zamanda aşağıdaki formülle ifade edilir.

$$r_{xx}(m) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x(k)x(k+m) \quad 2.17$$

Özilinti fonksiyonu bir sinyalin zamanda kaymış versiyonları ile ne kadar ilişkili olduğunu gösterir.

2.6.2 Frekans bölgesi sinyal işleme yöntemleri

Sinyal ve sistemlerin analizinde son derece kullanışlı özellikleri olan sinüs biçimli sinyallerin dört ana özelliği bulunmaktadır. Bu dört özelliklerden aşağıda maddeler halinde açıklanmıştır:

1. Birçok sinyal sinüs biçimli sinyal serilerine açılabilir ve sinüs biçimli sinyallerle yeniden oluşturulabilir. Sinüs biçimli sinyallerin bu özelliği Fourier serileri analizinin temelini teşkil eder.
2. Sinüs biçimli sinyaller frekans bölgesinde yalnızca tek bir frekansta enerjiye sahiptirler. Bu özelliğinden dolayı sinüs biçimli sinyaller saf sinyaller olarak bilinir ve tek bir frekansta enerjiye sahip oldukları için ana tonlarda ses dalgaları üretirler. Bu nedenle sinüs biçimli sinyaller frekans bölgesinde genlik ve faz bilgisiyle kolaylıkla

gösterilebilirler. Bu karakteristik özelliklerin birleştirilmesi sonucunda sinüs biçimli sinyaller herhangi bir periyodik sinyalin frekans bölgesinde ayrışımı için frekans bölgesi gösterimi olarak da bilinen temel tekniklerden birini sağlarlar.

3. Doğrusal bir sistemin girişine sinüs biçimli bir sinyal uygulanması durumunda sistemin çıkışında da sinüs biçimli bir sinyal elde edilir. Sinüs biçimli sinyallerin bu özelliği sayesinde doğrusal sistemlerin transfer fonksiyonları kolayca hesaplanır ve sistemin davranışı hakkında genel bilgi edinilmesi sağlanır.

4. Frekansı dönemsel olarak değişen bir sinyalin temel frekansının tamsayı katı olan sinüs biçimli harmonik sinyaller dikgen (ortogonal) sinyallerdir. Bu tür sinyallerin aralarındaki açı farkı 90 derece olup, iç çarpımları sıfırdır. Bu özellik ile eğer periyodik dalga formlarının harmonik sinüs biçimli sinyallere ayrışımını sınırlamak istersek ayrışımın her bir bileşeni diğerlerinden bağımsız bileşenler olacaktır. Örneğin, bir dalga formunun 10 harmonik sinüs biçimli sinyale ayrışımı sonrasında 10'dan daha fazla bileşenin daha doğru bir ayrışım olacağı varsayımı ile mevcut bileşenlerden daha fazla bileşen ile ayrışım yapmak istediğimizde ayrışım sonucunda mevcut bileşenler dikgen olduğu için herhangi bir değişiklik olmayacaktır.

Sinyallerin frekans bölgesindeki bilgilerinin elde edilmesi, frekans spektrumunun kestirilmesi ile mümkündür. İçinde birçok bilgi taşıyan biyomedikal sinyallerin göz ile incelenmesi yetersiz kalabildiğinden, biyomedikal sinyallere spektrum kestirimi ile yaklaşılması, aynı sinyalden daha çok ve daha net bilgi alınmasına imkân vermektedir. Spektrum kestiriminin başarılı olabilmesi için, gerekli bilgilerin doğru şekilde seçilmesi ve ayrıntılı olarak sunulması gerekir. Bu yüzden gerekli bilgilerin doğru seçilebilmesi için spektrum kestirimi hangi konuda yapılacaksa, bu alana uygun spektrum kestirim yöntemleri performans açısından kıyaslanmalı ve amaca en uygun yöntem bu şekilde belirlenerek kullanılmalıdır (Yazgan ve Korürek 1996).

Spektrum kestirim yöntemleri parametrik ve parametrik olmayan spektrum kestirim yöntemleri olarak ikiye ayrılabilir. Parametrik olmayan yöntemler Fourier Dönüşümü ve Periodogram yöntemi olarak ikiye ayrılır. Parametrik olmayan yöntemler

parametrik yöntemlere göre daha az işlem yükü gerektirirler. Ancak parametrik yöntemlerle kıyaslandıklarında spektrumun bozulması sonucu zayıf sinyallerin maskelenmesi gibi bir dezavantajları vardır. Fourier dönüşümünde, gözlem süresi kısa olan sinyallerde iyi bir frekans çözünürlüğü elde edilememektedir. Parametrik metotlarda ise performans daha iyi olmasına karşın, işlem yükü fazla olduğundan, daha fazla işlem zamanı ve daha güçlü bilgisayarlar gerektirmektedir. Biyomedikal sinyallerin spektrum kestiriminde parametrik metotlardan Özbağlanım (AR-AutoRegresivve) modelleme, parametrik olmayan metotlardan ise Hızlı Fourier Dönüşümü daha sık kullanılmaktadır.

2.6.2.1 Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD)

Hızlı Fourier Dönüşümü sinyal içindeki frekans bileşenlerinin güç yoğunluğunu belirlemek için kullanılır. Temeli Fourier Dönüşümüne dayanmakta olup, en basit anlatımı ile zaman uzayındaki bir sinyalin, frekans bölgesine dönüştürülmesidir. Fourier tarafından bulunan bu dönüşüm ile, her periyodik sinyal, farklı genlik, frekans ve faz değerlerine sahip sinüs sinyallerinin bileşimi şeklinde ifade edilebilir ve tersine, Fourier serisi bilinen her sinyal tekrar türetilir. Hızlı Fourier Dönüşümü ise, Fourier Dönüşümünün hızlı bir şekilde yapılmasını sağlayan ve ilk olarak 1965 yılında Cooley ve Tukey tarafından geliştirilen bir algoritmadır (Brigham 1988).

Fourier analizi genellikle bilgisayarlarda ayrık veriler üzerinde gerçekleştirilir. Ayrık veriler, zaman ve genlik örnekleme ile elde edilmeleri ve sonlu olmaları nedeniyle sürekli verilerden farklıdır. Sonlu veri periyodik olmayan bir sinyal veya periyodik bir sinyalin bir periyodu olarak incelenebilir. Ayrık zamanlı bir sinyalin, Ayrık Fourier Dönüşümü (AFD) aşağıdaki gibi tanımlanır:

$$X[n] = \sum_{m=1}^M x[m] e^{-j2\pi mn/M} \quad 2.18$$

2.18 eşitliğinde m, M uzunluklu veri dizisinin indisi, n ise harmonik sayısıdır. Bu eşitliğin genel uygulamasında m ve n değerleri birbirine eşit seçilir. Yukarıdaki eşitlik

sinüs biçimli harmoniklerin genlik ve fazını tanımlayan sayılar serisi üretir. Bu serinin temel periyodu, veri uzunluğu M olarak ve örnekleme frekansı f_s olarak adlandırılırsa aşağıdaki eşitlikteki gibi bulunur:

$$T = \frac{M}{f_s} \quad 2.19$$

Ayrık Ters Fourier Dönüşümü (ATFD), ters Fourier serisine açılım yöntemiyle benzer şekilde aşağıdaki eşitlik ile bulunur:

$$x(n) = \sum_{m=1}^M X[m] e^{j2\pi mn/M} \quad 2.20$$

Bir sinyalin Ayrık Fourier Dönüşümü, Fourier Dönüşümünün örnekleridir. Örneğin N=4 için yukarıdaki eşitlik kullanılarak 4 noktalı AFD hesaplanabilir. Daha fazla örnekleme için, N = 8 alınabilir. Ancak zaman uzayında sadece 4 nokta vardır. Bu durumda sinyalin sonuna “sıfır doldurma” (zero-padding) işlemi uygulanır. Dizinin sonuna sıfır eklemek ile yeni bir bilgi eklenmiş olmaz, ancak daha yoğun bir örnekleme yapılmış olur (Brigham 1988).

2.6.2.2 Güç spektrumu ve periodogram

Bir sinyalin güç spektrumu, sinyalin özilinti fonksiyonunun Fourier dönüşümü olarak tanımlanır. Sürekli zaman ve ayrık zaman gösterilimi olarak güç spektrumu aşağıdaki eşitliklerle ifade edilir:

$$PS(f) = \int_0^T r_{xx}(t) e^{-j2\pi ft} dt \quad P = 1, 2, 3... \quad 2.21$$

$$PS(f) = \sum_{n=0}^{N-1} r_{xx}[n] e^{-j2\pi n f T_s} \quad P = 1, 2, 3... \quad 2.22$$

Bu formülde $r_{xx}[n]$ daha önceden tanımlanan özilinti fonksiyonudur. Güç spektrumunun hesaplanmasında çok sık kullanılan metot doğrudan yaklaşım olarak isimlendirilen ve analog $x(t)$ sinyalinin genliğinin karesinin zamana karşı entegralinin hesaplanmasıyla aşağıdaki formüldeki gibi bulunur.

$$E = \int_{-\infty}^{\infty} |x(t)|^2 dt \quad 2.23$$

Parseval teoremine göre yukarıdaki ifade aşağıdaki gibi yazılabilir (Stearns and David, 1996);

$$\int_{-\infty}^{\infty} |x(t)|^2 dt = \int_{-\infty}^{\infty} |X(f)|^2 df \quad 2.24$$

2.24 eşitliğinde $|X(f)|^2$ ifadesine Periodogram adı verilir ve frekansa karşı enerjinin yoğunluğunu ifade eden enerji spektral yoğunluğu, güç spektral yoğunluğu veya güç spektrumu ifadeleriyle de isimlendirilir. Dolaylı yoldan güç spektrumu veya Periodogram, sinyalin Fourier dönüşümünün genliğinin karesi alınarak hesaplanır. Güç spektrumu, sinyalin tamamına Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD) uygulanarak hesaplanabilirse de, sinyalin bölütlere ayrılması suretiyle de hesaplanabilir. Sinyalin geneline veya tamamına HFD uygulanarak spektrumun elde edilmesi yerine, sinyalin bölütlerine uygulanan Hızlı Fourier dönüşümlerinin ortalamasının alınmasıyla elde edilen Periodogram, sinyalin güç spektrumu daha iyi ifade etmektedir. Bu yöntem spektral ortalama olarak da bilinir ve zaman bölgesinde uzun sinyallere daha çok uygulanır. Güç spektrumu çoğu zaman bir kestirime dayanan yöntem olup, sonucun istatistiksel özelliklerinin artırılması için kestirim ve ortalama işlemleri sıklıkla uygulanır.

Fourier Dönüşümüne dayalı yöntemler, spektrum kestirimi açısından yeterince iyi yöntemler değildir, çünkü bu yöntemlerin değişimleri yüksektir ve ayrıca Fourier dönüşümü yönteminin frekans çözünürlüğü sinyalin karakteristiğinden bağımsız olarak elde edilen sinyalin uzunluğu ile sınırlıdır. Bu olumsuzluklarla birlikte, pencerelemeden

kaynaklanan bozulmuş spektrum kestirimi elde edilir. Fourier Dönüşümü yapısı gereği 10 ms üzerindeki sinyallerde iyi bir spektral çözünürlük yakalayamaz. Bu nedenle bu süreyi aşan sinyallerde iyi bir çözünürlük yakalayabilmek için sinyalin durağan (stabil) hale getirilmesi gerekir ki bu da aynı zamanda sinyalin parametrik hale gelmesi demektir. HFD yönteminin bu dezavantajları nedeniyle özbağlanım (AR) modelleme yöntemi ve diğerleri gibi parametrik spektrum kestirim yöntemleri sayısal sinyal analizinde önemli bir yer edinirler (Hayes 1996).

2.6.2.3 Özbağlanım (Autoregressive-AR) Spektrum Kestirimi

Parametrik güç spektrum kestiriminde, parametrik olmayan yöntemlerde var olan spektral kaçak problemi olmadığından, parametrik yöntemler ile daha iyi bir frekans çözünürlüğü elde edilir. Parametrik yöntemlerin diğer avantajları orijinal spektruma daha yakın bir sonuç vermesi ve daha kısa örnekleme süresine ihtiyaç duymasıdır.

Parametrik yöntemler kullanılırken, hangi parametrik yöntemin kullanılacağını belirleme aşamasında, sinyalin yapısı da göz önüne alınmalıdır. Örneğin frekans spektrumunda ani tepeler olan sinyaller için Özbağlanım (autoregressive, AR) modeli, keskin tepeleri bulunmayan sinyaller için ise Yürüyen Ortalama (moving average, MA) modeli uygundur. Özbağlanımlı Yürüyen Ortalama (autoregressive moving average, ARMA) modeli ise her iki tip sinyal için de kullanılabilir.

Özbağlanım modeli, $x(n)$ veri dizisinin bir rasyonel sistem tarafından nitelendirilen doğrusal bir sistemin çıkışı olarak modellenmesi ile temsil edilebilir. Güç spektral yoğunluğunun (GSY) parametrik yöntemlerle kestiriminde, veri dizisi ve kestirimi yapılan yonteme ait parametreler kullanılır. Özbağlanım metodunda sinyale ait belli bir andaki genliği elde etmek için, o ana kadar örneklenmiş bölümlerin genlikleri farklı oranlarda toplanır ve bu toplama bir tahmin hatası eklenir. AR model parametrelerinin çözümünde doğrusal denklemler kullanılır. Bu yüzden AR yöntemi daha yaygındır.

p. dereceden AR yöntemine ait güç spektrumu;

$$P_x(e^{jw}) = \frac{|b(0)|^2}{\left|1 + \sum_{k=1}^p a_p(k)e^{-jkw}\right|^2} \quad 2.25$$

ifadesiyle verilir (Hayes 1996).

Eğer $b(0)$ ve $a_p(k)$ verilerden tahmin edilebilirse güç spektrumunun kestirimi aşağıdaki formda da yazılabilir:

$$\hat{P}_{AR}(e^{jw}) = \frac{|\hat{b}(0)|^2}{\left|1 + \sum_{k=1}^p \hat{a}_p(k)e^{-jkw}\right|^2} \quad 2.26$$

Burada $a(k)$ özbağlanım modeli katsayılarını, p model derecesini ve $b(0)$ ise değışintiyi ifade etektedir. Özbağlanım spektrum kestirimi, işlem için tüm-kutuplu (all-pole) model kurulmasını gerektirdiğinden, özbağlanım katsayılarını Levinson-Durbin ve Burg algoritmaları gibi farklı yöntemlerle hesaplamak mümkündür. Burg yönteminde özbağlanım katsayılarını bulmak için sinyalden alınan örneklerin hataları kullanılır ve modelin derecesi model katsayılarının sayısı ile belirlenir. Levinson-Durbin yönteminde katsayıların bulunması için özilinti denklemlerinin çözülmesi gerekmektedir.

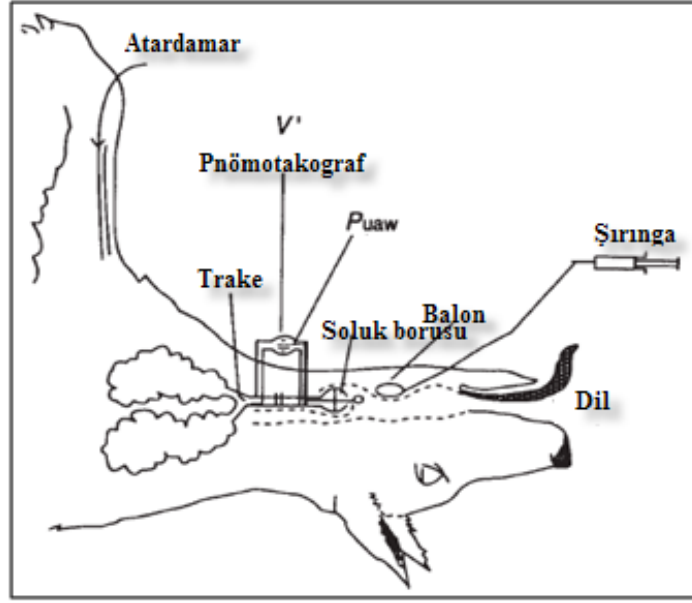
2.7. Horlama Seslerinin Analizi

Tıkayıcı uyku apnesinin ve horlamanın tedavisinde kullanılan cerrahi teknikler burun, yumuşak damak, küçük dil ve yutaktaki anatomik bozuklukların giderilmesi amacıyla uygulanmaktadır. Etkin bir cerrahi operasyon havayolunda tıkanmaya sebep olan mekanizmanın anlaşılması, tıkanmanın yerinin ve tipinin belirlenmesiyle mümkün olabilmektedir. Tıkanmaya neden olan üst hava yolu anormalliklerinin yerinin ve tipinin belirlenmesi ise hastada var olan sendromun şiddetinin gözlemlenmesiyle mümkün

olmaktadır. Nefes alma ve verme sırasında oluşan horlama sinyallerinin sayısal olarak analizi ve sınıflandırılmasının hastaya uygulanacak tedavide hekim tarafından kullanılabilecek objektif bir kriter olarak değerlendirilebileceği ilk olarak Cohen ve Lieberman tarafından öne sürülmüştür (Cohen ve Lieberman 1986). TUAS, üst solunum yolları direnci sendromu gibi hastalıklarla ilişkili olan solunum bozukluklarının belirlenmesinde horlama seslerinin analizinden yararlanılabileceği daha önceki çalışmalarla ortaya konulmuştur (Beck *et al.* 1995, Fiz *et al.* 1996).

Horlama sinyallerinin akustik özelliklerinin belirlenmesi amacıyla yapılan bir diğer çalışmada; Şekil 2.13’de görülen köpek modeli tasarlanmış ve 6 (altı) adet köpek kullanılarak yapılan hayvan deneylerinden elde edilen veriler ortaya konulmuştur. Bu deney düzeneğinde; oluşturulan köpek modelinde üst solunum yolu üzerine konan bir balonun şırınga ile şişirilerek tıkanması sonucunda elde edilen seslerin, horlama sesleri ile aynı yapıda olduğu ileri sürülmüş ve köpek modelinden elde edilen horlama sesleri incelenmiştir (Beck *et al.* 1995).

Hayvan deneylerinde horlama kaynağı olarak belirlenen gırtlığın (larynx) 1 cm yukarısına konan ve şırınga ile şişirilebilen balonlarla elde edilen horlama seslerinin zaman ve frekans bölgesi karakteristikleri incelenmiştir. Bu çalışmada nefes alma esnasında horlama sesleri iki farklı mikrofondan kayıt edilmiştir. Birinci mikrofona köpeğin ağzından 20 cm uzaklığa konularak nefes alma esnasındaki çevresel sesler kaydedilmiş, diğer mikrofona ise nefes borusu üzerine konulmuş ve horlama sesleri kaydedilmiştir. Kaydedilen sinyaller zaman bölgesinde ve 2048 noktalı Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD) alınarak frekans bölgesinde incelenmiştir (Beck *et al.* 1995).



Şekil 2.13 Horlama için tasarlanan hayvan deneyi (köpek) modeli (Beck *et al.* 1995'dan değiştirilerek alınmıştır.)

Horlamanın patolojik önemi genellikle horlamanın şiddeti, maksimum ve ortalama horlama şiddeti (dB_{max} ve dB_{mean}), horlamanın sürekli veya kesikli oluşuna göre zamanlaması, uyku boyunca horlama olaylarının süresinin uzunluğu, saat başına oluşan horlama sayısı (horlama indeksi), dakika başına horlama sayısı (horlama frekansı) ile ilişkilendirilmektedir. Horlamanın; maksimum horlama şiddeti (dB_{max}), ortalama horlama şiddeti (dB_{mean}), horlama indeksi (HI), horlama frekansı (HF), gibi parametrelerin yanı sıra eşdeğer sürekli ses seviyesi (L_{eq}), güç spektrumu, Hızlı Fourier Dönüşü (HFD) gibi tekniklerle de incelenmesi gerektiği Dalmasso ve Prota tarafından bildirilmiştir. (Dalmasso and Prota 1996).

Horlamanın incelenmesiyle ilgili olarak polisomnografi veya diğer uyku analiz cihazlarıyla yapılan çalışmalarda horlama sesleri genellikle hastanın göğüs duvarına veya boyun bölgesine yapıştırılan dielektrik madde parçası olan elektret mikrofonsal veya hastanın dudak hizasından 15-20 cm uzaklığa asılan kondansatörlü mikrofonsal alınmaktadır. Horlama sesleri Analog/Sayısal çevirici ile sayısal bir sinyale dönüştürülerek bilgisayarda saklanmaktadır. Bilgisayarda saklanan sinyallerin ölçümü ve analizi için eşdeğer sürekli ses seviyesi analizi, zaman ve frekans bölgesi analizi, güç

spektrumu analizi, doğrusal öngörüm kodlaması (LPC) analizi ve çok boyutlu ses parametrelerinin (MDVP) analizi gibi incelemeler yapılmaktadır.

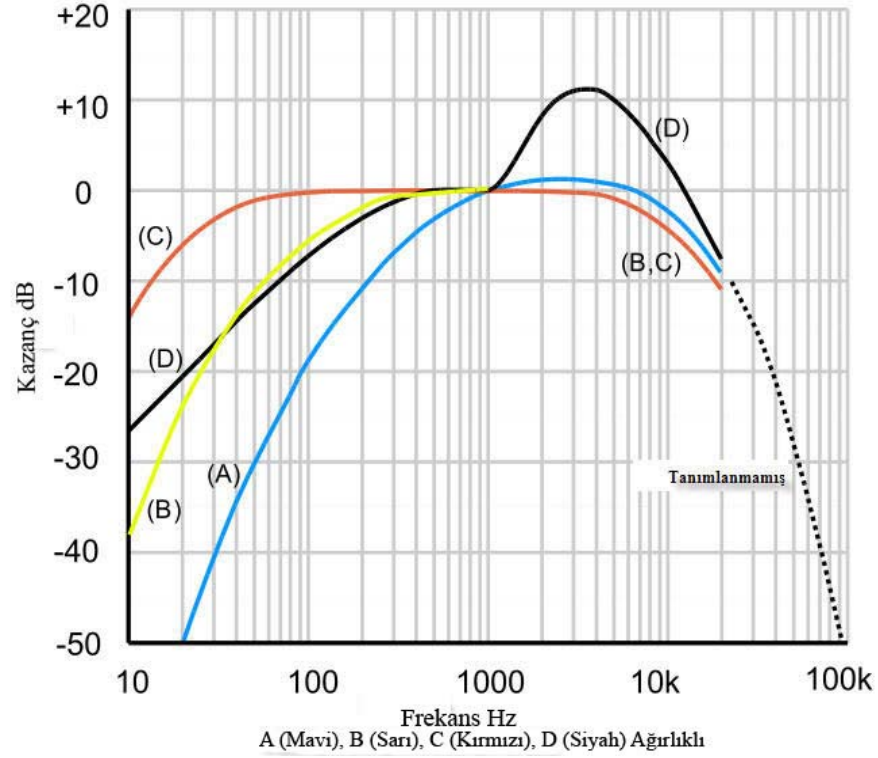
2.7.1 Horlama seslerinin eşdeğer ses seviyesi (L_{eq}) analizi

Eşdeğer Sürekli Ses Seviyesi (L_{eq} , Equivalent Continuous Sound Level) ölçüm periyodu boyunca ortalama ölçülen gürültünün A-Ağırlıklanmış enerji seviyesi anlamına gelmektedir. A-Ağırlıklanmış enerji seviyesi, ses basıncı seviyesinin ölçülmesi ile ilgili olarak IEC 61672:2003 sayılı uluslararası ve değişik ulusal standartlarda tanımlanan ve Şekil 2.14'te görülen bir eğri ailesidir. Bu eğriler farklı ortalama ses seviyelerinde kullanılmak üzere standart olarak tanımlanmıştır. A-Ağırlıklanmış eğri ailesi standart olarak düşük seviyeli seslerin ölçümü için tasarlanmış olmasına rağmen günümüzde tüm ses seviyelerinde çevre kaynaklı gürültü, endüstriyel gürültü ve duyma sağlığına etki eden gürültülerin tamamının ölçümünde sıkça kullanılan ortak bir kavram haline gelmiştir (Smith 1999).

Ses seviyesi, gürültü ve ses basıncı birbirleriyle ilişkilendirilebilecek bir bağıntı bulunmayan farklı kavramlardır. İnsan duyma sistemi bazı frekanslara daha duyarlı olduğundan ve frekans cevabı eşit gürültü eşyükselti eğrileri ile ifade edilen seviyelerle değişmektedir. Bu eşyükselti ağırlıklaması frekansın bir fonksiyonu olarak aşağıdaki eşitliklerle ifade edilmektedir (Richard and Daniel 2004).

$$R_A(f) = \frac{12200^2 \cdot f^4}{(f^2 + 20.6^2) \cdot \sqrt{(f^2 + 107.7^2) \cdot (f^2 + 737.9^2) \cdot (f^2 + 12200^2)}} \quad 2.27$$

$$A = 2.0 + 20 \log_{10}(R_A(f)) \quad 2.28$$



Şekil 2. 14 A, B, C, D-Ağırlıklı Ses Seviyelerinin Eğri Aileleri (Anonymous 2003'ten değiştirilerek alınmıştır).

L_{eq} ölçümleri horlamadan dolayı ortaya çıkan gürültünün rahatsızlık verme seviyesinin belirlenmesi ve horlamayı duyan kişinin rahatsızlığının objektif olarak belirlenmesi amacıyla kullanılır. L_{eq} sürekli sabit gürültü seviyesi, gerçek olarak dalgalanan gürültünün aynı zaman periyodunda A-Ağırlıklanmış akustik enerjiye oranı olarak aşağıdaki formüldeki gibi tanımlanır;

$$L_{eq} = 10 \log_{10} \frac{1}{t} \int_0^t \left(\frac{P_A(t)}{P_0} \right)^2 dt \quad 2.29$$

Bu formülde t: toplam ölçüm süresini, $P_A(t)$ A-Ağırlıklanmış anlık akustik basıncı, P_0 : referans akustik basıncı (20 Pa), A ise ses seviye ölçüm cihazları için uluslararası standart olarak kabul edilen elektronik süzgeci ifade etmektedir. Ses basıncı seviyesinin akustik ölçümlerinde ölçü birimi olarak A-ağırlıklı decibel'in kısaltması olan dB(A) veya dBA kullanılır (Hassal and Zaveri 1979).

Eşdeğer Sürekli Ses Seviyesi maksimum ve ortalama horlama şiddetinin (dB_{max} ve dB_{mean}) Ses Seviyesi Ölçüm (Sound Level Meter) cihazları ile kayıt edilmesine dayanan bir yöntemdir. Bu teknikle yapılan analizlerde hastanın bulunduğu odada ses seviyesi gece sekiz saat boyunca Ses Seviyesi Ölçüm (Sound Level Meter) cihazı ile her on dakikada bir ölçülmekte ve sonuçta maksimum ve minimum dBA değerleri verilmektedir. Bu teknikte yapılan ölçümlerde ses basıncına çevresel faktörlerin etkisinin yanı sıra ölçüm yapılan cihazın mikrofonunun hassasiyeti, ölçümün yapıldığı uzaklık gibi birçok parametreye göre değişkenlik gösterebileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

Horlama seslerinin Eşdeğer Ses Seviyesi terimleriyle analizi sonucunda; horlamanın uyku boyunca ortaya çıkan seslerin enerjisine göre değerlendirilebileceği ve polisomnografi ile ölçülen diğer parametrelerle uyumlu olduğu belirlenmiştir. Bu teknik, horlamanın kaynaklandığı üst hava yolunun anatomisi ve fizyopatolojisi ile ilgili her hangi bir bilgi vermeksizin, sadece horlayan hastayı duyan kişinin duyduğu sesin seviyesi ile ilgili objektif veri sağlar. Bu nedenlerle, L_{eq} analizi genellikle, ayrılma isteğiyle mahkemeye başvuran kişiler ve mahkeme için adli tıp amaçlı kullanılır (Dalmaso and Prota 1996).

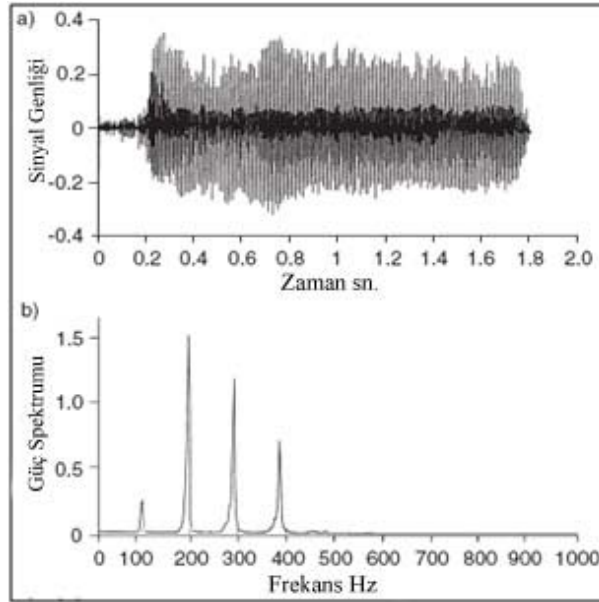
2.7.2 Horlama seslerinin zaman ve frekans bölgesi analizi

Horlama seslerinin akustik özelliklerinin analizi amacıyla 1996 yılında Fiz ve arkadaşları tarafından; hiç sigara kullanmamış, yedisine basit horlayan ve onuna TUAS tanısı konmuş toplam on yedi hasta üzerinde, polisomnografi kayıtları alınırken hastaların ağız hizasından 1 cm aşağısında duracak şekilde minyatür bir mikrofonun çeneye bantlanmasıyla alınan ses kayıtlarının zaman ve frekans bölgesinde analizi yapılmıştır (Fiz *et al.* 1996).

