İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SOLUNUM SESLERİ YARDIMIYLA UYKU APNESİNİN TESPİT EDİLMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Bekir DOĞAN

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Elektronik Mühendisliği Programı

ARALIK 2016

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SOLUNUM SESLERİ YARDIMIYLA UYKU APNESİNİN TESPİT EDİLMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Bekir DOĞAN
(504111232)

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Elektronik Mühendisliği Programı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Tamer ÖLMEZ

ARALIK 2016

İTÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 504111232 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi Bekir DOĞAN, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "SOLUNUM SESLERİ YARDIMIYLA UYKU APNESİNİN TESPİT EDİLMESİ" başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı :	**Prof. Dr. Tamer ÖLMEZ** İstanbul Teknik Üniversitesi	.....
Jüri Üyeleri :	**Prof. Dr. Ahmet Hamdi KAYRAN** İstanbul Teknik Üniversitesi	.....
	Prof. Dr. Nizamettin AYDIN Yıldız Teknik Üniversitesi	.....

Teslim Tarihi : 25 Kasım 2016
Savunma Tarihi : 19 Aralık 2016

Aileme ve Sevdiklerime,

ÖNSÖZ

Sağlık hizmetlerinde meydana gelen teknolojik gelişmeler insanların daha iyi tedavi alarak yaşam kalitesini artırmayı amaçlamakta ve gelecek için sağlıklı toplumların oluşmasını destekleyici çalışmaları hedeflemektedir. Bu doğrultuda tıp disiplininin yanı sıra mühendislik disiplininin de katkısı ile disiplinler arası çalışmalar artmış ve hastalıkların kısa sürede teşhis ve tedavisi sağlanmıştır. Bu çalışmada hastaların polisomnografi kayıtları ve gerçek zamanlı olarak mikrofon ile alınan akciğer seslerinin analizleri yapılarak apne belirlenmeye çalışılmıştır. Çalışma sonucunda uykuda gelişen apnenin çok düşük hata oranı ile belirlenmesi hedeflenmiştir. Böylece, hekime tanı koymada yardımcı olabilecek yeni karar destek sistemleri oluşturulmaya çalışılmıştır.

Öncelikle beni bu günlere getiren ve desteklerini hayatımın her anında gönülden hissettiğim aileme, özellikle de babama teşekkürü bir borç bilirim. Tez çalışmam süresince bana her türlü zorlukta yardımcı olan ve beni akademik dünyada cesaretlendiren değerli tez danışmanım **Prof. Dr. Tamer ÖLMEZ**' e, hayatımın her aşamasında bilgi, tecrübe ve yardımları ile katkı sağlayan sevgili dayım **Haşim KEKLİK**' e ve tez çalışmam sürecinde desteğini esirgemeyen **Kemal GÖK**' e teşekkür ederim.

Kasım 2016

Bekir DOĞAN
Elektrik-Elektronik Mühendisi

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ ..... **vii**
İÇİNDEKİLER ..... **ix**
KISALTMALAR ..... **xi**
SEMBOLLER ..... **xiii**
ÇİZELGE LİSTESİ ..... **xv**
ŞEKİL LİSTESİ ..... **xvii**
ÖZET ..... **xix**
SUMMARY ..... **xxi**
1. GİRİŞ **1**
1.1 Çalışmanın Amacı ve Önemi 2
1.2 Çalışmanın İçeriği 3
1.3 Teknolojik Gelişmeler ve Yapılan Çalışmalar 4
2. SOLUNUM SESLERİ VE UYKU APNESİ **7**
2.1 Solunum Sistemi 7
2.2 Akciğerlerde Solunum Sesleri Oluşumu ve Dinlenmesi 9
2.3 Solunum Seslerinden Hastalıkların Belirlenmesi 13
2.4 Uyku ve Uyku Dönemleri 14
2.5 Uyku Apnesi, Uyku Apnesi Çeşitleri ve Solunum Parametreleri 18
2.5.1 Tıkayıcı uyku apnesi 19
2.5.2 Merkezi uyku apnesi 19
2.5.3 Birleşik uyku apnesi 20
2.6 Uyku Apnesinin Evde Tanısı İçin Önerilen Sistemler 21
2.6.1 Sleep Quest Device 21
2.6.2 Watch PAT (Peripheral Arterial Tone) 22
2.6.3 Apnea Link Plus 22
2.6.4 The Apnea Risk Evaluation System 23
3. SOLUNUM SESLERİ ANALİZİ **25**
3.1 Solunum Sesleri Verisinin Toplanması 25
3.1.1 Stetoskop 25
3.1.2 Göğüs Bantları 27
3.1.3 Sensörler 29
3.1.3.1 Piezoelektrik Sensörler 29
3.1.3.2 Elektret Mikrofon 29
3.1.3.3 Non-Contact Sensörler 31
3.2 Solunum Seslerinin Bilgisayar Ortamına Alınması 32
3.3 Solunum Sesleri için Ön İşleme Teknikleri 34
3.4 Solunum Seslerinden Apne Belirleme Yöntemleri 38
3.4.1 Parametrik Yöntem ile Apne Belirleme 38
3.4.2 Bant Spektral Özellik Yöntemi ile Apne Belirleme 42
3.5 Gerçek Zamanlı Solunum Sesleri Çalışmaları 47

4. BENZETİM SONUÇLARI VE TARTIŞMA 51
4.1 Veri Tabanları 51
4.1.1 St. Vincent' s Üniversitesi Hastanesi Veri tabanı 51
4.1.2 Beth İsrail Hastanesi Veri tabanı 53
4.1.3 Ankara Hastanesi Hasta Kaydı 54
4.1.4 Gerçek Zamanlı Alınan Solunum Sesleri 54
4.2 Veri Tabanları Kullanılarak Elde Edilen Sonuçlar 55
4.2.1 Parametrik Yöntem Kullanılarak Elde Edilen Sonuçlar 55
4.2.2 Bant Spektral Özellik Yöntemi Kullanılarak Elde Edilen Sonuçlar 63
4.3 Gerçek Zamanlı Solunum Sesleri ile Elde Edilen Sonuçlar 73
5. DEĞERLENDİRME VE SONUÇ 77
5.1 Test Sonuçlarının Değerlendirmesi 77
5.2 Sonuçlar ve Yorum 83
KAYNAKLAR 87
EKLER 93
ÖZGEÇMİŞ 95

KISALTMALAR

PSG : Polisomnografi
USA : Uyku Apnesi Sendromu
NREM : Hızlı Göz Hareketlerinin Olmadığı Uyku Evresi
EEG : Elektroensefalografi
EDF : Avrupa Data Formatı
EKG : Elektrokardiyografi
REM : Hızlı Göz Hareketlerinin olduğu Uyku Evresi
EOG : Elektrookülografi
EMG : Elektromiyografi
OSA : Tıkayıcı Uyku Apnesi
CSA : Merkezi Uyku Apnesi
MSA : Birleşik Uyku Apnesi
CPAP : Sürekli Pozitif Hava Yolu Basıncı
BPAP : İki Yönlü Pozitif Hava Yolu Basıncı
UPPP : Uvulopalatofaringoplasti
LAUP : Uvuloplasti
FDA : Amerika Gıda ve İlaç İdaresi
PAT : Periferik Arteriyel Tonometre
AHI : Apne Hipopne İndeksi
RDI : Solunum Bozukluk İndeksi
CSR : Cheyne-Stokes Solunumu
ARES : Apnea Risk Evaluation System
PZT : Kurşun Zirkonat Titanat
LPF : Alçak Geçiren Filtre
AR : AutoRegressive Model
EI : Enerji İndeksi
ZC : Sıfır Eksen Geçişi
FAR : Dominant Frekansı

STR : Dominant Frekans Kuvveti

SHHS : Sleep Heart Healt Study

RMS : Root Mean Square

FP : Yalancı Pozitiflik Oranı

FN : Yalancı Negatiflik Oranı

RAM : Rastgele Erişimli Bellek

SEMBOLLER

sn	: Saniye
Hz	: Hertz
uV	: Mikro Volt
pH	: Power of Hydrogen
SpO2	: Oksihemoglobin
dB	: Desibel
V	: Volt
mA	: Mili Amper
kΩ	: Kilo Ohm
fs	: Örnekleme Frekansı
kHz	: Kilo Hertz
dk	: Dakika
h	: Saat

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 2.1 : Solunum Tipleri ve Hastalıkları[11]..... **13**
Çizelge 2.1 (devam): Solunum Tipleri ve Hastalıkları[11]..... **14**
Çizelge 2.2 : Uyku Evreleri ve Özellikleri. **18**
Çizelge 3.1 : Çalışmada Kullanılan Elektret Mikrofonların Özellikleri. **32**
Çizelge 4.1 : Çalışmada Kullanılan Veri Tabanları. **51**
Çizelge 4.2 : St. Vincent's Üniversitesi Hastanesi Veri tabanı Hasta Bilgileri[33]. . **52**
Çizelge 4.3 : Beth İsrail Hastanesi Veri tabanı Hasta Bilgileri[34]..... **53**
Çizelge 4.4 : Ankara Hastanesi Hasta Bilgileri[35]..... **54**
Çizelge 4.5 : Gerçek Zamanlı Mikrofon ve Stetoskop ile Alınan Solunum Sesleri Veri tabanı. **54**
Çizelge 4.5 (devam): Gerçek Zamanlı Mikrofon ve Stetoskop ile Alınan Solunum Sesleri Veritabanı. **55**
Çizelge 4.6 : Parametrik Yöntemde 5 sn Hesaplama Aralıklı St. Vincent's Üniversitesi Hastanesi Veri tabanı Sonuçları. **58**
Çizelge 4.7 : Parametrik Yöntemde 1 sn Hesaplama Aralıklı St. Vincent's Üniversitesi Hastanesi Veri tabanı Sonuçları. **59**
Çizelge 4.8 : Parametrik Yöntemde 5 sn Hesaplama Aralıklı Ankara Hastanesi Hasta Kaydına Uygulanmasının Sonuçları. **60**
Çizelge 4.9 : Parametrik Yöntemde 1 sn Hesaplama Aralıklı Ankara Hastanesi Hasta Kaydına Uygulanmasının Sonuçları. **60**
Çizelge 4.10 : Parametrik Yöntemde 5 sn Hesaplama Aralıklı Beth İsrail Hastanesi Hasta Kaydına Uygulanmasının Sonuçları. **61**
Çizelge 4.11 : Parametrik Yöntemde 1 sn Hesaplama Aralıklı Beth İsrail Hastanesi Hasta Kaydına Uygulanmasının Sonuçları. **62**
Çizelge 4.12 : Bant Spektral Özellikleri Yönteminin İlk Katsayılar ve 5 sn Hesaplama Adım Aralıkları ile St. Vincent's Üniversitesi Hastanesi Veri tabanı Sonuçları. **64**
Çizelge 4.12 (devam): Bant Spektral Özellikleri Yönteminin İlk Katsayılar ve 5 sn Hesaplama Adım Aralıkları ile St. Vincent's Üniversitesi Hastanesi Veri tabanı Sonuçları. **65**
Çizelge 4.13 : Bant Spektral Özellikleri Yönteminin İlk Katsayılar ve 1 sn Hesaplama Adım Aralıkları ile St. Vincent's Üniversitesi Hastanesi Veri Tabanı Sonuçları. **66**
Çizelge 4.14 : Bant Spektral Özellikleri Yönteminin Yeni Katsayılar ve 1 sn Hesaplama Adım Aralıkları ile St. Vincent' s Üniversitesi Hastanesi Veri tabanı Sonuçları. **67**
Çizelge 4.14 (devam): Bant Spektral Özellikleri Yönteminin Yeni Katsayılar ve 1 sn Hesaplama Adım Aralıkları ile St. Vincent' s Üniversitesi Hastanesi Veri tabanı Sonuçları. **68**

Çizelge 4.15 : Bant Spektral Özellikleri Yönteminin İlk Katsayılar ve 5 sn Hesaplama Adım Aralıkları ile Beth İsrail Hastanesi Veri tabanı Sonuçları. **69**
Çizelge 4.16 : Bant Spektral Özellikleri Yönteminin İlk Katsayılar ve 1 sn Hesaplama Adım Aralıkları ile Beth İsrail Hastanesi Veri tabanı Sonuçları. **70**
Çizelge 4.17 : Bant Spektral Özellikleri Yönteminin Yeni Katsayılar ve 1 sn Hesaplama Adım Aralıkları ile Beth İsrail Hastanesi Veri tabanı Sonuçları. **71**
Çizelge 4.18 : Bant Spektral Özellikleri Yönteminin İlk Katsayılar ve 5 sn Hesaplama Adım Aralıkları ile Ankara Hastanesi Hasta Kaydı Sonuçları. **72**
Çizelge 4.19 : Bant Spektral Özellikleri Yönteminin İlk Katsayılar ve 1 sn Hesaplama Adım Aralıkları ile Ankara Hastanesi Hasta Kaydı Sonuçları. **72**
Çizelge 4.20 : Bant Spektral Özellikleri Yönteminin Yeni Katsayılar ve 1 sn Hesaplama Adım Aralıkları ile Ankara Hastanesi Hasta Kaydını Sonuçları. **73**
Çizelge 4.21 : Bant Spektral Özellikleri Yönteminin Yeni Katsayılar ile Gerçek Zamanlı Alınan Solunum Seslerine Uygulanmasının Sonuçları. **74**
Çizelge 4.21 (devam): Bant Spektral Bant Spektral Özellikleri Yönteminin Yeni Katsayılar ile Gerçek Zamanlı Alınan Solunum Seslerine Uygulanmasının Sonuçları. **75**
Çizelge 5.1 : Parametrik Yöntem 5 sn Hesaplama Aralıklı Uyku Apnesi Tespit Edilmesinin Veri tabanları Ortalama Sonuçları. **80**
Çizelge 5.2 : Parametrik Yöntem 1 sn Hesaplama Aralıklı Uyku Apnesi Tespit Edilmesinin Veri tabanları Ortalama Sonuçları. **80**
Çizelge 5.3 : Bant Spektral Özellikleri Yöntemi 5 sn Hesaplama Aralıklı Uyku Apnesi Tespit Edilmesinin Veri tabanları Ortalama Sonuçları. **81**
Çizelge 5.4 : Bant Spektral Özellikleri Yöntemi 1 sn Hesaplama Aralıklı Uyku Apnesi Tespit Edilmesinin Veri tabanları Ortalama Sonuçları. **82**
Çizelge 5.5 : Bant Spektral Özellikleri Yöntemi 1 sn Hesaplama Aralıklı ve Yeni Katsayılar ile Uyku Apnesi Tespit Edilmesinin Veri tabanları Ortalama Sonuçları. **82**
Çizelge 5.6 : Bant Spektral Özellikleri Yönteminin Gerçek Zamanlı Alınan Solunum Seslerine Uygulanmasının Ortalama Sonuçları. **83**

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1 : Solunum Sistemi[5]. **7**
Şekil 2.2 : Nefes Alma Sırasında Akciğerlerin ve Diyaframın Durumu[6]. **8**
Şekil 2.3 : Nefes Verme Sırasında Akciğerlerin ve Diyaframın Durumu[6]. **9**
Şekil 2.4 : Solunum Sesi Diyagramı[7]. **10**
Şekil 2.5 : Solunum Sesleri[8]. **10**
Şekil 2.6 : Solunum Sesi Dinleme Odakları[9]. **12**
Şekil 2.7 : Uykuda NREM-1 Dönemi PSG Kayıtları[12]. **15**
Şekil 2.8 : Uykuda NREM-2 Dönemi PSG Kayıtları[12]. **16**
Şekil 2.9 : Uykuda NREM-3 Dönemi PSG Kayıtları[12]. **16**
Şekil 2.10 : Uykuda NREM-4 Dönemi PSG Kayıtları[12]. **17**
Şekil 2.11 : Uykuda REM Dönemi PSG Kayıtları[12]..... **17**
Şekil 2.12 : OSA Durumunda PSG Kayıtları[12]..... **19**
Şekil 2.13 : CSA Durumunda PSG kayıtları[12]..... **20**
Şekil 2.14 : MSA Durumunda PSG Kayıtları[12]. **20**
Şekil 2.15 : Sleep Quest Device Kullanımı[14]..... **21**
Şekil 2.16 : WatchPAT Cihazı Kullanımı[15]..... **22**
Şekil 2.17 : Apnea Link Cihazı Kullanımı[16]..... **23**
Şekil 2.18 : ARES Cihazı Kullanımı[17]. **23**
Şekil 3.1 : Tek Taraflı Mekanik Stetoskop[18]. **26**
Şekil 3.2 : Çift Taraflı Mekanik Stetoskop[18]. **26**
Şekil 3.3 : Elektronik Stetoskop[18]..... **27**
Şekil 3.4 : Elektronik Stetoskop Şeması[19]. **27**
Şekil 3.5 : Göğüs Bantı[20]. **28**
Şekil 3.6 : Tekli ve Çiftli Göğüs Bandı Bağlama Şekilleri[20]..... **28**
Şekil 3.7 : Piezoelektrik Sensör[21]. **29**
Şekil 3.8 : Elektret Mikrofon[[22]. **30**
Şekil 3.9 : Elektret Mikrofon İç Yapısı ve Kuvvetlendiricisi[22]. **30**
Şekil 3.10 : Örnek Bir Non-Contact Sensör[23]..... **31**
Şekil 3.11 : Non-Contact Sensörlerin Kullanımı[24]. **31**
Şekil 3.12 : Çalışmada Kullanılan Beş Farklı Elektret Mikrofon..... **33**
Şekil 3.13 : Çalışmada Kullanılan İki Farklı Stetoskop. **33**
Şekil 3.14 : Mikrofonlarda Gürültünün Engellenmesi Çalışmaları. **33**
Şekil 3.15 : Stetoskop ile Mikrofon Bağlantısı..... **34**
Şekil 3.16 : Mikrofon ile Bilgisayar Arasındaki Bağlantı Yapısı..... **34**
Şekil 3.17 : Pembe Gürültü (a), Kahverengi Gürültü (b) [25]..... **35**
Şekil 3.18 : Eliptik Alçak Geçiren Filtre Cevabı[26]. **36**
Şekil 3.19 : Filtre Çeşitlerinin Keskinlik Oranlarının Karşılaştırılması[26]..... **37**
Şekil 3.20 : Filtre Tiplerinin Gecikme Zamanlarının Karşılaştırılması[26]. **37**
Şekil 3.21 : Solunum Sinyali Durumları[27]..... **38**

Şekil 3.22 : 20 Hz' de Örneklenmiş Solunum Sinyaline 0,7 Hz Kesim Frekanslı Eliptik LPF uygulanması. **39**
Şekil 3.23 : Örnek Bir Solunum Sinyalinin Pozitif Zarf, Negatif Zarf ve Ortalama Eğrileri. **39**
Şekil 3.24 : Örnek Bir Solunum Sinyalinin Normalize Edilmesi. **40**
Şekil 3.25 : Bant Spektral Özellikleri ile Apne Belirleme Algoritması[30]. **43**
Şekil 3.26 : Örnek Bir Solunum Sinyalinin Zarf Değişim Grafiği. **44**
Şekil 3.27 : Çalışmada Kullanılan Örnek Bir hasta Solunum Sinyali[30]..... **46**
Şekil 3.28 : Örnek Hasta Ayrıntılı Solunum Sinyali ve Apne Grafiği[30]. **47**
Şekil 3.29 : Elektret Mikrofon ile Alınan Solunum Sinyali. **47**
Şekil 3.30 : Elektret Mikrofonu ile 8 kHz Örnekleme Frekansı ile Alınan Solunum Sinyalinin 10 Hz ile Yeniden Örneklenmesi. **48**
Şekil 3.31 : Elektret Mikrofon ile Alınan Solunum Sinyalinin RMS-Envelop Grafiği. **49**
Şekil 3.32 : RMS-Envelop Grafiğinin 10 Hz ile Yeniden Örneklenmesi. **49**
Şekil 4.1 : Ankara Hastanesi Hasta Kaydının Örnek Yalancı Negatiflik (FN) Grafiği. **56**
Şekil 4.2 : Ankara Hastanesi Hasta Kaydının Örnek Yalancı Pozitiflik (FP) Grafiği. **56**
Şekil 4.3 : Parametrik Yöntem ile St. Vincent' s Hastanesi Veri Tabanı Örnek Bir Hasta Apne Grafiği. **57**
Şekil 4.4 : Örnek Bir Hastanın 5 sn ve 1 sn Hesaplama Aralıklı Apnenin Başlangıç ve Bitiş Noktalarının Detaylı Grafiği. **63**
Şekil 4.5 : Bant Spektral Özellikleri ile St. Vincent' s Üniversitesi Hastanesi Örnek Bir Hasta Apne Grafiği. **64**
Şekil 4.6 : Bant Spektral Özellikleri ile Beth İsrail Hastanesi Örnek Bir Hasta Apne Grafiği. **68**
Şekil 4.7 : Bant Spektral Özellikleri Yönteminin Ankara Hastanesi Hasta Kaydına Uygulanması Örnek Bir Hasta Grafiği. **72**
Şekil 4.8 : Bant Spektral Özellikleri ile Apne Belirleme Yönteminin Gerçek Zamanlı Mikrofon ile Alınan Örnek Bir Solunum Sinyaline Uygulanması Grafiği. **74**
Şekil 5.1 : Hipopne Durumunun Apne Olarak Algılanması. **78**
Şekil 5.2 : Kısa Süreli Solunum Kesintisinin Apne Olarak Algılanması. **78**
Şekil A.1 : Apne Belirleme Çalışması Ara Yüzü. **94**

SOLUNUM SESLERİ YARDIMIYLA UYKU APNESİNİN TESPİT EDİLMESİ

ÖZET

Sağlık hizmetlerinde meydana gelen teknolojik gelişmeler insanların daha iyi tedavi alarak yaşam kalitesini artırmayı amaçlamakta ve gelecek için sağlıklı toplumların oluşmasını destekleyici çalışmaları hedeflemektedir. Bu doğrultuda tıp disiplininin yanı sıra mühendislik disiplininin de katkısı ile disiplinler arası çalışmalar artmış ve hastalıkların kısa sürede teşhis ve tedavisi sağlanmıştır.

Sağlık alanında yapılan önemli çalışma alanlarından biri de uyku ve uyku apnesi alanlarında yapılan çalışmalardır. Uyku Apnesi, solunumun en az 10 sn boyunca durması olarak nitelendirilmektedir. Hastalığın teşhisi uzman hekimler tarafından, uyku laboratuvarlarında yapılan testler sonucunda belirlenmektedir. Maliyet olarak yüksek olması, yeterli miktarda uyku laboratuvarı bulunmaması nedeni ile sürecin uzun sürmesi ve kullanım zorluğu nedenleri ile alanında bilgili hemşire ve teknik personelin eksikliği hastalığın hızlı teşhisine yardımcı olmada sınırlamalara neden olmaktadır. Bunun yanı sıra hekimlere değerlendirmelerinde yardımcı olabilecek çeşitli uyku skorlama yazılımları da ticari olarak halen geliştirilmektedir. Ancak bu gelişimlere rağmen orta yaş grubundaki nüfusunun %9 - %24 kadarında uyku apnesi tahmin edilmektedir.

Uyku apnesi yaygın olarak yetişkin erkeklerde, menopoz sonrası kadınlarda ve prematüre bebeklerde gözlemlenmekte ve hastalarda hipertansiyon, kalp yetmezliği, kalp krizi ve felç gibi daha birçok hastalığa sebep olmaktadır. Dünya nüfusunun %1-5’ inin uyku bozukluğu problemi yaşadığı tahmin edilmekte ve Türkiye’ de ise yaklaşık 1,5 milyon insanın uyku bozukluğu yaşadığı bilinmektedir. Bu kapsamda yapılan literatür çalışmaları sonucunda araştırmacıların bu konuda oldukça fazla çalışma yaptığını ve çalışmaların apnenin oluşma anı ve süresinin belirlenmesine yönelik olduğunu söylemek mümkündür.

Bu çalışmada apne teşhisi konulmuş hastaların polisomnografi (PSG) kayıtları ve gerçek zamanlı olarak mikrofon ile alınan akciğer seslerinin analizleri yapılarak apne belirlenmeye çalışılmıştır. Çalışma sonucunda uykuda gelişen apnenin çok düşük hata oranı ile belirlenmesi hedeflenmiştir. Böylece, hekime tanı koymada yardımcı olabilecek yeni karar destek sistemleri oluşturulmaya çalışılmıştır.

Çalışmanın ilk aşamasında apne belirlenmesine yönelik detaylı makaleler incelenmiş ve bu makaleler MATLAB yazılım ve simülasyon geliştirme ortamında test edilmiştir. Bu aşamada çevrimdışı hazır veri tabanları kullanılmış ve yöntemlerin başarım oranları incelenmiştir. Yöntem belirleme çalışmalarının ardından akciğer seslerinin gerçek zamanlı olarak mikrofon ile bilgisayar ortamına alınması ile ilgili çalışmalara başlanmıştır. Mikrofon ve stetoskop yardımıyla bilgisayar ortamına alınan akciğer sinyallerinin gürültü bileşenlerinin giderilmesi için alçak geçiren filtre ve yeniden örnekleme yöntemleri uygulanmıştır. Filtrelenen akciğer sinyallerine apne belirleme algoritmaları uyarlanarak apne karar parametreleri çıkarılmıştır. Son olarak elde edilen bu parametreler ile gerçek zamanlı uyku apnesi tespit edilmeye çalışılmıştır. Elde edilen sonuçlar incelenmiş ve çalışmanın başarımı değerlendirilmiştir.

SLEEP APNEA DETECTİON WITH RESPIRATORY SIGNAL

SUMMARY

Technological developments in health services aim to increase the quality of life of people by receiving better treatment and target the studies which support to form a healthy society for future. Accordingly, as well as medicine discipline, by contributing to the engineering discipline, multidisciplinary studies are increased and this provided the diseases to be diagnosed and treated in a short time.

One of the important researches in healthcare is studies in sleep and sleep apnea. Effects of sleep on people have been investigated for years and sleep is defined through behavioral and physiological indicatives. After the studies on sleep disorders started, there has been very important progress on diagnosing the sudden deaths and diseases that were not known why do they occur before the studies. It is determined that especially an important proportion of sudden deaths of the babies and old people are caused by sleep disorders. Besides, the situations like doziness during day, tiredness, snoring, low performance of children in school age are predicted to be related to the sleep disorders either directly or indirectly. Furthermore, these disorders may cause work accidents which may bring deadly outcomes. It is predicted that 1-5 % of the world is suffering from sleep disorders; and in Turkey it is known that 1,5 million people have sleep disorder.

The most important disorders bringing deadly outcomes are respiration disorders. Thus, to have a regular respiration during sleep is of vital importance. One of the most important respiration disorders during sleep is sleep apnea. Sleep apnea defined as stopping of respiration at least 10 seconds during sleep. Sleep apnea patients have low quality of sleep as they wake up too much during their sleep because of respiration problems.

The sleep apnea disorder is diagnosed by specialist physicians, after the tests performed in the laboratory. Because of the high cost, long process as there are not

enough sleep laboratories and lack of wise nurses and technical stuff in the field due to difficulty of use; there is a restriction on quick diagnosis of the disorder. In addition to this, commercial development of several sleep scoring software is still continuing to help physicians on their evaluations. However, despite these developments, although 9-24 % of middle age population are predicted to have sleep apnea.

Sleep apnea commonly observed in adult males, woman after climacteric and premature infants and cause various disorders like hypertension, cardiac insufficiency, heart attack and apoplexy in patients.

Most of the studies on sleep apnea are directed to determine the occurrence moment and duration of the sleep apnea and to classify the sleep apnea. In this study it is aimed to present a more successful method on the basis of existing methods and to identify the apnea occurring during sleep.

In this study the apnea is tried to be determined by the polysomnography (PSG) records of the patients which are diagnosed with sleep apnea and by the analysis of real-time lung noise. It is aimed to determine the apnea occurred during sleep with a very low error ratio. Thus, new decision supports systems to help the practitioner on diagnosis is tried to be formed.

In the first stage of the study, the detailed articles on apnea identification are analyzed and these articles are tested on MATLAB software and simulation development environment. In this stage the offline built-in databases are identified and success of the methods are examined. The PSG databases used in this study are composed of real patient records which is the most important advantage of the study. Records are saved to the computer in European Data format (EDF). These records, recorded with EDF format, are separated one by one and analyzed in MATLAB program.

In the second stage studies, it is dwelt on the apnea determining method by band spectrum characteristics method to determine apnea from real time respiration signals. Following method determining studies, the studies on real time computerizing of lung noises are started. After the researches performed in this context and sensor investigation, respiration signals are decided to be computerized

by the method of microphone and stethoscope which has proper costs and high performance.

To take the respiration signals sensitively with microphone and stethoscope, some studies are done on microphone and stethoscope. In this context five different microphone and two different stethoscope models are tested. During receiving the respiration noise from the patient, precision (enough signal level), repeatability (taking proper data regardless of time and environment) and patient safety are among the most important criteria and attention should be paid on these.

To eliminate the noise components of respiration signals computerized by the help of microphone and stethoscope, low pass filter and resampling methods are used. In addition to this, special attention is paid for proper computerizing of the respiration signals in a noiseless environment. In the process of filtering the respiration signals, the filters are checked up in detail and the most extensively used type in biomedical applications, elliptical filter is used.

By applying apnea determining algorithm to the filtered respiration signals, apnea decision parameters are tried to be constructed. As apnea decision parameters, energy, frequency, instantaneous change, tendency at low frequencies of respiration signals and apnea duration are presented. Apnea decision parameters that obtained from respiration signal are carried out on all the built in databases and it is tried to obtain the optimal coefficients. Finally, real time sleep apnea tried to be determined with these obtained parameters.

Among the apnea types, three of them, Obstructive Sleep Apnea, Central Sleep Apnea and Mix Sleep Apnea are tried to be determined but the classification of determined apnea type is not taken into the context of the study.

By this objective method PSG records can be investigated comfortably and properly without needing a special equipment. In this way the practitioner will gain time on diagnosis and it will be possible to save spent workforce.

1. GİRİŞ

Günlük yaşamımızda uyku, hayatın bir süreliğine kesintiye uğrandığı zaman olarak nitelendirilmesine karşın zihinsel ve fiziksel sağlığın yenilendiği yaşamın üçte birini oluşturan aktif bir süreçtir. Uykunun insan fizyolojisine etkisi yıllar boyunca çalışma konusu olmuş ve yirminci yüzyılda yapılan çalışmalar ile uyku, davranışsal ve fizyolojik belirleyiciler üzerinden tanımlanmıştır.

Uyku hastalıklarının araştırılmaya başlanması ile önceleri nedeni bilinemeyen ani ölümlerin ve hastalıkların teşhis edilmesinde büyük gelişmeler kaydedilmiştir. Özellikle bebek ve yaşlılarda uykuda görülen ve nedeni bilinmeyen ani ölüm vakalarının önemli bir bölümünün uyku hastalıkları kaynaklı olduğu görülmüştür. Bunun yanı sıra gündüz uykululuk hali, yorgunluk, horlama, okul çağındaki çocukların düşük performansları gibi durumlar, uyku hastalıkları ile doğrudan veya dolaylı olarak ilgili olduğu tahmin edilmektedir. Ayrıca bu hastalıklar mesleki kazalara veya trafik kazalarına sebep olabilmektedir. Dünya nüfusunun %1-5' inin uyku bozukluğu problemi yaşadığı tahmin edilmekte ve Türkiye' de ise yaklaşık 1,5 milyon insanın uyku bozukluğu yaşadığı bilinmektedir[1].

Uykuda ölümcül sonuçlar doğuran hastalıkların başında solunum kaynaklı rahatsızlıklar gelmektedir. Bu nedenle uyku sırasında solunumun düzenli ve kesintisiz olması, insan sağlığı açısından son derece hayati önem taşımaktadır. Vücudun iç dengesinin sağlanmasında önemli rol oynayan akciğerler, oksijenin alınması ve karbondioksitin atılmasından sorumlu organdır. Akciğerler bu görevini beyin kökünde bulunan solunum merkezi nöronlarının uyarılması ile gerekli frekans ve genlikte solunum hareketi sağlayarak gerçekleştirmektedir. Solunum olayında ilk olarak solunum merkezlerinden gelen sinyal ile nefes almayı sağlayan kaslar kasılmakta ve akciğerler hava ile dolmaya başlamaktadır. Akciğerlerdeki hava belirli bir seviyeye ulaşınca nefes alma işlemi son bulmakta ve hemen ardından nefes verme işlemi başlamaktadır. Nefes alma ve nefes verme şeklindeki solunum döngüsü sayesinde, kandaki karbondioksit ve oksijen miktarları kontrol altında tutulmaktadır [1].

Uykuda solunum hastalıklarının en önemlilerinden biri uyku apnesidir. Uyku Apnesi, solunumun en az 10 sn boyunca solunum sinyalinin maksimum sinyal genliğinin %20 seviyesinin altına inmesi durumu olarak tanımlanmaktadır[2]. Apneler sıklıkla ve uzun süreli gerçekleşiyor ise bu duruma "Uyku Apnesi Sendromu (USA)" denilir. Bu hastalar gece uyku sırasında nefes durması sebebi ile sık sık uyanmakta ve hastaların uyku kalitesi bozulmaktadır. Bundan dolayı hastalar günün çoğunda uykulu ve yüksek derecede arteriyer karbondioksit ve pulmoner arter basıncına sahip olmaktadırlar. Ayrıca apnelerin varlığından dolayı hastaların hipertansiyon, kalp yetmezliği, kalp krizi ve felç gibi başka hastalıklara da yakalanma oranı yüksektir[2].

