

**T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**AKCİĞER SESLERİNDEN İŞARET İŞLEME
TEKNİKLERİ KULLANILARAK
ÖZELLİK ÇIKARMA ve SINIFLANDIRMA**

**Hazırlayan
Şerife GENGEÇ**

**Danışman
Yrd. Doç. Dr. Semra İÇER**

Yüksek Lisans Tezi

**Ağustos 2012
KAYSERİ**

**T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**AKCİĞER SESLERİNDEN İŞARET İŞLEME
TEKNİKLERİ KULLANILARAK
ÖZELLİK ÇIKARMA ve SINIFLANDIRMA**

(Yüksek Lisans Tezi)

**Hazırlayan
Şerife GENGEÇ**

**Danışman
Yrd. Doç. Dr. Semra İÇER**

**Ağustos 2012
KAYSERİ**

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

Bu çalışmadaki tüm bilgilerin, akademik ve etik kurallara uygun bir şekilde elde edildiğini beyan ederim. Aynı zamanda bu kural ve davranışların gerektirdiği gibi, bu çalışmanın özünde olmayan tüm materyal ve sonuçları tam olarak aktardığım ve referans gösterdiğimi belirtirim.

şerife GENGEÇ

İmza:

YÖNERGEYE UYGUNLUK

“Akciğer Seslerinden İşaret İşleme Teknikleri Kullanarak Özellik Çıkarma ve Sınıflandırma” adlı yüksek lisans tezi, Erciyes Üniversitesi Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi’ ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Şerife GENGEÇ

Tezi Hazırlayan

Yrd. Doç. Dr. Semra İÇER

Danışman

Prof. Dr. Mehmet Emin YÜKSEL

Bölüm Başkanı

Yrd. Doç. Dr. Semra İÇER danışmanlığında Şerife GENGEÇ tarafından hazırlanan “Akciğer Seslerinden İşaret İşleme Teknikleri Kullanılarak Özellik Çıkarma ve Sınıflandırma” adlı bu çalışma, jürimiz tarafından Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalında **Yüksek Lisans** tezi olarak kabul edilmiştir.

11 /07 /2012

JÜRİ:

Danışman :Yrd. Doç. Dr. Semra İÇER
Üye : Doç. Dr. Bülent YILMAZ
Üye :Yrd. Doç. Dr. Mahmut TOKMAKÇI

ONAY:

Bu tezin kabulü Enstitü Yönetim Kurulunun 14.08/2012. tarih ve 2012.135-29. sayılı kararı ile onaylanmıştır.



Prof. Dr. Necmettin MARAŞLI

Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Tezin hazırlanmasındaki bütün aşamalarda bilgi ve tecrübesi ile desteğini hiç esirgemeyen tez danışmanı hocam Yrd. Doç. Dr. Semra İÇER'e, hayatım boyunca hep yanımda olmuş, bugünlere gelmemde en büyük emeği bulunan aileme, tez hazırlama aşamasında doğrudan ya da dolaylı katkıda bulunan herkese teşekkürü bir borç bilirim.

Şerife GENGEÇ

Kayseri – 2012

AKCİĞER SESLERİNDEN İŞARET İŞLEME TEKNİKLERİ KULLANILARAK ÖZELLİK ÇIKARMA VE SINIFLANDIRMA

Şerife GENGEÇ

Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü

Yüksek Lisans Tezi, Ağustos 2012

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Semra İÇER

ÖZET

Solunum sistemi hastalıklarında akciğerlerde meydana gelen sesin oskültasyonla değerlendirilmesi hekimler tarafından öntanı ve teşhiste çok önemli bir rol oynamaktadır. Oskültasyonla elde edilen bilginin nitel olması, hastalık tipi, derecesi ve duyulan sesin karakteristiği hakkında tecrübeye dayalı bir şekilde karar verilerek tam bir standart oluşturulamaması bu tekniğin mevcut dezavantajlarıdır.

Akciğer seslerinin hastalardan alınması, kaydedilmesi ve değerlendirilmesi üzerine çok çeşitli çalışmalar mevcut olmakla birlikte, bu işaretlerin dinamik ve karakteristik yapısına bağlı olarak özelliklerin elde edilmesi üzerine çalışmalar son yıllarda artarak devam etmektedir.

Bu çalışmada çeşitli solunum sistemi hastalıklarına bağlı olarak duyulan ek akciğer seslerinden olan ral ve ronküs sesi ile sağlıklı akciğerlerde duyulan sesler elektronik steteskopla dinlenerek dijital ortama aktarılmıştır. Ral, ronküs ve sağlıklı seslerden oluşan akciğer seslerine Güç Spektral Yoğunluğu, Hilbert Huang Dönüşümü Tekniği ve Tekil Bileşenler Analizi Tekniği uygulanarak ses tiplerinin karakteristiğini veren nicel veriler elde edilmeye çalışılmıştır. Herbir işaret işleme metodu sonucu elde edilen özellik vektörlerinden bazıları Destek Vektör Makinaları ile sınıflandırmada kullanılarak %81.6-%100 aralığında yüksek doğruluklu sonuçlar elde edilmiştir.

Anahtar Sözcükler: Güç Spektral Yoğunluğu, Hilbert Huang Dönüşümü, Ani Frekans, Tekil Bileşenler Analizi, Destek Vektör makineleri

FEATURE EXTRACTION AND CLASSIFICATION OF LUNG SOUNDS BY USING SIGNAL PROCESSING TECHNIQUES

Şerife GENGEÇ

Erciyes University, Graduate School of Natural and Applied Sciences

M.Sc. Thesis, August 2012

Thesis Supervisor: Yrd. Doç. Dr Semra İÇER

ABSTRACT

Evaluation of lung sounds which are occurred in respiratory system diseases by auscultation is a very important role of provisional diagnosis and diagnostics. The information which is obtained with auscultation is qualitative according to disease type, degree and heard sound characteristics and diagnosis is based on physician's experiments. So these are current disadvantages of not forming complete standard for auscultation technique.

The wide variety studies are available on evaluation and recording lung sounds taken from patients, so extraction of features depending on the dynamic and characteristic structure of the signals continue to increase in recent years.

This thesis study aims analysis of adventitious lung sounds- known as rales and rhonchus- which are heard various respiratory diseases and normal lung sounds of healthy lungs have been listened by electronic stethoscope and recorded of digital media. Power Spectral Density, Hilbert Huang Transform and Singular Spectrum Analysis Method have been applied of lung sounds which were recorded and quantitative data have been intended to determinate the characteristics of sound types. The obtained feature vectors by the each signal processing method have been classified of three different lung sound signal with high accuracy in the range of %81.6-%100 using Support Vector Machines.

Keywords: Power Spectral Density, Hilbert Huang Transform, Instantaneous Frequency, Singular Spectrum Analysis, Support Vector Machines.

İÇİNDEKİLER

AKCİĞER SESLERİNDEN İŞARET İŞLEME TEKNİKLERİ KULLANARAK ÖZELLİK ÇIKARMA VE SINIFLANDIRMA

Sayfa

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK.....	ii
YÖNERGEYE UYGUNLUK.....	iii
KABUL ONAY	iv
TEŞEKKÜR.....	v
ÖZET	vi
ABSTRACT.....	vii
GİRİŞ	1

1. BÖLÜM

GENEL BİLGİLER

1.1. Solunum Sistemi.....	3
1.1.1. Solunum Sistemi Anatomisi ve Organları	3
1.1.1.1. Üst solunum sistemi	4
1.1.1.1.1. Burun.....	4
1.1.1.1.2 Yutak (Farinks).....	4
1.1.1.1.3 Gırtlak (Larinks).....	4
1.1.1.2. Alt Solunum sistemi	5
1.1.1.2.1. Akciğerler	6
1.1.1.2.2. Plevra.....	8
1.2. Akciğerlerin Fonksiyonel Özellikleri	8
1.2.1 Gaz Alış Verişi.....	8
1.2.1.1. Ventilasyon	9
1.2.1.2. Perfüzyon	9
1.2.1.3. Diffüzyon.....	9
1.3. Solunum Sisteminin Fizik Muayenesi	10
1.4. Göğsün Oskültasyonu	11

1.5. Yaygın Akciğer Hastalıkları	13
1.5.1 Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı (KOA)	13
1.5.2 Astım	14
1.5.3 Atelektazi	15
1.5.4 Zatürre	16
1.5.5 İnterstiye Akciğer Hastalığı	17
1.5.6 Tüberküloz.....	17
1.5.7 Akciğer kanseri	18
1.5.8 Amfizem	19
1.5.9 Bronşektazi	19
1.6. Solunum Sesleri.....	20
1.6.1 Normal Solunum Sesleri.....	21
1.6.2 Patolojik Ek Akciğer Sesleri	22
1.6.2.1 Raller	22
1.6.2.2. Ronküs.....	25
1.6.2.3. Ronküslerin Oluşum Mekanizması	25
1.6.2.4. Sabit Darlıklardan Oluşan Ronküs	26
1.6.2.5. Sibilan Ronküsler (İnspirasyon ve ekspirasyonda duyulan ronküsler).27	27
1.6.2.6. Ekspiratuar Ronküs (Sonor veya ronflan ronküs)	27
1.6.2.7. İspiratuar Ronküs.....	27
1.6.2.8. Wheezing (Hışıltılı Solunum)	28
1.6.2.9. Frotman.....	28
1.6.2.10. Stridor	28
1.7. Akciğer Seslerinin Analizi: Literatür Özeti.....	30

2. BÖLÜM

GEREÇ ve YÖNTEMLER

2.1. Akciğer Seslerinin Alınması.....	39
2.2. Elektronik Steteskop.....	41
2.3. Akciğer Seslerinde Önişleme.....	43
2.3.1. Butterworth Filtre.....	43
2.3.2 Wavelet Dönüşümü	46

2.3.2.1. Sürekli Wavelet Dönüşümü.....	48
2.3.2.2. Ayrık Wavelet Dönüşümü	48
2.4. Özellik Çıkarımı	49
2.4.1. Güç Spektral Yoğunluğu	50
2.4.1.1. Welch Metodu ile Güç Spektral Yoğunluğu Hesabı.....	51
2.4.2 Hilbert Huang Dönüşümü	52
2.4.2.1. Ani Frekans	52
2.4.2.2. Akciğer Sesleri Spektrumu için Hilbert Huang Dönüşümü.....	53
2.4.3. Tekil Spektrum Analizi	55
2.4.3.1 İşareti Gömme	56
2.4.3.2. Tekil Bileşenlere Ayrıştırma (SVD).....	57
2.4.3.3. Gruplandırma.....	58
2.4.3.4. Diyagonal Ortalama.....	58
2.5. Sınıflandırma	59
2.5.1. Destek Vektör Makinaları.....	59
2.5.2. Doğrusal Olmayan Destek Vektör Makinalar.....	63
2.5.3. Çok sınıflı Sınıflandırma	63
2.5.4. Bire Karşı Diğerleri Çoklu Sınıflandırma metodu	64
2.5.5. Bire Karşı Bir Çoklu Sınıflandırma Metodu.....	64

3. BÖLÜM

BULGULAR

3.1. Ön İşaret İşleme	66
3.1.1. Butterworth Filtre.....	66
3.1.2. Wavelet Dönüşümü	68
3.2. Güç Spektral Yoğunluğu ile Özellik Çıkarımı	70
3.2.1. Hilbert Huang Dönüşümü ile Özellik Çıkarımı	71
3.2.2. Özellik Çıkarımında Tekil Spektrum Analizi	76
3.3. Destek Vektör Makinaları ile Sınıflandırılma.....	79

4. BÖLÜM

TARTIŞMA SONUÇ VE ÖNERİLER

KAYNAKLAR	84
EKLER.....	89
ÖZGEÇMİŞ.....	101

TABLULARIN LİSTESİ

Tablo 1.1. Sağ ve sol akciğer segmentleri.	8
Tablo 1.2. Normal solunum sesleri ve özellikleri.	22
Tablo 1.3. En sık görülen akciğer hastalıklarının fizik bulguları.....	29
Tablo 2.1. Hastaların cinsiyeti, sahip olduğu hastalık ve yaşı	39
Tablo 3.1. Güç spektral yoğunluğundan elde edilen karakteristik bilgiler.	71
Tablo 3.2. HHT tekniği ile elde edilen karakteristik bilgiler.	76
Tablo 3.3. Çeşitli akciğer sesleri tekil değerleri.....	79
Tablo 3.4. Özelliklere Göre Destek Vektör Makinaları ile Sınıflandırma Doğruluğu.....	80
a) Bire karşı bir çoklu sınıflandırma	80
b) Bire karşı diğerleri çoklu sınıflandırma	80

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1.1.	Solunum sistemi organları.	4
Şekil 1.2	Trakea-bronş ağacı.....	6
Şekil 1.3.	Solunum yolları ve akciğerin yapası.....	7
Şekil 1.4.	(A) göğüs ön duvarı görünüm. (b) göğüs arka duvarı görünüm.	13
Şekil 1.5.	Akciğer sesi dinleme noktaları.....	13
Şekil 1.6.	Zatürre hastalığına alveolün yapısı.	14
Şekil 1.7.	Astım hastalığının oluşumu.	15
Şekil 1.8.	KOAH Hastalığında alveol daralması.....	18
Şekil 1.9.	Amfizemli alveol yapısı.....	19
Şekil 1.10.	Akciğer seslerinin sınıflandırılması.	20
Şekil 1.11.	Ral sesi	25
Şekil 1.12.	Ronküs sesi	26
Şekil 2.1.	Elektronik steteskopla akciğer seslerinin kaydedilmesi.....	41
Şekil 2.2.	Elektronik steteskoplama hastadan alınan akciğer seslerinin kaydedilmesi.	42
Şekil 2.3.	Wavelet akış diyagramı.....	47
Şekil 2.4.	Daubechies dalgacık.	49
Şekil 2.5.	Lineer ayrılabilen iki sınıf hiperdüzlemi.....	61
Şekil 3.1.	Orijinal ve Butterworth filtre ile filtrelenmiş sağlıklı ses.	66
Şekil 3.2.	Orijinal ve butterworth filtre ile filtrelenmiş ral sesi.	67
Şekil 3.3.	Orijinal ve Butterworth filtre ile filtrelenmiş ronküs sesi.	67
Şekil 3.4.	Orijinal ve Wavelet dönüşümü ile filtrelenmiş sağlıklı ses.	68
Şekil 3.5.	Orijinal ve Wavelet Dönüşümü ile filtrelenmiş ral sesi.	69
Şekil 3.6.	Orijinal ve Wavelet Dönüşümü ile filtrelenmiş ronküs sesi.	69
Şekil 3.7.	Sağlıklı, ral ve ronküs seslerinin güç spektral yoğunluğu.	70
Şekil 3.8.	Sağlıklı akciğer ses işaretinin ilk 10 IMF Bileşeni ve IMF'lere ait ani frekansları.	72
Şekil 3.9.	Sağlıklı akciğer sesi Hilbert Huang Spektrumu.	73
Şekil 3.10.	Ral sesi Hilbert Huang Spektrumu.....	73
Şekil 3.11.	Ronküs sesi Hilbert Huang Spektrumu.....	74

Şekil 3.12. Sağlıklı, ral, ronküs seslerinin normalize ani frekans eğrisi.	75
Şekil 3.13. Ani frekansın maksimum ve minimum noktalarının zaman göre değişimi. .	76
Şekil 3.14. Akciğer seslerinden elde edilen tekil değerler.	77
Şekil 3.15. Orjinal akciğer sesi, SSA ile yapılandırılmış işaret ve artan işaret.....	78

KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ

PSD	: Güç Spektral Yoğunluğu (Power Spectral Density)
HHT	: Hilbert Huang Dönüşümü (Hilbert Huang Transform)
EMD	: Ampirik Kip Ayrışımı (Empirical Mode Decomposition)
IMF	: İçkin Kip Fonksiyonu (Intrinsic Mode Function)
IF	: Ani Frekans (Instantaneous Frequency)
SSA	: Tekil Spektrum Analizi (Singular Spectrum Analysis)
SVD	: Tekil Değerlerine Ayrıştırma (Singular Value Decomposition)
SVM	: Destek Vektor Makinaları (Support Vector Machines)
STFT	: Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü (Short Time Fourier Transform)
FFT	: Hızlı Fourier Dönüşümü (Fast Fourier Transform)

GİRİŞ

Canlının yaşamsal fonksiyonlarını devam ettirebilmesi için gerekli olan oksijenin alınması ve ilgili birimlere iletilmesinde solunum sistemi organları rol almaktadır. Solunum sisteminde en önemli rolü akciğerler üstlenmektedir. Solunum sistemi hastalıklarında akciğere bağlı olan hastalıkların tanı ve teşhisinde hastanın öyküsünün dinlenmesi, fizik muayene bulguları, radyolojik görüntüleme ve spirometre testleri ihtiyaca göre alınarak değerlendirilir. Radyolojik görüntüleme hekime nesnel verilerin sağlanmasında avantajlı olurken hasta için tehlike arz etmekte, imkanların kısıtlılığı ve bu yöntemlerin pahalı olması ile yaygın bir şekilde kullanılamamaktadır. Spirometre testlerinde ise hastanın nefes alıp verme performansına ve testin yapıldığı cihaza bağlı olarak değişen kalitede test sonucu elde edilmektedir.

Hekimler tarafından solunum sistemi hastalıklarında fizik muayene yöntemleri; inspeksiyon, palpasyon, perküsyon ve oskültasyon olmakla birlikte oskültasyon tekniği hastalık tanı ve teşhisinde sıkça kullanılmaktadır. Günümüzde dahil olmak üzere klasik mekanik steteskopların kullanımının kolay olması, ergonomik, ucuz ve pratik olması avantaj sağlarken hastalık ve derecesi hakkında nicel veri sağlamaması, kayıt altına alınamaması, hastanın o anki solunum performansına bağlı olması en önemlisi de hekimin deneyimine bağlı olarak görecelilik arz etmesi bu tekniğin geliştirilmesini ve avantajları da göz önüne alınarak daha yaygın ve sistematik hale getirilmesini zorunlu kılmaktadır.

Oskültasyon verilerinin elektronik steteskopla elde edilmesi, dijital ortama aktarılabilmesi ve daha sonraki zamanlarda aynı bireye ait verilerin kıyaslanabilmesi hastalığın akciğer seslerindeki değişime bağlı olarak seyrinin kontrol edilebilmesi ve ses tiplerinin karakteristiğinin çıkarılabilmesinde oldukça önemlidir.

Yapılan literatür araştırmasında hastalardan alınan akciğer ses kayıtlarına uygulanan çeşitli filtreleme teknikleri ile frekans sahasının belirlenmesi, kalp seslerinin ve veziküler seslerin bertaraf edilmesi [31, 32, 44], belirli bir hastalığa bağlı olarak duyulan sesin karakteristiğinin çıkarılması [33, 34, 35], sesleri tespit ve analiz etmeye yarayan sistem tasarımı [27,33,38,41] hastalık durumunda duyulan ek seslerin sınıflandırılması üzerine başarılı sonuçlar elde edilmiştir.

Bu çalışmada ise akciğer seslerinden olan ral, ronküs ve sağlıklı akciğer seslerine işaret işleme yöntemleri uygulanarak özellik çıkarılmaya çalışılmıştır ve seslerin sınıflandırılması amaçlanmıştır.

Tez Çalışması ve Genel Çerçevesi

Tez çalışmasında kullanılan ön işaret işleme metodlarından filtreleme teknikleri;

- Butterworth filtre ile filtreleme
- Wavelet dönüşümü Tekniğidir.

Tez çalışmasında özellik çıkarma için kullanılan işleme metodları;

- Welch Metodu ile Güç Spektral Yoğunluğu
- Hilbert Huang Dönüşümü
- Tekil Spektrum Analizidir

Tez çalışmasında kullanılacak sınıflandırma yöntemleri;

- Bire karşı bir Destek Vektör Makinaları
- Bire karşı diğerleri Destek Vektör Makinalarıdır.

Bu tez çalışmasında işaret işleme ve sınıflandırma yöntemleri için Matlab 7.6.0 programı kullanılmıştır.

1. BÖLÜM

GENEL BİLGİLER

1.1. Solunum Sistemi

Canlılar yaşamsal faaliyetlerini sürdürebilmek için enerjiye ihtiyaç duyarlar. Bir canlının dışarıdan sindirim sistemi ile aldığı besin maddelerinde bulunan potansiyel enerjiyi vücutta kullanabilmesi oksidasyon sonunda mümkün olmaktadır. Besinlerin oksidasyonu sonucu vücut için zararlı olan CO₂ açığa çıkmaktadır. İşte canlıların metabolik aktiviteler için gerekli O₂'in atmosferden alınmasına ve vücuttaki artık CO₂'in dışarıya atılmasına solunum, solunumu sağlayan sisteme ise solunum sistemi denir. Solunum canlılığın devamı için zorunlu olup hayat boyu devam eder [1].

Solunum sistemi; alveollerde meydana gelen gaz değişimi sayesinde kana oksijen alımı, kandaki karbondioksitin dışarı atılmasıyla birlikte kandaki asit, baz dengesini sağlamak, vücuttaki toksin maddelerinin vücuttan dışarı atılmasını sağlamak ve akciğerlerin sahip olduğu geniş yüzey alanı sayesinde vücudun ısını kontrol etmekle yükümlüdür.

Solunum sistemi hastalıklarının meydana gelmesindeki unsurlar; enfeksiyon, yaş, cinsiyet, ırk, genetik etmenler, sigara içme yada sigara dumanına maruz kalma, hava kirliliği, mesleki faktörler, coğrafik şartlar ve mevsimsel faktörlerdir [2].

1.1.1. Solunum Sistemi Anatomisi ve Organları

Atmosfer havasının solunum yollarıyla alveollere gelip alveolokapiller alanda gaz alışverişinin oluşmasına kadar geçen olaylar akışına dış solunum, vasküler yataktan dokulara ve hücrelere kadar taşınan oksijenin hücre düzeyinde oluşturduğu olaylar dizisine iç solunum denir.

1.1.1.1. Üst solunum sistemi

Şekil 1.1'de görüldüğü gibi kulak burun boğaz disiplini içerisinde kalan ve burundan trakeaya kadar uzanan alanı kapsar. Solunum sisteminin savunmasında üst solunum yolları önemli bir rol oynar.

1.1.1.1.1. Burun

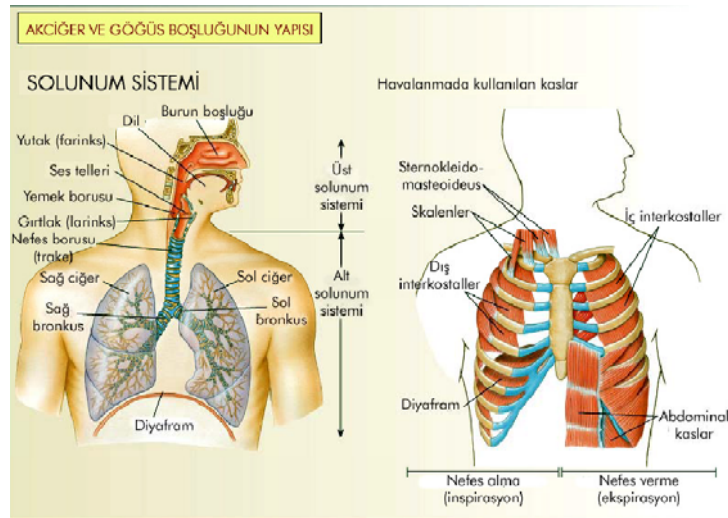
Havanın akciğerlere giriş yeridir. Burun yoluyla alınan hava içerisindeki toz ve partiküller öncelikle burun kılları tarafından tutulmaya çalışılır. Böylelikle akciğerlere mümkün olan en temiz hava ulaşmış olur. Ayrıca burundan alınan havayla akciğerlere giren hava ısıtılır.

1.1.1.1.2 Yutak (Farinks)

Ağızdan sonra gelen boşluktur. Yutak, burundan alınan havayı soluk borusuna, ağızdan alınan besinleri yemek borusuna iletir.

1.1.1.1.3 Gırtlak (Larinks)

Hava titreşimini ve ses düzenlemesinin sağlayan özel anatomik yapıdır. Ayrıca yabancı cisimlerin solunum yoluna geçişini engelleyen bir refleks merkezi durumundadır. Bu organ kıkırdak, zar, bağ ve kaslardan oluşmaktadır [1].



Şekil 1.1. Solunum sistemi organları [3].

1.1.1.2. Alt Solunum sistemi

Bu ünite trakea ve bronş ağacından oluşur. Trakea erişkinde 10-14 cm boyunda ve 15-23 mm eninde fibromuskuler bir tüptür. Trakeanın içi tek katlı silindirik silyalı epitelyum hücreleri ile kaplanmıştır. Bütün hücrelerdeki silyalar birbirleriyle koordine hareket ederek üstlerindeki mukus tabakasını dakikada 10-15 mm ileriye vokal kordlara doğru hareket ettirirler.

Trakeanın alt ucuna karina denir ve buradan sağ ve sol ana bronşlar ayrılır. Sağ ana bronş 12-16 mm, sol ana bronş 10-14 mm genişliğindedir. Sağ ana bronş karinadan 20-25 mm sonra üst lob bronşunu daha sonrada alt lob superior, orta lob ve alt lob bronşunu verir. Sol ana bronş daha yatay seyreder ve karinadan 40-50 mm sonra üst lob bronşunu daha sonrada alt lob superior ve alt lob bronşunu verir.

Lob ve segment bronşlarının yapısı trakeaya benzer. Karinadan sonra kıkırdak halkalar ana bronşlar ve alt lob bronşlarını tamamen sarar. Üst loblar ile orta lob bronşları ise düzensiz kıkırdak plakaları ile sarılmıştır. Bronşlar soluk borusundan gelen havanın bronşçuklara iletilmesini sağlar.

Segment bronşları dallanarak gitgide incelikler ve çapları 1 mm den küçük terminal bronşiyoller meydana getirirler. Dört veya beş terminal bronşiyolün havalandırdığı akciğer sahasına sekonder lobül, bir terminal bronşiyolün havalandırdığı sahaya asinus adı verilir. Bir terminal bronşiyol iki, üç respiratuvar bronşiyole ayrılır. Bronşiyoller bronşlardan gelen havanın alveollere iletilmesini sağlar.

Respiratuvar bronşiyollerden duktus alveolarisler ayrılır. Duktus alveolarisler 2-5 atriaya, onlarda 2-4 sakkulus alveolarise ayrılırlar. Bir duktus alveolaris'in havalandırdığı sahaya primer lobül adı verilir.

Alveollerin duvarında iç yüzü Tip I, köşeleri ve septumu ise Tip II alveol hücreleri döşer. Tip I hücreler yassı epitel hücreleri olup gaz difüzyonuna olanak sağlar. Tip II hücreler ise daha büyük epitelyal hücreler olup surfaktan sentezlerler. Alveoller birbirleriyle Kohn delikleri aracılığı ile ilişki halindedir. Erişkinde toplam 600-700 milyon kadar alveol, 55-100 metrekairelik bir solunum yüzeyi oluşturur [4].

	Bölge	Bölüm	Çap (mm)	Kaç tane?	Enine kesit alanı (cm ²)	
İletim sistemi	Trake	0	15-22	1	2.5	
	Primer bronkuslar Daha küçük dallar	1	1-10	2	↓ 1 x 10 ⁴	↓
		2		4		
		3				
		4				
		5				
6-11						
Değiş-tokuş yüzeyi	Bronşiyoller	12-23	0.5-1	2 x 10 ⁴ ↓ 8 x 10 ⁷	100 ↓ 5 x 10 ⁹	
	Alveoli	24	0.3	3-6 x 10 ⁸	>1 x 10 ⁶	

Şekil 1.2. Trakea-bronş ağacı [3].

Şekil 1.2’de dışarıdan hava yollarına kadar havanın taşınımı gösteren hava yolları verilmiştir [3].

1.1.1.2.1. Akciğerler

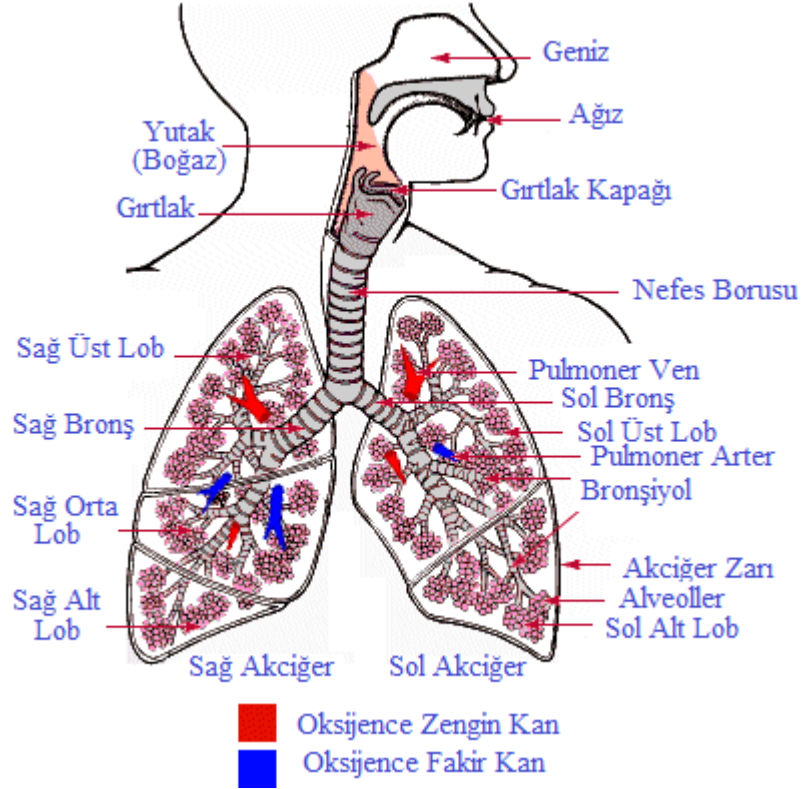
Göğüs boşluğu kolumna vertebralis, kostalar ve diyafragma ile sınırlanmış olup seröz membranlar ile üç boşluğa bölünmüştür. Kalp ve akciğerlerin yer aldığı bu boşlukların birbiri ile ilişkisi yoktur. Akciğerler; açık pembe renkli, esnek, büyüyüp küçülebilen, sağda ve solda olmak üzere toplam iki tane olan solunum sisteminin temel organıdır.

Diğer organlara ancak hiluslar yolu ile bağlı olan ve mediasten ile birbirinden ayrılan akciğerler plevra boşluğu içinde serbest olarak bulunurlar. İç yüzde bulunan bronş, damar ve sinirlerin girip çıktığı hiluslar dışında akciğerlerin bütün yüzleri viseral plevra ile kaplanmıştır. Sağ akciğer sola göre daha büyüktür. Akciğerlerin apeksi yuvarlak olup önde 1’inci kostayı 4-5 cm kadar aşar, arkada ise 1’inci kosta ile aynı hizadadır.

Akciğerlerin tabanı diyafragma üzerinde sağda karaciğer sağ lobu, solda önde karaciğer sol lobu ve mide fundusu ile komşuluk yapar. Solda arada kalan diyafragma parçası incedir ve patolojik durumlarda mide buradan göğüs boşluğu içerisine girebilir.

Şekil 1.3’de görüldüğü gibi sağ akciğer iki fissür ile üç loba, sol akciğer ise bir fissür ile iki loba ayrılmıştır. Sağda ve solda oblik (major) fissür arkada 2’inci torakal vertebra seviyesinde başlar ve önde 6’ıncı kostokondral eklem seviyesinde diyafragmaya ulaşır.

Sağda alt ve orta lobları ayıran horizontal fissür ise arkada orta koltuk altı çizgisinden başlayıp önde 4'üncü interkostal hatta göğüs duvarı ile birleşir [4].



Şekil 1.3. Solunum yolları ve akciğerin yapısı [5].

Akciğerleri anatomik bakımdan özel bronş, arter ve venleri olan bir akciğer ünitesini oluşturan segmentlerine göre ayırmak daha yararlıdır. Normal segment anatomisi Tablo 1.1'de verilmiştir [4].