Bu çalışmada hastalardan alınan horlama sinyalleri 10 Hz ile 6 KHz aralığında bant geçiren bir süzgeç ile süzölmüştür. Horlama seslerinin frekans bölgesindeki değişimi incelenmiş ve güç spektrumu elde edilmiştir. Bu incelemede güç spektrumundaki toplam gücün %90'nını içeren frekans, maksimum frekans (f_{max}), gücün maksimum

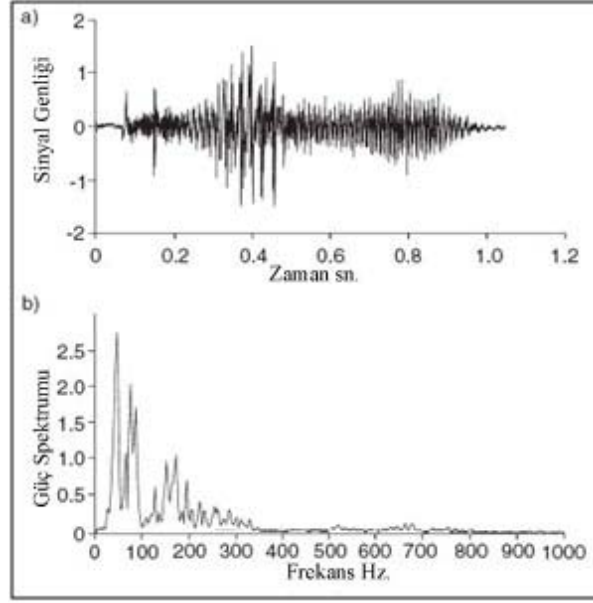
olduğu noktadaki frekans, tepe frekansı (f_{peak}) ve spektrumdaki toplam gücün yarısını içeren frekans, ortalama frekans (f_{mean}), olarak tanımlanmıştır (Fiz *et al.* 1996).

Horlama sinyallerinin frekans bölgesinde değişiminin incelenmesi sonucunda basit horlayan ve TUAS'lı hastaların horlama sinyallerinin farklı dalga şekillerine sahip olduğu belirlenmiştir. Basit horlayan hastaların horlama sinyallerinin bir temel frekansta ve açıkça görülebilen bileşenlere sahip olduğu Şekil 2.15'te görülmektedir. TUAS hastalarının horlama sinyallerinin ise düşük frekanslarda tepe değeri yüksek bir pik etrafındaki dar bir bantta saçılmış yapıya sahip olduğu Şekil 2.16'da görülmektedir (Fiz *et al.* 1996).



Şekil 2. 15 Basit horlayan hastaların horlama sinyalinin analizi, a.Zaman bölgesi, b. Frekans bölgesi (Fiz *et al.* 1996'dan değiştirilerek alınmıştır)

Fiz ve diğerleri tarafından yapılan çalışma sonucunda basit horlayan hastalar ve uyku apneli hastaların horlama sinyallerinin güç spektrumundan hesaplanan; tepe frekansı (f_{peak}), maksimum frekans (f_{max}) ve ortalama frekans (f_{mean}) değerleri Çizelge 2.3'te verilmiştir. Çizelge 2.3'te basit horlayan ve uyku apne sendromlu hastaların tepe frekansları arasında belirgin bir fark olduğu görülmüştür.



Şekil 2. 16 TUAS hastalarının horlama sinyalinin analizi, a. Zaman bölgesi, b. Frekans bölgesi (Fiz *et al.* 1996'dan değiştirilerek alınmıştır.)

Uyku apnesi olan hastaların, horlama güç spektrumundaki tepe frekansının basit horlayanlara göre daha düşük olduğu ve basit horlayanlar ile uyku apne sendromlu hastaların horlama seslerinin ayırt edilmesinde en iyi eşik seviyesinin 150 Hz olabileceği bildirilmiştir (Fiz *et al.* 1996).

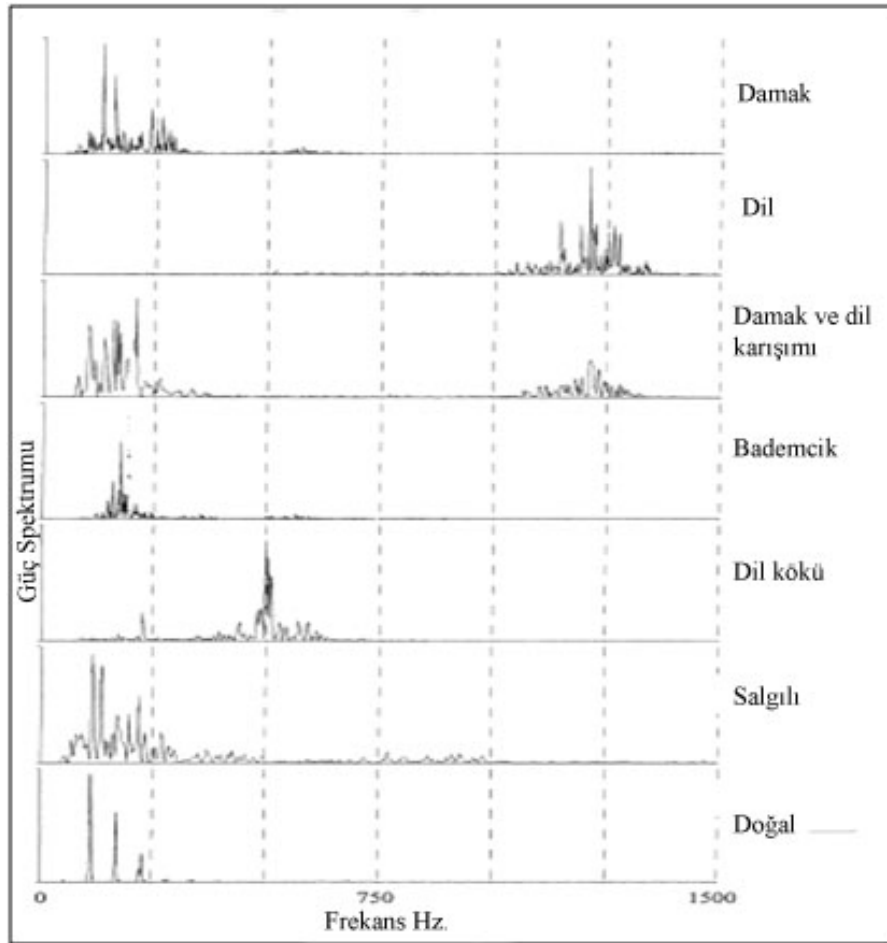
Çizelge 2.3 Horlayan ve TUAS hastalarının frekans spektrumu parametrelerinin karşılaştırılması (Fiz *et al.* 1996'dan değiştirilerek alınmıştır)

	Horlayan	TUAS
f_{peak} Hz.	264±107	157±136
f_{mean} Hz.	325±58	223±147
f_{max} Hz.	462±85	455±199

Horlama sinyallerinin frekans bölgesi karakteristiklerinin incelenmesi sonucunda, horlama seslerinin durağan sinyaller olmadığı, bir temel frekans ve formant frekanslarına sahip sinyaller olduğu bildirilmiştir (Dalmasso and Prota 1996). Ayrıca, frekans bölgesi incelemeleri sonucunda horlama kaynağının yerinin belirlenmesine yönelik çalışmalar da yapılmış ve horlama seslerinin frekans yapılarının horlamanın

kaynağına göre değiştiği gösterilmiştir. Agrawal ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada, merkez frekansı ve güç spektrumu hesaplanırken, 1-1500 Hz aralığındaki horlama sinyalleri kullanılmıştır. Horlama kaynağının yeri ile ilgili olarak; damaktan kaynaklanan horlamanın alçak frekanslarda 105-189 Hz aralığında yaklaşık 137 Hz’de, dil ve dil kökünden kaynaklanan horlamanın yüksek frekanslarda 1215-1277 Hz aralığında yaklaşık 1243 Hz’de, küçük dilden kaynaklanan horlamanın orta frekanslarda 331-510 Hz aralığında yaklaşık 490 Hz’de ölçüldüğü bildirilmiştir.

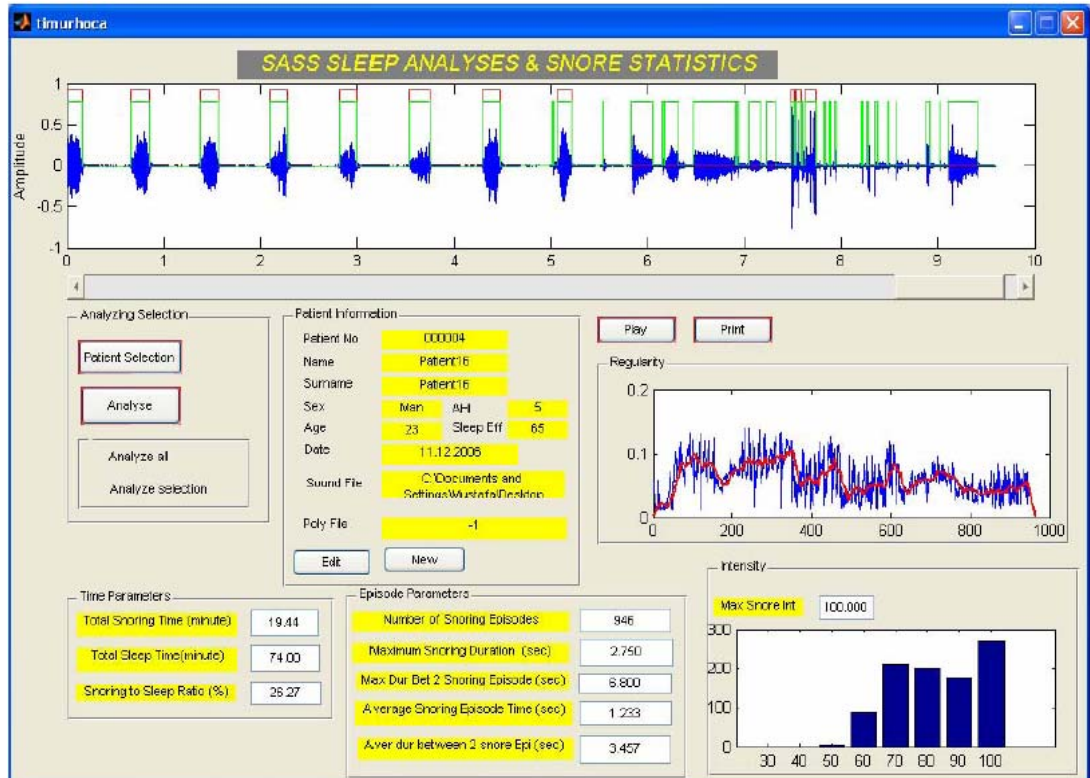
Hem damak hem de dil kaynaklı horlama, ağız ve burundaki anatomik yapılardan kaynaklanan horlama, küçük dilden kaynaklanan horlama, salgılı geniz bölgesinden kaynaklanan horlama ve doğal horlamanın frekans bölgesindeki değişimi Şekil 2.17’de görülmektedir (Agrawal *et al.* 2002).



Şekil 2.17 Horlama sinyallerinin horlama kaynağına göre frekans bölgesi analizi (Agrawal *et al.* 2002’den değiştirilerek alınmıştır)

Apneye neden olan tıkanmanın üst hava yolunun neresinde olduğunu belirlemeye, diğer bir deyişle horlamaya neden olan patolojiyi konumlandırmaya yönelik olarak horlama seslerinin frekans spektrumu incelemeleri sürmektedir. Horlama seslerinin frekans bölgesi ve güç spektrumu analizlerinden hareketle horlama kaynağının tespit edilmesi ve uvulopalatofaringoplasti (UPPP) gibi cerrahi yöntemlerle tedavisi açısından büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle halen günümüzde yeterince aydınlatılamamış olan uyku ve horlama ile ilgili çalışmaların hasta sayısı artırılarak geliştirilmesine ihtiyaç duyulmaktadır.

Horlama seslerinin analizi amacıyla Çavuşoğlu ve diğerleri tarafından yapılan çalışmada; hastalardan kaydedilen horlama seslerinden uyku esansında hastanın çıkardığı diğer sesleri ayırt ederek sınıflandıran ve horlama sayısı, horlamanın düzenliliği, horlamanın süresi ile ilgili parametreleri ortaya koyan Şekil 2.18'deki grafiksel kullanıcı ara yüzü MATLAB ortamında geliştirilmiştir (Çavuşoğlu vd. 2007).



Şekil 2.18 Horlama sinyallerinin analizi için geliştirilen GUI (Çavuşoğlu vd. 2007)

Çavuşoğlu ve diğerleri tarafından geliştirilen grafiksel kullanıcı ara yüzünde horlama ile ilgili olarak, horlama sayısı, maksimum horlama süresi, ortalama horlama süresi, toplam horlama süresi, iki horlama olayı arasındaki maksimum süre, toplam uyku süresi ve horlama uyku oranı parametreleri daha önceden kaydedilen horlama seslerinden kestirilerek kullanıcıya sunulmuştur (Çavuşoğlu vd. 2007).

Çavuşoğlu ve diğerleri tarafından yapılan bu çalışmada hastanın ağız hizasından 15 cm yukarısına konan bir mikrofon ile gece boyunca horlama sesleri 16 kHz örnekleme frekansında ve 16 bit çözünürlükle kaydedilmiştir. Kaydedilen horlama seslerinden zaman ve frekans bölgesinde enerji ve sıfır geçiş oranı ile belirlenen horlama bölütleri için frekans spektrumu özelliklerinin ve bu özelliklerinin sınırlarının belirlenmesiyle horlama veya horlama değil ayırımına karar verilmiştir. Horlama sinyalinin enerjisi için eşik seviyesi aşağıdaki formül ile belirlenmiştir;

$$T_E = \min(I_1, I_2) \quad 2.30$$

Burada I_1 ve I_2 değişkenleri aşağıdaki eşitliklerdeki gibi tanımlanmıştır.

$$\begin{aligned} I_1 &= a \times [\max(E_k) - \min(E_k)] + \min(E_k) \\ I_2 &= b \times \min(E_k) \end{aligned} \quad 2.31$$

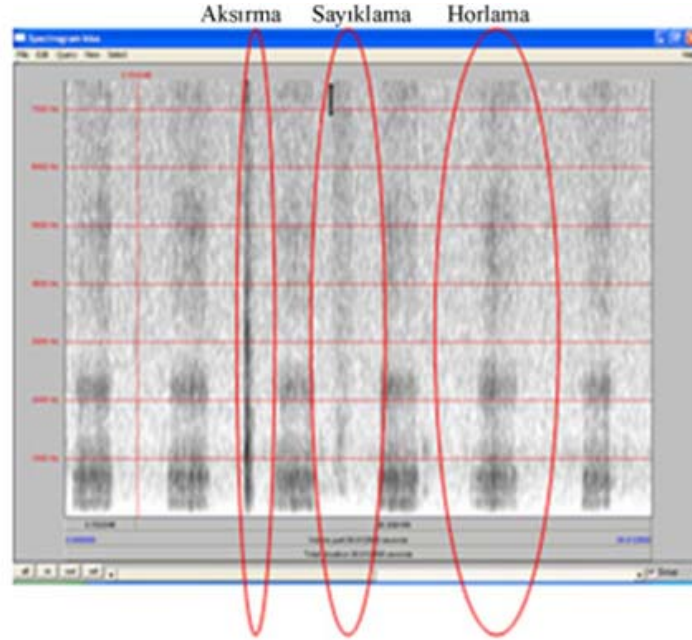
Horlama sinyallerinin sıfır geçiş oranı için eşik seviyesi ise aşağıdaki gibi tanımlanmıştır:

$$T_z = c \times \overline{ZC} \quad 2.32$$

Burada $\overline{ZC}$, horlama olaylarının sıfır geçiş oranının ortalaması, a, b, c katsayılarının ise deneysel olarak belirlenen sabitler olduğu bildirilmiştir.

Hastalardan kaydedilen horlama seslerinden uyku esnasında hastanın çıkardığı diğer seslerin ayırt edilmesi amacıyla horlama seslerinin spektral özellikleri Şekil 2.19'daki gibi gözlemlenmiştir. Bu aşamada horlama seslerinin formant yapısına sahip olduğu,

öksürme, nefes alma, diş gıcırdatma gibi seslerin ise formant yapısında olmaması belirlenmiş ve buradan hareketle horlama seslerinin diğer seslerden ayırt edilebileceği bildirilmiştir (Çavuşoğlu vd. 2007).



Şekil 2.19 Horlama spektrogramının gözlenmesi (Çavuşoğlu vd. 2007'den değiştirilerek alınmıştır)

Horlama seslerinin sınıflandırılması amacıyla her horlama olayı 0-7500 Hz aralığındaki frekans spektrumunda 500 Hz'lik alt bantlara bölünmüş ve her bir alt bandın öznitelik vektörü aşağıdaki formülle hesaplanmıştır.

$$\xi_i^k = \frac{\sum_{j=1}^{N_k} \sum_{f=500(i-1)}^{500i} |y(j, f)|^2}{\sum_{j=1}^{N_k} \sum_{f=0}^{7500} |y(j, f)|^2} \quad i = 1, 2, \dots, 15 \quad 2.33$$

Eşitlik 2.33'de k ile ifade edilen horlama bölütlerinin N_k alt enerji bantlarındaki i nci elemanın ξ ile ifade edilen özellik vektörü hesaplanmıştır. Özellik vektöründe 15 adet eleman bulunmaktadır. Eşitlik 2.33'de $y(j, f)$ ise j nci bölgedeki horlama sinyalinin Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü (Short Time Fourier Transform, STFT)'dür. Bulunan özellik vektörlerinin özdeğerleri temel bileşenler analiz yöntemiyle elde edilmiş ve ilk

iki özneliliğin horlama ve TUAS ayrımının yapılması için anlamlı olduğuna karar verilerek öznelilik vektörünün boyutu düşürülmüştür. Boyutu indirgenen özneliliklerin doğrusal bağlanım algoritmasıyla (Lineer Regression) belirlenen sınırlara göre çizdirilmesi sonucunda sınırlar içerisinde kalanlar horlama olarak sınıflandırılmıştır. Geliştirilen algoritma ile horlama seslerinin basit horlayanlar için % 97,3, TUAS hastaları için % 90,2 doğruluk oranında sınıflandırıldığı bildirilmiştir (Çavuşoğlu vd. 2007).

2.7.3 Horlama seslerinin konuşma analizi yöntemleriyle incelenmesi

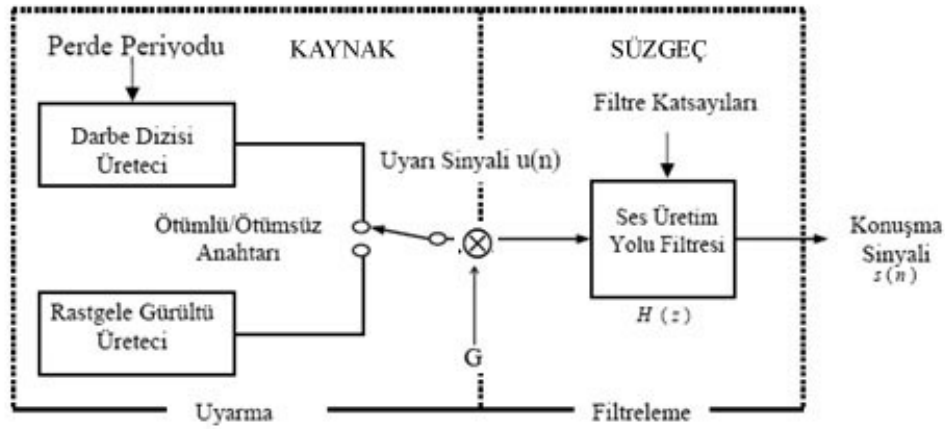
Horlama ve tıkalıcı uyku apne sendromu arasındaki ilişkiyi belirlemeye yönelik olarak horlama sayısının çıkarılması, horlama sinyallerinin değişintisinin hesaplanması, horlama seslerinin şiddetinin belirlenmesi, güç spektrumunun kestirilmesi, perde periyodu ve seğirme (jitter) analizine yönelik çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Bu metotların çoğu üst hava yolunun akustik özelliklerini tam anlamıyla ortaya koymaya yeterli değildir. Ayrıca, bu metotlar uygulanırken göz önünde bulundurulması gereken önemli bir faktör de arka planda meydana gelen akustik gürültünün ve elektromanyetik girişimden kaynaklanan gürültünün horlama seslerinin kaydını ve analizini ciddi şekilde etkileyebileceğidir.

Horlama seslerin konuşma analizi yöntemleriyle incelenmesi, konuşma analizinde sıkça kullanılan ve konuşma sinyallerinin oluşma mekanizmasını frekans modeli ile ortaya koyan doğrusal öngörüm kodlaması yöntemidir. Konuşma seslerinin ve horlama sinyallerinin birçok benzerliklerinin olmasından hareketle, horlama seslerinin doğrusal öngörüm kodlamasıyla analizi yapılmıştır (Ng *et al.* 2006).

2.7.3.1 Horlama Seslerinin Doğrusal Öngörüm Kodlaması (LPC) Analizi

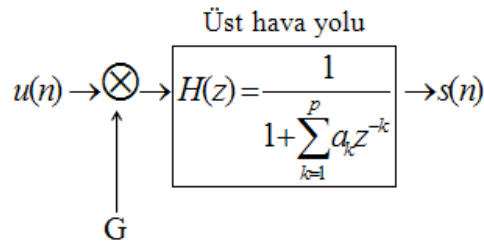
Doğrusal Öngörüm Kodlaması (Lineer Predictive Coding – LPC) horlama sinyallerinin, konuşma seslerine benzer şekilde oluştuğu yaklaşımından hareketle ortaya konulan parametrik bir analiz modelidir. Bu yöntemde üst hava yolu tüm-kutup süzgeci (all-pole filter) ile temsil edilir.

Konuşma sesleri için LPC analizi yöntemi Şekil 2.20’de görülmekte olup, bu şekilde uyarıcı kaynak $u(n)$, pozisyonu konuşmanın ötümlü/ötümsüz karakterleriyle kontrol edilen ve ötümlü sesler için periyodik vuru dizilerini, ötümsüz sesler için rastgele gürültü kaynağını seçen anahtarla kontrol edilir. G katsayısıyla çarpılmış uyarıcı kaynak, konuşmanın karakteristik ses yolu parametreleriyle kontrol edilen $H(z)$ sayısal süzgeci girişine uygulanır. Bu modelin parametreleri; sesli/sessiz sınıflandırması, sesli sesler için perde periyodunun belirlenmesi, kazanç parametresi ve sayısal süzgeç katsayılarıdır (Kondoz 1990).



Şekil 2.20 Doğrusal öngörüm kodlamasıyla konuşma sinyalinin üretim modeli

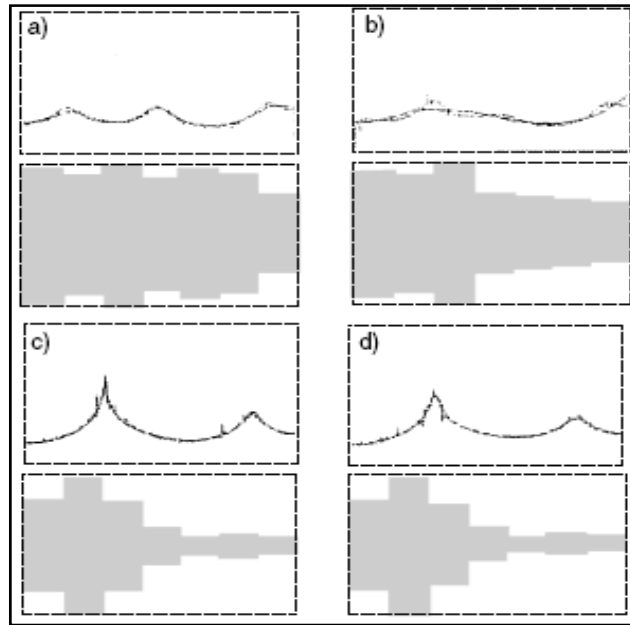
Horlama sinyallerinin oluşumu için ortaya konulan p’nci mertebeden bir Doğrusal Öngörüm Kodlaması modelinin matematiksel formu Şekil 2.21’de görülmektedir. Horlama seslerinin oluştuğu üst hava yolunun, katsayıları $a_1, a_2, \dots, a_p$ olan özbağlanımlı $H(z)$ akustik süzgeci gibi davrandığı düşünülerek, bu katsayıların minimum hata ile kestirilmesine çalışılır. Süzgeç katsayıları genellikle özilinti metoduyla $H(z)$ süzgecinin kararlı olmasını sağlayacak şekilde birim dairenin içerisinde olacak şekilde elde edilir.



Şekil 2.21 Horlama sinyallerinin oluşumu için LPC modeli

Horlama sinyallerinin frekans karakteristiklerinin incelenmesi sonucunda, horlama seslerinin bir temel frekans ve formant tipi yapıya sahip olduğu belirlenmiştir. Ses çalışmaları ile ilgili fonetik deneylerinden, formantların, şekil ve büyüklük olarak ses kanallarına (tüplere) benzediği ve her bir formantın; frekans, band genişliği ve genlik seviyesi ile karakterize edilmesi sonucunda, horlamanın gerçekleştiği üst havayolunun enine kesit alanının hesaplanabileceği bildirilmiştir (Dalmasso and Prota 1996). Horlama seslerinin LPC analizi sonucunda kestirilen üst hava yolunun enine kesit alanı Şekil 2.22’de görülmektedir. Şekil 2.22’de a,b,c,d harfleri ile belirtilen üst kısımdaki şekillerde horlama seslerinin LPC analizi sonucunda elde edilen frekans spektrumu görülürken, alt kısımdaki şekillerde ise ağızdan nefes borusuna kadarki üst hava yolunun enine kesit alanı görülmektedir.

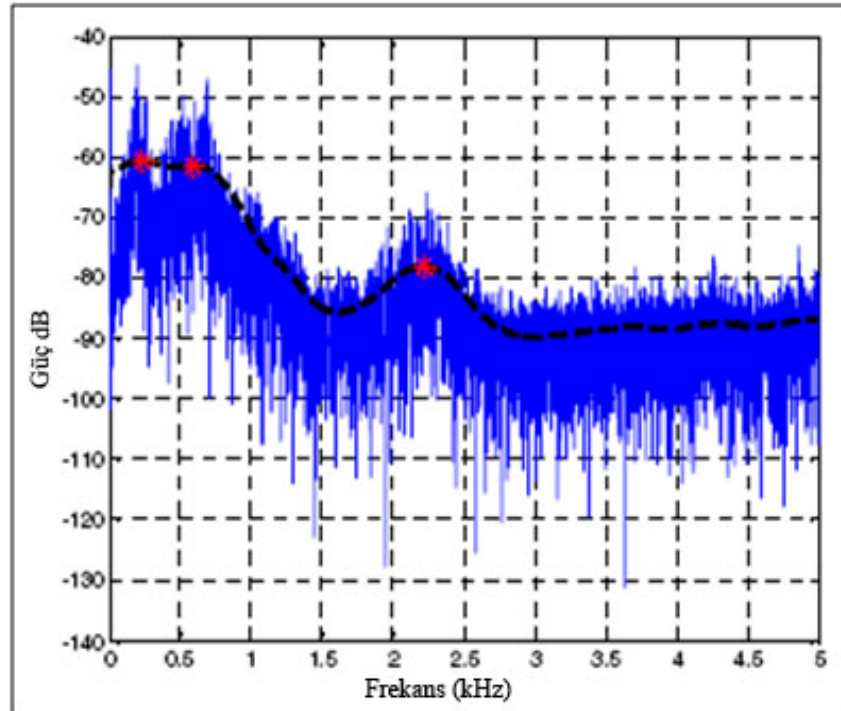
Üst hava yolunun şekline ve fiziksel boyutlarına bağlı olarak çeşitli akustik özelliklere sahip farklı horlama sesleri üretilir. Birçok çalışmada tıkalı uyku apnesinin üst hava yolunun anatomik ve fonksiyonel anormalliklerinden kaynaklandığı düşünülmüştür. Genellikle TUAS’lı hastaların, TUAS olmayan hastalara nazaran daha dar ve katlanabilir üst hava yoluna sahip olduğu, apne hipopne indeksi 10’dan büyük olan hastaların formant frekanslarının da farklı olduğu düşünülmektedir (Ng *et al.* 2007).



Şekil 2.22 Üst hava yolu enine kesit alanının kestirilmesi (Dalmasso and Prota, 1996)

Konuşma analizinde ilk üç formant frekansı, LPC spektrumuna benzer bir gösterim ile F1, F2 ve F3 olarak en düşük frekanstan başlanarak sıralanır. Horlama sinyallerinin karakteristiklerinin belirlenmesinde üst havayolunun akustik özelliklerine uygun olarak formant frekanslarının önemli bilgiler taşıdığı düşünülmektedir. Konuşma ve ses analizinde şimdiye kadar bu alanda yapılan çalışmalar incelenerek, birinci formant (F1) frekansının, yutağın darlık derecesiyle ilgili, ikinci formant frekansının (F2) dilin nötr pozisyonuna bağlı olarak büyümesiyle ilgili, üçüncü formant frekansının (F3) ise dudak yuvarlama derecesi ile ilgili olduğu düşünülmektedir (Ng *et al.* 2007).