Uyku apnesi daha çok yetişkin erkeklerde, menopoz sonrası kadınlarda ve prematüre bebeklerde gözlemlenmektedir. Bununla birlikte obez, üst solunum yolları dar olan ve horlayan bireylerde apnelerin rastlanma sıklığı fazladır. Apneler uykunun her iki döneminde görülmekle beraber daha çok Hızlı Göz Hareketlerinin olmadığı (NREM) evrelerde ortaya çıkmaktadır[2].

Uyku apnesi hastalığının yaygınlaşması ve hastaların yaşam kalitelerinin düşmesi tedavi yöntemlerine olan gereksinimi artırmıştır. Bu da hastalık ile ilgili süreçlerin daha hassas bir şekilde incelenmesi ve değerlendirilmesi ihtiyaçlarını doğurmuştur.

Bu tez çalışmasında, öncelikle solunum sesleri ve uyku apnesi konusu Bölüm 2' de, anlatılmıştır. Solunum seslerinin analizi Bölüm 3' te ve benzetim sonuçlarından Bölüm 4' te bahsedilmiştir. Tez sonuçlarının değerlendirmeleri Bölüm 5' te yer almaktadır.

1.1 Çalışmanın Amacı ve Önemi

Uyku apnesi hastaları uyku sırasında solunum sıkıntıları nedeniyle çok fazla uyandıkları için uyku kaliteleri düşüktür. En çok görülen belirtiler; aşırı yorgunluk, uykululuk hali, kalp problemleri ve hipertansiyondur. Hastalığın ileri derecelerinde ölüm vakaları ile de karşılaşılabilmektedir. Uyku şikayetinde bulunan hastalar hastanelere başvurmakta ve hekimler tarafından yapılan çeşitli testler ile uyku apnesi teşhis edilmeye çalışılmaktadır[3].

Uyku apnesi tanısında en çok kullanılan yöntem, gece boyunca kontrollü ortamda yapılan Polisomnografi (PSG) kayıtlarının incelenmesidir. Bu ölçümde solunumun sinyallerinin yanı sıra Elektroensefalografi (EEG) sinyallerinde düzensizlik ve

kandaki oksijen yoğunluğunun düşmesi gibi belirli değişimler de incelenerek karar verilmektedir. Maliyet olarak yüksek olması, yeterli miktarda uyku laboratuvarı bulunmaması nedeni ile sürecin uzun sürmesi ve kullanım zorluğu nedeni ile alanında bilgili hemşire ve teknik personelin eksikliği hastalığın hızlı teşhisine yardımcı olmada sınırlamalara neden olmaktadır. Ayrıca PSG sonuçları sadece uzman hekimler tarafından incelenmekte ve bu nedenle hekimin bilgi ve görüşüde hastalığın belirlenmesinde önemli bir faktör oluşturmaktadır. Bunun yanı sıra hekimlere değerlendirmelerinde yardımcı olabilecek çeşitli uyku skorlama yazılımları da ticari olarak halen geliştirilmektedir. Ancak bu gelişimlere rağmen orta yaş grubundaki nüfusunun %9 - %24 kadarında tıkayıcı uyku apnesi tahmin edilmektedir[3].

Uyku apnesi konusunda yapılan çalışmalarda diğer bir eksiklik de disiplinler arası çalışmanın azlığıdır. Bu çalışmada ise gerek mühendislik disiplininin gerek de tıp disiplininin ortak katkısı sağlanmıştır. Biyolojik sinyallerin işlenmesi konusundaki mühendislik disiplini ile hasta kayıtları ve teşhisi konusundaki tıp disiplininin ortak çalışması gerçekleştirilmiştir.

Uyku apnesi ile ilgili yapılan çalışmaların büyük çoğunluğu sadece uyku apnesinin oluşma anını ve süresini belirlemeye yönelik veya uyku apnesinin sınıflandırılmasına yönelik çalışmalardan oluşmaktadır[1]. Bu çalışmada ise mevcut olan yöntemlerden yola çıkarak daha başarılı ortak bir yöntem ortaya koyulması, uyku sırasında oluşan apnelerin belirlenmesi ve bu sayede tanı koymada hekime yardımcı olacak yeni bir karar destek sistemi oluşturulması amaçlanmıştır. Bu yöntem ile PSG kayıtları özel bir donanıma ihtiyaç duyulmaksızın rahat ve sağlıklı bir şekilde incelenebilecektir. Böylece hastalığın tanısında hekime zaman kazandırılabilecek ve harcanan iş gücünden tasarruf edilmesi mümkün olabilecektir. Bunun yanı sıra solunum sesleri gerçek zamanlı olarak da hastadan alınıp apne tespit çalışması gerçekleştirilecektir.

1.2 Çalışmanın İçeriği

Bu çalışmada kullanılan PSG kayıtları gerçek hasta kayıtlarından oluşmakta ve bu da çalışmanın en önemli avantajını oluşturmaktadır. Literatürde bu konuda yapılan çalışmalarda görülen en büyük problem gerçek hasta verileri ile çalışma yapmak yerine filtrelenmiş veriler ile yapılan çalışmalardır. Bu çalışmada gerçek hastalardan alınan aşağıdaki kayıtlar kullanılmıştır:

- Dublin St. Vincent's Üniversitesinin 24 hastalık oluşturduğu uyku laboratuvarı kayıtları
- Beth Israil Hastanesi 18 hastalık uyku laboratuvar kayıtları
- Ankara Hastanesi uyku laboratuvarından alınan hasta Polisomnografi kaydı.
- Gerçek Zamanlı Mikrofon-Stetoskop ile kaydedilen 20 hastalık solunum sesi kaydı

Alınan kayıtlar Avrupa Data Formatı (EDF) formatıyla bilgisayara kaydedilmiştir. EDF formatıyla kaydedilen bu kayıtlar tek tek ayrıştırılarak MATLAB programında analiz edilmiştir.

Çalışmanın ilk aşamasında alınan sinyallerin işlenebilmesi için çeşitli filtreleme işlemleri yapılmıştır. Ardından sinyaller analiz edilerek, her bir sinyalden uyku apnesinin belirlenmesini sağlayacak sinyal parametreleri türetilmiştir.

Çalışmanın ikinci aşamasında uyku apnesinin tespit edilebilmesi için bir algoritma oluşturulmuştur. Bu algoritmada çalışmanın ilk aşamasında elde edilen parametreler kullanılarak PSG kayıtlarına ve gerçek zamanlı alınan solunum seslerine uygulanmıştır. Sonuçlar karşılaştırılarak algoritmanın performans değerlendirmesi yapılmıştır.

1.3 Teknolojik Gelişmeler ve Yapılan Çalışmalar

Günümüzdeki uyku hastalıklarının bazıları; uykusuzluk (insomnia), aşırı uyku hali, uykuda solunum bozuklukları, periyodik bacak hareketleri ve parasomniadır (uykuda normal dışı durumlar: uyur gezer, havale, diş gıcırdatma vs.). Uyku sırasında hastaların fizyolojik sinyallerinin kaydedilmesi ve gözlemlenmesi ile bu sinyallerin analiz edilerek çeşitli istatistiklerin çıkarılması, bu tip hastaların tanı ve tedavi süreçlerinin en önemli parçalarından biridir[2].

Teknolojinin hızla geliştiği günümüzde ileri görüntüleme ve analiz sistemleri, ölçme ve algılama sistemlerindeki ilerlemeler, her alanda olduğu gibi uyku araştırmaları alanın dada gelişime sebep olmuştur. Bu ilerlemeler sayesinde hastalıkların teşhisi kısa sürmekte ve hastalığın tedavisindeki başarım oranını artırmaktadır.

Uyku apnesi ile ilgili yapılan mühendislik çalışmalarının temelinde hasta kayıtlarının bozulmadan anlamlı bir şekilde elde edilmesi bulunmaktadır. Hastalara ait çeşitli sinyaller çok kanallı veri toplama sistemleri olan PSG cihazları ile hastanın uykusu

sırasında eşzamanlı olarak kaydedilmektedir. Alınan kayıtlar çeşitli yöntemlerle incelenmekte ve hastalıkların teşhisi ve sınıflandırılması sağlanmaktadır. Son yıllarda sinyal işleme tabanlı çalışmaların artması da uyku apnesi hastalığının belirlenmesinde oldukça fazla katkıda bulunmuştur.

Son yıllarda uyku apnesi ile ilgili yapılan çalışmalar genel olarak aşağıdaki şekilde sıralanabilir:

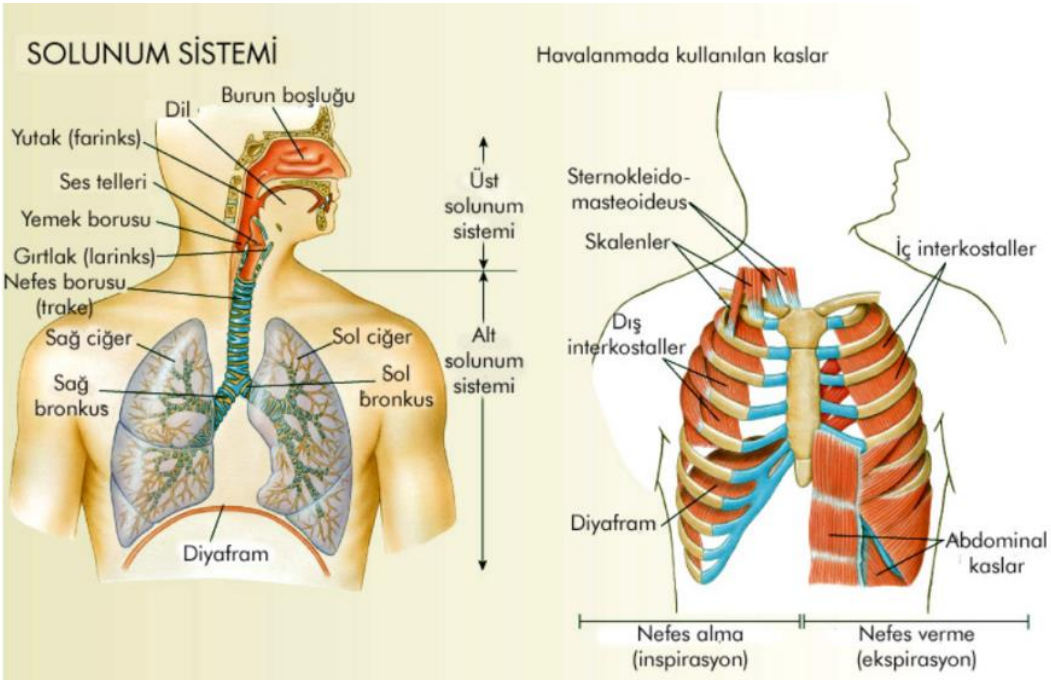
- PSG kayıtlarının incelenmesi ile Tıkayıcı Uyku Apnesi çalışmaları
- PSG kayıtları ile gerçek zamanlı apne tespit çalışmaları
- Elektrokardiyografi (EKG) kayıtlarının incelenmesi ile uyku apnesi çalışmaları
- Kandaki Oksijen yoğunluğunun incelenmesi ile uyku apnesi çalışmaları
- Termal görüntüleme yöntemleri ile solunum takibi çalışmaları
- Giyilebilir yapıda tasarlanan solunum takibi çalışmaları
- Solunum takibi ile ev ortamında apne tespit çalışmaları

2. SOLUNUM SESLERİ VE UYKU APNESİ

2.1 Solunum Sistemi

Solunum canlı varlığın hayatını sürdürebilmesi için iç ortam ve dış ortam arasında yapmış olduğu bir gaz alış-verişidir. Bu döngüde temel olan, organizmanın iç dengesini sürdürmesini sağlamaktır. Solunum fizyolojik bir olaydır ve yaşam için oksijen sağlar. Dış ortamdan alınan hava içindeki oksijen ile organizma içindeki karbondioksitin karşılıklı olarak yer değiştirmesi solunum (respiration) olarak tanımlanır[4].

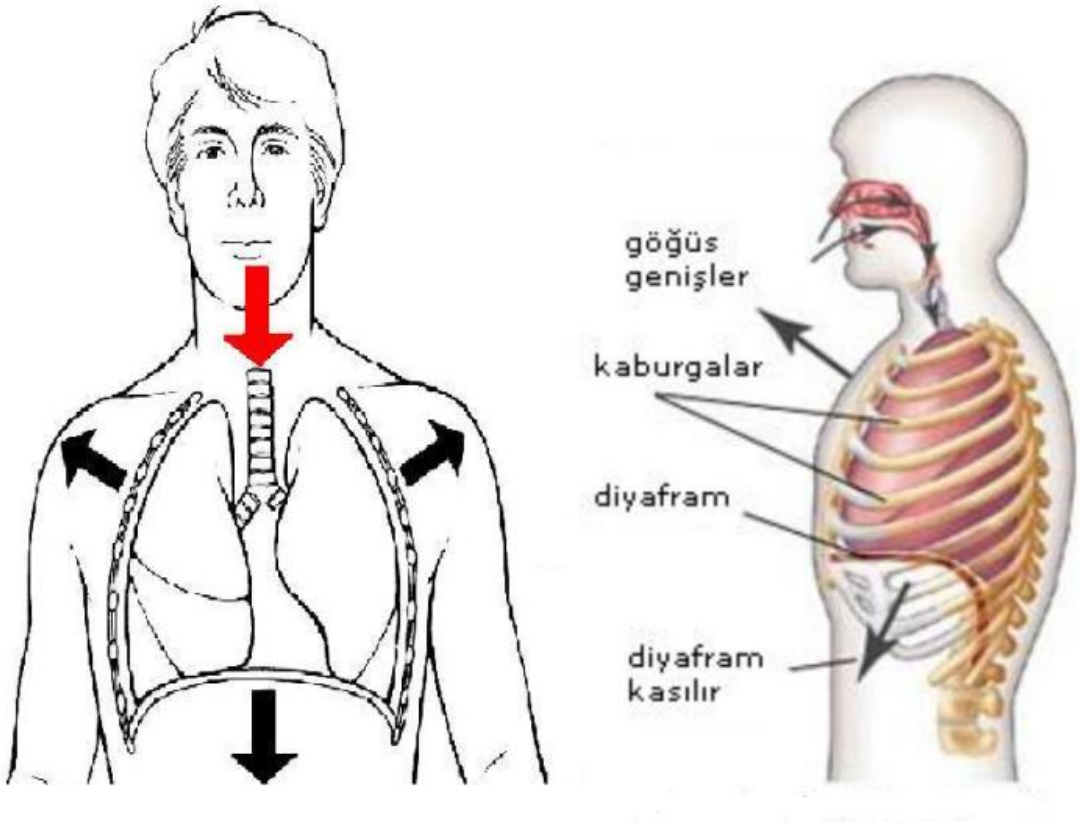
Solunum sistemi, solunum yolları ve akciğerler olmak üzere iki bölüme ayrılarak incelenmektedir. Solunum yolları; dış ortamdan alınan oksijenin akciğerlere gelmesini ve kandan akciğerlere geçen karbondioksitli havanın dış ortama atılmasını sağlar. Solunum yolları burun (nasus), yutak (pharynx), gırtlak (larynx), soluk borusu (trachea) ve bronşlar (bronchus) dan oluşur. Akciğerler (pulmones) ise oksijen ve karbondioksit değişiminin olduğu solunum organıdır[4]. Solunum sistemi Şekil 2.1' de verilmiştir.



Şekil 2.1 : Solunum Sistemi[5].

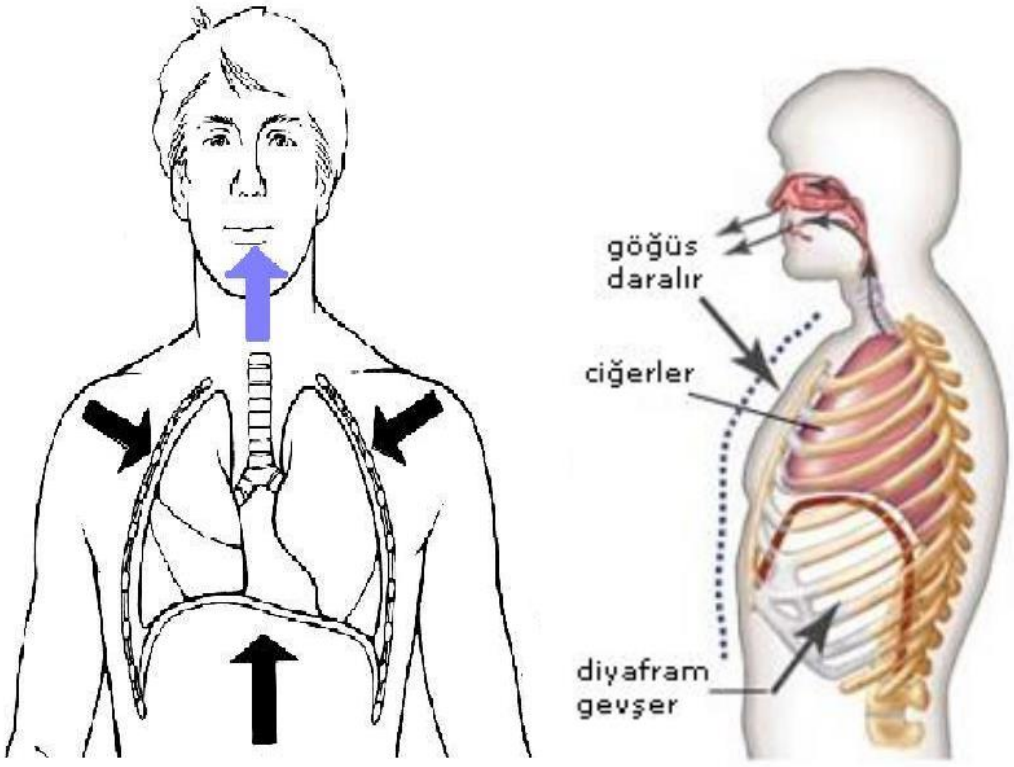
Solunum sırasında akciğerlerde nefes alma (inspirasyon) ve nefes verme (ekspirasyon) oluşmaktadır.

Göğüs kafesi ve akciğerlerin genişlemesi ile akciğerlere hava dolması olayına nefes alma (Inspirasyon) denir. Nefes alma aktif bir olaydır ve vücuttaki bazı kasların kasılması ile gerçekleştirilir. Nefes almanın en önemli kası diyaframdır. Diyaframın kasılması ile göğüs kafesi genişler ve akciğerler göğüs duvarına doğru çekilirler. Bu sırada plevra boşluğundaki negatif basınç daha da negatif değere düşer. Düşen basınç ile dışardaki serbest hava akciğerlere doğru çekilir. Şekil 2.2' de nefes alma sırasında akciğerlerin ve diyaframın durumu verilmiştir[4].



Şekil 2.2 : Nefes Alma Sırasında Akciğerlerin ve Diyaframın Durumu[6].

Göğüs kafesi ve akciğerlerin daralması ile akciğerlerden hava boşalması olayına nefes verme (Ekspirasyon) denir. Normal nefes alma işleminden hemen ardından gerçekleşen nefes verme olayı pasif bir olaydır. Diyafram kasları normal hali olan yukarı doğru hareket etmeye başlar ve bunun sonucu olarak akciğerlerdeki hava basıncı artmaya başlar. Artan akciğer basıncı normal hava basıncını geçer ve akciğerlerde bulunan hava dışarı doğru itilir[4]. Şekil 2.3' te nefes verme sırasında akciğerin ve diyaframın durumu verilmiştir.



Şekil 2.3 : Nefes Verme Sırasında Akciğerlerin ve Diyaframın Durumu[6].

2.2 Akciğerlerde Solunum Sesleri Oluşumu ve Dinlenmesi

Solunum sesleri, solunum sırasında gaz basıncının hızlı değişiminden ortaya çıkan hava akımının, solumun yollarının çeperlerinde oluşturduğu titreşimlerin akciğer dokusunu geçerek göğüs duvarına ulaşmaları sonucunda oluşturduğu seslerdir[7].

Solunum sırasında havanın geçiş yaptığı hava kanalların farklı yapıda olmalarından dolayı solunum sesleri dinlendiği noktalara göre farklılık gösterebilmektedir. Kaynakta oluşan seslerin frekansı 200 – 2000 Hz arasında değişirken, bunlardan ancak 200 – 600 Hz frekanslı olanları göğüs duvarına ulaşmaktadır[7]. Soluk borusu ve ana bronşlarda soluma sesleri bozulmaya uğramazken, akciğer ve göğüs duvarı boyunca iletilen sesler daha dar frekans aralığına düşer ve filtrelenmiş olurlar. Alvoeller içerisindeki havanın akciğer dokusunun etkilemesinden dolayı sesler göğüs duvarına ulaşıncaya kadar toplam enerjileri ve frekans bileşenlerinin bir kısmı kaybedilmektedir. Solunum seslerinin dört karakteristik özelliği vardır[8].

- Vibrasyon frekansı (Alçalma veya yükselme açısı)
- Genliği

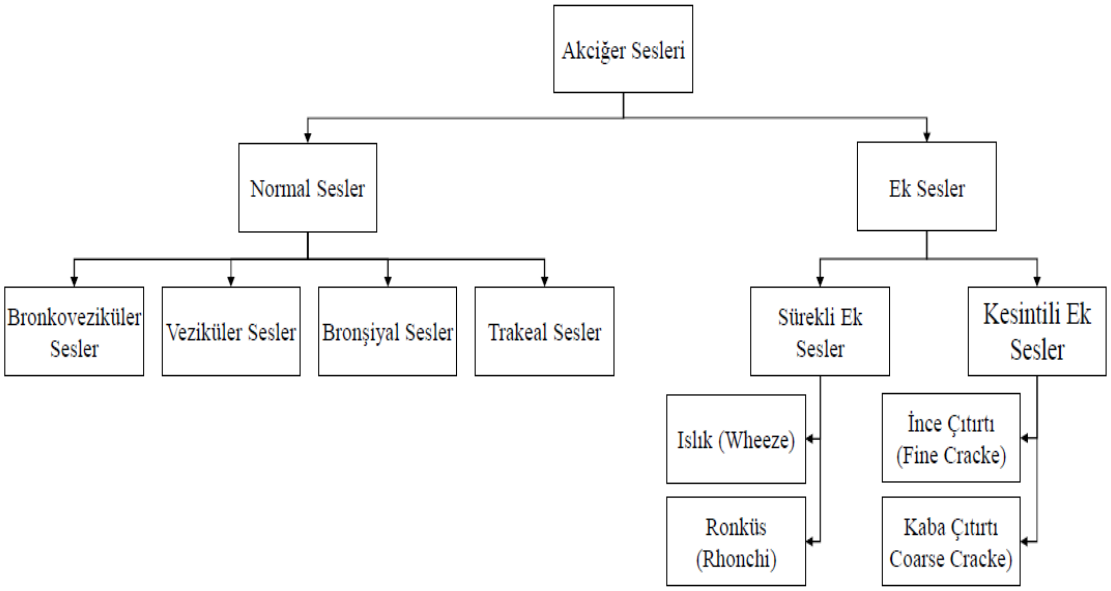
- Ayırt edici özellikleri
- Inspirasyon ve Ekspirasyon oranı

Solunum seslerinin akustik özelliği Şekil 2.4' te verilen solunum sesi diyagramı ile gösterilmektedir. Çizginin boyu süreyi, kalınlığı şiddeti, yatay çizgi arasındaki açı vibrasyonu verir.



Şekil 2.4 : Solunum Sesi Diyagramı[7].

Solunum sesleri normal solunum sesleri ve ek sesler olarak iki gruptan oluşur[8]. Şekil 2.5' te normal solunum sesleri ve ek sesler verilmiştir.



Şekil 2.5 : Solunum Sesleri[8].

Normal Solunum Sesleri, sağlıklı kişilerin sakin solumaları sırasında göğüs duvarında inspirasyon ve ekspirasyonda duyulan seslerdir. Dört çeşit normal solunum sesi duyulur[8].

- Trakeal solunum sesi
- Bronşiyal solunum sesi

- Bronkoveziküler solunum sesi
- Veziküler solunum sesi

Normal akciğer seslerinden Veziküler ve Bronkoveziküler sesleri göğüs duvarından duyulan solunum seslerini oluşturmaktadır. Bronşiyal ses ise soluk borusundan duyulan solunum sesini oluşturmaktadır. Normal solunum sesinde inspirasyon sesi ekspirasyona oranla daha şiddetli, daha tiz ve daha uzun sürelidir. Solunum seslerinin şiddeti, hava yollarında akım hızı ile doğru orantılıdır. Inspirasyonda akım hızı ve şiddeti oldukça sabittir ve değişmez. Ekspirasyonda ise akım hızının devamlı düşmesi nedeni ile şiddeti azaldığından, ses de hafifler. Ayrıca, ekspirasyonun sonuna doğru solunum sesi duyulmaz. Çünkü frekans kulağın duyma yeteneğinin altına düşer. Dolayısı ile ekspirasyon süresi, normalde inspirasyondan uzun olmasına rağmen inspirasyon sesinin yaklaşık 1/3' ü kadar duyulur[8].

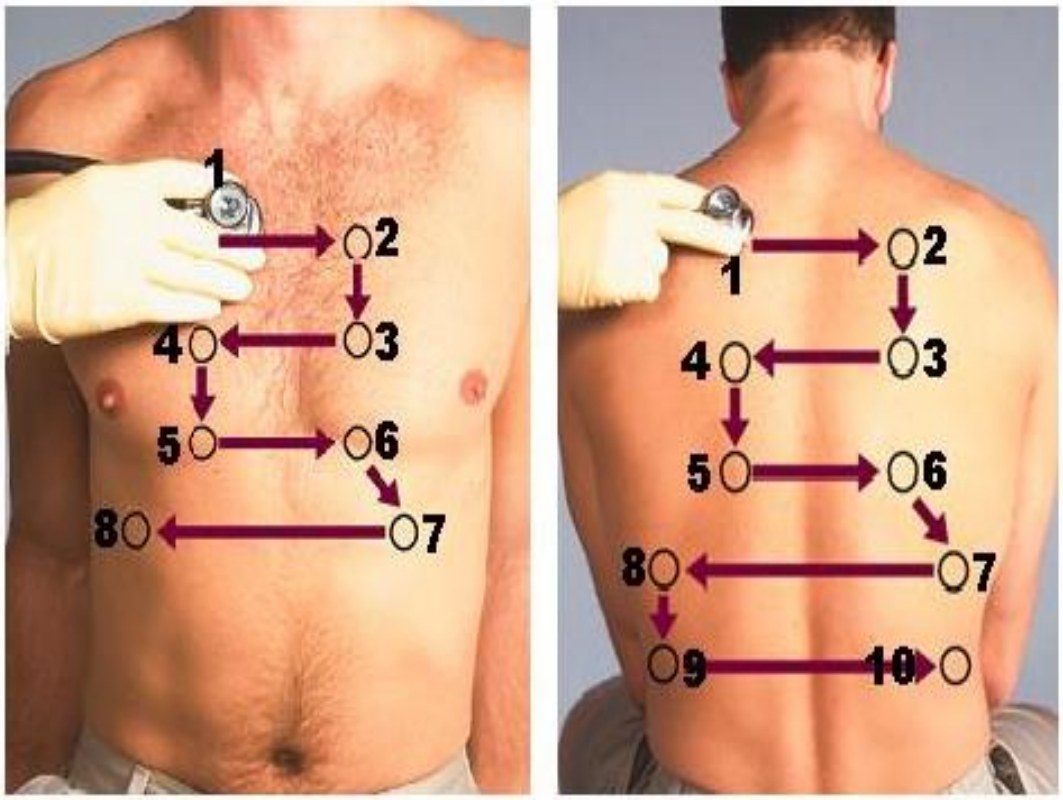
Ek sesler, normal solunumda bulunmayan, fakat bronş ve akciğer parankimini etkileyen bir hastalık durumunda stetoskop yardımıyla normal solunum sesleri ile birlikte duyulan seslerdir. Ek sesler normal kişilerde kısa süreli ve geçici olarak ortaya çıkabilir. Ancak ek seslerin uzun süreli olarak ortaya çıkması patolojinin göstergesidir[8].

Ek sesler, kesintili ek sesler ve sürekli ek sesler olarak ikiye ayrılırlar. Kesintili ek sesler, çıtırtı sesleri olarak da adlandırılmaktadır. Çıtırtılar, akciğerlerde bulunan fazla sıvıdan geçen havanın kabarcık yapması veya akciğerin iki bölgesini ayıran ve tıkalı olan hava yolunun aniden açılması ile basıncın ani olarak gürültülü ve patlama benzeri bir ses şeklinde işitilmesi olarak tanımlanmaktadır. Çıtırtılar hastalıklara göre değişik karaktere sahip olduklarından ince (fine) ve kaba (coarse) olmak üzere iki guruba ayrılırlar. İnce çıtırtı, kısa zaman aralıklı birbirini izleyen seslerdir. Kalın çıtırtı ise düşük tonlu, seyrek ve ağızdan da duyulabilen seslerdir[8].

Sürekli ek sesler, çok daralmış solunum yollarından yüksek hızda geçen hava akımının oluşturduğu titreşimden meydana gelmektedir. Solumun yolu daralmasına rağmen hava akımının yeterli hıza ulaşamaması durumunda, sürekli ek sesler duyulamamaktadır. Islık sesleri ağızdan ve akciğerlerden duyulabilen, tek sesli (monophonic) veya çok sesli (polyphonic) olabilen sürekli müzikal karakterdeki seslerdir. Tek sesli ıslıklar tek bir yerden kaynaklanırlar ve sesin frekansı ve karakteristiği genellikle değişmez. Ancak bazen bronş içi basınç farkına bağlı olarak

frekans değişiklikleri olabilmektedir. Ronküs sesleri; gürültülü, kaba, düşük frekanslı horlama sesine benzeyen soluk alış verişi sırasında duyulan sürekli seslerdir[8].

Solunum sesleri vücutta en iyi göğüs ve sırt bölgesinden dinlenebilmektedir. Solunum sesleri yapılacak tedavinin yönlendirilmesinde oldukça önemlidir. Solunum sesleri göğüs kemiği temel alınarak üst, orta ve alt lobları kapsayacak şekilde en az sekiz noktadan dinlenmelidir[9]. Şekil 2.6' da solunum seslerinin dinleme odakları verilmiştir.



Şekil 2.6 : Solunum Sesi Dinleme Odakları[9].

Solunum seslerinin stetoskop yardımıyla göğüs ve sırt bölgesinden dinlenmesine oksültasyon denir. Oksültasyon sırasında stetoskop sağ ve sol köprücük kemiğinin hemen altına, sol ve sağ ortaya (8. ve 9. kaburga arası), sol ve sağ oksilla ortasına (4. ve 5. kaburga aralığı, göğsün yan tarafı) yerleştirilir. Sırt bölgesinden stetoskopu sekiz noktaya yerleştirerek akciğer sesleri dinlenebilmektedir. Solunum seslerinin kalp sesleri tarafından bastırılmaması için hastanın durumuna göre sırt bölgesinden de dinleme yapılmaktadır[10].

2.3 Solunum Seslerinden Hastalıkların Belirlenmesi

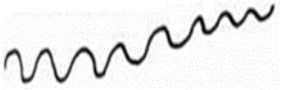
Solunum seslerinden hastalıkların belirlenmesi, Laennec' in 1816 yılında stetoskopu bulmasından günümüz modern tıp uygulamalarına kadar kullanılan bir yöntemdir. Solunum seslerinde meydana gelen değişimler ve ek sesler birçok hastalık hakkında bilgi vermektedir. Bu nedenle solunum sesleri hastalıkların teşhis edilmesinde ilk yapılan muayene yöntemlerinden biridir. Göğüs hastalıklarının tanısında solunum sesleri hastalıkların %60 - 70' inin tanısında belirleyici rol oynamaktadır[10].

Fiziksel muayenelerde solunum seslerinde ki normal seslere ek olarak gelen ek sesler ve bu ek seslerin şiddetine göre hastalıkların teşhisi yapılmaktadır. Solunum sesleri yardımıyla, abdominal hastalıklar, bronşit, astım, amfizem, pnömoni ve kronik akciğer hastalıkları gibi birçok hastalık teşhis edilebilmektedir. Çizelge 2.1' de çeşitli solunum tipleri ve hastalıkları verilmiştir.

Çizelge 2.1 : Solunum Tipleri ve Hastalıkları[11].

Solunum Tipi	Grafiği	Tanımı	Görüldüğü Durumlar
EUPNE (NORMAL SOLUNUM)		Normal hız ve derinlikteki solunumdur.	Normal solunum
APNEA		Solunumun belirli bir süre durmasıdır.	Solunum durması
HYPOPNEA		Solunumun anormal yüzeysel seviyede olmasıdır.	Solunumun azalması
BRADYPNEA		Solunum sayısının dakikada 12 den az olmasıdır.	Nörolojik bozukluklar, Elektrolit bozuklukları ve Enfeksiyon
TACHYPNEA		Solunum sayısının dakikada 20 den fazla olmasıdır.	Korku, Ağrı ve Yaralanma
SANTRAL NÖROJENIK HIPERVENTILASYON		Düzenli ve derin solunumdur. Inspirasyon ve Ekspirasyon güçlüdür.	Orta beyin lezyonu ve Pons lezyonu
APNEUSTIC		Spazm ve durmalarda seyreden solunumdur	Pontusun orta ve alt bölümünde olan lezyonlar

Çizelge 2.1 (devam): Solunum Tipleri ve Hastalıkları[11].