Tablo 1.1. Sağ ve sol akciğer segmentleri [4]

A- Üst Lob	A- Üst Lob
1- Apikal Segment	1,2- Apikal Segment
2- Posterior Segment	3- Anterior segment
3- Anterior Segment	
B- Orta Lob	B- Lingula
4- Lateral Segment	4- Süperior
5- Medial Segment	5- İnférieur

C- Alt Lob	C- Alt Lob
6- Süperior bazal segment	6-Süperior bazal segment
7- Medial bazal segment	7-Anterior bazal segment
8- Anterior bazal segment	8- Lateral bazal segment
9- Lateral bazal segment	9- posterior bazal segment
10- Posterior bazal segment	

1.1.1.2.2. Plevra

Plevra, tek katlı yassı hücrelerden oluşmuş mezotel ve altında bazal membran ve onun da altında elastik liflerden zengin bağ dokusundan oluşmuş seröz bir zarıdır. Birbirleri üzerinde solunum hareketleri ile kayan iki tabaka halindedir. Plevra yaprakları arasında bulunan yaklaşık 50 ml sıvı ile solunum hareketleri sırasında kayganlık sağlanarak akciğerlerin daha iyi ekspansiyonu temin edilir. Parietal plevra kostaların ve interkostal kasların iç, diyafragmanın üst ve mediasteninin yan yüzlerini örter. Viseral plevra ise interlober fissürleride kaplamak üzere akciğerlerin dış yüzünü sarar.

Normalde akciğer grafilerinde plevra görülmez. Plevranın fibrozis sonucu kalınlaştığı, kalsifiye olduğu veya pnömotoraks gibi durumlar dışında sağda horizontal fissürün filme dik geldiği durumlarda viseral plevranın görülmesi normaldir [4].

1.2. Akciğerlerin Fonksiyonel Özellikleri

Akciğerlerde solunumun gerçekleştirilmesi ve tamamlanması için gaz alış verişi, perfüzyon ve difüzyon olaylarının gerçekleşmesi gerekmektedir.

1.2.1 Gaz Alış Verişi

Akciğerlerin başlıca fonksiyonu arter kanının oksijenini artırmak ve arter kanından karbondioksiti uzaklaştırmaktır. Akciğerler bu fonksiyonu 3 ana olay aracılığı ile yaparlar.

- 1) Ventilasyon: Havanın akciğerlere girip çıkması
- 2) Perfüzyon: Kanın akciğer kapiller yatağından akması
- 3) Diffüzyon: Kapiller kanı ile alveoller arasında gaz alış-verişi.

Normal bir akciğerde ventilasyon ile alveollere yeterli hacimde hava sağlanır ve bu hava yeterli perfüzyonu bulunan alveollere eşit olarak dağılır. Ventilasyon/perfüzyon dengesinin korunduğu durumlarda yeterli gaz alış-verişi olur ve arter kanında oksijen ve karbondioksit parsiyel basınçları normal sınırlarda tutulur [4] .

1.2.1.1. Ventilasyon

Dış ortamdan solunan havanın havanın akciğerlere girip çıkması ventilasyon ile sağlanır. Ventilasyon; inspirasyon ve ekspirasyon olmak üzere iki evreden oluşur.

İnspirasyonda, diyafragmanın aşağıya doğru hareketi toraksın vertikal çapını, eksternal interkostal kasların kasılması ise kaburgaları dışa ve yukarıya doğru hareket ettirir ve inspirasyon kaslarının kasılmasıyla göğüs kafesinin ön arka çapı genişler ve yukarıdan aşağıya uzar. Bu hacim artışı sebebi ile alveoller içerisindeki gaz basıncı atmosfer basıncının altına düştüğü ve böylece havanın akciğerlere girdiği aktif bir eylemdir.

Ekspirasyon, göğüs duvarı ve akciğerlerin elastik geri dönüşüne bağlı pasif bir harekettir. Bu hareket havanın akciğerlerden dışarı çıkartılmasını sağlar ve alveol içerisindeki basınç atmosfer basıncına eriştiğinde ekspirasyon sonlanır [4].

1.2.1.2. Perfüzyon

Kanın akciğer kapillerlerinden geçme olayı olarak tanımlanan perfüzyonda istirahat durumunda kalp dakika hacmi 5 lt/dak ve alveol ventilasyonu 4.5 lt/dak olarak belirtilip normal kimselerde bütün akciğerin ortalama ventilasyon/perfüzyon oranı 0.9'dur. Ayakta duran bir insanda perfüzyon yer çekimi nedeniyle bu oranın apekslerden aşağıya doğru daha fazla olduğu böylece apikal bölgelerde ventilasyon/perfüzyon oranı yüksek, diyafragma yakın bölgelerde ise daha düşük olduğu belirtilmektedir. Benzer şekilde akciğer içerisinde fizyolojik ya da patolojik olarak ventilasyonu iyi ama perfüzyonu kötü veya ventilasyonu kötü ama perfüzyonu iyi alveoller vardır. Ventilasyonu yetersiz alveollerden çıkan kanın arter PO₂'si düşük, arter PCO₂'si yüksektir. Karma arter kanının PCO₂'sinde yükselme akciğerin diğer bölgelerinde kompensatuvar hiperventilasyona yol açar ve böylece PCO₂ normal sınırlarda tutulur.

Kan gazlarının parsiyel basınçlarını belirleyen ventilasyon/perfüzyon dengesidir. Ventilasyon/perfüzyon dengesinin bozulmasına pnömoni, atelektazi, akciğer ödemi, interstisyel fibrozis, astım bronşiyale ve KOAH' da rastlanır [4].

1.2.1.3. Diffüzyon

Oksijen ve karbondioksit'in alveolokapiller membrandan transferi olarak bilinen difüzyon alveolokapiller membranın her iki tarafındaki gazların parsiyel basınçları arasındaki farka bağlıdır. 1 mmHg'lık basınç farkı için gazların transfer hızı difüzyon kapasitesi olarak tanımlanır. Difüzyon kapasitesi Ventilasyon/perfüzyon oranı dengesizliği ve vital kapasitede azalma meydana geldiği durumlarda azalır [4].

Oksijenin alveollerden kana geçmesi için aşmak zorunda olduğu kan-gaz bariyeri vardır. Akciğerler, gaz difüzyonunun alan ile doğru kalınlık ile ters orantılı olmasından dolayı sahip oldukları kan gaz bariyerinin çok ince olmasıyla difüzyon için ideal koşullara sahiptir [6].

1.3. Solunum Sisteminin Fizik Muayenesi

Tıbbın her dalında olduğu gibi göğüs hastalıklarında da klinik değerlendirmenin doğru yapılabilmesi için iyi bir anamnez alınması, iyi bir fizik muayene ve uygun laboratuvar incelemelerinin yapılması gerekmektedir.

Fizik muayene; inspeksiyon, palpasyon, perküsyon ve oskültasyon teknikleri ve bunların sırayla uygulanmasından oluşur.

Göğüsün inspeksiyonu; toraks incelenirken göğüs duvarı deri ve yumuşak dokuları, göğüsün anatomik yapısı (simetri), solunuma katılımı (ekspansiyon), şekil bozuklukları (deformite), solunum hızı, derinliği ve periyodik solunum şekilleri değerlendirilir.

Palpasyon tekniğinde; göğüs duvarı altındaki akciğer yapılarının ve fonksiyonlarının göğüs duvarına elle dokunarak ya da palpe ederek değerlendirilmesine dayanan bu metotta Muayene yapan hekim parmakların palmar yüzlerini ya da ellerinin ulnar yüzeylerini kullanarak karşılaştırmalı şekilde muayene yapar.

Göğüs ağrısının kaynağının belirlenmesinde önemli olan bu teknik özellikle vücut derisinin ısısı ve tonusu, cilt altı amfizem veya nodüller, büyümüş lenf bezi, trakea pozisyonu ve kaburga kemiği kırığının anlaşılmasında da önem arz etmektedir.

Perküsyon; Göğüs duvarına her iki elin orta parmakları kullanılarak kısa ve ani darbelere vurulduğunda oluşan sesin hissedilmesi ve dinlenmesi temeline dayanan akciğer ve plevra boşluğunun hava ve katı doku değişikliklerini açığa çıkaran bir muayene tekniğidir. Perküsyonda oluşan ses normal perküsyon sesi, mat ses ve timpanik ses olarak 3 türde değerlendirilir.

Normal perküsyon sesi; havalı dokudan oluşan akciğer alanları üzerinde duyulan ses iken, mat ses; katı dokuların havalı dokulara oranı arttığında duyulan normalde ise karaciğer, kalp ve omuzlar üzerinde saptanır. Timpanik ses, havalı dokunun katı dokuya oranı arttığında duyulurken normalde karın duvarında duyulur [7].

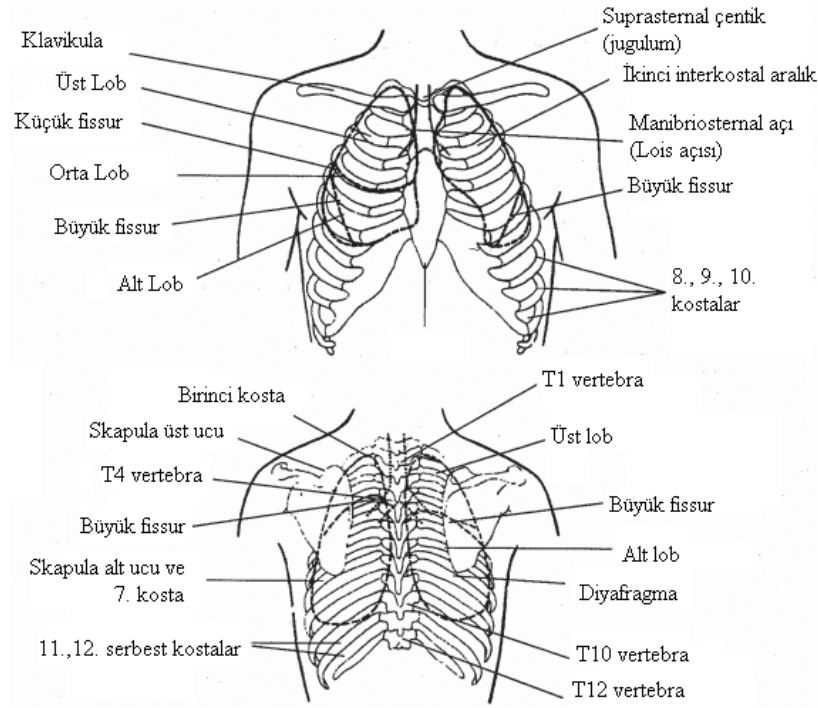
1.4. Göğsün Oskültasyonu

Fizik muayenenin son bölümünü oskültasyon oluşturur. Oskültasyon; Solunum ve konuşma sırasında göğüs duvarına geçen sesler direkt yani kulağı göğüs duvarına temas ettirerek ya da indirekt yani stetoskop dinlenerek, akciğer seslerinin normal olup olmadığının anlaşılmasıdır.

Göğüs oskültasyonuna başlamadan önce hangi lobun en iyi hangi bölgede dinlenebileceği bilinmelidir. Alt loblar, sırtın 3 / 4 alt kısmını oluşturan T2 vertebra altı sırt alanlarından, sağ orta lob sağ aksilla ve önde 4.-6. kostal aralıklardan dinlenir. Lingula sol aksilladan dinlenirken üst loblar göğüs ön duvarından ve sırtın1 / 4 üst kısmın oluşturan T2 üzeri kısımlarından dinlenir. Oskültasyon noktalarının başarılı seçilmesi muayenede patolojik olayın yerleştiği anatomik alanı anlamada özellikle pnömoni gibi anatomik sınırlarla çevrili patolojilerde oldukça önemlidir. Ancak diffüz tutulum yapan akciğer ödemi, bronkospazm gibi birçok hastalıkta ise oskültasyon bulguları tüm göğüs alanlarında duyulabilir.

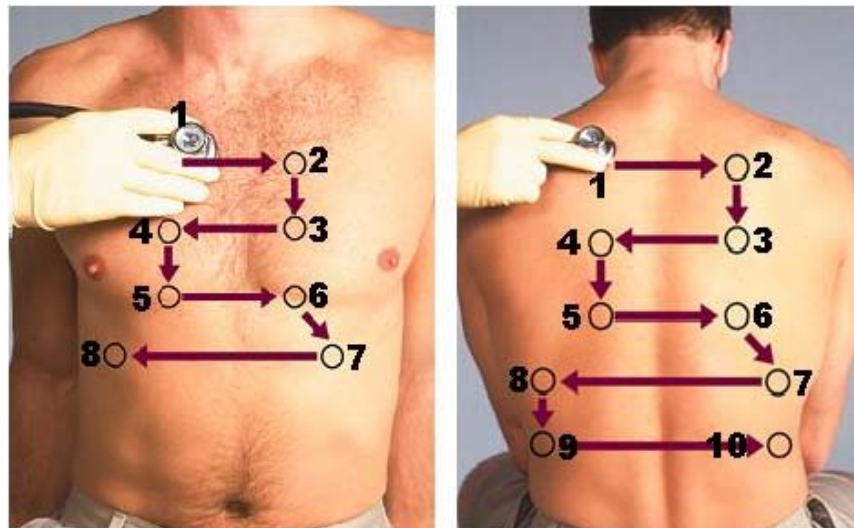
Akciğer alanlarının oskültasyonu ön, yan ve arka göğüsteki tüm lobları içerecek şekilde sistematik olarak yapılmalıdır. Oskültasyonun apekslerden başlayarak karşılaştırmalı; simetrik alanlar şeklinde aşağıya doğru inerek yapılması gerekir ve bir dinleme alanında

inspirasyon ve ekspirasyondan oluşan en az bir solunum evresi tamamlandıktan sonra stetoskobun yeri değiştirilmelidir. Normal olmayan sesler saptanan alan ve çevresindeki alanlar dinlenip, normal alanlarla ve simetrik alanlarla karşılaştırılmalı ve inspeksiyon, palpasyon ve perküsyon muayene bulgularıyla birlikte yorumlanmalıdır [8].



Şekil 1.4. (a) göğüs ön duvarı görünümü
(b) göğüs arka duvarı görünümü [8].

Şekil 1.4'de akciğerin en iyi dinleme noktalarının belirlenmesi için göğüs ön ve arka duvarının yapısı verilmiş olup Şekil 1.5'te ise en yaygın dinleme noktaları belirtilmiştir.



Şekil 1.5. Akciğer sesi dinleme noktaları [9]

1.5. Yaygın Akciğer Hastalıkları

Yaygın olarak bilinen ve bu çalışmadaki hastaların da sahip olduğu bazı solunum sistemi hastalıkları bu hastalıkların nedenleri, bulguları ve dünyadaki seyri üzerinde durulacaktır.

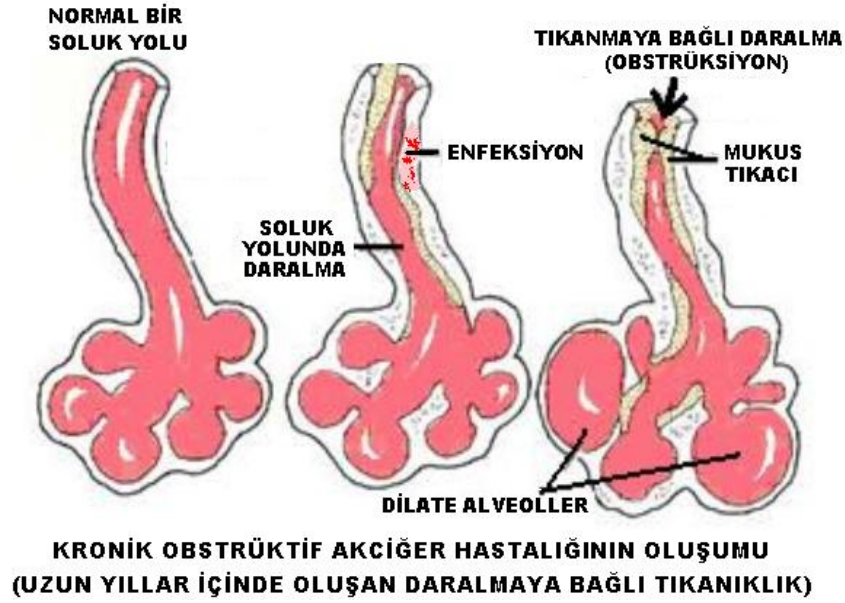
1.5.1 Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı (KOAH)

Tam olarak geri dönüşümü olmayan, genellikle ilerleyici, zararlı partiküllere karşı akciğerlerde gelişen anormal inflamatuvar yanıtla ilişkili, hava kısıtlaması ile karakterize edilen, ciddi sistemik sonuçları olan önlenemez ve tedavi edilebilir bir hastalıktır. Önlenemez fakat ihmal edilmiş durumdadır, yeterince teşhis edilmemekte ve uygun bir şekilde tedavi edilmemektedir.

KOAH'da fizik muayene bulguları; erken dönemde, ekspiryum uzun, zorlu ekspirasyonda, hışıltı ('wheezing'), ilerlemiş hastalık döneminde; ekspiryum uzun, istirahatte ekspirasyonda hışıltı, göğüs ön, arka çapında artma, sonoritede artma, göğüs ekspansiyonunda artma mevcuttur.

KOAH'da solunum yollarında hava akışına karşı direnç artmaktadır. Şekil 1.6'da belirtildiği gibi hava yollarında tıkanıklık oluşmaktadır. Akciğer dokusunun esnekliği kaybolmaktadır ve alveolar yıkım söz konusudur [10]. Hastalığa yol açan en önemli neden sigara olmakla birlikte, çeşitli mesleki ve çevresel faktörler de etiyolojide rol oynamaktadır [11].

Günümüzde tüm dünyada 600 milyon KOAH'lı hasta bulunduğu ve bunların da her yıl 2.8 milyonunun öldüğü tahmin edilmektedir. KOAH'ın 2020 yılında en sık rastlanan 3. ölüm nedeni ve 5. kronik sakatlık nedeni haline gelmesi beklenmektedir [12].



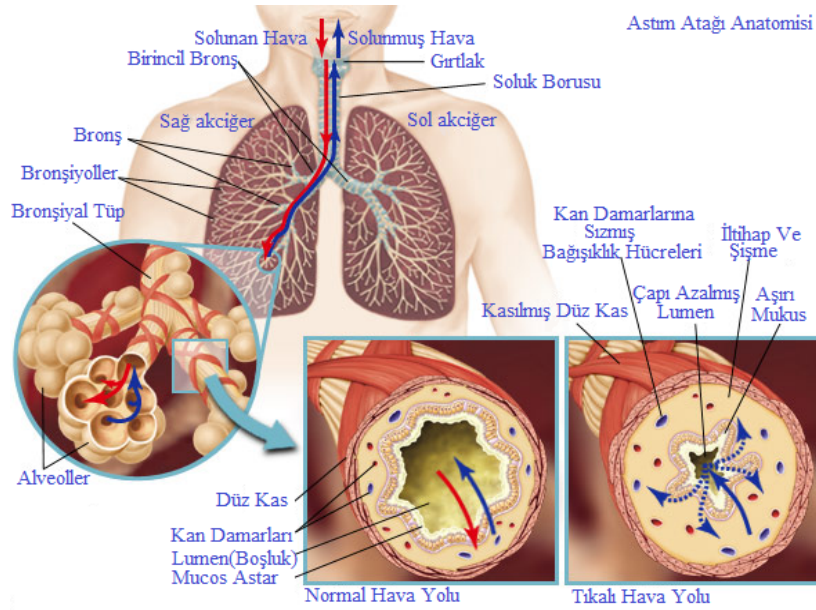
Şekil 1.6. KOAH hastalığında alveol daralması [13].

1.5.2 Astım

Astım, hava yollarının daralması ile kendini gösteren ve ataklar halinde gelen bir hastalıktır. Hastalar ataklar arasında kendilerini iyi hissederler. Şekil 1.7’de olduğu gibi astımda hava yollarında mikrobik olmayan bir iltihap vardır. Bu nedenle hava yolu duvarı şiş ve ödemlidir. Bu durum akciğerlerin uyarılara aşırı duyarlı olmasına neden olur. Toz, duman, koku gibi uyarılar ile hemen öksürük, nefes darlığı ve göğüste baskı hissi gibi yakınmalar ortaya çıkar. Krizde hava yollarını saran kaslar kasılır, ödem ve şişlik artar, ilerleyen iltihapla birlikte hava yolu duvarı kalınlaşır. Hava yollarındaki salgı bezlerinden kıvamlı bir mukus salgınır. Böylece hava yollarını önemli ölçüde daralır ve havanın akciğerlere girip çıkması engellenir buna bağlı olarak artan öksürük, nefes darlığı, hırıltı, hışıltı ile kendini göstermektedir [14].

Tanı yöntemlerinden oskültasyonda ronküsler duyulur. Normal oskültasyonu olan hastalarda bazen zorlu ekspiryumda ronküsler ortaya çıkabilir. Ağır atakta sessiz akciğer ve solunum yetmezliğinin bulguları olabilir [15].

Astım, tüm dünyada yaklaşık 300 milyon kişiyi etkilediği tahmin edilen ciddi bir halk sağlığı sorunudur. Ülkemizde yaklaşık her 100 erişkinden 5-7’sinde, her 100 çocuktan 13-15’inde görülmektedir [14].



Şekil 1.7. Astım hastalığının oluşumu [16].

1.5.3 Atelektazi

Akciğerlerde gaz hacminin azalmasıyla birlikte akciğer hacminin azalmasına atelektazi adı verilir. Atelektazi oluş mekanizmasına göre; rezorpsiyon, pasif, kompresif, adezyon ve skatrizasyon atelektazisi olarak beş gruba ayrılır.

1.a) Rezorpsiyon Atelektazi: Akciğerin bir bölgesinde tümör, yabancı cisim, mukus tıkaçları, striktür gibi nedenlere bağlı olarak havayolunun tıkanması ve hava akımının durması sonucu oluşur.

1.b) Pasif Atelektazi: Plevrada yapışıklık olmaksızın pnömotraks, hidrotoraks, plevral kitle, düşük inspiratuvar volüm varlığında akciğerin ilgili kısmında sıkışması sonucu atelektazi oluşmasıdır.

1.c) Kompresif Atelektazi: Akciğere komşu yer kaplayıcı bir oluşumun direkt etkisi ya da komşu plevrada fibröz dokunun kontraksiyonu sonucu kompresyona uğratılması halinde gelişir.

1.d) Adezif Atelektazi: Sürfaktan eksikliğine bağlı olarak gelişen alveollerin kapanması sonucu gelişen atelektazilerdir.

1.e) Skatrizasyon Atelektazi: Akciğer parenkimi ile göğüs duvarının oluşturduğu elastik geri çekilme basıncında bozulmaya bağlı olarak gelişir. Kompliyansın azaldığı, akciğerlerin esnekliğini kaybedip sertleştiği durumlarda görülür.

Atelektazinin klasik fizik bulguları, atelektazinin olduğu hemitoraksta küçülme, perküsyonda matite, vokal fremitus ve solunum seslerinin aynı tarafta azalması ya da yokluğudur. Aynı tarafta inspiriyum sırasında raller işitilebilir. Atelektazi büyüklüğüne göre siyanoz, solunumsal sıkıntı görülebilir [8].

1.5.4 Zatürre

Zatürre tüm dünyada olduğu gibi ülkemizde de sık görülen ve önemli ölçüde morbidite, mortalite ve yüksek tedavi maliyetlerine yol açan öncelikli bir toplum sağlığı sorunudur. Akciğerler vücudumuzun dış çevreyle irtibatı en fazla olan organıdır. Günlük yaşam sırasında, alt solunum yolları birçok mikroorganizmaya maruz kalmaktadır. Ancak bu maruziyet, konakçının hem lokal ve hem de sistemik savunma mekanizmaları aracılığıyla enfeksiyonla sonuçlanmamaktadır. Alt solunum yollarına ulaşan mikroorganizmaların lokal veya sistemik savunma mekanizmaları tarafından elimine edilememesi, bazı durumlarla ilişkilidir ki, bunlar zatürreye eğilim oluşturur. Yüksek ateş, öksürük ve koyu balgamla kendini belli eden bir hastalıktır [17]. Şekil 1.8'de zatürre hastalığında alveolün yapısı görülmektedir.

Fizik muayenede lokalize ince raller, tuber sufl, perküsyonda matite ve vibrasyon torasik artışı gibi bulguların saptanması ve radyolojik incelemede infiltrasyon saptanması tanı için yeterlidir [18].



Şekil 1.8. Zatürre hastalığında alveolün yapısı [19].

1.5.5 İnterstiyeel Akciğer Hastalığı

İnterstiyeel akciğer hastalığı (İAH), bilinen ve bilinmeyen birçok etkenin neden olduğu, benzer klinik, radyolojik ve fizyolojik bulgular verdiği ve akciğer parenkiminde benzer yaygın patolojik değişikliklere yol açtığı için aynı başlık altında toplanabilen çok geniş bir hastalık topluluğudur. Bu hastalık akciğer parankiminde, hava yollarında, damar duvarında hatta plevrada bazı değişikliklere neden olabilir. İAH'lıkları etiyolojik nedenlere ve akciğer parankiminde oluşan patolojik değişikliklere göre sınıflandırılırlar. En yaygın bulgu orta ve alt akciğer alanlarında yoğun olan yaygın geç inspiratuar rallerdir.

Ülkemizde İAH'lığı ve bu grubu oluşturan hastalıkların insidansı ve prevelansı hakkında bilgi yoktur. Hastaların bir kısmının hastaneye başvurmamaları, bir kısmının ise başka tanılarla kayıtlanıp, tedavi edilmeleri ve hastalığın çeşitliliği gibi nedenlerden dolayı batılı ülkelerde dahi gerçek insidansı bilinmemektedir. Amerika Birleşik Devletlerinde İAH tanısı ile yılda 100 000 hastane başvurusu olduğu ve göğüs hastalıkları uzmanlarının gördüğü hastaların % 15'ini bu gruptan hastaların oluşturduğu tahmin edilmektedir [20].

1.5.6 Tüberküloz

Tüberküloz, dünyada en sık ölüme neden olan bulaşıcı hastalıklar içinde HIV/AIDS enfeksiyonunun ardından ikinci hastalıktır. Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ)'nün 2005 yılında yayınladığı rapora göre 2003 yılında dünyada 8.8 milyon yeni tüberküloz hastası olduğu ve bunlardan 3.9 milyon hastanın yayma pozitif akciğer tüberkülozu olduğu tahmin edilmektedir.

Tüberküloz hastalığı mycobacterium tuberculosis basilini taşıyan 1-5 Gm çapındaki damlacık çekirdekleri ile yayılır. Öksürme, hapşurma, konuşma veya şarkı söyleme ile larinks veya akciğer tüberkülozu olan hastaların ekspektorasyonu sonrası bu küçük partiküller dakikalar hatta saatler boyunca havada asılı kalabilirler. Mikrop taşıyan damlacık çekirdekleri inhale edilir ve distal havayollarında alveollerde yerleşirler. M. tuberculosis makrofajlar tarafından fagosite edilir. Bu olayla enfeksiyonun başarılı bir

şekilde durdurulması veya aktif hastalığa ilerlemesi ile sonuçlanan bir dizi olaylar zinciri başlar.

Tüberküloz ateş, gece teri, kilo kaybı ve iştahsızlık gibi sistemik belirtilerle ortaya çıkabilir. Tüberküloz en sık akciğerlerde hastalık yapar. Solunum sistemi ile ilgili belirtilerin başında öksürük gelir. Hemoptizi eşlik edebilir. Daha ender olarak nefes darlığı ve göğüs ağrısı yakınmaları olabilir. Fizik muayenede hiçbir bulgu saptanmayabilir. Bazen raller duyulabilir [21].

1.5.7 Akciğer kanseri

Kanser vücudun ana hayat ünitesi olan hücrelerden gelişir. Vücudumuz birçok tipte hücreden oluşur. Vücudun sağlıklı çalışması için normal olarak hücreler büyürler, bölünürler ve daha çok hücre oluştururlar fakat bazen bu süreç bozularak yeni hücrelere ihtiyaç yokken dahi hücreler bölünmeye ve çoğalmaya devam ederek iyi huylu veya kötü huylu olan bir tümöre neden olurlar. Kötü huylu tümörler kanserdirler bu hücreler anormaldir, kontrolsüz olarak bölünürler. Bu kanser hücreleri etraflarındaki dokuyu istila edip yok edebilirler ve kanser hücreleri kötü huylu tümör kitlesinden ayrıлып kan dolaşımına ve lenfatik sisteme girebilirler.

Akciğer kanser oluşumu tek bir sebebe bağlanamaz. Püro ve pipo kullanımı, yalıtım malzemesi olarak kullanılan asbestin solunumu, hava kirliliği gibi durumlar risk faktörüdür. Bitmek bilmeyen ve zamanla daha kötüye giden bir öksürük, kalıcı göğüs ağrısı, kan tükürmek, nefes darlığı, sık sık zatürre veya bronşit olması ve geçmemesi, boyun ve yüzde şişkinlik, iştahsızlık ve kilo kaybı, yorgunluk bu hastalığın bulgularındandır [22] .

Akciğer kanserli olgularda herhangi bir fizik bulgu olmayabilir. Fizik muayenede supraklaviküler lenfadenopati, Horner sendromu bulguları, plevral sıvı birikimi, lokalize ronküs, hepatomegali, kafeleksi, lokalize kemik duyarlılığı, periferik motor ve/veya duyuşal nöropati bulguları, nörolojik bulgular görülebilir.

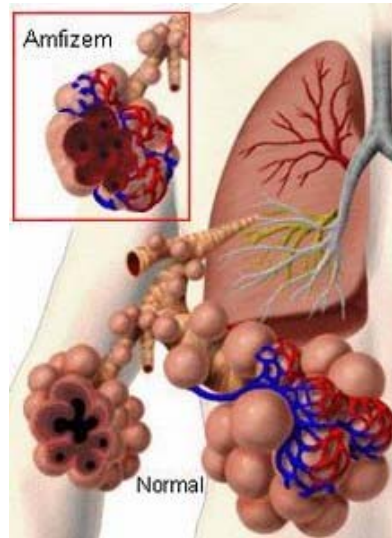
Tüm dünyada kanser olgularının %12.8'inden ve kanser ölümlerinin %17.8'inden akciğer kanseri sorumludur. Ülkemizdeki akciğer kanseri özelliklerini belirlemek amacıyla Toraks Derneği Akciğer ve Plevra Maligniteleri Çalışma Grubu (TAPMG)

tarafından yapılan ulusal, hastane bazlı retrospektif çalışmada, 11849 akciğer kanserli olgunun %90.4'ü erkek, %9.6'sı kadın olup, olgular büyük oranda (%56.7) 46-65 yaşları arasında yer almaktadır. Olguların yaklaşık %90'ında sigara kullanma öyküsü saptanmıştır [23].

1.5.8 Amfizem

Pulmoner amfizem alveol duvarlarının yıkımı ile birlikte Şekil 1.9'da belirtildiği gibi belirgin fibrozis olmaksızın terminal bronşiyollerin distalindeki hava yollarının anormal, kalıcı genişlemesi olarak tanımlanmaktadır.

Amfizemde görülen harabiyet ekspirasyon sırasında hava yollarında kollapsoya neden olarak kronik hava akımı kısıtlamasına yol açmaktadır [24]. Amfizemde havalanma artışı akciğer parankiminin iletilici özelliğini azaltarak normal solunum seslerinin çok az işitilmesine sessiz akciğere neden olur. Amfizemde erken inspiratuar raller duyulur [8].



Şekil 1.9. Amfizemli alveol yapısı [25].