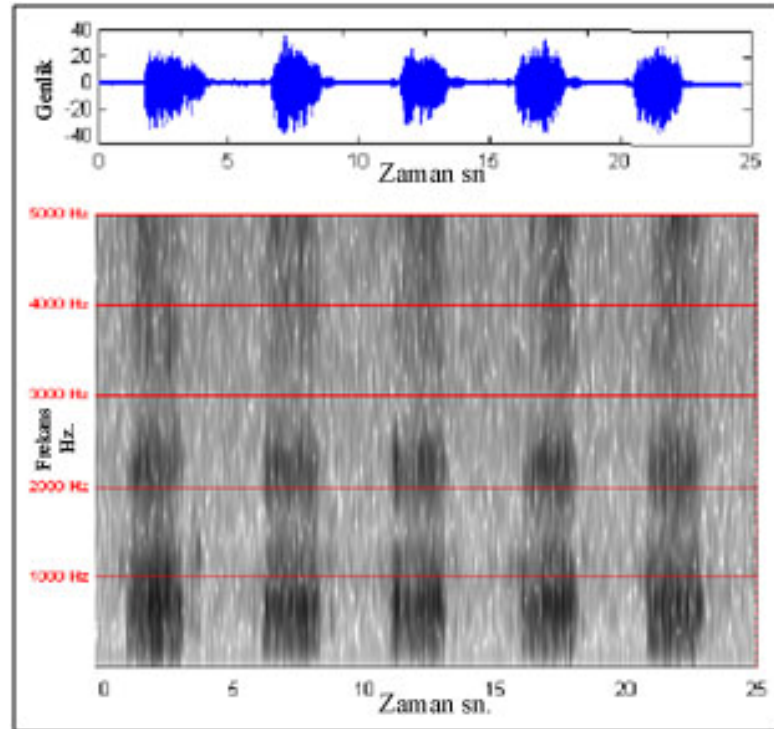
Formant frekanslarını hesaplamak için çeşitli çalışmalarda horlama seslerinin bölütlerinin doğrusal kestirim katsayıları, Yule-Walker denklemlerinin Levinson-Durbin yinelemeli yöntemleri ile çözülmesi sonucunda hesaplanmıştır. Bu katsayılar bir polinomun katsayılarına karşılık geldiği için bu polinomun kökleri bulunarak formant frekansları elde edilmiştir. Şekil 2.23’de horlama sinyallerine ait izgesel zarf kestirimi görülmekte olup, sinyalin ana bileşenlerinin 150 Hz gibi düşük frekans bölgesinde olduğu görülmektedir. Zarfın 500 Hz, 1800 Hz, 2200 Hz ve 4200 Hz frekanslarında formant frekanslarının olduğu belirlenmiştir (Çavuşoğlu vd. 2007).



Şekil 2.23 Horlama seslerinin izgesel zarf kestirimi analizi (Çavuşoğlu vd 2007).

Konuşma işlemede formantlar, izgesel zarfın tepe değerlerini tanımladığından, formant frekansları konuşma bölgesi süzgecinin rezonans frekanslarıdır. Her formant frekansı band genişliği ve genlik seviyesi ile tanımlanır ve aralığı rezonans boşluğunun biçimine bağlıdır. Şekil 2.24’de 5 adet dönemsel horlama içeren bir horlama sinyalinin formant yapısı gösterilmiştir (Çavuşoğlu vd. 2006).

Basit horlayan ve TUAS’lı hastalarının formant frekanslarının karşılaştırılması sonucunda; basit horlayanlarda, aynı hastanın farklı horlama olayları için formant frekanslarının yerleri hemen hemen değişmezken, farklı hastaların formant frekanslarının yerlerinde kaymalar olabilmektedir. Bu kayma miktarının 1. formantta diğer formant frekanslarına göre daha az olduğu görülmektedir. TUAS hastalarında ise hem aynı hastanın farklı horlama olayları arasında, hem de farklı hastalar arasında formant frekanslarının yerlerinde, basit horlayanlarda görülen tutarlılık önemli ölçüde azalmaktadır (Çavuşoğlu vd. 2006).



Şekil 2.24 Horlama sinyalinin formant yapısı (Çavuşoğlu vd 2006’dan değiştirilerek alınmıştır).

Basit horlayanlarda TUAS hastalarına göre formant dağılımlarının değişiminin daha az olması; TUAS hastalarında üst hava yolunda titreşerek horlamaya neden olan dokunun çoklu-segment yapısına sahip olması ve tıkanma eğiliminin nerede arttığı ve horlamaya neden olan dokunun yeri ile ilgili olarak üst hava yolu direncinin TUAS hastalarında basit horlayanlara göre daha az olması şeklinde yorumlanmaktadır.

2.7.3.2 Horlama Seslerinin Çok Boyutlu Ses Yazılımı (MDVP) Analizi

Çok Boyutlu Ses Yazılımı (Multi Dimensional Voice Program-MDVP) klinik uygulamalara yönelik ses işleme programları arasında altın standart olarak kabul edilen bir yazılımdır. MDVP kullanılarak Hara ve arkadaşları tarafından yapılan horlama seslerinin analizi sonucunda; basit horlayan ve TUAS'lı hastaların tepe frekansı, SPI (soft phonation index), NHR (noise to harmonics ratio) ve güç oranlarının birbirlerinden önemli oranda farklı olduğu bildirilmiştir (Hara *et al.* 2006).

Tepe Frekansı (peak frequency): Frekans spektrumundaki en yüksek genlikli horlamanın frekansıdır. Horlamanın damaktan veya dilden kaynaklanıp kaynaklanmadığının göstergesi olarak kabul edilebileceği değerlendirilmektedir.

SPI(Soft Phonation Index): 70-1600 Hz alçak frekans bölgesi harmonik enerjisinin yüksek frekans 1600-4500 Hz bölgesi harmonik enerjisine oranıdır. Bu indeks, temelde sesin derecelendirilmesinin yanı sıra seslerinin duyulabilir olma kalitesi hakkında da bilgi verir.

NHR(Noise-to-Harmonic Ratio): 1500-4500 Hz arasındaki harmonik olmayan frekans enerjisinin 70-4500 Hz arasındaki harmonik frekans enerjisine oranıdır. NHR genel olarak analiz edilen sinyaldeki gürültü oranının değerlendirilmesidir.

Güç Oranı (Power Ratio): 800 Hz'in altındaki frekans bölgesi güç spektrumunun, 800 Hz'in üzerindeki frekans bölgesi güç spektrumuna oranı olarak hesaplanır. Basit horlama ile TUAS ilişkili horlamanın incelenmesinde ayırt edici temel bir parametredir.

Hara ve diğerleri tarafından çok boyutlu ses yazılımı kullanılarak gerçekleştirilen ve 12 basit horlayan, 46 TUAS'lı olmak üzere toplam 58 hastadan alınan ses kayıtları üzerinde yapılan çalışmanın sonuçları Çizelge 2.4'te görülmektedir. Bu çizelge ile çok boyutlu ses analiz yazılımından elde edilen tepe frekansı, SPI, NHR ve güç oranı değerlerinin basit horlayan ve TUAS hastalarında bariz şekilde farklı olduğu ortaya konulmuştur.

Çizelge 2.4 Çok boyutlu ses yazılımı ile basit horlayan ve TUAS hastalarının karşılaştırılması (Hara *et al.* 2006)

Hasta Bilgisi (n = 58)	Basit Horlayan Hastaların Sonuçları (n = 12)	TUAS hastalarının Sonuçları (n=46)	Mann-Whitney U Testi P Değerleri
Tepe frekansı (Hz)	160	408	0,012
SPI	13,572	4,522	0,023
NHR	0,420	0,653	0,002
Güç oranı	34,002	6,288	0,015

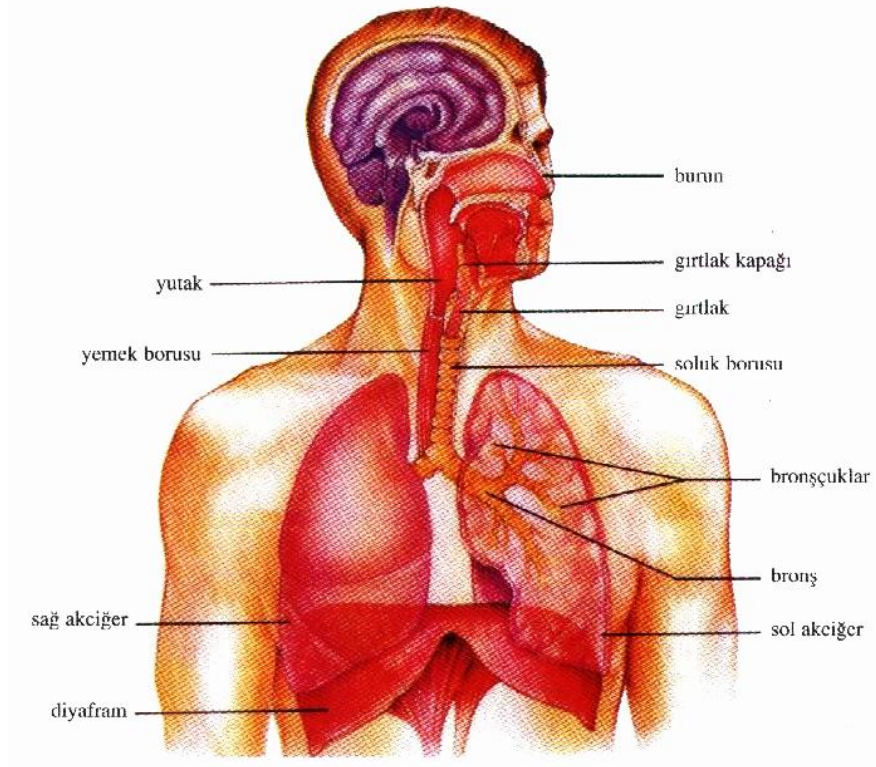
MDVP ile yapılan çalışmalarda; basit horlayanlar için genellikle alçak frekanslarda tek bir tepe frekansı mevcut iken, TUAS'lı hastalar için farklı genliklerde ve yüksek frekanslarda güç tepecikleri olduğu, Basit horlayanlarda yüksek SPI ve güç oranı görülürken, TUAS'lı hastaların NHR oranının yüksek olduğu gözlemlenmiştir.

2.8 Solunum Sinyallerinin Analizi

Solunum sistemi kandaki karbondioksit (CO₂) gazının, oksijen gazı (O₂) ile yer değiştirmesini sağlayan sistemdir. Solunum sisteminde burun ve ağız yardımıyla dışarıdan alınan havanın içindeki oksijen yutak, gırtlak ve soluk borusundan geçtikten sonra akciğerlere gelir. Bronş ve bronşçuklardan sonra alveollere gelerek kana karışır. Kan vücuttaki hücrelere oksijeni taşır. Hücreler bu oksijeni kullanarak enerji elde ederken ortaya çıkan karbondioksit, alveollerin içindeki kılcal damarlardan bronşçuk, bronş, soluk borusu ve yutaktan geçtikten sonra ağız ve burundan çıkar. Solunum, kendiliğinden sessiz, ağrısız ve kolaylıkla gerçekleşir. Solunum sayısı erişkinlerde

dakikada 15-20 kez, çocukta dakikada 20-30 kez, bebekte ise dakikada 30-40 kez arasında değişir. Solunum sisteminde yer alan organlar Şekil 2.25’te görülmektedir.

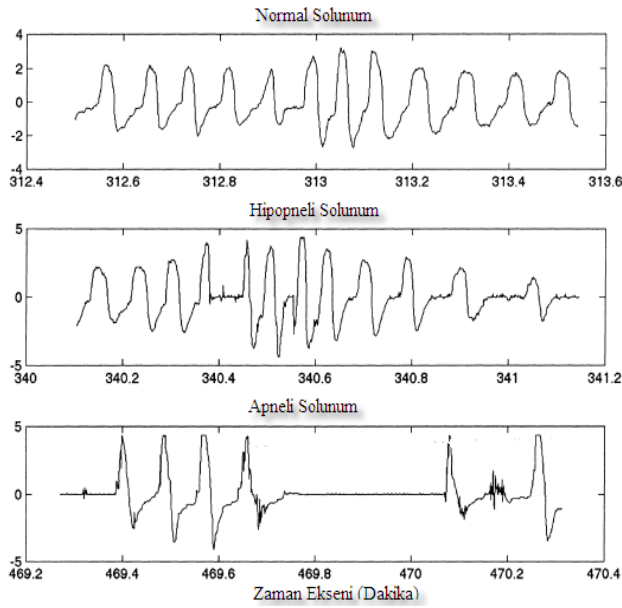
Solunum sistemindeki organların fonksiyonlarını yerine getirmeleri esnasında ortaya çıkan sinyallere solunum sinyalleri adı verilir. Solunum sinyallerinin ölçülmesi ve sayısal olarak kaydedilmesinde incelenecek organa göre değişik yöntemler geliştirilmiştir. Örneğin, akciğerlerin ortaya çıkardığı ses sinyalleri steteskop vasıtasıyla dinlenebildiği gibi göğüs kafesinin genişlemesi ve daralması solunum eforu dönüştürücüleri kullanılarak sayısal olarak kaydedilebilmektedir. Polisomnografi sistemlerinde solunum sinyalleri genellikle buruna yerleştirilen nazal kanül veya termistör vasıtasıyla alınmakta ve kaydedilen sayısal sinyaller solunumun değerlendirilmesinde kullanılmaktadır.



Şekil 2. 25 Solunum sistemindeki organlar

Sayısal olarak kaydedilen solunum sinyallerinin otomatik sınıflandırılması amacıyla Ning ve Bronzio (1989) tarafından solunum eforu dönüştürücüsü ile elde edilen sinyaller üzerinde yapılan çalışmada, solunum sinyalleri: normal solunum, apne ve

bozunum etkisi olan solunum sinyalleri şeklinde sınıflandırılmak üzere parametrik olarak ikinci mertebeden özbağlanım modeliyle modellenmiştir. Özbağlanım model ile modellenen sinyallerin model katsayılarının elde edilmesi sonrasında, belirlenen eşik seviyelerinin uygulanması sonucunda sınıflandırma yapılmıştır. Solunum olarak sınıflandırılan sinyaller için solunum oranı hesaplanmıştır. Solunum sinyalleri sinüs biçimli sinyallere benzeyen yapıdadır. Zaman eksenı boyunca normal solunum sinyali, hipopne olayının mevcut olduğu solunum sinyali ve apne olayının meydana geldiği solunum sinyalleri Şekil 2.26’te görölmektedir.



Şekil 2. 26 Solunum sinyallerinin sınıflandırılması

Solunum sinyallerinin öz bağlanım modelleme ile sınıflandırılması algoritmasında; solunum sinyali ikinci mertebeden öz bağlanımlı olarak aşağıdaki gibi modellenir;

$$x(n) = a_1x(n-1) + a_2x(n-2) + e(n) \quad 2.34$$

Bu eşitlikte $e(n)$ kestirim hatasının en küçük kareler enküçültme yöntemiyle minimize edilmesi sonucunda elde edilen öz bağlanım modeli katsayıları $\{a_1, a_2\}$ olarak ifade edilmiştir (Nepal *et al.* 2002). Bu katsayılar kullanılarak, solunum sinyallerinin uzunluğu ve frekansı 2.35 ve 2.36 eşitliklerindeki gibi elde edilebilir;

$$\text{Sinyal Uzunluğu: } MagAR = \sqrt{|a_1|^2 + |a_2|^2} \quad 2.35$$

$$\text{Frekans: } FreqAR = \frac{f_s}{2\pi} \arctan\left(\frac{a_2}{a_1}\right) \quad 2.36$$

Bu formüllerde f_s ile ifade edilen örnekleme frekansı genellikle maksimum 2 Hz olarak alınmaktadır. Solunum sinyallerinin yukarıda belirtilen özelliklerine ilave olarak, bir solunum bölütü için sinyalin ortalama enerjisi aşağıdaki gibi hesaplanır:

$$ENERJİ = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x(n)^2 \quad 2.37$$

Solunum sinyallerinin sıfır geçiş oranı veya solunum frekans indeksi bu modelde sinyalin enerjisinin karekökü olarak tanımlanmıştır. Solunum sinyallerinin yukarıdaki özellikleri hesaplanırken sinyalin ortalama değerinin sinyalden çıkarılması için solunum sinyali 1 Hz. kesim frekansına sahip bir alçak geçiren süzgeçten geçirilmektedir. Sinyalin enerjisi ve frekansı gibi özelliklerin kestirilmesi sonrasında, bu özelliklerin belirlenen eşik seviyeleri ile karşılaştırılması sonucunda solunum sinyalleri normal solunum, apne veya bozunum etkisi olarak sınıflandırılmıştır.

Sınıflandırma algoritması; solunum sinyalinin 10 saniyelik parçalara bölünerek her bir bölüt için ortalama enerji indeksinin hesaplanmasıyla başlamakta ve hesaplanan ortalama enerji indeksinin %25'i düşük enerji eşik seviyesi, %75'i yüksek enerji eşik seviyesi olarak belirlenmiştir. İnsanın normal solunum frekansı minimum 0.2-0.3 Hz aralığında, maksimumum 0.7-0.8 Hz. aralığında değiştiğinden bu değerler solunum oranı için eşik seviyesi olarak kabul edilmiştir (Nepal *et al.* 2002).

Özbağlanım modelinde bölütlere ayrılan sinyalin model katsayılarından hareketle enerji indeksi çıkarılmıştır. Bölütlerin enerji ve frekanslarının, belirlenen enerji ve frekans eşik seviyeleri ile karşılaştırılması sonucunda apne, normal solunum ve bozunum etkisi olduğuna karar verilmiştir. Enerjisi, düşük enerji seviyesinin altında kalanlar apne olarak sınıflandırılmıştır. Enerjisi, düşük ve yüksek enerji eşik seviyelerinin arasında

kalan ve solunum frekansı normal sınırlarda olan bölütler ise normal solunum olarak sınıflandırılmıştır. Enerji indeksi, yüksek enerji seviyesinin üstünde ve solunum frekansı üst eşik seviyesinin üzerinde olan sinyaller ise bozunum etkisi olarak sınıflandırılmıştır.

Öz bağlanım modeli, Nepal ve arkadaşları tarafından, 21 yaşındaki bir erkek gönüllünün göğüs eforu dönüştürücüsünden alınan 20 Hz. frekansında örneklenen solunum sinyallerine uygulanmıştır. Solunum sinyali 10 saniyelik bölütlere ayrılmış ve enerji indeksi maksimum eşik seviyesi 0.042, minimum eşik seviyesi 0.014 olarak hesaplanmış ve minimum kabul edilebilir solunum frekansı eşik seviyesi 0.2 Hz., maksimum solunum oranı eşik seviyesi 0.9 Hz. olarak alınmak suretiyle gerçekleştirilen sınıflandırmanın sonuçları Çizelge 2.5'te sunulmuştur. Çizelge 2.5 incelendiğinde öz bağlanım modeli ile yapılan sınıflandırma sonucunda, apne ve normal solunum sinyallerinin %100 doğrulukla sınıflandırıldığı, sınıflandırılmayan sinyallerin ise görsel olarak yapılan incelemede hareket bozulmasından kaynaklandığı bildirilmiştir (Nepal *et al.* 2002).

Çizelge 2.5 Solunum sinyallerinin sınıflandırma sonuçları (Nepal *et al.* 2002'den değiştirilerek alınmıştır)

Bölüt	Test	Skorlama
Apne	45	45
Solunum	177	177
Bozunum etkisi	37	33
Sınıflandırılmayan	7	11

Solunum sinyallerinin sınıflandırılmasında solunum sinyali ortalama enerjisinin belirlenen minimum eşik seviyesinin altında kaldığı durumlar apne olarak değerlendirilmektedir. Solunum sinyali frekansı için belirlenen eşik seviyelerinin dışında kalan ve enerji için belirlenen maksimum eşik seviyesini aşan solunum sinyalleri ise bozulmuş sinyal olarak değerlendirilmektedir. Solunum frekansı ve sinyal enerjisi için belirlenen minimum ve maksimum eşik seviyelerinin arasında kalan sinyaller ise normal solunum olarak sınıflandırılmaktadır. Bu sınıflandırma metodunda hipopne olayları için solunum sinyallerinin sınıflandırılması yapılmamıştır.

2.9 Oksijen Saturasyonu (SaO₂) Sinyallerinin Analizi

Kandaki oksijen saturasyonu pulse oksimetre adı verilen ve girici olmayan cihazlarla ölçülür. Pulse oksimetre atardamardaki sürekli ve anlık hemoglobin saturasyonunu monitörize eden cihazlara verilen addır. Damar cerrahisinde ve hastanın yoğun bakımda izlenmesinde kolay ve ucuz yoldan oksijen saturasyonunun anlaşılmasında pulse oksimetre cihazları tercih edilmektedir.

Kandaki oksijen saturasyonunu Pulse Oksimetre cihazlarından alınmakta olup, bu bölümde öncelikle oksijen saturasyonu sinyallerinin elde edilmesine ilişkin yöntem açıklanmış, daha sonra pulse oksimetre ile elde edilen sinyallerin analiz yöntemleri açıklanmıştır.

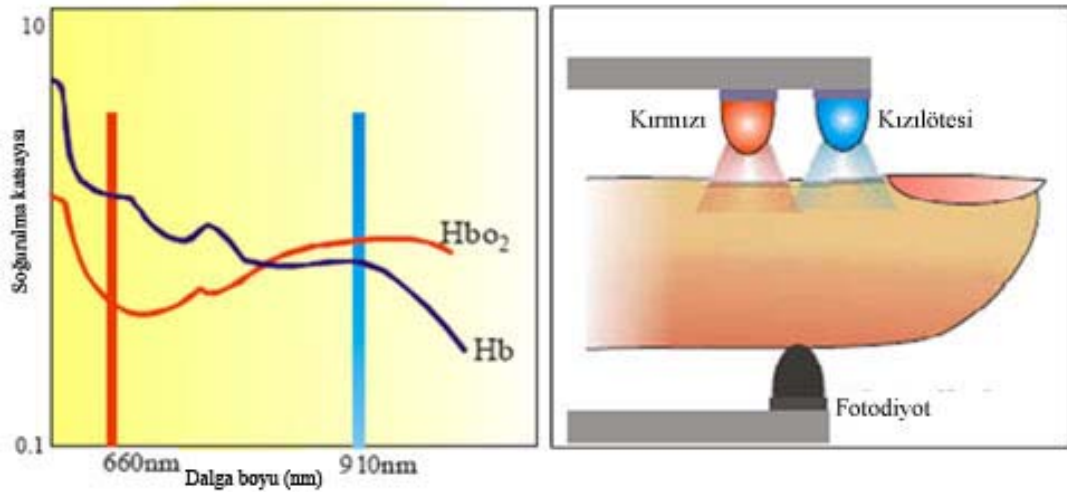
2.9.1 Pulse oksimetre

Spektrofotometre solüsyon içerisindeki çeşitli katı maddelerin yoğunluklarını belirlemede ışık soğurulmasının ölçümünü mümkün kılmıştır. 1930'ların başlarında Matthes bu tekniği oksijen saturasyonunun tespitinde kullanmıştır. Ölçüm katı konsantrasyonlarının bir solüsyondan geçen ışık yoğunluğuna bağlı olduğunu savunan Lambert-Beer yasasına dayanılarak yapılmaktadır (Altman and Bland 1983).

Pulse Oksimetreler iki dalga boyunda nabza benzer darbeleri damarsal dokudan ışık geçirgenliğini ölçerek atardamar hemoglobin konsantrasyonunu hesaplar. Pulse oksimetre; hemoglobin içeren parmak, kulak ve diğer dokuları kullanır. Parmak ucundaki veya kulak memesindeki farklı dalga boylarında yayılan ışığın belirli bir miktarda soğurulması sonucunda optik sensörlerle soğurulma miktarının algılanması prensibine dayanır.

Yeni üretilen pulse oksimetreler teknik olarak ışığın 660 nm (kırmızı) ve 910 nm (kızıl berisine yakın) dalga boyunu kullanır. Oksihemoglobin ile oksijeni taşıyan hemoglobinler, deoksihemoglobin ile de oksijen taşımayan hemoglobin kastedilmektedir. Her dalga boyunda oksihemoglobin ve deoksihemoglobin soğurulma

oranları farklıdır. Buradan hareketle oksihemoglobin/deoksihemoglobin arasındaki oran, kırmızı ve kızıl berisi ışığın soğurulmasındaki farklılıktan hesaplanabilir. İki farklı dalga boyu seçilmesinin nedeni, 660 nm civarında deoksihemoglobinin daha yüksek soğurulmaya sahip olması, 910 nm civarında ise oksihemoglobinin daha yüksek soğurulmaya sahip olmasıdır. İki farklı dalga boyunda hemoglobin ve deoksihemoglobinin soğurulma katsayıları ve pulse oksimetrenin çalışma prensibi Şekil 2.27’de görülmektedir (Li 2007).

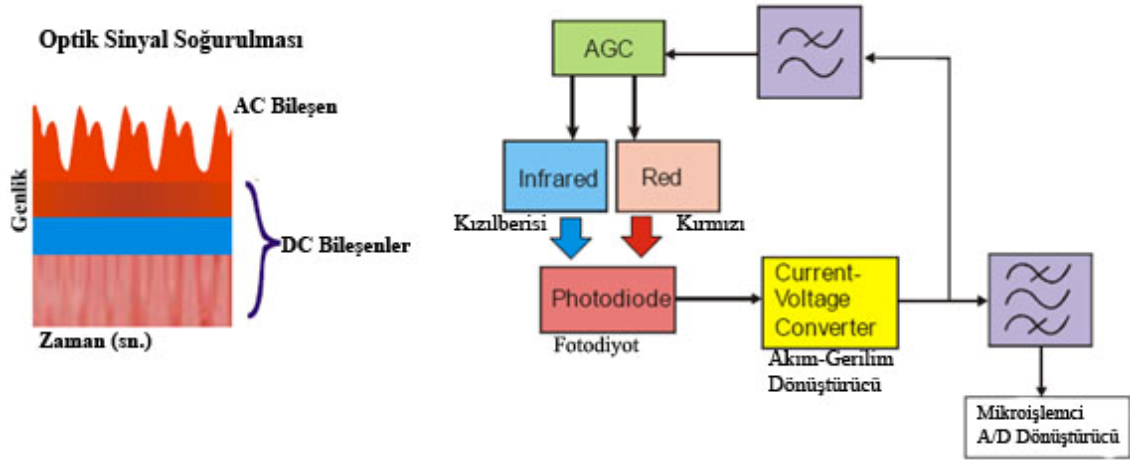


Şekil 2.27 Pulse oksimetrenin çalışma prensibi (Li 2007’den değiştirilerek alınmıştır)

Nabız şeklindeki dalga formunun doğru akım (DC) ve alternatif akım (AC) bileşenlerinin her ikisi de Şekil 2.28’de görülmektedir. Alternatif akım bileşeni atardamardaki kandan, kılcal damarlardaki kandan ve parmaktaki doku ve kemiklerden yansımaya bağlı olarak soğurulma bilgisini içerir (Li 2007). Doğru akım bileşenleri ise daima sabittir ve geriye kalan bileşenlerin tamamını içerir. Yalnızca alternatif akım bileşenleri atardamarlardaki nabızsal dalga formu ile ilgili bileşenleri içermektedir.

Şekil 2.27’de görülen pulse oksimetre örneği iki adet ışık yayan diyot ve bir adet fotodiyottan oluşmaktadır. Işık kırmızı diyottan kızıl berisi diyota doğru anahtarlanmaya başlar. Parmaktan geçen ışık fotodiyot kullanılarak algılanır. Fotodiyot tarafından algılanan ışık yoğunluğu ile orantılı olarak akım üretilir. Bu sinyal, akımı gerilime çeviren bir işlevsel yükselteç (opamp) kullanılarak gerilime dönüştürülür.

Sistemde ışık yayan diyotların ışık yoğunluğunun kontrolü için bir otomatik kazanç kontrol (AGC) devresi kullanılır. Bu devrenin amacı parmağın kalınlığından bağımsız olarak doğru akım bileşenlerinin sabit seviyesinin korunması içindir. Fotodiyot ve ışık yayan diyotlar arasına kalın bir parmak yerleştirildiğinde ölçüm yüzeyinden yansıtılarak gelen ışık yoğunluğunun, ince bir parmağa nazaran daha parlak olmasına, zayıf bir parmakta ise daha donuk olmasına sebep olmaktadır. Çünkü ince parmak, kalın parmağa nazaran daha az ışığı engellemektedir. Sistemde blok diyagramda da görülen biri alçak diğer yüksek geçiren iki süzgeç mevcuttur. 0.5 Hz. frekansın altındaki sinyallerin geçirilmesini sağlayan alçak geçiren süzgeç otomatik kazanç kontrolü devresinden önce yalnızca doğru akım bileşenlerinin geçirilerek geri beslemenin doğru yapılması maksadıyla kullanılmıştır. 0.5-3 Hz kesim frekansına sahip band geçiren süzgeç akım gerilim dönüştürücüsünün çıkışına uygulanarak, en düşük insan kalp hızının yaklaşık dakikada 30 ritim, en yüksek kalp hızının ise dakikada 200 ritim olması nedeniyle bu frekans aralığındaki sinyallerin geçirilmesi sağlanmıştır (Li 2007).