Solunum Tipi	Grafiği	Tanımı	Görüldüğü Durumlar
ATAXIC (BIOT)		Düzensiz derinlikte ve düzensiz yüzeysel solunum kümelerinden oluşan solunumdur	Medulla lezyonları
CHEYNE-STOKES		Solunum durması, yüzeysel ve derin solunum ile seyreden solunum şeklidir. Solunum derinliğinde ritmik dalgalanmalar vardır. Düzenli olarak belirgin apne veya hipoventilasyon aralıkları ardından da hipopne görülür	Derin ve beyincik lezyonları, Konjensij kalp yetmezliği, Ağır kalp yetmezliği, Üre ve Nörolojik kökenli koma
KUSSMAUL (HAVA AÇLIĞI)		Derin, iç çekmeli, hızla ve sesli solunumdur. Aralıklı hiperventilasyon ve dispne ile seyreden gürültülü solunumdur.	Diyabetik ketoasidoz, metabolik asidoz ve böbrek yetmezliği
SIGHING		Normal solunum sırasında derin iç çekme solunumudur.	Nefes Darlığı Hastalığı
OBSTRÜKTİF		Uzamış ekspirasyon şeklidir.	Klinik obstrüktik akciğer hastalıkları

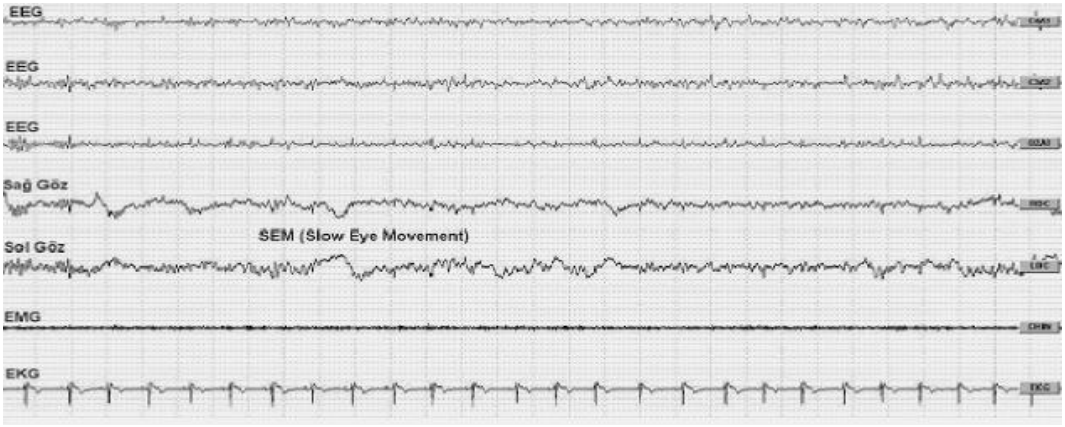
2.4 Uyku ve Uyku Dönemleri

Tarih boyunca merak konusu olan uyku, Hipokrat tarafından vücudun kendisini sıcak tutması için iç organlarda kanın birikmesi olarak tanımlanırken, Aristo tarafından ise ekzotermik bir olay olarak tanımlamıştır. Uyku hakkındaki ilk bilimsel yayın "The Philosophy of Sleep" Robert MacNish tarafından 1834' te yayınlanmıştır[12]. EEG' nin bulunması ile gelişen çalışmalar sonucu 1937' de Loomis uykunun farklı evrelerden oluştuğunu ortaya koymuş, 1938 yılında Kleitman ve Richardson 33 gün

boyunca bir mağarada yaptıkları deneyde ışık ve sıcaklığın da uyku üzerinde etkili olduklarını ortaya koymuşlardır[12].

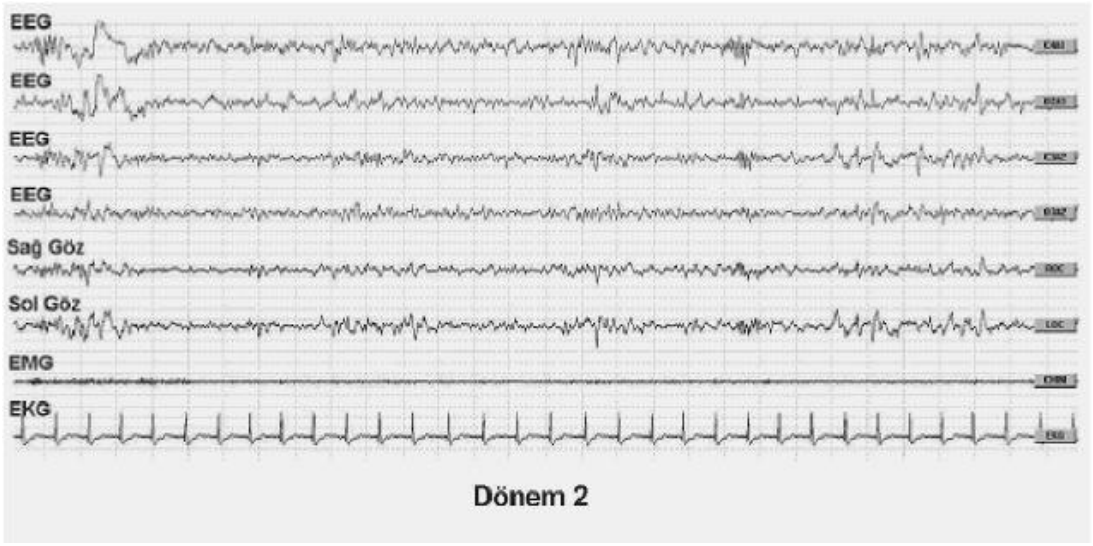
Uyku evrelerinin skorlanmasında yapılan araştırmalar, uykunun sabit bir durum olmadığını ve uyku evrelerinin kurallara uygun bir şekilde düzenli ve tekrarlı bir yapı içerdiğini ortaya koymaktadır. Uyku evreleri hakkında yapılan çalışmalar devam etmekte ve uyku evreleri NREM-1,2,3,4 ve Hızlı Göz Hareketleri (REM) olarak tanımlanmaktadır. Fizyolojik olarak ayrılan bu evreler EEG, Elektrookülografi (EOG) ve Elektromiyografi (EMG) sinyallerine bakılarak belirlenmektedirler[12].

NREM-1, 2-7 Hz sınırında aktivitenin olduğu, nispeten düşük genlikli, karışık frekanslı EEG sinyalleri ile tanımlanmaktadır. Bu evre sıklıkla uyanıklıktan diğer uyku evrelerine geçişte oluşmaktadır. NREM-1 her biri birkaç saniye süren, genellikle evrelerin ilk kısımlarında bariz olan yavaş göz hareketlerinin varlığı ile karakterize edilmektedir. Tüm gece uykusu sırasında NREM-1 diğer evrelere göre daha kısa sürmektedir[12]. Şekil 2.7' de bu evredeki EEG, EOG ve EMG sinyalleri gösterilmektedir.



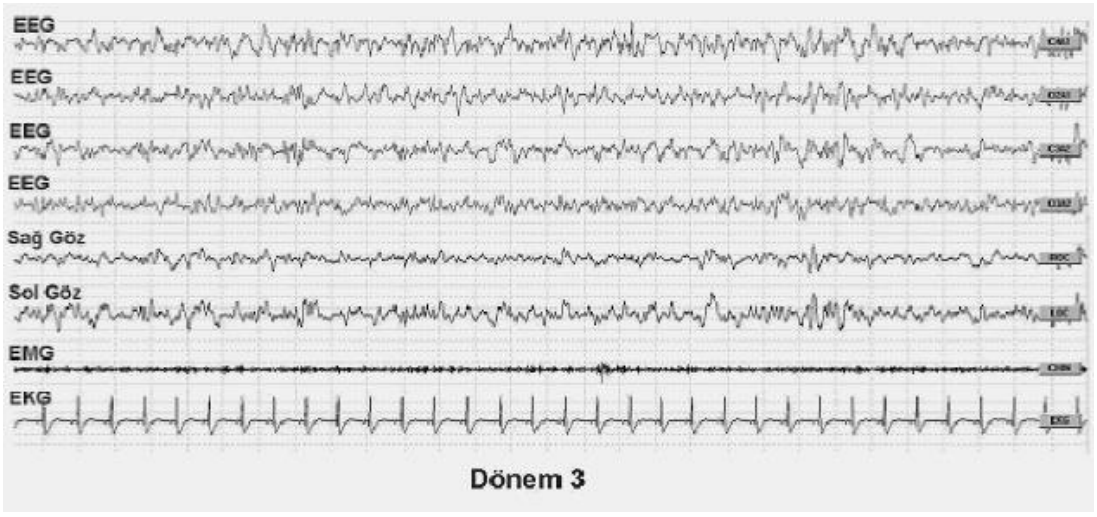
Şekil 2.7 : Uykuda NREM-1 Dönemi PSG Kayıtları[12].

NREM-2, belirlenmesinde uyku iğcikleri ve K-komplekslerinin tespiti önemlidir. K-kompleksleri, peşinden bir pozitif bileşenin takip ettiği, sınırları iyi belirlenmiş, negatif ve keskin bir EEG dalgası olarak tanımlanmaktadır. Uyku iğcikleri 12 ile 14 Hz arasındaki EEG aktivitesi olarak tanımlanmaktadır. Uyku iğciklerinin süresi en az 0.5 sn ve K-kompleksinin toplam süresi 0.5 sn' yi geçmelidir. K-kompleksleri ani bir uyarıya karşı cevap olarak oluşabileceği gibi, hissedilebilir bir uyarı olmadan da oluşabilmektedir[12]. Şekil 2.8' de bu evredeki EEG, EOG ve EMG sinyalleri gösterilmektedir.



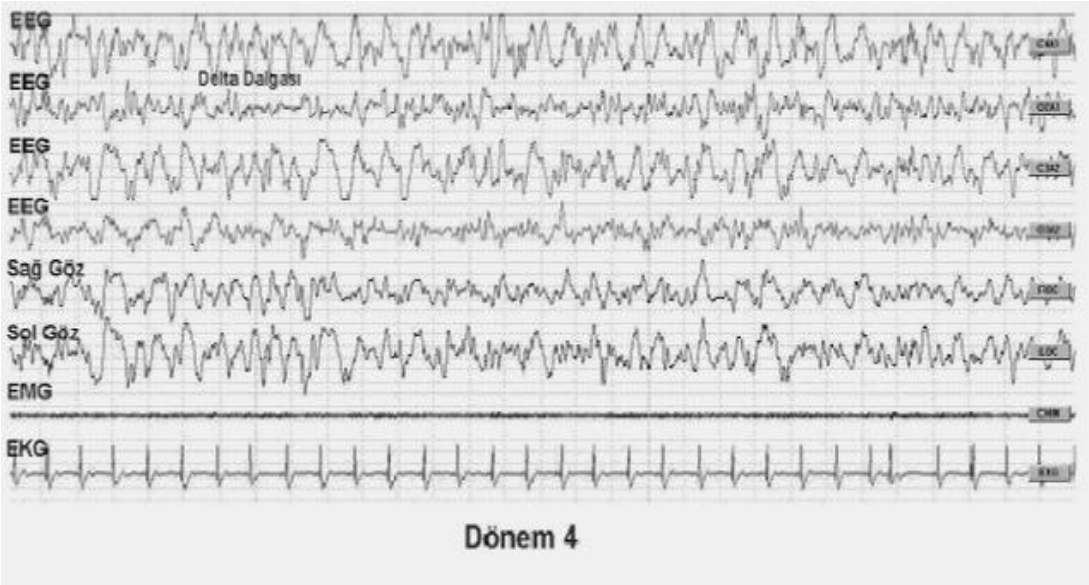
Şekil 2.8 : Uykuda NREM-2 Dönemi PSG Kayıtları[12].

NREM-3, tepeden tepeye genliği 75 uV' tan daha büyük, 2 Hz veya daha düşük frekanslı dalgaların, epoğun en az %20 en fazla %50'sini oluşturduğu EEG sinyaliyle tanımlanmaktadır. %20 ve %50 sayıları ile yüksek genlikli, düşük frekanslı EEG sinyallerinin kapladığı zaman kastedilmektedir[12]. Şekil 2.9' da bu evredeki EEG, EOG ve EMG sinyalleri gösterilmektedir.



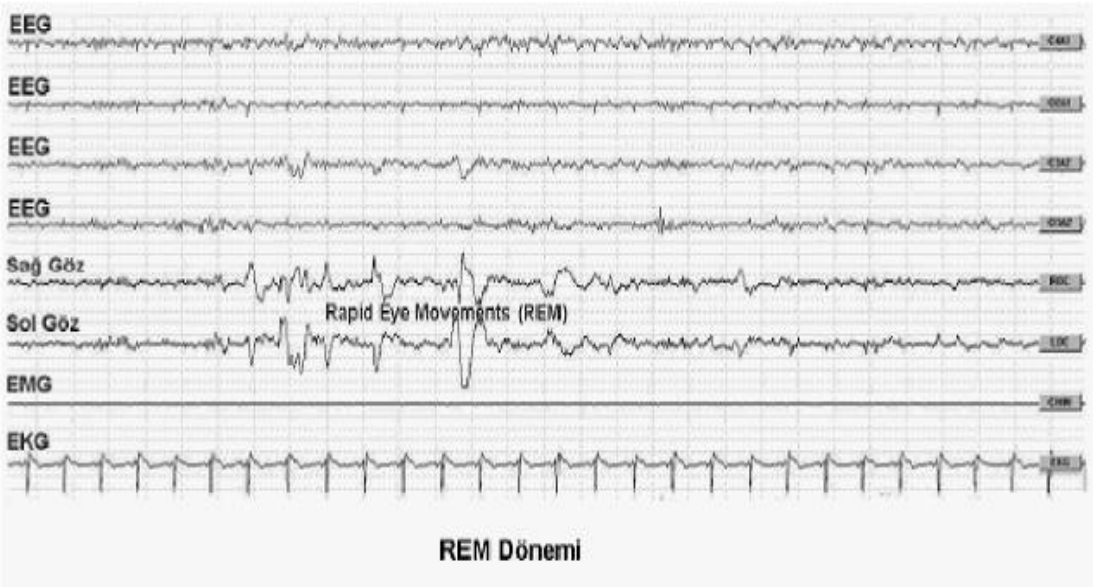
Şekil 2.9 : Uykuda NREM-3 Dönemi PSG Kayıtları[12].

NREM-4, tepeden tepeye genliği 75 uV' tan büyük ve 2 Hz veya daha düşük frekanslı dalgaların, epoğun %50' sinden fazlasını kapsadığı EEG sinyalleri olarak tanımlanmaktadır. NREM-4 epoklarının büyük bir kısmının bu aktivite tarafından tümüyle karşılandığı gözlenmektedir[12]. Şekil 2.10' da bu evredeki EEG, EOG ve EMG sinyalleri gösterilmektedir.



Şekil 2.10 : Uykuda NREM-4 Dönemi PSG Kayıtları[12].

Uykunun REM evresi, hızlı göz hareketleri ile birlikte, nispeten düşük genlikli ve karışık frekanslı EEG aktivitesinin görülmesi olarak tanımlanmaktadır. Alfa aktivitesi REM evresinde, NREM-1' de olduğundan biraz daha fazla göze çarpmaktadır ve EEG sinyalinin frekansı uyanıklıktakinden 1-2 Hz daha düşüktür. Tonik mental-submental EMG işareti her zaman için en düşük seviyesine REM döneminde erişmektedir[12]. Şekil 2.11' de bu evredeki EEG, EOG ve EMG sinyalleri gösterilmektedir.



Şekil 2.11 : Uykuda REM Dönemi PSG Kayıtları[12].

Uyku evreleri ve bu evrelerin özellikleri Çizelge 2.2' de bütün olarak verilmiştir.

Çizelge 2.2 : Uyku Evreleri ve Özellikleri.

Dönem	Görülen Dalga Formları	Diğer Kanal Özellikleri	Diğer Özellikler	Uyku İçerisindeki Süresi
Uyanıklık	EEG alfa dalgaları (8-13 Hz)	Diğer kanallarda düzensizlikler	15 dk içerisinde uyku durumu	
REM	EEG Alfa dalgaları (6-11 Hz)	En düşük Tonik mental-submental EMG işareti	Düşük amplitüdlü karışık frekanslı EEG dalgaları görülür.	%25
NREM-1	Alfa dalgalarında azalma	Düşük genlikli karışık frekanslı dalga artışı	EOG da yavaş göz hareketleri	%5
NREM-2	Uyku iğcikleri (0-5 saniye süresi, 6-15 Hz, 50-100uV) ve K-kompleksler (0,5 saniyeden uzun 12-14 Hz, 100-200uV)	EMG kas tonusu azalır	EOG Göz hareketleri ortadan kalkar, Uyku derinleşir, Vücut ısısı düşer	%45
NREM-3 ve NREM-4	Delta dalgaları< 4 Hz	4. dönemde ise delta dalgaları %50 den fazla oranda görülmektedir.	Derin Uyku, Yavaş dalga, delta uykusu	%25

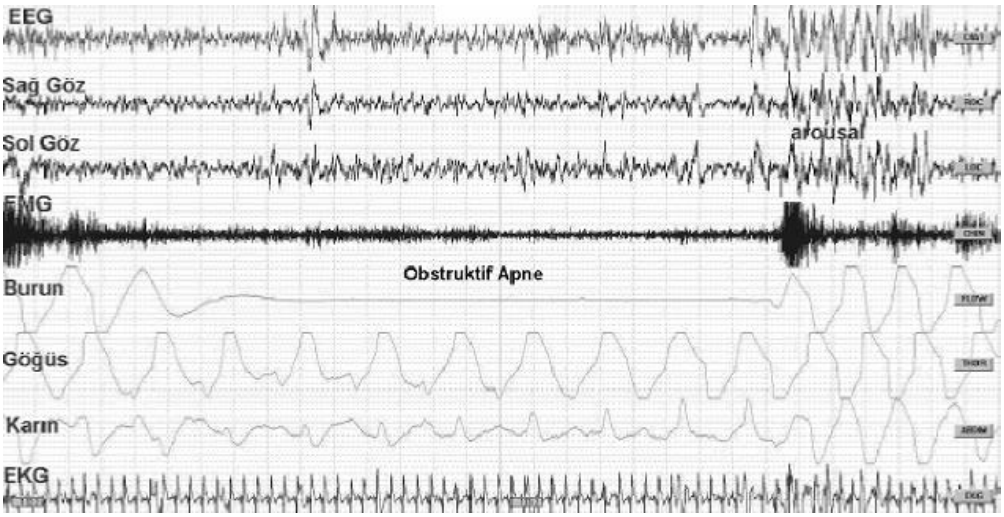
2.5 Uyku Apnesi, Uyku Apnesi Çeşitleri ve Solunum Parametreleri

Akciğerler, iç ortam dengesinde önemli rol üstlenmektedirler ve iç ortamın oksijen, karbondioksit ve pH düzeylerini ayarlamaktadırlar. Solunum ile vücuda gerekli olan tüm enerji karbon taşıyan kompleks moleküllerin oksidasyonuyla kazanılır ve son ürün olarak da karbondioksit oluşturulur. Bu nedenle, oksidasyonu sağlayacak oksijenin sürekli alınması ve oluşan karbondioksitin uzaklaştırılması gerekmektedir. Çizelge 2.1 de gösterildiği gibi solunum ile ilgili çeşitli problemler olabilmekte ve bunlar arasında kronik hastalıklar ve apne en önemlileri olarak değerlendirilmektedir.

Apne durumuna sıklıkla prematüre bebeklerde ve yaşlılarda rastlanmakla birlikte sağlıklı yetişkinlerde de gözlemlenebilmektedir. Uyku esnasında meydana gelen, solunumun en az 10 saniye süresince solunum sinyalinin maksimum genliğinin en fazla %20 seviyelerinde seyretmesi durumu "uyku apnesi" olarak tanımlanmaktadır. Uyku apnesi sendromuna sahip olan hastalarda apneler sık ve uzun süreli gerçekleşmektedir. Apneler çoğunlukla uykunun NREM-2 evresinde gözlenmektedir[12].

2.5.1 Tıkayıcı uyku apnesi

Tıkayıcı Uyku Apnesi (Obstructive Sleep Apnea (OSA)), uyku sırasında solunum çabasının sürmesine rağmen hava alış verişinin sağlanamaması olarak tanımlanabilir. Diyafram ve interkostal kas aktivitesi devam etmesine karşın ağız ve burunda hava alışverişi durmaktadır. Bu sırada, hastanın üst solunum yollarında bir tıkanıklık olmaktadır. Bu da kandaki oksijen düzeyinin düşmesine sebep olur. Uyku Apnesi hastalarının %84' ü Tıkayıcı Uyku Apnesi hastasıdır. Tıkanmayla baş etmek için göğüs ve karın bölgesinde yoğun aktivite görülür[12]. Şekil 2.12' de tıkayıcı uyku apnesi durumunda elde edilen PSG kayıtları görülmektedir.



Şekil 2.12 : OSA Durumunda PSG Kayıtları[12].

2.5.2 Merkezi uyku apnesi

Merkezi Uyku Apnesi (Central Sleep Apnea (CSA)), uyku sırasında üst solunum yollarında hava alış verişinin ve akciğerlerde solunum çabasının olmaması durumudur. Merkezi apneler, solunumu kontrol eden Merkezi Sinir Sistemi' ndeki problemlerden ötürü beyinin solunumu kontrol eden kaslara doğru sinyaller

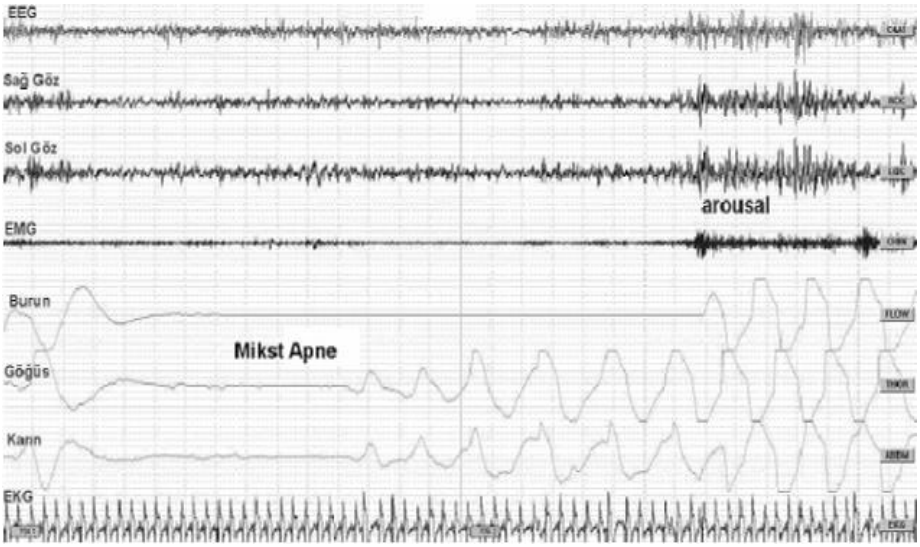
göndermemesi sonucunda görülen uyku bozukluğudur. Uyku Apnesi hastalarının %1' i merkezi uyku apnesi hastasıdır[12]. Sekil 2.13' te merkezi uyku apnesi durumunda elde edilen PSG kayıtları görülmektedir.



Şekil 2.13 : CSA Durumunda PSG kayıtları[12].

2.5.3 Birleşik uyku apnesi

Birleşik Uyku Apnesi (Mixed Sleep Apnea (MSA)), başlangıçta merkezi tipte olan apnenin akciğerlerde solunum çabası başlamasına rağmen hava yolunda akımın olmaması durumudur. Merkezi apneye benzeyen başlangıcın arkasından solunum çabasının nasıl harekete geçtiği halen uzmanlar tarafından araştırılmaktadır. Tedavide birleşik apneler, tıkayıcı apneler gibi ele alınır[12]. Şekil 2.14' te birleşik uyku apnesi durumunda elde edilen PSG kayıtları görülmektedir.



Şekil 2.14 : MSA Durumunda PSG Kayıtları[12].

2.6 Uyku Apnesinin Evde Tanısı İçin Önerilen Sistemler

2.6.1 Sleep Quest Device

Sleep Quest cihazı uyku sırasında kalp atışı, vücut pozisyonu, oksijen satürasyonu, solunum güçlüğü, hava akışı, horlama ve uyku durumu(REM, N-REM) parametrelerini inceleyerek solunumda oluşan bozulmaları tespit etmekte ve bu bozulmalara göre apnenin şiddetini belirlemektedir. Apnenin şiddeti belirlemesinde, solunumdaki bozulmalara, nefes almakta zorlandığı anlardaki soluk alma refleksi ile gerçekleşen uyanmaları da ekleyerek bir solunum bozukluk tablosu çıkartmaktadır. Çıkardığı bu tabloyu da saat dilimlerine göre inceleyerek apnenin şiddetini belirlemektedir. Cihaz tıkayıcı, merkezi ve birleşik apne tespitinde %85 başarı sağladığı belirtilmektedir[13]. Sleep Quest cihazın kullanımı Şekil 2.15' te verilmiştir.



Şekil 2.15 : Sleep Quest Device Kullanımı[14].

Amerika Gıda ve İlaç İdaresi (FDA) onaylı bu cihaz kablosuz yapıda tasarlanmıştır. Cihaz 10 güne kadar hafızasında kayıt tutabilmekte ve üzerinde bulunan kayıtları kablosuz olarak hekime veya bir sağlık merkezine gönderebilmektedir.

2.6.2 Watch PAT (Peripheral Arterial Tone)

Periferik arteriyel tonometre (PAT), kandaki oksijen seviyesi, horlamayı, kalp ritmini ve vücut pozisyonunu ölçer. Ölçüm için, parmak ucundan sürekli arteriyel hacim değişikliklerini ölçen bir sensör kullanır. WatchPAT' in otomatik algoritması, PAT sinyallerinin genliği ile kalp atış hızı ve oksijen satürasyonunu analiz ederek uykudaki solunum problemlerini belirler[13]. Şekil 2.16' da WatchPAT cihazının kullanımı verilmiştir.



Şekil 2.16 : WatchPAT Cihazı Kullanımı[15].

Apne teşhisi için Apne Hipopne İndeksi (AHI) ve Solunum Bozukluk İndeksine (RDI) bakar. RDI solunum eforu veya solunum eforuna bağlı uyanmaların şiddetini belirler. Ayrıca NREM ve REM periyodik modüllerini tespit edip dahili aktigrafına kaydeder. Doğrulama yazılımının otomatik aktigraf algoritması da sağlıklı uyuyan ve uyanık olma durumlarını ayırabilir. FDA onaylı olan cihaz %2' nin altında hatalı ölçüm oranına sahip olup bu özellikleri sayesinde uyku yapısını belirleyen cihazlar arasında önde gelen cihazlardandır[13].

2.6.3 Apnea Link Plus

Cihaz, uyku apne tespiti için solunum eforunu, kalp atım hızını, oksijen satürasyonunu ve nazal akışı kaydeder. Ayrıca apne, hipopne, akış limitasyonları, horlama, kandaki oksijen satürasyonu ve Cheyne–Stokes solunumu (CSR) gibi solunum modüllerini raporlar[13]. Şekil 2.17' de Apnea Link cihazı kullanımı verilmiştir.



Şekil 2.17 : Apnea Link Cihazı Kullanımı[16].

FDA onaylı olan bu cihaz hasta ile ilgili günlük dataları üzerinde tutabilmekte ve mail yoluyla dataları doktor veya sağlık merkezine gönderebilmektedir. Apnea link plus cihazı yaşlıların kullanımı için evde kurulum ve kullanımı kolay olacak biçimde tasarlanmıştır.

2.6.4 The Apnea Risk Evaluation System

Apnea Risk Evaluation System (ARES), temel olarak kandaki oksijen satürasyonu (SpO2, oksihemoglobin satürasyonunundaki %0.1‘ lik artışı ölçebilmektedir ve bu değer genelde %1 oranındadır), kalp atış hızı, hava akışı, horlama seviyesi ile kafaya takılan bir ivme ölçer sayesinde kafa hareketleri ve kafanın pozisyonunu ölçer. Bunlara ek olarak iki adet elektrot yardımıyla da EEG, EOG ve EMG sinyalleriyle REM ve NREM ayrımını da gerçekleştirebilmektedir. Tüm bu dataları kullanarak AHI ve RDI çizelgelerini oluşturur[13]. Şekil 2.18’ de ARES cihazı kullanımı verilmiştir.



Şekil 2.18 : ARES Cihazı Kullanımı[17].

3. SOLUNUM SESLERİ ANALİZİ

3.1 Solunum Sesleri Verisinin Toplanması

Solunum seslerinin hastadan alınmasında, duyarlılık (yeterli sinyal seviyesi), özgünlük (istenilen sinyallerin alınması), tekrarlanabilirlik (zamandan ve ortamdan bağımsız sağlıklı veri alma) ve hasta güvenliği en önemli kriterler arasında bulundurulmakta ve bunlara dikkat edilmektedir. Solunum sesleri aşağıdaki sistem ve sensörler ile alınabilmektedir.

3.1.1 Stetoskop

Milattan önceki yüzyıllardan itibaren kalp ve göğüs kafesinden gelen sesler hakkında çeşitli benzetimler yapılmıştır. 1816 yılında Fransız hekim Dr. Rene Theophile Hyancinthe Laennec kağıdı rulo yaparak hastanın kalp ve akciğer seslerini dinlemesi ve ilerleyen yıllarda kağıdın yerini tüpün alması ile stetoskopun ilk temelleri atılmıştır. Stetoskop, stetos (göğüs) ve skopein (bakmak) kelimelerinden oluşan Yunanca bir kelimedir. Charles Williams, 1829' da stetoskopu iki parçalı ve bükülüp katlanabilir şekilde, 1843 yılında Amerikalı George P. Cammann ise ilk çift taraflı stetoskopu tasarlamıştır. Güncel kullanılan versiyonu ise 1940' larda Dr. Littmann tarafından akustik performansı geliştirilmiş mekanik stetoskop olarak ortaya koyulmuştur[8]. Stetoskoplar Mekanik Stetoskop ve Elektronik Stetoskop olmak üzere iki çeşittir.

Mekanik stetoskop, diyafram, tüp ve kulaklık olmak üzere üç ana bölümden oluşmaktadır. Diyafram, stetoskopun tüp kısmının ucunda bulunan ve dinlenmek istenen bölgeye tutulan yassı koni şeklinde bir parçadır. Bu parçanın içinde ortamdan yalıtılmış bir zar vardır. Yüzeydeki sesle titreyen zar, konik parça içindeki havaya basınç uygular ve bu basınç tüp içinden kulaklığa kadar ulaşır. Uygun yapıdaki kulaklık parçaları sesi kulak içine yayarak dinleme gerçekleştirilir[8]. Mekanik stetoskoplar tek taraflı stetoskop ve çift taraflı stetoskop olmak üzere iki çeşittir. Çift taraflı stereoskoplarda, tek taraflı stetoskopta bulunan diyafram, tüp ve kulaklığın yanında çan denilen ve alçak perdeden sesleri yükseltmeye yarayan bir kısım da

mevcuttur. Tek taraflı mekanik stetoskop görseli Şekil 3.1’ de çift taraflı mekanik stetoskop görseli Şekil 3.2’ de verilmiştir.



Şekil 3.1 : Tek Taraflı Mekanik Stetoskop[18].



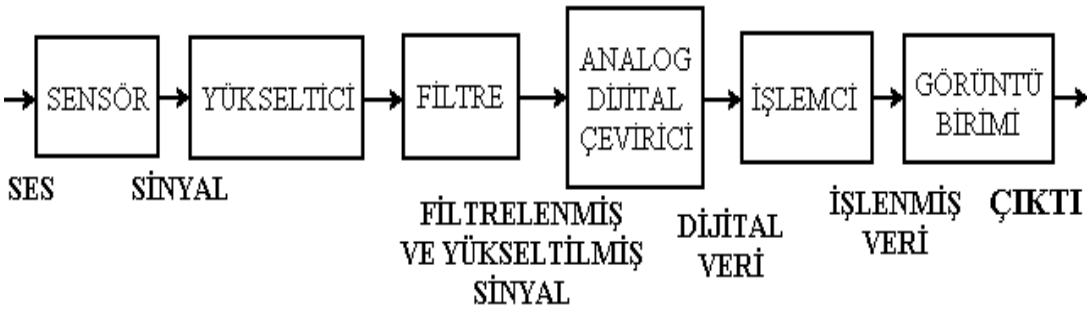
Şekil 3.2 : Çift Taraflı Mekanik Stetoskop[18].

Elektronik Stetoskop, ilk olarak 1961 yılında Amplivox tarafından ortaya koyulmuştur. Elektronik stetoskop vücuttaki havanın titreşimini elektrik işaretlerine dönüştürür. Elektriksel dönüşüm ortam gürültüsünden arındırılmış mikrofonlar tarafından gerçekleştirilir[8]. Elektronik stetoskop görseli Şekil 3.3’ te verilmiştir.