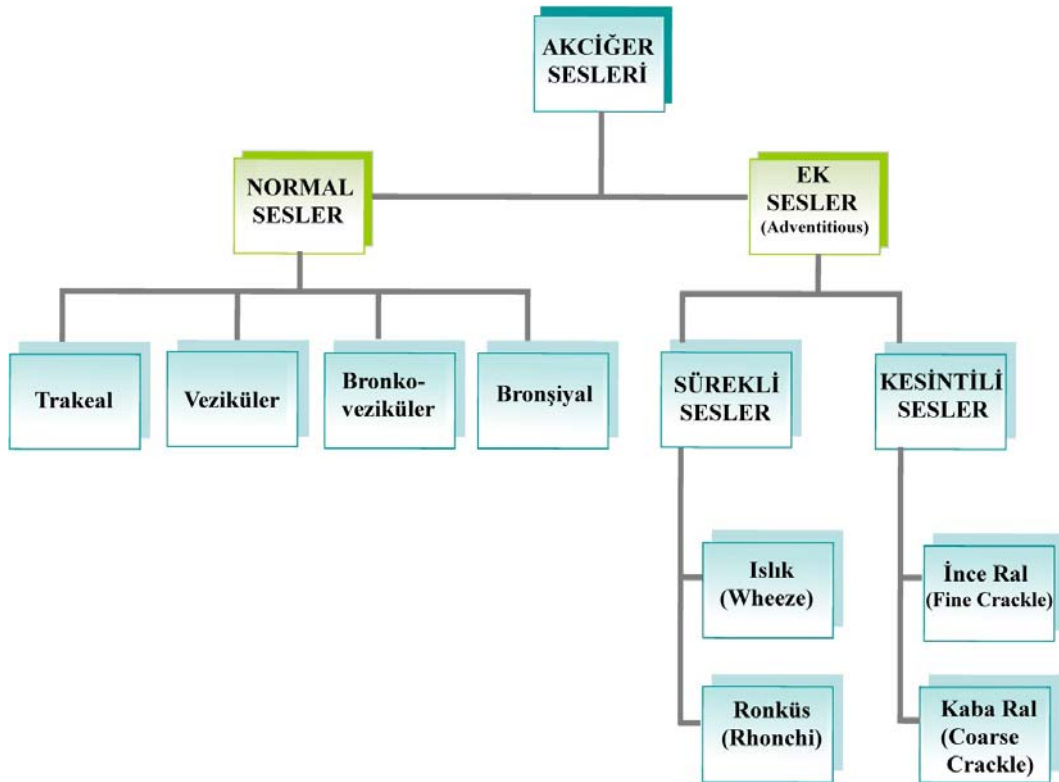
1.5.9 Bronşektazi

Bronşektazi, bronş duvarının elastik ve müsküler yapılarının harabiyeti sonucu oluşan, hava yollarının kronik anormal genişlemesidir. Genişlemiş bronş duvarında inflamasyonla beraber elastik, kas ve kıkırdak yapılarında harabiyet vardır.

Oluşumunda sık tekrarlayan ve uzun süren çocukluk çağı enfeksiyonlarının rolü büyüktür. Gelişmiş ülkelerde son yıllarda saptanan bronşektazi olgularının %50'sinin etiolojisinde kistik fibroz ve bağışıklık yetmezliği altta yatan doğumsal anomaliler bulunur. Ülkemizde ise sık tekrarlayan, iyi tedavi edilmeyen alt solunum yolu enfeksiyonları ve yüksek akciğer tüberkülozu insidansı nedeniyle bronşektazi hala yaygın bir hastalık olarak görülmektedir [26]. Bronşektazide lokalize, inspiratuar raller duyulur [8].

1.6. Solunum Sesleri

Şekil 1.10'da belirtildiği gibi akciğer sesleri normal sesler ve ek sesler olmak üzere iki kısımda incelenir. Normal sesleri patolojik bir durum söz konusu değilken solunum yollarında sesin meydana geldiği yere ve şekline göre tanımlanmıştır. Ek sesler solunum sisteminde patolojik bir durum söz konusu olduğunda akciğerlerde meydana gelen sesler olup sesin şiddeti, süresi, soluk alıp verme döngüsünde meydana gelen anormal değişiklikler ve frekansındaki değişiklikler hastalığın türü ve derecesi hakkında hekime bilgi vermektedir.



Şekil 1.10. Akciğer seslerinin sınıflandırılması [27].

1.6.1 Normal Solunum Sesleri

Hekimin oskültasyonu değerlendirebilmesi için öncelikle normal solunum sesleri ve bu seslerin özelliklerini bilmelidir. Normalde meydana gelen solunum sesleri türbülant hava akımının trakea duvarında oluşturduğu titreşimlerden oluşan ana ses trakeal sestir.

Göğüs kafesi girişindeki trakeaya komşu manubrium sterninin katı trakeal sesin pasif kısmı olan ekspiriyum fazını kuvvetlendirerek trakeal sese göre daha şiddetli ve ekspiriyumu daha uzun olan bronşiyal sesi oluşturur.




Göğüs kafesinin önde 1. ve 2. interkostal mesafeleri ve sırtta interskapuler bölgenin üst kısımları altında akciğer parankiminin etkileriyle bazı seslerin filtre edilerek azaltılmasıyla sesler değişikliğe uğrar. Göğüs kafesinin bu kısımlarında hava yollarını saran az miktardaki akciğer parankiminin filtrasyon etkisiyle bronşiyal sesin inspiriyum ve ekspiriyumu arasındaki boşluğun kaldırılması ve ekspiriyumun şiddeti azaltılmasıyla inspiriyumu, ekspiriyumuna eşit ve sesin ana çıkış yeri ana bronşlar ve karınaya yakın kısımlar olan bronko-veziküler ses oluşur.

Bronko-veziküler sesler, trakeal ve bronşiyal solunum sesleri kadar güçlü değilken frekansı daha düşük, inspirasyon-ekspirasyon arası boşluk olmamakla birlikte inspirasyon ve ekspirasyon fazları eşittir.

Göğüs kafesinin bronkoveziküler seslerin işitildiği üst kısımları dışındaki tüm alanlarında pasif olan ekspiriyum fazının ortasından sonuna doğru gittikçe düşen hava akım hızı nedeniyle inspiriyum-ekspiriyum oranı $5/2$ ya da $3/1$ olan veziküler sesler oluşur.

Çok kısa ekspirasyon fazı nedeniyle esas olarak inspirasyon sırasında duyulan inspirasyon-ekspirasyon arası boşluk olmayan veziküler ses, yumuşak, rüzgar sesi şeklinde işitilir ve bronşiyal solunum sesine göre frekansı ve şiddeti düşüktür. Veziküler seslerin işitildiği alanlarda bronkoveziküler ya da bronşiyal seslerin işitilmesi patolojiktir. Tablo 1.2’de normal solunum sesleri ve özellikleri verilmiştir [8].

Tablo 1.2. Normal solunum sesleri ve özellikleri [8]

Solunum Sesi	Frekans	Şiddet	Lokalizasyon	Şekil	İnspiryum\ Ekspiryum Oranı
Trakeal	Çok Yüksek Boru sesi Haşın Kaba	Çok Yüksek	Toraks Dışı Trakea		1\1
Bronşiyal	Yüksek Boru Sesi	Yüksek	ManubriumSterni		1-2\3
Bronkoveziküler	Orta Hafif Rüzgar/ Boru Sesi	Orta	Skapulalar Arası Önde 1. Ve 2.interkostal Mesafeler		1\1
Veziküler	Düşük, Hafif Rüzgar Sesi	Hafif Yumuşak	Periferik Akciğer Alanları		3\1

1.6.2 Patolojik Ek Akciğer Sesleri

Çeşitli patolojilerde normal solunum seslerinin yerini ek sesler alırlar. Ek sesler sürekli ve süreksiz ek sesler olmak üzere iki grupta sınıflandırılmaktadır. Ek seslerden süreksiz sesler ince ve kaba ral şeklinde sürekli sesler ise ronküs, wheezing, stridor ve frotman şeklindedir. Klinik değerlendirmelerde en çok teşhis için kullanılan ses sınıfları ral, ronküs ve wheezing'dir.

1.6.2.1 Raller

Kesik kesik duyulan, kısa süreli, patlayıcı seslerdir. 20ms'den daha kısa süreli, 100-2000Hz frekans aralığındadır [28].

Rallerin oluşum mekanizması; rallerin havayolu içindeki havanın kabarcık yapması veya lümen içindeki sekresyonun hareket etmesi ile oluştuğu düşünülmektedir. Raller patolojik olarak kapalı bulunan havayolunun aniden açılması sonucu oluşmaktadır. Ekspirasyon sırasında kollabe olan hava yolunun iki ucundaki farklı gaz basınçları inspirasyonda aniden eşitlenir. Böylece tek bir hava yolunun inspirasyonda aniden açılması ve ekspirasyonda kapanması sonucunda ral oluşur.

Raller amplitutları ve süreleriyle tanımlanırlar. Yüksek frekanslı, kısa süreli olanlar ince ral; düşük frekanslı ve uzun süreli olanlar kaba ral adını alır. Ayrıca ralin inspirasyon başında, ortasında ve sonunda veya ekspiryumda olmasına göre de solunum hareketi içindeki yeri belirtilir.

Normal kişilerde de ral duyulabilir. Normal akciğer de bazaldaki alveoller rezidüel volümde kapanıp inspiryumun sonuna doğru açılırlar. Rezidüel volümden itibaren derin inspiryum yapıldığında raller duyulabilir. Ancak fonksiyonel rezidüel kapasiteden itibaren solunum yapılırsa aynı bulguya rastlanmaz. Ekspiryumun sonuna doğru ilk önce bazaldaki hava yolları kapanmasıyla hastalık hallerinde rallerin ilk ortaya çıktığı yer akciğer bazalleridir. Yaşlanmayla akciğerin elastik recoil basıncı azaldığından özellikle kişi uykudan uyandığında bazallerde raller duyulabilir. Birkaç derin solunum hareketinden sonra kapalı olan havayolları açılır, raller gittikçe azalır ve kaybolur.

Raller genellikle interstiyel akciğer hastalığında olduğu gibi akciğerin elastik recoil basıncında artış olduğunda veya akciğerde ödem ve inflamasyon olduğu durumlarda ortaya çıkar. Ralin niteliği açılıp kapanan havayolunun çapına ve çevre akciğer dokusundaki patolojiye bağlıdır. Örneğin küçük havayollarından kaynaklanan raller kısa sürelidir. İnspirasyon başında duyulan raller inspirasyon sonunda duyulanlara göre daha proksimal hava yollarından kaynaklanır. Kronik bronşit ve amfizemde elastik recoil ve bronş duvarındaki doku desteği azalmıştır. Bu nedenle inspiryum sonunda lob bronşu kollabe olur; buna bağlı olarak raller duyulabilir.

Rallerin bölgesel dağılımı, sayısı, solunum hareketi içindeki zamanı akciğer hastalığının niteliğini ve derecesini gösterir. Örneğin akciğer fibrozisinde başlangıçta raller önce akciğer bazalinde duyulurken hastalık ilerledikçe akciğerin üst bölümlerinde de duyulmaya başlar. Bu hastalıkta duyulan raller kronik obstrüktif akciğer hastalığı (KOAH), bronşektazi ve konjektif kalp yetmezliğine göre daha kısa sürelidir ve yoğunluğu daha azdır. Daha çok inspiryum ortasında ve sonunda ince raller duyulur.

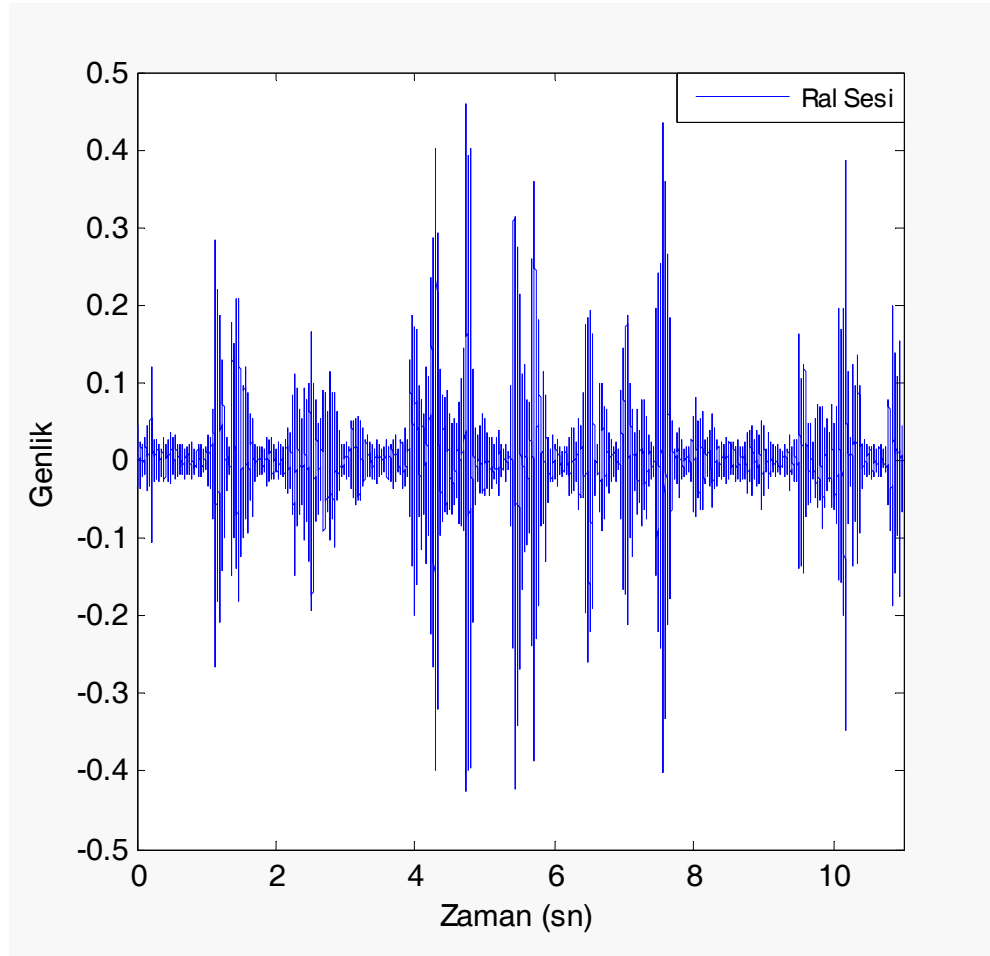
Bronşektazi'de büyük hava yollarının duvarlarında elastik ve müköler yapıların harabiyeti sonucunda geri döndürülemez genişlemeler oluşur. Bu bronşların duvarları kollabe olur ve inspiryumda aniden açılır. Böylece bronşektazide inspiryumun başından başlayıp sonuna doğru sonlanan kaba raller duyulur.

KOAH'ında raller daha çok hava yolundaki sekresyona bağlıdır. Bu nedenle öksürmekle bu rallerin niteliği ve yeri değişir. Ancak inflamasyon sonucunda proksimal hava yollarının kıkırdak desteğini yitirmesi ve daralması sonucunda solunum hareketleri sırasında ard arda açılıp kapanması ile de raller oluşabilir. KOAH'ında raller inspiyumun hemen başında başlayıp ortalarında sonlanan, az sayıda, kaba nitelikli seslerdir.

Konjektif kalp yetmezliğinde peribronşiyal ödeme bağlı olarak havayollarının daralması sonucunda raller duyulur. Konjektif kalp yetmezliği tedavisiyle kaybolmaları ve yer çekimine bağımlı olmaları başlıca özellikleridir. Akciğer fibrozisi, bronşektazi ve KOAH'ındaki rallere göre daha ince, inspiyumun geç döneminde, uzun süreli duyulan seslerdir.

Akut pnömoninin eksudasyon döneminde akciğer dokusunun ödem ve inflamatuvar hücrelerle infiltrasyonu sonucunda havayolları daralabilir. Ayrıca pnömoninin rezolüsyon döneminde akciğerde kompliansın yer yer azalmış olması da havayollarında kollapse yol açabilir. Böylece pnömoninin eksudasyon ve rezolüsyon aşamalarında raller duyulabilir. Bunlar inspiyum sonunda duyulan ince nitelikte rallerdir.

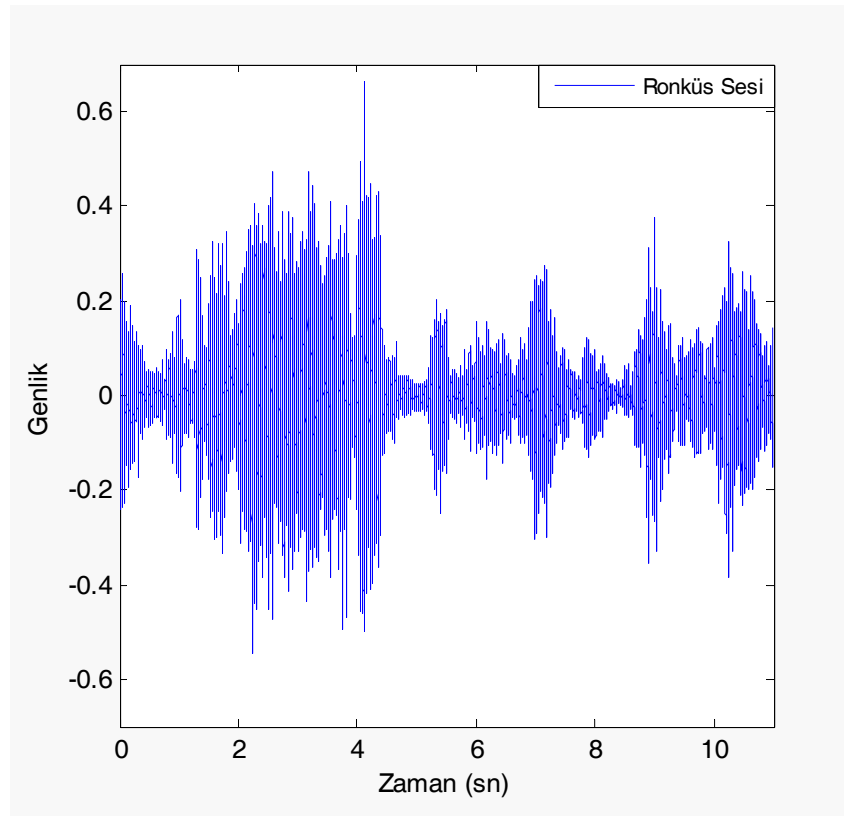
Ekspiratuvar raller inspiratuvar rallere göre daha az duyulurlar. Hava yollarının ekspiryumda kapanmasına bağlı olarak oluşurlar. KOAH'ında kaba nitelikli ekspiratuvar raller duyulurken akciğer fibrozisinde duyulanlar ince niteliklidir [29].Şekil1.11'de bronşit hastalığında duyulan örnek bir ral sesi verilmiştir.



Şekil 1.11. Ral sesi.

1.6.2.2. Ronküs

Akciğer adventisyasından kaynaklanan sürekli, yani 250ms'den uzun süreli ve müzikal nitelikli seslerdir. Yeri, yoğunluğu, amplitudu, süresi ve solunum hareketi ile ilişkisi belirtilerek tanımlanır. Sibilan ve sonor olmak üzere ikiye ayrılırlar. Sibilan ronküsler yüksek amplitudlu, sürekli sesler olup 400 Hz ve üzerinde frekansa sahiptir. Sonor veya ronflan ronküsler ise alçak amplitudlu sesler olup 200 Hz ve altında frekansa sahiptir. Ronküsün amplitudu kaynaklandığı bronşun duvarının kütlesi ve elastikliği ile hava akım hızına bağlıdır [29]. Şekil-1.12'de KOAH'da duyulan örnek bir ronküs sesi verilmiştir.



Şekil 1.12. Ronküs sesi.

1.6.2.3. Ronküslerin Oluşum Mekanizması

Ronküsler Bronş duvarları birbirine adeta değecek kadar ileri derecede havayolu darlığı olduğunda ortaya çıkan bronş duvarı ve havayolu içindeki havanın birbirleriyle etkileşimi sonucu oluşan havayolu obstrüksiyonu ile birlikte anılan yüksek genlikli seslerdir. Daralmış lümen içinde hava akımının hızlanması, bronş duvarlarını titreştirir. Ronküslerin amplitudu, bronş duvarının kitlesi ve elastikliği ile akım hızına bağlı olup havayolunun boyutuyla ilişkisizdir. Akut astma atağında olduğu gibi çok ileri obstrüksiyonda solunum sesleri duyulmaz, bu durumda sessiz akciğerden söz edilir. İnspiratuar ronküsler havayolu obstrüksiyonunun ileri olduğu olgularda ve yukarı havayolu obstrüksiyonu olanlarda duyulur [29].

1.6.2.4. Sabit Darlıklardan Oluşan Ronküs

Ana bronş veya lob bronşlarının tümör, yabancı cisim, sikatris veya ganülomla tama yakın daralmalarında sabit frekanslı, iki zamanlı frekans duyulur. Buna lokalize ronküs de denir. Hasta sırt üstü veya yan yattığında bu ses kaybolabilir [29].

1.6.2.5. Sibilan Ronküsler (İnspirasyon ve ekspirasyonda duyulan ronküsler)

Hava yollarının diffüz spazmı sonucu ileri derecede daralması ile ortaya çıkan inspiryum ve ekspiryumda iki zamanlı olarak duyulabilen yüksek tonlu müzikal seslerdir. Tipik olarak astma atağı sırasında duyulurlar ancak sağlıklı bireylerde zorlu ekspirasyon esnasında da duyulabilir. Sibilan ronküslerin duyulduğu olguların yakınında durulduğunda çıplak kulakla wheezing(hışıltılı solunum) duyulur.

Bronkospazm, mukoza ödemi, lümen içinde tümör veya sekresyon, yabancı cisim, tümör kitlesinin bronşa dıştan baskısı veya havayolunun dinamik kompresyonu gibi havayolu çapını azaltan her durumda ronküs duyulabilir.

Ronküslerin varlığı veya yokluğu hava akımı obstrüksiyonun derecesi hakkında fikir vermezken ronküslerin niteliği ile havayolu obstrüksiyonu arasındaki bağıntı saptanmıştır. Hem inspiryum hem de ekspiryumda ronküsleri olan olguların bronş obstrüksiyonlarının, sadece ekspiryumda ronküsleri duyulanlara göre daha ciddi olduğu belirtilmektedir [29].

1.6.2.6. Ekspiratuar Ronküs (Sonor veya ronflan ronküs)

Genellikle öksürmekle hafifleyen veya kaybolan ekspiratuar ronküs obstrüktif akciğer hastalıklarında hava yollarının dinamik kompresyonu sonucu oluşurlar. Birçok bronştan kaynaklanır ve tüm ekspiryumunu doldururlar. [29].

1.6.2.7. İspiratuar Ronküs

Diffüz interstisyel akciğer hastalıklarında akciğer tabanlarında inspiryum sonunda duyulan, tek veya 2-3 adet yüksek frekanslı martı çığığına benzetilen ronküs duyulur. Yabancı kaynaklarda squawk olaran adlandırılan bu ses fibrotik akciğer hastalıklarında duyulan bu kısa süreli, müzikal nitelikli ronküs sesidir.

Kapalı olan havayolu inspiryum aniden açılırken bronş duvarlarının kısa bir süre için birbirlerine değdiği esnada aradan geçen hava bronş duvarlarını titreştirerek inspiratuar ronküs oluşumuna neden olur. Hipersensitivite pnomonisinde ve akciğer fibrozisinde inspiratuar ronküs duyulabilir. Hipersensitivite pnömonisinde inspiryumun sonunda

duyulan squawk diğer fibrotik hastalıklarda inspiriyumun başında veya ortasında duyulur [29].

1.6.2.8. Wheezing (Hışılıtlı Solunum)

Hışılıtlı solunum, solunum sesinin steteskopsuz olarak ısıık gibi duyulmasıdır. 80-250 ms süresine sahip 100-2000 Hz frekans aralığındadır [30]. Bronş astması nöbeti ve bronşiolit gibi olgularda bronkospazm sonucu oluşan özellikle ekspirasyonda duyulan sestir. Saf amfizemli olgularda elastik recoil özelliğinin kaybolması nedeniyle ekspiryumda havayolları daralmasıyla hışılıtlı solunum ortaya çıkar [29].

1.6.2.9. Frotman

Kaba rale benzetilen ancak öksürmekle yerini ve niteliğini değıştirmesiyle ralden ayırt edilebilen inflamasyonlu plevra yapraklarının birbirine sürtünmesiyle ortaya çıkan inspirasyonun sonunda ve ekspirasyonun başında duyulan sestir. Plevrada sıvı biriktiğinde yerini solunum seslerinin hafiflemesine bırakan frotman sesi plevranın primer hastalıkları veya akciğer parankim hastalığının plevraya yayılması sonucunda duyulur. Pnömoni, bronş tümörü, akciğer tromboembolisi, göğüs duvarı travması ve kosta kırıklarında frotman duyulabilir [29].

1.6.2.10. Stridor

Stridor; özellikle inspiryumda duyulan trakea ve larinksin darlığında ortaya çıkan, sürekli, kaba, müzikal sestir. Darlığın önemli olduğu durumlarda ekspiryumda da duyulabilir [29].

Tablo 1.3'de [8] solunum sistemi hastalıklarında fizik muayene yöntemleri ve hastalıklara göre fizik muayene bulgularına yer verilmiştir.

Tablo 1.3. En sık görülen akciğer hastalıklarının fizik bulguları [8].

Bozukluk	İnspeksiyon	Palpasyon	Perküsyon	Oskültasyon
Kronik Bronşit	Dispne, siyanoz takipne, kısa, obez kişi	Sıklıkla normal	Sıklıkla normal	Erken inspiratuar raller, ronküsler
Amfizem	Fiçi göğüs, yardımcı solunum kasları kullanımı, ince kişi, takipne, ekspiryum uzunluğu, ekspansiyonda simetrik azalma	Ekspansiyon azalmış, vibrasyon torasik azalmış	Sonorite artışı, diyafragma hareketinde azalma	Solunum seslerinde diffüz azalma, vokal fremitus azlığı, geç inspiratuar raller, ronküsler,
Pnömoni (Zatürre)	Siyanoz, takipne, ekspansiyonda azalma	Ekspansiyon azlığı, vibrasyon torasik artışı	Matite	Bronşial solunum sesi, raller(evreye göre değişir), sıklıkla bronkofoni, pek toriloki,fortman (nadir)
Akciğer Embolisi	Takepne, dispne, plöretik tip göğüs ağrısı, öksürük, hemoptizi,ekspansiyonda azalma,	Sıklıkla normal	Genellikle normal	Genellikle normal, lokal solunum sesleri azalır, raller ronküsler , lokal frotman
Akciğer ödemi	Ortopne, takipne, siyanoz, juguler venöz dolgunluk, pedak ödem, terleme, yardımcı solunum kasları kullanım,	Sıklıkla normal, Vibrasyon torasik artabilir.	Sıklıkla normal, matite	Raller (ince/kaba), Ronküsler, bronkoveziküler sesler
Pnömotoraks	Takepne, siyanoz,ekspansiyonda azalma, pnömotoraksta trakeal itilme, değilse çekilme,	Ekspansiyon azlığı yada çokluğu, vibrasyon torasik yokluğu, sıvı fazlaysa karşı tarafa trakeal şift	Matite	Solunum seslerinin yokluğu, sıvının üst sınırında bronşial ses ve egofoni olabilir, frotman işitilebilir.
Atelektazi	Takepne, ekspansiyon azlığı, siyanoz olabilir, aynı tarafa trakea çekilmesi,	Ekspansiyon azlığı ya da yokluğu, vibrasyon torasik azlığı aynı tarafa trakeal çekilme(inspiyumda artış)	Matite	Solunum seslerinin yokluğu yada azlığı, Raller
Astım	Sıklıkla normal, Atak varken atak şiddeti ile ilgili takipne, siyanöz fiçi göğüs, yardımcı kasların kullanımı	Sıklıkla normal, vibrasyon torasik azlığı, ekspansiyon azlığı	Sıklıkla normal, hipersonorite, düşük diyafragma,	Ekspiryum uzunluğu, Ronküsler, şiddetli ataklarda solunum seslerinde azalma
Lokal Bronş Tıkanıklığı	Tek taraflı Ekspansiyon Azlığı	Vibrasyon torasik azlığı	Matite	Solunum seslerinin yokluğu
Akciğer fibrozisi	Hızlı yüzeysel solunum, başlangıçta egzersiz dispnesi, çomak parmak	Sıklıkla normal, vibrasyon torasik artışı	Sonoritede hafif azalma	Geç ince öksürük ve pozisyonla değişmeyen inspiratuar raller, bronkoveziküler sesler olabilir.
Plevra kalınlaşması	Ekspansiyon azlığı, çökük göğüs yarısı, kot aralıklarında daralma,	Vibrasyon torasik azlığı	Matite	Solunum seslerinde azalma
KOAH	Göğüs ön-arka çapında artma, hızlı yüzeysel solunum yardımcı solunum kaslarının kullanımı	Hepato-juguler reflü	Hipersonorite	Solunum sesi şiddetinde azalma, ekspiryumda, ral, ronküs, hışıltılı solunum

1.7. Akciğer Seslerinin Analizi: Literatür Özeti

Akciğer seslerinin alınması ve analizi yıllardır bilim adamlarının çalıştığı popüler konulardan birisidir. Hastalardan alınan akciğer ses kayıtlarına uygulanan çeşitli filtreleme teknikleri ile frekans sahasının belirlenmesi, kalp seslerinin ve veziküler seslerin akciğer seslerinden bertaraf edilmesi, belirli bir hastalığa bağlı olarak duyulan sesin karakteristiğinin çıkarılması, sesleri tespit ve analiz etmeye yarayan sistem tasarımı, hastalık durumunda duyulan seslerin sınıflandırılması üzerine başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Literatürde bu alanda çok çeşitli çalışmalar olmasına rağmen her geçen gün bu çalışmalara yenisi eklenmektedir. Bu alanda yapılmış çalışmalar aşağıda verilmiştir.

Mastorocostas ve Hillas [31], sürekli olmayan ek akciğer seslerinden ince çıtırtı, kalın çıtırtı ve squawks seslerini veziküler seslerden ayırt etmek için recurrent –neural filtre kullanmışlardır. Filtrenin girişine uygulanan akciğer seslerinden filtre çıkışında durağan olan ve durağan olmayan işaretler elde etmek için paralel iki DN-FNN filtre kullanmışlardır. Akciğer fibrozisi bulunan bir hastadan kaydedilen ince çıtırtı seslerinden ve kronik bronşiti bulunan iki hastadan kaydedilen kalın çıtırtı seslerinden durağan olan veziküler sesler başarılı bir şekilde ayırt edilmiştir. Önerilen bu filtre ile kalın çıtırtı sesleri ince çıtırtı seslerinden belirgin bir şekilde farklılık göstermektedir. Böylece çıtırtı sesleri doğrulukla tanımlanmaktadır. Dahası durağan çıkışlar saf veziküler ses ile hemen hemen aynıdır. Kayıtlar, 0.4096sn boyunca alınmıştır. İnterstitial fibrozisi bulunan bir hastadan alınan squawks sesleri kaydedilmiştir. Filtre çıkışındaki işaretlerle ince çıtırtı sesini kısa süreli takip eden wheezing sesinden oluşan squawks sesi ve durağan veziküler ses elde edilmiştir. DN-FNN filtresi ile yapılan ayrıştırmada fark edilen ortalama %93.90 oranında ince çıtırtı seslerinde, %98.18 oranında kalın çıtırtı seslerinde, %100 oranında squawks seslerinde başarı gerçekleşmiştir.

Hossain ve Moussavi [32]; akciğer sesleri ile hava akışı arasındaki ilişkiyi araştırmak için, 5 sağlıklı yetişkin, 10 sağlıklı çocuk ve 7 astım hastası çocuktan 55sn süre boyunca akciğer ses kaydı ve 55sn boyunca hava akışı 10240 Hz örnekleme oranı ve her örnekte 12bit ile sayısallaştırmıştır. Hava akışı işareti 320 Hz'e kadar yok edilmiştir. Akciğer sesleri band geçiren filtre kullanılarak 50-2500 Hz arasında tanımlanmıştır. Akciğer

sesleri sağ akciğerin alt lobundan, hava akışı 0.4-3.0 L/s aralığında değişik oranda ağızdan kaydedilmiştir. Akciğer sesleri ve hava akış işareti 1024 veri noktasında segmentlere ayrılmıştır. Ortalama akciğer sesi genliği ve ortalama akış her segment için hesaplanmıştır. 20-600 Hz frekans aralığında her segmentte akciğer sesinin ortalama gücü (P_{ave}) hesaplanarak P_{ave} bulmak için en iyi frekans aralığı sağlıklı kişilerde 150-450 Hz ve astım hastası çocuklarda 300-600 Hz olarak belirlenmiştir. Akciğer sesi ile hava akışı arasındaki ilişkiyi belirlemek için dört model tanımlanmıştır. Bu modeller; akciğer ortalama genliği ile hava akışı arasındaki güç ilişkisi, ortalama güç ile hava akışı arasındaki eksponansiyel ilişkisi, ortalama güç ile hava akışı arasındaki güç ilişkisi ve 2. ve 3. dereceden polinomial ilişkisidir. En iyi model ortalama güç ile hava akışı arasındaki güç ilişkisi olarak belirlenmiştir.