Şekil 2.28 Pulse oksimetrenin çalışma prensibi blok diyagramı (Li 2007'den değiştirilerek alınmıştır)

Kan akışının içerisinde hemoglobin ve oksihemoglobin konsantrasyonunun Beer-Lambert yasasına uygun olarak, iki dalga boyundaki soğurulma katsayılarını etkilemesi nedeniyle iletilen ışık yoğunluğunun logaritmik olarak azalacağı varsayımı ile oksijen

saturasyonu hesaplanmaktadır. Parmakta yayılan sinyal boyunca doğru akım ve alternatif akım bileşenlerinin oranı R ile 2.38 eşitliğindeki gibi tanımlanır:

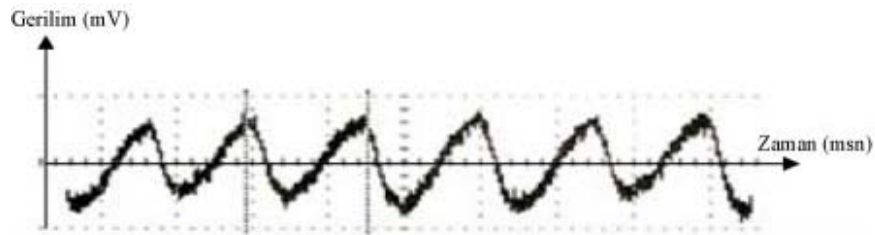
$$R = \frac{\log_{10}(I_{dc+ac} / I_{dc})_{\lambda_1}}{\log_{10}(I_{dc+ac} / I_{dc})_{\lambda_2}} \quad 2.38$$

Otomatik kazanç kontrol devresinin yayılan sinyalin doğru akım bileşenlerini koruması nedeniyle doğru akım bileşenleri elenirse yeni oran aşağıdaki hale dönüşür;

$$R = \frac{\log_{10}(I_{ac})_{\lambda_1}}{\log_{10}(I_{ac})_{\lambda_2}} \quad 2.39$$

Bu eşitlikte I_{ac} , λ_1 ve λ_2 dalga boylarında yalnızca alternatif akım bileşenleri bulunan ışık şiddetini ifade etmektedir (Li 2007).

Şekil 2.29'da, dakikada 72 vuruya sahip normal bir insan için parmak ucundaki kalp hızı tespit edildiği anda üretilen 1.2 Hz frekansındaki dalga şekli görülmektedir. Tepeden tepeye gerilim parmaktan yansıyan her bir dalga boyu için alınmıştır. Bu değerler, 2.35 eşitliğinde verilen formülle ışık yoğunluğuna dönüştürülerek oksijen saturasyonu (SaO_2) elde edilmektedir. Sağlık bir insan için SaO_2 değerinin %87 ve üzerinde olduğu değerlendirilmektedir.



Şekil 2. 29 Normal bir insanın parmak ucundaki saturasyon sinyali dalga şekli (Li 2007'den değiştirilerek alınmıştır)

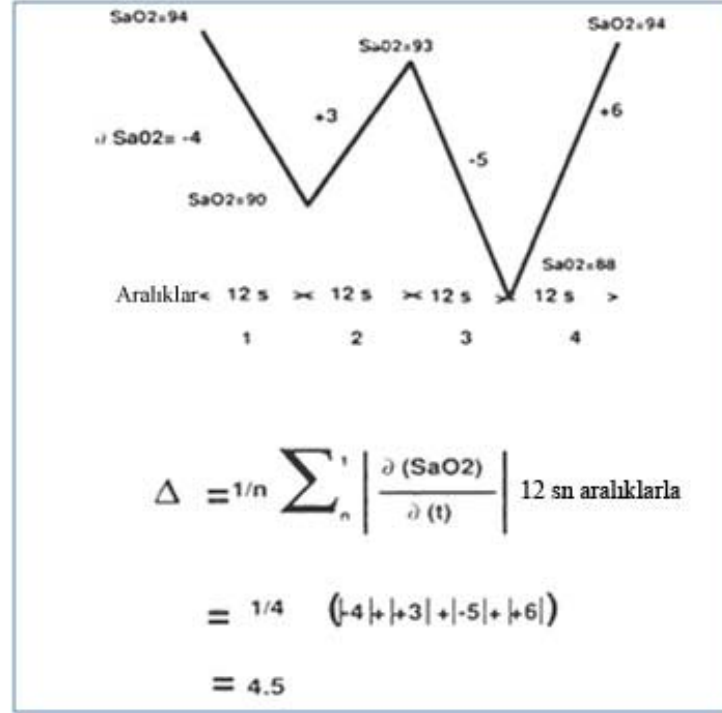
2.9.2 Oksijen saturasyonu sinyallerinin matematiksel analizi

Gece boyunca hastaların pulse oksimetre ile oksijen saturasyonunun değişiminin kaydedilmesi ve incelenmesi tıkalıcı uyku apne sendromunun yanı sıra kronik tıkalıcı solunum hastalıkları (Chronic Obstructive Pulmonary Disease-COPD) açısından da çok kullanışlıdır. Gece uykusu esnasında tıkanan ve nefes alamayan hastanın sonuçta oksijen saturasyonunda düşüş olması beklenen bir olaydır. Ancak, oksijen saturasyonunda uyku esnasında meydana gelen her düşmenin uyku apnesi olarak değerlendirilmesi mümkün değildir. Bu nedenle hastanın oksijen saturasyonunda meydana gelen değişikliklerin objektif olarak belirlenmesi amacıyla Pepin ve arkadaşları tarafından matematiksel bir model önerilmiştir. (Pepin *et al.* 1991) Bu modele göre oksijen saturasyonu sinyalindeki değişim zamanın bir fonksiyonu olarak delta indeksi adıyla aşağıdaki gibi tanımlanmıştır:

$$\Delta = \frac{1}{n} \sum_n \left| \frac{\partial(SaO_2)}{\partial t} \right| \quad (12 \text{ saniyelik aralıklarla}) \quad 2.40$$

Bu modelde tanımlanan oksijen saturasyonu delta indeksi, zamanla değişen sinyalin ardışık iki noktası arasındaki sinyal değişimlerinin mutlak değerinin toplamı alınarak elde edilen sonucun aralık sayısına bölünmesiyle elde edilmektedir. Delta indeksi sabit zaman aralıklarında ardışık veriler arasındaki değişimi ölçer. Oksijen saturasyonu gece boyunca fazla değişiklik göstermeyen bir yapıda seyrediyorsa delta indeksi küçük bir değerde kalmakta ve dolayısıyla oksijen saturasyonu değişimi minimum düzeyde olmaktadır.

Oksijen saturasyonu tıkalıcı uyku apnesinde olduğu gibi kademeli olarak azalıyorsa delta indeksi de büyük bir değer olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu yaklaşımdan hareketle delta indeksinin değişiminden, tıkalıcı uyku apnesinin tespit edilebileceği ve basit horlayan/TUAS ayrımının yapılabileceği Pepin ve diğerleri tarafından bildirilmiştir. Delta indeksinin hesaplanmasına ilişkin örnek Şekil 2.30'da görülmektedir (Pepin *et al.* 1991).



Şekil 2. 30 Oksijen saturasyonunun matematiksel analiz modeli. Delta İndeksinin hesaplanması için bir örnek (Pepin *et al.* 1991’den değiştirilerek alınmıştır)

Pepin ve arkadaşları tarafından 89 kronik tıkalı solunum hastası ve 38’i TUAS, 10’u normal hasta olmak üzere toplam 48 uyku apnesi olarak değerlendirilen hastalarda, oksijen saturasyonunun değişimi; minimum saturasyon, ortalama saturasyon ve delta indeksinin değişimi açısından incelenmiştir. Bu çalışmada; oksijen saturasyonu başlangıç değeri %93’ün altında ise delta indeksinin eşik seviyesi 1.5 olarak, oksijen saturasyonu başlangıç değeri %93’ün üzerinde ise eşik seviyesi 0.8 olarak alınmıştır. Çalışma sonucunda TUAS hastalarının değerlendirilmesi için kullanılan solunumsal rahatsızlık indeksi (Respiratory Disturbance Index - RDI) ile delta indeksi arasında belirgin bir ilişkinin olduğu ortaya konulmuştur ($r=0.62$, $p<0.01$) (Pepin *et al.* 1991).

Oksijen saturasyonu sinyallerinin analizinden hareketle tıkalı uyku apnesinin otomatik olarak tanısının konmasına yönelik olarak Vázquez ve arkadaşları tarafından geliştirilen bir algorithmada gece boyunca 1 Hz örnekleme frekansında kaydedilen oksijen saturasyonu sinyallerinde her bir oksijen saturasyonu değerinin birbirine göre karşılaştırmalı olarak taranması önerilmiştir. Okunan oksijen saturasyonu değerinde her hangi bir düşüş olduğunda algoritma tarafından o değere bir işaretçinin atanması,

saturasyon değeri bir artış olduğunda ise artışın okunduğu değeri en az üç önceki ardışık değeri üçün de ardışık düşüşe karşılık gelip gelmediği kriteri incelenir. Eğer üç ardışık değeri de düşüş tespit edilirse ve olay işaretçilerinden birisi orta hat olarak belirlenen değeri %4 ve daha büyük bir düşüşe sahipse solunum rahatsızlık indeksine bir eklenmesi şeklinde algoritma çalıştırılmaktadır. Bu algorithmada anahat veya ortahat (baseline) değeri hareketli zaman ortalaması ile hesaplanmıştır. Beş dakikadan daha fazla bir sürede okunan oksijen saturasyonu değerinin en tepede olan beş adedinin ortalaması anahat değeri olarak alınmıştır. Sonuçta solunum rahatsızlık indeksi (RDI), toplam RDI değerlerinin izlenme süresinin toplamına bölünmesi ile bulunmuştur (Vázquez *et al.* 2000).

Gece boyunca pulse oksimetre ile kaydedilen oksijen saturasyonu sinyallerinin TUAS tanısında kullanılması amacıyla Zamarron ve arkadaşları tarafından oksijen saturasyonu ve kalp hızı değişiminin spektral karakteristikleri incelenmiştir. Zamarron ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada 78'i erkek, 22'si bayan olmak üzere toplam 100 hastanın oksijen saturasyonu Criticare marka parmak probu ile 0.2 Hz. örnekleme frekansında kaydedilmiştir. Zaman bölgesinde kaydedilen sinyaller spektral kaçakların önlenmesi amacıyla aşağıda matematiksel ifadesi verilen Hamming süzgeci ile pencerelere ayrılmıştır.

$$w(n) = 0.54 - 0.46 \cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right) \quad n = 0, 1, 2, \dots, N-1 \quad 2.41$$

Hamming pencerelenen sinyalin Hızlı Fourier Dönüşümü alınarak sinyalin spektrum analizi yapılmıştır. Oksijen saturasyon sinyalinin güç spektrumu aşağıda tanımlanan band genişliği aralığında sinyalin her bir frekans bileşeninin güç yoğunluğunu ortaya koymuştur.

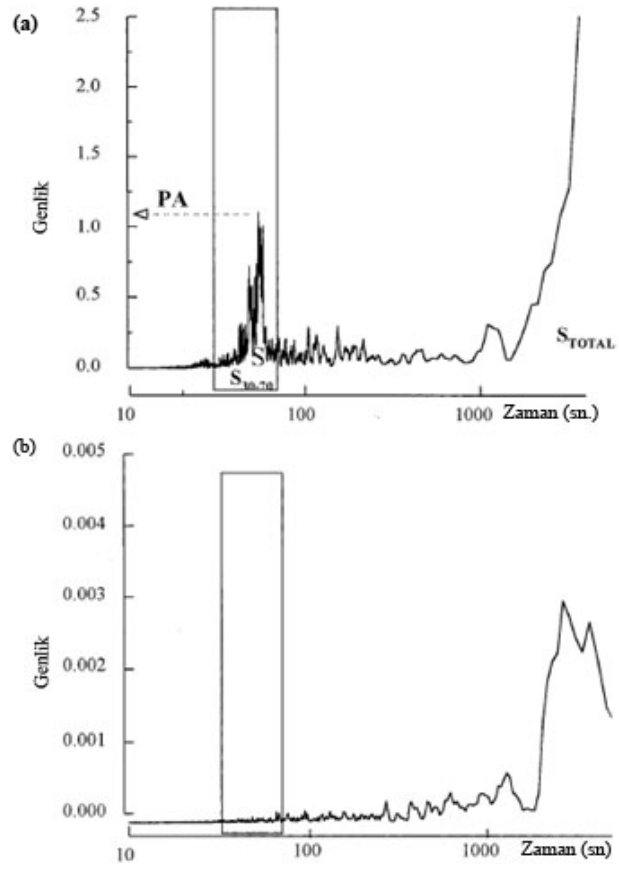
$$f_{\min} = \Delta f = \frac{f_s}{N} \quad 2.42$$

$$f_{\max} = \frac{1}{f_s} \quad 2.43$$

Burada $f_{\min}$ alçak frekans sınırını, $f_{\max}$ ise üst frekans sınırını, Δf ise frekans çözünürlüğünü, f_s örnekleme frekansını ($f_s=1/5=0.2$ Hz.) ve N ise toplam örnek sayısını göstermektedir. Oksijen saturasyon sinyalinin periodogramı güç spektrumunda frekansın 1/f periyodu ile yer değiştirilmesi sonucunda elde edilmiştir.

Oksijen saturasyonu sinyalinin periodogramındaki güç bileşenleri, $T(s)=1/\text{Frekans(Hz)}$ periyoduna karşılık çizdirilmiştir. Şekil 2.30'da TUAS hastası ve TUAS olmayan hastaya ait oksijen saturasyonu sinyallerinin periodogramı çizdirilmiştir. Bu şekilde TUAS hastasının oksijen saturasyonu periodogramında 30 ila 70 saniyelik periyodu arasındaki tepe şeklindeki sinyal belirgin bir şekilde dikkat çekmektedir. Normal test sonuçları her iki sinyalde de tepe şeklindeki sinyalin bulunmamasına göre tanımlanmıştır.

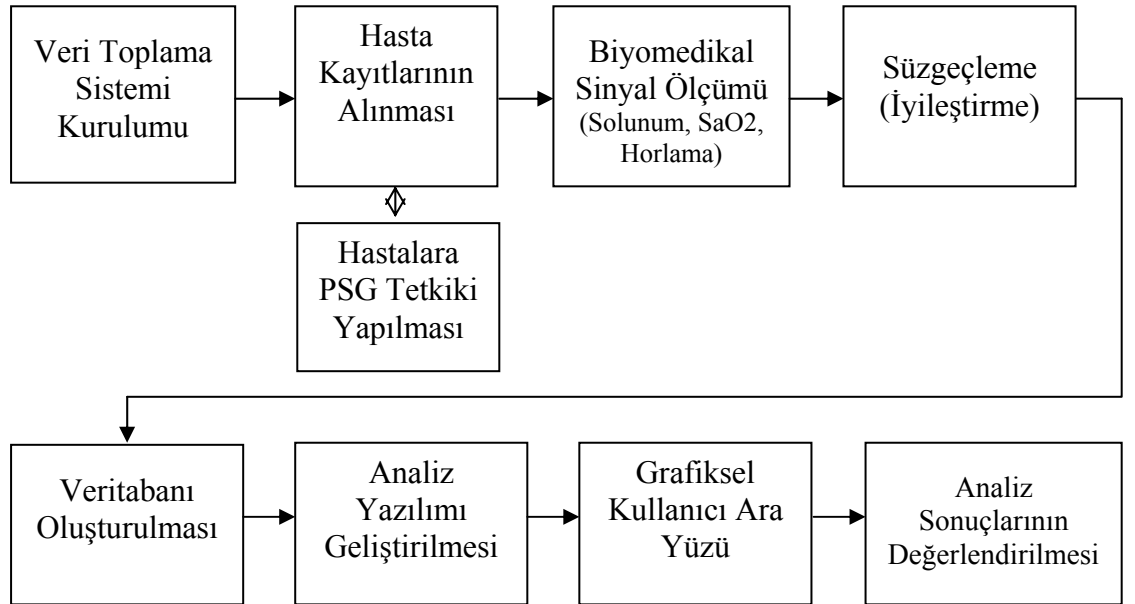
Periodogramın toplam alanının (STOT), söz konusu tepe şeklindeki sinyalin bulunduğu 30-70 saniye aralığının altındaki alana oranı ile 30-70 saniye aralığındaki alanın toplam periodogram alanına (S) oranı ve periodogramdaki 30-70 saniye aralığındaki tepe şeklindeki sinyalin genliği ölçülmüştür. TUAS hasta grubu için ölçülen STOT, S30-70 ve S değerleri ile tepe şeklindeki sinyalin genlik değerlerinin, TUAS olmayan hastalara nazaran daha yüksek olduğu bildirilmiştir (Zamarron *et al.* 2003)



Şekil 2.31 Oksijen saturasyonu sinyallerinin periodogram analizi (Zamarron *et al.* 2003)
a. TUAS hastasına ait oksijen saturasyon sinyalinin periodogramı,
b. TUAS hastası olmayan hastanın oksijen saturasyonu sinyalinin periodogramı

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Bu çalışmada basit horlayan ve TUAS hastalarından eşzamanlı olarak alınan; horlama sesleri, kandaki oksijen saturasyonunun değişimi ve apnenin belirlenmesinde büyük rol oynayan üst hava yolu sıcaklığının değişimi (nazal akış) geliştirilen grafiksel kullanıcı ara yüzü kullanılarak sinyal işleme yöntemleri ile zaman ve frekans bölgesinde incelenmiştir. Çalışma kapsamında hastaların horlama sesleri, nazal akış değişimi ve oksijen saturasyonunun kayıt edilebileceği bir veri toplama sistemi kullanılmıştır. Bir gece boyunca hastalardan kayıt edilen eşzamanlı veriler sayısal olarak bilgisayar ortamında saklanmış ve söz konusu verilerin analizi için MATLAB teknik programlama dili ortamında grafiksel kullanıcı ara yüzü geliştirilmiştir. Şekil 3.1’de görülen blok diyagram yapılan çalışmayı özetlemekte ve çalışmanın iş akışını göstermektedir.



Şekil 3.1 Tez çalışmasının iş akış diyagramı

Şekil 3.1’de görülen her blok, çalışmanın ana parçalarından her birinde yapılan işlemleri göstermektedir. İlk aşamada, hastaların analog fizyolojik sinyalleri, algılayıcılar yardımıyla alınmış ve dönüştürücüler vasıtasıyla sayısal sinyallere çevrilerek bilgisayar ortamında kaydedilmiştir. Bu maksatla Gülhane Askeri Tıp Akademisi Kulak Burun Boğaz Ana Bilim Dalı kliniğinde özel olarak belirlenen bir oda uyku odası olarak tespit

edilmiş ve bu odaya Biopac marka MP 35 model veri toplama sistemi (Data Acquisition System) kurulmuştur. Horlama şikâyeti ile başvuran hastalar solunum, oksijen saturasyonu ve horlama kayıtlarının alınması için bir gece boyunca kliniğe yatırılmıştır. Hastaların verileri Biopac marka MP 35 model veri toplama sistemi ile alınırken çalışmanın doğrulamasının yapılması maksadıyla hastaya ViaSys marka portatif polisomnografi sistemi ile polisomnografi tetkiki yapılmıştır. Hastalardan alınan horlama sinyalleri, gerek gürültünün ve bozunum etkilerinin iyileştirilmesi gerekse de sinyallerin analizin yapılacağı belirli frekans bölgelerinde incelenebilmesi maksadıyla süzgeçleme işlemine tabi tutulmuştur.

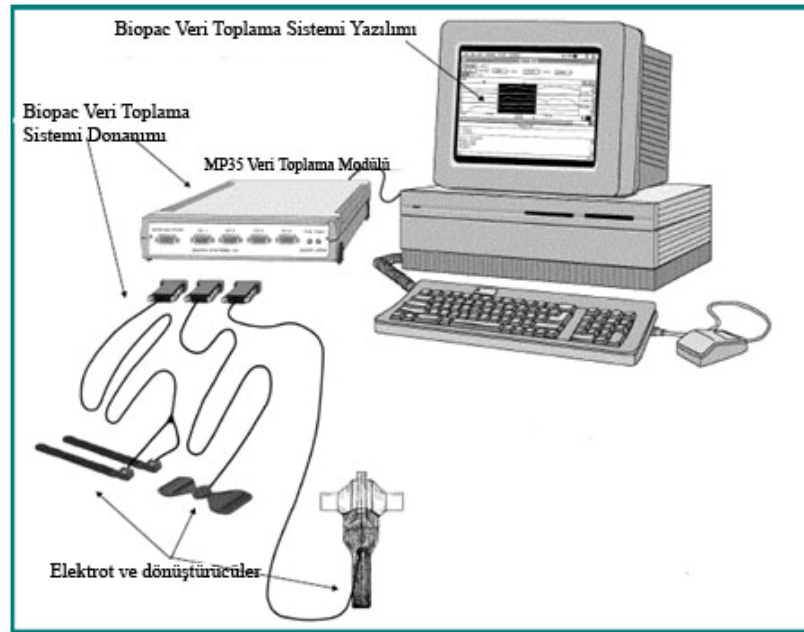
Gülhane Askeri Tıp Akademisi Kulak Burun Boğaz Ana Bilim Dalı kliniğine yatırılan toplam 46 erişkin hastanın bir gece ortalama 7 saat boyunca; horlama sesleri, kandaki oksijen saturasyonu ve üst hava yolu akış hava akış bilgileri oluşturulan Veri Toplama Sistemi (Data Acquisition System) ile kişisel bir bilgisayara kaydedilerek çalışmada kullanılacak veritabanı oluşturulmuştur. Veritabanındaki hasta kayıtlarının incelenmesi ve analizinin yapılması ve tabibin hasta değerlendirmede kullanabileceği parametreleri görsel olarak değiştirebileceği ve bunun sonucunda meydana gelen değişimi izleyebileceği bir grafiksel kullanıcı ara yüzü (Graphical User Interface-GUI) teknik programlama dili MATLAB ortamında tasarlanmış ve analiz sonuçları bu ara yüz ile kullanıcıya sunulmuştur.

3.1 Materyal

Bu çalışmada materyal olarak basit horlayan ve tıkalıcı uyku apne sendromundan şüphelenilen hastaların; horlama sesleri, kanlarındaki oksijen saturasyonları ve hastaların üst hava yolu solunum sinyalleri ile bu sinyallerin toplanması amacıyla Biopac marka MP 35 model veri toplama sistemi (Data Acquisition System) ve bu sistemle bütünleşik olarak gelen Biopac Student Lab Pro (BSL Pro) yazılımı kullanılmıştır. Hastalardan alınan sinyaller MP 35 model Veri Toplama Ünitesi ile aynı anda, dört farklı kanal üzerinden eşzamanlı olarak bilgisayara kayıt edilmiş, sinyaller üzerindeki analizler kayıt sonrası, çevrimdışı olarak gerçekleştirilmiştir.

3.1.1 Veri toplama sistemi

Veri toplama sistemi olarak Gülhane Askeri Tıp Akademisi Biyomedikal Mühendislik Merkezi'nde (BMM) kullanılan Biopac Inc. marka Biyomedikal Deney Seti muhteviyatında bulunan MP 35 model Veri Toplama Sistemi (Data Acquisition Unit) kullanılmıştır. Biopac biyomedikal deney seti biyolojik sinyallerin alınması, kayıt edilmesi ve analizinin yapılması için yazılım ve donanım olarak tümleşik yapıda bir sistemdir. Biopac biyomedikal deney seti Şekil 3.2.'de grafiksel olarak görülmektedir.



Şekil 3.2 Biopac veri toplama sistemi (Anonymous 2005'ten değiştirilerek alınmıştır)

Biopac Student Lab Pro (BSL Pro) yazılımı, insan vücudundan alınarak, bilgisayara kayıt edilen fizyolojik sinyallerin bilgisayar ekranında görüntülenmesi, saklanması ve istenen bir bölgenin alınan fizyolojik sinyalin özelliğine göre analizinin yapılması için geliştirilmiştir. Biopac MP 35 veri toplama sistemi; uzun süreli ve yüksek örnekleme frekansında (maksimum 100.000 Hz.) veri toplama kabiliyetine sahip olup, toplanan verilerin analizi için birçok işlevi bulunan bir yazılım ile birlikte gelmektedir. Veri toplama işleminde, kayıt süresi sınırlaması sadece kullanılacak bilgisayarın sabit disk kapasitesine bağlı olarak değişmektedir.

3.1.1.1 Veri toplama sistemi donanımı

Biopac MP 35 veri toplama sistemi Sınıf 1 (Class 1) BF tipi bir tıbbi cihaz olarak dizayn edilmiş olup, IEC60601-1 Tıbbi Güvenlik Test Standartlarını ve IEC60601-1-2 Tıbbi Elektromanyetik Uyumluluk (EMC) standartlarını sağlamaktadır. MP 35 model veri toplama modülü, sistemin kalbi niteliğindeki parçası olup, teknik özellikleri Çizelge 3.1’de görülmektedir.

Çizelge 3.1 MP 35 Veri toplama ünitesinin teknik özellikleri

Özellik	MP 35 Özellikleri
Analog Girişler (Kanal Sayısı)	4
Örnekleme Oranı	
Minimum	1 örnek/saniye
Maksimum	100,000 örnek/saniye
Analog/Dijital Rezolüsyonu	24 bit
İşaret / Gürültü Oranı (SNR)	>90 dB (nominal)
Giriş Gerilimi Aralığı	400 Microvolt - 2 volt
Kazanç Aralıkları	10-50,000
Analog Çıkış	
Kanal Sayısı	1
D/A Rezolüsyonu	12 bit
Çıkış Empedansı	50 Ω
Seri İletişim	
İletişim Tipi	USB
Transfer Oranı	2.0

MP 35 modülüne, elektrotlar, dönüştürücüler ve giriş/çıkış cihazları olmak üzere üç tip cihaz bağlanabilmektedir. Elektrotlar, deri yüzeyine iliştilebilen basit cihazlar olup, vücuttaki elektriksel sinyalleri toplamaktadır. Örnek olarak EKG elektrotları, EMG elektrotları verilebilir. Dönüştürücüler dış ortamdan veya hastadan alınan analog fizyolojik sinyalleri sayısal sinyallere dönüştüren cihazlardır. Örnek olarak sıcaklık dönüştürücüsü, solunum eforu dönüştürücüsü verilebilir. Giriş/Çıkış cihazları ise anahtarlama düğmeleri ve kulaklık gibi özel cihazlardır (Biopac 2005).

Biopac MP 35 Veri toplama sistemiyle birlikte gelen BSL Pro yazılımı; Microsoft Windows ve Mac OS işletim sistemleriyle uyumlu olarak çalışabilmektedir. BSL Pro yazılımı masa üstü ve taşınabilir bilgisayarlara kolaylıkla kurulabilmekte ve sabit disk kapasitesine göre istenilen uzunlukta ve örnekleme frekansında analog verileri bilgisayara kayıt edebilmektedir. Bu çalışmada hasta kayıtlarının alınması için HP marka NX6010 model 3 GHz Pentium 4 merkezi işlemci, 512 MB RAM ve 40 GB sabit disk kapasiteli taşınabilir bir bilgisayar kullanılmıştır. MP 35 model veri toplama modülü bilgisayarın evrensel seri iletişim yolu (USB 2.0) üzerinden bilgisayara bağlanmıştır.

Biopac MP 35 Veri toplama sistemine analog olarak en fazla dört kanal bağlanabildiğinden, çalışmamızda ilk kanaldan oksijen saturasyonu, ikinci kanaldan nabız oranı (pulse rate), üçüncü kanaldan horlama sesleri ve dördüncü kanaldan solunum sinyalleri alınacak şekilde hasta verileri alınmıştır. MP 35 veri toplama ünitesinde mevcut dört kanaldan birisine 60 Hz -12 kHz frekans aralığında ses kaydı alabilen dielektrik madde parçası olan kondansatör tipi bir mikrofon bağlanmış ve hastanın baş hizasından yirmi cm yukarıya asılarak horlama sesi sinyalleri kaydedilmiştir. MP 35 Veri Toplama ünitesine bağlanan mikrofonun kablo uzunluğu 6 metre olup, kullanılan mikrofon Şekil 3.3’de görülmektedir.



Şekil 3.3 Horlama sesi sinyallerinin alındığı mikrofon

MP 35 veri toplama ünitesinin diğer bir kanalına ise bir ucu hastanın burnuna bağlanan ve solunum akışını kaydeden; 0,6 saniyelik frekans cevabına sahip, 25 °C’de nominal direnci 2252 Ω olan, $\pm 0,1$ °C doğruluğuna sahip Biopac marka SS6L model hızlı tepkili bir nazal termistör (sıcaklık probu) bağlanmıştır. MP 35 Veri Toplama ünitesine

bağlanan nazal termistörün kablo uzunluğu 2 metre olup, kullanılan termistör Şekil 3.4'te görülmektedir. Hastanın burnuna bağlanan nazal termistör ile hastanın üst hava yolu solunum sinyalleri alınmıştır.



Şekil 3.4 Solunum sinyallerinin alındığı nazal termistör

MP 35 veri toplama ünitesinin son iki kanalına ise hastanın nabız oranı (Pulse Rate) ve kandaki oksijen saturasyonu sinyallerini girici olmayan yöntemle alabilen Biopac OXY100C Pulse Oksimetre modülü bağlanmıştır. Pulse oksimetre modülüne bağlanan TSD 123 model oksijen saturasyonu parmak probu ile girici olmayan bir yöntemle hastanın kanındaki oksijen saturasyonu ve nabız sayısı alınmıştır. OXY100C modülü oksijen saturasyonu sinyallerini, nabız oranı ve nabız sinyalleri ile tümleşik olarak alacak şekilde tasarlanmıştır. MP 35 veri toplama ünitesi çıkışından mV mertebesinde okunan oksijen saturasyonu sinyallerinin % cinsinden oksijen saturasyonu oranını belirtecek şekilde skalalandırılarak alınabilmesi için OXY100C modülü kalibrasyonunun her kayıt başlangıcında yapılması gerekmektedir. MP 35 Veri Toplama ünitesine bağlanan OXY100C modülü Şekil 3.5'te, OXY100C modülüne bağlanarak hastanın oksijen saturasyonu bilgilerini alan TSD 123 model pulse oksimetre parmak probu Şekil 3.6'da görülmektedir.