Şekil 3.3 : Elektronik Stetoskop[18].

Elektronik stetoskoplarda mikrofonun dönüştürdüğü sinyaller çok zayıf ve gürültülüdür. Bu nedenle alınan sinyal filtre ve yükselteç devreleri ile iyileştirilerek anlamlandırılır. Şekil 3.4' te elektronik stetoskop sinyal işleme blok şeması verilmiştir.



Şekil 3.4 : Elektronik Stetoskop Şeması[19].

3.1.2 Göğüs Bantları

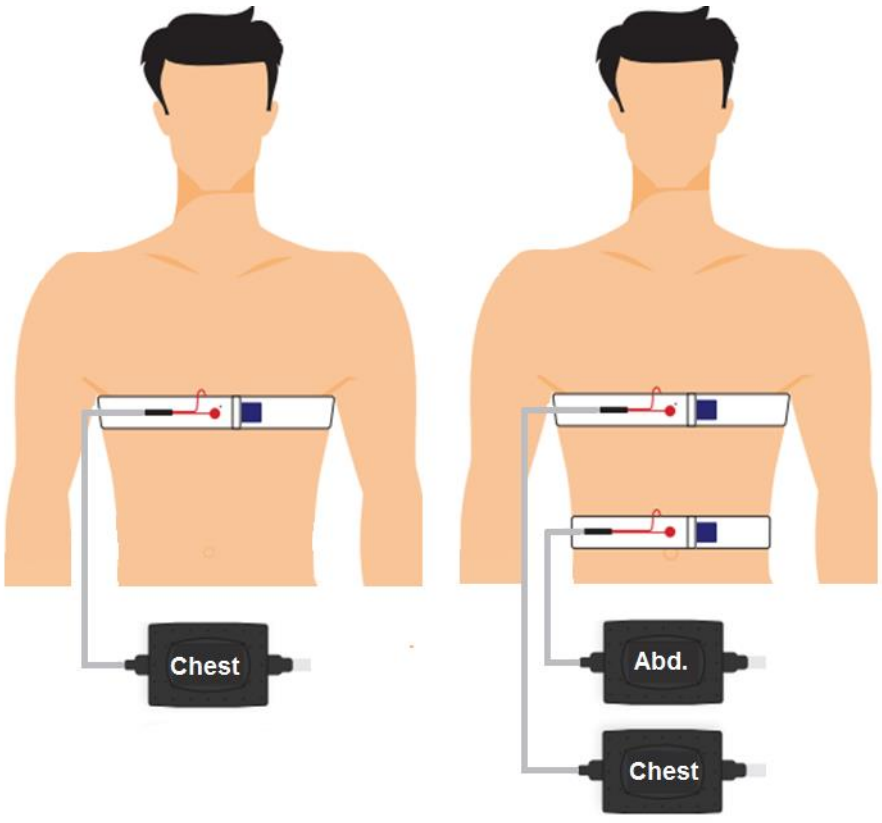
Göğüs bantları akciğer seslerinin kısa süreli olarak değilde uyku sırasında veya uzun süreli dinlemelerde kullanılmak üzere tasarlanmış solunum sesi algılayıcılarıdır.

Sıkıca vücuda sarılan bant üzerinde bulunan ortam gürültüsünden arındırılmış akustik bir mikrofon veya kapasitif sensör yardımı ile sinyaller alınır. Şekil 3.5' te göğüs bantı görülmektedir.



Şekil 3.5 : Göğüs Bantı[20].

Göğüs bantları uyku laboratuvarlarında akciğer seslerinin yanı sıra kalp seslerinin alınmasında da kullanılmaktadır. Göğüs bantları tekli ve çiftli olarak bağlanabilmektedir. Karın ve göğüs bölgesine bağlanan çiftli bağlama yöntemi, sadece göğüs bölgesine bağlanan tekli yöntemine göre en önemli avantajı ortam gürültüsünün gerçek sesten ayrılmasıdır. Şekil 3.6' da tekli ve çiftli bağlama yöntemi verilmiştir.



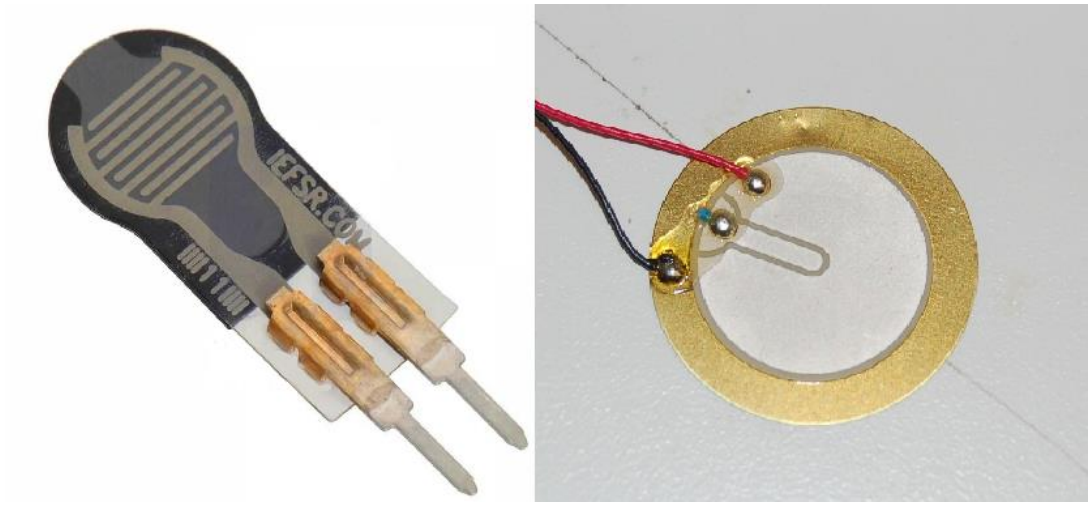
Şekil 3.6 : Tekli ve Çiftli Göğüs Bandı Bağlama Şekilleri[20].

3.1.3 Sensörler

3.1.3.1 Piezoelektrik Sensörler

Piezoelektrik etki, özel kristal yapılarına sahip malzemelerin (Rochelle tuzu, Kurşun Zirkonat Titanat (PZT), Kuvars, vb.) fiziksel olarak sıkıştırıldıklarında sahip oldukları elektrik yüklerinin değişmesi olayına denir.

Piezoelektrik sensörler uygulanan mekanik basınç ile elektrik alan veya elektrik potansiyel oluşturarak ölçüm yapan sensörlerdir. Piezoelektrik sensörler düşük maliyetli, küçük ve hafif olduklarından temas yüzeyindeki titreşimleri ölçmede oldukça başarılıdır. Ancak piezoelektrik dönüştürücülerin çıkış empedansının yüksek ve kapasitif özellikte olmasından dolayı, alçak frekanslarda kuvvetlendirici devresinin çok dikkatli tasarlanması gerekmektedir[21]. Şekil 3.7' de örnek piezoelektrik sensör verilmiştir.



Şekil 3.7 : Piezoelektrik Sensör[21].

Piezoelektrik sensörlerin hassasiyetlerinin yüksek olması ve kullanım kolaylığı nedeniyle akciğer seslerinin dinlenmesinin yanı sıra kalp ritmi ölçümü, vücut sıcaklığı ölçümü ve birçok uygulama alanında da kullanılmaktadır.

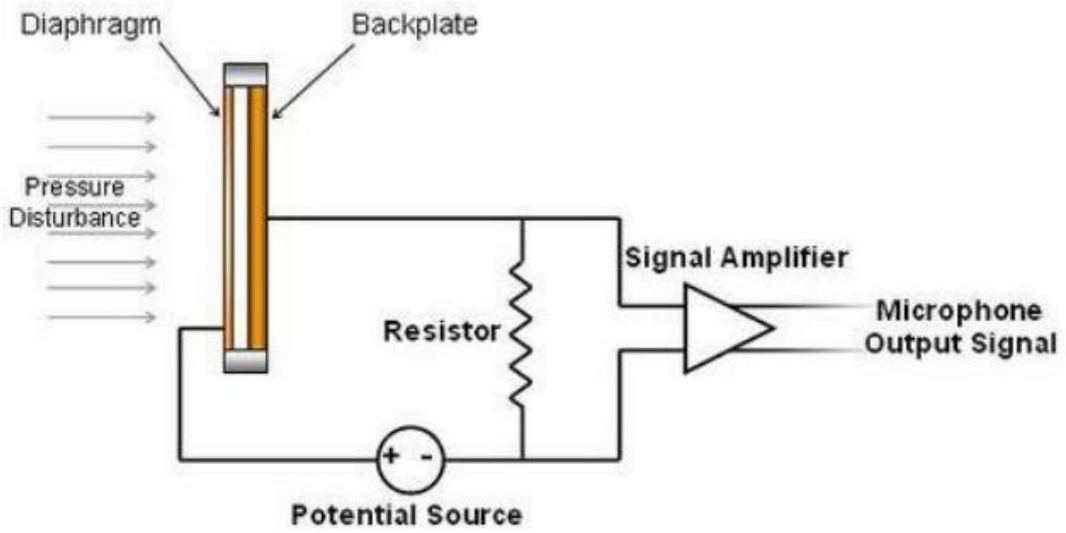
3.1.3.2 Elektret Mikrofon

Mikrofonlar sesin havada oluşturduğu akustik dalgadan faydalanılarak sesi elektriğe dönüştüren sensörlerdir. Ses dalgası mikrofon içerisindeki diyaframa çarpar ve ses basıncındaki değişikliklere göre diyafram içe veya dışa doğru hareket ederek mekanik titreşim oluşturur. Bu titreşimler sonucu uçlarda gerilim meydana gelir. Bu gerilim, diyaframın hız veya titreşimine göre orantılı olarak değişir[22].

Elektret mikrofon, elektret denilen, ikiyüzlü ince bir yarı iletken maddenin, elektrostatik bir yöntem ile pozitif veya negatif yüklenmesi sonucu oluşturulan mikrofonlardır. Bu yarı iletken özelliği sayesinde elektrik yüklerini devamlı korur ve dışardan harici bir gerilim olmadan çalışabilirler. Şekil 3.8' de elektret mikrofon görseli ve Şekil 3.9' da elektret mikrofon içyapısı ve kuvvetlendirici devresi verilmiştir[22].



Şekil 3.8 : Elektret Mikrofon[[22].



Şekil 3.9 : Elektret Mikrofon İç Yapısı ve Kuvvetlendiricisi[22].

Diyafram titreştiği zaman, titreşen elektret kapsülünün moleküler yapısı değişir. Bu değişim sonucunda da iki yüzündeki elektrotlar arasında bir gerilim meydana gelir. Elektrot üzerinde bulunan gerilim, bir ses frekansı yükseltecine verilerek kuvvetlendirilir. Elektret mikrofon özellikleri aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- İmalatı kolay ve ucuzdur
- Frekans karakteristiği geniş ve düzdür

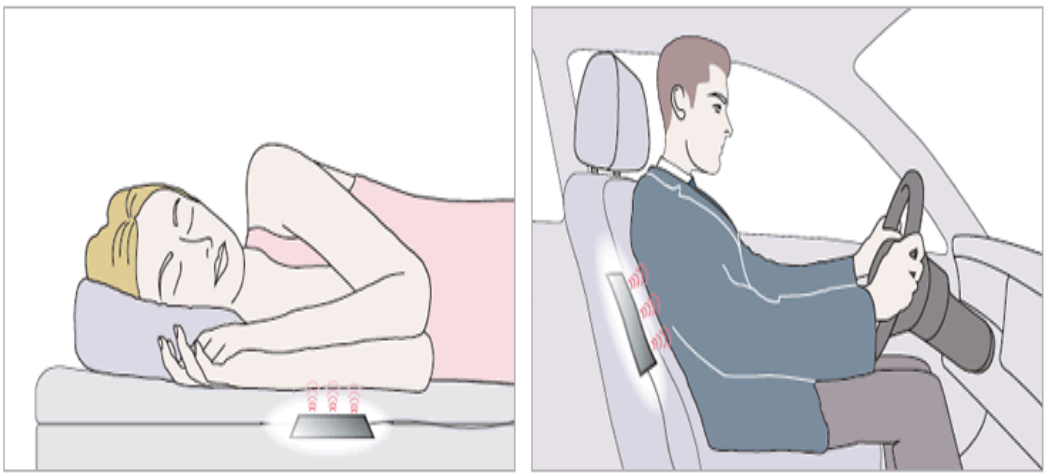
- Yüksek dirençli mikrofondur
- Boyutları küçüktür
- Önlem alındığında distorsiyonsuz çıkış verebilirler

3.1.3.3 Non-Contact Sensörler

Akustik mikrofon, piezoelektrik sensörler veya çeşitli mikrodalga yöntemleri ile hastalara müdahalae edilmeden fizyolojik ölçümler yapılabilen sensörler non-contact sensör olarak tanımlanmaktadır[23]. Akciğer seslerinin alınmasında kullanılan örnek bir non-contact sensör Şekil 3.10' da ve non-contat sensörlerin örnek kullanım görselleri Şekil 3.11' de verilmiştir.



Şekil 3.10 : Örnek Bir Non-Contact Sensör[23].



Şekil 3.11 : Non-Contact Sensörlerin Kullanımı[24].

Non-contact sensörler belirli bir mesafede konumlandırılarak hastaya herhangi bir müdahale etmeden ilgili sinyallerin alınması sağlar. Alınan zayıf ve gürültülü sinyaller filtre ve yükselteçlerden geçirilerek anlamlı sinyaller elde edilir.

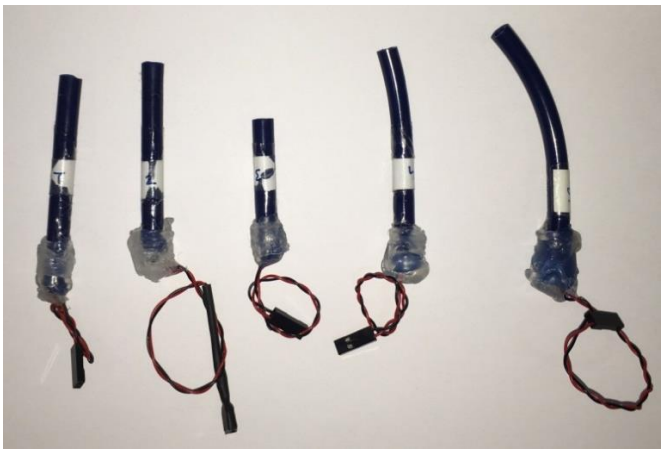
3.2 Solunum Seslerinin Bilgisayar Ortamına Alınması

Solunum seslerinin bilgisayar ortamına alınması için yukarıda verilen çeşitli sistem ve sensörler araştırılmıştır. Bu çalışma sırasında maliyet olarak uygun ve performans olarak yüksek olan elektret mikrofon ve stetoskop ile solunum sinyallerinin alınması seçilmiştir.

Elektret mikrofonlar ve Stetoskop hakkında yapılan detaylı araştırmalar sonucunda solunum seslerinin bilgisayar ortamına alınmasında kullanılan elektret mikrofonlar ve özellikleri Çizelge 3.1' de, mikrofonların görselleri Şekil 3.12' de ve kullanılan stetoskop modelleri ise Şekil 3.13' te verilmiştir.

Çizelge 3.1 : Çalışmada Kullanılan Elektret Mikrofonların Özellikleri.

Mikrofonlar	Hassasiyet [dB]	Çalışma Gerilimi [V]	Akım Tüketimi [mA]	Frekans [Hz]	Çıkış Empedansı [KΩ]	Sinyal Gürültü Oranı [dBA]
Panasonic WM-63GNT335	-45	2-10	0,5	20-16000	2,2	58
Pui- Audio POW-1644L-LWC50	-44	2-10	0,5	50-16000	2,2	60
Pui-Audio TNM-3054L-R	-54	2-10	0,5	10-16000	2,2	55
Cui CMA-6542TF-K	-42	1,5-10	0,5	100-20000	1,5	58
Cui CMB-6544PF	-44	4,5-10	0,5	20-20000	1	60



Şekil 3.12 : Çalışmada Kullanılan Beş Farklı Elektret Mikrofon.

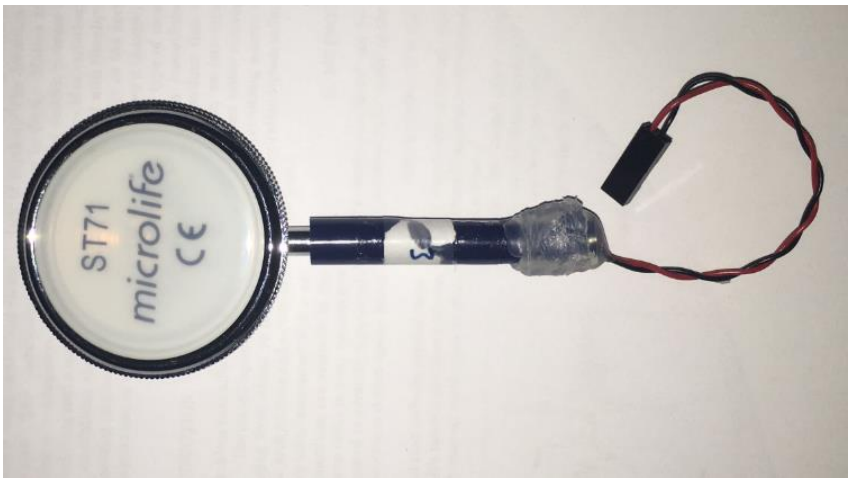


Şekil 3.13 : Çalışmada Kullanılan İki Farklı Stetoskop.

Mikrofonların stetoskop ile bağlantısının sağlanması ve çevre gürültüsünün minimuma indirilmesi için mikrofonlar plastik boru içerisine alınmış ve silikon ile etrafı kapatılmıştır. Şekil 3.14' te mikrofonlarda gürültü engelleme çalışmasının görseli ve Şekil 3.15' te stetoskop ile mikrofon bağlantısı verilmiştir.



Şekil 3.14 : Mikrofonlarda Gürültünün Engellenmesi Çalışmaları.



Şekil 3.15 : Stetoskop ile Mikrofon Bağlantısı.

Mikrofon ile bilgisayar arasındaki bağlantı Şekil 3.16’ da verilen bilgisayar üzerinde bulunan ses kartı girişi ile gerçekleştirilmiştir.



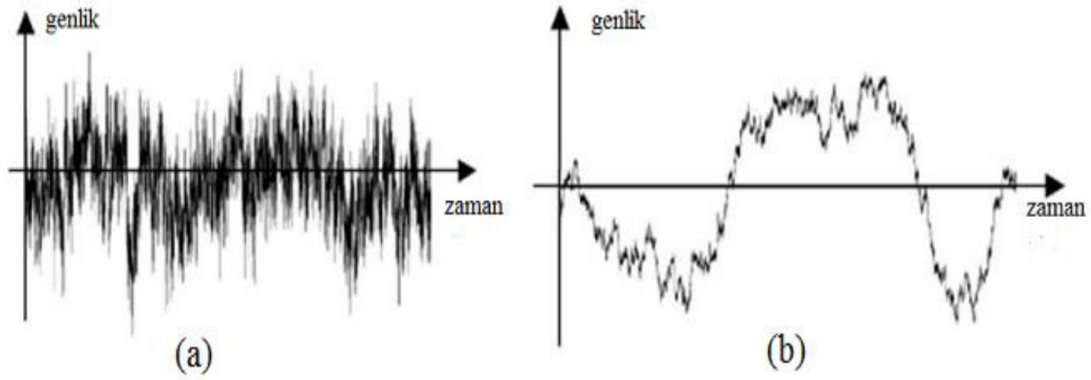
Şekil 3.16 : Mikrofon ile Bilgisayar Arasındaki Bağlantı Yapısı.

3.3 Solunum Sesleri için Ön İşleme Teknikleri

Solunum sinyallerinden apne belirleme algoritmasının uygulanmasından önce ön işleme yapılarak solunum sinyallerinden gürültü giderilmeye çalışılmıştır. Solunum sinyallerinden gürültü temizleme işlemlerinde gürültünün karakterinin tanımlanması oldukça önemli bir çalışmadır. Gürültünün yapısı ve karakteristiği, uygulanacak olan sinyal işleme yönteminin belirlenmesinde ve başarım oranında oldukça etkilidir. Bu nedenle doğru belirlenmiş bir gürültünün filtrelenmesi ile algoritmanın iyi performans göstermesi sağlanır. Yapı ve özelliklerine göre gürültüler değişmektedir. Mikrofon ve stetoskop yardımı ile alınan solunum seslerinde renkli arka plan

gürültüleri ve toplamsal olmayan gürültüler etkilidir[25]. Bu çalışmada bu iki gürültünün giderilmesi amaçlanmıştır.

Renkli arka plan gürültüsü, bozucu etki oluşturduğu sinyal ile doğrudan ilgili olmayan dış kaynaklı gürültülerdir. Bu gürültüler günlük hayatta karşılaşılan tüm seslerden oluşmaktadır ve zamanla değişen karakteristiğe sahiptir. Renkli gürültü genel olarak pembe ve kahverengi gürültü olarak sınıflandırılır[25]. Şekil 3.17' de pembe ve kahverengi gürültü grafikleri verilmiştir.



Şekil 3.17 : Pembe Gürültü (a), Kahverengi Gürültü (b) [25].

Toplamsal olmayan gürültüler, mikrofonların doğrusal olmayan kısımlarından gelen kanal bozulmaları kaynaklı gürültülerdir. Bu gürültüler sürekli olmayıp zaman zaman sinyal üzerinde etkilidir[25].

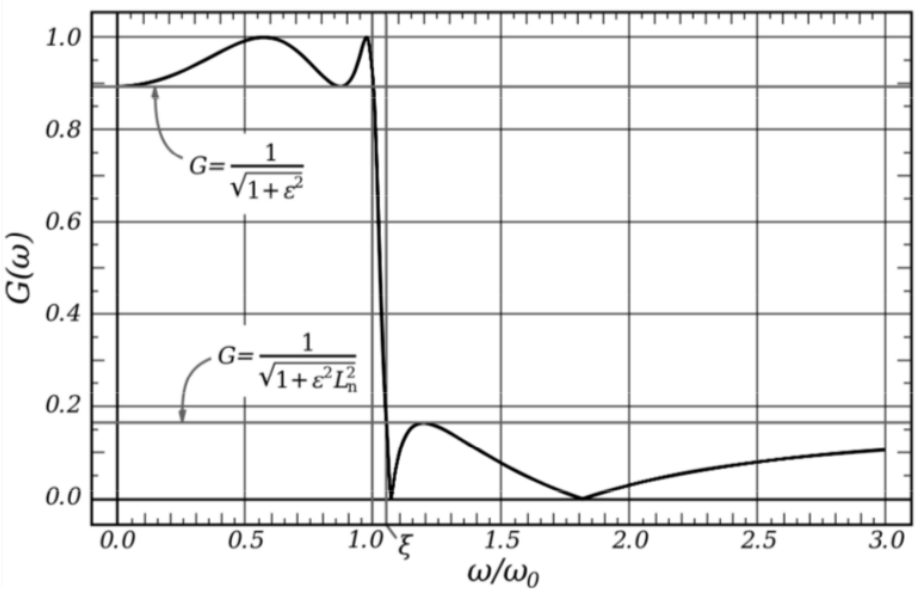
Solunum sinyali üzerinde bulunan gürültü karakteristiği belirleme çalışmalarının ardından bu gürültülerin giderilmesi için çalışmalar yapılmıştır. Solunum sinyallerinde gürültünün giderilmesi için çeşitli filtreler kullanılmıştır.

Alçak Geçiren Filtre (LPF), solunum sinyallerinde yüksek frekans bileşenlerinin giderilmesi için en fazla kullanılan yöntemlerin başında gelir. LPF istenilen bir frekans değerinin altındaki sinyalleri geçiren filtre olarak tanımlanmaktadır. Çalışmada kullanılan alçak geçiren filtre çeşidi eliptik filtredir[25].

Eliptik filtre (Cauer Filtre) geçirme ve durdurma bandında eş sıçramaya sahip ve bu sıçramaları birbirlerinden bağımsız olarak ayarlanabilen filtrelerdir. Diğer filtre yapıları ile karşılaştırıldıklarında geçiş bantları dar olması ve keskinlik oranı ($^{\omega_s}/_{\omega_p}$) küçük olması eliptik filtrenin önemli avantajlarıdır. Eliptik filtreler Chebyshev ve ters Chebyshev filtre özelliklerine sahiptir[26]. Frekansa bağlı olarak n. dereceden bir eliptik filtrenin genlik fonksiyonu denklem 3.1' de tanımlanmıştır.

$$G_n(\omega) = \frac{1}{\sqrt{1+\varepsilon^2 R_n^{\,2}(\xi, \omega/\omega_0)}} \tag{3.1}$$

Burada R_n n. dereceden eliptik rasyonel fonksiyonu, ω_0 filtre kesim frekansını, ξ seçicilik faktörünü ve ε sıçrama faktörünü göstermektedir. Şekil 3.18' de verilen eliptik filtre genlik cevabı grafiğinden görüleceği üzere geçiş bandında oluşan sıçramaların genliği doğrudan ε' ye bağlı iken durdurma bandında oluşan sıçramaların genliği hem ε' ye hem de ξ' ye bağlıdır[26].

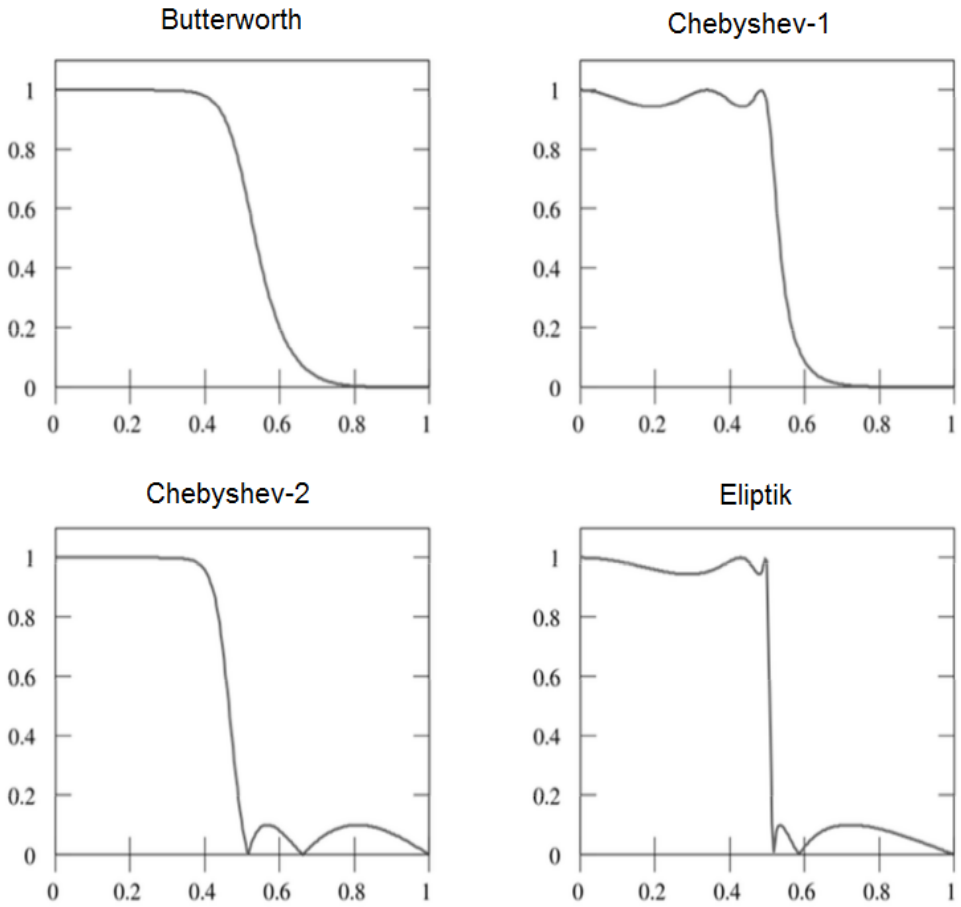


Şekil 3.18 : Eliptik Alçak Geçiren Filtre Cevabı[26].

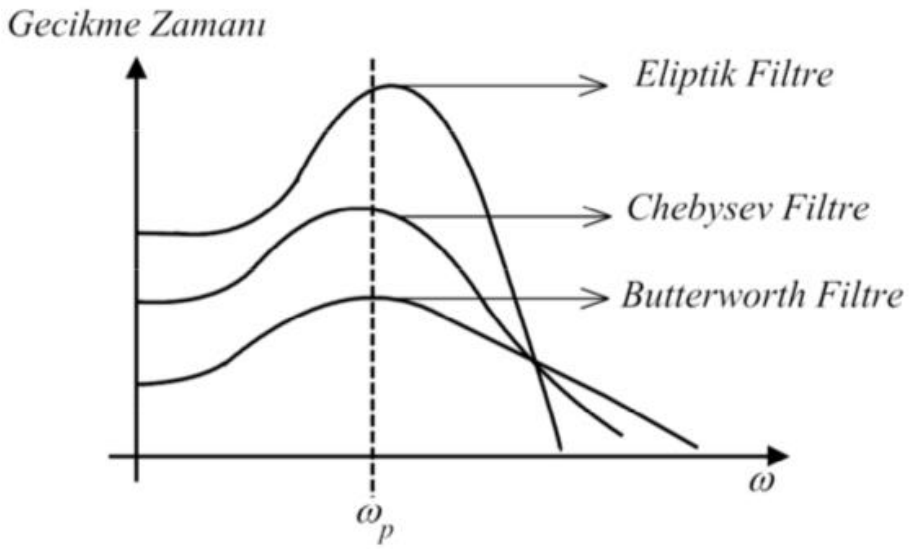
Eliptik filtrelerden geçiş bandı sıçraması 0 olduğunda ters Chebyshev, durdurma bandı sıçraması 0 olduğunda Chebyshev ve her iki bant için de sıçrama 0 olduğunda ise Butterworth filtre elde edilir. Ayrıca eliptik filtreler geçirme bandı dikliği açısından diğer filtrelere göre oldukça avantajlıdır. Keskinlik oranı (ω_s/ω_p) 1,5 olan bir eliptik filtrenin derecesi 5 iken Chebyshev için 8, Butterworth için 17 şeklindedir[26]. Geçirme bandının hızlı olması gereken biyomedikal uygulamalarında, eliptik filtrelerin bu avantajlarından dolayı kullanımları oldukça yaygındır.

Filtre yaklaşımlarında önemli diğer bir parametre ise faz ve grup gecikmeleridir. Faz gecikmesi sistemdeki mutlak gecikmeyi gösterirken, grup gecikmesi sistemin doğrusallığı hakkında bilgi verir. Faz cevabında bozulma olmaması için grup gecikmesinin sabit ve küçük değerlerde olması gerekmektedir[26]. Şekil 3.19' da

filtre tiplerinin keskinlik oranları ve Şekil 3.20' de filtrelere tiplerinin gecikme zamanı grafikleri verilmiştir. Bu grafikler karşılaştırıldığında dar geçiş bandı istenen uygulamalarda kullanılacak en uygun filtrenin eliptik filtre olduğu görülmektedir.



Şekil 3.19 : Filtre Çeşitlerinin Keskinlik Oranlarının Karşılaştırılması[26].



Şekil 3.20 : Filtre Tiplerinin Gecikme Zamanlarının Karşılaştırılması[26].

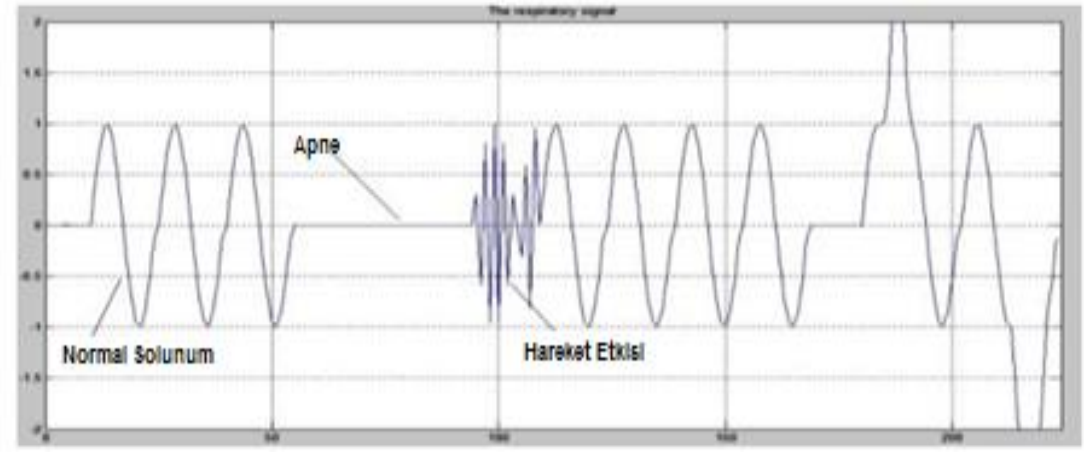
Eliptik filtrelerin yukarıda verilen avantajlarından dolayı bu çalışmada solunum sinyalinde bulunan yüksek frekans bileşenlerinin filtrelenmesinde eliptik alçak geçiren filtreler kullanılmıştır.