Bouzakine ve arkadaşları [33]; birbiri ile çok karıştırılan pnömoni ve astım hastalığını ayırt etmek için hastaların akciğer seslerini kaydeden ve analiz eden sistem tasarlamışlardır. Akciğer sesleri zaman, frekans ve uzaysal domende analiz edilerek pnömoni, astım ya da sağlıklı olarak sınıflandırılmıştır. Uzaysal domende basit tanımlamanın yanında anormal akciğer seslerinin yeri ve dağılımı hastalığın durumu için ciddi bir gösterimdir. Zaman domeninde hastalığın durumu hakkında güçlü deliller elde edilemezken frekans domeninde normal olmayan akciğer seslerinden çıtırtı ve ısıklık sesleri başarılı bir şekilde sınıflandırılmaktadır. Isıklık sesi astımda çok yaygındır. Üç domende bulunanlar ilişkilendirildiğinde astım pnömoni ve sağlıklı olarak kişilerin akciğeri hakkında yeterli bilgi sağlanmaktadır.

Hernandez ve arkadaşları [34], sağlıklı 10 kişi ve diffüz interstiyel akciğer hastalığına sahip ral sesi duyulan 19 kişinin sırtına yerleştirilen 5x5 şeklinde 25 sensör dizisi ile kişilerin akciğer sesleri kaydedilmiştir. 75-2000 Hz band geçiren filtre kullanılarak akciğer ve kas sesi girişimleri bertaraf edilmiştir. MAR modeli ile özellik çıkarımı, telik değerlerine ayrıştırma (SVD) ve temel bileşenler analizi (PCA) kullanarak özellik vektörlerinin boyut azaltımı ve denetimli yapay sinir ağı ile akciğer seslerini sınıflandırılmasını amaçlamışlardır. Eğitim setinde %99'un üzerinde hassasiyet, kesinlik ve performans elde edilmiştir. Fakat özellik çıkarımında MAR modeli kullanıldığında ve SVD ile özellik vektörlerinin boyutu azaltıldığında test işleminde eğitim ve test için kullanılan verilerin farklı olmasından kaynaklanan performans ve hassasiyet değerlerinde ani düşüş görülmektedir. PCA ile özellik vektörlerinin boyutu

azaltıldığında ise sağlıklı ya da diffüz interstiyel akciğer hastası olarak sınıflandırmada %87.68 başarı sağlanmıştır.

Yi ve Caiming [35]; astım, pnömoni, bronşit hastası ve sağlıklı olmak üzere toplamda 100 kişiden 60s boyunca 22050 Hz örnekleme frekansıyla akciğer sesi kaydetmişlerdir. Farklı akciğer sesleri farklı frekans altbandlarında farklı frekans bileşenleri içerdiklerinden dolayı en yüksek frekans değerini 1375 Hz olarak Wavelet dönüşümü (WT) ile 6 alt banda ayırmışlardır. Wavelet katsayıları ile (a5, d5, d4, d3, d2, d1) işaretin enerjisi arasında ilişki bulmuşlardır. Ayrık akciğer sesleri serisi elde ederek, işareti inspirasyon ve ekspirasyon safhalarına ayırt edip verilen ölçekteki her node için WT katsayıları hesaplamışlardır. 6 Alt bantta WT katsayılarına göre işaretin enerjisi, işaretin mutlak değerlerinin ortalaması ve işaretin standart sapması hesaplanmıştır. Her bir alt bant için 3 özellik olmak üzere 18 bileşen içeren özellik vektörü tanımlanmıştır. En iyi sonucu bulmak için Wavelet ailesinden 5. dereceden Daubechies wavelets ve 8.dereceden Symlet wavelets denenmiştir. Akciğer seslerini sınıflandırmak için bir kişinin inspirasyon ve ekspirasyonuna ait olan 36 özellik, giriş vektörü olarak geriyayılım ağında kullanılmıştır. Farklı gruplara ait akciğer seslerinin yapay sinir ağları ile sınıflandırılmasında Db5 wavelets için ortalama doğruluk %85, Sym8 wavelets için ortalama doğruluk %88 olarak bulunmuştur.

Yeğiner ve Kahya [36]; normal vesiküler seslerin üzerine binen sürekli olmayan ek akciğer seslerinden olan ral seslerinin karakteristiğini belirlemeye çalışmışlardır. Çıtırıtının ilk sapma süresi (IDW) ve ilk 2 döngüsü arasındaki süresine (2CD) göre ince ve kalın ral sesleri olarak sınıflandırılan 100Hz-2kHz frekans sahasına sahip seslerin kesim frekansını doğru tanımlamayı amaçlamışlardır. Simüle edilen işaret ile filtrelenen işaret arasındaki mutlak hata oranı bozulma derecesi olarak kullanılır. Mutlak hata oranı (AERs)'nın en düşük olduğu frekans değerini optimum kesim frekansı olarak belirlenmiştir. IDW ve 2CD hassasiyetleri ince ral için sırasıyla 1.197 ve 0.621, kaba raller için ise 1.129 ve 0.40 olarak bulunmuştur. Yüksek frekanslarda, kalın çıtırıtıların parametrelere duyarlılığı ince çıtırtırlara göre daha yüksektir. Düşük frekanslarda IDW duyarlılığı 2CD duyarlılığından, yüksek frekanslarda ise 2CD duyarlılığı IDW duyarlılığından daha yüksektir.

Villalobos ve arkadaşları [37]; yaş aralığı 51-63 olan 4'ü sağlıklı 4'ü diffüz interstiyel akciğer hastalığına sahip sekiz bayanın sırtına yatayda ve düşeyde 5cm aralıklarla 5x5 sensörlerden oluşan çok kanallı mikrofon dizisi yerleştirerek akciğer sesini kaydetmişlerdir. Sağlıklı ve diffüz interstiyel akciğer hastası birer kişinin trakeal pozisyondaki, apikal PLC2 pozisyonundaki, basal PLC5 pozisyonundaki ve çevreyi saran seslerin zaman serisi, zaman-frekans gösterimi ve güç spektral yoğunlukları belirlenmiştir.

Sağlıklı ve hasta kişilerden çok kanallı sensörler ile alınan bilgidan, 75-300 Hz, 300-600 Hz, 600-1200 Hz aralığında TRANS yoğunluk görüntüsünü oluşturmak için her kanalın kendi zarfını hesaplamada Hilbert dönüşümü kullanılmıştır. Siyah bölgeler ile sessiz, farklı yoğunluktaki kırmızı renkli bölgeler ile kırmızının verilen yoğunluğuna göre sesli bölgeler ve bu bölgelerdeki sesin şiddeti belirlenmiştir. 75-300 Hz ve 300-600 Hz frekans bandlarında akciğer seslerinin derecesini gösteren kırmızı rengin yoğunluğu daha fazladır. Akciğerin apeks bölgesinden basal bölgesine doğru konu ile ilgili akustik bilgi heterojen dağılım göstermektedir.

Ütebay [38]; akciğer oskültasyon seslerini gürültüden arındırarak yüksek ses kalitesi ile dinleyebilecekleri elektronik steteskobu tasarlamayı ve bu sesleri radyo dalgaları ile bilgisayar ortamına aktarmayı amaçlamıştır. Böylece verici ve alıcı birimlerden oluşan sistemde, elektronik steteskopla alınan oskültasyon sesleri kablosuz olarak bilgisayara aktarılmaktadır. Kablosuz elektronik steteskop yapısı; sırasıyla steteskop, enstrumantasyon kuvvetlendirici, çentik ve bandgeçiren filtre, radyo modem, verici, alıcı, radyo modem, DAQ kartı ve bilgisayardan oluşmaktadır. Yapılan denemeler sonucunda verici birimle alıcı birim arasındaki iletim mesafesi maksimum 50 m olarak ölçülmüştür. Konsültasyon ihtiyacı doğduğunda sistem içinde bulunan bir video-kamera sayesinde görüntü uzman hekime aktarılarak konsültasyon imkanı sağlanmaktadır. Bu sistemin klinik ortamda uygulamasıyla oskültasyon verilerinin biyoteleometri ile iletilmesi nitel ve nicel anlamda akciğer hastalarının durumunun tesbitini kolaylaştıracağı iddia edilmektedir.

Polat [27]; akciğer sesleri göğüs duvarı üzerinde 14 farklı akciğer bölgesinden ve soluk borusundan çok kanallı alınarak bölgesel inceleme gerçekleştirmiştir. Akciğer sesleri için PC tabanlı çok kanallı veri toplama ve işleme düzeneği kurulmuştur.

Zaman düzlemi için zaman genlik dalga biçimi, genişletilmiş zaman genlik dalga biçimi, RMS değerleri, sıfır geçiş hızına bağlı frekans değişimi, içsoluma-dışsoluma süre ve genlikleri, ıslık seslerinin algılanması, çıtırtı seslerinin algılanması ile değişik zaman ve genlik çözünürlükleri incelenmiştir. Frekans düzleminde ise akciğer ses sinyallerinin FFT metodu ile güç yoğunluk spektrumları kestirilerek, spektral analizleri gerçekleştirilmiştir. Spektral analizlerden elde edilen özellik vektörleri kullanılarak, çok katmanlı algılayıcı sinir ağları yardımıyla akciğer seslerinin sınıflandırılması gerçekleştirilmiştir.

Şen ve Arkadaşları [39]; bronşektazi teşhisi konmuş bir hastanın solunum ses verisi ile aynı gün içerisinde edinilmiş bilgisayarlı akciğer tomografi görüntüsünü kullanarak akciğerdeki hastalıklı dokunun yerini tespit etmeye çalışmışlardır. 15 saniye boyunca kaydedilmiş ses işareti üzerinde nefes alışı ve nefes veriş döngüleri işaretlendikten sonra, hastalıkla ilintili ekseks tipisi olan çıtırtı bakımından zengin bir nefes alışı döngüsü seçilmiş, çözümleme bu seçilen pencere üzerinde uygulanmıştır. Aynı anda sırt üzerindeki birden fazla noktadan kaydedilen ses işaretleri, hastalıkla ilintili ses bileşenlerinin ayrıştırılabilmesi için kaynak ayrıştırma yöntemlerine tabi tutulmuştur. Bu çalışma için çeşitli kaynak ayrıştırma yöntemleri içinden Temel Bağımsız Bileşen Çözümlemesi (TBBC), Özdeğişimler Yoluyla Ayırma (ÖYA) ve Evrişirmesiz Gözü Kapalı Kaynak Ayrıştırma (EGKA) seçilmiş ve denenmiştir. Çıtırtı seslerinin duyulduğu hesaplanan akustik bölge ile bronşektazik oluşumun olduğu bölgenin benzerliği bu çalışmayı desteklemektedir.

Chang ve arkadaşları [40]; normal, wheezing ve ral olmak üzere üç tip akciğer sesinden oluşan veri setindeki işaretlere beyaz Gaussian gürültü, konuşma sesi, ve araba sesi ekleyerek çeşitli gürültü koşullarında özellik gösterim metodlarından olan özbağlanımlı (AR) model katsayıları, Mel frekans cepstral katsayıları (MFCC) ve çift spektrumlu çapraz kesiti (BDS) yöntemlerinin performansını kıyaslamışlardır. Veri tabanı test ve eğitim setine ayrılarak, test setindeki işaretlerin üç farklı gürültü koşullarında ve 0-40 dB işaret/gürültü oranı (SNR) aralığında belirtilen üç özellik gösterimine göre doğru tanıma oranı elde edilmiştir. Gerçek gürültü deneylerinde 5dB SNR seviyesi üzerinde akciğer sesi tanıma sisteminde özellik çıkarımı için BDS performansı en iyidir. SNR oranına göre doğru tanıma oranı dikkate alındığında gürültü

girişimlerinde BDS özelliğinin daha güçlü olduğu ve MFCC özelliğinin ise daha hassas olduğu sonucuna varmışlardır.

Hou ve arkadaşları [41]; hemşirelerin hastalardaki oskültasyon bulgularını daha verimli değerlendirebilmeleri için bir sistem tasarlamışlardır. Bu sistem; mikrofon, kuvvetlendirici, filtreler, analog-dijital dönüştürücü, mikrodenetleyici ve kişisel bilgisayardan oluşan akciğer ses işaretlerini elde etmek için ölçüm sisteminden, grafiksel kullanıcı arayüzünden ve akciğer sesleri, akciğerin ön, arka ve yanal görüşlerinden, akciğer seslerini tanımlayan metinlerden oluşan çoklu gösterim veritabanından oluşmaktadır. Bu sistem dinlenen akciğer seslerinin kaydedilmesine, tekrar dinlenebilmesine ve dalga şeklinin ekranda görülmesine ve seslerin arşivlenmesine olanak sağlamaktadır. Test için seçilen 15 hemşirenin normal ve normal olmayan akciğer seslerini değerlendirmedeki doğruluğu bu sistemi kullanmadan önce 26.0 ± 14.5 iken sistemi kullandıktan sonra ise 67.3 ± 21.2 olarak belirlenmiştir.

Jain ve Vepa [42]; Hızlı Fourier Dönüşümü uyguladığı akciğerdeki ıslık sesinin ve normal akciğer sesinin frekans spektrumunu çizdirerek ıslık sesinin frekans aralığını 225-800 Hz olarak bulmuşlardır ve minimum süresi 250ms'dir. İstenilen frekans aralığında işaretin her 50ms'lik çerçevesinde yüksek frekanslarda oluşan frekansın tepe değerlerinin kümелendiği bölgelerde yüksek perdeli sibilant ıslık, düşük frekanslarda oluşan frekansın tepe değerlerinin kümелendiği bölgelerde düşük perdeli sonorous ıslık tesbit edilmiştir. Bu yöntemde, inspirasyon veya ekspirasyon safhasında meydana gelmesine göre, sibilant veya sonorous ıslık olmasına göre, çoksesli veya teksesli olmasına göre sınıflandırıldığında sırasıyla %100, %89, %60 duyarlılık elde edilmiştir.

Li ve Du [43]; sürekli olmayan akciğer seslerinden olan iyi ve kötü ral seslerini ayırt etmek için DT2831 A/D çevirici ve 10kHz örnekleme frekansı ile elde edilen akciğer seslerine Hilber Huang Dönüşümü tekniğini uygulamışlardır. Bu tekniğe göre iyi ve kötü ral sesleri için elde edilen ani frekansın tepe değerlerine göre ral seslerinin meydana geldiği zaman ve ortalama ani frekansa göre 0.1kHz frekans üzeri iyi çıtırtı sesleri için 0.1 kHz frekans aşağısı ise kötü çıtırtı sesleri için tanımlanmıştır. %100' e yakın doğru işaret bulma ve sınıflandırma ortaya çıkmıştır. Olabilecek hata durumu ise

birbirini izleyen iki ral meydana geldiğinde fazdaki küçük değişiklikten dolayı bu iki rali birbirini ayırmadaki başarısızlıktır.

Yadollahi ve Moussavi [44]; akciğer seslerine kaçınılmaz bir şekilde girişim yapan kalp seslerinin yerini belirlemek için hazırda bulunan kalp seslerinde akciğer seslerinin olasılık yoğunluk fonksiyonundaki değişiklikleri ve değişme miktarlarıyla belirlenen akciğer seslerinin düzensizlik ölçüsünü kullanmışlardır. Sağlıklı altı kişinin sağ üst akciğer bölgesinden akciğer sesleri kaydedilmiştir ve iki farklı orandaki solunum akışı pnömotakograf ile ölçülmüştür ve akciğer ses işaretleri ve solunum akış işaretleri 10240 Hz örnekleme frekansıyla sayısallaştırılmıştır. Düşük ve yüksek solunum akışındaki Shannon entropiye göre verilen akciğer sesine Symlet (5.derece) Ayrık Wavelet Dönüşüm Tekniği uygulanarak kalp seslerinin segmenti belirlenmiştir. Bu çalışmada kalp seslerinin yerini belirlemede daha önce kullanılan çok çözünürlüklü ürün metodu ile yeni denenen Shannon ve Renyi entropi metodlarının performansı değerlendirilmiştir. Shannon entropi tabanlı metodun performansı, ortalama hata oranı %1' den küçük bulunarak en yüksek doğruluk değeri elde edilmiştir.

Marani ve Perri [45]; akciğer seslerini analiz etmek için elektronik tabanlı bir basınç sensörü medikal cihazı tasarlamış ve prototipini gerçekleştirmişlerdir. Analog sensörlerden gelen sinyali 1KHz frekansıyla ve 12 bit çözünürlükle örnekleleyen 'Front-End' yapısı ve içerisinde analog işareti dijital işarete çeviren dönüştürücü bulunan ADuC812 mikrodenetleyiciden oluşmaktadır. Front-End bloğu analog sensörlerden gelen işareti analog-dijital dönüştürücünün dinamik sahasına göre kuvvetlendirmekte ya da zayıflatmaktadır.

Bu cihaz ile akciğer seslerinin zaman ve frekans grafiğinin detaylı biçimde gözlemlenmesi, akciğer seslerini kolay kaydedilmesi ve değerlendirilmesi, etkili oskültasyon ve doğru süreç izleme imkanı sağlanmaktadır.

Aka [46]; Üniversite Hastanesi'ne gelen hastalardan akciğer ses kayıtları olarak bu işaretlere FFT ve STFT teknikleri uygulayarak pnömoni ve hırıltı seslerinin karakteristiğini elde etmeye çalışmıştır. Hastaların tekrar hastaneye geldiklerinde karşılaştırma yapabilmek için hastalık sesleri için bir veri tabanı oluşturulmuştur. Cihaz tasarımı gerçekleştirme amaçlanmıştır ancak tasarımı hakkında düşünce geliştirilmiştir

ve bilgisayar üzerinde işaret işlemenin nasıl yapılacağı gösterilerek doktorlar tarafından teşhiste kullanılmak üzere yazılım geliştirilmiştir. Bu hırıltı sesinin frekansının 400Hz civarında olduğu ve pnömoni hastalığının frekans sahasının ise 300-600HZ arasında olduğu belirlenmiştir.

Aydöre [47]; astım ve KOAH hastalarından alınan solunum sesi sinyallerindeki üfürümlü ve üfürümsüz bölgelerin sezimini amaçlamıştır. Sezim için Renyi entropisi, f_{50}/f_{90} oranı ve ortalama kesme düzensizliği öznitelikleri tanımlanmıştır. Her üfürümlü ve üfürümsüz bölgeler için hesaplanmış olan öznitelikler üzerinden çok boyutlu yöntem ve tek boyutlu yöntem olarak iki yöntem önerilmiştir.

Çok boyutlu yöntemde, üç boyutlu uzayda dağılmış olan üfürümlü ve üfürümsüz bölgelerin normal dağılım sergiledikleri kabul edilerek iki farklı normal rastgele vektörler için karar kuralı önerilmiştir. Tek boyutlu yöntemde, üç boyutlu veri Fisher çözümleme tekniği ile iki sınıfın en iyi ayrıldığı tek boyuta indirgenmiş ve tek boyutlu verinin de normal dağılım gösterdiği kabul edilerek iki farklı normal rastgele değişkenleri için bir karar kuralı önerilmiştir. İki yöntemde de kullanılan veriler üzerinden hesaplanan en küçük hata olasılığı 0,045 olarak bulunmuştur. En küçük hata olasılığının üst sınırı çok boyutlu yöntem için 0,09 ve tek boyutlu yöntem için ise 0,10 olarak bulunmuştur.

Ghaderi ve arkadaşları [48]; kalp hastalığı ve akciğer hastalığı bulunmayan 28-36 yaş aralığında sağlıklı 5 erkekten Welch Allyn Tycos steteskop ile göğüs duvarında meydana gelen sesleri 3dk boyunca kaydederek kuvvetlendirmişler ve 44Khz örnekleme frekansıyla sayısallaştırdıktan sonra 4Khz frekansına düşürmüşlerdir. 5 Sağlıklı kişinin orijinal verilerden oluşan orta hava akışı ve düşük hava akışına göre elde edilen solunum seslerine ve akciğer ve kalp sesinin birlikte olduğu yapay verilere SSA, CWT ve ENT teknikleri sırasıyla uygulanarak kalp seslerinin yerinin tespit edilmesini amaçlamışlardır. Bu üç tekniğe göre, elde edilen yer belirleme hatası (%), yanlış negatiflik(%), pozitiflik (%) ve korelasyon değerleri karşılaştırılmıştır.

Lu ve Bahoura [49]; çalışmalarında ral seslerini solunum sesinden ayırt eden, tanımlayan ve sınıflandıran entegre bir sistem oluşturmayı amaçlamışlardır. Ral seslerinin ayırt etmek için durağan ve durağan olmayan sesleri birbirinden ayırt eden

Wavelet Paket Dönüşümü (WPT) tabanlı WPST-NST filtre tasarlamaşlardır %98 başarılı ayrışım sağlanmıştır. Ayrıca fraktal boyut parametresi kullanılarak rallerin oluştuğu yerler tespit edilmiştir. WPST-NST filtre ile %92.9 hassaslık ve %94.6 kestirim; WTST-NST ile %95.6 hassaslık ve %63.3 kestirim elde edilmiştir. İyi ve kötü rallerin sınıflandırılmasında spektral ve dalga formu analizi kullanılarak üç boyutlu vektör sırasıyla Gaussian band genişliği (GBW), tepe frekansı (PF) maksimum saptırma genişliği (MDW) ve Gaussian Mixture Model (GMM) kullanılarak %91.5 doğrulukla en iyi performans elde edilmiştir.

2. BÖLÜM

GEREÇ ve YÖNTEMLER

2.1. Akciğer Seslerinin Alınması

Bu tez çalışması için Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Göğüs Hastalıkları Anabilimdalı polikliniğine gelerek teşhisi konulmuş ve serviste yatan çeşitli akciğer hastalıklarına sahip hastalardan elektronik steteskop ile akciğer sesleri kaydedilmiştir. Akciğer seslerinin kaydedildiği hastaların cinsiyeti, sahip olduğu hastalık ve yaşı Tablo 2.1.'de verilmiştir.

Tablo 2.1. Hastaların cinsiyeti, sahip olduğu hastalık ve yaşı

Hasta No.	Cinsiyet	Hastalık Türü	Hastanın Yaşı
1.	Bayan	Astım	32
2.	Bayan	İnterstiyel Akciğer Hastalığı	60
3.	Erkek	Akciğer Kanseri	58
4.	Erkek	KOAH	70
5.	Bayan	Bronşit	62
6.	Bayan	KOAH	55
7.	Bayan	Tüberküloz	62
8.	Erkek	KOAH	47
9.	Erkek	Pnömoni	77
10.	Erkek	KOAH	60
11.	Erkek	KOAH	32
12.	Erkek	Akciğer Kanseri	65
13.	Erkek	KOAH	60
14.	Bayan	Pnömoni	47
15.	Bayan	KOAH	65
16.	Bayan	Pnömoni	73
17.	Erkek	İnterstiyel Akciğer Hastalığı	65
18.	Bayan	KOAH	68
19.	Erkek	Astım	63
20.	Bayan	Astım	61

Tablo 2.1. Devamı

21.	Bayan	Pnömoni	59
22.	Bayan	Astım	35
23.	Erkek	Akciğer Kanseri	61
24.	Bayan	Bronşit	65
25.	Erkek	Tüberküloz	45
25.	Bayan	İnteriyel Akciğer Hastalığı	55
26.	Bayan	Astım	50
27.	Erkek	Akciğer Kanseri	58
28.	Erkek	KOAH	52
29.	Bayan	KOAH	47
30.	Bayan	Zatürre	61
31.	Erkek	Zatürre	63
32.	Erkek	Astım	70
33.	Erkek	Amfizem	53
34.	Erkek	KOAH	56
35.	Bayan	Bronşit	59
36.	Bayan	Astım	47
37.	Bayan	Tüberküloz	54
38.	Erkek	Akciğer Kanseri	46
39.	Erkek	Tüberküloz	68
40.	Erkek	Astım	49
41.	Erkek	KOAH	55
42.	Bayan	Amfizem	67

Welch Allyn elektronik steteskop kullanılarak 44100 Hz örnekleme frekansıyla alınan akciğer sesleri Meditron Analyzer bilgisayar programı kullanılarak digital ortama kaydedilmiştir. Kayıtlar 11 sn ve kayıt alanın tercihinine göre daha fazla sürelerle alınabilmektedir. Ancak bu çalışmada alınan kayıtlar her hasta için 11 sn ile sınırlanmıştır.

Herbir kayıta akciğer sesinin 11sn'lik dalga formu görülmekte ve akciğer sesleri dinlenilebilmektedir. Yatan hastalardan buldukları odada alınan akciğer seslerine Bu seslere akciğer sesine karışan kalp sesleri ve dış ortam sesleri de dahildir. Çeşitli filtreleme teknikleri kullanılarak akciğer sesleri dış ortam seslerinden ve kalp seslerinden arındırılmıştır. Hastaların simetrik olmak üzere akciğerin farklı 6 noktasından Şekil 2.1'de görüldüğü gibi kayıt alınmıştır. Akciğerin sağ apeks, sol apeks, sağ orta hat, sol orta hat, sağ bazal ve sol bazal olmak üzere sırası ile 6 noktadan kayıt alınmıştır. Kayıtlar bir uzman doktor kontrolünde alınmış, kayıda başlanmadan önce hasta yapılan çalışma ile ilgili bilgilendirilmiş ve hastaya kayıt esnasında yapması gerekenler anlatılmıştır. Hastanın rahat nefes alıp verebilmesi için dik bir şekilde

oturması sağlanmış, öncesinde birkaç derin, tam kapasite nefes alıp verilmesi istenmiş ve kayıt esnasında başarılı bir solunum döngüsü sağlanması amaçlanmıştır.



Şekil 2.1 Elektronik steteskopla akciğer seslerinin kaydedilmesi

Hastanın solunumunu; hastanın cinsiyeti, yaşı, beslenme alışkanlığı, spor yapıp yapmaması, yaşam standardı, sigara ve alkol alışkanlığı etkilemektedir. Belirtilen parametrelere bağlı olarak kişilerde duyulan akciğer sesinde değişiklikler olmaktadır.

2.2. Elektronik Steteskop

Stetoskop 1829'da, Dr. Charles Williams, Laennec tarafından geliştirilen vücut içinde oluşan seslerden kalp atışı, akciğer sesleri, bağırsak ve midede oluşan sesler ve nabız sesinin dinlemek için kullanılan tıbbi bir cihazdır.

Mekanik yükseltici olarak düşünülen stetoskop diyafram, tüp ve kulaklık olmak üzere genelde üç ana kısımdan oluşur. Diyafram, stetoskobun tüp kısmının ucunda bulunan ve dinlenmek istenen bölgeye değdirilen yassı koni şeklinde içinde ortamdan yalıtılmış bir zar bulunan bir parçadır. Yüzeydeki sesle titreyen zar konik parça içindeki havaya basınç uygular ve bu basınç tüp içinden kulaklığa kadar ulaşır ve uygun yapıdaki kulaklık parçaları, sesi kulak içine yayar.

Günümüzde kullanılmakta olan mekanik ve elektronik olmak üzere iki çeşidi vardır. Mekanik stetoskoplar hafif ve taşınabilir oldukları için kullanımları kolaydır ancak sadece uzman kişiler tarafından yorumlanabilecek veri sunar.

Elektronik stetoskoplar ise elde edilen veriyi kullanıcıya yorumlanmış bir şekilde sunabilmektedir. Elektronik stetoskoplar günümüzde giderek yaygınlaşmakta olup, mekanik stetoskoplara göre pahalıdır. Doktorlar hala yaygın olarak klinikte mekanik stetoskopları tercih etmektedir ancak akciğer seslerine uygulanan işaret işleme teknikleriyle akciğer seslerinde ve hastalıklarında elde edilen sayısal bilgilerin kıyaslanması ve nitel verilere göre standart ve güvenilir bir yorum sağlanabilmesi ile yakın zamanda tamamen mekanik stetoskopa tercih edileceği düşünülmektedir. Şekil 2.2’de elektronik stetoskop ve akciğer sesinin kaydedildiği dijital ortam verilmiştir.

Elektronik stetoskop, sesi öncelikle bir dönüştürücü yardımıyla elektriksel bir niceliğe dönüştürerek kuvvetlendirme ve filtreleme yapabilir. Havanın titreşimini elektriksel işaretlere dönüştüren basınç algılayıcıları kullanılarak vücuttaki sesler elektronik ortama aktarılır. Bu iş için genellikle mikrofonlar kullanılır. Kullanılan mikrofonların yalıtılmış olmaları gerekir, çünkü ortamdaki sesler vücuttan gelen sese eklenerek akciğer sesini bozabilir.



Şekil 2.2. Elektronik Stetoskop ve kayıt düzeneği.

Elektronik stetoskop ile ses işareti şeklinde direkt alınan zayıf ve gürültülü işaretler çeşitli filtre ve yükselteç devreleriyle iyileştirilerek daha sonra bilgi olarak sunulmak için analog veya dijital bir sisteme aktarılır. Sayısal verinin işlenmesi daha kolay olduğu için elektronik stetoskoplar genelde sayısal olarak tasarlanırlar. İyileştirilmiş işaret önce

analog-dijital dönüştürücüyle sayısal değerlere dönüştürülür ve daha sonra da bir işlemci tarafından işlenerek çıktı halini alır [50].

2.3. Akciğer Seslerinde Önışleme

Sinyallerden özellik çıkarma işlemine geçmeden önce sinyalin gerçek frekans sahasını belirlemek için işaretlere bir takım filtreleme metodları uygulanmaktadır. Bu çalışmada akciğer seslerinin frekans sahasını belirlemek için çeşitli bandgeçiren filtreler ve Wavelet Dönüşüm tekniğinin filtreleme özelliğini kullanarak akciğer seslerinin frekans sahası belirlenmeye çalışılmıştır.

Veri iletişimi, biyomedikal sistemler, askeri ve sivil elektronik sistemler, endüstriyel uygulamalar gibi içerisinde değişik işaret işleme yöntemlerinin bulunduğu sistemlerde yaygın bir şekilde kullanılan işaret filtreleme bir sinyalin seçilen filtre karakteristiğine göre istenen frekans bileşenlerine ayrılması ve sinyalin kazanç, genlik, faz ve grup gecikmesi gibi genel yapısının geliştirilmesi olarak tanımlanır [51].

2.3.1. Butterworth Filtre

Filtre; girişine uygulanan işarete yeni frekanslar eklemeyen ve işaretin frekans bileşenlerini değiştirmeden çeşitli frekans bileşenlerinin faz ve genlik karakteristiklerini değiştiren bir yapıdır. Filtreler elektronik sistemlerde belirlenen frekans aralığının vurgulanmasında ve bu aralık dışındaki frekans değerlerinin elenmesinde kullanılmaktadır. Böylece istenmeyen işaret bileşenleri uzaklaştırılırken istenilen işaret değerleri kalır. Filtreler genellikle işarete frekans domenindeki etkileri ile tanımlanırlar. Bir filtrenin frekans domenindeki davranışı olan transfer fonksiyonu filtre çıkışındaki işaretin Laplace Dönüşümü'nün filtre girişine uygulanan işaretin Laplace Dönüşümüne oranı olarak tanımlanır.

Genlik transfer fonksiyonu; transfer fonksiyonu $H(s)$ ile, filtre çıkış işareti $V_{OUT}(s)$ ile, filtre giriş işareti $V_{IN}(s)$ ile ifade edilirse denklem 2.1 transfer fonksiyonunu tanımlar.

$$H(s) = \frac{V_{OUT}(s)}{V_{IN}(s)} \quad (2.1)$$

Filtreler girişine uygulanan işaretlerin frekanslarına bağlı olarak geçirme şekline göre dörde ayrılmaktadır.