Şekil 3.5 Oksijen saturasyonu sinyallerinin alındığı modül

OXY 100C modülünün kaydedebileceği en hızlı nabız oranı dakikada 250 vuruşdur. Bu nedenle oksijen saturasyonu sinyallerinin güvenli bir şekilde alınabileceği minimum örnekleme frekansı $2 \times [250 \text{ BPM}] / [60 \text{ saniye/dakika}] = 8.3 \text{ Hz}$.dir. OXY 100C modülünün alabileceği minimum oksijen saturasyonu seviyesi %0, maksimum oksijen saturasyonu seviyesi ise %100'dür. OXY 100C modülünün %80 ile %100 oksijen saturasyonu aralığı arasındaki doğruluğu $\pm \%2$, çözünürlüğü ise %1'dir. OXY 100C modülü 8 saniyelik ara belleğinde Novamatrix Medical Systems, Inc. firmasının bozunum etkilerini çıkarma ve ortalama algoritmasını kullanarak anormal verilerin kayıt edilmesini önlemektedir (Anonymous 2005).

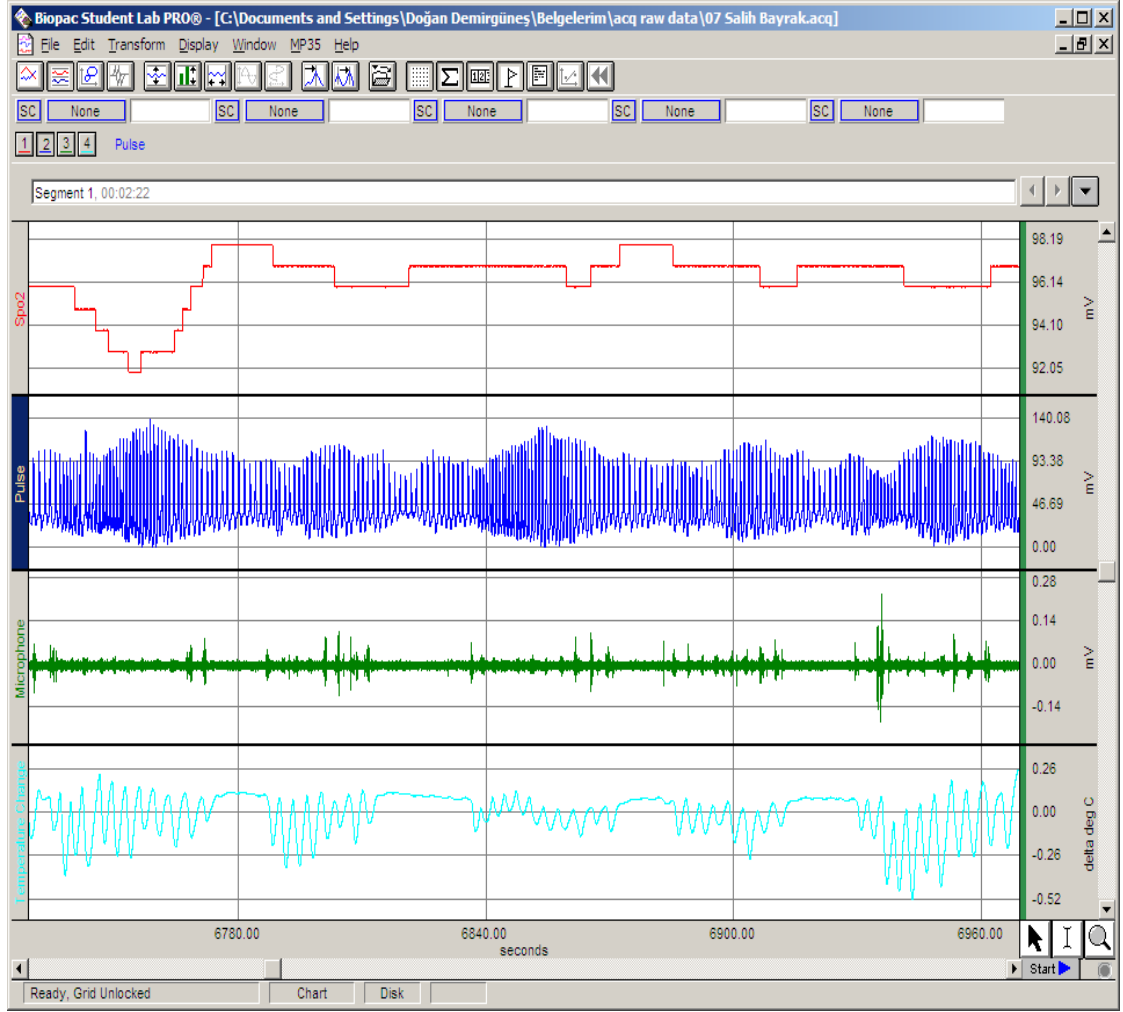


Şekil 3. 6 Pulse Oksimetre parmak probu TSD 123 (Anonymous 2005)

3.1.1.2 Veri toplama sistemi yazılımı

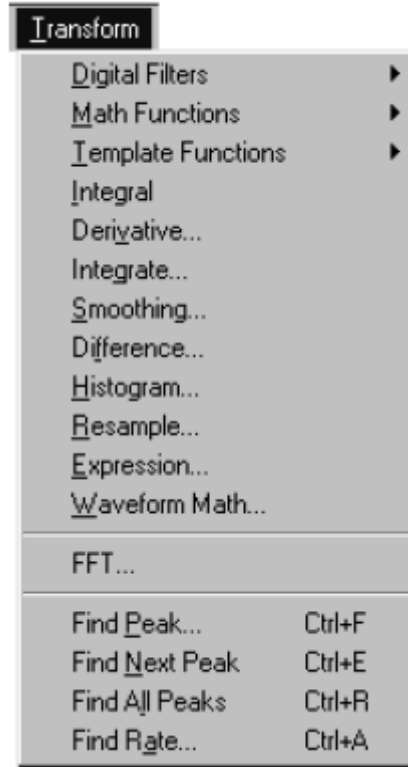
BSL Pro yazılımı, MP 35 veri toplama (data acquisition) modülünden alınan sinyallerin görüntülenmesi, işlenmesi ve analizinin yapılması amacıyla geliştirilmiş grafik kullanıcı ara yüzüne sahip Windows tabanlı bir yazılımdır. Program, MP 35 veri toplama modülünün bilgisayara bağlı olup olmadığını otomatik olarak algılama özelliğine sahip olduğundan MP 35 veri toplama modülü bağlantısı yapılmadan veri kaydına izin verilmemektedir. BSL Pro yazılımı, veri üzerinde, tepeden tepeye değer, maksimum, minimum, ortalama ve standart sapma gibi zaman bölgesi ölçümlerinin yanı sıra işaretleme ve etiketleme (event marker), otomatik örüntü tanıma (pattern recognition), sayısal süzgeçleme, pozitif ve negatif tepe değerlerinin otomatik tespiti, kanallarının dijital olarak kuvvetlendirilmesi, otomatik tetikleme (trigger) özelliklerine sahiptir (Biopac 2005). Çalışma kapsamında alınan kayıtlardan birisine ait 240 saniyelik kısmın da yer aldığı Biopac Student Lab Pro yazılımı ekran görüntüsü Şekil 3.7'dedir.

BSL Pro yazılımı, MP 35 veri toplama modülünün sinyal üzerindeki ekrandaki anlık ve seçilen kısmın ölçümlerinin yanı sıra bir kanaldaki sinyalin tamamı ile ilgili olarak istatistiksel bilgileri de verebilmektedir. BSL Pro yazılımında; dosyalama ve yazdırma işlemleri “File” menüsündeki komut butonlarıyla gerçekleştirilmektedir. Seçilen kanaldaki dalga formu ile ilgili kesme ve yapıştırma işlemleri, dalga formunun tamamının silinmesi veya aynen kopyalanması işlemleri “Edit” menüsünde bulunan komut butonlarıyla gerçekleştirilmektedir. BSL Pro yazılımı ile MP 35 veri toplama ünitesinden kaydedilen veriler standart olarak “*.ACQ” uzantılı olarak bilgisayara kayıt edilmektedir. Ancak, istenildiği takdirde veriler “*.TEXT” dosyası veya çoğu kelime işlemci programı tarafından açılabilen “*.WMF” (Windows Metafile) formatında da saklanabilmektedir.



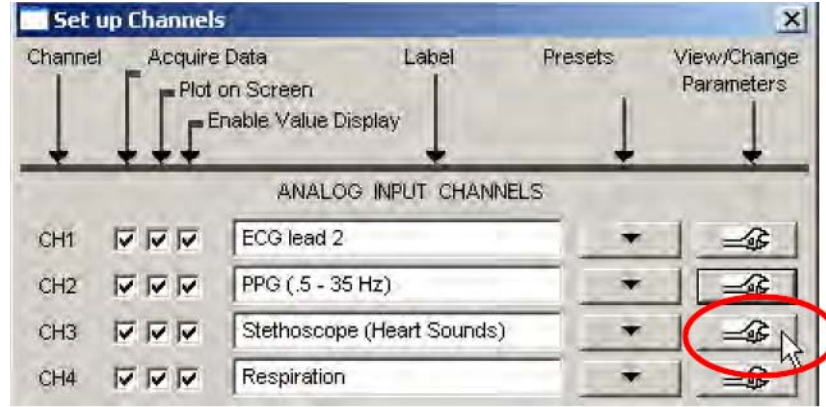
Şekil 3. 7 Biopac Student Lab Pro yazılımı ekran görüntüsü

Sinyal üzerinde entegral, türev, histogram, fark gibi matematiksel işlemlerin yanı sıra HFD, sayısal süzgeçleme gibi sinyal işleme uygulamaları “Transform” menüsündeki komut butonlarıyla gerçekleştirilmektedir. Transform menüsünde “waveform math” komutu ile iki farklı kanaldaki sinyalin birbiriyle toplamı, çarpımı, farkı, bölünmesi işlemlerinin yanı sıra bir kanaldaki sinyalin sabit bir sayı ile çarpılarak kuvvetlendirilmesi de mümkün olmaktadır. BSL Pro yazılımında bulunan Transform menüsü Şekil 3.8’de görülmektedir. Kaydedilen sinyallerin en iyi şekilde görüntülenmesi için gerekli işlemler “Display” menüsünde, programın pencere ile ilgili özelliklerinin değiştirilmesi ile ilgili işlemler ise “Window” menüsünde gerçekleştirilmektedir.



Şekil 3.8 BSL Pro Yazılımı “Transform” menüsü komutları (Anonymous 2005).

BSL Pro yazılımının MP 35 modülü ile ilgili kanal ve örnekleme frekansı ayarlamaları, toplanan verilerin kayıt yerinin seçilmesi, veri toplama süresi ile ilgili ayarlar, tetikleme fonksiyonu ve MP 35 modülünün çıkışlarının kontrolü “MP 35” menüsündeki komut butonlarıyla gerçekleştirilmektedir. MP 35 menüsündeki kanal ayarı komutuna basıldığında Şekil 3.9’da görülen kanal ayar penceresi karşımıza gelmektedir. Bu pencerede MP 35 Veri Toplama ünitesine bağlanan dönüştürücüler ile ilgili bilgiler ve seçenekler her bir kanal için ayrı ayrı girilerek veri toplama ile ilgili ayarlar yapılmaktadır. Veri kayıt işleminde Şekil 3.8’de işaretli olarak görülen ilgili kanalın hizasında bulunan ayar butonuna basıldığında o kanalın veri toplama parametre ayarlarına ulaşılmaktadır. Veri toplama ünitesindeki kanallara sadece Biopac marka elektrot veya dönüştürücüler bağlanabilmektedir. Bu nedenle yazılım üzerindeki “preset” butonuna basılarak kanala bağlanan elektrot veya standart dönüştürücü isimleri önceden hazırlanmış olan menüden seçilebilmektedir (Anonymous 2005).



Şekil 3. 9 MP 35 Veri toplama ünitesi kanal ayarı penceresi (Anonymous 2005).

BSL Pro yazılımının iki tür süzgeçleme özelliği bulunmaktadır. Bunlardan birincisi kayıt anında kullanılabilen analog süzgeçleme özelliği, diğeri ise kayıt sonrası sayısal süzgeçleme özelliğidir. Kayıt sonrası süzgeçleme olarak sonlu dürtü tepkeli (FIR) ve sonsuz dürtü tepkeli (IIR) süzgeçleme özellikleri mevcuttur. Sonlu dürtü tepkeli süzgeçlemede doğrusal fazlı süzgeçleme yapıldığından orijinal sinyal ile süzülen sinyal arasında her hangi bir faz farkı yaşanmamaktadır. Bu nedenle çalışmamızda Biopac Student Lab yazılımının kayıt sonrası süzgeçleme özelliği kullanılarak kaydedilen horlama sinyalleri ortamdaki kaynaklanan gürültünün süzülmesi amacıyla 0-500 Hz aralığında bant geçiren sayısal sonlu dürtü tepkeli (FIR) süzgeç ile süzölmüştür.

3.1.2 Hasta kayıtları ve veritabanı oluşturulması

Göhlhane Askeri Tıp Akademisi Kulak Burun Boğaz Ana Bilim Dalına horlama şikâyeti ile başvuran hastalar solunum, oksijen saturasyonu ve horlama kayıtlarının alınması için bir gece boyunca kliniğe yatırılmıştır. Çalışma kapsamında toplam 58 hastanın kaydı gerçekleştirilmiştir. Ancak gerek çalışmanın başında deneme amaçlı yapılan kayıtlar, gerekse hastaların gece uykusu esnasında solunum veya oksijen saturasyonu kablolarından birisini çıkarması veya bazı kanallardan hiç kayıt alınamaması nedeniyle 12 hastaya ait kayıt çalışma dışında tutulmuştur.

Boy, kilo, yaş ve vücut kütle indeksleri Çizelge 3.2’de verilen toplam 46 erişkin hastanın bir gece ortalama 7 saat boyunca; horlama sesleri, kandaki oksijen saturasyonu

ve üst hava yolu akış hava akış bilgileri oluşturulan Veri Toplama Sistemi (Data Acquisition System) ile kişisel bir bilgisayara kaydedilerek çalışmada kullanılacak veritabanı oluşturulmuştur. Çizelge 3.2’de yer alan vücut kitle indeksi (Body Mass Index-BMI), hastanın kilosunun, metre cinsinden boyunun karesine bölünmesi suretiyle bulunmuştur.

Çizelge 3.2 Fizyolojik sinyalleri kayıt edilen hastalara ait bilgiler

Hasta No.	Sendrom	Yaşı	Boy (m)	Kilo (kg)	BMI	AHI
Hasta 1	Horlayan	36	1,79	86	26,8	9,8
Hasta 2	Horlayan	40	1,67	68	24,4	14,3
Hasta 3	Horlayan	51	1,68	77	27,3	9,2
Hasta 4	Horlayan	42	1,71	80	27,4	14,7
Hasta 5	Horlayan	47	1,76	88	28,4	9,26
Hasta 6	Horlayan	39	1,72	77	26,0	1,27
Hasta 7	Horlayan	47	1,74	81	26,8	8,8
Hasta 8	Horlayan	45	1,76	79	25,5	7,63
Hasta 9	Horlayan	21	1,7	70	24,2	4,93
Hasta 10	Horlayan	28	1,79	89	27,8	1,5
Hasta 11	Horlayan	53	1,72	101	34,1	9,5
Hasta 12	Horlayan	47	1,72	85	28,7	11,3
Hasta 13	Horlayan	62	1,77	76	24,3	9,8
Hasta 14	Horlayan	35	1,73	72	24,1	8,7
Hasta 15	Horlayan	58	1,7	80	27,7	14,1
Hasta 16	Horlayan	38	1,75	79	25,8	6,8
Hasta 17	Horlayan	46	1,86	92	26,6	13,6
Hasta 18	Horlayan	51	1,67	87	31,2	6,8
Hasta 19	Horlayan	52	1,7	87	30,1	0,7
Hasta 20	Horlayan	37	1,68	81	28,7	11,2
Hasta 21	TUAS	25	1,75	82	26,8	24
Hasta 22	TUAS	48	1,73	86	28,7	15,3
Hasta 23	TUAS	53	1,71	88	30,1	29,6
Hasta 24	TUAS	48	1,7	80	27,7	21,9
Hasta 25	TUAS	36	1,74	86	28,4	20,3
Hasta 26	TUAS	55	1,82	87	26,3	22
Hasta 27	TUAS	55	1,55	78	32,5	19

Çizelge 3.2 Fizyolojik sinyalleri kayıt edilen hastalara ait bilgiler (devam)

Hasta No.	Sendrom	Yaşı	Boy (m)	Kilo (kg)	BMI	AHI
Hasta 28	TUAS	41	1,78	97	30,6	31,9
Hasta 29	TUAS	67	1,74	79	26,1	24,7
Hasta 30	TUAS	44	1,78	87	27,5	177
Hasta 31	TUAS	48	1,78	94	29,7	29,86
Hasta 32	TUAS	59	1,54	79	33,3	24,6
Hasta 33	TUAS	34	1,78	86	27,1	16,9
Hasta 34	TUAS	49	1,69	82	28,7	25,1
Hasta 35	TUAS	41	1,77	85	27,1	34,9
Hasta 36	TUAS	44	1,74	80	26,4	34,4
Hasta 37	TUAS	56	1,73	102	34,1	88
Hasta 38	TUAS	46	1,67	83	29,8	18,3
Hasta 39	TUAS	48	1,62	80	30,5	32,6
Hasta 40	TUAS	39	1,74	94	31,0	17,41
Hasta 41	TUAS	33	1,74	79	26,1	41,6
Hasta 42	TUAS	20	1,85	105	30,7	24,5
Hasta 43	TUAS	46	1,67	81	29,0	27,08
Hasta 44	TUAS	48	1,77	92	29,4	32,4
Hasta 45	TUAS	47	1,69	69	24,2	24,48
Hasta 46	TUAS	47	1,68	83	29,4	22,06

Horlama sesleri, oksijen saturasyonu ve üst hava yolu sonumun sinyalleri kayıt edilen 46 hastanın, boy, kilo, yaş ve vücut kitle indeksi ortalamalarının ve standart sapmalarının alınması ile elde edilen Çizelge 3.3'deki bilgiler hasta kayıtlarına daha genel bir bakış açısı sağlamaktadır. Kaydı alınan hasta grubunun tamamının yaş ortalaması 44,6, yaş ortalamasının standart sapması 9,95, vücut kitle indeksi ortalaması ise 28,2, standart sapması ise 2,55 olarak bulunmuş olup, hastalarda görülen sendromlar, hastanın hekim tarafından muayenesi ve polisomnografi tetkikleri sonucunda konulan tanılardır.

Çizelge 3.3 Veritabanında kaydı bulunan hastalarla ilgili istatistiksel bilgiler

Hasta Bilgisi	TUAS	Basit Horlayan	Toplam
Hasta Sayısı	26	20	46
Yaş	45,27 (SS=10,14)	43,75 (SS=9,88)	44,51 (SS=10,01)
Cinsiyet	21 Erkek, 5 Kadın	18 Erkek, 2 Kadın	39 Erkek, 7 Kadın
AHI	33,84 (SS=13,93)	8,22 (SS=4,34)	21,03 (SS=9,135)
BMI	28,9 (SS=2,38)	27,3 (SS=2,53)	28,1 (SS=2,455)

SS: Standart Sapma

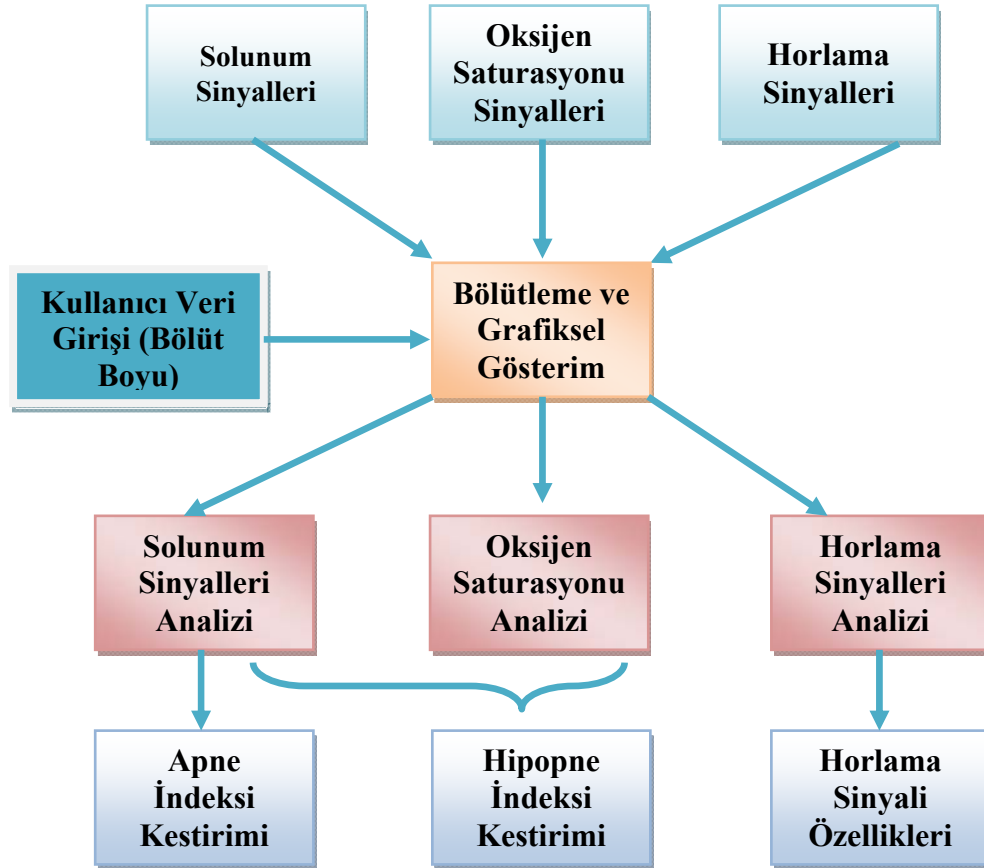
Biopac MP 35 veri toplama sistemi kullanılarak alınan kayıtlar 1000 örnek/saniye (Hz) frekansında eşzamanlı olarak kaydedilmiştir. 1000 Hz örnekleme frekansında ortalama 7 saatlik kayıt sonunda yaklaşık 200-220 MB boyutunda oluşan “*.ACQ” uzantılı veriler kişisel bilgisayarda saklanmıştır. Hasta verileri üzerinde zaman ve frekans bölgesi analizlerinin yapılması, horlama seslerinin dinlenmesi, sinyallerin spektral özelliklerinin incelenmesi için “*.ACQ” uzantılı dosyalarda yer alan bilgiler, Biopac Systems Inc. tarafından hazırlanan program kullanılarak, Matlab ortamına aktarılmıştır. Ancak, “*.ACQ” uzantılı söz konusu dosyalarda bulunan 4 ayrı kanaldaki bütün veriler, dosya boyutunun çok büyük olması nedeniyle tek seferde aktarılamamış ve kayıtların her bir kanalı tek tek vektör formunda Matlab ortamına aktarılarak sonradan matris formatında tek bir “*.mat” dosyası olarak birleştirilmiştir.

Kayıtların eşzamanlı olarak alınması, basit horlayan ve TUAS’lı hastaların oksijen saturasyonu, solunum ve akustik horlama sinyallerinin aynı zaman diliminde nasıl değiştiğinin incelenmesini ve karşılaştırılmasını sağlamıştır. Oksijen saturasyonu ve üst hava yolu solunum sinyalleri ile hastaların apne ve hipopne olayları kuramsal temeller bölümünde açıklanan algoritmalar ile tespit edilerek, apne hipopne indeksi kestirilmiştir.

3.2. Yöntem

Hastanın gece uykusu boyunca horlama, oksijen saturasyonu ve solunum sinyallerinin objektif ölçüm ve parametrelere dayanarak tabibe sunmak, hastanın teşhis ve tedavi

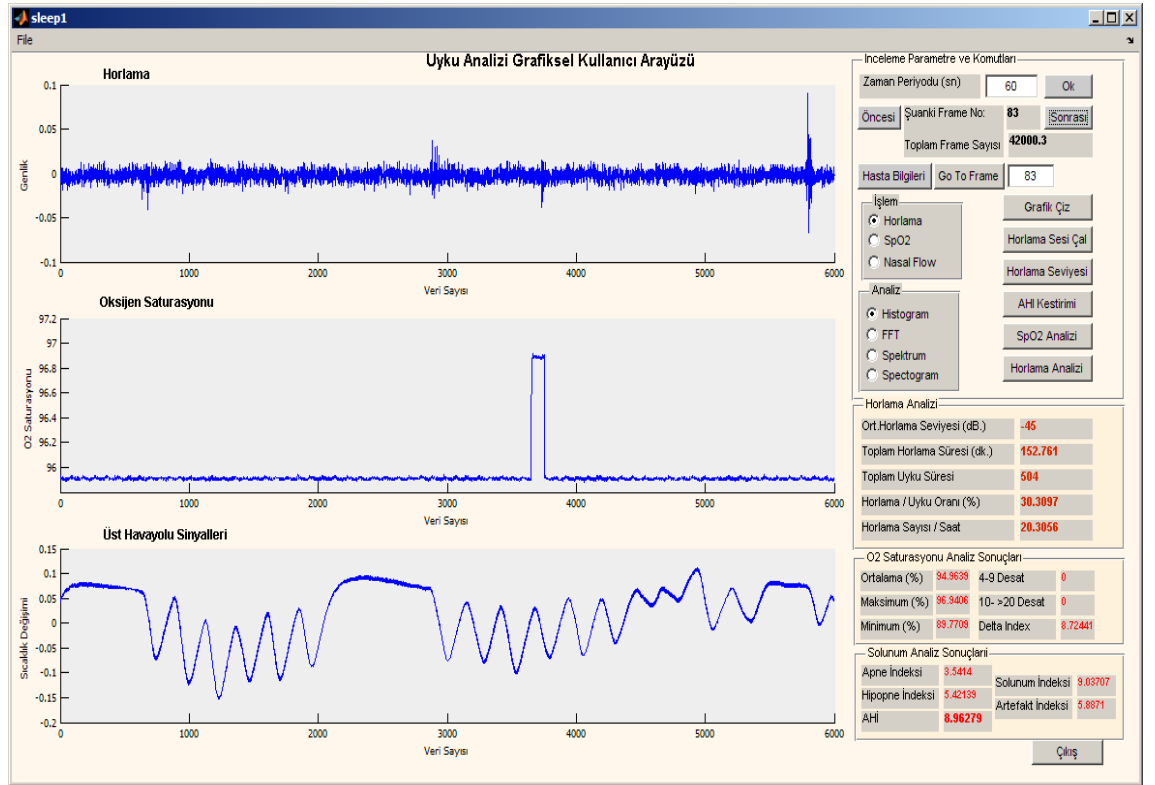
sürecinde izlenecek yol açısından büyük önem taşıyabilmektedir. Bu maksatla çalışma kapsamında geliştirilen analiz yazılımı üç ayrı bölümden oluşmuştur. Birinci bölüm hastadan kaydedilen solunum sinyallerinin analizinin yapıldığı ve hastanın apne indeksinin belirlendiği bölümdür. İkinci bölüm ise hastanın hem solunum sinyalleri hem de oksijen saturasyonu sinyallerinin analizinin bir arada yapıldığı ve hipopne indeksinin kestirildiği bölümdür. Üçüncü bölümde ise hastanın horlama seslerine ilişkin zaman ve frekans bölgesi analizleri yapılarak, ortalama horlama şiddeti, horlama sıklığı, toplam horlama süresi ve horlama süresinin toplam yatakta kalma süresine bölünmesiyle elde edilen horlama/uyku oranı ortaya konmuştur. Çalışma kapsamında uygulanan yöntemin ve geliştirilen grafiksel kullanıcı arayüzü yazılımının akış diyagramı Şekil 3.10'dadır.



Şekil 3.10 Grafiksel kullanıcı arayüzü akış diyagramı

3.2.1 Grafiksel kullanıcı arayüzü

Hastalardan alınan solunum, oksijen saturasyonu ve solunum sinyalleri üzerinde gerekli analizlerinin yapılabilmesi için Matlab ortamında grafiksel kullanıcı ara yüzü geliştirilerek elde edilen sonuçlar tabibe sunulmuştur. Grafiksel kullanıcı ara yüzü ile hastalardan alınan veriler, öncelikle kullanıcı tarafından saniye cinsinden seçilebilen belirli bir zaman periyodunda bölütlere ayrılarak kullanıcıya gösterilmiştir. Bu özellik ile her üç sinyal de eşzamanlı olarak zaman ekseninde görüntülenmiş ve böylelikle kullanıcıya manuel skorlama yapma imkânı sağlanmıştır. Ayrıca, kullanıcı tarafından saniye cinsinden belirlenen bir zaman periyodunda bölütlere ayrılan sinyallerin seçilen bir bölütünün histogram, frekans bölgesi gösterimi (HFD), güç spektrumu ve spektrogram grafiği ayrı bir pencerede eşzamanlı olarak çizdirilmiştir. Çalışmada geliştirilen grafiksel kullanıcı arayüzü Şekil 3.11’de görülmektedir.



Şekil 3. 11 Geliştirilen grafiksel kullanıcı arayüzü

Grafiksel kullanıcı ara yüzü, “File” menüsünün yanı sıra hasta bilgileri, inceleme ve parametre komutları, horlama analizi ve oksijen saturasyonu analizi bloklarından

oluşmaktadır. “File” menüsünde yer alan “open” komutu ile incelenecek hastaya ait veri dosyası kullanıcıya seçtirilmekte ve ekranda aktif olan pencerenin yazıcıdan çıktısının alınmasını sağlayan “print” komutu bulunmaktadır. Grafiksel kullanıcı ara yüzünde hastaların adı, soyadı, cinsiyeti, boyu, kilosu, doğum tarihi ve veri kaydı ile ilgili işlemlerin yapılabildiği arayüz Şekil 3.12’de görölmektedir.