3.4 Solunum Seslerinden Apne Belirleme Yöntemleri

3.4.1 Parametrik Yöntem ile Apne Belirleme

Apne belirleme çalışmalarında ilk araştırılan yöntem parametrik yöntem ile apne belirleme yöntemidir. Parametrik yöntem apne belirleme çalışmaları, en yaygın apne türü olan tıkayıcı uyku apnesi belirleme üzerine yoğunlaşmıştır. Parametrik yöntem solunum sinyalinden çeşitli parametrelerin çıkarılıp eşik değerlerine göre kontrol edilmesine dayanmaktadır[27,28].

Parametrik yönteme göre solunum sinyali üç bölümden oluşmaktadır. Bunlar; normal solunum, hareket etkisi ve apne şeklindedir. Şekil 3.21' de solunum sinyalinin bu üç durumu verilmiştir.

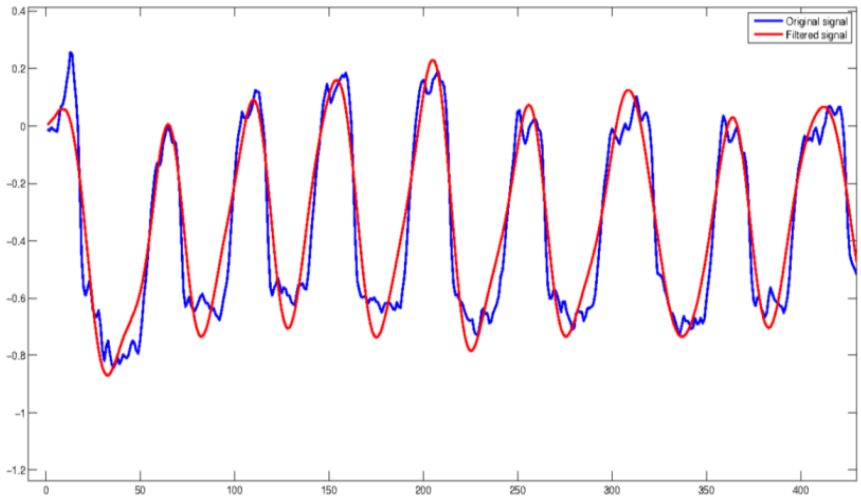


Şekil 3.21 : Solunum Sinyali Durumları[27].

Parametrik yöntem ile apne belirleme yönteminde ilk olarak solunum sinyalinden yüksek frekans bileşenlerinin giderilmesi için alçak geçiren filtre uygulanmaktadır. Ardından sinyalin anlık ortalaması sinyalin anlık değerinden çıkarılarak sinyal normalize edilir. Normalize edilen sinyalden apne belirleme parametreleri hesaplanır. Daha sonra hesaplanan bu parametreler sınır değerleri ile kontrol edilerek solunum sinyalinde apne olup olmadığı belirlenir.

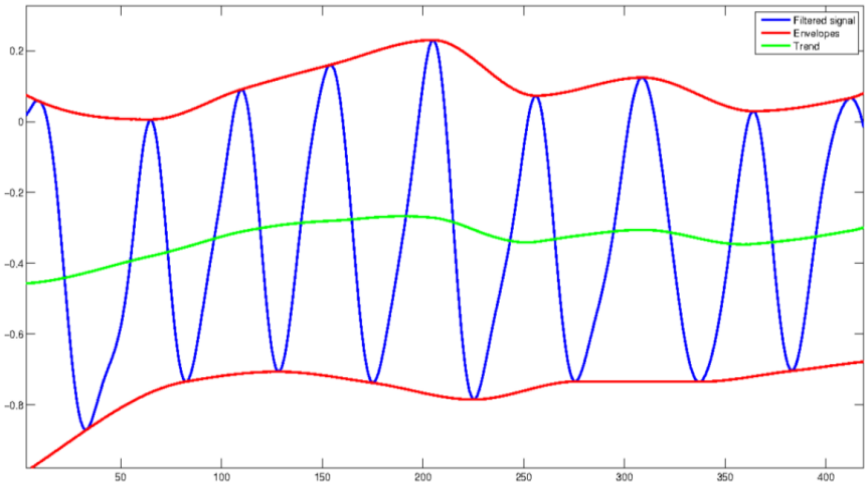
Çalışmanın ilk aşamasında 20 Hz ile örneklenmiş solunum sinyalinden yüksek gürültü bileşenlerinin giderilmesi için 0.7 Hz kesim frekansına sahip alçak geçiren

eliptik filtre uygulanmıştır. Solunumun maksimum frekansının 0.7 Hz olduğundan dolayı filtrenin kesim frekansı da 0.7 Hz olarak seçilmiştir. Şekil 3.22' de 20 Hz' de örneklenmiş solunum sinyalinin 0.7 Hz kesim frekanslı eliptik filtre uygulanması verilmiştir.



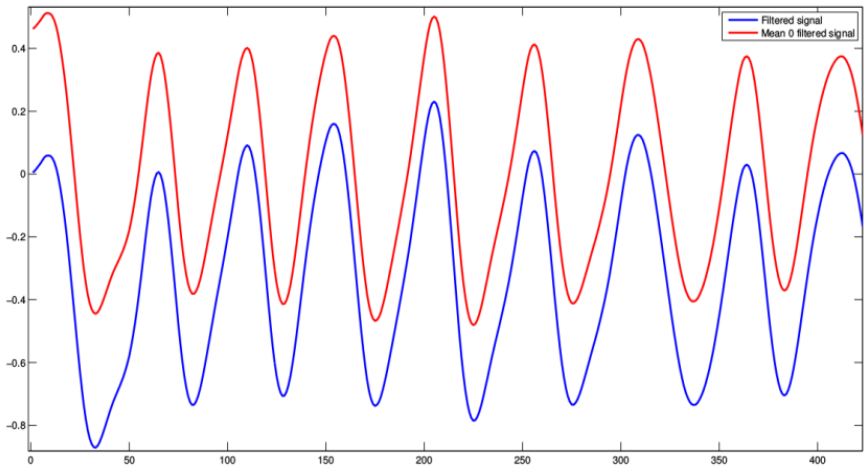
Şekil 3.22 : 20 Hz' de Örneklenmiş Solunum Sinyaline 0,7 Hz Kesim Frekanslı Eliptik LPF uygulanması.

Solunum sinyalinin filtrelenmesinin ardından sinyal analiz işleminin daha doğru yapılabilmesi için sinyal normalize edilmiştir. Bu işlem Piecewise Cubic Hermite interpolasyonu kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu yöntemde ilk olarak sinyalin pozitif ve negatif zarf (envelope) eğrileri bulunur. Pozitif ve Negatif zarf eğrilerinin ortalaması alınarak ortalama eğrisi bulunur. Şekil 3.23' te örnek bir solunum sinyalinin pozitif zarf, negatif zarf ve Sinyalin ortalaması verilmiştir.



Şekil 3.23 : Örnek Bir Solunum Sinyalinin Pozitif Zarf, Negatif Zarf ve Ortalama Eğrileri.

Sinyalin ortalaması, sinyalin anlık değerinden çıkarılarak sinyal normalize edilmiş olur. Bu işlem sonucunda elde edilen sinyalin ortalaması 0 olur. Şekil 3.24' te örnek bir solunum sinyalinin normalize edilmesi verilmiştir.



Şekil 3.24 : Örnek Bir Solunum Sinyalinin Normalize Edilmesi.

Parametrik yöntemde solunum sinyalinden apne belirlemek için Auto Regressive (AR) model kullanılmaktadır. AR model öngörme yöntemi olup eşit zaman aralıklarında gözlenen zaman serisi sinyallerine uygulanmaktadır. Zaman sinyalinin gelecek dönemdeki değerlerini hesaplamak için kullanılır[29]. Parametrik yöntemde AR model kullanılarak solunum sinyali parametreleri hesaplanır. Hesaplanan bu parametreler daha önceden belirlenen eşik değerler ile karşılaştırılarak solunum sınıflandırılması yapılmaktadır. Solunum sinyalinden aşağıdaki dört temel parametre çıkarılır:

- Enerji İndeksi (Energy Index, EI)
- Sıfır Eksen Geçişi (Zero Crossing, ZC)
- Dominant Frekansı (Dominant Frequency, FAR)
- Dominant Frekans Kuvveti (Strength of the Dominant Frequency, STR)

Enerji indeksi, solunum sinyalinin gücünü belirtmekte ve denklem 3.2 ile hesaplanmaktadır[27, 28].

$$EI = \frac{1}{N} \cdot \sum_{n=1}^{N} | x_n |^2 \qquad (3.2)$$

Burada N örnek sayısını, x_n genlik değerini göstermektedir. Enerji indeksi hesaplamada ilk olarak tüm sinyalin enerji indeksi hesaplanır. Daha sonra belirlenen

zaman aralıkları için her bir aralığın enerji indeksi hesaplanır. Belirlenen zaman aralıkları için hesaplanan enerji indeksleri, tüm sinyalin enerji indeksi ile karşılaştırılarak hangi eşik değer aralığına düştüğü hesaplanır.

Enerji indeksleri için yöntemin belirlediği eşik değerler, tüm sinyalin enerji indeksinin %33 ile %150' si aralığıdır[27, 28].

Sıfır Eksen Geçişi, solunum sinyalinin sıfır ekseninden geçiş sıklığını göstermektedir. Sıfır eksen geçişi denklem 3.3' te gösterilen şekilde hesaplanmaktadır[27, 28].

$$ZC = \sqrt{EI} \tag{3.3}$$

Sıfır eksen geçişi için belirlenen eşik değerler 0.2 Hz – 0.8 Hz aralığıdır[27, 28].

Dominant Frekansı, ikinci dereceden AR model kullanılarak hesaplanmıştır. Solunum sinyali denklem 3.4' te verilen şekilde matematiksel olarak ifade edilir[27, 28].

$$X(n) = a_1 x(n-1) + a_2 x(n-2) + e(n) \tag{3.4}$$

Burada a_1 ve a_2 ikinci dereceden AR model katsayılarıdır. Bu yöntemde dominant frekans, denklem 3.5 kullanılarak hesaplanmaktadır[27, 28].

$$FAR = \frac{f_s}{2\pi} \arctan \frac{a_1}{a_2} \tag{3.5}$$

Dominant frekans için belirlenen eşik değerler 0,2 Hz - 0.8 Hz aralığıdır[27, 28].

Dominant Frekans Kuvveti, dominant frekansın sinyale olan etkisi olarak nitelendirilebilir ve denklem 3.6 ile hesaplanmaktadır[27, 28].

$$STR = \frac{S(FAR)}{S_{TOT}} \tag{3.6}$$

Burada S(FAR) dominant frekans etrafındaki gücü, S_{TOT} ise toplam gücü vermektedir. Çalışmada STR denklem 3.7 ile hesaplanmaktadır[27, 28].

$$STR = \sqrt{a_1^{\,2} + a_2^{\,2}} \tag{3.7}$$

STR için belirlenen eşik değerler 0.7 ve 1 aralığıdır[27, 28].

Parametrik yöntem ile apne belirleme çalışmasına göre STR 0-1 aralığında olmalıdır. STR 1 e yaklaştıkça solunumun normal olduğunu göstermekte 0 a yaklaştıkça solunumun bozulduğunu ve FAR ve ZC' nin doğruluğunu yitirdiğini göstermektedir[27, 28].

Parametrik yöntem ile apne belirlemede dört parametre hesaplandıktan sonra hesaplanan sonuçların eşik değerler aralığında olup olmadığı kontrol edilmektedir. Bu yöntemde dört parametreden en çok enerji indeksi üzerine yoğunlaşılmış diğer parametreler karara destek oluşturmaktadır. Parametrelerin eşik aralığında olmadığı durumda enerji indeksi kontrol edilir. Yönteme göre enerji indeksi eşik değerin altındaysa apne, eşik değerin üstündeyse hareket etkisi ve eşik değer aralığı normal solunum olarak nitelendirilmektedir.

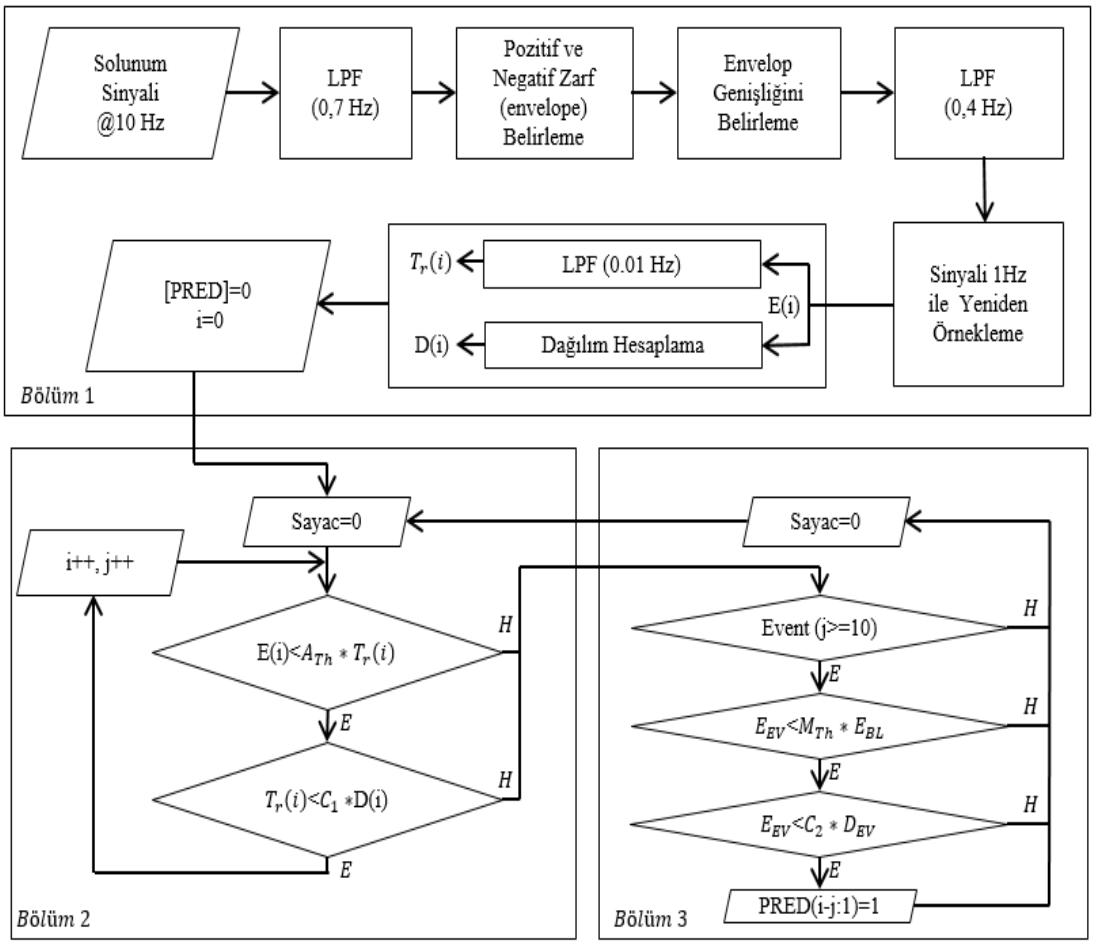
3.4.2 Bant Spektral Özellik Yöntemi ile Apne Belirleme

Bant spektral özellikleri ile apne belirleme yönteminde solunum sinyalinden çeşitli özelliklerin çıkarılması ve bu özelliklerin normal durumu ile apneli durumu arasındaki kontrol ile apne tespiti yapılmıştır[30]. Bant spektral özellikleri ile apne belirleme çalışmasında apne hipopne indeksi 5' den küçük ve 30 ile 75 yaş arası toplam 100 hastanın kaydı alınmış ve bunların yarısı algoritmanın testi için yarısıda apne tespitinde kullanılan katsayıların belirlenmesi için kullanılmıştır.

Çalışmada apne, solunum sinyalinin maksimum enerjisinin %20' inin altına en az 10 saniye süresince inmesi olarak tanımlanmıştır. Apne türlerinden tıkayıcı apne, merkezi apne ve birleşik apne olmak üzere her üç apne türününde tespit edilmesi hedeflenmiş ancak belirlenen apne türünün sınıflandırılması makalenin kapsamına alınmamıştır.

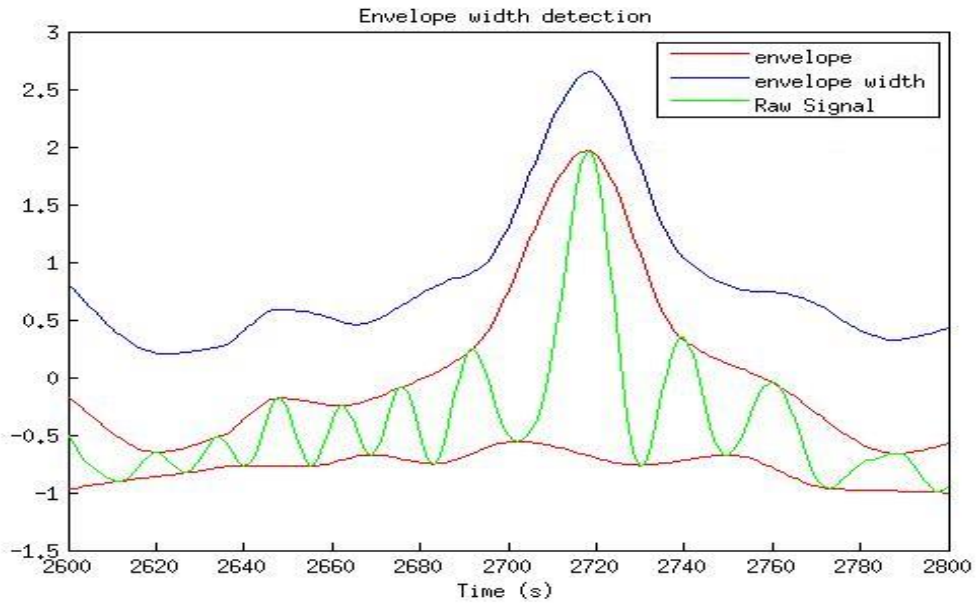
Bant spektral özellikleri ile apne belirleme algoritması üç bölümden oluşmaktadır. Birinci bölümde ilk olarak solunum sinyalinden yüksek frekans gürültüsünün giderilmesi için alçak geçiren filtre uygulanmıştır. Ardından solunum sinyalinin zarf değişimi hesaplanmıştır. Solunum sinyalinin zarf değişiminin düşük frekanslarda incelenmesi için alçak geçiren filtre ve solunum sinyalinin zarf değişiminin

istatistiksel dağılımı incelenerek bant spektral özellikleri çıkarılmıştır. Yöntemin ikinci bölümünde çıkarılan özelliklerin belirlenen bir aralık için apne olup olmadığı kontrol edilmiştir. Üçüncü bölümde apnenin süresi ve durumu kontrol edilmiştir. Şekil 3.25' te algoritma akış diyagramı verilmiştir.



Şekil 3.25 : Bant Spektral Özellikleri ile Apne Belirleme Algoritması[30].

Algoritmanın birinci bölümde solunum sinyaline ait bant spektral özellikleri çıkarılmaktadır. Bu bölümde 10 Hz ile örneklenmiş solunum sinyalinden yüksek gürültü bileşenlerinin giderilmesi için 0.7 Hz kesim frekansına sahip alçak geçiren eliptik filtre uygulanmıştır. Uygulanan filtrenin geçirme bandı sıçraması değeri 0.5 dB durdurma bandı sıçraması değeri ise 30 dB olarak alınmıştır. Solunumun maksimum frekansının 0.7 Hz olduğundan dolayı filtrenin kesim frekansı da 0.7 Hz olarak seçilmiştir. Ardından filtrelenmiş sinyalin pozitif ve negatif zarf eğrileri bulunmuştur. Pozitif ve negatif zarf eğrileri arasındaki fark alınarak solunum sinyalinin zarf değişim grafiği çıkarılmıştır. Şekil 3.26' da solunum sinyalinin zarf değişimini gösteren örnek bir çalışma verilmiştir.



Şekil 3.26 : Örnek Bir Solunum Sinyalinin Zarf Değişim Grafiği.

Solunum sinyalinin zarf değişimi daha sonra kesim frekansı 0.4 Hz olan alçak geçiren eliptik filtreden geçirilmiştir. Solunum sinyalleri üzerinde yapılan testlerde 0.4 Hz değeri üzerinde anlamlı veri azaldığı için ikinci eliptik filtrenin kesim frekansı 0.4 Hz olarak belirlenmiştir. Uygulanan ikinci filtrenin geçirme bandı sıçraması değeri 0.5 dB durdurma bandı sıçraması değeri ise 30 dbB olarak alınmıştır. Bu filtre işleminden sonra filtre edilen sinyal 1 Hz ile yeniden örneklenerek apne belirlemede kullanılan ilk özellik, solunum sinyali zarfının 0.4 Hz' e kadarki zarf değişimi (E) hesaplanmıştır. Ardından E sinyali 0.01 Hz lik alçak geçiren üçüncü eliptik filtreden geçirilerek ikinci özellik, solunum sinyalinin zarf değişiminin çok düşük frekanslardaki eğilimi (Tr) hesaplanmıştır. Uygulanan üçüncü filtrenin geçirme bandı sıçraması değeri 0.5 dB durdurma bandı değeri ise 30 dB olarak alınmıştır. Solunum sinyali apne durumunda 0.01-0.1 Hz frekans aralığına düşmektedir[31]. Bu nedenle apnenin doğruluğunu kesinleştirmek için solunum sinyalinin çok düşük frekanslardaki eğilimine bakılmıştır. Birinci bölümde son olarak apne belirlemedeki son özellik, 120 saniyelik bir aralıktaki E sinyalinin %90' ı ile %10' u arasındaki istatistiksel dağılımı (D) hesaplanmıştır.

İkinci bölümde apne sayacı sıfır yapılarak her 1 saniyelik solunum sinyali işlenir. İkinci bölümde ilk olarak solunum sinyali zarf değişiminin düşük frekanslardaki eğiliminin, zarf değişiminden fazla olup olmadığı kontrol edilir. Bu işlem denklem 3.8 ile kontrol edilir[30].

$$E(i) < A_{Th} * T_r(i) \tag{3.8}$$

Burada $A_{Th} = 1.42$ sabit bir katsayı olup 50 kişilik oluşturulan hasta gurubu için yapılan testlerde belirlenmiştir[30]. İlk kontrolün olumlu sonuçlanmasının ardından istatistiksel dağılımının düşük frekanslardaki eğiliminden fazla olup olmadığı kontrol edilir. Bu işlem denklem 3.9 ile kontrol edilir[30].

$$T_r(i) < C_1 * D(i) \tag{3.9}$$

Burada $C_1 = 0.8$ sabit bir katsayı olup 50 kişilik oluşturulan hasta gurubu için yapılan testlerde belirlenmiştir[30]. İkinci bölümde kontrol edilen denklem 3.8 ve denklem 3.9' un her ikisinin olumlu sonuçlanması durumunda i ve j sayaçları artırılır. Burada j 1 hz de ki apne ve i ise iterasyonu gösterir. Çalışmanın ikinci bölümü apne belirleme işlemini saniye hassasiyetinde yapan bölümdür. Burada iki durumdan herhangi birinin sağlanmaması durumunda üçüncü bölüme geçilir. Burada iki durumdan herhangi birinin sağlanamaması durumu apnenin bittiği ve normal solunumun başladığını gösterir. Üçüncü bölümde alınan apne sinyalinin gerçek apne olup olmadığı kontrol edilir.

Üçüncü bölümde ilk olarak apnenin süresinin en az 10 saniye olup olmadığı kontrol edilir. Bu işlem denklem 3.10 ile kontrol edilir[30].

$$Event \qquad (j >= 10) \tag{3.10}$$

Burada ikinci bölümde alınan her saniyelik apne durumunun toplamda 10 saniyeye ulaşıp ulaşmadığı kontrol edilir. Eğer henüz 10 sn' ye ulaşılmamışsa iterasyon artırılarak ikinci bölüm tekrardan işlenir. Eğer apne durumu 10 saniyeye ulaşmış veya geçmişse normal durumdaki solunum sinyalinin zarf değişiminin (E_{BL}) apne durumundaki zarf değişimden (E_{EV}) fazla olup olmadığı kontrol edilmektedir. Bu işlem denklem 3.11 ile kontrol edilir[30].

$$E_{EV} < M_{TH} * E_{BL} \tag{3.11}$$

Burada $M_{Th} = 0{,}92$ sabit bir katsayı olup 50 kişilik oluşturulan hasta gurubu için yapılan testlerde belirlenmiştir[30]. Bu kontrolün ardından üçüncü bölümde son

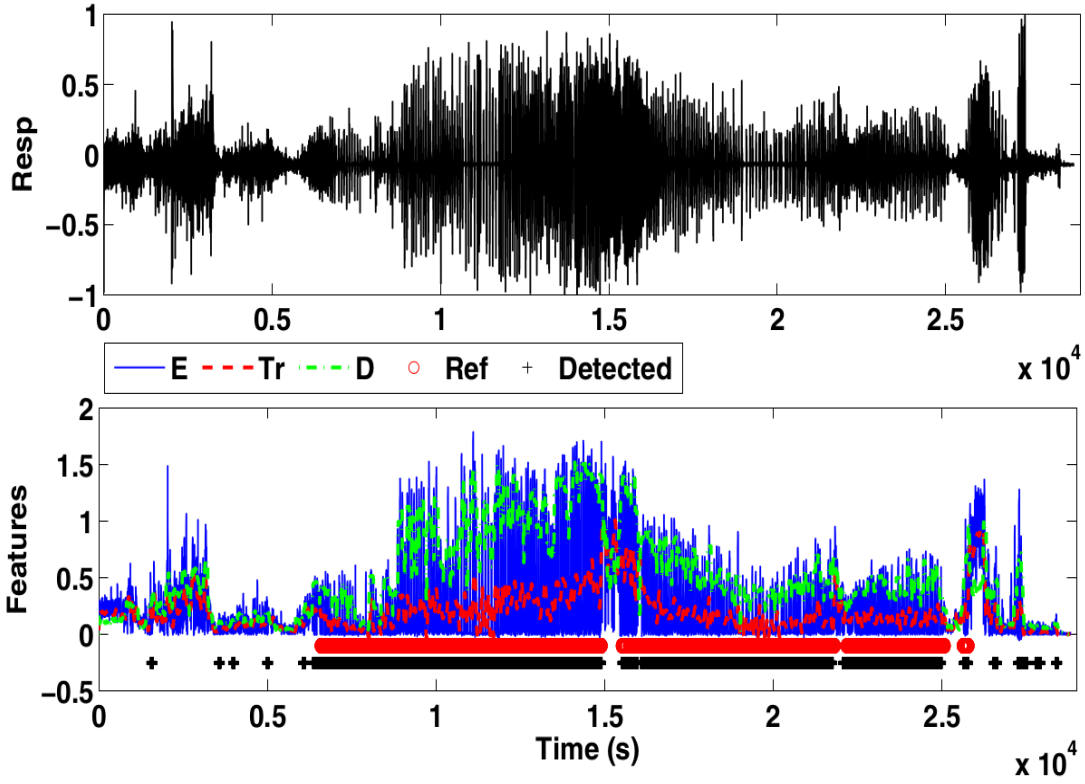
olarak apne durumundaki istatistiksel dağılımın, apne durumundaki zarf değişimden fazla olup olmadığı kontrol edilir. Bu işlem denklem 3.12 ile kontrol edilir[30].

$$E_{EV} < C_2 * D_{EV} \tag{3.12}$$

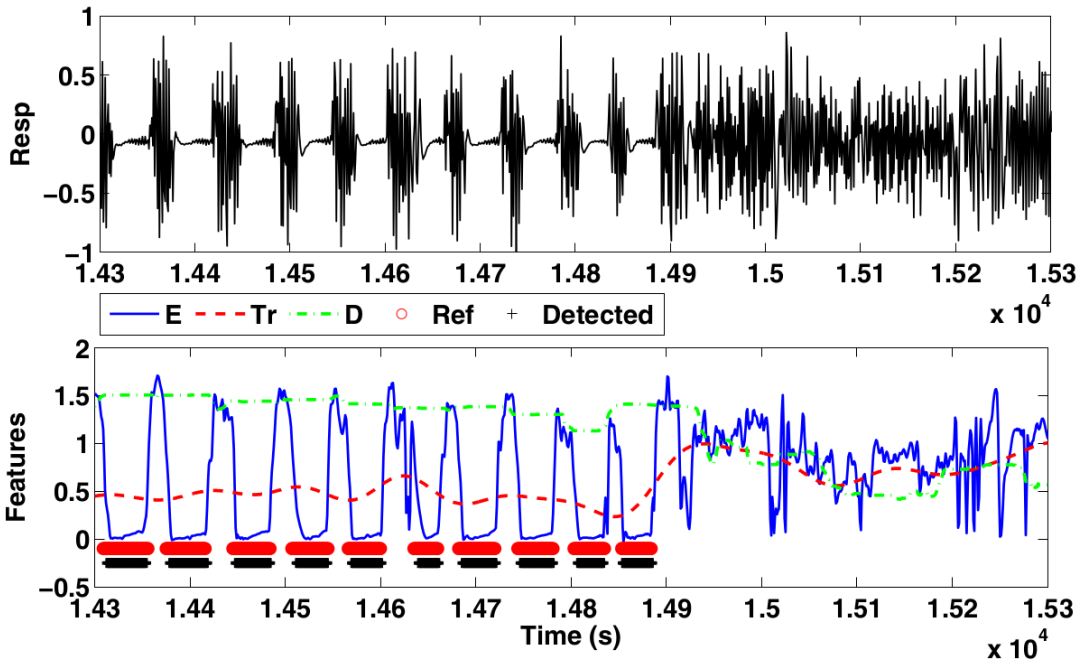
Burada $C_2 = 0{,}22$ sabit bir katsayı olup 50 kişilik oluşturulan hasta gurubu için yapılan testlerde belirlenmiştir[30].

Üçüncü bölümde kontrol edilen denklem 3.10, denklem 3.11 ve denklem 3.12' in her üçünün olumlu sonuçlanması durumunda bu olay uyku apnesi olarak değerlendirilir. Ancak bu üç denklemden herhangi birinin sağlanmaması durumunda i sayacı 1 artırılır ve işlem tekrar ikinci bölümün başına döner.

Şekil 3.27' de çalışmada kullanılan örnek bir hastadan alınan solunum sinyalinin grafiği, Şekil 3.28' de bu grafiğin daha ayrıntılı solunum ve apne grafiği verilmiştir.



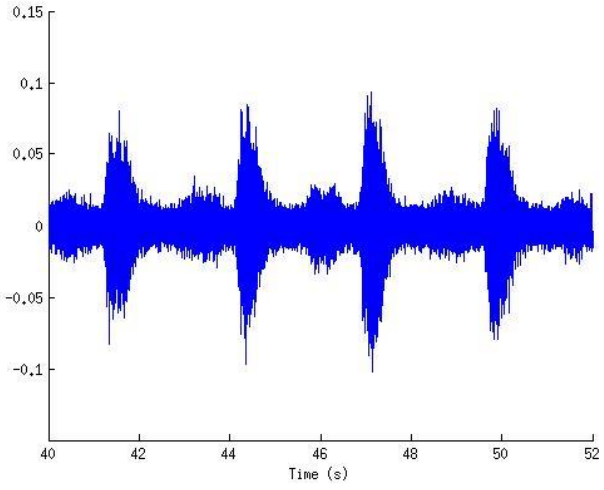
Şekil 3.27 : Çalışmada Kullanılan Örnek Bir hasta Solunum Sinyali[30].



Şekil 3.28 : Örnek Hasta Ayrıntılı Solunum Sinyali ve Apne Grafiği[30].

3.5 Gerçek Zamanlı Solunum Sesleri Çalışmaları

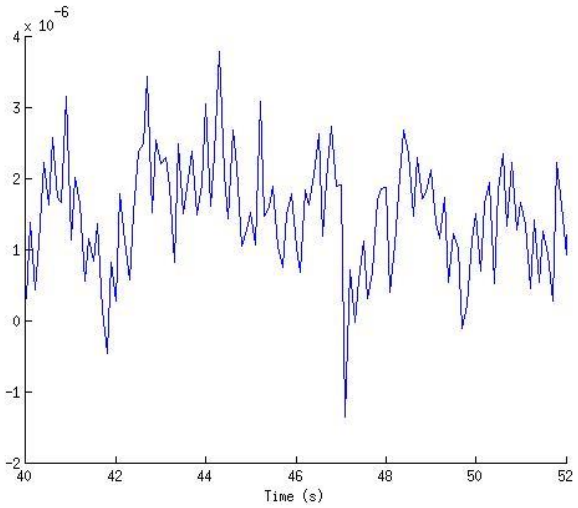
Gerçek zamanlı solunum sinyallerinin alınmasında maliyet olarak uygun performans olarak yüksek elektret mikrofon ve stetoskop seçilmiştir. Ancak elektret mikrofon ile solunum sinyalinin alınmasındaki en büyük problem, mikrofonun çok geniş bir dinleme aralığının olmasıdır. Bu nedenle alınan sinyalde solunum sinyalinin yanı sıra oldukça fazla gürültü bileşenleride bulunmaktadır. Şekil 3.29' te elektret mikrofon yardımı ile alınan bir solunum sinyali verilmiştir.