- 1-) Alçak geçiren filtre; giriş işaretinin belirlenen frekans değerinin altındaki frekans bileşenlerinin geçirir.
- 2-) Yüksek geçiren filtre; giriş işaretinin belirlenen frekans değerinin üzerindeki frekans bileşenlerini geçirir.
- 3-) Band durduran filtre; Giriş işaretini belirlenen iki frekans değeri arasındaki frekans bileşenlerinin geçirmezken bu aralık dışındaki frekans bileşenlerini geçirir.
- 4-) Bangeçiren filtre; giriş işaretinin belirlenen iki frekans değeri aralığındaki işaretleri geçirir. Alt kesim frekansının üzerindeki ve üst kesim frekansının altındaki frekans bileşenlerini geçirerek frekans bileşenlerinin sınırlandırır. Bu çalışmada kullanılan işaretler bandgeçiren filtre ile sınırlandırılmaktadır.

Band geçiren filtrede tanımlanması gereken üç frekans değeri vardır. Bunlar; merkez frekansı, -3 dB alt ve üst kesim frekanslarıdır.

f_c ; merkez frekansı; işaretin genlik cevabının tepe noktasında sahip olduğu frekans değeridir.

f_l ; işaretin maksimum genlik cevabının 0.707 değerine ulaştığı merkez frekansından küçük alt kesim frekans değeridir.

f_h ; işaretin maksimum genlik cevabının 0.707 değerine ulaştığı merkez frekansından büyük üst kesim frekans değeridir.

Merkez frekansı; denklem 2.2'de ifade edildiği gibi -3 dB frekanslarının geometrik ortalamasına eşittir.

$$f_c = \sqrt{f_l f_h} \quad (2.2)$$

Band geçiren filtrede eşitlik 2.3'de verilen Q kalite faktörü merkez frekansının -3 dB frekans değerlerinin farkına oranı olarak tanımlanmakta ve filtrenin performans ölçütü olarak kabul edilmektedir.

$$Q = \frac{f_c}{f_h - f_l} \quad (2.3)$$

Filtrelerde idealde dikdörtgen şeklinde keskin dik bir şekilde frekans cevabının olması beklenirken gerçekte mümkün olmamakla birlikte ideale en yakın olmasını sağlayan bazı yaklaşımlar vardır.

Filtre Derecesi; yüksek dereceli filtre düşük dereceli filtreye göre daha daha dik eğimle sönümlenmesi en önemli avantajken; daha pahalı olması, tasarımının daha zor ve kompleks olması, büyük boyutlu olması dezavantajlarındandır.

Monotonluk; filtrenin monotonluk özelliği ise alçak ve yüksek geçiren filtrelerinin genlik cevabında ve bandgeçiren filtrenin ise merkez frekansı civarında görülmektedir. Filtre monotonken; artan veya azalan frekansla filtrelerin kazanç eğimi değişmemektedir.

Geçirme Bandı Dalgalanması; filtre monoton olmadığında band geçiren filtre transfer fonksiyonu dalgalanma sergileyecektir. Bazı sistemler monotonluk gerektirmezken bazı sistemlerde ise 1dB ve daha az dalgalanma ile sınırlandırılan monotonluk gerekmektedir.

Bu özelliklere dikkat edildiğinde ideal filtreye daha da yaklaşılabilecektir [52]. Klasik analog filtreler; Butterworth, Chebyshev, Elliptic ve Bessel olmak üzere dört tiptir. Bu filtrelerden hiçbiri ideal olmamakla birlikte her bir filtre bazı yönlerden iyi iken diğer yönlerden yetersizdir.

Geçiş bandında ve durdurma bandında dalgalanma olmamakla birlikte filtre cevabı kalitesiz düşüş oranı ile tekdüze olarak azalır. Butterworth filtre diğer filtrelerle karşılaştırıldığında derecesi arttığında durma bandındaki sert düşüş dışında geçirme bandında frekans genlik eğrisinde şeklini korur. Butterworth filtre, Chebyshev ve Eliptik filtrelere göre daha geniş geçiş bölgesine sahip olmasından dolayı, durma bandı karakteristik özelliklerinin doğru olarak gerçekleştirilmesi için yüksek derecelerin kullanılmasını gerekli kılar [51].

Chebyshev ve Eliptik filtreler ise geçiş bandında dalgalanma olmakla birlikte durdurma bandında daha sert düşüş özelliği gösterir. Bessel Filtre ise bu dört tip filtreden en kötü durdurma bandı düşüş oranına sahip iken en iyi faz cevabını verir. Butterworth filtrede makul derecede faz cevabı alınırken geçirme bandında dalgalanma olmaması daha doğrusal frekans cevabı vermesini olanaklı kılar [52]. Elektronik stetoskopi ile kaydedilen orijinal akciğer seslerine filtreleme amacıyla Butterworth, Chebyshev, Eliptik ve Bessel filtreler ve Wavelet Dönüşümü sırasıyla uygulanmıştır. En iyi filtreleme cevabı Butterworth filtreden alınmıştır. Uygulanan Butterworth filtrenin özelliği 4.Dereceden 150Hz ve üst kesim frekansı 1800Hz olan bandgeçiren filtre olmasıdır. Akciğer seslerine girişimde bulunan yüksek frekanslı ortam sesleri ve düşük

frekanslı kalp seslerinin elimine edilmesi sağlanmıştır. Sağlıklı akciğer sesi, ral sesi ve ronküs sesine filtreleme işleminin başarıyla gerçekleştirildiği görülmüştür.

2.3.2 Wavelet Dönüşümü

Çeşitli işaret işleme teknikleri yapılmadan önce işaretle uygulanabilecek filtreleme yöntemlerinden biri de Wavelet dönüşümüdür.

Fourier Dönüşümü zaman ekseninde tanımlanan bir işareti frekans eksenine dönüştüren ve işaretin frekans karakteristiği hakkında bilgi verirken zaman bilgisine yer verilmeyen durağan ve periyodik işaretlerin analizinde uygun bir tekniktir. İncelenecek işaretin anlık durumu değil işaretin tüm zamanı boyunca bir dönüşüm yaparak işaretin geneli hakkında bilgi vermektedir. Bu çalışmada olduğu gibi Fourier Dönüşümü işaretin dinamik olduğu zamana göre çok hızlı değiştiği yani işaretin zamanın hangi anında ne değer alacağı ve nasıl olacağı bilinemeyen veya tahmin edilemeyen işaretler için uygun bir yöntem olmayıp işaretin frekans bileşenlerinin zamana göre nasıl değiştiği hakkında bilgi veren bir yöntem gerekmektedir.

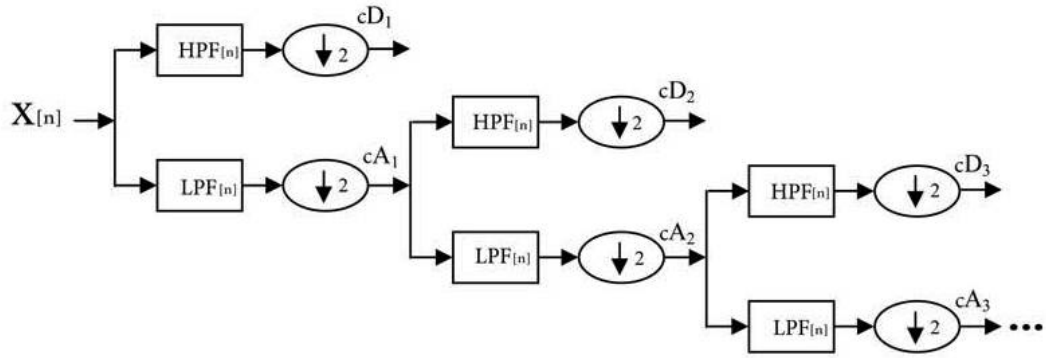
Zaman-genlik eksenindeki işaretin belli zaman aralığına pencereleme uygulayarak işareti zaman-frekans ekseninde göstermeyi mümkün kılan STFT tekniği ile kısmen dinamik sistemlere uygulanan Fouier Dönüşümü'nün dezavantajı önlenmiş olsa da bu kez de farklı frekanslardaki çözünürlük problemi oluşmaktadır. Böylece farklı frekans çözünürlüğü alternatifini sunan işareti yüksek geçiren ve alçak geçiren filtreler kullanılarak işareti farklı frekans altbantlarına ayıran Wavelet Dönüşüm Tekniği geliştirilmiştir. STFT'de işarete uygulanan pencereleme işleminde pencere büyüklüğü sabitken; Wavelet Dönüşümü'nde zaman-frekans ilişkisinden kaynaklanan yüksek frekanslı bileşenler için dar pencere büyüklüğü, düşük frekanslı bileşenler için ise geniş pencere büyüklüğü kullanılmaktadır [53]. Yüksek frekanslarda sağlanan zaman çözünürlüğü daha iyi olmakla birlikte düşük frekanslarda ise işaret bileşenleri azaldığı için daha iyi bir frekans çözünürlüğü elde edilmektedir. Wavelet Dönüşümü uygulanan işarete yaklaşıklık katsayısı ve ayrıntı katsayıları elde edilerek işaret farklı altbantlarda elde edilir [54].

Haar Wavelet Dönüşümü ilk olarak 1909 yılında Macar Matematikçi Alfred Haar tarafından bulunan ve en basit ve süreksiz Wavelet Dönüşümü olmakla birlikte, 1988

yılında Belçikalı matematikçi Ingrid Daubechies tarafından bulunan Daubechies Wavelet Dönüşümü en çok kullanılan Wavelet Dönüşümü türüdür [55].

Wavelet Dönüşümü Tekniği işaret işlemede gürültü bastırmak için ve yöntemin kendinden kaynaklanan veriyi küçültmesi ve gereksiz bilgileri atarak verinin özünün oluşturması ile veri sıkıştırma yönteminde sıkça kullanılmaktadır [51].

Wavelet Dönüşümünde işaret belirlenen seviyeye göre yüksek geçiren filtre ve alçak geçiren filtrelerden geçirilerek altbantlara ayrılır.



Şekil 2.3. Wavelet akış diyagramı [56].

(HPF; Yüksek Geçiren Filtre, LPF; Alçak Geçiren Filtre)

Şekil 2.3’de verilen Wavelet akış diyagramında orijinal işaret aşağıda belirtilen şartları sağlayan alçak geçiren ve yüksek geçiren filtrelerden belirtilen Wavelet derecesince geçirilerek altbantlara ayrıştırılmakta ve böylece çoklu çözünürlük sağlanmaktadır.

Burada LPF yüksek geçiren filtre için HPF ise alçak geçiren filtre için kullanılmaktadır. Yüksek geçiren filtreden elde edilen katsayılar cD_n ayrıntı katsayıları ve alçak geçiren filtreden elde edilen katsayılar ise cA_n yaklaşım katsayıları olarak adlandırılmaktadır [56].

Wavelet Dönüşümünde alçak geçiren ve yüksek geçiren filtrenin sağlaması gereken denklem şartları Denklem 2.4 ve 2.5’te verilmiştir.

Alçak Geçiren Filtre için;

$$LPF(z) * LPF(z^{-1}) + LPF(-z) * LPF(z^{-1}) = 1; \quad (2.4)$$

$LPF(z)$ alçak geçiren filtrenin z dönüşümüdür.

Yüksek Geçiren Filtre için;

$$HPF(z) = zLPF(-z^{-1}); \quad (2.5)$$

$HPF(z)$ yüksek geçiren filtrenin z dönüşümüdür [56].

Wavelet Dönüşümünde yüksek geçiren filtre ile elde edilen işaretin detay katsayısı ve alçak geçiren filtre ile elde edilen işaretin yaklaşıklık katsayıları olarak ifade edilen katsayılar elde edilmektedir.

2.3.2.1. Sürekli Wavelet Dönüşümü

Zaman domeninde tanımlanan $x(t)$ işaretinin sürekli wavelet dönüşümü Denklem 2.6'da verilmiştir.

$$T_{a,b} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \overline{\psi_{a,b}(t)} dt \quad (2.6)$$

Denklem 2.6'daki $T_{a,b}$; $x(t)$ fonksiyonunun sürekli dalgacık dönüşümünü, $\psi(t)$ ise dalgacık çözümü olarak bilinen pencere fonksiyonunu belirtmektedir. Pencere fonksiyonu belirlenen a ölçekleme parametresi ve zaman ekseninde dalgacık penceresinin yerini gösteren b öteleme parametresinden oluşan (a,b) ikilisinin değişmesiyle Denklem 2.7'da belirtilen $\overline{\psi_{a,b}(t)}$ dalgacık fonksiyonunun Denklem 2.6'da kullanılmasıyla tüm zaman ve frekans ekseninde $T_{a,b}$ 'nin hesaplanması sağlanır [58].

$$\overline{\psi_{a,b}(t)} = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad a \in R^+ - \{0\}, b \in R \quad (2.7)$$

2.3.2.2. Ayırık Wavelet Dönüşümü

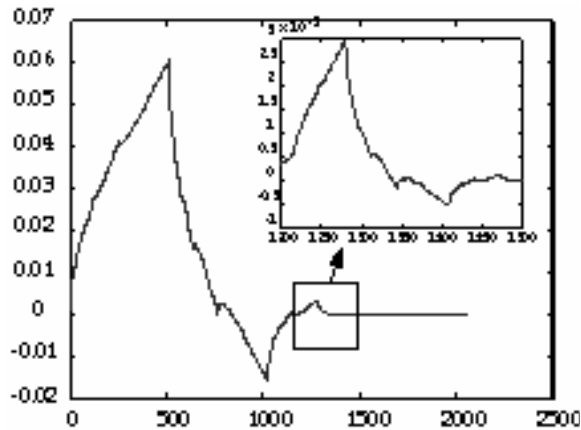
Ölçekleme parametresi a 'nın $a = a_0^m$ ve zamanda öteleme değeri b 'nin bu $b = nb_0 a_0^m$ şeklinde ayırık işaretlere uyarlanarak dalgacık fonksiyonu yeniden Denklem 2.8.'deki gibi Ayırık Wavelet Dönüşümü ise 2.9'daki gibi elde edilmektedir.

$$\psi_{m,n}(t) = \frac{1}{\sqrt{a_0^m}} \psi\left(\frac{t - nb_0 a_0^m}{a_0^m}\right) \quad (2.8)$$

$$\text{Buradan } T_{m,n} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \frac{1}{2^{m/2}} \psi \left(\frac{t - nb_0 a_0^m}{a_0^m} \right) dt \quad (2.9)$$

Böylece durağan olmayan işaretlerdeki değişime alçak frekansların analizinde geniş pencereler, büyük adımlarla ve yüksek frekansların analizinde dar pencereler, işaretteki hızlı değişimlerin yakalamak amacıyla, küçük adımlarla ötelenerek [57] başarılı zaman-frekans çözünürlüğü sağlanır.

Wavelet'te farklı dalgacık aileleri uzayda yer alma düzeni ve aralarındaki temel fonksiyon dayanıklılığına göre birbirinden ayrılırken yapılacak analize dalgacık ailesinden istenilen özelliği sağlayan dalgacık tipi seçilir. Bu çalışmada kullanılan Daubechies dalgacık ailesinin uzayda yer alma düzeni ise düz ve yumuşak olmayan ve türevlenemeyen fraktal bir yapıya sahiptir [58].



Şekil 2.4. Daubechies dalgacık [58].

Daubechies Dalgacık fraktal özelliğini yani düzensizlik içerisindeki düzen olma özelliğini Şekil 2.4'daki dalga formunda göstermektedir [58].

2.4. Özellik Çıkarımı

İşaretlerin filtrelenmesinden oluşan ön işaret işlemenin ardından işaretlere çeşitli işaret işleme yöntemleri uygulanarak özellik çıkarımına gidilmiştir. Bu yöntemler tez kapsamında sırasıyla uygulanarak akciğer seslerinin karakteristiğini çıkarmada başarılı sonuçlar vermiştir. PSD ile her bir ses tipinin frekans sahasına göre özellikler belirlenmeye çalışılırken HHT ile işaretlerin dinamik özelliklerinden kaynaklanan normalize ani frekans değerlerinden özellik çıkarılmaya çalışılmış SSA'da ise işaretlerin elde edilen tekil değerleri üzerinde durulmuştur.

2.4.1. Güç Spektral Yoğunluğu

Bir işaretin güç spektral yoğunluğu ile Fourier dönüşümü arasında birbirinden farklı olmamakla birlikte güç spektrumu Fourier spektrumunda elde edilen işaretin frekans bileşenlerine karşılık gelen genlik değerlerinin karelerini göstermekte olduğundan her dalga bileşeninin frekans bileşenleri üzerindeki etkisi daha belirgin olacaktır.

Bir işaretin ortalama gücünün her frekans bileşenine gelen güç spektral yoğunluğu, zaman ekseninin kaymasından ve faz açısından bağımsız olup sadece Fourier dönüşümünün genliğine bağlıdır. Bir işaretin güç spektral yoğunluğu ve faz spektrumu birlikte orjinal işaret yeniden elde edilebilirken, sadece güç spektral yoğunluğu verildiğinde dalga bileşenlerinin her biri çok çeşitli faz açıları alabileceğinden orjinal işaret tekrar elde edilememektedir [59].

Periyodik işaretlerin Fourier serisini alarak işaretin frekans bileşenleri bulunabilirken periyodik olmayan sonlu büyüklükteki işaretlerde bu yöntem mümkün değildir. Sonlu uzunluktaki bir dalgayı periyodik hale getirerek Fourier dönüşümünün alınması sağlanmakta ve Fourier katsayıları elde edilmektedir.

Periyodik olmayan yani sonlu uzunluktaki bir işaretin FFT'sini almak için işaret 64, 128, 256 gibi 2 üssü olacak şekilde pencerelemeye ayrılır. Zaman fonksiyonunun sonuç spektrumunun şeklini düzeltmek için bir veri segmentinin FFT'si alınmadan önce veri segmentiyle çarpılmasına veri pencerelemesi denir. İşaret bir dikdörtgen dalga formuyla pencerelemeye ayrılarak işaretin her bir penceresinin frekans spektrumu hesaplanır. Pencereleme işlemi yapılırken işaretin gerçekte olmayan frekans bileşeninin spektrumunda görünmesinin engellemek ve pencereleme işleminden sonra ise işarete sıfır eklemeleri yapılarak spektrumunu kolay okunabilmesini sağlamaktır [60].

n adet örnek uzunluklu işaretin Ayırık Fourier Dönüşüm katsayıları;

$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] * e^{-jkn \frac{2\pi}{N}} \quad (2.10)$$

Zaman domeninde tanımlanmış n uzunluklu $x[n]$ ayırık işaretine N boyutlu pencere uygulandığında işaretin Fourier Dönüşümünün katsayıları Denklem 2.10 ile elde edilmektedir.

Elde edilen katsayılar ile PSD Denklem 2.11'deki gibi hesaplanmaktadır;

$$P(k) = 10 \log |X_k|^2 \quad (2.11)$$

Böylece Fourier dönüşümü ile elde edilen Fourier katsayılarının karesinin logaritması alınarak işaretlerin güç spektral yoğunluğu elde edilebilmektedir.

2.4.1.1. Welch Metodu ile Güç Spektral Yoğunluğu Hesabı

Periodogram yöntemi Fourier Dönüşümü tabanlı olup klasik spektral kestirim yöntemlerindedir. 64, 128, 256... gibi 2'nin üssü olacak şekilde pencerelere bölünür. Periodogramın istatistiksel ortalama ve pencereyle düzgünleştirme ile iyileştirilmiş şekli Welch tarafından önerilmekle birlikte zaman serisi işareti üst üste çakışabilecek bölümlere ayrılarak her bölümün iyileştirilmiş periodogramı alınıp bu bölümleri elde edilen periodogramlarının ortalaması alınır.

Welch Metodu ile aşağıda belirtilen işlem basamakları takip edilerek işaretin güç spektral yoğunluğu hesaplanır.

- 1.) Zaman serisi işareti $x[t]$; $t = 1, \dots, n$ N pencere uzunluklu, $K = \frac{n}{N}$ adet parçaya bölünür.
- 2.) $x_i(t) = x(t + N(i-1))$, $i = 1, \dots, K$, $t = 0, \dots, N-1$ (2.12)
- 3.) İşaretin parçalanarak oluşturulan Denklem 2.12'te verilen K adet bölümleri, pencereden geçirilerek elde edilen fonksiyon $x_i(t) * W_i(t)$ şeklinde ifade edilir.
- 4.) Denklem 2.13'de verilen AFT olarak belirtilen Ayırık Fourier Dönüşüm kullanılarak pencere fonksiyonuyla çarpılan işaretin bölümlerinin periodogramı bulunur.

$$P(w, i) = \frac{1}{A} |AFT[x_i(t)W_i(t)]|^2 \quad (2.13)$$

$$A = \frac{1}{N} \sum_{t=0}^{N-1} W^2(t) \quad (2.14)$$

- 5.) Son olarak orjinal işaretten pencereleme yöntemiyle elde edilmiş her bir işaretin güçlerinin toplamı bölünmüş işaretin sayısına bölünerek Denklem 2.15'deki gibi PSD bulunur [61].

$$PS_x(w) = \frac{1}{K} \sum_{i=1}^K P(w, i) \quad (2.15)$$

2.4.2 Hilbert Huang Dönüşümü

İşaretler genel ve yaygın olarak zaman domeninde tanımlanmasına rağmen frekans gösterimi işareti tanımlamak için daha güçlü bir yoldur. Zaman serisindeki işaret frekans domenine çevrilmek istendiğinde işaret bir katsayı ile genişletilir ve sonsuz dalga formları içerir. Frekans domenine çevrilmiş işaretin zaman bilgisi kaybolmaktadır.

Zaman serisi işaretinin Fourier dönüşümü denklem 2.16'da verilmiştir.

$$X(v) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) e^{-j2\pi vt} dt \quad (2.16)$$

Böylece spektrum işaretinin hangi frekansları içerdiği bilgisinin yanında fazı ve genliği hakkında da bilgi verir fakat hangi frekans değerini hangi anda aldığı bilgisini vermez. Bu bilgi eksikliğini gidermek için ani frekans tanımı geliştirilmiştir.

2.4.2.1. Ani Frekans

İşareti aynı anda zaman frekans düzleminde tanımlamanın bir başka yolu işaretin ani frekansını dikkate almaktır. Öncelikle bir fonksiyon oluşturmak için analitik bir işaret tanımlanmak zorundadır.

İşaretin reel değerini oluşturan $x(t)$ fonksiyonundan işaretin imajiner kısmını oluşturan $x_a(t)$ işaretini elde etmek için Denklem 2.17 kullanılır.

$$x_a(t) = x(t) + jHT(x(t)) \quad (2.17)$$

X , $x(t)$ işaretinin Fourier Dönüşümü olarak; $HT(x)$ ise X işaretinin Hilbert Dönüşümü olarak X_a ise x_a işaretinin Fourier Dönüşümü olarak alınırsa

$$\begin{aligned} X_a(v) &= 0 & \text{if } v < 0 \\ X_a(v) &= X(0) & \text{if } v = 0 \\ X_a(v) &= 2X(v) & \text{if } v > 0 \end{aligned} \quad (2.18)$$

İşaretin kompleks kısmının Fourier Dönüşümü Denklem 2.18’da verildiği gibidir. Ani genlik denklem 2.19’da, ani frekans ise Denklem 2.20’deki gibi hesaplanır [62].

$$a(t) = |x_a(t)| \quad \text{Ani genlik} \quad (2.19)$$

$$f(t) = \frac{1}{2\pi} \frac{d \arg x_a(t)}{dt} \quad \text{Ani Frekans} \quad (2.20)$$

2.4.2.2. Akciğer Sesleri Spektrumu için Hilbert Huang Dönüşümü

HHT; Huang tarafından önerilen Flandrin ve ekibi tarafından geliştirilen lineer ve durağan olmayan sinyallerin analizinde kullanılan anlık frekansa dayalı yeni bir sinyal işleme yöntemidir [63].

Geleneksel Fourier dönüşümünde verinin durağan ve lineer olduğu varsayımına göre hareket edilmektedir. HHT tekniğinde ise durağan ve lineer olmayan işaretlerin yani zamanın hangi anında nasıl olacağı önceden kestirilemeyen doğal işaretlerin zaman frekans analizi için anlık frekans değerlerini kullanmayı mümkün kılan bir ayrışım söz konusudur.

HHT tekniği iki kısımdan oluşmaktadır: Önce, gerilim işareti, uyarlamalı ve doğrusal olmayan işaret ayrıştırma yöntemlerinden olan EMD yöntemi ile yüksek frekans bileşenlerinden düşük frekans bileşenlerine doğru sıralanan farklı frekanslardaki IMF’lerine ayrıştırılmaktadır. Daha sonra EMD yöntemi ile işaretin elde edilen IMF’lerine Hilbert Transform uygulanarak her bir IMF bileşeninin genlik, anlık faz ve frekans bilgisi elde edilir.

Fourier tabanlı işlemlerde frekans integral ile hesaplanırken Hilbert Spektrum’unda olduğu gibi işaretin frekansı durağan olmayan işaretlerde analitik işaretin fazının türevi olarak ani frekans şeklinde tanımlanır [64].

$X(t)$ şeklinde tanımlana zaman seri işaretinin IMF bileşenlerini bulma işlem basamakları aşağıdaki gibidir

1. $X(t)$ işaretinin yerel maksimum ve yerel minimum noktalarının genlik ve pozisyonları belirlenerek; kübik interpolasyon kullanılarak üst zarf $U(t)$ ve alt zarf işareti $L(t)$ elde edilmektedir.
2. Üst zarf ve alt zarf işaretlerinin ortalaması alınarak ortalama zarf işareti elde edilmektedir.

$$m_1(t) = \frac{(U(t) + L(t))}{2} \quad (2.21)$$

Bu aşamada orijinal işaretten ortalama zarf işareti çıkarılmaktadır.

$$h_1 = X(t) - m_1(t) \quad (2.22)$$

h_1 şuan için IMF işareti değildir; orijinal yeni işarettir.

4. Bir önceki ortalama zarf işareti bulma işlemi yeni h_1 işaretine de uygulanmaktadır.

$$h_{11} = h_1 - m_{11} \quad (2.23)$$

5. Bu aşamada elde edilen işaretin;

$$h_{1(k-1)} - m_{1k} = h_{1k} \quad (2.24)$$

IMF işareti olup olmadığı test edilecektir. Bunun için iki yöntem vardır.

- 5.1. Belirlenen SD_k eşik değerinden işaretin hesaplanan eşik değerinin küçük olması,

$$SD_k = \frac{\sum_{t=0}^T |h_{k-1}(t) - h_k(t)|^2}{\sum_{t=0}^T h_{k-1}^2(t)} \quad (2.25)$$

- 5.2. Zarf ortalama işaretinin sıfıra yaklaşması,

Bu şartlardan birisi sağlandığında işaretin 1. IMF'si elde edilmiş olur. Aksi takdirde IMF elde edilinceye kadar birinci işleme tekrar dönülür ve döngü devam eder. Birinci IMF işaretin en yüksek frekanslı bileşenidir.

$$h_{1k} = c_1 = IMF1 \quad (2.26)$$

6. $X(t)$ orijinal işaretten IMF1 çıkarılır ve artan işaret olarak adlandırılan yeni bir işaret elde edilir. Bir sonraki IMF birinci aşamadan başlanarak bulunmaktadır ve birinci aşama için giriş sinyali bir önceki IMF'den elde edilen kalan sinyal olmaktadır.

$$X(t) - c_1 = r_1 \quad (2.27)$$

$$r_{n-1} - c_n = r_n \quad (2.28)$$

İşaretin artanı monoton bir fonksiyon olduğunda kaydırma işlemi sona erer. Böylece IMF bileşenleri ve artan işareti r_n elde edilir. Orjinal işaret; Denklem 2.29'daki gibi IMF bileşenleri ve artan işaret toplanarak yeniden elde edilebilmektedir [65-66].

$$X(t) = \sum_{j=1}^n c_j + r_n \quad (2.29)$$

2.4.3. Tekil Spektrum Analizi

Tekil Spektrum Analizi, meteoroloji ve okyanus biliminde kullanılan temel matematiksel yöntemlerde, finansal matematik, fizik sosyal bilimlerde, market araştırmasında ve biyomedikal uygulamalarda olmak üzere olası pek çok uygulama alanı bulunmaktadır.

Bu teknik; farklı çözünürlüklerin eğilimini bulmada, düzgünleştirme işleminde, dönemsel bileşenlerin analizinde, küçük ve büyük dönemsel periyodların analizinde, değişen genlikli periyodikliğin analizinde, kompleks trend ve periyodikliğin ardışık olarak elde edilmesinde, kısa süreli zaman serilerinin yapısının çıkarılmasında, değişen noktaların bulunması problemlerinin çözümünde oldukça faydalı bir araçtır [67].

Tekil Spektrum Analizi; zaman serisi işaretini ayrıştırma ve bu ayrıştırılan işareti yeniden yapılandırma olmak üzere iki aşamada uygulanır.

1) Ayrıştırma aşaması; işaretin zaman aralıklarına gömülmesini ve tekil değerlerine ayrıştırmayı gerektirir.

1.1) İşareti Gömme (Embedding); Zaman serisi şeklinde olan orjinal işareti yörünge matrisine ayrıştırılması ve küçük aralıklara gömülmesidir.

1.2) Tekil Değerlerine Ayrıştırma (SVD): SSA tekniğinde oluşturulan sadece köşegen değerleri sıfırdan farklı olan matrisin her bir köşegen değeridir. SVD'de elde edilen değerler o işarete ait tekil değerleri verir.

2) Yeniden Yapılandırma Aşaması:

2.1) Gruplandırma İşlemi; Yörünge matrislere ayrıştırılan alt grupları yeniden gruplandırmaktır.

2.2) Diyagonal ortalama İşlemi; Alt gruptan yeni bir zaman seri işaretinin oluşturulmasıdır.

2.4.3.1 İşareti Gömme

Tekil Bileşenler Analizi algoritmasında ilk aşama başlangıç zaman serisini yörünge matrisine çevirmektir. X olarak tanımlanan zaman seri işaretimizin örnek uzunluğunu N olarak kabul edilirse orijinal işaret $X = \{x_1, x_2, \dots, x_{N-1}, x_N\}$ şeklinde tanımlanır.

İşareti küçük aralıklara gömmek için $2 < L < \frac{N}{2}$ şartını sağlayan L büyüklüğünde bir pencere uzunluğu seçilir. L pencere uzunluğuna göre X işareti vektörlere çevrilir. Zaman seri işareti Denklem 2.30'da belirtildiği gibi K adet L boyutlu vektöre dönüşmektedir.

$$X_i = \{x_i, x_{i+1}, \dots, x_{i+L-1}\}, \quad i = 1, \dots, K, \quad K = N - L + 1 \quad (2.30)$$

T_x yörünge matrisi, her bir satırı $i = 1, \dots, K$ olacak şekilde Denklem 2.31'deki gibi X_i sinyalinden elde edilmektedir.

$$T_x = \begin{pmatrix} X_1 \\ X_2 \\ \vdots \\ \vdots \\ X_K \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_1 & x_2 & \dots & \dots & x_L \\ x_2 & x_3 & \dots & \dots & x_{L+1} \\ \vdots & \vdots & & & \vdots \\ \vdots & \vdots & & \ddots & \vdots \\ x_K & x_{K+1} & \dots & \dots & x_N \end{pmatrix} \quad (2.31)$$

İşareti aralıklara gömme adımında T_x yörünge matrisinin boyutunun belirleyen asıl parametre L pencere uzunluğudur. Pencere uzunluğunun T_x yörünge matrisindeki

$K = N - L + 1$ ile uygun olması için $2 < L < \frac{N}{2}$ aralığında olmalıdır. L değerinin $\frac{N}{2}$ den büyük olmasına gerek yoktur. Pencere uzunluğunu doğru seçildiğinde, düzgün, düzenli işaret elde edilir fakat pencere uzunluğu düşürülürse bu işaretin başka bileşenleri de içereceğinden dolayı kaba, düzensiz işaret elde edilir [68].