The screenshot shows a window titled 'hastadata' with a blue header bar. Below the header, the text 'Hastanın' is displayed. The form contains the following fields and values:

Sıra No:	7
Adı Soyadı:	~~Sait Beyaz~~
Cinsiyeti :	Erkek
Boyu (cm):	1.67
Kilosu (kg):	87
Doğum Tarihi:	11.05.1958
Kayıt Tarihi:	22.11.2008
Yaşı:	51

An 'Ok.' button is located at the bottom right of the form.

Şekil 3.12 Hasta bilgileri arayüzü

Grafiksel kullanıcı ara yüzünde inceleme parametreleri ve komutları bloğu, sinyallerin bölütlere ayrılması ve bölütlere ayrılan sinyal üzerinde seçilen analizlerinin yapılabildiği bölümdür. Bu bölümde kullanıcı tarafından saniye cinsinden girilecek bir periyoda göre solunum, oksijen saturasyonu ve horlama sinyallerinin her üçü de bölütlere ayrılarak gösterilmektedir. Pencere üzerinde görölen sinyal bölümü üzerinde ise histogram, HFD, spektrogram analizleri de kullanıcı tarafından seçilerek yapılabilmektedir. Bu bölümde sinyalin bölütleri üzerinde ileri ve geri hareket etme imkânı veren “öncesi” ve “sonrası” komut butonlarının yanı sıra aktif bölüm ve toplam bölüm sayısı da görölebilmektedir. İnceleme parametreleri ve komutları arayüzü Şekil 3.13’de görölmektedir.

İnceleme Parametre ve Komutları

Zaman Periyodu (sn)

Öncesi

Toplam Frame Sayısı **42000.3**

Hasta Bilgileri

İşlem

☒ Horlama
☐ SpO2
☐ Nasal Flow

Analiz

☒ Histogram
☐ FFT
☐ Spektrum
☐ Spectrogram

Şekil 3.13 İnceleme parametre ve komutları arayüzü

İnceleme parametre ve komutları arayüzünde “analiz” ve “apne hipopne” komut butonları sırasıyla çalıştırıldığında, horlama, oksijen saturasyonu ve solunum sinyalleriyle ilgili analizler yapılmakta ve analiz sonuçları Şekil 3.14’te görüldüğü gibi ekranda görüntülenmektedir.

Horlama Analizi		O2 Saturasyonu Analiz Sonuçları			
Ort.Horlama Seviyesi (dB.)	-45	Ortalama (%)	94.9639	4-9 Desat	0
Toplam Horlama Süresi (dk.)	152.761	Maksimum (%)	96.9406	10- >20 Desat	0
Toplam Uyku Süresi	504	Minimum (%)	89.7709	Delta Index	8.72441
Horlama / Uyku Oranı (%)	30.3097	Solunum Analiz Sonuçları			
Horlama Sayısı / Saat	20.3056	Apne İndeksi	3.5414	Solunum İndeksi	9.03707
		Hipopne İndeksi	5.42139	Artefakt İndeksi	5.8871
		AHI	8.96279		

Şekil 3.14 Analiz sonuçları arayüzü

Grafiksel kullanıcı ara yüzü kullanıcı tarafından seçilen bir zaman diliminde solunum, oksijen saturasyonu ve horlama sinyallerinin histogramı, spektrogramı ve spektral güç yoğunluğu bir pencere içerisinde çizdirebilecek şekilde tasarlanmıştır. Spektral güç yoğunluğu hem HFD hem de parametrik olmayan yöntemlerden Hamming Periodogram yöntemiyle kestirilmiştir. Bu özellik ile hastanın apne anındaki horlama, solunum ve

oksijen saturasyonu sinyallerinin her üçünün de aynı anda histogram, güç spektrumu ve spektrogram değişimi gözlemlenebilmektedir.

Grafiksel kullanıcı ara yüzü tasarımı aşamasında sistemin klinik kullanımında göz önünde bulundurulması gereken önemli gereksinimler dikkate alınmıştır. Bunların başında sistemin klinik kullanım için yeterince hızlı olması ve analizlerin kısa sürede gerçekleştirilmesi gerektiği gelmektedir. Ayrıca sistem çıktılarının kolayca anlaşılacak, yorumlanabilecek ve saklanabilecek şekilde olmasına dikkat edilmiştir. Sistem horlama ve TUAS tedavisi için ameliyat olan hastaların ameliyat öncesi ve sonrası analizlerini karşılaştırabilecek şekilde tasarlanmıştır.

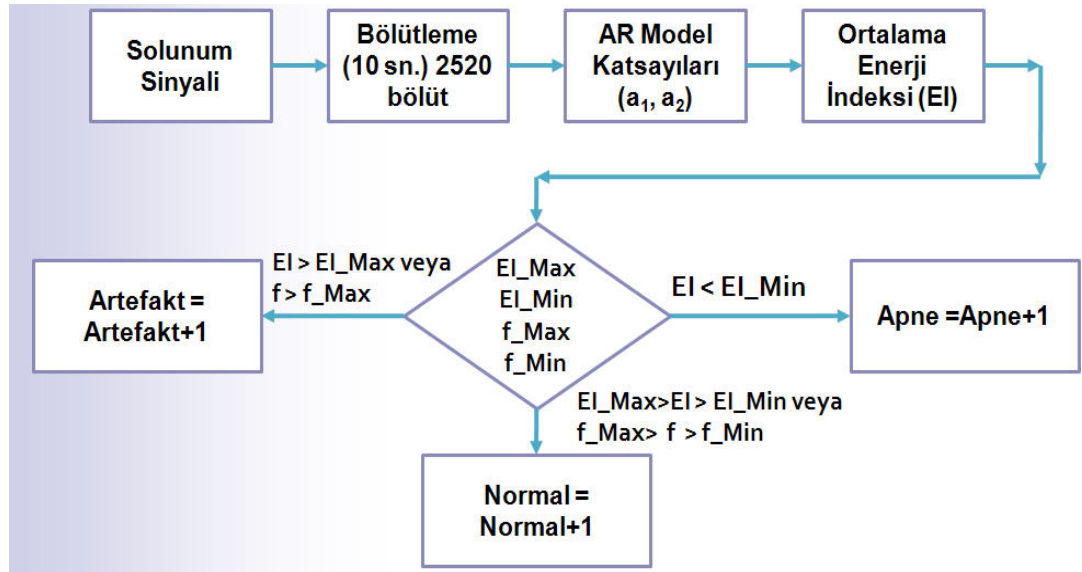
3.2.2 Solunum sinyallerinin analizi

Biopac MP 35 veri toplama sisteminde bütün kanallar için tek bir örnekleme frekansı seçilebildiğinden her bir sinyalin örnekleme frekansı ayrı ayrı seçilememiştir. Bu nedenle MP 35 veri toplama ünitesinin örnekleme frekansı 1000 Hz. seçilmiş olup, her bir sinyal için saniyede 1000 örnek olduğu anlamına gelmektedir. Eğer her bir örnek 2 bayt uzunlukta kodlanırsa bir saniyelik sinyal bilgisayar diskinde yaklaşık 2 KB'a eşit yer kaplayacaktır. Sistemin üç kanallı olduğu ve yaklaşık 7 saat boyunca kayıt alındığı düşünüldüğünde analize tabi tutulacak sinyal boyutunun yaklaşık 150 MB olacağı, sistemde HFD, spektrogram gibi zaman alıcı karmaşık hesaplamalar da yapılacağı dikkate alınarak sistemin performansını artırıcı tedbirlerin alınması gerekmiştir. Bu nedenle özellikle solunum sinyallerinin maksimum 2 Hz ve oksijen saturasyonu sinyallerinin de maksimum 8,3 Hz'de değiştiği göz önünde bulundurularak bu sinyaller Biopac BSL yazılımı üzerinde mevcut olan yeniden örnekleme fonksiyonu ile 100 Hz örnekleme frekansına aşağı örneklenmiştir (downsampling).

Solunum sinyallerinin analizi ile hastanın apne indeksi, hipopne indeksi, apne/hipopne indeksi, normal solunum ve bozunum etkisi indeksleri kestirilmiştir. Apne indeksinin kestirilmesinde kuramsal temeller bölümünde açıklanan özbağlanım modelleme yöntemi kullanılmıştır.

3.2.2.1 Apne indeksinin kestirilmesi

MP 35 veri toplama sistemi kullanılarak 1000 Hz örnekleme frekansında kaydedilen solunum sinyalleri BSL Pro yazılımı kullanılarak 100 Hz frekansına aşağı örneklenmiştir. Apne indeksinin kestirilmesi ve özbağlanım modeli ile modellenen solunum sinyallerinin sınıflandırılması için geliştirilen algoritmanın basamaklarını gösteren blok diyagram Şekil 3.15'te görülmektedir. Sınıflandırma algoritması; solunum sinyalinin 10 saniyelik parçalara bölünerek her bir bölüt için ortalama enerji indeksinin hesaplanmasıyla başlamaktadır. 7 saatlik solunum sinyali için 10 saniye uzunluğunda toplam 2520 adet bölüt oluşmaktadır. Her bir bölütteki solunum sinyali kuramsal temeller bölümündeki 2.34 eşitliğinde belirtilen eşitlikteki gibi ikinci mertebeden özbağlanımlı olarak modellenmiştir. Modelleme algoritmasında öncelikle ikinci mertebeden öz bağlanım modeli katsayıları Burg metodu ile kestirilmiş ve bu katsayılar kullanılarak her bir bölütün enerjisi 2.37 eşitliğinden hareketle hesaplanmıştır.



Şekil 3.15 Apne indeksinin kestirimini algoritması blok diyagramı

Hesaplanan enerji indekslerinin ortalamasının %25'i düşük enerji eşik seviyesi, %75'i yüksek enerji eşik seviyesi olarak belirlenmiştir. Enerji indeksi maksimum eşik seviyesi

0,042, minimum eşik seviyesi 0,014 olarak ve minimum kabul edilebilir solunum oranı eşik seviyesi 0,2 Hz, maksimum solunum oranı eşik seviyesi 0,9 Hz. olarak belirlenmiştir.

Bölütlere ayrılan solunum sinyallerinin enerji indeksleri ve frekanslarının belirlenen eşik seviyeleri ile karşılaştırılması sonucunda apne, normal solunum ve bozunum etkisine karar verilmiştir. Enerji indeksi, düşük enerji seviyesinin altında kalanlar apne olarak sınıflandırılmıştır. Enerji indeksi, enerji eşik seviyesi arasında kalan ve solunum frekansı normal sınırlarda olan bölütler normal solunum olarak sınıflandırılmıştır. Enerji indeksi, yüksek enerji seviyesinin üstünde ve solunum frekansı üst eşik seviyesinin üzerinde olan sinyaller ise bozunum etkisi olarak sınıflandırılmıştır.

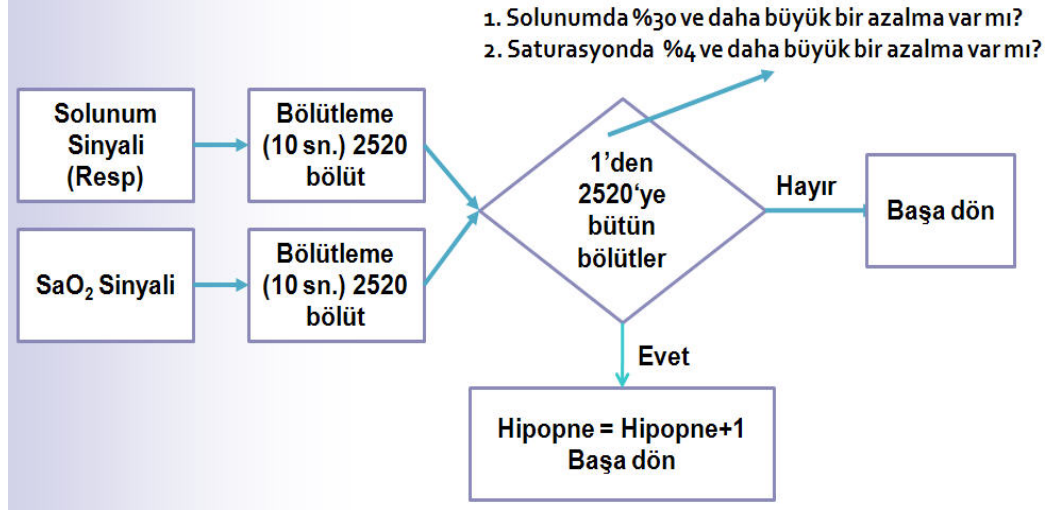
3.2.3 Oksijen saturasyonu sinyallerinin analizi

Oksijen saturasyonu sinyalleri ile öncelikle hipopne indeksi kestirilmiştir. Bunun yanı sıra, hastanın gece boyunca oksijen saturasyonunda meydana gelen değişimleri ifade eden ortalama oksijen saturasyonu hesaplanmıştır. Gece boyunca oksijen saturasyonunun minimuma indiği oksijen saturasyonunun % cinsinden değeri, minimum oksijen saturasyonu olarak belirlenmiştir. Oksijen saturasyonunda gece boyunca meydana gelen %10 ve %20 arasındaki düşüşlerin sayısı ve %20 ve daha büyük düşüşlerin sayısı hesaplanmıştır. Uyku apnesinin değerlendirilmesinde kullanılan ve kuramsal temeller bölümünde açıklanan delta indeksi hesaplanmış ve grafiksel kullanıcı ara yüzünde sonuçlar gösterilmiştir.

3.2.3.1 Hipopne indeksinin kestirilmesi

Geliştirilen yazılımda hipopne indeksi Amerikan Uyku Tıbbı Akademisi (AASM) 2007 yılı skrolama kılavuzuna göre önerilen hipopne skrolama kuralları tanımından hareketle kestirilmiştir. Hipopne indeksinin kestirilmesi için geliştirilen algoritmanın basamaklarını gösteren blok diyagram Şekil 3.16'da görülmektedir. Hipopnenin, AASM tarafından yapılan tanımdan hareketle kestirilmesi amacıyla solunum ve oksijen saturasyonu sinyallerinin her ikisi de kullanılmıştır. Bu nedenle hipopne kestirim

algoritmasında solunum ve oksijen saturasyonu sinyalleri eşzamanlı olarak 10'ar saniyelik bölütlere ayrılmıştır.



Şekil 3.16 Hipopne indeksi kestirimi algoritması blok diyagramı

Hipopne indeksinin belirlenmesi amacıyla başlangıç değeri sıfır olan ve hipopneyi sayan bir sayaç atanmıştır. Program içerisinde kurulan bir döngü ile her bir bölütte solunum sinyalinin genliğinde bazal solunuma göre %30'a eşit veya daha büyük azalmanın olması ve bazal saturasyona göre saturasyonda %4'e eşit veya daha büyük azalmanın olup olmadığı kontrol edilmiştir. Söz konusu olayların gerçekleştiği bölütlerde hipopne indeksi için atanan sayaç bir artırılarak döngünün tamamlanması sonunda hipopne indeksi belirlenmiştir. Söz konusu olayın gerçekleşmediği durumlarda algoritma başlangıç noktasına dönmüştür.

Bu algorithmada bazal solunum ve bazal saturasyon değerleri hareketli zaman ortalaması ile hesaplanmıştır. Beş dakikada bir solunum ve oksijen saturasyonu değerlerinin en tepede olan beş adedinin ortalaması bazal solunum veya bazal saturasyon değeri olarak belirlenmiştir.

Apne indeksi ve hipopne indeksinin kestirilmesi sonrasında bulunan değerlerin toplanması sonucunda Apne/Hipopne İndeksi (AHI) elde edilmiş ve grafiksel kullanıcı ara yüzünde kullanıcıya sunulmuştur.

3.2.4 Horlama seslerine ait özelliklerin hesaplanması

Hastalardan kayıt edilen horlama sinyallerinden; horlama sayısı, maksimum horlama süresi, ortalama horlama süresi, toplam horlama süresi ve horlama süresinin uyku süresine oranı hesaplanarak geliştirilen grafiksel kullanıcı ara yüzü ile kullanıcıya sunulmuştur. Horlama ses sinyallerinin bu özellikleri hesaplanırken, uyku esnasında hastanın çıkardığı sayıklama, konuşma, diş gıcirtısı, aksırma gibi diğer sesler ve horlama olaylarının tanınması, zaman eksenindeki yeri ve genlik değerlerinin belirlenmesi için Çavuşoğlu ve diğerleri tarafından geliştirilen ve kuramsal temeller kısmında anlatılan algoritma kullanılmıştır(Çavuşoğlu vd 2007).

Horlama sayısı; 100 milisaniyelik bölütlere ayrılan horlama sesi sinyallerinin enerjisi ve sıfır geçiş oranları hesaplanarak, kuramsal temeller bölümünde açıklanan 2.30, 2.31 ve 2.32 eşitliklerine göre belirlenen eşik seviyeleriyle karşılaştırılarak bir bölüt içindeki horlama sayısı belirlenmiştir. Sinyalin tamamındaki horlama sayısı ise her bir bölütte tespit edilen horlamaların sayısının toplanmasıyla bulunmuştur.

Maksimum horlama süresi, her bir bölütteki her bir horlama olayının zaman ekseninde bitiş ve başlangıç değerleri arasındaki fark horlama süresini ifade etmektedir. Her bir bölüt içerisindeki horlama süreleri hesaplanmış ve bir vektörde saklanmıştır. Bu vektörün maksimum değere sahip elemanı maksimum horlama süresi olarak, bölütteki elemanları toplamı toplam horlama süresi olarak kullanıcıya gösterilmiştir.

Toplam horlama süresinin, hastanın yatakta kalma süresine oranı ise horlama/uyku oranı olarak hesaplanmıştır. Horlama/uyku oranı belirlenirken, hastanın EEG kayıtlarından uyku evreleri kestirimi ile toplam uyku süresinin belirlenmesi idealdir. Ancak bu çalışmada, Veri toplama sisteminin dört kanallı olması nedeniyle gerek EEG kayıtlarının alınamamış olması ve gerekse EEG kayıtlarından uyku evrelerinin çıkarılması konusu başlı başına ayrı bir tez çalışması olabileceği düşüncesiyle hastanın yatakta kalma süresi olarak toplam veri kayıt süresi alınmıştır.

Horlama seslerinin frekans bölgesindeki değişimi, grafiksel kullanıcı ara yüzü kullanılarak grafiksel olarak incelenmiştir. Maksimum frekans, tepe frekansı ve ortalama frekansın belirlenmesi için periodogram yöntemiyle güç spektral yoğunluğu kestirilmiştir. Bu incelemede güç spektrumundaki toplam gücün %90'nını içeren frekans, maksimum frekans ($f_{\max}$), gücün maksimum olduğu noktadaki frekans, tepe frekansı (f_{peak}) ve spektrumdaki toplam gücün yarısını içeren frekans, ortalama frekans (f_{mean}) hesaplanmıştır.

Bölütlere ayrılan horlama sinyallerinin güç spektrumu, A-ağırlıklı süzgeç ile süzgeçlenerek sinyalin ses seviyesi dBA cinsinden elde edilmiştir. Her bir bölüm için bulunan ses seviyelerinin ortalamaları hesaplanarak ortalama horlama ses seviyesi kullanıcıya sunulmuştur.

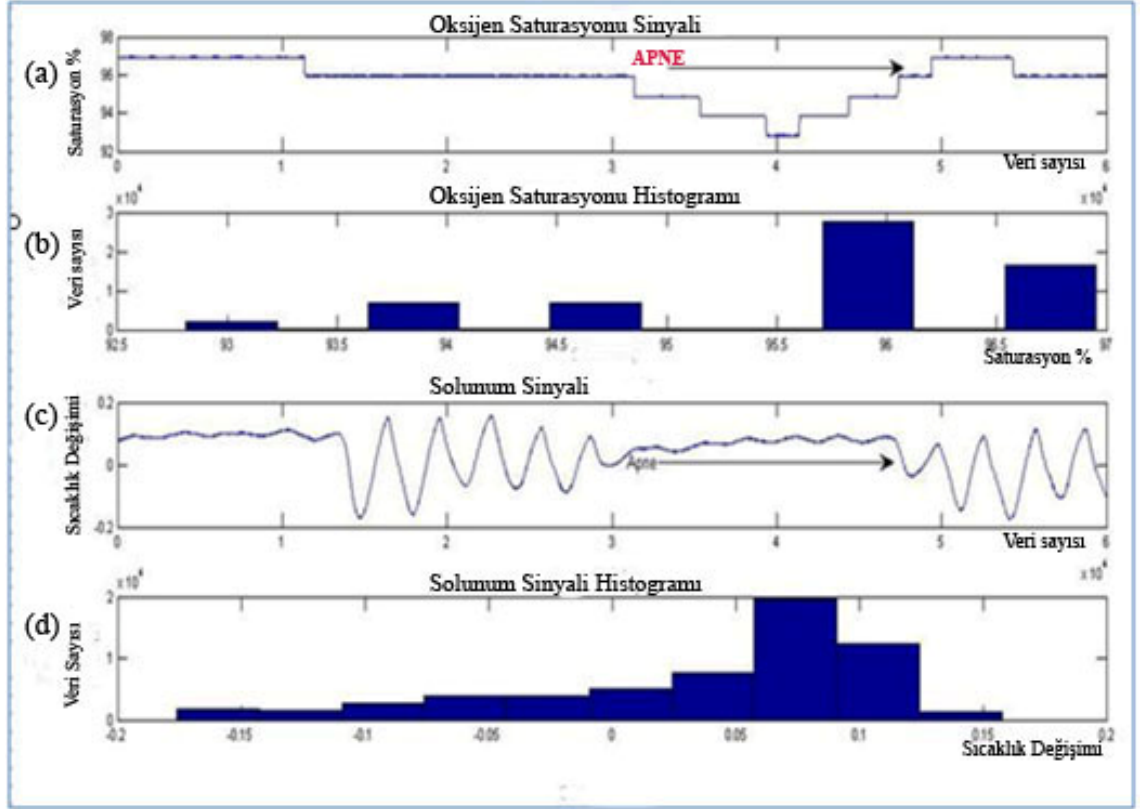
4. BULGULAR

Bu bölümde, 46 hastaya ait solunum, oksijen saturasyonu ve horlama sinyalleri üzerinde gerçekleştirilen analiz ve karşılaştırmaların sonuçları açıklanmıştır. Hastalardan toplanan sinyallere, geliştirilen grafiksel kullanıcı ara yüzü kullanılarak materyal ve yöntem bölümünde açıklanan algoritmaların uygulanması sonucunda: solunum sinyalleri, oksijen saturasyonu ve horlama sesleri için elde edilen bulgular anlatılmıştır.

4.1 Solunum Sinyalleri Analizi Bulguları

Geliştirilen yazılım ile yapılan analizler sonucunda 60 saniyelik bir zaman periyodunda; hastanın tıkalı uyku apnesine girdiği zaman dilimindeki üst hava yolu solunum sinyali ve bu sinyalin histogramı ile aynı zaman diliminde eşzamanlı olarak kayıt edilen oksijen saturasyonu sinyalinin değişimi ve bu sinyalin histogramı ve Şekil 4.1’de görülmektedir.

Histogram; tekrarlanan sayılardan oluşan bir veri vektörünün içerisindeki elemanların veri gruplarına ayrılarak verilerin tekrarlanma sıklıklarının sütun grafikleri olarak gösterilmesidir. Hastalardan alınan verilerin histogramı, hangi genlikteki sinyallerinin ne sıklıkta tekrarlandığını göstermektedir. Şekil 4.1’de görüldüğü üzere özellikle apne anında solunumun kesilmesi nedeniyle solunum sinyallerinin düzleşmesi ve aynı genlikli sinyallerinin daha sık tekrarlanması nedeniyle üst havayolu solunum sinyali histogramındaki sütun grafiklerinin apne anlarında belirgin olarak yoğunlaştığı ve genliğinin arttığı belirlenmiştir. Buradan hareketle uyku apnesinin kestiriminde özbağlanım modelinin yanı sıra histogram analizinin de etkin bir yöntem olarak kullanılabileceği değerlendirilmiştir.



Şekil 4.1 Oksijen Saturasyonu ve solunum sinyallerinin histogramları

- a. Oksijen saturasyonu sinyali, b. Oksijen saturasyonu sinyalinin histogramı, c. Solunum sinyali, d. Solunum sinyalinin histogramı.

4.1.1 Apne, hipopne ve apne/hipopne indeksi bulguları

Geliştirilen grafiksel kullanıcı ara yüzü ile kestirilen 46 hastaya ait apne, hipopne ve bu ikisinin toplamı olan apne/hipopne indeksi (AHI) ile polisomnografi tetkiklerinden elde edilen apne, hipopne ve apne/hipopne indeksleri Çizelge 4.1'deki gibi karşılaştırılmıştır. Apne Hipopne İndeksi açısından klinik önemi olan değer 15 ve üstüdür. Bu nedenle, apne/hipopne indeksi 15'ten küçük olan hastalar horlayan, 15'e eşit ve büyük olan hastalar ise tıkalı uyku apne sendromu olan hastalar olarak sınıflandırılmıştır. Çizelge 4.1'deki sonuç sütununda, hastalara konulan tanıları; apne/hipopne indeksinin 15'ten büyük olması ve küçük olması durumuna göre belirlenmiştir.

Çizelge 4.1 Sonuçların karşılaştırılması

Hasta No.	Geliştirilen Yazılım Sonuçları				Polisomnografi Tetkiki Sonuçları			
	AI	HI	AHI	Sonuç	AI	HI	AHI	Sonuç
Hasta 1	14,00	5,46	19,46	TUAS	18	6	24	TUAS
Hasta 2	5,10	3,822	8,92	Horlayan	5,6	4,2	9,8	Horlayan
Hasta 3	11,83	1,183	13,01	Horlayan	13	1,3	14,3	Horlayan
Hasta 4	6,28	2,093	8,37	Horlayan	6,9	2,3	9,2	Horlayan
Hasta 5	12,19	4,547	16,737	TUAS	13,4	1,7	14,7	Horlayan
Hasta 6	11,47	2,457	13,92	Horlayan	12,6	2,7	15,3	TUAS
Hasta 7	21,29	5,642	26,94	TUAS	23,4	6,2	29,6	TUAS
Hasta 8	7,20	1,2285	8,43	Horlayan	7,91	1,35	9,26	Horlayan
Hasta 9	19,93	1,2	21,13	TUAS	21,9	0	21,9	TUAS
Hasta 10	10,20	3,278	13,478	Horlayan	14,5	5,8	20,3	TUAS
Hasta 11	12,00	3,913	15,91	TUAS	17,7	4,3	22	TUAS
Hasta 12	1,00	0,1547	1,16	Horlayan	1,1	0,17	1,27	Horlayan
Hasta 13	14,74	2,548	17,29	TUAS	16,2	2,8	19	TUAS
Hasta 14	24,57	4,459	29,03	TUAS	27	4,9	31,9	TUAS
Hasta 15	14,38	8,099	22,48	TUAS	15,8	8,9	24,7	TUAS
Hasta 16	9,92	6,188	16,11	TUAS	10,9	6,8	17,7	TUAS
Hasta 17	17,65	9,5186	27,17	TUAS	19,4	10,46	29,8	TUAS
Hasta 18	19,47	2,912	22,39	TUAS	21,4	3,2	24,6	TUAS
Hasta 19	12,30	5,278	17,58	TUAS	11,1	5,8	16,9	TUAS
Hasta 20	5,73	2,275	8,01	Horlayan	6,3	2,5	8,8	Horlayan
Hasta 21	5,40	1,547	6,94	Horlayan	5,93	1,7	7,63	Horlayan
Hasta 22	4,23	0,2548	4,49	Horlayan	4,65	0,28	4,93	Horlayan
Hasta 23	0,82	0,546	1,37	Horlayan	0,9	0,6	1,5	Horlayan
Hasta 24	6,92	1,729	8,65	Horlayan	7,6	1,9	9,5	Horlayan
Hasta 25	15,74	7,098	22,84	TUAS	17,3	7,8	25,1	TUAS
Hasta 26	7,74	2,548	10,28	Horlayan	8,5	2,8	11,3	Horlayan
Hasta 27	27,03	4,732	31,76	TUAS	29,7	5,2	34,9	TUAS
Hasta 28	5,10	3,822	8,92	Horlayan	5,6	4,2	9,8	Horlayan
Hasta 29	6,40	4,732	11,13	Horlayan	3,5	5,2	8,7	Horlayan
Hasta 30	30,67	0,637	31,30	TUAS	33,7	0,7	34,4	TUAS

Çizelge 4.1 Sonuçların karşılaştırılması (devam)

Hasta No.	Geliştirilen Yazılım Sonuçları				Polisomnografi Tetkiki Sonuçları			
	Aİ	Hİ	AHI	Sonuç	Aİ	Hİ	AHI	Sonuç
Hasta 31	54,60	25,48	80,08	TUAS	60	28	88	TUAS
Hasta 32	16,80	1,547	18,35	TUAS	12,4	1,7	14,1	Horlayan
Hasta 33	12,38	4,277	16,65	TUAS	13,6	4,7	18,3	TUAS
Hasta 34	26,57	3,094	29,67	TUAS	29,2	3,4	32,6	TUAS
Hasta 35	3,73	2,457	6,19	Horlayan	4,1	2,7	6,8	Horlayan
Hasta 36	9,83	4,0151	13,85	Horlayan	10,8	6,61	17,41	TUAS
Hasta 37	9,46	5,912	15,372	TUAS	10,4	3,2	13,6	Horlayan
Hasta 38	4,91	1,274	6,19	Horlayan	5,4	1,4	6,8	Horlayan
Hasta 39	31,58	6,279	37,86	TUAS	34,7	6,9	41,6	TUAS
Hasta 40	16,20	6,097	22,30	TUAS	17,8	6,7	24,5	TUAS
Hasta 41	1,46	0,182	1,642	Horlayan	0,5	0,2	0,7	Horlayan
Hasta 42	19,66	4,9868	24,64	TUAS	21,6	5,48	27,08	TUAS
Hasta 43	22,57	6,916	29,48	TUAS	24,8	7,6	32,4	TUAS
Hasta 44	9,24	0,9555	10,19	Horlayan	10,15	1,05	11,2	Horlayan
Hasta 45	21,64	0,637	22,28	TUAS	23,78	0,7	24,48	TUAS
Hasta 46	16,02	4,0586	20,07	TUAS	17,6	4,46	22,06	TUAS

Çalışmada veri kaydı alınan 46 hastanın geliştirilen yazılım ile kestirilen apne, hipopne ve apne/hipopne indekslerinin ortalama değerleri ve standart sapmaları ile polisomnografi tetkiki sonucunda elde edilen apne indeksi, hipopne indeksi ve apne/hipopne indekslerinin ortalama değerleri ve standart sapmaları Çizelge 4.2’de görülmektedir.