Şekil 3.29 : Elektret Mikrofon ile Alınan Solunum Sinyali.

Solunum sinyalinin çok düşük frekanslarda olmasından dolayı uyku apnesi belirleme algoritmalarıda düşük frekanslarda tasarlanmıştır. Elektret mikrofon ile alınan solunum sinyallerinde çok fazla yüksek frekans bileşeni ve gürültü barındırdığından doğrudan alınan sinyal uyku apnesi belirleme algoritmasına uygulanamamaktadır.

Elektret mikrofon ile 8 KHz örnekleme frekansı ile alınan solunum sinyali doğrudan bu yöntemlere uygulandığında 10 Hz örnekleme frekansı ile yeniden örneklenmesini gerekmektedir. Şekil 3.29' da elektret mikrofon alınan sinyal 10 Hz ile yeniden örneklendiğinde Şekil 3.30' da verilen sinyal elde edilir.



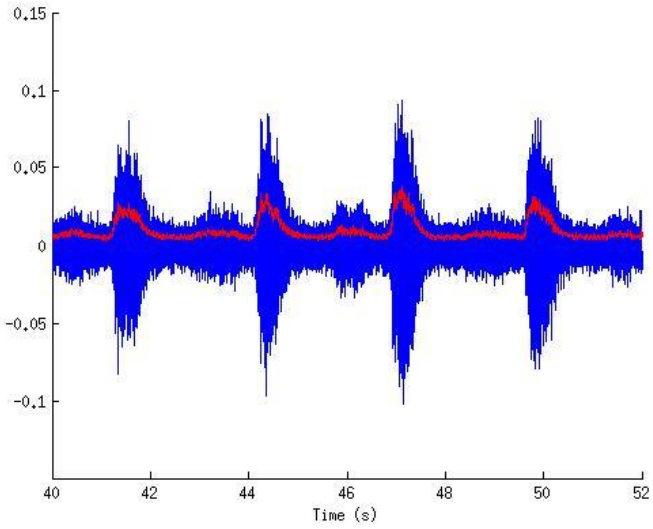
Şekil 3.30 : Elektret Mikrofonu ile 8 kHz Örnekleme Frekansı ile Alınan Solunum Sinyalinin 10 Hz ile Yeniden Örneklenmesi.

Şekil 3.30' dan görüleceği üzere sinyal tamamen bozulmuş ve anlamını yitirmiştir. Bu nedenle elektret mikrofon ile alınan solunum sinyali doğrudan algoritmaya uygulanmak yerine ön işlemden geçirildikten sonra uyku apnesi belirleme algoritması uygulanmalıdır.

Mikrofon yardımı ile alınan yüksek frekanslı sinyallerin pozitif ve negatif zarf eğrileri, sinyalin genlik modülasyonundaki taşıyıcı sinyale benzetilerek çıkarılmaktadır. Bu yöntemde sinyalin sınır eğrisi Root Mean Square Envelope (RMS-Envelope) hesaplaması ile yapılmaktadır. RMS-Envelop formülü denklem 3.13' te verilmiştir[32].

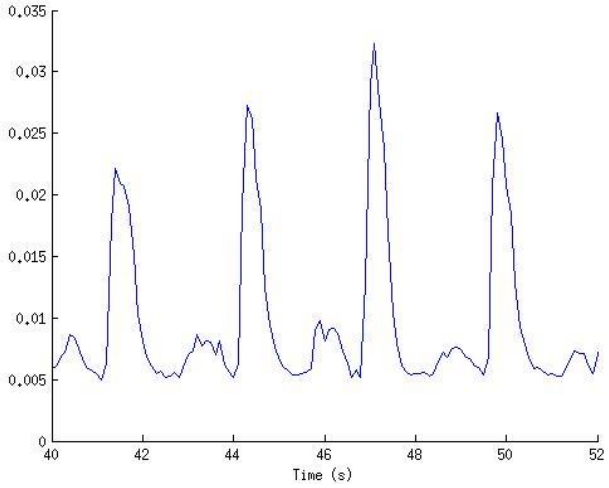
$$RMS_Envelop(i) = \sqrt{\frac{\sum_{n=-N/2}^{N/2} x(i+n)^2}{N}} \tag{3.13}$$

Denklem 3.13’ te x(i) solunum sinyalini, N örnekleme aralığını göstermektedir. Şekil 3.29’ da verilen solunum sinyaline RMS-Envelop işlemi uygulandığında Şekil 3.31’ de verilen yeni sinyal elde edilir.



Şekil 3.31 : Elektret Mikrofon ile Alınan Solunum Sinyalinin RMS-Envelop Grafiği.

Şekil 3.31’ de elde edilen bu sinyal solunum sinyali hakkında detaylı bilgi vermese de sinyalin periyodikliği hakkında bilgi vermektedir. Elde edilen yeni sinyal 10 Hz de yeniden örneklendiğinde Şekil 3.32’ de verilen grafik elde edilir.



Şekil 3.32 : RMS-Envelop Grafiğinin 10 Hz ile Yeniden Örneklenmesi.

RMS_Envelop yöntemi ile periyodikliği hakkında bilgi edindiğimiz solunum sinyali uyku apnesi belirlemede kullanılacak her iki algoritma için de uygun hale getirilmiştir.

4. BENZETİM SONUÇLARI VE TARTIŞMA

4.1 Veri Tabanları

Solunum sesleri ile uyku apnesi belirleme çalışmalarında Çizelge 4.1' de verilen gerçek hastalara ait PSG kayıtları kullanılmıştır. PSG kayıtları uyku laboratuvarlarında kontrollü bir ortamda kaydedilmiştir. Hastalara ait veri tabanlarında uyku sırasında solunum sinyalinin yanı sıra birçok fizyolojik ölçümde alınmıştır. Bu ölçümler yardımı ile hekimin hastalığı teşhis ve hastalığın tedavisi kolaylaşmaktadır.

Çizelge 4.1 : Çalışmada Kullanılan Veri Tabanları.

Veri tabanı	Hasta Sayısı	PSG İçeriği	Kayıt Alan Hastane
Ucddb	24	EEG(C3-A2), EEG(C4-A1), Left EOG, Right EOG, Submental EMG, ECG, Respiration, Ribcage Movement, Abdomen Movement, Oksijen saturasyon, snoring, body position	Dublin St. Vincent's Üniversite Hastanesi
Slpdb	18	ECG, Blood Pressure, EEG, Respiration	Beth Israel Hastanesi
Ankara Hastanesi Hasta Kaydı	1	F3, F4, C3, C4, O1, O2, M1, M2, E1, E2, ECG1, ECG2, LLeg1, LLeg2, RLeg1, RLeg2, Chin1, Chin2, Chin3,LEG/L, LEG/R, Respiratory, Abdo, Thor, Snore, Sum, Position, O2 Status, Pulse, SpO2, Nasal Pressure, SENTEC CO2, SENTEC O2, SENTEC HR, Pleth, Derived HR, Light, Manuel Pos, Respiratory Rate, PTT	Hastane Ortamında alınan Gerçek Hasta Kaydı.
Mikrofon ve Stetoskop ile alınan solunum sinyalleri	20	Respiration	-

4.1.1 St. Vincent' s Üniversitesi Hastanesi Veri tabanı

St. Vincent' s Üniversitesi Hastanesi Uyku kliniği tarafından rastgele seçilen hastalardan alınan PSG kayıtlarından oluşmaktadır[33]. Hastaların seçiminde 18 yaşından büyük olması, kalp rahatsızlığı ve bilinen bir kronik hastalığının olmaması

ve uyku apnesi teşhisi kesinleşen hastaların olmasına dikkat edilmiştir. Kayıtlar üç kanallı holter cihazı ile uyku labaratuvarında alınmıştır. Çizelge 4.2' de hastalara ait bilgiler verilmiştir.

Çizelge 4.2 : St. Vincent's Üniversitesi Hastanesi Veri tabanı Hasta Bilgileri[33].

Hastalar	Boy [cm]	Kilo [kg]	Cinsiyet	Hasta Apne Sayısı	Yaş	Kayıt Süresi [h]	Uyku Verimi (%)
UCDDB002	172	100,3	E	23	54	6,2	84
UCDDB003	179	102	E	51	48	7,3	81
UCDDB005	176	100,4	E	13	65	6,9	63
UCDDB006	185	103,5	E	31	52	6,7	89
UCDDB007	183	84	E	12	47	6,8	90
UCDDB008	145	59,8	K	5	63	6,4	64
UCDDB009	180	101,5	E	12	52	7,7	80
UCDDB010	174	119	E	34	38	7,6	92
UCDDB012	179	97,5	E	25	51	7,2	85
UCDDB013	153	80	K	16	62	6,8	61
UCDDB014	177	91	E	36	56	6,4	79
UCDDB015	170	83,9	E	6	28	7,6	77
UCDDB017	176	117	E	12	53	6,6	87
UCDDB018	171	77	E	2	35	6,8	60
UCDDB019	178	97,8	E	16	49	7,1	92
UCDDB020	179	108,8	E	15	52	6,3	78
UCDDB021	161	87	K	13	41	7,6	82
UCDDB022	166	80,7	E	7	34	6,6	58
UCDDB023	165	89	K	39	68	7,2	67
UCDDB024	172	99,9	E	24	54	7,6	83
UCDDB025	174	128,6	E	91	52	5,9	77
UCDDB026	175	84	E	14	49	7	87
UCDDB027	182	93	E	55	45	7,4	86
UCDDB028	172	88,9	E	46	50	6	68

4.1.2 Beth İsrail Hastanesi Veri tabanı

Beth İsrail Hastanesi uyku kliniği tarafından rastgele seçilen tıkayıcı uyku apnesi teşhisi konulmuş hastalardan alınan PSG kayıtlarından oluşmaktadır[34]. Kayıtlar altı kanallı PSG cihazı ile uyku laboratuvarında tıkayıcı uyku apnesi hastalığında CPAP tedavi yönteminin başarım oranını incelemek için alınmıştır. Çizelge 4.3' te hastalara ait bilgiler verilmiştir.

Çizelge 4.3 : Beth İsrail Hastanesi Veri tabanı Hasta Bilgileri[34].

Hastalar	Boy [cm]	Cinsiyet	Hasta Apne Sayısı	Yaş	Kayıt Süresi [h]
SLP01.A	89	E	17	44	1,59
SLP01.B	89	E	23	44	2,59
SLP02.A	145	E	34	38	2,59
SLP02.B	145	E	22	38	2,14
SLP03	152	E	43	51	5,19
SLP04	108	E	59	40	5,19
SLP14	152	E	30	37	5,19
SLP16	118	E	53	35	5,19
SLP32	92	E	22	54	5,19
SLP37	125	E	35	39	5,49
SLP41	145	E	60	45	6,29
SLP45	133	E	5	42	6,19
SLP48	-	E	46	56	6,19
SLP59	111	E	55	41	3,59
SLP60	108	E	18	49	5,54
SLP61	91	E	15	32	6,09
SLP66	95	E	30	33	3,39
SLP7x	-	E	20	-	1,16

4.1.3 Ankara Hastanesi Hasta Kaydı

Ankara hastanesi hasta kaydı tıkayıcı uyku apnesi teşhisi koyulmuş bir hastanın yedi saatlik kapsamlı PSG kaydından oluşmaktadır[35]. PSG kaydı kontrollü bir uyku laboratuvarında yaşlı bir erkek hastadan alınmıştır. Çizelge 4.4' te hastaya ait bilgiler verilmiştir.

Çizelge 4.4 : Ankara Hastanesi Hasta Bilgileri[35].

Hastalar	Boy [cm]	Cinsiyet	Kilo [kg]	Hasta Apne Sayısı	Yaş	Kayıt Süresi [h]
Hasta-1	156	E	72	22	51	7

4.1.4 Gerçek Zamanlı Alınan Solunum Sesleri

Mikrofon ve stetoskop yardımı ile solunum sesleri gerçek zamanlı uyku apnesi tespiti algoritmasının geliştirilmesi için alınmıştır. Bu kapsamda beş farklı mikrofon ve iki farklı stetoskop kullanılarak 20 kayıtlık bir veri tabanı oluşturulmuştur. Solunum sesleri 8 kHz örnekleme frekansı ile alınmış ve bilgisayarda ".wav" olarak kaydedilmiştir. Çizelge 4.5' te gerçek zamanlı alınan solunum sesleri veri tabanı verilmiştir.

Çizelge 4.5 : Gerçek Zamanlı Mikrofon ve Stetoskop ile Alınan Solunum Sesleri Veri tabanı.

Kayıt	Mikrofon	Stetoskop	Cinsiyet	Apne Sayısı	Yaş	Kayıt Süresi [dk]
Kayıt001	Panasonic WM-63GNT335	ST71	E	2	28	9,2
Kayıt002	Panasonic WM-63GNT335	ST72	E	2	28	9,5
Kayıt003	Pui- Audio POW-1644L-LWC50	ST71	E	3	25	11,3
Kayıt004	Pui- Audio POW-1644L-LWC50	ST72	E	3	25	13
Kayıt005	Pui-Audio TNM-3054L-R	ST71	E	3	27	12,6

Çizelge 4.5 (devam): Gerçek Zamanlı Mikrofon ve Stetoskop ile Alınan Solunum Sesleri Veritabanı.

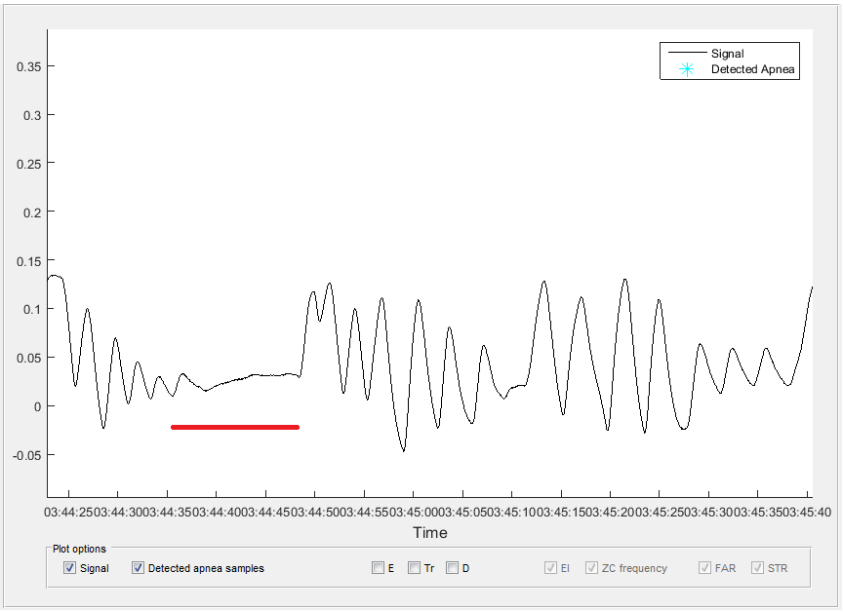
Kayıt	Mikrofon	Stetoskop	Cinsiyet	Apne Sayısı	Yaş	Kayıt Süresi [dk]
Kayıt006	Pui-Audio TNM-3054L-R	ST72	E	3	27	10,5
Kayıt007	Cui CMA-6542TF-K	ST71	E	2	23	8.3
Kayıt008	Cui CMA-6542TF-K	ST72	E	2	23	7
Kayıt009	Cui CMB-6544PF	ST71	E	2	28	9.2
Kayıt010	Cui CMB-6544PF	ST72	E	2	28	5.1
Kayıt011	Panasonic WM-63GNT335	ST71	K	3	26	8.7
Kayıt012	Panasonic WM-63GNT335	ST72	K	3	26	7.5
Kayıt013	Pui- Audio POW-1644L-LWC50	ST71	K	3	26	13.6
Kayıt014	Pui- Audio POW-1644L-LWC50	ST72	K	3	26	12
Kayıt015	Pui-Audio TNM-3054L-R	ST71	K	3	26	11.8
Kayıt016	Pui-Audio TNM-3054L-R	ST72	K	3	26	10.7
Kayıt017	Cui CMA-6542TF-K	ST71	K	2	26	6.3
Kayıt018	Cui CMA-6542TF-K	ST72	K	2	26	6.7
Kayıt019	Cui CMB-6544PF	ST71	K	2	26	5.8
Kayıt020	Cui CMB-6544PF	ST72	K	2	26	5.7

4.2 Veri Tabanları Kullanılarak Elde Edilen Sonuçlar

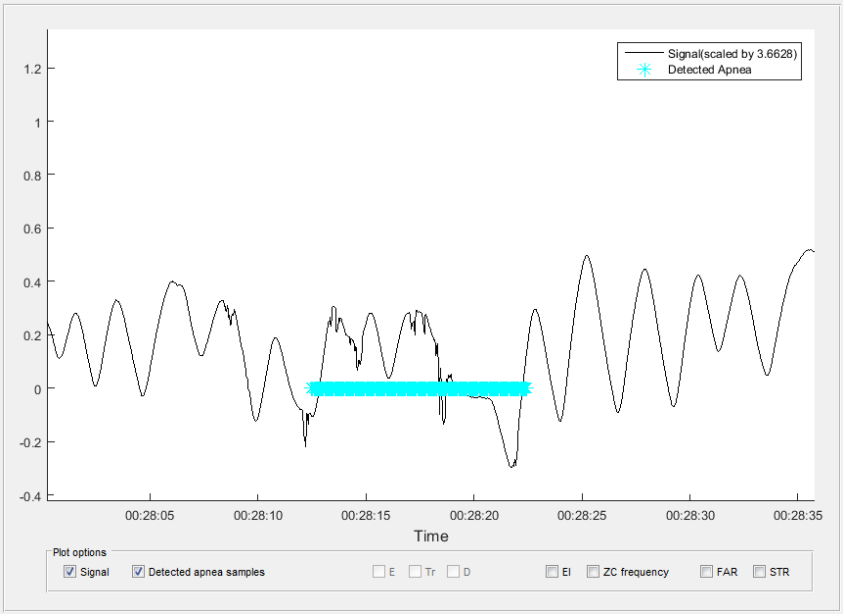
4.2.1 Parametrik Yöntem Kullanılarak Elde Edilen Sonuçlar

Parametrik yöntem çalışmalarında, en yaygın apne türü olan tıkayıcı uyku apnesi belirleme üzerine yoğunlaşılmış ve solunum sinyalden çeşitli parametrelerin çıkarılıp eşik değerlerine göre kontrol edilmesi ile apne tespiti yapılmıştır.

Parametrik yöntem ile uyku apnesi tespit edilmesinde, seçilen veri tabanındaki her bir hastanın kaydı detaylı olarak incelenmiş ve kayıt sırasında kaç defa apne geçirdiği çıkarılmıştır. Bunlara ek olarak Yalancı Pozitiflik Oranı (False Positive Rate (FP)) ve Yalancı Negatiflik Oranı (False Negative Rate (FN)) değerleri hesaplanmıştır. FP, gerçekte uyku apnesinin olmayıp ancak algoritmanın buna apne dediği yanlış alarm durumdur. FN, gerçekte uyku apnesi olup ancak algoritmanın apne olarak algılayamadığı durumdur. Şekil 4.1' te Örnek bir FN grafiği, Şekil 4.2' te örnek bir FP grafiği verilmiştir.



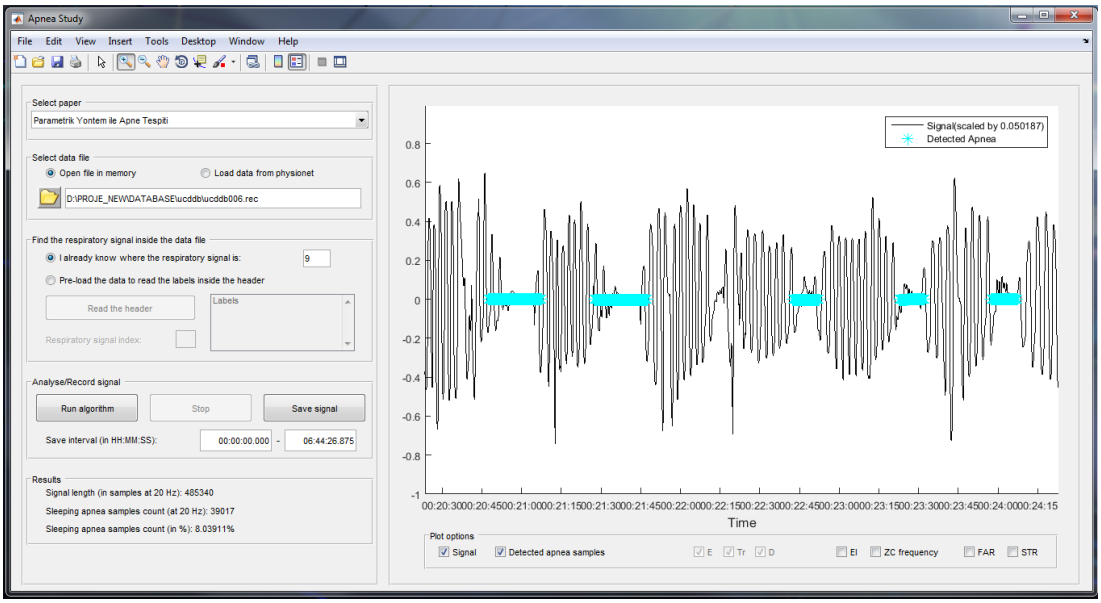
Şekil 4.1 : Ankara Hastanesi Hasta Kaydının Örnek Yalancı Negatiflik (FN) Grafiği.



Şekil 4.2 : Ankara Hastanesi Hasta Kaydının Örnek Yalancı Pozitiflik (FP) Grafiği.

Şekil 4.1 ve Şekil 4.2’ de verilen mavi noktalar algoritma tarafından bulunan uyku apnelerini, kırmızı çizgi ise gerçekte apnenin gerçekleştiği ancak algoritmanın tespit edemediği solunum aralığını göstermektedir.

Parametrik yöntem ile ilk çalışmalara St. Vincent’ s Üniversitesi Hastanesi veri tabanı ile başlanmıştır. Bu kapsamda hasta verileri sıra ile incelenmiş ve apne tespiti kontrol edilmiştir. Şekil 4.3’ te örnek bir hasta apne grafiği verilmiştir.



Şekil 4.3 : Parametrik Yöntem ile St. Vincent’ s Hastanesi Veri Tabanı Örnek Bir Hasta Apne Grafiği.

Şekil 4.3’ te verilen apne grafiğinde mavi nokta ile işaretlenen noktalar en az 10 sn boyunca sürmüş uyku apnelerdir.

St. Vincent’ s üniversitesi yapılan ilk çalışmada 5 sn’ lik bir hesaplama adım aralığı ile parametrelerin hesaplanmasıdır. Hesaplama sonucunda elde edilen sonuçlardan apne belirlemek için süre olarak en az 10 sn’ ye ihtiyaç vardır. Süre doğruluğunun sağlanması için birbirini takip eden en az iki 5 sn’ lik aralığın apne koşulunu sağlaması kontrol edilmiştir.

Çizelge 4.6’ da 5 sn hesaplama aralıklı algoritmanın St. Vincent’ s üniversitesi hastanesi veri tabanına uygulanmasının sonuçları verilmiştir.

Çizelge 4.6 : Parametrik Yöntemde 5 sn Hesaplama Aralıklı St. Vincent's Üniversitesi Hastanesi Veri tabanı Sonuçları.

Hastalar	Hasta Apne Sayısı	Bulunan Apne Sayısı	Bulunan Doğru Apne Sayısı	FP	FN
UCDDB002	23	39	19	20	4
UCDDB003	51	60	46	14	5
UCDDB005	13	19	9	10	4
UCDDB006	31	42	26	16	5
UCDDB007	12	24	8	16	4
UCDDB008	5	26	3	23	2
UCDDB009	12	19	7	12	5
UCDDB010	34	45	28	17	6
UCDDB012	25	27	21	6	4
UCDDB013	16	16	11	5	5
UCDDB014	36	49	29	20	7
UCDDB015	6	18	4	14	2
UCDDB017	12	25	8	17	4
UCDDB018	2	14	2	12	0
UCDDB019	16	30	12	18	4
UCDDB020	15	29	11	18	4
UCDDB021	13	22	9	13	4
UCDDB022	7	19	5	14	2
UCDDB023	39	49	31	18	8
UCDDB024	24	38	19	19	5
UCDDB025	91	126	85	41	6
UCDDB026	14	25	10	15	4
UCDDB027	55	65	50	15	5
UCDDB028	46	55	44	11	2

St. Vincent' s üniversitesi hastanesi veri tabanı ile yapılan ikinci çalışma ise apne belirlemede kullanılan hesaplama süre aralıklarının düşürülmesi çalışmasıdır. Bu kapsamda daha önceden belirlenen 5 sn hesaplama aralığı 1 sn' ye düşürülmüş ve tekrar testler gerçekleştirilmiştir. Aralık süresinin daraltılması ile birlikte apne süresinin en az 10 sn kontrolü için birbirini takip eden her 1 sn hesaplama aralığının

toplamının en az 10 olması kontrol edilmiştir. Çizelge 4.7' de algoritmanın 1 sn' lik hesaplama aralığı ile St. Vincent' s üniversitesi hastanesi veri tabanına uygulanmasının sonuçları verilmiştir.

Çizelge 4.7 : Parametrik Yöntemde 1 sn Hesaplama Aralıklı St. Vincent's Üniversitesi Hastanesi Veri tabanı Sonuçları.

Hastalar	Hasta Apne Sayısı	Bulunan Apne Sayısı	Bulunan Doğru Apne Sayısı	FP	FN
UCDDB002	23	35	20	15	3
UCDDB003	51	58	47	11	4
UCDDB005	13	17	10	7	3
UCDDB006	31	38	27	11	4
UCDDB007	12	20	9	11	3
UCDDB008	5	15	5	10	0
UCDDB009	12	19	8	11	4
UCDDB010	34	44	30	14	4
UCDDB012	25	27	21	6	4
UCDDB013	16	16	13	3	3
UCDDB014	36	45	31	14	5
UCDDB015	6	11	5	6	1
UCDDB017	12	18	9	9	3
UCDDB018	2	8	2	6	0
UCDDB019	16	23	13	10	3
UCDDB020	15	21	12	9	3
UCDDB021	13	19	10	9	3
UCDDB022	7	12	6	6	1
UCDDB023	39	47	35	12	4
UCDDB024	24	30	21	9	3
UCDDB025	91	105	90	15	1
UCDDB026	14	20	12	8	2
UCDDB027	55	59	52	7	3
UCDDB028	46	52	44	8	2

Parametrik yöntem ile apne belirlemede yapılan ikinci çalışma Ankara hastanesi hasta kaydı üzerinde yapılan apne tespit çalışmasıdır. Bu kapsamda Ankara hastanesi veri tabanı üzerinde yapılan ilk çalışma parametrik yöntemin 5 sn hesaplama aralığı ile Ankara hastanesi hasta kaydına uygulanmasıdır.

Çizelge 4.8' de parametrik yöntem ile apne tespit algoritmasının hasta kaydına 5 sn hesaplama aralıklı uygulanmasının sonuçları verilmiştir.

Çizelge 4.8 : Parametrik Yöntemde 5 sn Hesaplama Aralıklı Ankara Hastanesi Hasta Kaydına Uygulanmasının Sonuçları.

Hastalar	Hasta Apne Sayısı	Bulunan Apne Sayısı	Bulunan Doğru Apne Sayısı	FP	FN
Hasta-1	22	34	16	18	6

Ankara hastanesi hasta kaydı üzerine parametrik yöntem ile apne belirlemede yapılan ikinci çalışma yine hesaplama adım aralığının apne tespitine etkisinin incelenmesidir. Bu kapsamda hesaplama adım aralığı 5 sn' den 1 sn' ye düşürülerek yöntem tekrardan test edilmiştir.

Çizelge 4.9' da parametrik yöntem ile apne tespit algoritmasının hasta kaydına 1 sn hesaplama adım aralıklı uygulanmasının sonuçları verilmiştir.

Çizelge 4.9 : Parametrik Yöntemde 1 sn Hesaplama Aralıklı Ankara Hastanesi Hasta Kaydına Uygulanmasının Sonuçları.

Hastalar	Hasta Apne Sayısı	Bulunan Apne Sayısı	Bulunan Doğru Apne Sayısı	FP	FN
Hasta-1	22	30	18	12	4

Parametrik yöntem ile apne belirlede yapılan üçüncü çalışma Beth israil hastanesi veri tabanı üzerinde yapılan apne tespit çalışmasıdır. Bu kapsamda Beth israil hastanesi veri tabanı üzerinde yapılan ilk çalışma, parametrik yöntemin 5 sn hesaplama aralığı ile Beth israil hastanesi hasta kayıtlarına uygulanmasıdır.

Çizelge 4.10' da parametrik yöntem ile apne tespit algoritmasının hasta kaydına 5 sn hesaplama aralıklı uygulanmasının sonuçları verilmiştir.

Çizelge 4.10 : Parametrik Yöntemde 5 sn Hesaplama Aralıklı Beth İsrail Hastanesi Hasta Kaydına Uygulanmasının Sonuçları.

Hastalar	Hasta Apne Sayısı	Bulunan Apne Sayısı	Bulunan Doğru Apne Sayısı	FP	FN
SLP01.A	17	37	14	23	3
SLP01.B	23	55	18	37	5
SLP02.A	34	45	24	21	10
SLP02.B	22	32	18	14	4
SLP03	43	57	35	22	8
SLP04	59	71	35	36	24
SLP14	30	42	20	22	10
SLP16	53	63	42	21	11
SLP32	22	35	18	17	4
SLP37	35	48	25	23	10
SLP41	60	77	50	27	10
SLP45	5	14	5	9	0
SLP48	46	56	38	18	8
SLP59	55	65	47	18	8
SLP60	18	27	14	13	4
SLP61	15	23	11	12	4
SLP66	30	40	22	18	8
SLP7x	20	32	16	16	4

Beth israil hastanesi veri tabanı üzerine parametrik yöntem ile yapılan ikinci çalışma yine hesaplama adım aralığının 5 sn' den 1 sn' ye düşürülerek yöntemin tekrardan test edilmesidir.

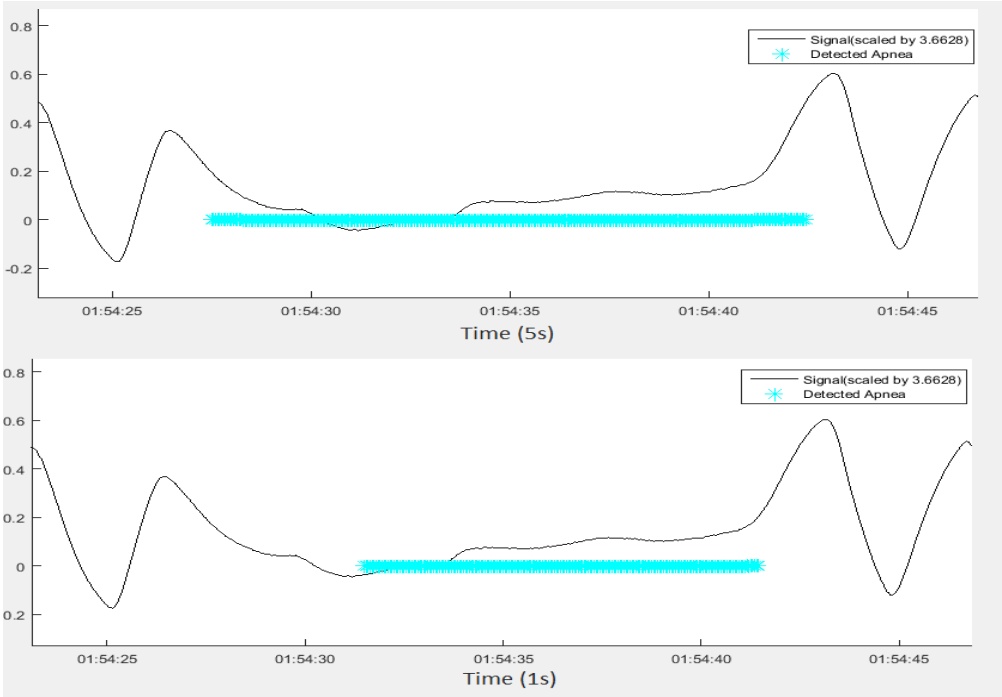
Çizelge 4.11' de algoritmanın hasta kaydına 1 sn hesaplama adım aralıklı uygulanmasının sonuçları verilmiştir.

Çizelge 4.11 : Parametrik Yöntemde 1 sn Hesaplama Aralıklı Beth İsrail Hastanesi Hasta Kaydına Uygulanmasının Sonuçları.