2.4.3.2. Tekil Bileşenlere Ayırıştırma (SVD)

Zaman seri işaretini aralıklara gömme adımından sonra T_x yörünge matrisine SVD uygulanır ve $T_i, i = 1, \dots, L$ ayrılmış yörünge matrisleri elde edilir.

SVD uygulandıktan sonra T_x matrisi ; $T_x = UDV'$ özdeğer üçlüleri şeklinde ifade edilmektedir.

U_i ; $1 < i < L$, $K \times L$ şeklinde orthonormal matris,

D_i ; $1 < i < L$, L order şeklinde diagonal matristir.

V_i ; $1 < i < L$, $L \times L$ şeklinde square orthonormal matristir.

T_x matrisi L adet tekil değere sahiptir. Bu değerler arasında $(\sqrt{\lambda_1} > \sqrt{\lambda_2} > \dots > \sqrt{\lambda_{L-1}} > \sqrt{\lambda_L})$ şeklinde bir ilişki vardır.

Böylece i 'nci dereceden eigen üçlüsü T_i için $T_i = U_i x \sqrt{\lambda_i} x V_i^T$ $i = 1, 2, \dots, d$ ve $d = \max(i : \sqrt{\lambda_i} > 0)$ şeklinde ifade edilir.

Böylece T_x yörünge matrisi Denklem 2.32 ile ifade edilir.

$$\begin{aligned} T_x &= T_1 + T_2 + \dots + T_d \\ &= U_1 \sqrt{\lambda_1} V_1^T + \dots + U_d \sqrt{\lambda_d} V_d^T \\ &= \sum_{i=1}^d U_i \sqrt{\lambda_i} V_i^T \end{aligned} \quad (2.32)$$

Herbir T_i matrisinin T_x matrisine katkısı $\frac{\lambda_i}{\sum_{i=1}^d \lambda_i}$ matematiksel ifadesiyle bulunur.

Denklem 2.33'de verilen $[D]$ tekil değerler matrisinin elemanları λ değerleri tekil değerler olarak adlandırılmaktadır. Bu sayılar ilk tekil değerden itibaren küçülerek devam ederler ve bazı durumlarda belli bir noktadan sonra en baştaki tekil değere göre ihmal edilebilecek kadar küçük bir değere ulaşırlar. Böyle hallerde, belirli bir toleranstan sonraki tekil değerler sıfır kabul edilir ve geri kalan tekil değerlerin sayısı da matrisin etkin rankını belirler [68].

$$[D] = \begin{bmatrix} \lambda_1 & & \dots & & 0 \\ & \ddots & & & \\ \vdots & & \lambda_r & & \vdots \\ & & & \ddots & \\ 0 & & \dots & & \lambda_L \\ 0 & \dots & 0 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 0 & \dots & 0 & \dots & 0 \end{bmatrix} \quad (2.33)$$

SVD, istikrarsız matrislerin ve problemlerin incelenmesinde oldukça etkili bir sayısal araçtır [61].

2.4.3.3. Gruplandırma

Algoritmanın gruplandırma aşamasında $\{i = 1, \dots, d\}$ indisine sahip bölümler $I = \{I_1, \dots, I_m\}$ şeklinde gruplandırılır ve T_x matrisi yeniden şu şekilde elde edilir.

$$\begin{aligned} T_x &= T_1 + T_2 + \dots + T_L \\ &= T_{I_1} + T_{I_2} + \dots + T_{I_m} \end{aligned} \quad (2.34)$$

Örneğin T_x yörünge matrisi T_R ve T_L olmak üzere iki alt gruba ayrılırsa bu iki grubun bileşkesi $T_I = \sum_{i=I} \sqrt{\lambda_i} U_i V_i^T$ olarak tanımlandığında

$$\begin{aligned} T_L &= T_I - T_R \\ &= \sum_{i \in L} \sqrt{\lambda_i} U_i V_i^T \end{aligned} \quad (2.35)$$

T_L alt grubu denklem 2.35 ile ifade edilir [68].

2.4.3.4. Diyagonal Ortalama

Algoritmanın dördüncü adımı olan diyagonal ortalama aşamasında $L \times K$ boyutlu T_{I_i} alt gruplara ayrıştırılmış matristen N örnek uzunluklu T_i zaman seri sinyali yeniden elde edilmektedir.

$$\tilde{T}_{i,j} = \begin{cases} \frac{1}{s-1} \sum_{j=1}^{s-1} x_{j,s-j} & \text{for } 2 \leq s \leq L \\ \frac{1}{L} \sum_{j=1}^L x_{j,s-j} & \text{for } L+1 \leq s \leq K+1 \\ \frac{1}{N-s+2} \sum_{j=s-K}^{N-s+2} x_{j,s-j} & \text{for } K+2 \leq s \leq N+1 \end{cases} \quad (2.36)$$

T_i zaman seri sinyali T_{i_i} matrisinin diyagonal elemanlarının ortalaması alınarak elde edilen H Hankelization operatörü ile yeniden elde edilmektedir.

Hankelization operatör H kullanılarak T_{i_i} 'yi Denklem 2.37'deki gibi $\tilde{X}^{(i)}$ 'ye çevirir.

$$\tilde{X}^{(i)} = HT_{i_i} \quad i = 1, \dots, m \text{ için} \quad (2.37)$$

Başlangıç zaman seri sinyali denklem 2.38 ile elde edilmektedir [68].

$$X = \tilde{X}^{(1)} + \tilde{X}^{(2)} + \dots + \tilde{X}^{(M)} \quad (2.38)$$

2.5. Sınıflandırma

İşaret işleme yöntemleri uygulanarak özellik çıkarımı ile özellik vektörleri elde edilen işaretlerin az sayıda ve yüksek boyutlu verileri sınıflandırmadaki başarısı ile bilinen SVM yöntemi ile sınıflandırılması yapılmış ve yüksek başarı elde edilmiştir.

2.5.1. Destek Vektör Makinaları

Vladimir Vapnik tarafından önerilen destek vektör makinaları (SVM); öznitelik uzayında iki sınıfı en uygun şekilde ayırmayı mümkün kılabilen hiperdüzlem bulma esasına dayanmaktadır. Doğrusal olmayan örnek uzayı doğrusal olarak ayrılabilen yüksek boyuta aktarılarak farklı örnekler arasındaki en yüksek sınırın elde edilmesiyle gerçekleştirilir [69].

SVM yönteminde öğrenme sorununu doğrusal olarak kısıtlanmış kuadratik programlama yöntemleriyle çözüme olasılığı söz konusudur. Mimari tasarım için çok az kontrol parametresi içermekte ve uygulama kolaylığı bulunmaktadır. Geleneksel sınıflandırıcılara göre yüksek sınıflandırma doğruluğu ve çok iyi genelleme yapabilme kabiliyetine sahip olan SVM gerçek dünya problemlerinin sınıflandırılmasında

başarıdır [70]. Yüksek boyutlu ancak az sayıda veri içeren uygulamalarda da yüksek başarı göstermektedir [71].

Genellikle örnekler dışında iyi tanımlanamayan durumlarda bir bilgisayar algoritmasının tekrar tekrar meydana gelen örüntüleri tanıma ve geçmiş deneyimlere dayanan performansını artırma şeklinde ifade edilen makine öğrenmesinin güncel alanlarından olan Kernel yöntemlerinin önemli bir örneği olan SVM’de örnek uzayında doğrusal olmayan bir ayırma problemini kernel fonksiyonu kullanarak özellik uzayında doğrusal bir probleme dönüştürerek doğrusal olarak çözülmeye olanaklı hale gelir dolayısıyla örüntü tanıma, özellik çıkarımı ve regresyon ve sınıflandırma gibi karmaşık problemlerin genelleştirilmesinde çok başarılı bir tekniktir [70].

N elemandan oluşan bir x_i örnek uzayımız olsun;

$$\{x_i, y_i\}, \quad i = 1, 2, \dots, N, \quad y_i = \{-1, +1\} \quad (2.39)$$

Denklem 2.39’da belirtildiği gibi y_i etiket değeri iki değer alabilen bir fonksiyonken örnek uzayı $x_i \in \mathcal{R}^d$ herhangi bir d boyutunda diğer bir ifadeyle nitelik sayısınca olabilmektedir. Özellik vektörlerinin ayrılabilir olduğu ve hiperdüzlem olan doğrusal bir karar sınırı ile ayrılabilirdi varsayılmaktadır [71].

Doğrusal bir sınıflandırma denklem 2.40’deki gibi doğrusal diskriminant fonksiyon formuna dayanmaktadır.

$$f(x) = w^T x + b \quad (2.40)$$

w vektörü; ağırlık vektörü olarak, b ise hiperdüzlemin orjinden uzaklığıdır. İlk önce $b = 0$ durumu düşünülürse tüm x set noktaları $w^T x = 0$ olduğunda w vektörüne dikeydir ve orjine doğru gider.

$$\{x : f(x) = w^T x + b = 0\} \quad (2.41)$$

Denklem 2.41’den $\frac{b}{\|w\|}$ hiperdüzlemden orjine olan dik uzaklık olarak tanımlanır.

SVM’nin amacı her iki sınıfta da aynı sınıfa dahil olan verileri hiperdüzlemden en uzak fakat hiperdüzlemin aynı tarafına yönlendirmeyi amaçlayarak örnek uzayının

hiperdüzleme yerleştirmektir. Bunu gerçekleştirebilmek için w ve b değişkenleri seçilerek eğitim dataseti denklem 2.42'deki gibi tanımlanabilir.

$$\begin{aligned} x_i \cdot w + b &\geq +1, y_i = +1 \text{ için} \\ x_i \cdot w + b &\leq -1, y_i = -1 \text{ için} \end{aligned} \quad (2.42)$$

Denklem 2.42'deki denklemler birlikte ifade edildiğinde denklem 2.43 elde edilmektedir.

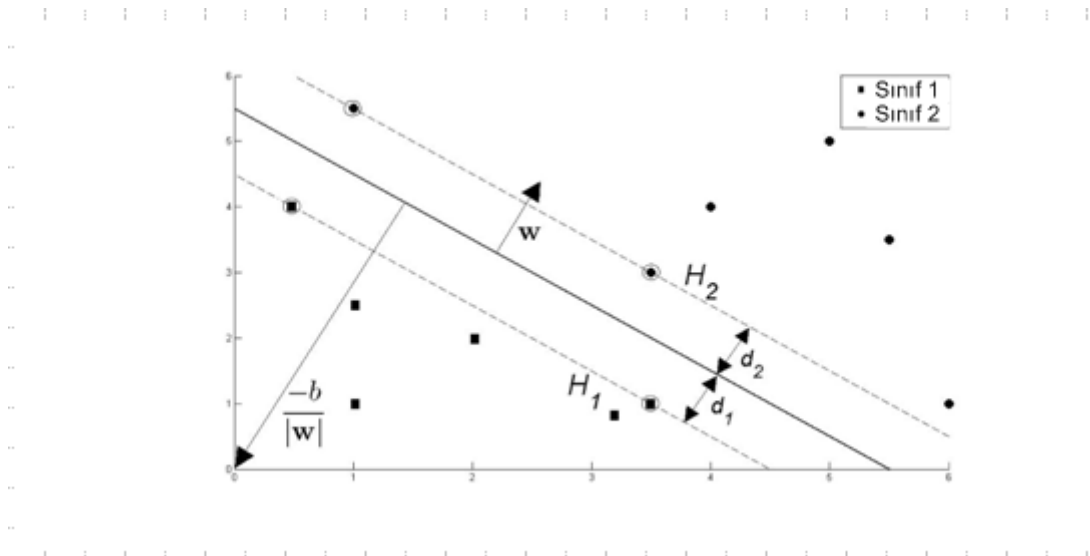
$$y_i(x_i \cdot w + b) - 1 \geq 0 \quad \forall_i \quad (2.43)$$

Doğrusal olarak ayrılabilen sırasıyla H_1 ve H_2 hiperdüzlemi için eşitlik 2.44 tanımlanmıştır.

$$\begin{aligned} x_i \cdot w + b &= +1, H_1 \text{ için} \\ x_i \cdot w + b &= -1, H_2 \text{ için} \end{aligned} \quad (2.44)$$

Şekil 2.5'a göre verilen H_1 ve H_2 ayırıcı düzlemin en uygun hiperdüzleme olan uzaklığı sırasıyla d_1 ve d_2 olmakla birlikte $d_1 = d_2 = \frac{1}{\|w\|}$ şeklinde tanımlanmıştır.

H_1 ve H_2 ayırıcı düzlemleri arasında örnek uzayından hiçbir veri olmamakla birlikte iki ayırıcı düzlemin birbirine uzaklığının maksimum olması istenir ve $\min \frac{1}{2} \|w\|^2$ şartını sağlanmasıyla gerçekleşir [72].



Şekil 2.5. Lineer ayrılabilen iki sınıf hiperdüzlemi [72].

Doğrusal olan fakat verinin örnek uzayının hatasız ayırlamadığı durumlarda; $y_i(x_i \cdot w + b) - 1 \geq 0 \quad \forall_i$ eşitsizliği sağlanamamaktadır. Böylece denklem 2.45'deki yeni bir eşitsizlik ile ayırıcı düzlemin koşulları tanımlanır.

$$\begin{aligned} x_i \cdot w + b &\geq +1 - \xi_i, \quad y_i = +1 \text{ için} \\ x_i \cdot w + b &\leq -1 + \xi_i, \quad y_i = -1 \text{ için} \\ \xi_i &\geq 0 \quad \forall_i \end{aligned} \quad (2.45)$$

Doğrusal hatasız sınıflandırmada belirlenen ayırıcı düzlem koşuluna ξ_i pozitif zayıflık değişkeni eklenerek doğrusal hatalı sınıflandırmada ayırıcı düzlem belirlenmektedir. $\xi_i = 0$ değerini aldığı durumda örnek uzayındaki x_i verisi doğru sınıflandırılmış $\xi_i \geq 1$ durumunda ise yanlış sınıflandırılmıştır [69].

Denklem 2.46 ve 2.47'de verilen Lagrange formülasyonu ile Lagrange çarpanları belirlenmektedir.

$$L_p = \frac{1}{2} \|w\|^2 + C \sum_{i=1}^N \xi_i - \sum_{i=1}^N \alpha_i [y_i(x_i \cdot w + b) - 1 + \xi_i] - \sum_{i=1}^N \mu_i \xi_i \quad (2.46)$$

$$L_d = \sum_{i=1}^N \alpha_i - \frac{1}{2} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N \alpha_i \alpha_j y_i y_j x_i^T x_j \quad (2.47)$$

SVM'nin eğitim aşamasında belirlenmesi gereken parametrelerden olan C düzenleme parametresi doğrusal ayırlamama durumunda örnek uzayındaki her duruma karşı bir çözüm üretilmesini engellemek için sisteme eklenir ve Lagrange çarpanlarının alabileceği en büyük değeri gösterir.

Lagrange çarpanlarının tanım aralığı $0 \leq \alpha_i \leq C$ olarak verilmiştir. $0 \leq \alpha_i \leq C$ aralığında tanımlanan Lagrange çarpanlarına karşılık gelen örnek uzayındaki x_i verileri veri kümesi içinde ayırıcı düzlemi en iyi temsil eden destek vektörleridir [69]. Lagrange çarpan değerleriyle oluşturulan ayırıcı düzlem sadece destek vektör noktaları esas alınarak oluşturulduğu için ayırıcı genel veri kümesine göre çok daha seyrekdir [71].

2.5.2. Doğrusal Olmayan Destek Vektör Makinalar

Pratik uygulamaların çoğunda örnek uzayındaki veriler doğrusal SVM uygulanılarak sınıflandırılmamakla birlikte; doğrusal olmayan SVM’lerde uygun bir çekirdek fonksiyonu kullanılarak d boyutlu özellik uzayını, doğrusal olmayan $\Phi(x_i)$ haritalaması kullanılarak veri uzayındaki örneklerin yüksek boyutlu ve doğrusal olarak ayrılacakları H özellik uzayına taşındıktan sonra doğrusal yöntemlerin uygulanarak sınıflandırmanın yapılması sağlanır.

d boyutlu özellik uzayındaki veriler H özellik uzayında doğrusal olarak Denklem 2.48’deki gibi eğitilecek ve bu şekilde eğitme algoritması H uzayında tanımlanan çarpım noktarına bağlı olacaktır.

$$\Phi(x_i) \cdot \Phi(x_j) = K(x_i, x_j) \quad (2.48)$$

$$f(x) = \sum_{i=1}^N a_i y_i \Phi(x_i) \cdot \Phi(x) + b = \sum_{i=1}^N a_i y_i K(x_i, x) + b \quad (2.49)$$

Denklem 2.49’de verilen karar fonksiyonunda verilen N destek vektör sayısını x_i ise destek vektörlerini belirtir.

Çekirdek fonksiyonunun kullanılmasıyla doğrusal olmayan örnek uzayı için karar sınırı bulunur. Seçkin tip boyut artırma taban yöntemlerinden biri ve SVM’nin temel bileşeni olan çekirdek fonksiyonunun matrisi kullanılarak taşınan iç nokta iki arasındaki uzaklığı belirlemek için kullanılan büyüklüktür [70].

2.5.3. Çok sınıflı Sınıflandırma

SVM’ler esasında iki sınıfı birbirinden ayıran sınıflandırıcılar olmasına rağmen istenen bir duruma karşı o sınıfın dışında olan birçok alternatif sınıf olduğunda çoklu sınıflandırma gerekmektedir[74] örneğin sağlıklı akciğer sesine karşı sağlıklı akciğer seslerinden olan ral sesi ve ronküs sesi gibi. Çok sınıflı sınıflandırma gerektiren uygulamalarda çıkış uzayı ikili sınıflandırmada olduğu gibi y_i ’nin ikili değerler almasıyla ve buna karşın $y_i \in \{-1, 1\}$, $i = \{1, \dots, k\}$ sınıf etiketleriyle temsil edilerek çözüm için birden çok ayırıcı fonksiyona gerek duymaktadır [74].

2.5.4. Bire Karşı Diğerleri Çoklu Sınıflandırma metodu

Alt seviyede yaklaşım olan bu sınıflandırmada her bir çalıştırılma sürecinde örnek uzayındaki verilerden bir sınıf etiketine ait verilerin diğer tüm sınıf etiketlerine ait verilerden ayrılması temel alınarak her sınıflandırıcı diğerlerinden bir sınıf ayırmaktadır [74].

k Sınıflı uygulama için k tane ikili sınıflandırıcıdan oluşmakla birlikte i . sınıftaki veriyi pozitif etiketli, i . sınıf dışında kalan sınıfları ise negatif etiketli şekilde değerlendirerek i . sınıfın belirlenmesinde SVM 2.50'deki problemi çözerek çoklu sınıflandırmayı yapar [73].

$$\begin{aligned} \min_{w^i, b, \xi^i} & \frac{1}{2} (w^i)^T w^i + C \sum_{j=1}^N \xi_j^i \\ (w^i)^T \phi(x_j) + b_i & \geq 1 - \xi_j^i, \quad y_j = i \text{ ise} \\ (w^i)^T \phi(x_j) + b_i & \leq -1 + \xi_j^i, \quad y_j \neq i \text{ ise} \end{aligned} \quad (2.50)$$

2.5.5. Bire Karşı Bir Çoklu Sınıflandırma Metodu

Bu yöntem SVM'nin her eğitim aşamasında iki farklı sınıfın alınmasına bağlı olarak k sınıflı bir uygulama için $k*(k-1)/2$ şeklinde belirlenen sayıda destek vektör makinalarının eğitilmesi gerekmektedir. Bu şekilde destek vektör sayısını sınıf etiketi belirler [74]. Birçok gerçek dünya probleminde mükemmel performans sergileyen bu yaklaşım fahiş-pahalı hesaplama kaynakları gerektirmektedir [75].

Seçilen i . sınıf hiperdüzlemin pozitif tarafına, j . sınıf ise negatif tarafına ayrılır.

$$\begin{aligned} \min_{w^{ij}, b^{ij}} & \frac{1}{2} (w^{ij})^T w^{ij} + C \sum_i \xi_n^{ij} (w^{ij})^T \\ (w^{ij})^T \phi(x_n) + b^{ij} & \geq 1 - \xi_n^{ij}, \quad y_n = i \text{ ise} \\ (w^{ij})^T \phi(x_n) + b^{ij} & \leq -1 - \xi_n^{ij}, \quad y_n = j \text{ ise} \end{aligned} \quad (2.51)$$

Denklem 2.51'de belirtilen yöntemle çok sınıf içeren bir örnek uzayındaki verilerin herbiri dahil olduğu sınıfa ayrılmaktadır [73].

3. BÖLÜM

BULGULAR

Solunum sistemi hastalıklarında ön tanı yöntemlerinden olan oskültasyon akciğerlerde meydana gelen rahatsızlıktan dolayı oluşan normal olmayan akciğer seslerine göre teşhis koymaya yönelik bir yöntemdir. Hem zamandan kazanmak hem de maliyeti azalmak bakımından görüntüleme yöntemlerine geçilmeden önce hastaya noninvazif yöntemle müdahale olan oskültasyonda bulgunun değerlendirilmesi ve başarısı uzman hekimin tecrübesine ve hastanın o anki solunum performansına bağlıdır. Mekanik steteskopla yapılan oskültasyonda hastadan dinlenen akciğer sesinin kaydedilememesi, tekrar dinlenilememesi, o anki duyulan sese bağlı olması ve uzman hekimin tecrübesine bağlı olması bu yöntemi nicellikten uzaklaştırarak nitel kılmaktadır. Belirtilen bu dezavantajların üstesinden gelmek için birçok çalışmada akciğer sesleri; hastanın sırtına yada göğsüne tutulan elektronik steteskop yada çok kanallı elektret mikrofönlarla alınarak bilgisayar ortamına kaydedilmiştir. Bu şekilde akciğer seslerinden sayısal veriler elde edilerek hem sese bağlı olarak hastalığın karakteristiği hem de hastalığa bağlı olarak sesin karakteristiğine ulaşılmaya çalışılmıştır. Daha önceki bazı çalışmalarda araştırmalarda hazır veriler yada yapay verileri kullanma yoluna gidilirken bazılarında ise kayıtlar hastalardan alınarak orjinal veriler kullanılmıştır. Akciğer ses verileriyle özellik çıkarımı ve sınıflandırma yoluna gidilmiştir.

Bu çalışmada, daha güncel, yaygın ve pratik olarak kullanılan elektronik steteskop ile ek akciğer sesinin duyulduğu hastalardan ve normal bireylerden veri kaydı alınmıştır. Doktorların çoğu akciğer hastalığında en sık olarak karşılaştıkları sesleri tanımak ve analiz etmek amacıyla astım, akciğer kanseri, KOAH, bronjit, tüberküloz, pnömani, interstiyel akciğer hastalarına ait olan ral sesi, ronküs sesi ve sağlıklı bireylerin normal akciğer sesi üzerinde özellik çıkarımı ve sınıflandırma amaçlanmıştır. Ral sesi; kesik kesik duyulan, kısa süreli, patlayıcı 100-2000 Hz frekans aralığında 20 ms'den daha kısa

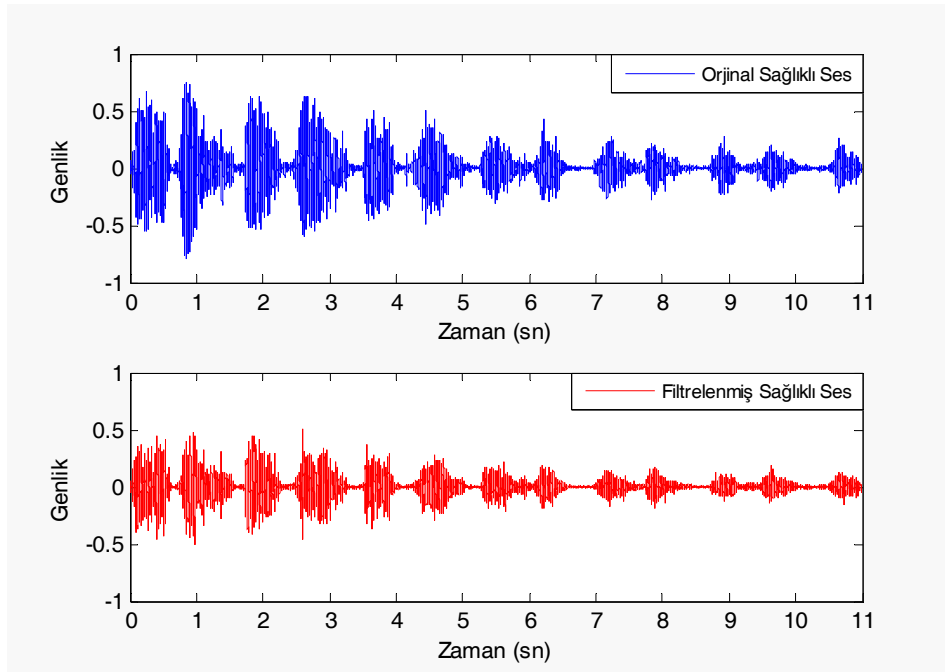
sürekli ek akciğer sesi olup pnömoni, amfizem, KOAH ve bronşektazi hastalarında sıklıkla duyulmaktadır [28, 29]. Yeri, yoğunluğu, amplitudu, süresi ve solunum hareketi ile ilişkisi belirtilerek tanımlanan ronküs sesi 250ms'den uzun süreli müzikal nitelikli, wheezing benzeri sürekli seslerden olup astım, kronik bronşit, KOAH ve akciğer ödeminde sıklıkla duyulmaktadır [8, 29].

3.1. Ön İşaret İşleme

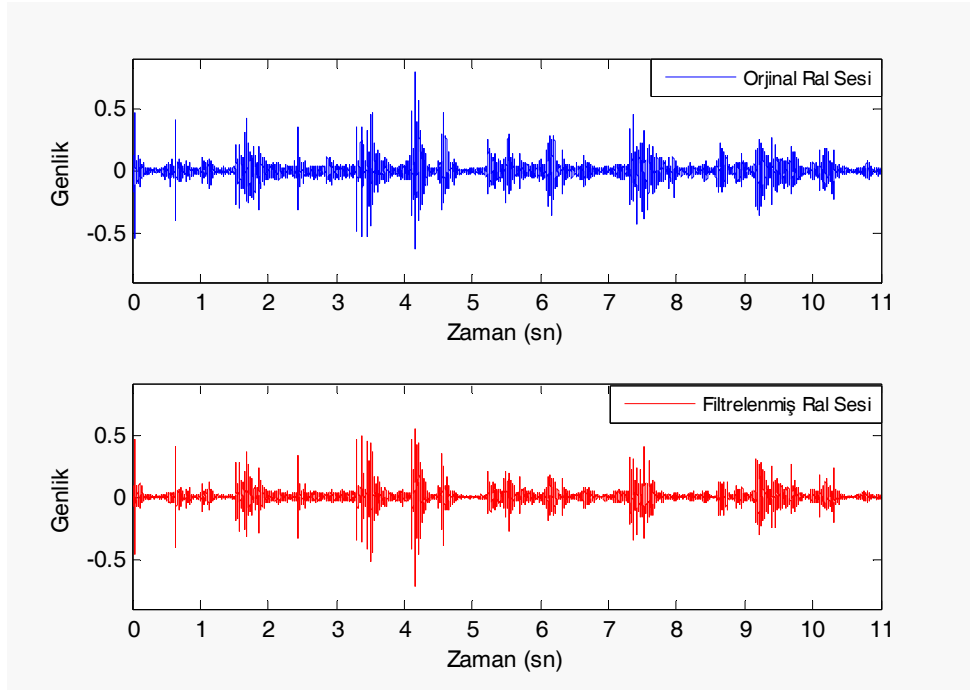
Oskültasyonla elde edilerek kaydedilen akciğer seslerine çeşitli filtreleme yöntemleri uygulanarak yapılarak akciğer seslerinin en iyi frekans sahası belirlenmeye çalışılmıştır.

3.1.1. Butterworth Filtre

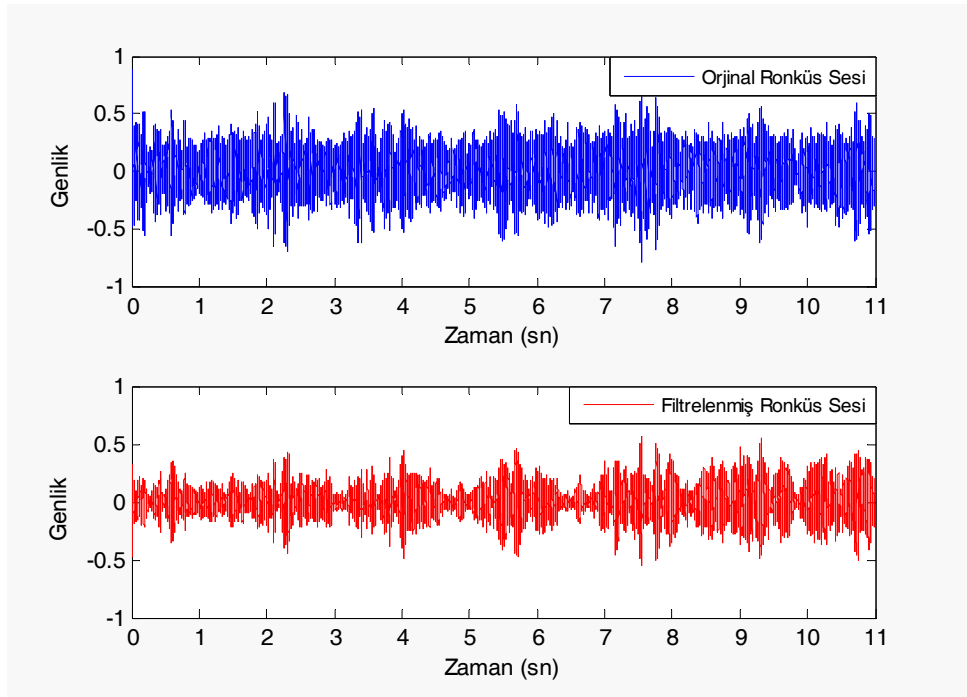
Dış ortam seslerinin kalp ve veziküler seslerin girişimde bulunduğu kaydı alınan akciğer seslerine sırasıyla Butterworth, Chebyshev, Eliptik ve Bessel filtreler uygulanmıştır. En iyi frekans cevabı Butterworth filtrede alınmıştır. Uygulanan Butterworth filtrenin özelliği 4.Dereceden 150Hz alt kesim frekansı ve üst kesim frekansı 1800Hz olan bandgeçiren filtre olmasıdır. Akciğer seslerine girişimde bulunan yüksek frekanslı ortam sesleri ve düşük frekanslı kalp seslerinin elimine edilmesi sağlanmıştır. Şekil 3.1, Şekil 3.2, ve şekil 3.2'de sırasıyla sağlıklı akciğer sesi, ral sesi ve ronküs sesine filtreleme işleminin başarıyla gerçekleştirildiği görülmüştür ve yardımcı olan doktorlara dinletilerek filtrelemenin başarısı onaylanmıştır.



Şekil 3.1. Orjinal ve Butterworth filtre ile filtrelenmiş sağlıklı ses.



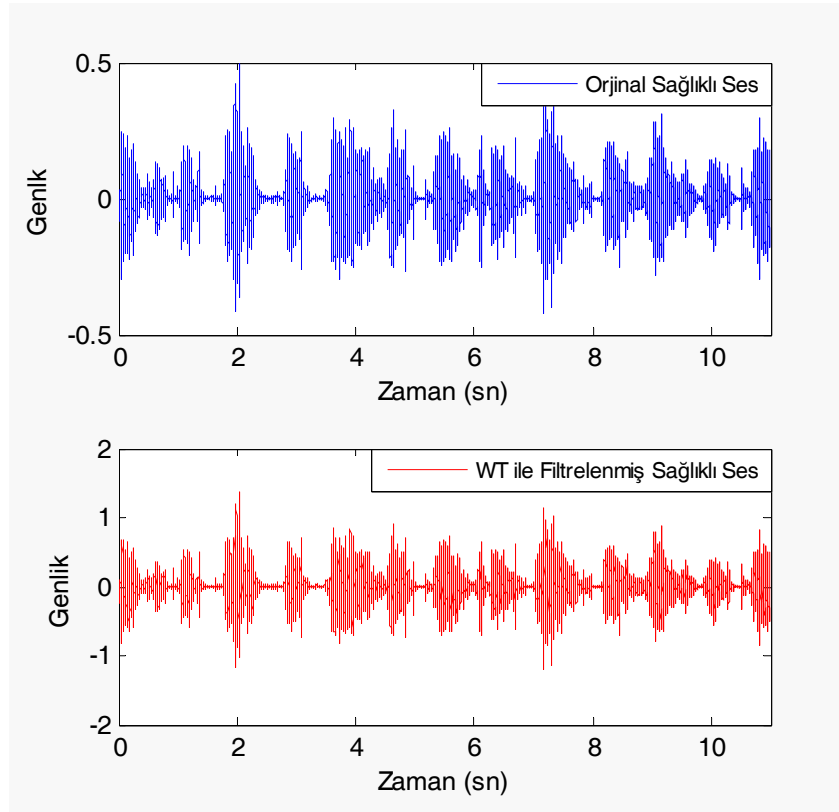
Şekil 3.2. Orjinal ve butterworth filtre ile filtrelenmiş ral sesi.