Çizelge 4. 2 Ortalama ve standart sapma değerlerinin karşılaştırılması

	Geliştirilen Yazılım Sonuçları				PSG Tetkiki Sonuçları			
	Horlayan		TUAS		Horlayan		TUAS	
	Ortalama Değer	Standart Sapma	Ortalama Değer	Standart Sapma	Ortalama Değer	Standart Sapma	Ortalama Değer	Standart Sapma
Aİ	6,577	±10,20	19,47	±9,93	6,69	±11,31	21,71	±11,02
Hİ	2,14	±4,06	5,35	±3,96	2,02	±4,51	6,01	±4,40
AHI	8,71	±13,37	24,83	±12,95	8,69	±14,81	27,71	±14,35

4.1.2 Sistem performansı

Geliştirilen grafiksel kullanıcı arayüzü ile kestirilen apne, hipopne ve apne/hipopne indeksi (AHI) sonucunda hastaya konulan tanı ile polisomnografi tetkikleri sonucunda ve hekim tarafından hastaya konulan tanının karşılaştırılması ile sistemin performansı belirlenmiştir. Söz konusu karşılaştırılma tıbbi teşhis sonuçlarının gerçek doğruluğunu belirlemek için kullanılan ROC (Receiver Operating Characteristic) analizi ile yapılmıştır. ROC analizi, teşhis prosedürünün duyarlılık ve belirliliğini belirlemek için kullanılan standart bir yaklaşımdır. Tıbbi testlerdeki temel düşünce hastanın test sonuçlarına bağlı olarak hasta olma ihtimalini hesaplamaktır. Bunun için teşhisin duyarlılık ve belirliliği arasındaki ilişkiyi tanımlayacak ROC eğrileri kullanılır. Eğrilerin eksenleri gerçek pozitif (GP - hastaya hasta denmesi) ve yanlış pozitif (YP - sağlama hasta denmesi)'dir. Eğriler, 0-1 sınırları arasında olup y-eksenine ve üst sınıra yakınlık başarılı testi gösterirken, 45derece eğime sahip eğriler başarısız bir testi gösterir. ROC eğrileri incelenerek testin başarısı belirlenebilir. Başarılı bir testte eğrilerin altında kalan alanın büyük olması beklenir (Metz 1978).

Çalışmamızda altın standart olarak kabul edilen polisomnografi tetkikleri ile geliştirilen yazılımdan elde edilen Apne/hipopne indeksleri sonucuna göre horlayan ve TUAS olarak sınıflandırılan hastalar için Çizelge 4.1'de görülen sonuçlara göre Şekil 4.2'deki hata matrisi oluşturulmuştur. Bu matris oluşturulurken gerçek pozitif değeri; her iki sistemin de TUAS olarak değerlendirdiği hasta sayısı, yanlış pozitif değeri ise TUAS hastası olmadığı halde geliştirilen yazılım tarafından TUAS olarak sınıflandırılan hasta sayısı olarak alınmıştır. Yanlış negatif değeri, TUAS hastası olduğu halde horlayan hasta olarak sınıflandırılan hasta sayısını, gerçek negatif değeri ise gerçekten TUAS hastası olan ve sistem tarafından TUAS olarak sınıflandırılan hasta sayısı olarak alınmıştır.

ROC analizi sonucunda geliştirilen kestirime dayalı sistemin performansı; duyarlılık, özgüllük, yanlış negatif oranı, yanlış pozitif oranı gibi oranlarla da ortaya konulmuştur. Duyarlılık (*Sensitivity*): gerçekleştirilen yazılımın gerçek hastalar içerisinde hastaları ayırma yeteneği olarak tanımlanmakta olup, gerçek pozitif hasta sayısının gerçek pozitif

ve yanlış negatif hasta sayısına oranı ile bulunur (Duyarlılık = $GP / (GP + YN)$). Özgüllük (*Specificity*) gerçekleştirilen yazılımın, gerçek sağlamlar içinden sağlamları ayırma yeteneği olarak tanımlanmakta olup, gerçek negatif sayısının gerçek negatif ve yanlış pozitif sayısına oranı ile bulunur (Özgüllük = $GN / (GN + YP)$) (Metz 1978).

	Pozitif	Negatif	
TUAS	Gerçek Pozitif (GP=23)	Yanlış Pozitif (YP=3)	26
Horlayan	Yanlış Negatif (YN=3)	Gerçek Negatif (GN=17)	20
	26	20	

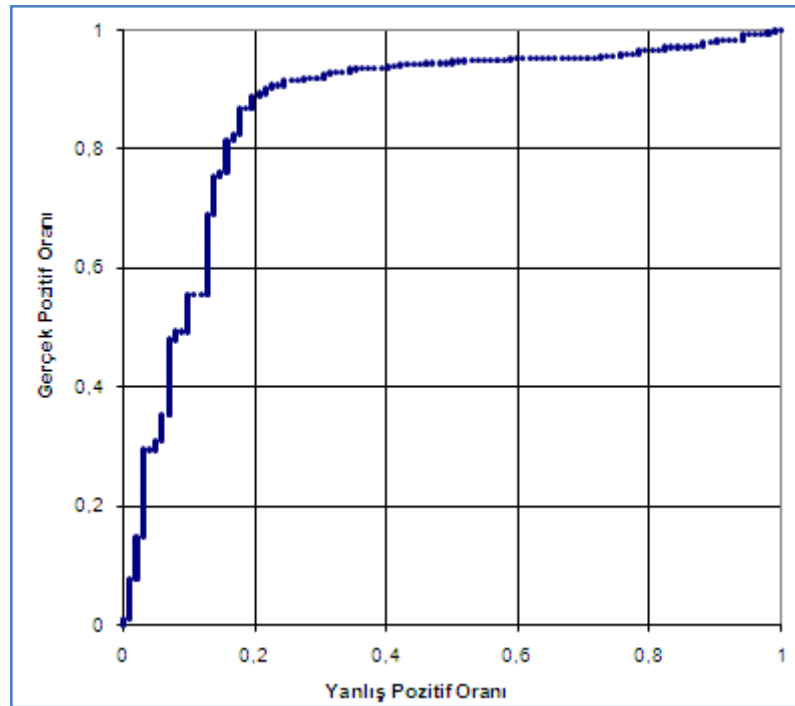
Şekil 4. 2 ROC analizi için oluşturulan hata matrisi

Duyarlılık ve özgüllük oranlarının tersi olan, geliştirilen sistemin hatalı yargıları da hesaplanabilir. Yanlış negatif oranı: gerçek hastalar içinden testin hatalı olarak sağlam dediği olgulardır ($YN / (YN + GP)$). Yazılımın hatalı olarak hasta bulduğu olguların oranı da, "yanlış pozitif oranı" adını alır ($YP / (YP + GN)$). Gerçekte araştırmacıların yanıt aradığı en önemli soru; "tanı testi sonucu pozitif olanın, gerçek bir hasta olma olasılığı veya tanı testi sonucu negatif olanın gerçekten sağlam olma olasılığı nedir?" sorusudur. Bu kavram "Kestirim Değeri" adını alır ve Bayes kuramı çerçevesinde çözümlenir. Pozitif Sonucun Kestirim Değeri (PKD): Tanı testi hasta yargısı verdiğinde, gerçekten hasta olma olasılığıdır ($PKD = GP / (GP + YP)$). Negatif Sonucun Kestirim Değeri (NKD) ise tanı testi sağlam dediğinde gerçekten sağlam olma olasılığıdır ($NKD = GN / (GN + YN)$). Geliştirilen sistemin performansı ile ilgili olarak hesaplanan duyarlılık, özgüllük, yanlış ve pozitif negatif oranı, pozitif kestirim değeri ve negatif kestirim değeri bulguları Çizelge 4.3'te görülmektedir.

Çizelge 4.3 Sistemin performans göstergeleri

Duyarlılık	$GP/(GP+YN)$	0,8846
Özgüllük	$GN/(GN+YP)$	0,85
Yanlış negatif oranı	$YN/(YN+GP)$	0,116
Yanlış pozitif oranı	$YP/(YP+GN)$	0,15
Pozitif Kestirim Değeri	$GP/(GP+YP)$	0,8846
Negatif Kestirim Değeri	$GN/(GN+YN)$	0,85

Çalışmada kullanılan apne/hipopne indeksi için geliştirilen yazılım ile kestirilen veri kümesinin doğruluğunu veren ROC eğrisi Şekil 4.3'te görülmektedir. Yanlış değerlere sahip olmayan ideal bir testte ROC eğrisi (0,0)-(0,1)-(1,1) noktalarını birleştirmektedir. Buna karşın ROC eğrisi $y=x$ fonksiyonuna yaklaştıkça başarısız bir test ortaya çıkar. Sistemin performansını ortaya koyan ROC eğrisinden de görüleceği üzere, eğri yüksek duyarlılık bölgesi olan (0,1) koordinatına yakınsamakta ve sistemin doğruluk oranının yüksek olduğunu ortaya koymaktadır.



Şekil 4.3 Geliştirilen sistemin ROC eğrisi

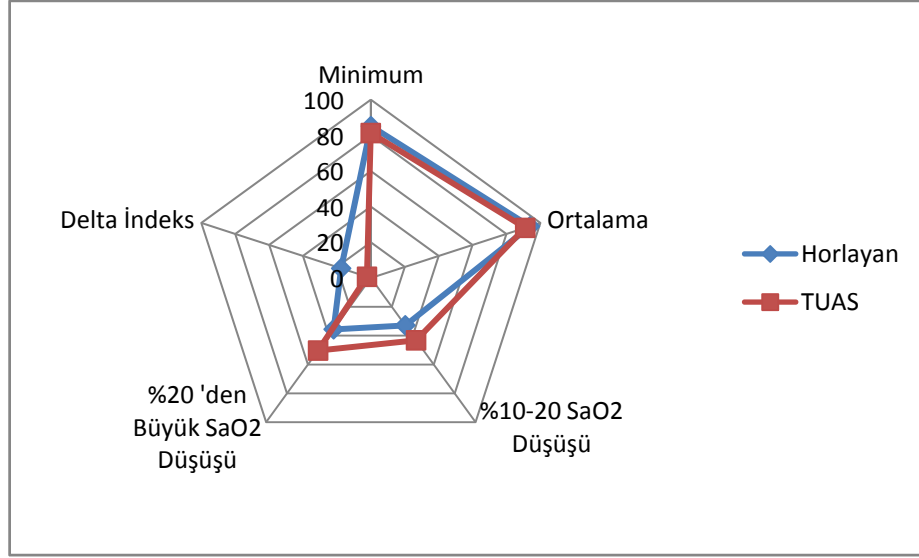
4.2 Oksijen Saturasyonu Analizi Bulguları

Geliştirilen yazılım ile horlayan ve TUAS hastalarının gece boyunca oksijen saturasyonundaki değişimler; minimum oksijen saturasyonu, ortalama oksijen saturasyonu ve delta indeksi ile oksijen saturasyonundaki %10 ile %20 arasındaki düşüşlerin sayısı ile %20 ve daha büyük düşüş sayılarının ortalaması ve standart sapmaları Çizelge 4.4'tedir. Bu çizelgede görülen değerler 46 hastanın minimum oksijen saturasyonu, ortalama oksijen saturasyonu ve %10-20 arasındaki saturasyondaki düşüş ile %20'den daha fazla saturasyondaki düşüş sayılarının ortalama değişimidir. Bu çizelgeden, TUAS hastalarının oksijen saturasyonlarının basit horlayan hastalara nazaran daha fazla düştüğü görülmektedir. Çizelge 4.4'te görülen minimum oksijen saturasyonu, ortalama oksijen saturasyonu ve %10-20 arasındaki saturasyondaki düşüş ile %20'den daha fazla saturasyondaki düşüş sayılarının değişiminin radyal grafiklerle gösterimi Şekil 4.4'tedir.

Çizelge 4.4 Horlayan ve TUAS hastaların oksijen saturasyonu değişimi

Sendrom	Hasta Sayısı	Oksijen Saturasyonu (%)		Saturasyon Düşüşü Sayısı		Delta İndeksi
		Minimum	Ortalama	%10-20	%20'den Büyük	
Horlayan	20	85,23	93,86	32,84	35,58	17,53
TUAS	26	81,38	91,08	43,23	50,27	20,25

Bu grafikte, Horlayan ve TUAS hastalarının, minimum ve ortalama oksijen saturasyonu değerleri ile saturasyon düşüşlerinden daha çok delta indeksindeki değişim dikkati çekmektedir. Delta indeksinin büyük olması, hastaların gece boyu oksijen saturasyonu değişiminin büyük olduğunu ve TUAS olma ihtimalinin yükseldiğini göstermektedir. Delta indeksinin düşük olması durumunda ise hastanın oksijen saturasyonunun fazla değişmeden sabit bir seyir izlediği değerlendirilmektedir. Bu değişim delta indeksinin, horlayan ve TUAS ayırımında kullanılabileceğini göstermektedir. Ancak, delta indeksinin horlayan/TUAS ayırımında kullanılması durumunda, horlayan/TUAS ayırımını yapmada kullanılacak delta indeksi eşik seviyelerin çok hassas bir şekilde belirlenmesi gerekmektedir.

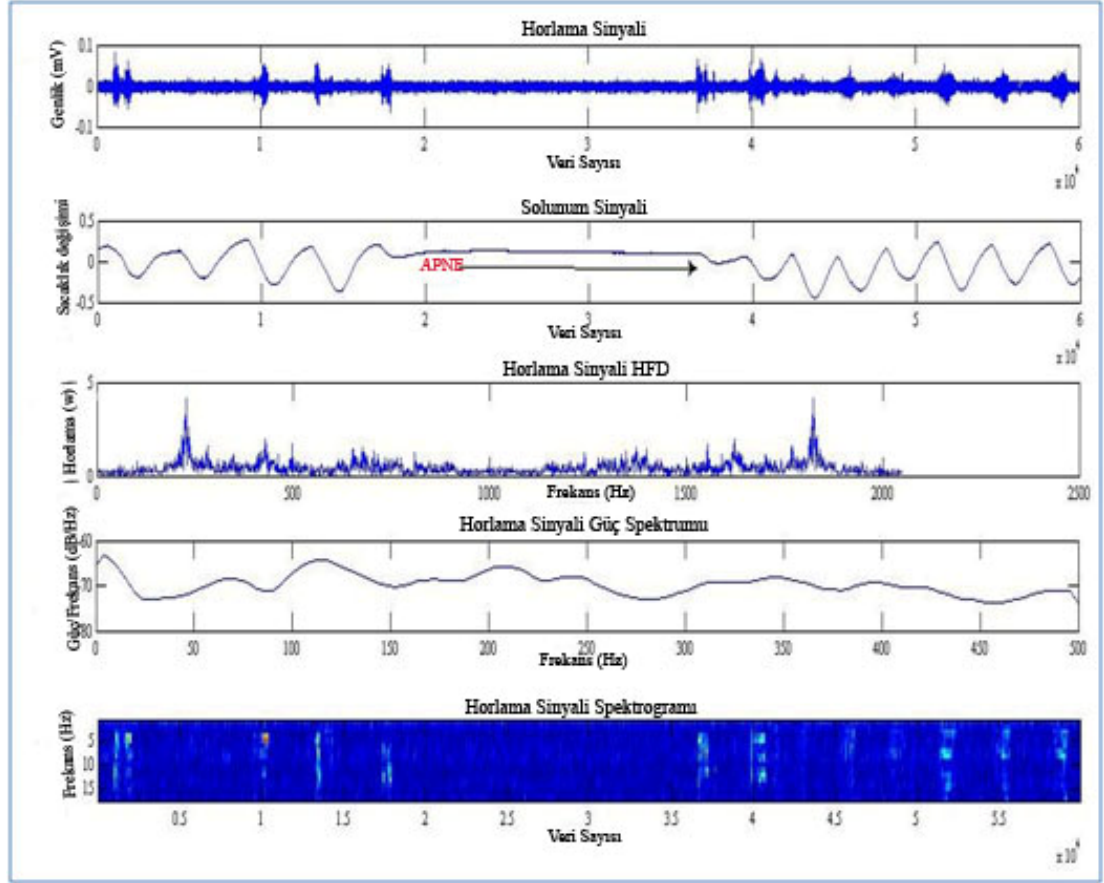


Şekil 4.4 Horlayan ve TUAS hastalarının oksijen saturasyonu özelliklerinin değişimi

4.3 Horlama Seslerinin Analizi Bulguları

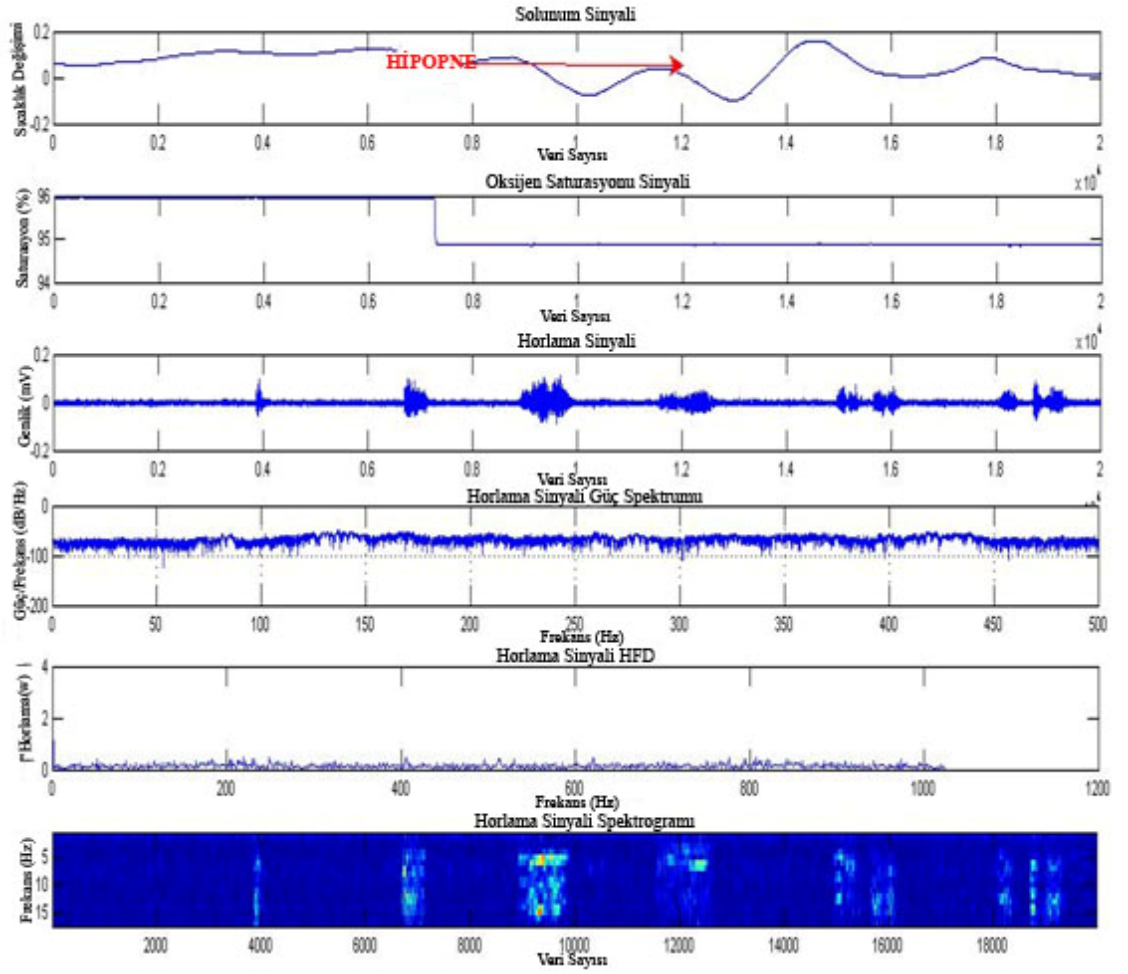
Geliştirilen yazılım ile hastanın apneye girdiği anda, horlama sinyallerinin dalga formu ve frekans bölgesindeki değişimi incelenmiştir. Solunum sinyallerinde dalga formunun düz bir hale geldiği noktadaki zaman değerinin apnenin başlangıcı olduğu kabul edilerek hastanın apneye girdiği andaki horlama sinyalinin HFD, güç spektrumu Periodogram kestirimi ve spektrogramı sıra ile Şekil 4.5'te görülmektedir.

Hastanın apneye girdiği andan apne sonuna kadar horlama sinyalinin ve aynı anda frekans spektrumu ile spektrogramında değişim olmadığı, horlama sinyalinin genliğinin sıfıra indiği, hastanın apneden çıkış anında ise şiddetli bir horlama ile birlikte oksijen saturasyonunda da bariz bir artış yaşandığı belirlenmiştir. Horlamanın apne esnasında kesildiği ancak, apne öncesi ve sonrasında horlama sinyalinin genlik ve spektral güç yoğunluğunun dikkat çekici şekilde arttığı belirlenmiştir. Hastanın apnede kaldığı süre boyunca spektrogramda da herhangi bir değişim olmadığı görülmektedir. Bu nedenle hastanın apnede kaldığı süreyi sessiz süre veya karanlık dönem olarak adlandırmak doğru bir ifade olmaktadır.



Şekil 4.5 Apne anında horlama sinyalinin değişimi
a. Horlama sinyali, b. Solunum sinyali c. Horlama sinyali HFD,
d. Horlama sinyali güç spektrumu Periodogram kestirimi, e. Spektrogram

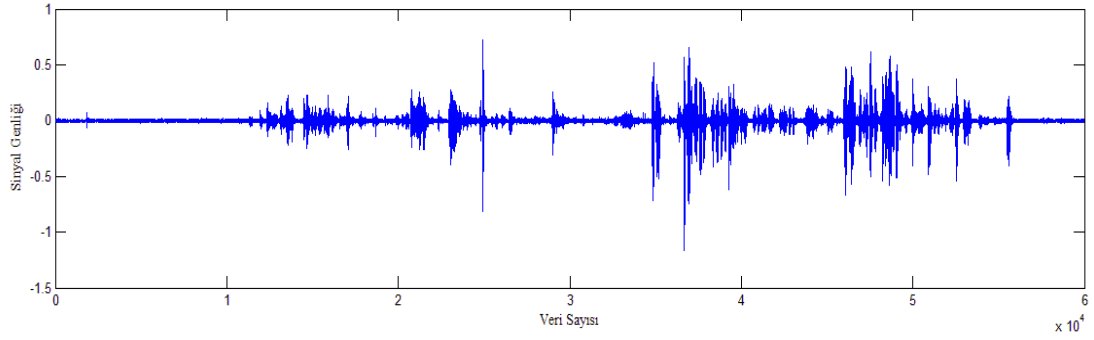
Hastanın hipopneye girdiği andaki horlama sinyalinin güç spektrumu Periodogram kestirimi, Hızlı Fourier dönüşümü ve spektrogramı Şekil 4.6’da görülmektedir. Hipopne esnasında hastanın horlama sinyallerinde, apnedekine benzer bir değişimin olmadığı, normal uyku esnasında oluşan horlama sinyallerine benzer olduğu belirlenmiştir. Hipopne esnasında hastanın apnedeki durumun tersine horlama sesi çıkarabildiği, apnenin sessiz bir dönem olmasına karşın hipopnenin horlama seslerini içeren bir dönem olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca hipopne anında horlama sinyalinin güç spektrumu ile apne esnasındaki güç spektrumunun belirgin şekilde farklı olduğu, hastanın apneden çıkarken çıkardığı horlama seslerinin frekans spektrumunda yüksek genlikli bileşenler şeklinde belirgin olarak görülürken hipopne esnasındaki horlama sinyalinin spektrumunda benzer bir durum görülmemiştir.



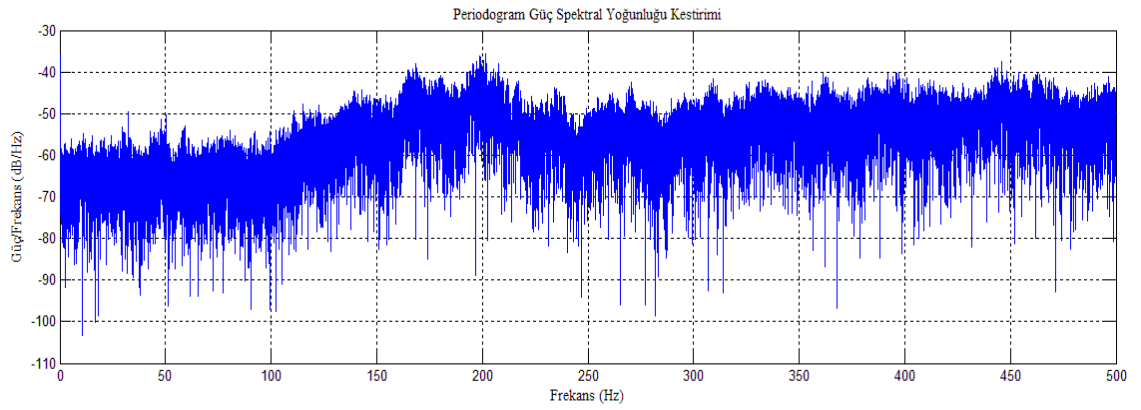
Şekil 4.6 Hipopne anında horlama sinyalinin değişimi

- a. Üst hava yolu akış sinyali, b. Oksijen saturasyonu sinyali, c. Horlama sinyali,
- d. Horlama sinyali güç spektrumu Periodogram kestirimi, e. Horlama sinyali HFD,
- f. Horlama sinyali spektrogramı

Horlama sinyallerinin frekans bölgesi analizi sonucunda horlayan hastalar ile TUAS hastalarının güç spektrumunda ve minimum ve maksimum gücün bulunduğu frekanslarında belirgin farklılıkların olduğu gözlenmiştir. Rastgele seçilen bir hastaya ait 60 saniyelik horlama sinyali Şekil 4.7’de, bu sinyalin kuramsal temeller bölümünde açıklanan Periodogram yöntemi kullanılarak kestirilen güç spektrumu Şekil 4.8’de görülmektedir.



Şekil 4.7 Rastgele seçilen bir hastaya ait 60 saniyelik horlama sinyali



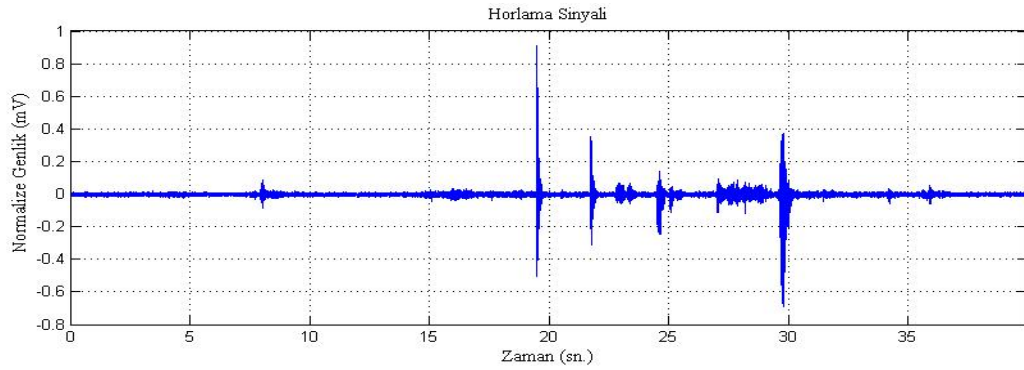
Şekil 4.8 Horlama sinyalinin Periodogram yöntemiyle kestirilen güç spektrumu

Horlama sinyallerinin frekans bölgesindeki bileşenlerinin frekansları Periodogram yöntemiyle kestirilen güç spektrumundan çıkarılarak incelenmiştir. Güç spektrumunda maksimum gücün bulunduğu frekans, maksimum veya tepe frekansı ($f_{\max}$) olarak, gücün minimum olduğu noktadaki frekans ise minimum frekans (f_{peak}) olarak hesaplanmıştır. Çalışmada kaydı alınan horlayan ve TUAS hastalarının maksimum ve minimum frekanslarının ortalama değişimi Çizelge 4.5'te sunulmuştur. Söz konusu çizelgeye göre horlayan hastaların güç spektrumunda maksimum gücün TUAS hastalarından farklı olarak alçak frekanslarda görüldüğü belirlenmiştir.