Hastalar	Hasta Apne Sayısı	Bulunan Apne Sayısı	Bulunan Doğru Apne Sayısı	FP	FN
SLP01.A	17	33	16	17	1
SLP01.B	23	35	20	15	3
SLP02.A	34	44	27	17	7
SLP02.B	22	29	19	10	3
SLP03	43	45	38	7	5
SLP04	59	66	48	18	11
SLP14	30	40	25	15	5
SLP16	53	59	48	11	5
SLP32	22	30	19	11	3
SLP37	35	44	27	17	8
SLP41	60	73	55	18	5
SLP45	5	11	5	6	0
SLP48	46	55	42	13	4
SLP59	55	61	52	9	3
SLP60	18	25	15	10	3
SLP61	15	21	12	9	3
SLP66	30	36	26	10	4
SLP7x	20	30	18	12	2

St. Vincent' s Üniversitesi, Ankara hastanesi ve Beth israil hastanesi veri tabanları üzerinde yapılan çalışmada uyku apnesi çalışmasında hesaplama adım aralığının apne tespitine olan etkisi üzerinde durulmuştur. Bu kapsamda belirlenen iki farklı adım aralığı ile testler yapılmış ve aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

- Adım aralığının daraltılması apne başlangıç ve bitiş noktalarının doğruluğunu artırmıştır. Şekil 4.4' te verilen örnek bir hastaya ait 5 sn ve 1 sn hesaplama adım aralığında tespit edilen bir apnenin başlangıç ve bitiş noktalarının detaylı grafiği verilmiştir.



Şekil 4.4 : Örnek Bir Hastanın 5 sn ve 1 sn Hesaplama Aralıklı Apnenin Başlangıç ve Bitiş Noktalarının Detaylı Grafiği.

- Veri tabanları incelendiğinde 1 sn' lik apne sayılarının gerçeğe daha yakın olduğu, FP sayılarının daha düşük olması ve doğru bulunan apne sayısının daha fazla olması nedeniyle apne tespit başarım oranı artmıştır.
- Hesaplama adım aralığının 5 sn' den 1 sn' ye düşürülmesi ile bilgisayar ortamında solunum sinyalinin işleme süresi uzamasına neden olmuştur.

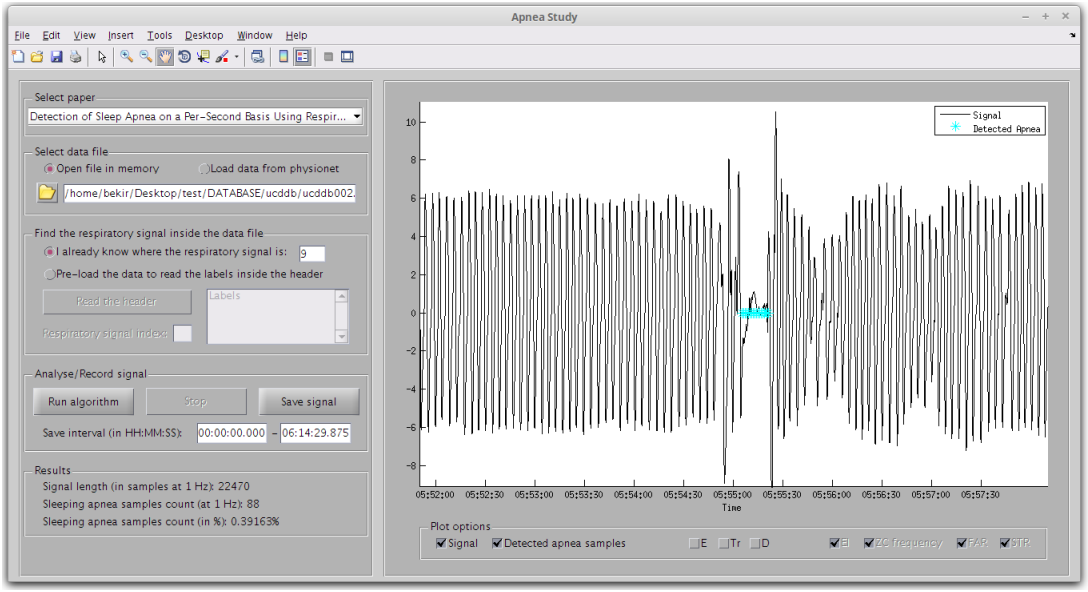
4.2.2 Bant Spektral Özellik Yöntemi Kullanılarak Elde Edilen Sonuçlar

Bant spektral özellikleri yöntemi ile apne belirleme yönteminde solunum sinyalinden çeşitli özelliklerin çıkarılması ve bu özelliklerin kontrolü ile apne tespiti yapılmaktadır.

Bant spektral özellikleri ile uyku apnesi belirleme çalışmasında apne tespitinde hesaplama adım aralığının etkisini görmek için 5 sn ve 1 sn olarak iki farklı hesaplama adım aralığı seçilmiştir. Bunun yanı sıra apne tespitinde kullanılan sabit katsayılarında apne belirlemedeki etkisini incelemek için katsayılar yapılan testler ile yeniden belirlenmiştir.

Bant spektral özellikleri yöntemi ile ilk olarak St. Vincent's üniversitesi hastanesi veri tabanına yöntem katsayıları üzerinde herhangi bir değişiklik yapılmadan uygulanmıştır. Yöntemde belirtilen ilk katsayılar; Ath = 1.42, Mth = 0.92, C1 = 0.8

ve C2 = 0.22’ dir. Katsayılar ile hesaplama ilk olarak 5 sn hesaplama adım aralığı ile yapılmıştır. Şekil 4.5’ te örnek bir hasta apne grafiği ve Çizelge 4.12’ de bu yöntemin ilk katsayılar ve 5 sn hesaplama adım aralığı ile St. Vincent’s üniversitesi hastanesi veri tabanına uygulanmasının sonuçları verilmiştir.



Şekil 4.5 : Bant Spektral Özellikleri ile St. Vincent’ s Üniversitesi Hastanesi Örnek Bir Hasta Apne Grafiği.

Çizelge 4.12 : Bant Spektral Özellikleri Yönteminin İlk Katsayılar ve 5 sn Hesaplama Adım Aralıkları ile St. Vincent’s Üniversitesi Hastanesi Veri tabanı Sonuçları.

Hastalar	Hasta Apne Sayısı	Bulunan Apne Sayısı	Bulunan Doğru Apne Sayısı	FP	FN
UCDDB002	23	35	20	15	3
UCDDB003	51	58	47	11	4
UCDDB005	13	17	10	7	3
UCDDB006	31	38	27	11	4
UCDDB007	12	20	9	11	3
UCDDB008	5	15	5	10	0
UCDDB009	12	19	8	11	4
UCDDB010	34	44	30	14	4
UCDDB012	25	27	21	6	4

Çizelge 4.12 (devam): Bant Spektral Özellikleri Yönteminin İlk Katsayılar ve 5 sn Hesaplama Adım Aralıkları ile St. Vincent's Üniversitesi Hastanesi Veri tabanı Sonuçları.

Hastalar	Hasta Apne Sayısı	Bulunan Apne Sayısı	Bulunan Doğru Apne Sayısı	FP	FN
UCDDB013	16	16	13	3	3
UCDDB014	36	45	31	14	5
UCDDB015	6	11	5	6	1
UCDDB017	12	18	9	9	3
UCDDB018	2	8	2	6	0
UCDDB019	16	23	13	10	3
UCDDB020	15	21	12	9	3
UCDDB021	13	19	10	9	3
UCDDB022	7	12	6	6	1
UCDDB023	39	47	35	12	4
UCDDB024	24	30	21	9	3
UCDDB025	91	105	90	15	1
UCDDB026	14	20	12	8	2
UCDDB027	55	59	52	7	3
UCDDB028	46	52	44	8	2

St. Vincent' s üniversitesi hastanesi veri tabanına ile yapılan ikinci çalışma yöntem katsayıları üzerinde herhangi bir değişiklik yapılmadan adım aralığı 1 sn' ye azaltılarak uyku apnesi tespit edilmeye çalışılmasıdır.

Çizelge 4.13' te bu yöntemin ilk katsayılar ve 1 sn hesaplama adım aralığı ile St. Vincent' s üniversitesi hastanesi veri tabanına uygulanmasının sonuçları verilmiştir.

Çizelge 4.13 : Bant Spektral Özellikleri Yönteminin İlk Katsayılar ve 1 sn Hesaplama Adım Aralıkları ile St. Vincent's Üniversitesi Hastanesi Veri Tabanı Sonuçları.

Hastalar	Hasta Apne Sayısı	Bulunan Apne Sayısı	Bulunan Doğru Apne Sayısı	FP	FN
UCDDB002	23	30	21	9	2
UCDDB003	51	56	50	6	1
UCDDB005	13	19	10	9	3
UCDDB006	31	34	27	7	4
UCDDB007	12	16	10	6	2
UCDDB008	5	9	5	4	0
UCDDB009	12	17	9	8	3
UCDDB010	34	40	30	10	4
UCDDB012	25	28	22	6	3
UCDDB013	16	19	13	6	3
UCDDB014	36	41	32	9	4
UCDDB015	6	10	6	4	0
UCDDB017	12	19	10	9	2
UCDDB018	2	6	2	4	0
UCDDB019	16	22	14	8	2
UCDDB020	15	19	11	8	4
UCDDB021	13	17	11	6	2
UCDDB022	7	13	6	7	1
UCDDB023	39	45	36	9	3
UCDDB024	24	28	22	6	2
UCDDB025	91	99	90	9	1
UCDDB026	14	19	12	7	2
UCDDB027	55	60	51	9	4
UCDDB028	46	50	45	5	1

Bant spektral özellikleri ile apne belirleme çalışmasında hesaplama adım aralığının 1 sn' ye indirilmesi apne tespitinin başarım oranını artırmış ve apnenin başlangıç bitiş noktalarının doğruluğunu artırmıştır.

St. Vincent' s üniversitesi hastanesi veri tabanı ile yapılan üçüncü çalışma kullanılan sabit katsayılar değiştirilerek apne belirleme başarı oranına etkisinin incelenmesi çalışmasıdır. Sabit katsayılar 0.1 aralık ile artırılıp azaltılması ile testler tekrarlanmıştır. Testler sonucunda yeni katsayılar; Ath = 1.30, Mth = 0.20, C1 = 0.7 ve C2 = 0.40 şeklinde belirlenmiştir.

Çizelge 4.14' te bu yöntemin yeni katsayılar ve 1 sn hesaplama adım aralıkları ile St. Vincent's üniversitesi hastanesi veri tabanına uygulanmasının sonuçları verilmiştir.

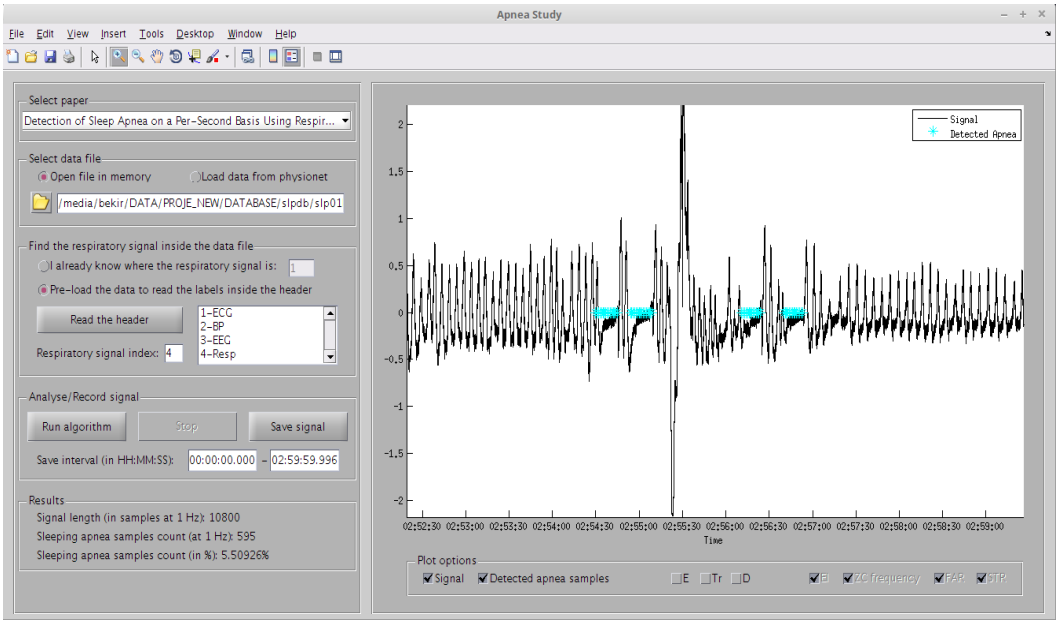
Çizelge 4.14 : Bant Spektral Özellikleri Yönteminin Yeni Katsayılar ve 1 sn Hesaplama Adım Aralıkları ile St. Vincent' s Üniversitesi Hastanesi Veri tabanı Sonuçları.

Hastalar	Hasta Apne Sayısı	Bulunan Apne Sayısı	Bulunan Doğru Apne Sayısı	FP	FN
UCDDB002	23	27	22	5	1
UCDDB003	51	55	50	5	1
UCDDB005	13	18	11	7	2
UCDDB006	31	34	29	5	2
UCDDB007	12	15	10	5	2
UCDDB008	5	7	5	2	0
UCDDB009	12	16	9	7	3
UCDDB010	34	40	31	9	3
UCDDB012	25	28	23	5	2
UCDDB013	16	19	13	6	3
UCDDB014	36	40	33	7	3
UCDDB015	6	9	6	3	0
UCDDB017	12	17	11	6	1
UCDDB018	2	5	2	3	0
UCDDB019	16	21	14	7	2
UCDDB020	15	19	13	6	2
UCDDB021	13	17	12	5	1

Çizelge 4.14 (devam): Bant Spektral Özellikleri Yönteminin Yeni Katsayılar ve 1 sn Hesaplama Adım Aralıkları ile St. Vincent' s Üniversitesi Hastanesi Veri tabanı Sonuçları.

Hastalar	Hasta Apne Sayısı	Bulunan Apne Sayısı	Bulunan Doğru Apne Sayısı	FP	FN
UCDDB022	7	11	7	4	0
UCDDB023	39	43	36	7	3
UCDDB024	24	28	23	5	1
UCDDB025	91	95	90	5	1
UCDDB026	14	17	12	5	2
UCDDB027	55	60	52	8	3
UCDDB028	46	49	45	4	1

Bant spektral yöntemi ile yapılan ikinci çalışma Beth israil hastanesi veri tabanı üzerinde yapılan çalışmalardır. Bu veri tabanında hesaplama adım aralığı ilk olarak 5 sn seçilmiş ve yöntemin ilk katsayıları değiştirilmeden kullanılmıştır. Şekil 4.6' da örnek hastanın apne grafiği ve Çizelge 4.15' te bu yöntemin ilk katsayılar0 ve 5 sn hesaplama adım aralıkları ile Beth israil hastanesi veri tabanına uygulanmasının sonuçları verilmiştir.



Şekil 4.6 : Bant Spektral Özellikleri ile Beth İsrail Hastanesi Örnek Bir Hasta Apne Grafiği.

Çizelge 4.15 : Bant Spektral Özellikleri Yönteminin İlk Katsayılar ve 5 sn Hesaplama Adım Aralıkları ile Beth İsrail Hastanesi Veri tabanı Sonuçları.

Hastalar	Hasta Apne Sayısı	Bulunan Apne Sayısı	Bulunan Doğru Apne Sayısı	FP	FN
SLP01.A	17	19	17	2	0
SLP01.B	23	32	21	11	2
SLP02.A	34	44	32	12	2
SLP02.B	22	31	19	12	3
SLP03	43	52	40	12	3
SLP04	59	66	54	12	5
SLP14	30	41	26	15	4
SLP16	53	57	46	11	7
SLP32	22	28	19	9	3
SLP37	35	43	28	15	7
SLP41	60	68	57	11	3
SLP45	5	11	5	6	0
SLP48	46	55	41	14	5
SLP59	55	64	52	12	3
SLP60	18	23	16	7	2
SLP61	15	21	12	9	3

Beth israil hastanesi veri tabanı üzerinde yapılan ikinci çalışmada hesaplama adım Aralığının 1 sn’ ye düşürülerek yöntemin ilk katsayıları değiştirilmeden apne tespit edilmeye çalışılmıştır.

Çizelge 4.16’ da bu yöntemin ilk katsayılar ve 1 sn hesaplama adım aralıkları ile Beth israil hastanesi veri tabanına uygulanmasının sonuçları verilmiştir.

Çizelge 4.16 : Bant Spektral Özellikleri Yönteminin İlk Katsayılar ve 1 sn Hesaplama Adım Aralıkları ile Beth İsrail Hastanesi Veri tabanı Sonuçları.

Hastalar	Hasta Apne Sayısı	Bulunan Apne Sayısı	Bulunan Doğru Apne Sayısı	FP	FN
SLP01.A	17	20	16	4	1
SLP01.B	23	26	21	5	2
SLP02.A	34	37	30	7	4
SLP02.B	22	24	18	6	4
SLP03	43	50	37	13	6
SLP04	59	62	54	8	5
SLP14	30	34	27	7	3
SLP16	53	55	49	6	4
SLP32	22	24	20	4	2
SLP37	35	38	33	5	2
SLP41	60	65	57	8	3
SLP45	5	7	5	2	0
SLP48	46	51	44	7	2
SLP59	55	59	53	6	2
SLP60	18	21	15	6	3
SLP61	15	17	13	4	2
SLP66	30	35	28	7	2
SLP7x	20	21	19	2	1

Beth israil hastanesi veri tabanı üzerinde yapılan üçüncü çalışma apne tespit sabit katsayılarının 0.1 Aralık ile artırılıp azaltılması ile apne belirleme performansının artırılma çalışmasıdır. Testler sonucunda yeni katsayılar; Ath = 1.60, Mth = 0.20, C1 = 0.8 ve C2 = 0.50 şeklinde belirlenmiştir.

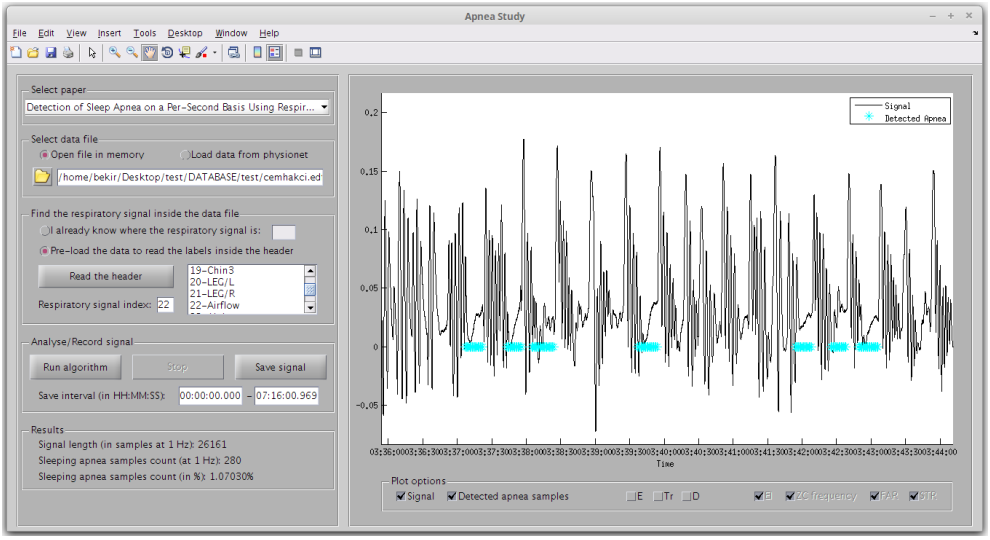
Çizelge 4.17’ de bu yöntemin yeni katsayılar ve 1 sn hesaplama adım aralıkları ile Beth israil hastanesi veri tabanına uygulanmasının sonuçları verilmiştir.

Çizelge 4.17 : Bant Spektral Özellikleri Yönteminin Yeni Katsayılar ve 1 sn Hesaplama Adım Aralıkları ile Beth İsrail Hastanesi Veri tabanı Sonuçları.

Hastalar	Hasta Apne Sayısı	Bulunan Apne Sayısı	Bulunan Doğru Apne Sayısı	FP	FN
SLP01.A	17	17	16	1	1
SLP01.B	23	25	21	4	2
SLP02.A	34	35	31	4	3
SLP02.B	22	24	19	5	3
SLP03	43	44	37	7	6
SLP04	59	60	54	6	5
SLP14	30	32	27	5	3
SLP16	53	55	49	6	4
SLP32	22	22	20	2	2
SLP37	35	38	33	5	2
SLP41	60	65	57	8	3
SLP45	5	7	5	2	0
SLP48	46	50	44	6	2
SLP59	55	56	53	3	2
SLP60	18	20	15	5	3
SLP61	15	15	14	1	1
SLP66	30	31	28	3	2
SLP7x	20	21	19	2	1

Bant spektral özellikleri ile apne belirleme yöntemi ile yapılan üçüncü çalışma yöntemin Ankara hastanesi hasta kaydına uygulanması çalışmasıdır.

Şekil 4.7’ de Ankara hastanesi hasta kaydının örnek bir apne grafiği ve Çizelge 4.18’ de bu yöntemin katsayıları değiştirilmeden ve 5 sn hesaplama adım aralıkları ile Ankara hastanesi veri tabanına uygulanmasının sonuçları verilmiştir.



Şekil 4.7 : Bant Spektral Özellikleri Yönteminin Ankara Hastanesi Hasta Kaydına Uygulanması Örnek Bir Hasta Grafiği.

Çizelge 4.18 : Bant Spektral Özellikleri Yönteminin İlk Katsayılar ve 5 sn Hesaplama Adım Aralıkları ile Ankara Hastanesi Hasta Kaydı Sonuçları.

Hastalar	Hasta Apne Sayısı	Bulunan Apne Sayısı	Bulunan Doğru Apne Sayısı	FP	FN
Hasta-1	22	27	18	9	4

Ankara hastanesi hasta kaydı ile yapılan ikinci çalışma apne belirlemede kullanılan katsayılar sabit tutularak hesaplama adım Aralığının 1 sn’ ye düşürülme çalışmasıdır. Çizelge 4.19’ da bu yöntemin katsayıları değiştirilmeden ve 1 sn hesaplama adım aralıkları ile Ankara hastanesi veri tabanına uygulanmasının sonuçları verilmiştir.

Çizelge 4.19 : Bant Spektral Özellikleri Yönteminin İlk Katsayılar ve 1 sn Hesaplama Adım Aralıkları ile Ankara Hastanesi Hasta Kaydı Sonuçları.

Hastalar	Hasta Apne Sayısı	Bulunan Apne Sayısı	Bulunan Doğru Apne Sayısı	FP	FN
Hasta-1	22	27	21	6	1

Ankara hastanesi hasta kaydı üzerinde yapılan üçüncü çalışma apne tespit sabit katsayılarının 0.1 Aralık ile artırılıp azaltılması ile apne belirleme performansının artırılma çalışmasıdır. Testler sonucunda yeni katsayılar; Ath = 1.10, Mth = 0.20, C1

= 0.5 ve C2 = 0.40 şeklinde belirlenmiştir. Çizelge 4.20' de bu yöntemin yeni katsayılar ve 1 sn hesaplama adım aralıkları ile Ankara hastanesi hasta kaydına uygulanmasının sonuçları verilmiştir.

Çizelge 4.20 : Bant Spektral Özellikleri Yönteminin Yeni Katsayılar ve 1 sn Hesaplama Adım Aralıkları ile Ankara Hastanesi Hasta Kaydını Sonuçları.

Hastalar	Hasta Apne Sayısı	Bulunan Apne Sayısı	Bulunan Doğru Apne Sayısı	FP	FN
Hasta-1	22	24	21	3	1

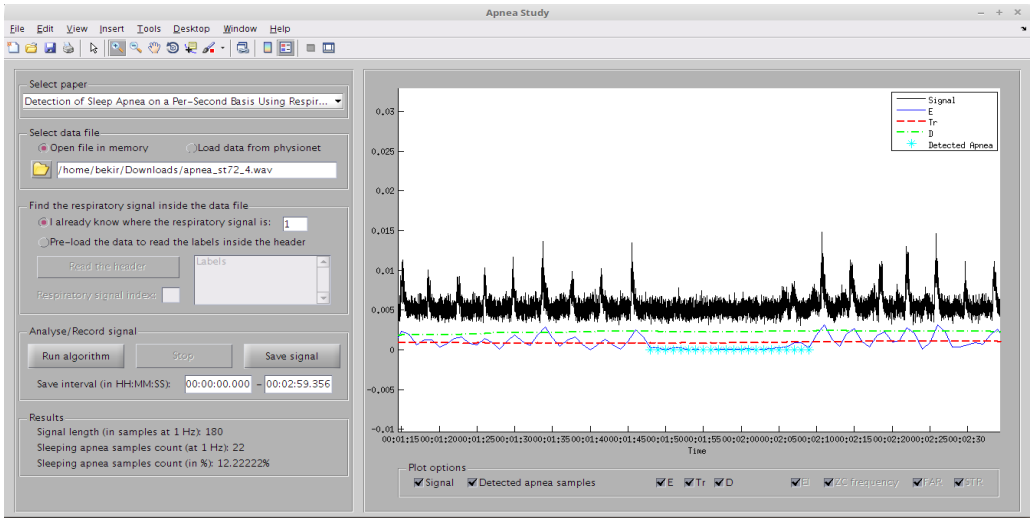
4.3 Gerçek Zamanlı Solunum Sesleri ile Elde Edilen Sonuçlar

Apne belirleme çalışmalarında yaygın olarak kullanılan iki yöntem olan; parametrik yöntem ile uyku apnesi belirleme ve bant spektral yöntemi ile uyku apnesi belirleme yöntemleri hazır veri tabanları üzerinde uygulanarak detaylı incelemeler yapılmıştır. Bu incelemeler neticesinde mikrofon yardımıyla alınan gerçek zamanlı solunum seslerinden uyku apnesi tespit çalışması için bant spektral yönteminin kullanılmasına karar verilmiştir. Bant spektral yönteminin seçilmesinde aşağıdaki avantajlar göz önünde bulundurulmuştur.

- Uyku apnesi tespitinde, bant spektral özellikleri ile uyku apnesi belirleme yönteminin parametrik yöntem ile uyku apnesi belirleme yöntemine göre başarım oranının daha yüksek olması
- Bant spektral özellikleri ile uyku apnesi belirleme yönteminin parametrik yöntem ile uyku apnesi belirleme yöntemine göre solunum sinyali üzerinde daha kapsamlı analiz yapması
- Bant spektral özellikleri ile uyku apnesi belirleme yönteminin sensör toleransının daha yüksek olması

Bant spektral özellikleri ile apne belirleme yönteminin gerçek zamanlı alınan örnek bir solunum sinyaline uygulanması Şekil 4.8' de ve elde edilen sonuçlar Çizelge 4.21' de verilmiştir.

Çalışmada kullanılan yeni katsayılar; Ath = 1.60, Mth = 0.20, C1 = 0.7 ve C2 = 0.10 şeklinde belirlenmiştir.



Şekil 4.8 : Bant Spektral Özellikleri ile Apne Belirleme Yönteminin Gerçek Zamanlı Mikrofon ile Alınan Örnek Bir Solunum Sinyaline Uygulanması Grafiği.

Çizelge 4.21 : Bant Spektral Özellikleri Yönteminin Yeni Katsayılar ile Gerçek Zamanlı Alınan Solunum Seslerine Uygulanmasının Sonuçları.

Hastalar	Hasta Apne Sayısı	Bulunan Apne Sayısı	Bulunan Doğru Apne Sayısı	FP	FN
Kayıt001	2	2	2	0	0
Kayıt002	2	2	2	0	0
Kayıt003	3	3	2	1	1
Kayıt004	3	4	3	1	0
Kayıt005	3	3	3	0	0
Kayıt006	3	3	3	0	0
Kayıt007	2	2	2	0	0
Kayıt008	2	2	2	0	0
Kayıt009	2	1	1	0	1
Kayıt010	2	2	2	0	0
Kayıt011	3	3	3	0	0
Kayıt012	3	4	3	1	0
Kayıt013	3	3	3	0	0
Kayıt014	3	4	3	1	0
Kayıt015	3	3	3	0	0

Çizelge 4.21 (devam): Bant Spektral Bant Spektral Özellikleri Yönteminin Yeni Katsayılar ile Gerçek Zamanlı Alınan Solunum Seslerine Uygulanmasının Sonuçları.

Hastalar	Hasta Apne Sayısı	Bulunan Apne Sayısı	Bulunan Doğru Apne Sayısı	FP	FN
Kayıt016	3	3	2	1	1
Kayıt017	2	2	2	0	0
Kayıt018	2	2	2	0	0
Kayıt019	2	2	2	0	0
Kayıt020	2	4	2	2	0

5. DEĞERLENDİRME VE SONUÇ

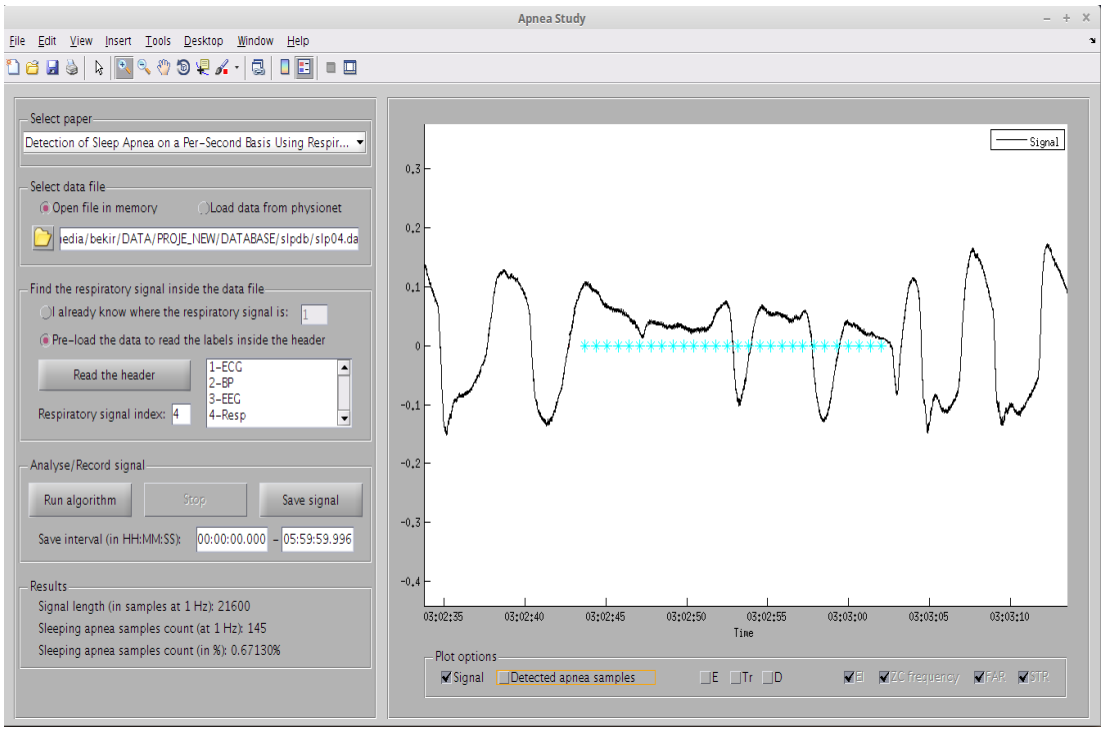
5.1 Test Sonuçlarının Değerlendirmesi

Solunum sesleri ile uyku apnesi belirleme çalışmasında yaygın olarak kullanılan iki yöntem olan: Parametrik yöntem ile uyku apnesi belirleme ve bant spektral özellikleri yardımıyla uyku apnesi belirleme yöntemleri test edilmiştir. Çalışmada kullanılan bu iki yöntem hazır alınan veri tabanları ve mikrofon yardımıyla oluşturulan veri tabanları üzerlerinde test edilmiştir.

Apne belirlenmesinde, ilk olarak hesaplama adım aralığının apne tespitine etkisinin incelenmesi için farklı süreler test edilmiştir. İlk olarak testlerde hesaplama adım aralığı en az uyku apnesi süresi olan 10 sn seçilmiştir. Yapılan testler sonucunda apne tespit başarımının çok düşük olduğu gözlemlenmiştir. Ardından 5 sn ile testler tekrardan gerçekleştirilmiştir. Hesaplama adım aralığının 10 sn ve 5 sn seçilmesi ile yapılan testler karşılaştırıldığında, apne tespit hesaplama adım aralığının azaltılmasının apne tespit başarım oranını artırdığı görülmüştür.