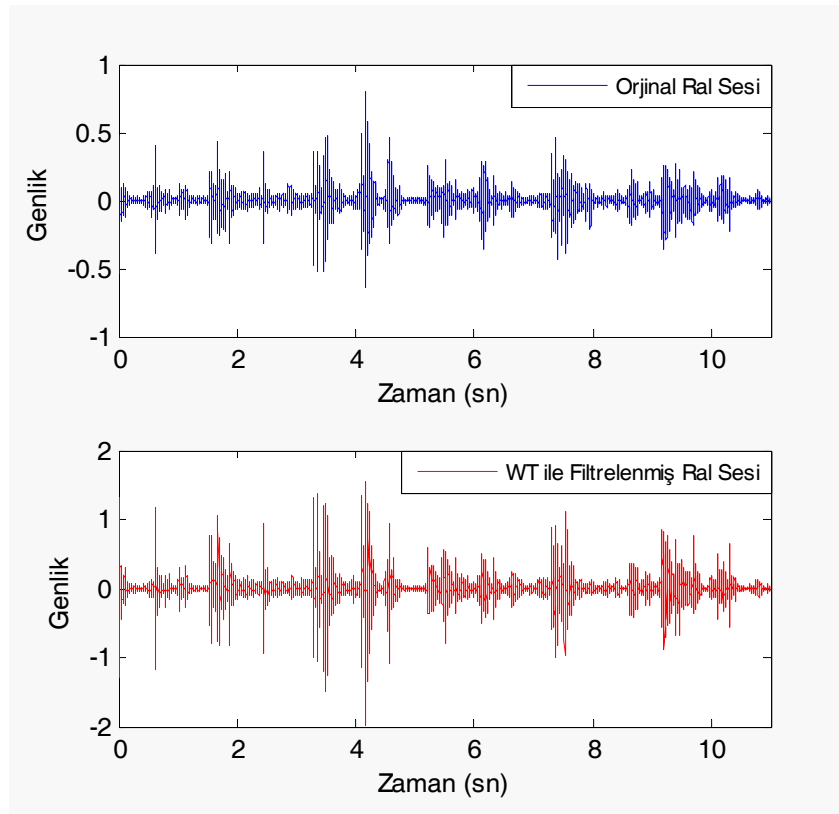
Şekil 3.3. Orjinal ve Butterworth filtre ile filtrelenmiş ronküs sesi.

3.1.2. Wavelet Dönüşümü

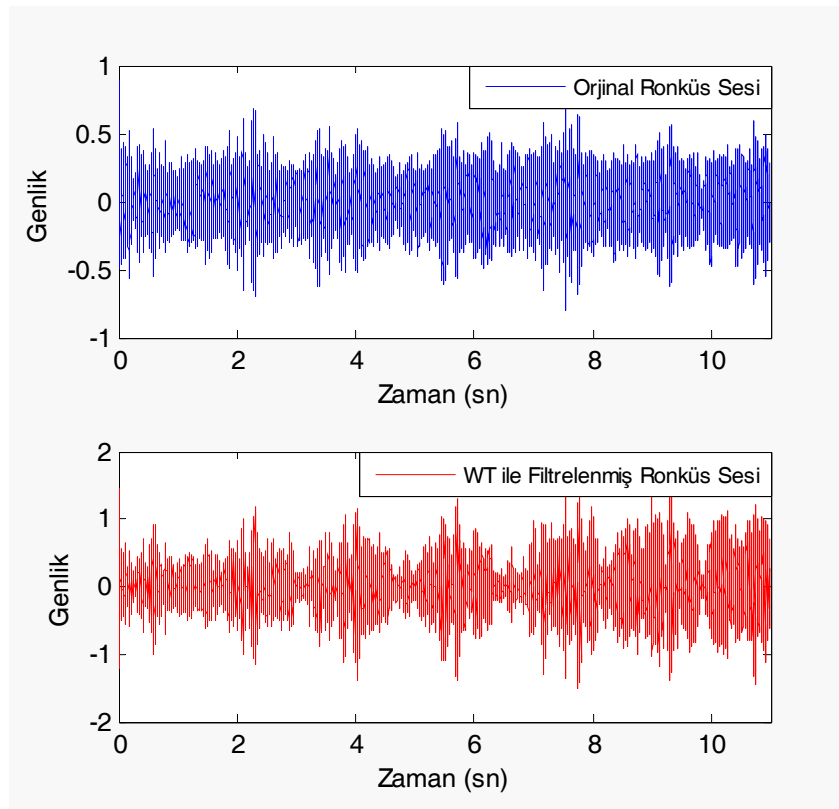
Sinyal kuramı, resim işleme, sıkıştırma teknikleri, zaman frekans analizi ve elektromanyetik analiz yöntemleri, filtreleme [76] gibi birçok uygulama alanı bulunan Wavelet Dönüşümü bu çalışmada işaretlerin filtrelenmesi amacıyla kullanılmıştır. Butterworth filtreye alternatif olarak sunulmuştur. Ancak özellik çıkarımında kullanılan işaretlerin filtrelenmesinde Butterworth filtre kullanılmıştır. Şekil-3.4, Şekil-3.5 ve Şekil-3.6'da sırasıyla sağlıklı akciğer sesi, ral sesi ve ronküs sesinin oskültasyon elde edilen orjinal kaydı ve Wavelet Dönüşümü tekniği ile filtrelenmiş işaret şekilleri verilmiştir. İşaretler bu teknikte de başarılı bir şekilde filtrelenmiştir.



Şekil 3.4. Orjinal ve Wavelet Dönüşümü ile filtrelenmiş sağlıklı ses.



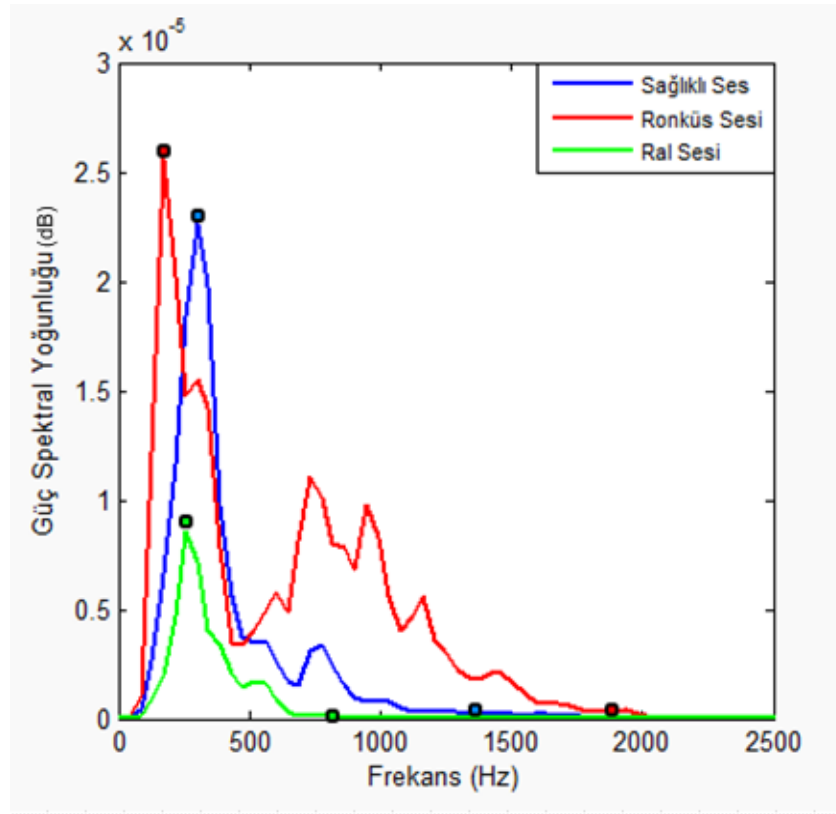
Şekil 3.5. Orjinal ve Wavelet Dönüşümü ile filtrelenmiş ral sesi.



Şekil 3.6. Orjinal ve Wavelet Dönüşümü ile filtrelenmiş ronküs sesi.

3.2. Güç Spektral Yoğunluğu ile Özellik Çıkarımı

İşaretlere uygulanan güç spektral yoğunluğu işaretin genliğini karesinin büyüklüğünden yola çıkarak işaretin hangi frekans bileşenlerinin daha baskın yada daha zayıf olduğunu belirtir. Frekans sahasının belirlenmesinde Fourier dönüşümüne göre daha net bir sonuç vermektedir. Şekil 3.7’de verildiği gibi işaretin elde edilen güç yoğunluğunda hareketler, ral, ronküs ve sağlıklı akciğer seslerinin frekans sahasına ulaşabilmektedir. İşaretlerin baskın olduğu frekans değerlerini belirlemek için 44100 örnekleme frekansıyla elde edilen işaretlere 150-1800 Hz bandgeçiren filtre uygulandıktan sonra 1024 örnek uzunluklu pencere büyüklüğü seçilerek Matlab’in ‘pwelch’ komutuyla Welch yöntemi uygulanarak güç spektral yoğunluğu elde edilmiştir.



Şekil 3.7. Sağlıklı, ral ve ronküs seslerinin güç spektral yoğunluğu.

Şekil 3.7’de ral, ronküs ve sağlıklı akciğer sesinin güç spektral yoğunluğunun maksimum olduğu f_{max} değeri f_{max} değerinin %1’e düştüğü işaretin çok fazla

zayıfladığı sönmülenererek işaret hakkında bu frekans değerinden sonra önemli frekans bileşenlerinin bulunmadığı genliğin kabul edilebilir minimum değerini veren f_{min} değeri hesaplanmıştır. Şekil 3.7.'deki örnek her bir ses tipinde bir örnek içindir. Ral, ronküs ve sağlıklı akciğer seslerinden her birinden 20'şer örnek olmak üzere diğer her bir veri bu şekilde değerlendirilerek Tablo 3.1'de verilen f_{max} , f_{min} ve f_{min} değerinin f_{max} değerine oranı olan $\frac{f_{min}}{f_{max}}$ değerleri elde edilmiştir ve bu değerler akciğer seslerinin çeşidine göre karakteristik olarak değişmektedir. Tez çalışmasının ilerleyen bölümlerinde elde edilen bu özelliklerden bazıları SVM ile sınıflandırmada kullanılacaktır.

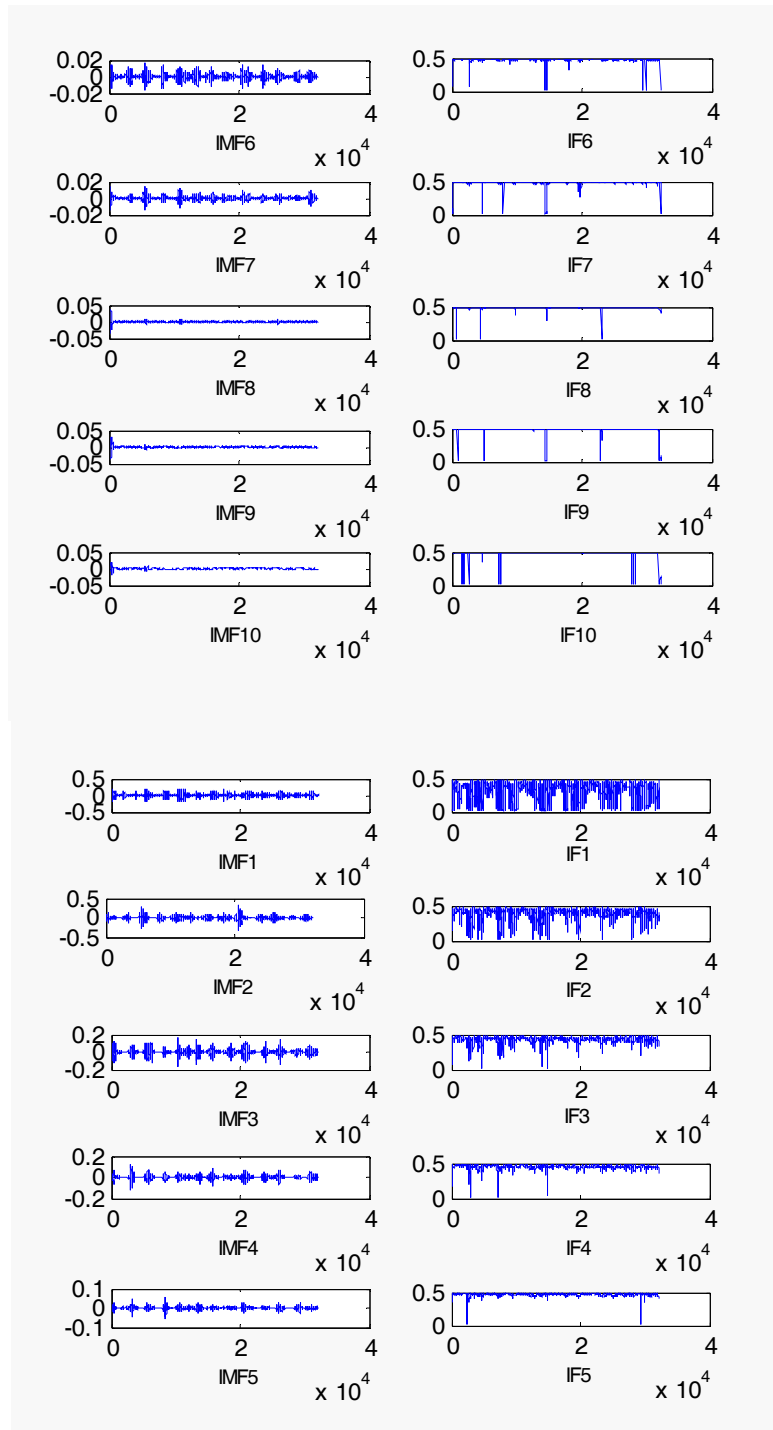
Tablo 3.1. Güç spektral yoğunluğundan elde edilen karakteristik bilgiler.

Ortalama Değerler	f_{max} (Hz)	f_{min} (Hz)	$\frac{f_{min}}{f_{max}}$
Sağlıklı Akciğer Sesleri	287,1	1340,4	4,67
Ral Sesleri	369,2	996,7	2,7
Ronküs Sesleri	246,7	1511,3	6,13

3.2.1. Hilbert Huang Dönüşümü ile Özellik Çıkarımı

Bu tez çalışmasında işaret işleme yöntemlerinden olan ve dinamik sinyallerin frekansı hakkında anlık bilgilerin elde edilmesine olanak tanıyan HHT tekniği ile işaretin frekans zaman ve genlik bilgisinden olan üç boyutlu gösterimi elde edilmekle birlikte işaretin anlık frekans bilgisine ulaşılmıştır. Şekil 3.8'de HHT tekniği ile elde edilen ilk 10 IMF bileşenleri ve ani frekans bileşenleri görülmektedir.

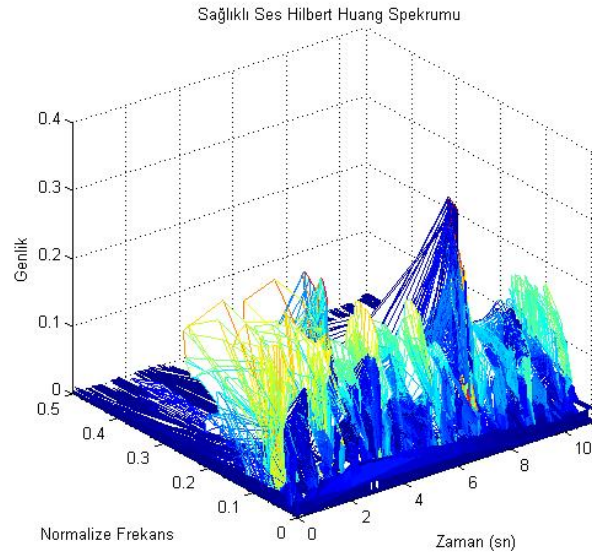
İşarete önce EMD metodu uygulanarak işaret yüksek frekans bileşenlerinden düşük frekans bileşenlerine doğru içkin kip fonksiyonlarına ayrılmıştır ve bu fonksiyonlara uygulanan HHT tekniği ile ral, ronküs ve sağlıklı seslerden oluşan verilerin karakteristiği hakkında bilgi edinilmiştir.



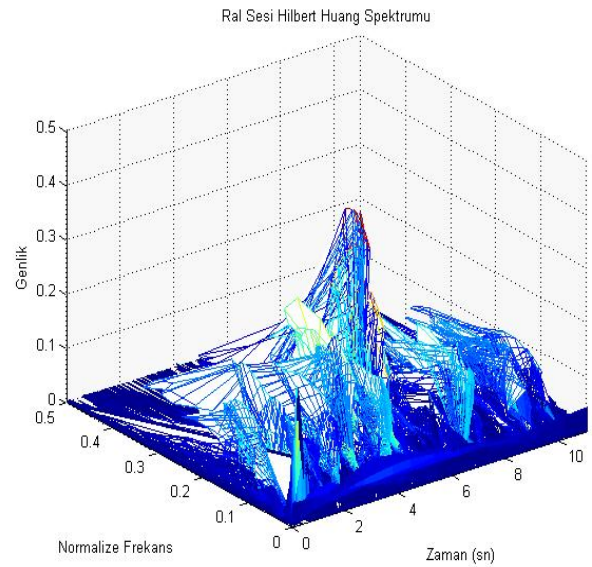
Şekil 3.8. Sağlıklı akciğer ses işaretinin ilk 10 IMF bileşeni ve IMF'lere ait ani frekansları.

Şekil 3.9, Şekil 3.10 ve Şekil 3.11'de görüldüğü gibi sırasıyla sağlıklı akciğer sesi, ral ve ronküs seslerinin Hilbert Huang spektrumu elde edilmiştir. Bu gösterimle işaretlerin 3 boyutlu karakteristikleri gözlemlenebilmektedir ancak seslerin karakteristiklerine ait

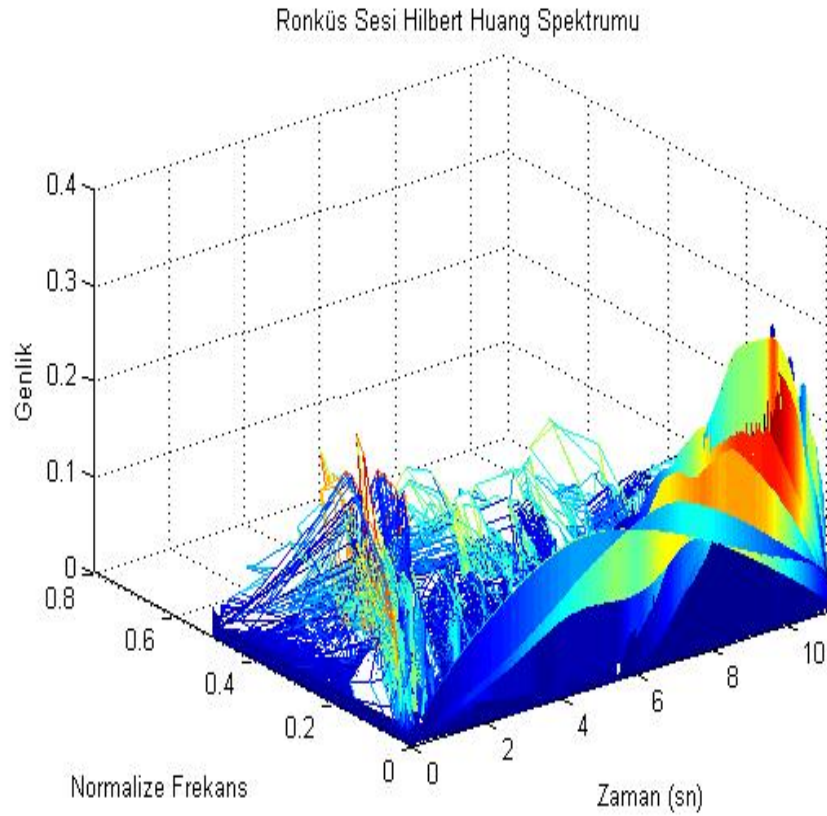
sayısal bilgiler elde etmek için şekil 3.12’da işaretlerin normalize ani frekans eğrileri elde edilmiştir.



Şekil 3.9. Sağlıklı akciğer sesi Hilbert Huang Spektrumu.



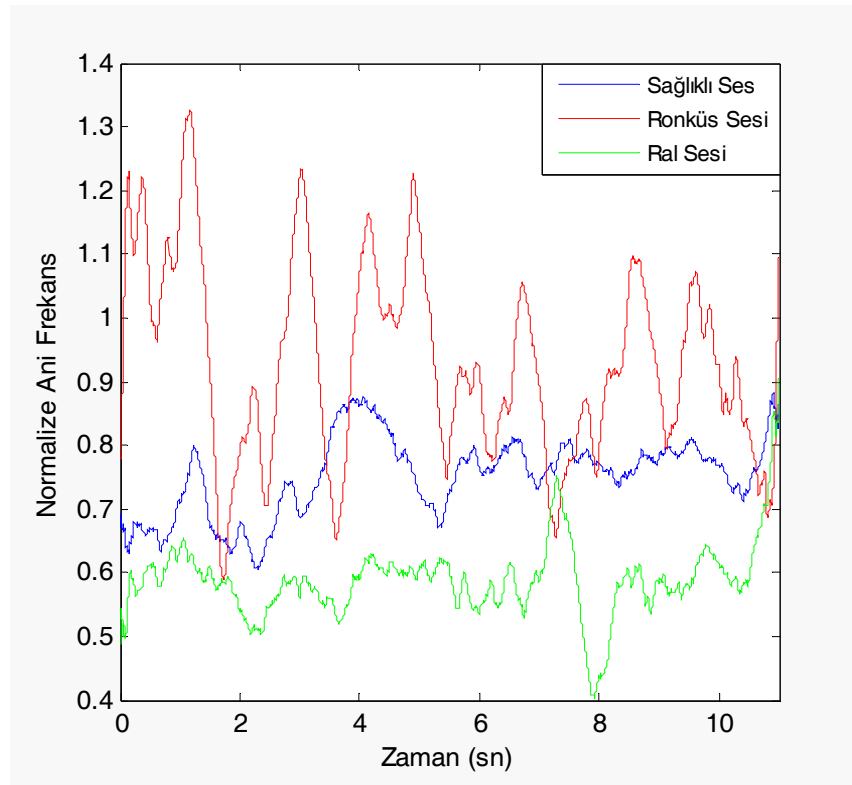
Şekil 3.10. Ral sesi Hilbert Huang Spektrumu.



Şekil 3.11. Ronküs sesi Hilbert Huang Spektrumu.

HHT dönüşüm tekniği ile elde edilen işaret hakkında yoğun bilgi taşıyan ilk 8 IMF'nin toplamından elde edilen işarete matlab'in 'instfreq' komutu uygulanarak normalize ani frekans bilgisi elde edilmiş ve yoğun bilgi taşıyan işareti daha anlaşılır kılmak için 'moving' komutu ile 'smoothing' uygulanarak işaretin zarfı Şekil 3.12'deki gibi elde edilmiştir.

Buna göre ronküs sesinin normalize ani frekans bilgisi bu çalışmadaki diğer işaret tiplerine göre daha yüksek değerde ve yüksek salınımlı frekans bilgisi, ral sesinde ise işaretin frekans bileşeninin uzun süreli normal düzeyde salınımının ardından anlık çok yüksek bir salınım olmakta, sağlıklı ve ronküs sesine göre daha düşük anlık frekans bilgisi vermekte, sağlıklı akciğer sesinde ise dalgalanma çok az olmakta ve ral göre daha yüksek ronküse göre daha düşük anlık frekans bilgisi vermektedir.



Şekil 3.12. Sağlıklı, ral, ronküs seslerinin normalize ani frekans eğrisi.

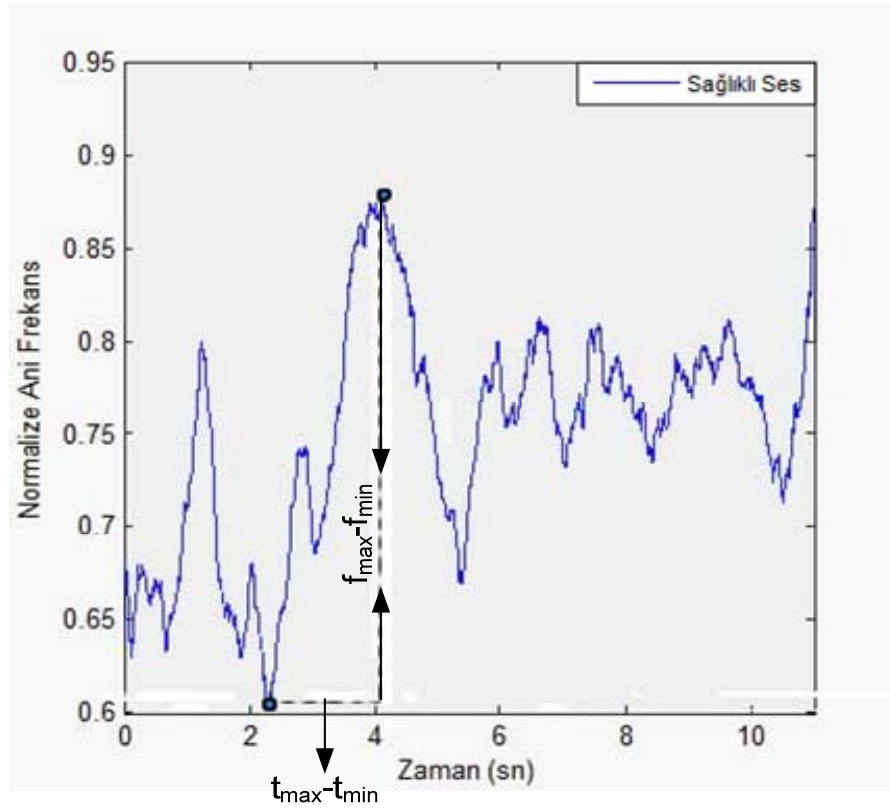
Şekil 3.13’de ani frekans bilgisinin maksimum IF_{max} ve minimum değerleri IF_{min} ve bu değerlerin meydana geldiği an verilmiştir. Maksimum ani frekans bilgisinden minimuma ya da minimumdan maksimum ani frekans bilgisine ulaşana kadar geçen süre $t_{max} - t_{min}$ hesaplanmıştır. Ani frekans bilgisinin bu iki uç noktası arasındaki farkın

$f_{max} - f_{min}$ zamandaki değişime oranı $\frac{|f_{max} - f_{min}|}{|t_{max} - t_{min}|}$ şeklinde elde edilmiştir. Bu oranın

akciğer seslerinin karakteristiğine göre değiştiği ortaya çıkarılmıştır. Ral, ronküs ve sağlıklı sesler için ani frekansın zamana göre değişimine ait elde edilen sayısal verilerin ortalaması alınarak Tablo 3.2. oluşturulmuştur. İşaretlerin herbirinin IF_{meanx} ve

$\frac{|f_{max} - f_{min}|}{|t_{max} - t_{min}|}$ değerleri ayrı ayrı hesaplanarak bu sayısal veriler SVM ile sınıflandırmada

kullanılmıştır.



Şekil 3.13. Ani frekansın maksimum ve minimum noktalarının zaman göre değişimi.

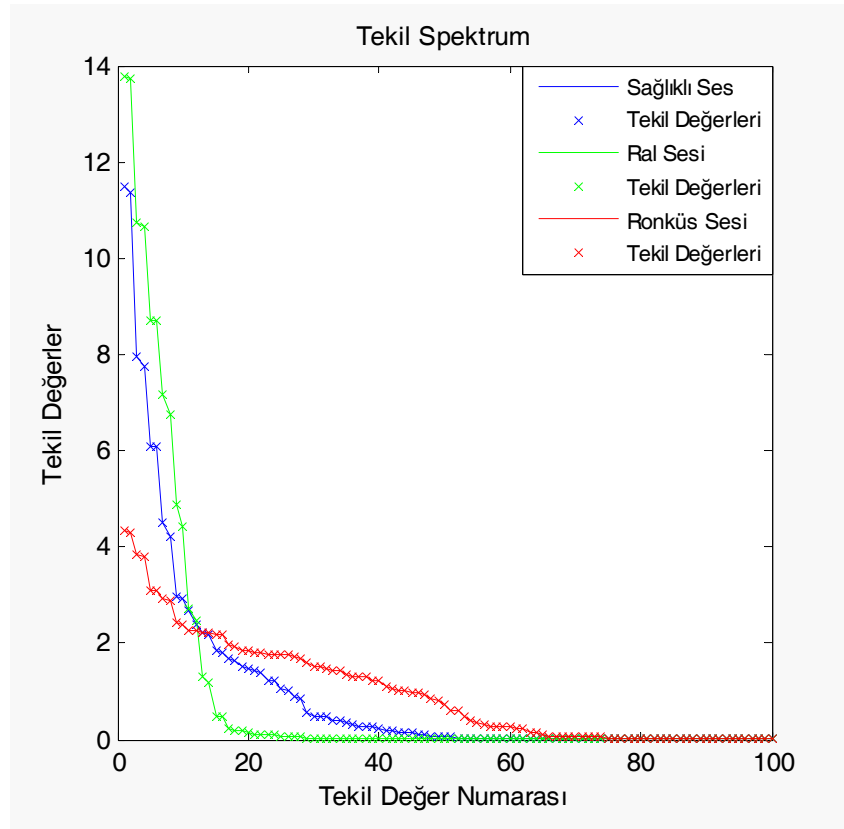
Tablo 3.2. HHT tekniği ile elde edilen karakteristik bilgiler.

Ortalama Değerler	IF_{max}	IF_{min}	IF_{mean}	$\frac{IF_{max} - IF_{min}}{t_{max} - t_{min}}$
Sağlıklı Akciğer Sesleri	0.8708	0.5765	0.6950	0.0822
Ral Sesleri	0.9240	0.5068	0.6758	0.0418
Ronküs Sesleri	1.0008	0.5609	0.7439	0.3457

3.2.2. Özellik Çıkarımında Tekil Spektrum Analizi

Sağlıklı akciğer sesleri, hastalık durumunda duyulan ek seslerden oluşan ral ve ronküs seslerine tekil bileşen analizi tekniği uygulanmıştır. Uygun bir pencere uzunluğu seçilerek işaretler vektörlere çevrilerek yörünge matrisi elde edilmiştir. Elde edilen yörünge matrislerine tekil değerlerine ayrıştırma işlemi uygulanmıştır ve böylece

ayrılmış yörünge matrisleri oluşturulmuş ve tekil değerler elde edilmiştir. Tekil değerler pencere uzunluğu adedince olup $\lambda_1 > \lambda_2 > \dots \lambda_{L-1} > \lambda_L$ büyüklük ilişkisi vardır. Bu çalışmada değişen büyüklüklerde pencere uzunluğu seçilerek en uygun değer 100 olarak belirlenmiştir.