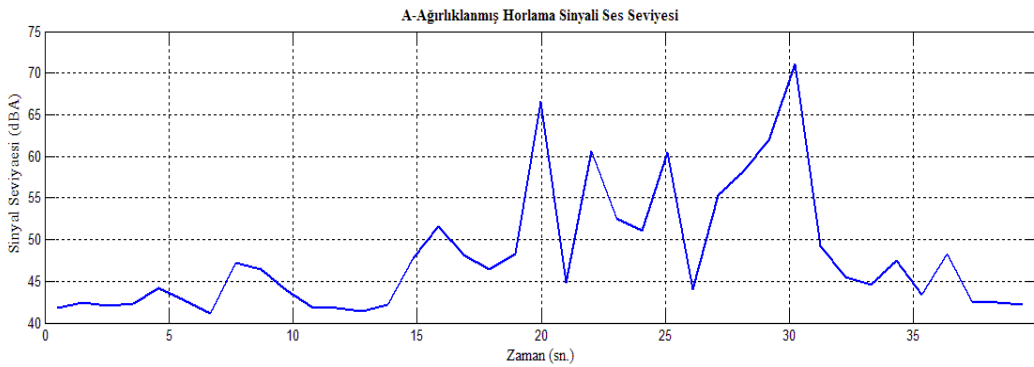
Çizelge 4. 5 Horlama sinyali frekanslarının ortalama değışimi

Sendrom	Hasta Sayısı	Maksimum Frekans ($f_{\max}$) (Hz)	Minimum Frekans ($f_{\min}$) (Hz)
Horlayan	20	$63,46 \pm 27,55$	$744,773 \pm 112,27$
TUAS	26	$173,38 \pm 40,80$	$723,89 \pm 232,26$

Bir TUAS hastasına ait horlama sinyalinin 40 saniyelik bölütü Şekil 4.9’da, bu periyotta sinyalin A-Ağırlıklanmış ses seviyesinin değışimi Şekil 4.10’da görölmektedir. Şekil 4.7’de görölen horlama sinyalinin A-Ağırlıklı ses seviyesinin minimum değeri, 41,07 dBA, ortalama değeri 48,12 dBA ve maksimum değeri 71,13 dBA olarak bulunmuştur. Bu hastanın horlama sinyalinin tamamı incelendiğinde ise; minimum 41,704 dBA, maksimum 82,228 ve ortalama 46,171 dBA eşdeğer ses seviyelerinde horladığı bulunmuştur.



Şekil 4.9 TUAS Hastasının 40 saniyelik horlama sinyali



Şekil 4.10 Aynı sinyalin A-Ağırlıklanmış ses seviyesi değışimi

Horlayan ve TUAS hastalarının gece boyunca kaydedilen horlama sinyallerindeki; toplam horlama sayısı, toplam horlama süresi, horlama uyku oranı ve ortalama horlama sesi eşdeğer ses seviyesi değişimlerinin ortalamaları Çizelge 4.6’da görülmektedir.

Çizelge 4.6 Horlayan ve TUAS Hastaların horlama parametrelerinin değişimi

Sendrom	Hasta Sayısı	Toplam Horlama Sayısı	Ortalama Horlama Süresi (dk.)	Ortalama Horlama/Uyku Oranı (%)	Ortalama Horlama Sesi Şiddeti (dBA)
Horlayan	20	236 ± 109	104,6 ± 72,04	17,32 ± 13,02	45,77 ± 3,607
TUAS	26	353 ± 207	176,1 ± 74,45	35,46 ± 12,92	49,59 ± 8,65

Bu çizelgeye göre TUAS hastalarının ortalama horlama sayısı, ortalama horlama süresi, horlama/uyku oranı ve ortalama horlama sesi şiddetlerinin horlayan hastalara göre fazla olduğu belirlenmiştir. Horlama seslerinin bu özelliklerinden hareketle horlama/TUAS ayrımının yapılmasının yanı sıra, klinikte tedavi gören hastaların bu objektif kriterlere göre takip edilebileceği değerlendirilmiştir.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Toplumda yaygın olarak görülen ve başta horlama ve uyku apnesi olmak üzere pek çok uyku bozukluğunun tedavisinde hastaya uygulanan klinik tedavi, ilaç tedavisi ve özellikle cerrahi müdahalenin hasta üzerinde ne kadar başarılı ve etkin olduğu mevcut durumda objektif olarak değerlendirilememekte ve hastanın varsa uyku partnerinden bilgi alınmaya çalışılmaktadır. Tez çalışması kapsamında geliştirilen yazılım, hekimler tarafından bildirilen ihtiyaçlar doğrultusunda, uykuda görülen solunum bozukluklarından özellikle horlama ve tıkalı uyku apne sendromunun ayırt edilmesinde kliniksel bir araç olarak kullanılmak üzere geliştirilmiştir.

Horlama, tıkalı uyku apne sendromunun en belirgin ve erken sendromu olmakla birlikte yalnız başına klinik tanı için yeterli kabul edilmemektedir. Horlama şikâyeti olan hastada TUAS olup olmadığını polisomnografi dışında kesin olarak gösterecek bir değerlendirme yöntemi bulunmamaktadır. Uykunun yapısı ve fizyolojik değişimlerin araştırılması için uyku laboratuvarına yatırılan hastanın bir gece boyunca polisomnografi kayıtlarının alınması ve hekim tarafından incelenmesi; zaman alıcı, klinik uzmanlık gerektiren ve hastayı rahatsız eden bir süreçte gerçekleşmektedir. Polisomnografinin belirli merkezlerde yapılabilmesi, pahalı olması ve hastayı rahatsız edici bir yöntem olması nedenlerinden ötürü horlama problemi olan hastaların tamamının uyku laboratuvarlarında kayıtlarının alınması mümkün değildir. Bu nedenle son dönemde hastanın alıştığı yatakta doğal olarak uyumasına imkân verecek şekilde ev tipi kayıt sistemleri ortaya çıkmaya başlamıştır. Geliştirilen yazılımın, horlayan/TUAS ayrımının yapılması, TUAS ile ilgili tedavinin planlanması veya ileri düzeyde tetkik için hastaların uyku laboratuvarında yatırılarak polisomnografi tetkikine gerek olup olmayacağının belirlenmesi ve en önemlisi hastaların klinikte objektif parametrelerle değerlendirilmesi ve takip edilmesini kolaylaştıracağı değerlendirilmektedir.

Son yıllarda horlama ile tıkalı uyku apnesi sendromu (TUAS) arasındaki ilişkiyi belirlemeye yönelik pek çok çalışma yapılmıştır. Sadece horlama seslerinin analizi ile tıkalı uyku apnesi sendromu veya üst solunum yolları direnci gibi diğer patolojilerle ilişkili olan solunum bozukluklarının belirlenmesinin mümkün olup olmadığı halen

tartışmalı bir konudur. Yapılan çalışmalar sonucunda uykuda meydana gelen horlama sesleriyle ilgili çalışmaların oksijen saturasyonu ve solunum sinyalleri ile desteklenmesi durumunda daha verimli olabileceği belirlenmiştir. Ayrıca, çalışmanın en zaman alıcı kısmını hastalardan solunum, oksijen saturasyonu ve horlama sinyallerinin eşzamanlı olarak kaydedilmesi oluşturmuştur. Söz konusu verilerin, horlama ve TUAS'ın kaynağının tespit edilmesi, horlama ile ilgili olarak gerçekleştirilen ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası ses değişiminin incelenmesi gibi gelecek çalışmalarda da kullanılması planlanmaktadır.

Geliştirilen yazılımda kullanılan solunum, oksijen saturasyonu ve horlama sinyalleri Biopac marka MP 35 model veri toplama modülü kullanılarak alınmıştır. Kayıt alınan hastalar, sistemin doğrulanması amacıyla aynı zamanda polisomnografi tetkikine tabi tutulmuştur. Çalışma kapsamında kullanılan veri toplama sistemi, 100 kHz.'e kadar dört kanaldan veri kaydı yapabilen gelişmiş bir sistemdir. Bu sistemin dezavantajı ise tek bir örnekleme frekansında veri kaydı yapması nedeniyle verilerin tamamının en yüksek örnekleme frekansında kaydedilmek zorunda kalınmasıdır. Bu çalışmada horlama sesleri 1000 Hz örnekleme frekansında kaydedilirken, 10 Hz mertebesindeki frekanslarda kaydedilmesi gereken solunum ve oksijen saturasyonu sinyalleri de 1000 Hz frekansında kaydedilmiştir. Gereksiz bir şekilde fazladan kaydedilen verilerin MATLAB ortamına aktarılmasında, bilgisayar ve hafıza yetersizliği gibi problemler ortaya çıkmış, bu sorun fazla örnekleme frekansı ile alınan sinyallerin aşağı örneklenmesiyle aşılmıştır.

Geliştirilen yazılım ile hastalardan alınan solunum, oksijen saturasyonu ve horlama sinyalleri öncelikle kullanıcı tarafından saniye cinsinden seçilebilen belirli bir zaman periyodunda bölütlere ayrılarak kullanıcıya gösterilmiştir. Bu özellik ile her üç sinyal de eşzamanlı olarak zaman ekseninde görüntülenmiş ve böylelikle kullanıcıya manuel skrolama yapma imkânı sağlanmıştır. Kullanıcı tarafından seçilebilen solunum, oksijen saturasyonu ve horlama sinyali bölütlerinin; histogram, frekans bölgesi gösterimi, güç spektrumu periodogram kestirimi ve spektrogram grafikleri farklı bir pencerede ayrı ayrı ve eşzamanlı olarak çizdirilebilecek şekilde tasarım yapılmıştır. Tasarlanan grafiksel kullanıcı arayüzü ile solunum sinyallerinin histogramının incelenmesi

sonucunda, apne anında solunum sinyalinde tekrarlanan veri sayısının fazla olması nedeniyle, histogram tabanlı apne kestiriminin de mümkün olabileceği değerlendirilmiştir. Gelecek çalışmalarda apne indeksinin histogram tabanlı analizi ile kestirilmesine yönelik çalışmaların yapılması planlanmaktadır.

Geliştirilen yazılımda apne indeksi, hipopne indeksi ve apne/hipopne indeksi, AASM tarafından standardize edilen solunum skorlaması kuralları yerine biyomedikal sinyal işleme yöntemleri kullanılarak kestirilmiştir. Apne indeksi, solunum sinyallerinin 10 saniyelik örtüşmesiz bölütlere ayrılması sonrasında özbağlanım yöntemiyle modellenerek kestirilmiştir. Hipopne indeksi ise solunum ve oksijen saturasyonu sinyallerinin 10 saniyelik örtüşmesiz bölütlere ayrılması sonrası standart skorlama kuralları çerçevesinde kestirilmiştir. Apne ve hipopne indeksi kestirilirken bölüt boyu; standardize edilmiş skorlama kurallarına göre apne tanımından hareketle 10 saniye olarak alınmıştır. Ancak, apne olaylarının iki bölüt arasında kalması nedeniyle bölüt içerisinde tespit edilememe ihtimali bulunmaktadır. Bu duruma kestirim algoritmasında bölüt boyunun örtüşmesiz olarak uygulanması ve bölüt boyunun 10 saniyeden uzun veya kısa bir uzunlukta seçilmemesinin sebep olabileceği düşünülmüş, bölüt boyunun farklı uzunlukta seçilmesinin sistem performansını etkileyebileceği değerlendirilmiştir. Gelecekte; bölüt boyunun değiştirilmesi durumunda sistem performansının nasıl değiştiğinin belirlenmesi ile ilgili çalışmaların yapılması da planlanmaktadır.

Geliştirilen yazılımın hastalardan alınan verilerin tamamına uygulanması sonucunda solunum, oksijen saturasyonu ve horlama ile ilgili olarak sıkça kullanılan parametrelerden horlama/uyku oranı (%), bir gecelik ortalama oksijen saturasyonunun değişimi ve apne/hipopne indekslerinin ortalamaları ve standart sapmaları hesaplanarak karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırma sonucunda basit horlayan hastalarda horlama süresinin uyku süresine oranı %17 civarında iken TUAS hastalarında bu oran %35 ve yukarıdadır. Ayrıca oksijen saturasyonundaki değişimleri özetleyen bir parametre olan delta indeksinin basit horlayan ve TUAS hastalarında belirgin bir şekilde farklı olduğu belirlenmiştir. Tez çalışması sonucunda elde edilen bulguların ileride yapay sinir ağları kullanılarak yapılacak çalışmalarda ayırt edici öznitelikler olarak kullanılabileceği değerlendirilmiştir.

Geliştirilen grafiksel kullanıcı arayüzü ile kestirilen apne, hipopne ve apne/hipopne indeksi (AHI) sonucunda hastaya konulan tanı ile polisomnografi tetkikleri sonucunda ve hekim tarafından hastaya konulan tanının karşılaştırması ile sistemin performansı belirlenmiştir. Söz konusu karşılaştırılma tıbbi teşhis sonuçlarının gerçek doğruluğunu belirlemek için kullanılan ROC (Receiver Operating Characteristic) analizi yapılmıştır. ROC analizi sonucunda sistemin performans oranı % 85 olarak bulunmuştur.

Uykuda meydana gelen horlama ve TUAS gibi solunum bozukluklarının tanısında kullanılan polisomnografi sistemleri ile, hastanın 16 farklı fizyolojik parametresi incelenmektedir. Tez çalışması kapsamında gerçekleştirilen yazılım ile bir hastaya ait 16 farklı fizyolojik sinyal yerine 3 sinyalin incelenmesi sonucunda tanı konulmasının mümkün olabileceği gösterilmiştir. Tasarlanan yazılım ile elde edilen bulgular hekimlerin tanı koymasına yardımcı olabilecek bir karar destek sistemi niteliğindedir. Çalışma sonucunda basit horlayan hastalar ile TUAS hastalarının horlama karakteristiklerinin farklı olduğu görülmüş ve polisomnografi gibi hastaya uygulanması zor olan, hastayı rahatsız edici, pahalı ve sınırlı sayıda bulunan bir sistem yardımıyla teşhis edilen uyku apnesinin alternatif yöntemlerin birleşimi ile teşhis edilebileceği gösterilmiştir.

KAYNAKLAR

- Agrawal, S., Stone, P., McGuinness, K., Morris, J. and Camilleri, A.E. 2002. Sound frequency analysis and the site of snoring in natural and induced sleep, Clin. Otolaryngol. 27, 162–166
- Ahmet, U.D. 2007. Obstrüktif Uyku Apne Sendromu ve Obezite, Hacettepe Tıp Dergisi 2007; 38:177-193
- Akçam, T. 1998. Horlama ve Uyku Apneli Hastaların Uyku Kaliteleri ve Üst Hava Yolu Anatomisinin Obstrüktif Uyku Apnesi Sendromunun Fizyopatolojisindeki Rolü, Uzmanlık Tezi, TC Yükseköğretim Kurumu Dokümantasyon Merkezi
- Altın, R. 2008. Basit Horlama Tanı ve Tedavisi. Türk Toraks Derneği 8. Yıllık Kongresi Mezuniyet Sonrası Eğitim Kursları Dokümanları. (www.toraks.org.tr/mse.php?pid=15 &sayfa, Erişim Tarihi: 02.04.2008).
- Altman DG, Bland JM, 1983 Measurement in medicine: The analysis of method comparison studies, The Statistician 32: 307-317
- Anonymous, 2003. EN 61672-2:2003 International Standart: Sound level meters, acoustic measurement, acoustic equipment, acoustoelectric devices, grades (quality), accuracy, calibration, approval testing, performance testing, verification, testing conditions
- Aydın, H., Özgen, F., Yetkin S. ve Sütçigil, L. 2005. “Uyku ve Uykuda Solunum Bozuklukları” GATA Basımevi, Ankara
- Beck, R., Odeh, M., Oliven, A. and Gavriely, N. 1995. The acoustic properties of snores. European Respiratory Journal 8, 2120-2128
- Anonymous, 2005, Biopac Systems Inc., Biopac Student Lab. Pro Hardware Guide for MP 35 and MP 30.
- Brigham, E.O. 1988. “The Fast Fourier Transform and Application”, Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall.
- Hassal, J.R. and Zaveri, K. 1979. Acoustic noise measurements. Naerum, Denmark, Bruel & Kjaer, pp. 53–58.
- Cohen, A. and Lieberman, A. 1986. Analysis and classification of snoring signals. ICASSP 86, CH2243-4/86/0000-0693 IEEE Tokyo.
- Cavuşoğlu, M., Kamaşak, M., Akçam, T., Serinağaoğlu, Y. and Erogul, O. 2006. “*Snoring sound analysis for Obstructive Sleep Apnea Patients*”, Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı BİYOMUT 2006 İstanbul.

- Çavuşoğlu, M., Kamaşak, M., Eroğul, O., Çiloglu, T., Serinağaoğlu, Y. ve Birkent, H. 2007. Spectral Envelope Analysis for Simple Snorers and OSAS Patients, Signal Processing and Communications Applications, SIU 2007
- Cavusoglu, M., Kamasak, M., Erogul O, Ciloglu T, Serinagaoglu Y. ve Akcam T., 2007, An efficient methos for snore/nonsnore classification of sleep sounds. Physiological Measurement, Volume 28, Issue8, pp.841-853.
- Çavuşoğlu M, Kamaşak M, Eroğul O, Çiloglu T, Serinağaoğlu Y. ve Akçam T, 2007. A Software System for Sleep and Snoring Analysis. International Symposium on Health Informatics and Bioinformatics, Antalya, HIBIT 2007.
- Dalmasso F. and Prota, R., 1996. Snoring: analysis, measurement, clinical implications and Applications. Eur Respir J., Vol 9, 146-159.
- Dement, W., 1990. A person history of sleep disorders medicine. J Clin Neurophysiol; Vol 1: 17-47.
- Dement, W., 2005. History of Sleep Physiology and Medicine In: Kryger MH, Roth T, Dement WC (Eds). Principles and Practice of Sleep Medicine. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 1-12.
- Gastaut, H., Tassarini J. and Duron, C.A., 1965. Ploygraphic study of the episodic diurnal and nocturnal (hypnic and respiratory) manifestation of the Pickwick syndrom. Brain Res; 2:167.
- Gleadhill, I.C., Schwartz A.R. and Schubert, N., 1991. Upper airway collapsibility in snorers and patients with obstructive hypopnea and apnea. Am Rev Respir Dis; 143:1300-3.
- Guilleminault, C., Kim Y. and Stoohs R., 1995. Upper airway resistance syndrome. Oral Maxillofacure Clin North Am, 7: 243-256.
- Fırat., H. 2008. Uyku Apne Sendromu, Türk Toraks Derneği Kış Okulu Eğitim Dokümanları, (www.toraks.org.tr/kisokulu2-ppt-pdf/Hikmet_Firat.ppt. Erişim Tarihi:02.04.2008).
- Fiz, J.A., Abad, J., Jane, R., Riera, M., Mananas, M.A., Caminal, P., Rodenstein D. and Morera, J. 1996. Acoustic Analyses of snoring sound in patients with simple snoring and OSA. European Respiration Journal, vol 9, pp 2365-2370.
- Hara, H., Murakami, N., Miyauchi, Y. and Yamashita, H., 2006. Acoustic Analysis of snoring sounds by a Multidimensional Voice Program, The Laryngoscope, 116:379-381
- Hayes, M.H., 1996. "Statistical Digital Signal Processing and Modelling", New York: John Wiley and Sons.

- Hobson, J., 1989. Sleep. New York, Scientific American Library.
- Iber, C., Ancoli, I., Chesson, A., and Quan, S.F. 2007. The AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events: Rules, Terminology and Technical Specifications, 1st ed.:Westchester, Illinois: American Academy of Sleep Medicine.
- Vázquez, J.C., Tsai, W.H., Flemons, W.W., Masuda, A., Brant, R., Hajduk, E., Whitelaw, A.W. and Remmers, J.E. 2000. Automated analysis of digital oximetry in the diagnosis of obstructive sleep apnoea, Thorax 2000;55;302-307.
- Kane, J.W. and Sternhe, M.M. 1979. Life Science Physics, 2nd Edn, New York, John Wiley & Sons Inc., 1979; Vol I.
- Karadağ, M., 2008. Dünyada ve Türkiye’de Uyku Tıbbının Gelişimi. (<http://uykubozuklugu.uludag.edu.tr/dersnot0001.htm> Erişim Tarihi:02.04.2008).
- Karadağ, M. ve Yavuz, Z. 2008. Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Ders Notları. (<http://uykubozuklugu.uludag.edu.tr/dersnot005.htm>) Erişim Tarihi: 03.04.2008
- Karakoç, Ö., Akçam, T., Gerek, M. ve Birkent, H. 2007. Obstrüktif Uyku Apnesi ve Kronik Hastalıklar, KBB Forum, 2008; 7(1), (www.KBB-Forum.net Erişim Tarihi:15.05.2009).
- Kondoz, A.M. 1990. Digital Speech. John Wiley & Sons, New York.
- Köktürk, O. 1998. Uykuda solunum bozuklukları, tarihçe, tanımlar, hastalık spektrumu ve boyutu. Tüberküloz ve Toraks Dergisi; 46 (2): 187-92.
- Köktürk, O. ve Ulukavak Çiftçi, T. 2002. Uyku apne sendromu tedavisi. Tüberküloz ve Toraks Dergisi, 50(1): 119-24.
- Köktürk, O. ve Kemaloğlu, Y. 2002, Obstrüktif uyku apne sendromu cerrahi tedavi. Tüberküloz ve Toraks Dergisi, 50(3): 451-476.
- Köktürk, O. 2008. Uykuda Solunum Bozuklukları (www.toraks.org.tr/kisokulu3-ppt-pdf/Oguz_Kokturk.pdf) Erişim Tarihi: 12.04.2008.
- Kutlu, G. 2008. EEG’nin Tarihçesi. Sinaps, 13: 1-12.
- Li, Y.T. 2007. Pulse Oximeter, University of Surrey, School of Electronics and Physical Sciences (SEPS) Undergraduate Research Journal (www.surrey.ac.uk, erişim tarihi 02.06.2009).
- Lugaresi, E., Crignotta, F., Coccanga, G. and Pianna C. 1980, Some epidemiological data on snoring and cardiocirculatory disturbances. Sleep: 3:221-4.

- Metz, C.E. 1978. "Basic principles of ROC analysis", *Sem Nuc Med.*, 283-298.
- Netter, F.H. 1997. Atlas of Human Anatomy Third Ed.
- Nepal, K., Biegeleisen, E. and Ning, T. 2002. Apnea Detection and Respiration Rate Estimation Through Parametric Modelling, 0-7803-7419-3/02 Proc. IEEE.
- Ng, A.K., Koh, T.S., Baey, E. and Puvanendran, K. 2006. Speech like analysis of snore signals for the detection of obstructive sleep apnea. Intl.Conf.on Biomedical and Pharmaceutical Engineering (ICBPE), 81-904262-1-4/06 Research Publishing Services.
- Ng, A.K., Koh, T.S., Baey, E. and Puvanendran, K. 2007. Could formant frequencies of snore signals be an alternative means for the diagnosis of obstructive sleep apnea? *Sleep Medicine*, 07.010.
- Ning, T., Bronzino J.D., 1989. Automatic Classification of Respiratory Signals, IEEE Engineering in Medicine & Biology Society, 11th International Conference. CH2770-6/89/0000-0669, Seattle IEEE.
- Pack, A.I. 1994. Obstructive Sleep Apnea, *Advances in Internal Medicine*;39:517
- Papila, İ. ve Açıoğlu, E. 2005. "Obstrüktif Uyku Apnesi", İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, KBB Anabilim Dalı Klinik Gelişim Dergisi, 18 (1) - 42-50.
- Perez, J.R., Padilla, E., Slawinski, L.M., DiFrancesco, R.R., Feige, J.E. and Remmers, W.A. 1993, Characteristics of the snoring noise in patients with and without sleep apnea. *Am Rev Respir Dis*. Vol 147, 635-644.
- Pépin, J.L., Lévy, P., Lepaulle, B., Brambilla, C. and Guilleminault, C., 1991. Does oximetry contribute to the detection of apneic events? Mathematical processing of the SaO₂ signal. *Chest* 1991;99;1151-1157.
- Reschtaschaffin, A. and Kales, A. 1968. A Manual of Standardized Terminology, Techniques, and Scoring System for Sleep Stages of Human Subjects. Los Angeles, CA: BIS/BRI, University of California.
- Richard, L. and Daniel, J.M. 2004. The impact of A-Weighting Sound Pressure Level measurements during the evaluation of noise exposure. *Noise-Con 2004* Baltimore Maryland.
- Schwartz, A.R., Schubert, N. and Rothman, W. 1992. Effect of uvulopalatopharyngoplasty on upper airway collapsibility in obstructive sleep apnea. *Am Rev Respir Dis* 145:527-32.
- Smith, M.T. 1999. Audio Engineer's Reference Book, 2nd Ed, Focal Press.

- Tural, Ü. 2008. Uyku ve Bozuklukları, Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Psikiyatri Anabilim Dalı Dönem 5 Ders Notları (http://tip.kou.edu.tr/docs/ders_notlari/u_tural/uyku.pdf) Erişim Tarihi:16.06.2009.
- Yazgan, E., Korürek, M. 1996. Tıp Elektroniği İTÜ Rektörlüğü Yayınları, İstanbul.
- Zamarrón, C., Gude, F., Barcala, J., Rodriguez, J.R. and Romero, P.V. 2003. Utility of Oxygen Saturation and Heart Rate Spectral Analysis Obtained From Pulse Oximetric Recordings in the Diagnosis of Sleep Apnea Syndrome. Chest 2003;123;1567-1576.
- Zhou, B., Ji, C. and Zhou, D. 2003. Clinical study on oropharyngeal fatty infiltration on the pathogenesis of obstructive sleep apnea syndrome. Lin Chuang Er Bi Yan Hou Ke Za Zhi. Sep; 17(9):535-8.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Doğan Deniz DEMİRGÜNEŞ
Doğum Yeri : Abana
Doğum Tarihi : 16.05.1974
Medeni Hali : Evli
Yabancı Dili : İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise : Malatya Fen Lisesi Malatya (1989-1991).
Lisans : Yıldız Teknik Üniversitesi Mühendislik Fakültesi
Elektronik Haberleşme Mühendisliği İstanbul (1991-1996)
Yüksek Lisans: Ankara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektronik
Mühendisliği Anabilim Dalı (2006-2009)

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl:

Gülhane Askeri Tıp Akademisi Biyomedikal Mühendislik
Merkezi Başkanlığı (1997-2009)

Yayınları (SCI ve diğer) : -

Ulusal bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında basılan bildiriler:

1. Çavuşoğlu, M., Kamaşak, M., Demirgüneş, D.D., Eroğul, O., Akçam, T., Yetkin, S., Özgen, F. ve Aydın, H., 2007. Uyku Tıbbına Fiziksel Bir Yaklaşım: Radyal Grafiklerle Basit Horlayanların ve Apneli Hastaların Ayırıştırılması. 8. Ulusal Uyku ve Bozuklukları Kongresi, pp. 78-80, Muğla.
2. Çavuşoğlu, M., Kamaşak, M., Demirgüneş, D.D., Eroğul, O., Akçam, T., Birkent, H., 2007. “Uyku Yapısına İstatistiksel Bir Yaklaşım: Uyku Evrelerinin Horlama ile İlişkisi”, 8. Ulusal Uyku ve Bozuklukları Kongresi, pp. 81-83, Muğla.
3. Çavuşoğlu, M., Kamaşak, M., Demirgüneş, D.D., Eroğul, O., Akçam, T., Birkent, H., 2007. “Uyku Bozuklukları Araştırmaları ve Horlama Tedavisi için Başarı Performansı Değerlendirme Sistemi”, 8. Ulusal Uyku ve Bozuklukları Kongresi, pp. 84-86, Muğla.

4. Çavuşoğlu, M., Kamaşak, M., Demirgüneş, D.D., Eroğul, O., Akçam, T., Birkent, H., 2007. "Horlama Seslerinin Düzenliliği ile Obstruktif Uyku Apnesi Arasındaki İlişkinin İncelenmesi", 8. Ulusal Uyku ve Bozuklukları Kongresi, pp. 118-120, Muğla.

5. Çavuşoğlu, M., Kamaşak, M., Demirgüneş, D.D., Eroğul, O., Akçam, T., Birkent, H., Yetkin, S., Özgen, F., 2007. "Basit Horlayanlar ve Apne Hastalarının Horlama Şiddetlerinin Analizi", 8. Ulusal Uyku ve Bozuklukları Kongresi, pp. 121-122, Muğla.

6. Demirgüneş, D.D., Eroğul, O., Akçam, T. ve Telatar T., 2009. Horlayan Hastaların Solunum, Oksijen Saturastonu ve Akustik Sinyallarının Analizi, 14. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı, BİYOMUT 2009 Bildiriler Kitabı (CD-ROM), Dokuz Eylül Üniversitesi İZMİR.

Ulusal bilimsel toplantılarda sunulan posterler:

1. Eroğul, O., Halaç, E., Demirgüneş, D.D., Mayıs 2003, "Tıbbi Cihazların Yaşam Döngüsü ve Sorunları", 8. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı, Biyomut 2003, Bildiriler Kitabı pp. 287-292, İstanbul.

2. Demirgüneş, D.D., Eroğul, O., Kaymak, M.N., Pakyürek, Ö., 2008. "Ülkemizde Biyomedikal Mühendisliği ve Teknisyenliği Eğitiminin Durumu ve Geleceği", 13. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı, Biyomut 2008, Ankara.

3. Eroğul, O., Demirgüneş, D.D., Eroğlu, H.H., 2008. "Klinik Mühendisliği Birimlerinin Yapısı, Faaliyetleri ve Hastaneler için Önemi", 13. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı, Biyomut 2008, Ankara.

4. Demirgüneş, D.D., Eroğul, O., Eroğlu, H.H., Telatar, Z., 2008. "Biyomedikal ve Klinik Mühendislik Birimlerinde Yürütülen Tıbbi Cihaz Kalibrasyon Hizmetleri ve Önemi", 13. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı, Biyomut 2008 Ankara.