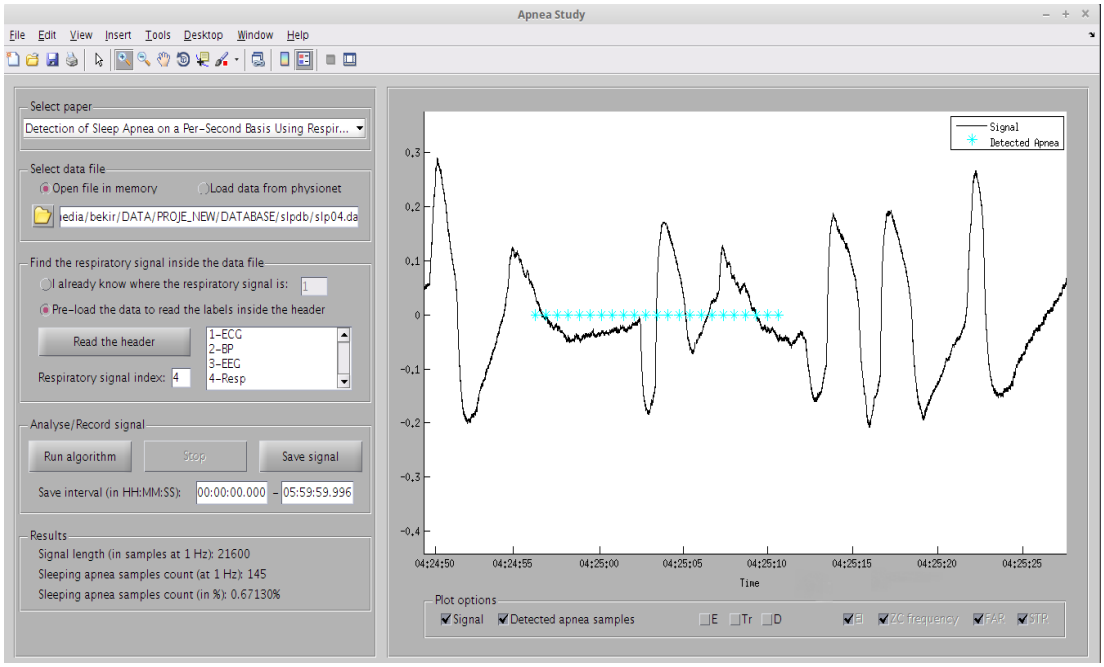
Hesaplama adım aralığı 5 sn seçilerek apne tespit yöntemleri tüm veri tabanlarına uygulanmış ve testler sonucunda hata oranı hala beklenen seviyenin üstünde çıkmıştır. Hata oranının yüksek çıkmasının temel nedenleri arasında hipopnelerin ve 10 sn altındaki solunum kesilmelerinin apne olarak algılandığı görülmüştür. Hipopne, uyku sırasında üst solunum yolu hava akımı sinyali maksimum genliğinin en az 10 sn süreyle %50 azalması, bununla birlikte oksijen saturasyonunda düşüş gerçekleşmesi olarak tanımlanmaktadır[2].

Şekil 5.1’ de hipopne durumunun apne olarak algılanması ve Şekil 5.2’ de kısa süreli solunum kesintisinin apne olarak algılanması verilmiştir.



Şekil 5.1 : Hipopne Durumunun Apne Olarak Algılanması.

Şekil 5.1' de görüleceği üzere solunum sinyali belirli bir süre için %20 seviyesinin altına inmiş sonra tekrar yavaş yavaş normal seviyeye dönmüştür. Ancak hesaplama adım aralığı 5 sn olduğundan sinyalin ilgili aralığının toplam değeri %20' nin altında çıkmaktadır. Hasta burada hipopne geçirmesine rağmen yöntemlerde bu kısım apne olarak nitelendirilmiştir.



Şekil 5.2 : Kısa Süreli Solunum Kesintisinin Apne Olarak Algılanması.

Şekil 5.2’ de solunum sinyali kısa bir süre için durmuş, sonra solunum başlamış ve tekrar solunum kısa bir süre için durmuştur. Hesaplama adım aralığının 5 sn olmasından kaynaklı olarak bu durum uyku apnesi olarak algılanmıştır.

Hesaplama adım aralığı 5 sn olduğunda karşılaşılan hipopnelerin ve 10 sn altındaki solunum kesilmelerinin apne olarak algılanması problemleri üzerine hesaplama adım aralığı daha da daraltılarak 1 sn olarak belirlenmiş ve testler tüm veri tabanlarında yeniden tekrarlanmıştır.

Hesaplama adım aralığının 1 sn’ ye düşürülmesi sonucunda tüm hazır veri tabanlarında yöntemlerin başarım oranları artmıştır. Bunun yanı sıra sürenin kısaltılması ile apne başlangıç noktası, bitiş noktası ve apne süresi doğruluğu da artmıştır.

Hesaplama adım aralığının 1 sn’ ye düşürülmesi ile yapılan testlerde, hesaplama adım aralığı 5 sn ile yapılan testlere göre işlem süresinin daha uzun sürdüğü görülmüştür. Bu da hesaplama adım aralığı süresinin kısaltılmasının tek dezavantajını oluşturmaktadır.

Solunum sesleri yardımıyla uyku apnesi belirleme çalışmasında ikinci olarak kullanılan yöntemlerin kendi test sonuçlarına göre değerlendirilmesi yapılmıştır.

Parametrik yöntemde temel alınan nokta solunum sinyalinin sınıflandırılmasıdır. Solunum sinyali normal solunum, hareket etkisi ve apneli solunum olarak üç bölüme ayrılır[27]. Çalışmada St. Vincent’s veri tabanı kullanılmış ve 20 Hz ile örneklenmiş solunum sinyali 1 dk’ lik bölümlere ayrılarak her bir bölümün hangi sınıfa girdiği değerlendirilmiştir. Bu çalışmada ise solunum sinyalinin sınıflandırılması yerine apnenin başlangış zamanı, bitiş zamanı ve süresi üzerinde durulmuştur. Bu nedenle doğrudan solunum sinyalleri bölümlere ayrılarak sınıflandırma değerlendirmesi yapılmamıştır.

Parametrik yöntem 5 sn hesaplama adım aralığı ile yapılan testler sonucunda veri tabanlarından elde edilen sonuçların ortalaması Çizelge 5.1’ de verilmiştir.

Parametrik yöntem 1 sn hesaplama adım aralığı ile yapılan testler sonucunda veri tabanlarından elde edilen sonuçların ortalaması Çizelge 5.2’ de verilmiştir.

Çizelge 5.1 : Parametrik Yöntem 5 sn Hesaplama Aralıklı Uyku Apnesi Tespit Edilmesinin Veri tabanları Ortalama Sonuçları.

Veri tabanları	Bulunan Apne Sayısı Ortalaması	Doğru Bulunan Apne Sayısı Ortalaması	FP Ortalaması	FN Ortalaması	Başarım Oranı
St. Vincent	36,70	20,78	16	4,20	%56,41
Beth İsrail	45,5	25,11	20,38	7,5	%55,18
Ankara Hastanesi	34	16	18	6	%47,05

Çizelge 5.2 : Parametrik Yöntem 1 sn Hesaplama Aralıklı Uyku Apnesi Tespit Edilmesinin Veri tabanları Ortalama Sonuçları.

Veri tabanları	Bulunan Apne Sayısı Ortalaması	Doğru Bulunan Apne Sayısı Ortalaması	FP Ortalaması	FN Ortalaması	Başarım Oranı
St. Vincent's	31,62	22,16	9,45	2,73	%70,09
Beth İsrail	40,94	28,44	12,5	4,16	%69,47
Ankara Hastanesi	30	18	12	4	%60

Parametrik yöntem ile apne tespit yönteminin veri tabanlarına uygulanması ile elde edilen sonuçlar ışığında yöntemin avantajları aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- Parametrik yöntem ile uyku apnesi belirleme algoritması, doğrudan evde hasta takibi uygulamalarında kullanılması için taşınabilir bir formda tasarlanmıştır.
- Parametrik yöntem ile uyku apnesi belirleme algoritması koşturan gömülü elektronik sistemler düşük enerji tüketimine sahiptir. Böylece tasarlanan sistem kablolu bir güç kaynağı olmadan, üzerinde bulunan batarya ile çalışabilmektedir.
- Yöntemde dört parametre hesaplanıp karşılaştırma yapıldığı için apne belirleme işlem süresi kısadır.

Parametrik yöntem ile apne tespit yönteminin veri tabanlarına uygulanması ile elde edilen sonuçlar ışığında yöntemin dezavantajları aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- Apne belirlenmesinde düşük hafızalı mikrodenetleyici kullanıldığı için matematiksel karmaşıklık gerektiren apnenin başlangıç noktası, bitiş noktası, apne sayısı ve hassasiyeti tespiti yerine apnenin gerçekleşip gerçekleşmediği baz alınmıştır.
- Parametrik yöntem ile uyku apnesi belirleme çalışmasında solunum sinyalinin sadece enerji indeksi üzerinde yoğunlaşılmıştır. Sensör hassasiyeti ve hastanın vücutsal hareketleri göz ardı edilmiştir. Bu da kontrol parametrelerinde eşik değerleri etkilemekte ve başarım oranını düşürmektedir.

Bant spektral yönteminde temel alınan nokta uyku apnesinin başlangıç, bitiş ve apne süresinin doğru olarak yakalanmasıdır[30]. Çalışmada Beth İsrail Hastanesi veri tabanı kullanılmış ve 10 Hz ile örneklenmiş solunum sinyali 1 sn hesaplama adım aralıkları ile incelenerek uyku apnesi tespit edilmeye çalışılmıştır. Çalışma sonucunda elde edilen ortalama başarım oranı 83.4 olarak bulunmuştur[30]. Bant spektral yöntemi 5 sn hesaplama adım aralığı ile yapılan testler sonucunda veri tabanlarından elde edilen sonuçların ortalaması Çizelge 5.3' te verilmiştir.

Çizelge 5.3 : Bant Spektral Özellikleri Yöntemi 5 sn Hesaplama Aralıklı Uyku Apnesi Tespit Edilmesinin Veri tabanları Ortalama Sonuçları.

Veri tabanları	Bulunan Apne Sayısı Ortalaması	Doğru Bulunan Apne Sayısı Ortalaması	FP Ortalaması	FN Ortalaması	Başarım Oranı
St. Vincent	31,83	21,45	10,37	3,45	%67,40
Beth İsrail	40,16	29,38	10,77	3,22	%73,16
Ankara Hastanesi	27	18	9	4	%66,66

Bant spektral yöntemi 1 sn hesaplama adım aralığı ile yapılan testler sonucunda veri tabanlarından elde edilen sonuçların ortalaması Çizelge 5.4' te verilmiştir.

Çizelge 5.4 : Bant Spektral Özellikleri Yöntemi 1 sn Hesaplama Aralıklı Uyku Apnesi Tespit Edilmesinin Veri tabanları Ortalama Sonuçları.

Veri tabanları	Bulunan Apne Sayısı Ortalaması	Doğru Bulunan Apne Sayısı Ortalaması	FP Ortalaması	FN Ortalaması	Başarım Oranı
St. Vincent's	29,83	22,70	7,12	2,20	%76,11
Beth İsrail	35,88	29,94	5,94	2,66	%83,4
Ankara Hastanesi	27	21	6	1	%77,7

Bant spektral yöntemi 1 sn hesaplama adım aralığı ve yeni katsayılar ile yapılan testler sonucunda veri tabanlarından elde edilen sonuçların ortalaması Çizelge 5.5' te verilmiştir.

Çizelge 5.5 : Bant Spektral Özellikleri Yöntemi 1 sn Hesaplama Aralıklı ve Yeni Katsayılar ile Uyku Apnesi Tespit Edilmesinin Veri tabanları Ortalama Sonuçları.

Veri tabanları	Bulunan Apne Sayısı Ortalaması	Doğru Bulunan Apne Sayısı Ortalaması	FP Ortalaması	FN Ortalaması	Başarım Oranı
St. Vincent's	28,75	23,29	5,45	1,62	%81,01
Beth İsrail	34,27	30,11	4,16	2,5	%87,84
Ankara Hastanesi	24	21	3	1	%87,5

Bant spektral özellikleri ile apne tespiti yönteminin veri tabanlarına uygulanması ile elde edilen sonuçlar ışığında yöntemin avantajları aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- Bant spektral özellikleri ile apne belirleme yönteminde apnenin başlangıç noktası, bitiş noktası ve apne süresi değerleri hesaplanmıştır. Bu yüzden başarım oranı parametrik yönteme göre daha fazladır.
- Bant spektral yöntemi ile uyku apnesi tespitinde kullanılan kontrol değerleri her solunum sinyaline göre ayrı ayrı hesaplanmakta bu da apne tespitinin doğruluğunu arttırmaktadır.
- Yöntemde solunum sinyalinin düşük frekanslardaki eğilimleri de incelenerek apne tespit doğruluğu artırılmaya çalışılmıştır[30].
- Bant spektral özellikleri yöntemi sensör hassasiyeti ve hasta vücutsal hareketleri gibi apne tespitini zorlaştırıcı etkenlere karşı parametrik yönteme göre daha az etkilenmektedir.

Bant spektral özellikleri ile apne tespiti yönteminin veri tabanlarına uygulanması ile elde edilen sonuçlar ışığında yöntemin dezavantajları aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- Apne tespit süresinin parametrik yönteme göre daha uzun sürmektedir.
- Apne tespitinde kullanılan sabit katsayılar, veri tabanı değişiminden çok fazla etkilenmektedir. Bu yüzden yöntem farklı veri tabanlarına uygulanırken katsayılar sürekli olarak optimize edilmelidir. Dolayısıyla gerçek zamanlı bir sisteme dönüşmesindeki en büyük engel bu optimizasyon problemidir.

Apne tespitinde kullanılan iki yöntemden bant spektral özellikleri ile apne belirleme yönteminin daha başarılı olduğu hazır veri tabanları ile yapılan testlerde görülmüştür. Dolayısıyla gerçek zamanlı mikrofon ile alınan solunum seslerinde bant spektral yönteminin kullanılmasına karar verilmiştir. Ancak bant spektral yönteminde veri tabanı değiştikçe sabit katsayıların yeniden optimize edilmesi gerekmektedir. Bu yüzden mikrofon ile alınan solunum seslerinin testlerinde katsayılar yeniden optimize edilmiştir.

Bant spektral özellikleri yönteminin gerçek zamanlı mikrofon ile alınan solunum seslerine uygulanmasının sonuçların ortalaması Çizelge 5.6’ da verilmiştir.

Çizelge 5.6 : Bant Spektral Özellikleri Yönteminin Gerçek Zamanlı Alınan Solunum Seslerine Uygulanmasının Ortalama Sonuçları.

Veri tabanları	Bulunan Apne Sayısı Ortalaması	Doğru Bulunan Apne Sayısı Ortalaması	FP Ortalaması	FN Ortalaması	Başarım Oranı
Mikrofon Kayıt	2,7	2,35	0,35	0,15	%87,03

Çalışmada solunum sinyallerinin analizinde HP z440 iş istasyonu kullanılmıştır. En uzun solunum sinyallerinde bant spektral özellikleri yöntemi ve 1 sn hesaplama adım aralığı kullanıldığında hesaplama süresi 92 sn sürmüştür.

5.2 Sonuçlar ve Yorum

Teknolojinin ilerlemesi ile birlikte tıp dünyası ve bu alandaki çalışmalar her geçen gün artmaktadır. Bu alanda yapılan çalışmalar insan sağlığını göz önünde bulundurarak yaşam kalitesini artırmaktadır.

Solunum sistemi, canlılığın devamında en önemli sistemlerden biridir. Bu nedenle solunum sisteminde meydana gelen problemler insanları kısa sürede etkilemekte ve insanların yaşam kalitesini düşürmektedir. Uyku apnesi, uyku sırasında solunumun belirli bir süre boyunca durması olarak tanımlanmakta ve tedavi edilmemesi durumunda ciddi problemler ortaya çıkarmaktadır.

Bu çalışmada apne tespit yöntemleri detaylı olarak araştırılmıştır. Parametrik yöntem ile uyku apnesi belirleme ve bant spektral özellikleri ile uyku apnesi belirleme yöntemleri hazır veri tabanları üzerinde uygulanmıştır. Hazır veri tabanları üzerinde yapılan çalışmalar karşılaştırılarak gerçek zamanlı solunum sinyalleri üzerinde apne tespiti için hem performans kriteri hem de duyarlılık ve belirlilik yönünden yapılan incelemeler göz önünde bulundurularak bant spektral özellikleri ile apne belirleme yöntemi seçilmiştir.

Gerçek zamanlı solunum sesleri mikrofon ve stetoskop yöntemi ile bilgisayar ortamına alınmıştır. Stetoskop ve mikrofon kullanılarak solunum seslerinin alınması tekniğinde, kullanılan stetoskop diyaframı ve mikrofon kalitesi, ölçülen solunum sesi sinyali üzerinde yapılan analizlerin kalitesini doğrudan etkilemektedir. Analiz kalitesinin bu parametreler ile değiştiğini gösterebilmek için iki farklı diyaframa sahip stetoskop ve beş faklı mikrofon kullanılmıştır. Bu parametrelerin etkilerinin net olarak belirlenebilmesi için ölçümler sırasında ortamın gürültüsüne dikkat edilmiştir.

Gerçek zamanlı uyku apnesi tespiti sırasında kullanılan stetoskop ve mikrofon ile solunum sesleri alınması tekniği, bu çalışmada yeterli ölçümlerin alınıp apne tespiti yapılabilmesine olanak sağlarken, gerçek hayata uygulanabilirliğinde ise stetoskopun büyüklüğü ve hasta üzerinde sürekli taşınma ihtiyacı en önemli dezavantajlar olarak ortaya çıkmaktadır. Ölçümler esnasında hassasiyet çok önemli olduğu için herhangi bir kas hareketi, dış ortam sesleri, nefes alıp verme esnasındaki iç gürültüler, sinyallere dışardan binebilecek herhangi bir dış gürültü vb. etkileri minimuma indirgemek için ölçümler mümkün olabildiğince gürültüsüz bir ortamda yapılmıştır. Solunum seslerinin hastadan alınmasında stetoskop ve mikrofon kullanımı yerine maliyet olarak yüksek ve performans olarak oldukça başarılı akustik ve piezoelektrik sensörlerin kullanılması çalışmanın da performansını artıracaktır.

Uyku apnesi sırasında solunumun durması ile birlikte kanda bulunan karbondioksit akciğerlerde bulunan oksijen ile yer değiştiremezler. Bu nedenle kandaki oksijen

yoğunluğu düşmeye başlar. Bu sebeple solunum sesleri ile uyku apnesi belirleme yöntemlerine ek olarak kandaki oksijen yoğunluğunun eklenmesi ile uyku apnesi tespit algoritmalarının başarım oranları artırılabilir.

Solunum sesleri ile apne belirleme çalışmasında alınan solunum sinyalleri bilgisayar üzerinde, MATLAB yazılım geliştirme ve simülasyon ortamında test edilmiştir. Bu sistemin taşınabilirliği ve uygulanmasını kolaylaştırmak için gömülü elektronik bir platform üzerinde de gerçeklenmelidir. Pcduino, Raspberry Pi, BeagleBone gibi küçük boyutlu gömülü bilgisayarlar bu sistemin test edilmesinde kullanılabilirler. Bu platformlarda C/C++, Matlab ve Python gibi programlama dilleri ve gcc, eclipse, Matlab ve Qt gibi yazılım geliştirme araçları ile yazılım geliştirilebilmektedir. Gömülü elektronik platformlarda, birlikte kullanılacak sensörün çalışma yapısının platforma uygunluğu ve platformun Rastgele Erişimli Bellek (RAM) hafızası dikkat edilmesi gereken önemli hususlardır.

Hasta sağlığının takibinde son derece yüksek önem arz eden uyku apnesi çalışmasının takibi noktasında faydalanılabilecek önemli bir başvuru kaynağı olması amaç edinilerek hazırlanan bu çalışmada kullanılan sensörler algılama performansı yüksek sensörlerle değiştirilerek veya sisteme ek sensör eklenerek çalışmanın başarım oranı artırılabilir.

KAYNAKLAR

[1] **Erdamar, A.** (2007). *Uyku Apnesinin Öngörülmesi ve Dil Kasının Uyarılması İçin Model Geliştirilmesi* (Doktora tezi). Hacettepe üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

[2] **Akşahin, M. F.** (2010). *Uyku Apnesi Türlerinin Sınıflandırılması* (Doktora Tezi). Başkent Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

[3] **Mutlu, M. A.** (2012). *III. Düzey Uyku Apnesi Kayıt Cihazı İçin Veri Kalitesi Değerlendirmesi ve İvmeölçer Kayıtlarının Analizi* (Yüksek Lisans Tezi). Hacettepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

[4] **Bacak, G.** (2007). ÖSS' ye Hazırlanan Öğrencilerin Deneme Sınavları Ortalamaları ile Solunum Parametreleri Arasındaki İlişki (Yüksek Lisans Tezi). Atatürk Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Erzurum.

[5] **Yıldırım Beyazıt Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi.** (2012). Solunum Sistemi Fizyolojisi [PowerPoint sunumu]. Alıntı: http://www.ybu.edu.tr/sinancanan/contents/files/153hemsirelik_solunum2012.pdf

[6] **Başkent Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Göğüs Hastalıkları ABD.** (2011). Solunum Sistemi [PowerPoint sunumu]. Alıntı: http://www.baskent-adn.edu.tr/dokumanlar/SOLUNUM%20SISTEMI.ppt

[7] **İstanbul Medeniyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Göğüs Hastalıkları ABD.** (2015). Osksültasyon Teknikleri [PowerPoint sunumu]. Alıntı: http://aves.medeniyet.edu.tr/ImageOfByte.aspx?Resim=8&SSNO=9&USER=325

[8] **Ütebay, G.** (2010). *Kablosuz Elektronik Stetoskop tasarımı ve Bilgisayar Ortamında Görüntülenmesi* (Yüksek Lisans Tezi). Afyon Kocatepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Afyon.

[9] **İstanbul Üniversitesi, çapa Tıp Fakültesi, Göğüs Hastalıkları ABD.** (2014). Solunum Fizyolojisi Uygulamalı çalışması [PowerPoint sunumu]. Alıntı: http://www3.istanbul.edu.tr/itf/fizyoloji/Ogrenci...fizyolojisi.../Solunum_Fizyolojisi.ppt

[10] **Gülhane Askeri Tıp Akademisi, Göğüs Hastalıkları ABD.** (2008). Solunum Sistemi Hastalıklarında Anamnez, Fizik Muayene ve Semptomlar [PowerPoint sunumu]. Alıntı: http://file.toraks.org.tr/TORAKSFD23NJKL4NJ4H3BG3JH/kisokul2009-ppt-pdf/08.00-08.45%20Hayati%20Bilgic.ppt

[11] **İstanbul Üniversitesi, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları ABD.** (2013). Solunum Sistemi Muayenesi [PowerPoint sunumu]. Alıntı: http://cerrahpasa.istanbul.edu.tr/ders-notlari/

[12] **Aydın H., Özgen F., Yetkin S, Sütçügil L,**. (2005). Uyku ve Uykuda Solunum Bozuklukları, GATA Basımevi, 2005.

[13] **Tabak, Z.** (2015). Kalp ve Solunum Seslerinden *Uyku Apnesi Tespitinin Yapılabilirliğinin İncelenmesi* (Yüksek Lisans Tezi). Başkent Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

[14] **Url-1** < *https://www.sleepquest.com/diagnosis-and-treating/diagnosing*>, Erişim Tarihi 14.02.2015.

[15] **Url-2** <http://www.slideshare.net/MattMetzger/watchpat-8pagesbro-low1>, Erişim Tarihi 12.08.2015.

[16] **Url-3** < *https://www.virtualsleeplabs.com/our-products-and-tips-for-use/home-sleep-tests* >, Erişim Tarihi 16.05.2015.

[17] **Url-4** < *https://www.21stcenturydental.com/sleepstudy.html*>, Erişim Tarihi 14.02.2015.

[18] **İstanbul Üniversitesi, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Göğüs Hastalıkları ABD.** (2013). Solunum Muayenesi [PowerPoint sunumu]. Alıntı: 194.27.141.99/dosya-depo/ders-notlari/birsen-mutlu/Solunum%20Muayenesi.PPT

[19] **Polat, H. & Darılmaz M.** (2003). Elektronik Steteskopun Akciğer Oksültasyon Yeteneğinin incelenmesi ve Akciğer Seslerinin Spektral Analizi. *Politeknik Dergisi, 6* (4), 613-618

[20] **Url-5** < *https://www.glneurotech.com/biaradio/measuring-rds-respiration/* >, Erişim Tarihi 14.02.2015.

[21] **Ovacık, C.** (2014). *Kablosuz iletişim Kullanılarak Kalp Seslerinin Gerçek Zamanda Depolanması, Görüntülenmesi ve Analizi* (Yüksek Lisans Tezi). İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

[22] **Microphone Design & operation**. V*ikipedi*. Erişim: 10 Şubat, 2016, https://en.wikibooks.org/wiki/Accoustics/Microphone_Design_and_Operation

[23] **Url-6** < *https://www.xethru.com/respiration-sensor.html* >, Erişim Tarih21.01.2015.

[24] **Url-7** < http://www.mdpi.com/journal/sensors/special_issues/non_contact_sensing >, Erişim Tarih21.01.2015.

[25] **Kutlu, C**. (2012). Kalman Filtresi ile Ses Sinyallerinin iyileştirilmesi (Yüksek Lisans Tezi). Dicle Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Diyarbakır

[26] **Dindar, M.** (2013). *Video Frekans uygulamaları İçin A-Sınıfı Logaritmik ortam Eliptik Süzgeç Tasarımı* (Yüksek Lisans Tezi). Pamukkale Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Pamukkale.

[27] **Sankar, A. B. & Kumar, D. & Seethalakshmi, K.** (2010). Enhanced Method for Extracting Features of Respiratory Signals and Detection of Obstructive Sleep Apnea Using Threshold Based Automatic Classification Algorithm, *International Journal of Computer Science & Emerging Technologies (E_ISSN: 2044-6004), Volume 1, Issue 4,* December

[28] **Nepal, K. & Biegeleisen, E. & Ning, T.** (2002). Apnea Detection and Respiration Rate Estimation Through Parametric Modeling, *28th Annual Northeast Bioengineering Conference*, Philadelphia, USA: April 20-21.

[29] **Url-7** <https://www.en.wikipedia.org/wiki/Autoregressive_model>, Erişim Tarihi 12.08.2015.

[30] **Selvaraj, N. & Narasimhan, R.** (2013). Detection of Sleep Apnea on a Per-Second Basis Using Respiratory Signals, *35th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Osaka, Japan: July 3-7.

[31] **Alvarez, D. & Rrez, Gutie G. & Marcos, J.V. & del Campo, F. &Hornero, R.** (2010). Spectral Analysis of Single-Channel Airflow and Oxygen Saturation Recordings in Obstructive Sleep Apnea Detection, *2010 Annual International Conference of the IEEE,* Engineering in Medicine Society (EMBC), pp. 847-850.

[33] **Url-8** < *https://www.* http://www.delsys.com/amplitude-analysis-root-mean-square-emg- envelope/ >, Erişim Tarihi 12.02.2016.

[33] **Url-9** < *https://physionet.org/pn3/ucddb/* >, Erişim Tarihi 29.06.2015.

[34] **Url-10** < *https://www.physionet.org/physiobank/database/slpdb/* >, Erişim Tarihi 29.06.2015.

[35] **Eroğul, O**. (2016). Kişisel görüşme. 15 Şubat, Ankara.

[36] **Akcaalan, M.** (2014). *Uyku Solunum Bozukluklarının Baş-Boyun Antropometrisi ile ilişkisi* (Yüksek Lisasn Tezi). Trakya Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Edirne.

[37] **Chaychi, S. J.** (2014). *Üçüncü Düzey Taşınabilir Cihaz Kayıtları İçin Dinamik Sinir Ağları Kullanarak Uyku Apnesi Tespiti* (Yüksek Lisans Tezi). Hacettepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

[38] **Bayrak, T.** (2012). *Uyku Apnesi parametrelerinin Cerrahi Tedavi Öncesi ve Sonrasında Değerlendirilmesi* (Yüksek Lisans Tezi). Başkent Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

[39] **Ning, T. & Boronzino, Joseph D.** (1989). Automatic Classification of Respiratory Signals, *11 Annual International Conference, IEEE* Engineering in Medicine and Biology Society.

[40] **Held, C. M. & Causa, L. & Jaillet, F. & Chamorro, R. & Garrido, M. & Algarin, C. & Peirano, P.** (n.d.). Automated Detection of Apnea/Hypopnea Events in Healthy Children Polysomnograms: Preliminary Results. *Liris*. Erişim 15, 2015, Adres http://liris.cnrs.fr/Documents/Liris-6034.pdf

[41] **Penzel, T. & Kantelhardt, J. W. & Grote, L. & Peter, J. & Peter, H. & Bunde, A.** (2003). Comparison of Detrended Fluctuation Analysis and Spectral Analysis For Heart Rate Variability in Sleep and Sleep

Apnea, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Volume 50, No 10,* October

[42] **Almazaydeh, L. & Elleithy, K. & Faezipour, M.** (n.d.). *Detection of Obstructive Sleep Apnea Through ECG Signal Features.* Erişim 27, 2015, adres http://ieeexplore.ieee.org/xpl/freeabs_all.jsp?arnumber=6220730&abstractAccess=no&userType=inst

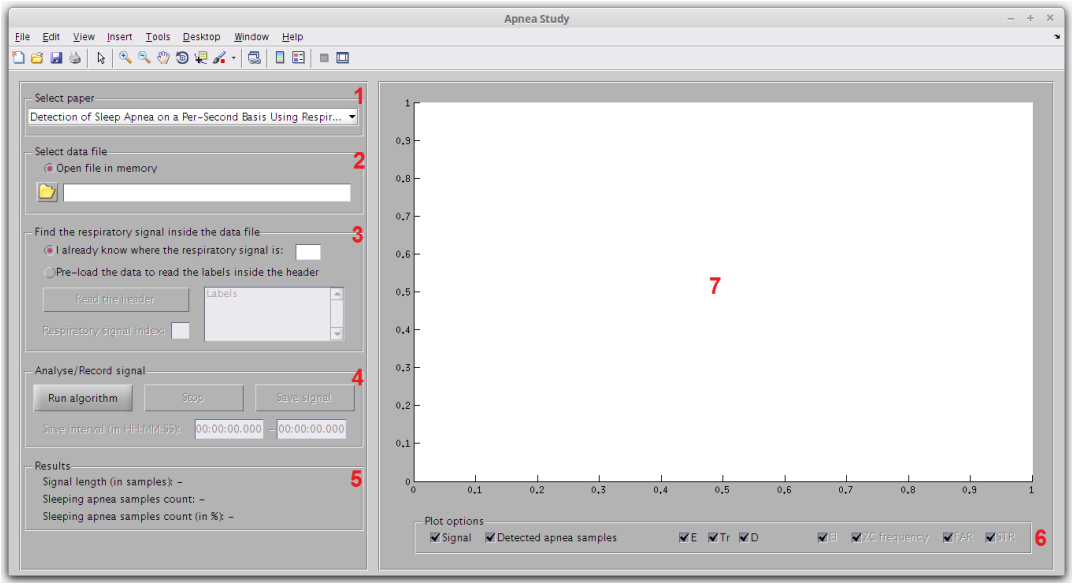
[43] **Solunum Sistemi**. V*ikipedi.* Erişim: 15 Şubat, 2016, https://en.wikipedia.org/wiki/Respiratory_system

EKLER

EK A: Apne Belirleme Yazılımı Arayüz Kullanımı

EK A

Çalışmada kullanılan tüm hasta veri tabanları Şekil A.1' de verilen MATLAB ortamında hazırlanmış ara yüz kullanılarak test edilmiştir.



Şekil A.1 : Apne Belirleme Çalışması Ara Yüzü.

Çalışmada kullanılan ara yüz yedi bölümden oluşmaktadır. Bu bölümler:

1. Bölüm: Solunum sinyaline hangi yöntem uygulanarak apne belirleme çalışmasının yapılacağı bölümdür.
2. Bölüm: Solunum sinyalinin hafızada kayıtlı olduğu adresin seçildiği bölümdür.
3. Bölüm: ".edf" veya ".wav" uzantılı dosyaların başlık dosyalarının okunduğu ve solunum sinyali indeksinin seçildiği bölümdür.
4. Bölüm: Algoritmanın çalıştırıldığı, seçilen sinyalin bir bölümünün veya tamamının başka bir yere kaydedildiği bölümdür.
5. Bölüm: Algoritmanın solunum sinyaline uygulanması sonucu bilgilerin verildiği bölümdür.
6. Bölüm: Grafiği ekranına çizilen sinyalleri gösterir. Seçili olma durumuna göre sinyaller çizdirilir
7. Bölüm: Solunum sinyali grafiğinin çizdirildiği bölümdür.

ÖZGEÇMİŞ



Ad-Soyad **:** Bekir DOĞAN
Doğum Tarihi ve Yeri **:** 04.01.1988 İliç
E-posta **:** bekirdogan24@hotmail.com

ÖĞRENİM DURUMU:

Lisans **:** 2011, Selçuk Üniversitesi, Mühendislik-Mimarlık Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü

MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLER:

(2013-Halen) HAVELSAN A.Ş.' de yazılım Geliştirme Mühendisi
(2012-2013) Network Destek Mühendisi

TEZDEN TÜRETİLEN YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER:

Doğan, B. & Ölmez, T. (2016). Solunum Sesleri Yardımıyla Uyku Apnesi Tespit Edilmesi, Tıp Teknolojileri Kongresi (TIPTEKNO 2016), Antalya, Türkiye: Ekim 27-29

YAYINLAR:

Dogan, B. & Bam, G. & Dilcan E. & Dinc, B. & Tavli, B. (2015). DLWTS: Distributed Light Weight Time Synchronization for Wireless Sensor Networks, 2015 International Symposium on Intelligent Signal Processing and Communication Systems (ISPACS), Bali, Indonesia: November 9-12.

Dogan, B. & Bam, G. & Dilcan E. & Dinc, B. & Tavli, B. (2016). Kritik Tesisleri İzleme İçin Kablosuz Algılayıcı Ağ Tabanlı Bir Sistem Tasarımı ve Gerçeklenmesi, 24. Sinyal İşleme ve Uygulamaları Konferansı (SIU 2016), Zonguldak, Türkiye: Mayıs 16-19