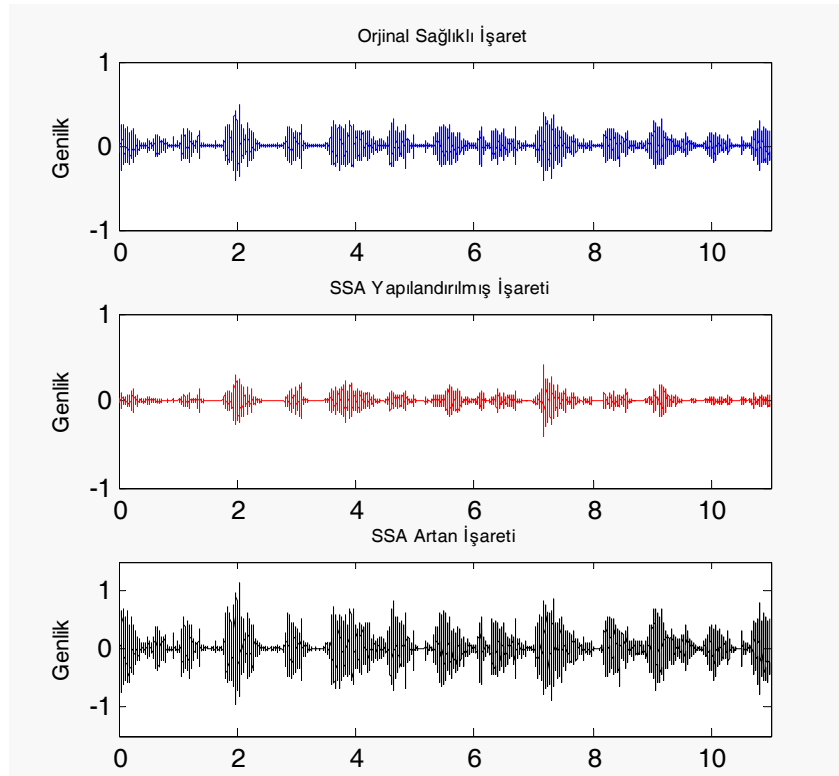
Şekil 3.14. Akciğer seslerinden elde edilen tekil değerler.

Şekil 3.14'de verilen tekil spektrumda 100 olarak seçilen pencere uzunluğuna göre elde edilen tekil değerlerin eğrisi verilmiştir.

Tablo-3.3'te sırasıyla sağlıklı, ral ve ronküs seslerine ait elde edilen 100 özdeğerden her biri işaret için ilk 10 özdeğer verilmiştir. Herbir işaretin tekil değerlerinden ilk 70 tanesi SVM ile sınıflandırmada kullanılmıştır. Diğer 30 özdeğer ihmal edilebilecek kadar küçüktür.

Tekil spektrum analizinde işaret vektörlere çevrilerek yörünge matrisleri elde edildikten sonra tekil değerleri bulunmuştur. Yörünge matrislerinden oluşan alt gruptan diyagonal ortalama işlemi yapılarak yeniden bir zaman seri sinyali elde edilmiştir. Şekil

3.15’da orjinal işaret, tekil bileşen analizinden sonra yeniden yapılandırılan işaret ve yapılandırma sonucu oluşan artan işaret verilmiştir.



Şekil 3.15. Orjinal akciğer sesi, SSA ile yapılandırılmış işaret ve artan işaret

Şekil 3.14’deki gösterimde elde edilen tekil değerlere örnek olması için Tablo 3.3’de ilk 10 tekil değeri sırasıyla sağlıklı, ral ve ronküs sesleri için verilmiştir. Sınıflandırmada ilk 70 tekil değer kullanılmıştır.

Tablo 3.3. Çeşitli akciğer sesleri tekil değerleri.

Tekil değerler	Sağlıklı Akciğer Sesi	Ral Sesi	Ronküs Sesi
1.Tekil değer	15,534	13,919	6,173
2.Tekil değer	15,464	13,766	6,068
3.Tekil değer	11,062	9,328	4,486
4.Tekil değer	11,019	9,186	4,248
5.Tekil değer	7,747	6,095	3,853
6.Tekil değer	7,519	6,021	3,797
7.Tekil değer	6,038	5,412	3,502
8.Tekil değer	5,832	5,252	3,453
9.Tekil değer	4,957	3,518	2,697
10.Tekil değer	4,293	3,418	2,696

3.3. Destek Vektör Makinaları ile Sınıflandırılma

Bu çalışmada işaret işleme yöntemlerinin uygulandığı işaretler üç farklı sınıftan oluşmakla birlikte bu işaretlerin sınıflandırılmasında bir işareti diğerlerinden ayırmayı ya da herbir işareti kendi sınıfına atamayı olanaklı kılan destek vektör makinaları kullanılmıştır. Bu çalışmada olduğu gibi bir duruma karşı o sınıfın dışında olan birçok alternatif sınıf olduğunda çoklu sınıflandırmada bire karşı bir ve bire karşı diğerleri yöntemini kullanarak başarılı ve hızlı bir sınıflandırma sağlanmaktadır.

Bu çalışmada işaretlerin güç spektral yoğunluğunun bulunmasıyla Tablo 3.1’de elde

edilen verilerden $\frac{f_{\min}}{f_{\max}}$, işaretlere uygulanan Hilbert Huang Spektrumu sonucunda

Tablo 3.2’de elde edilen verilerden IF_{mean} ve IF’nin zamanda değişime oranı ve Tekil Spektrum Analizi sonucu işaretlere dair bulunan Tablo 3.3’deki ilk 10’u örnek olarak verilen tekil değerler gibi herbir işaretin ilk 70 tekil değeri SVM’nin veri kümesini oluşturmaktadır. Bu verilere göre bire-karşı bir ve bire karşı diğerleri SVM kullanılarak işaretler 20’şer tane olmak üzere ral, ronküs ve sağlıklı ses işareti olarak başarılı bir sınıflandırma gerçekleştirilmiştir. SVM ile yapılan sınıflandırmanın başarısı Tablo 3.4 (a) ve Tablo 3.4. (b)’de verilen sınıflandırma doğruluğu ile ortaya çıkarılmıştır. Böylece akciğer seslerinden nitel verilerden ziyade nicel veriler elde edilerek başarılı sınıflandırma elde edilmiştir.

Tablo 3.4. Özelliklere Göre Destek Vektör Makinaları ile Sınıflandırma Doğruluğu

(a) Bire karşı bir çoklu sınıflandırma

Özellikler	Sağlıklı-Ral	Sağlıklı-Ronküs	Ral-Ronküs
PSD (f_{min} / f_{max}) oranı	%91.8	%96.9	%98.8
IF_{mean}	%83.5	%81.6	%90.8
IF’nin zamanda değişimi	%90.0	%86.4	%95.2
Özdeğerler	97.5%	%95.6	%100

(b) Bire karşı diğerleri çoklu sınıflandırma

Özellikler	Sağlıklı-Diğerleri	Ral- Diğerleri	Ronküs-Diğerleri
PSD (f_{min} / f_{max}) oranı	%92.6	%96.6	%100
IF_{mean}	%93.3	%90	%92.7
IF’nin zamanda değişimi	%96.6	%93.3	%90.3
Özdeğerler	%96.6	%96.6	%100

4. BÖLÜM

TARTIŞMA SONUÇ VE ÖNERİLER

Solunum sistemi hastalıklarda tanı ve teşhisin oluşturulmasında işlem basamaklarından başta gelenlerden biri olan oskültasyon tekniğini uygulama ve düzenek kolaylığının olması, kısa sürede değerli bilgiler vermesi, non invazif olması böylece hastaya herhangi bir zarar vermemesi ve maliyetinin düşük olması değerli kılmaktadır.

Bu tez çalışmasında solunum esnasında akciğerlerde meydana gelen sağlıklı akciğer seslerinin ve hastalık durumunda meydana gelen akciğer eksseslerinin bireylerden kaydedilmesi ve bu seslerden çeşitli işaret işleme teknikleri kullanılarak özellik çıkarımı ve buna bağlı olarak sınıflandırma yapılması hedeflenmiştir.

İlk önce Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Göğüs Hastalıkları servisinde yatmakta olan hastalardan oskültasyon tekniği ile bireyin sırt bölgesinde belirlenen 6 oskültasyon noktasından elektronik steteskop ile akciğer sesi bilgisayar ortamına sayısal olarak kaydedilmiştir. Çalışmamızda kullanılan işaret grubu ral, ronküs ve sağlıklı seslerden oluşmaktadır. Kaydedilen ses hem görsel olarak grafik şeklinde görülebilmekte hem de ses olarak dinlenilebilmektedir.

Bu seslere öncelikle çeşitli filtreleme yöntemleri uygulanarak akciğer seslerine gerek insan vücudunda meydana gelen eksseslerin girişimini gerekse kayıt esnasında girişimde bulunan dış ortam seslerinin elimine edilmesi sağlanmış ve en başarılı filtre Butterworth bandgeçiren filtre olarak belirlenmiştir.

Klasik işaret işleme yöntemlerinden olan işaretlerin güç spektral yoğunluğunun elde edilmesi ile ral, ronküs ve sağlıklı akciğer seslerinin etkin frekans sahalarının belirlenmesi amaçlanmıştır.

Klasik işaret işleme yöntemlerinden Fourier Dönüşümü'nde işaretin sadece frekans sahası belirlenirken zamanın belirlenen anındaki frekans bilgisi elde edilememektedir.

Dinamik işaretlerin analizini mümkün kılan Hilbert Huang Dönüşüm tekniği uygulanmış işaretin normalize ani frekansını veren iki boyutlu ve işaretin zaman-normalize ani frekans- genlik şeklinde üç boyutlu özelliği gösterilmiştir. Normalize ani frekans- zaman eğrisinden elde edilen işaretlerin normalize ani frekansının ortalaması ve IF'nin zamanda değişimi SVM ile sınıflandırmada kullanılarak yüksek doğruluklu sınıflandırma elde edilmiştir. Akciğer seslerine HHT uygulanmasıyla özellik çıkarımı çalışmaları literatürde az sayıda mevcutken yöntemine bağlı olarak sınıflandırma yapılmamıştır. Bu çalışmada HHT sonucu işaretin dinamik yapısına bağlı olarak elde edilen ani frekans kaynaklı bazı sayısal bilgiler elde edilerek bu bilgilerin referans olarak kullanılmasıyla yüksek doğruluklu sınıflandırma yapılması bu çalışmayı ve yöntemi değerli kılmaktadır.

İşaretlere uygulanan bir diğer teknik ise Tekil Spektrum Analizidir. Bu teknikte ise işaretler matrissel forma dönüştürülerek her bir önceki satıra göre sonraki satırın değeri tahmin edilmesiyle tekil değerler hesaplanmıştır. Buna göre oluşturulan eğri üzerinde tekil değerler mevcuttur. Bu çalışma kapsamındaki işaret işleme teknikleri ile elde edilen özelliklerin kullanılmasıyla yapılan sınıflandırmada akciğer ses tiplerinde en yüksek doğruluklu sınıflandırma bu tekniğe bağlı özellik vektörleri ile elde edilmiştir.

İşaretlere uygulanan tekniklerden elde edilen özellik vektörlerine göre işaretlerin sınıflandırılmasında büyük boyutlu ancak az sayıda verinin sınıflandırılmasını olanaklı kılan Destek Vektör Makinaları kullanılmıştır. Böylece veri setimizi oluşturan ral, ronküs ve sağlıklı akciğer sesleri %81.6-%100 arasında değişen çeşitli türdeki özellik vektörlerine göre yüksek doğrulukla sınıflandırılmıştır.

Mekanik steteskopla gerçekleştirilen oskültasyonda bazı kısıtlamalar mevcuttur. Mekanik steteskopta hekim tarafından nitel veriler elde edilmekte bu durum ise oskültasyon tekniğinde tanıyı kişiye bağımlı kılmaktadır. Mekanik steteskobun kısıtlamalarından bazılarının üstesinden gelmek için elektronik steteskoplar geliştirilmiştir. Elektronik steteskopla oskültasyonda hastalardan alınan seslerin dijital ortama aktarılmasına olanak sağlanılmıştır. Böylece sayısallaştırılan akciğer sesleri kayıt altına alınmıştır. Bu seslerin tekrar dinlenilebilmesi, bir hastaya ait farklı zamanlardaki verilerinin kıyaslanarak hastalık seyrinin takip edilebilmesi, aynı hastalık tipine ait farklı bireylerdeki seslerin kıyaslanarak seslerin özellikleri üzerine bazı

parametrelerin (yaş, cinsiyet, sigara alışkanlığı vb...) belirlenmesi, akciğer seslerinden çeşitli işaret işleme metodları ile özellik çıkarma, akciğer seslerinin hastanın sahip olduğu hastalık çeşidine göre karakteristiğinin çıkarılması, akciğer seslerinin çeşidine göre sınıflandırılmasına olanak sağlanılmaktadır.

Gelecek çalışmalarda akciğer seslerinin karakteristiğini veren bir takım özellik vektörlerinin mevcut olduğu bu özelliklerin kestirimiyle elde edilen sayısal bilgilerle doktora nicel bilgi vererek tanıda bir standardın oluşturulabileceği gerek tek bir solunum sistemi hastalığında duyulabilecek çeşitli akciğer seslerinin gerekse bir akciğer ses tipinin duyulduğu solunum sistemi hastalıklarındaki akciğer seslerinden karakteristik farklılıklar ortaya çıkarılabilir. Akciğer sesleri ile tanı ve teşhiste standardizasyonu sağlamak için daha fazla orjinal akciğer sesinden oluşan veri seti oluşturularak birçok parametrenin aynı anda değerlendirilmesi sağlanabilir.

KAYNAKLAR

1. Unur, E., Ülger, H., Ekinci, N., Ekinci, N., 2005. Anatomi. Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı, Medikal Kitabevi, Kayseri, 246 pp.
2. Çiftçi, H., Akbulut, G., Mercanlıgil, S.M., 2008. Solunum Sistemi Hastalıkları ve Beslenme Tedavisi, Hacettepe Üniversitesi-Sağlık Bilimleri Fakültesi Beslenme ve Diyetetik Bölümü, Klasmat Matbaacılık, Yayın No:728, s.3, Ankara.
3. Canan, S., Solunum Sistemi Fizyolojisi, (Web sayfası: <http://www.baskent.edu.tr/~scanan/dersler2008/solunum2008.pdf>). (Erişim Tarihi: Haziran 2012).
4. Tabak, L., Solunum Sisteminin Yapısal ve Fonksiyonel Özellikleri, 2004. (Web sayfası: http://168.144.121.167/TORAKSFD23NJKL4NJ4H3BG3JH/kisokulu3-ppt-pdf/Leventtabak_yapisal.pdf). (Erişim Tarihi: Haziran 2012).
5. webschoolsolutions.com, (Erişim Tarihi: Haziran 2012).
6. Gülbaş, G., Günen, H., 2011. Karbon Monoksit Difüzyon Kapasitesi. Solunum 2011, 13 (1): 1-8.
7. Türктаş, H., Göğüs Hastalıklarında Anamnez ve Fizik Muayene, (Web sayfası: http://med.gazi.edu.tr/uploadimg/akademik/anabilimdallari/gogus_hastaliklari/4-donem/anamnez-fizik-muayene.pdf) (Erişim Tarihi: Haziran 2012).
8. Çelik, G., 2009. Fizik muayene, pp. 22-57. In: Göğüs Hastalıklarında Ayırıcı Tanı (Eds: H. Bilgiç, M. Karadağ). Bilimsel Araştırmalar Basın Yayın ve Tanıtım Ltd. Şti., Ankara.
9. Solunum Acillerinde Acil Bakım, (Web sayfası: acilveilkoyardim.com) (Erişim Tarihi: Haziran 2012)
10. Umut, S., Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı, (Web sayfası: http://www2.ctf.edu.tr/anabilimdallari/pdf/353/KOAH_Tani.pdf), (Erişim tarihi: Haziran 2012).
11. Ovayolu, N., Ovayolu, Ö., Ateş, Ç., 2008. Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı ve Hemşirelik Bakımı, Fırat Sağlık Hizmetler Dergisi, 3 (9): 4.
12. Kocabaş, A., Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı Tedavisinde Gelişmeler, (Web sayfası: http://168.144.121.167/TORAKSFD23NJKL4NJ4H3BG3JH/kisokulu2-ppt-pdf/Alı_Kocabas.pdf), (Erişim tarihi: Haziran 2012).
13. KOAH Nedir?, (Web sayfası: <http://88.247.208.232>), (Erişim tarihi: Haziran 2012)
14. Dursun, B., Gemicioğlu, B., Mungan, D., Oğuzülgen, K., Türктаş, H., Yıldız, F., Yorgancıoğlu A.,2009. Astımla Yaşam, (Eds: M. Erdinç, İ. Gülmez), Türk Toraks Derneği Yayınları, Ankara.
15. Kalyoncu, F., Bronş Astımı, (Web sayfası: <http://168.144.121.167/TORAKSFD23NJKL4NJ4H3BG3JH/mesleki-kurslar-3-ppt-pdf/fuat-kalyoncu.pdf>). (Erişim tarihi: Haziran 2012).
16. Astımlı Hastanın Solunum Akciğer Yolları, (Web sayfası: <http://www.saglik-bilgisi.net>). (Erişim tarihi: Haziran 2012).

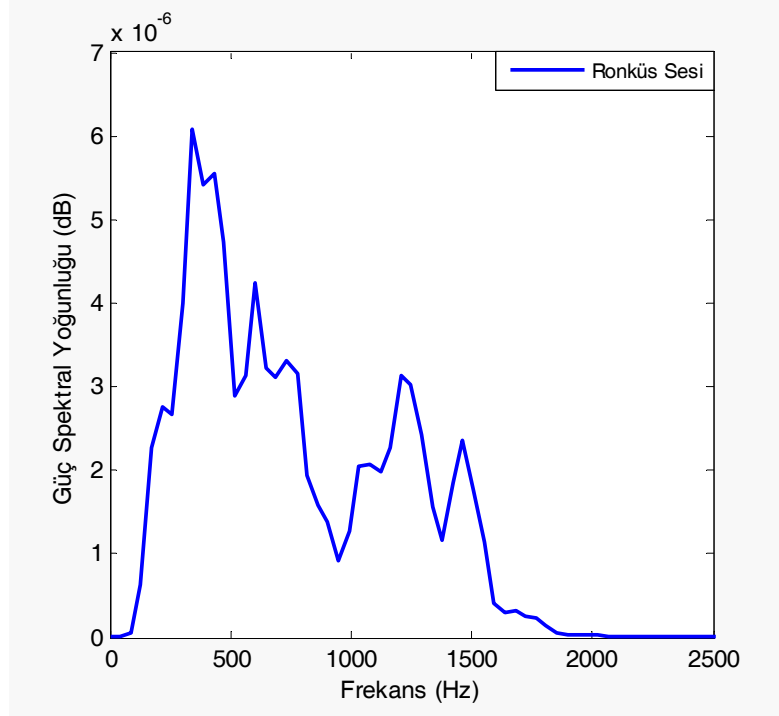
17. Sayiner, A., Tabakoğlu, E., Bülbül, Y., Çilli, A., Erdem, H., Hatipoğlu, O.N., Özlü, T., Şakar, A., pp.43-50. In: Türkiye’de Temel Akciğer Sağlığı Sorunları ve Çözüm Önerileri (Eds: M. Metindaş). Türk Toraks Derneği, Ankara.
18. Tabak, L., Toplumdan Kazanılmış Pnömoni (TKP): Tanı ve Tedavi, (Web sayfası: <http://168.144.121.167/TORAKSFD23NJKL4NJ4H3BG3JH/kisokulu-ppt-pdf/levent.pdf>). (Erişim tarihi: Haziran 2012).
19. Zaturre nedir?, (Web sayfası: <http://www.astimalerji.com/zaturree-nedir-nasil-bulasir>). (Erişim tarihi: Haziran 2012).
20. Öngen, G., İnterstisyel Akciğer Hastalığında Tanı ve Tedavi Yaklaşımı, (Web sayfası: http://168.144.121.167/TORAKSFD23NJKL4NJ4H3BG3JH/kisokulu3-ppt-pdf/Gul_Ongen.pdf). (Erişim tarihi: Haziran 2012).
21. Tümer, Ö., Tüberküloz, (Web sayfası: http://168.144.121.167/TORAKSFD23NJKL4NJ4H3BG3JH/kisokulu5-ppt-pdf/ozlen_tumer_tuberkuloz.pdf). (Erişim tarihi: Haziran 2012).
22. Zheng, Q., Chellappa, R., 1993. A computational vision approach to image registration. **IEEE Transactions on Image Processing**, 2 (3): 311-326.
23. Altın, S., Akciğer Kanseri, (Web sayfası: http://168.144.121.167/TORAKSFD23NJKL4NJ4H3BG3JH/kisokulu6-ppt-pdf/akciger_kanseri.pdf). (Erişim tarihi: Haziran 2012).
24. Talicioğlu, T., Tanım ve Ayırıcı Tanı, (Web sayfası: <http://www.toraks.org.tr/uploadFiles/book/file/2422011153318-Bolum01.pdf>). (Erişim tarihi: Haziran 2012).
25. Akciğer Amfizemi, (Web sayfası: <http://www.hekimce.com>), (Erişim tarihi: Haziran 2012).
26. Durmuş, N., Çağlayan, B., Arditi, N.B., Özer, S., Kırıl, N., Özdoğan, S., Karagöz, G., 2005. Stabil Dönem Bronşektazi Hastalarında Alt Solunum Yolu Kolonizasyonunun Değerlendirilmesi, *Toraks Dergisi*, 6 (2): 98-103.
27. Polat, H., 2006. PC Tabanlı Çok Kanallı Bir Elektronik Steteskop Tasarımı ve Gerçekleştirilmesi, Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
28. Bahoura, M., Lu, X., 2006. Separation of Crackles From Vesicular Sounds Using Wavelet Packet Transform’, pp.1076-1079. *IEEE, Acoustics, Speech and Signal Processing*.
29. Numanoğlu, N., 1997. Solunum Sistemi ve Hastalıkları. Antıp A.Ş., Ankara, 683 pp.
30. Cortes, S., Jane, R., Fiz J.A., Morera, J., 2005. Monitoring of wheeze duration during spontaneous respiration in asthmatic patients, pp.6141-6144. **Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference**, IEEE.
31. Mastorocostas, P.A., Hilas, C.S., 2004. A Dynamic Fuzzy-Neural Filter for the Analysis of Lung Sounds, pp.2231-2236. **International Conference on Systems, Man and Cybernetics**, IEEE.
32. Hossain, I., Moussavi, Z., 2004. Finding the Lung sound-Flow Relationship in Normal and Asthmatic Subjects, pp.3852-3855. **Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS**.

33. Bouzakine, T.A., Carey, R.M., Taranhike, G.N., Eder, T.J., Shonat R.D., 2005. Distinguishing between asthma and pneumonia through automated lung sound analysis, pp.1-3, **Bioengineering Conference, 2005 Proceedings of the IEEE 31st Annual Northeast.**
34. Hernandez, M.H.G., Corrales, A.C.T., Camarena, G.R., Villalobos, C.V.S., Lem, C.G., 2005. Computerized Classification of Normal and Abnormal Lung Sounds by Multivariate Linear Autoregressive Model, pp.5999-6002. **Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, IEEE.**
35. Yi, L., Caiming, Z., 2006. A New Feature Extraction Method Based on Feature Integration, pp.170-173. **Proceedings of the First International Conference on Innovative Computing, Information and Control, IEEE.**
36. Yeginer, M., Kahya, P., 2007. Sensitivity of Pulmonary Crackle Parameters to Filter Cut-off Frequency, pp.1062-1065. **Proceedings of the 29th Annual International of the IEEE.**
37. Villalobos, S.C., Camarena, R.G., Lem, G.C., Corrales T.A., 2007. Acoustic Thoracic Images for Transmitted Glottal Sounds, pp.3481-3484. **Proceedings of the 29th Annual International of the IEEE.**
38. Ütebay, G., 2010. Kablosuz Elektronik Steteskop Tasarımı ve Bilgisayar Ortamında Görüntülenmesi, Afyon Kocatepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, Afyon , 125 pp.
39. Şen, İ., Saraçlar M., Kahya Y.P., 2009. Multi-channel Acoustic mapping of respiratory system based on adventitious sound source separation, pp.1-4. **Biomedical Engineering Meeting.**
40. Chang, G.C., Cheng, Y.P., 2008. Investigation of Noise Effect on Lung Sound Recognition, pp.1298-1301. **Proceedings of the Seventh International Conference on Machine Learning and Cybernetics, IEEE.**
41. Hou, C.J., Chen, Y.T., Hu, L.C., Chuang, C.C., Chiu, Y.H., Tsai, M.S., 2008. Computer-Aided Auscultation Learning System for Nursing Technique Instruction, pp.1575-1578. **30th Annual International IEEE EMBS Conference.**
42. Jain, A. Vepa, J., 2008. Lung Sound Analysis for Wheeze Episode Detection, pp.2582-2585. **30th Annual International IEEE EMBS Conference.**
43. Li, Z., Du, M., 2005. HHT Based Lung Sound Crackle Detection and Classification, pp.385-388. **Proceedings of 2005 International Symposium on Intelligent Signal Processing and Communication Systems.**
44. Yadollahi, A., Moussavi, Z.M.K., 2006. A Robust Method for Estimating Respiratory Flow Using Tracheal Sounds Entropy, **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, **53** (4): 662-668.
45. Marani, R., Perri, A.G., 2010. A New Pressure Sensor-Based Electronic Medical Device for the Analysis of Lung Sounds, pp.1445-1447. **15th IEEE Mediterranean Electrotechnical Conference.**
46. Aka, L., 2006. Diagnosis Using Pulmonary Sounds and Design of an Electronic Auscultation Device. Gaziantep University Graduate School of Natural Applied Science, M.Sc. Thesis, Gaziantep.

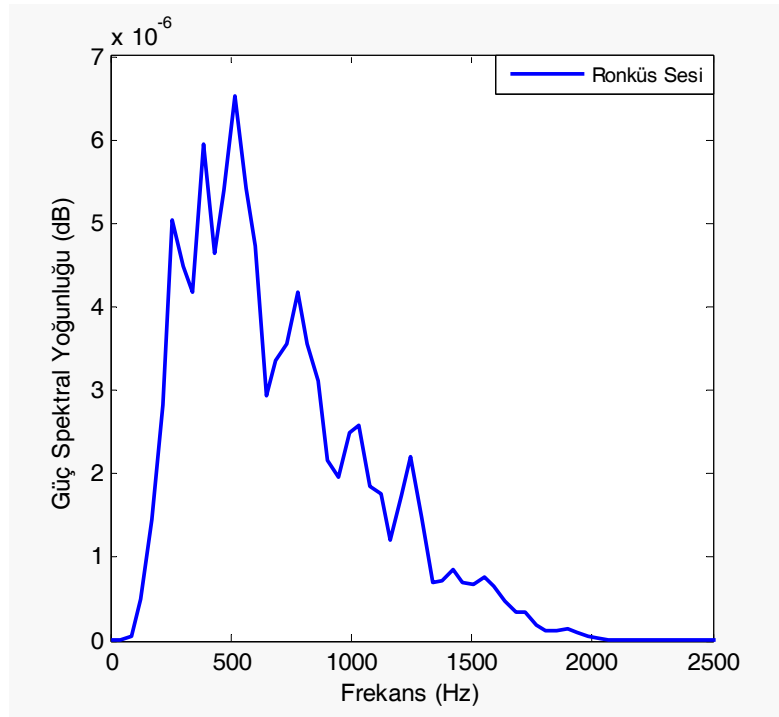
47. Aydöre, S., 2009. Wheeze Detection in Respiratory Sounds Statistical Signal Modeling. Bogazici University Graduate Program in Electrical and Electronics Engineering, M.Sc. Thesis, İstanbul.
48. Ghaderi, F., Mohseni, H.R., Sanei S., 2011. Localizing Heart Sounds in Respiratory Signals Using Singular Spectrum Analysis, **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, **58** (12): 3360-3367.
49. Lu, X., Bahoura, M., 2008. An Integrated Automated System for Crackles Extraction and Classification, pp.244-254. **Biomedical Signal Processing and Control 3'**.
50. Steteskop. (Web sayfası: <http://en.wikipedia.org/wiki/Steteskop>), (Erişim tarihi: Haziran 2012).
51. Ağaoğlu, E.A., 2008. Sayısal Süzgeç Tasarımı ve Uygulamaları. Başkent Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 6 pp.
52. Lacanette, K., 1991. A Basic Introduction to Filters-active, Passive and Switched-Capacitor. (Web sayfası: <http://national.com/an/AN/AN-779.pdf>), (Erişim Tarihi: Haziran 2012)
53. Coşkun, M., İstanbullu, A., EEG işaretlerinin FFT ve dalgacık dönüşümü ile Analizi, (Web sayfası: <http://ab.org.tr/ab12/bildiri/91.pdf>), (Erişim Tarihi: Haziran 2012)
54. Koçyiğit, Y., Korürek, M., 2005. EMG işaretlerini dalgacık dönüşümü ve bulanık mantık sınıflayıcı kullanarak sınıflama, itüdergisi/d mühendislik, **4** (3): 26-31.
55. Avcı, A., 2006. Wavelet Dönüşümü ile Doku Öznitelikleri Çıkarılan Görüntülerin Rezonans Algoritması Kullanılarak Bölütlenmesi. Karadeniz Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Fakültesi, Yüksek Lisans Tezi, Trabzon, 15 pp.
56. Übeyli, E.D., 2007. Biyomedikal İşaretlerin Sınıflandırılmasında Otomatik Teşhis Sistemlerinin Başarımı, **Gazi Üniversitesi, Mühendislik Mimarlık Fakültesi Dergisi**, **22** (3): 461-469.
57. Bilgin, S., 2008. Kalp Hızı Değişkenliğinin Dalgacık Dönüşümü ve Yapay Sinir Ağları Kullanılarak Analizi. Sakarya Üniversitesi, Fen Bilimleri Fakültesi, Doktora Tezi, Sakarya, 27-30 pp.
58. Albayrak, M., 2008. EEG Sinyallerindeki Epileptiform Aktivitenin Veri Madenciliği Süreci ile Tespiti. Sakarya Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Sakarya, 54 pp.
59. Güç Spektrumu ve Otokorelasyon Fonksiyonu. (Web sayfası: http://imo.org.tr/resimler/dosya_ekler/02a05a601e42115ek.pdf), (Erişim tarihi: Haziran 2012).
60. Polat, K., 2008. Biyomedikal Sinyallerde Veri Ön-İşleme Tekniklerinin Medikal Teşhiste Sınıflama Doğruluğuna Etkisinin İncelenmesi. Selçuk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Konya, 20 pp.
61. Mete, S., 2010. EKG Sinyallerinin Doğrusal Olmayan Süzgeçler Yardımıyla Gürültüden Arındırılması. Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, Kayseri, 50 pp.

62. Auger, F., Flandrin P., Gonçalvès, P., Lemoine O., 1996. Time Frequency Toolbox National Centre for Scientific Research (CNRS), Rice University, USA.
63. Önal, Y., Ece, D.G., Gerek, Ö.N., 2011. Gerilim Kırışmasının Belirlenmesinde Hilbert Huang Dönüşümü ve Kare Modülasyonu Yöntemlerinin Karşılaştırılması, pp.297-300. **6th International Advanced Technologies Symposium (IATS'11)**.
64. Huang, N.E., Shen, Z., Long, S.R., Wu, M.C., Shih, H.H., Zheng, Q., Yen, N.C., Tung, C.C., Liu, H.H., 1998. The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis, pp.903-995. Proceedings of the Royal Society, Mathematical Physical and Engineering Sciences.
65. Yeh J.R., Lin T.Y., Shieh, J.S., Chen Y., 2007. Applying Similarity Theory and Hilbert Huang Transform for Estimating the Differences of Pig's Blood Pressure Signals between Situations of Intestinal Artery Blocking and Unblocking, pp.92-97. World Academy of Science, Engineering and Technology 33, 2007.
66. Demir, B., Ertürk, S., 2008. Hyperspectral Image Classification Based on Empirical Mode Decomposition, pp.1-4., **Signal Processing Communication and Application Conference, SIU2008**.
67. Hassani, H., 2007. Singular Spectrum Analysis: Methodology and Comparison, **Journal of Data Science**, pp.239-257.
68. Myung, N.K., 2009. Singular Spectrum Analysis. University of California, Master of Science in Statistics, Los Angeles.
69. Uyar, M., Yıldırım, S., Gençoğlu, M.T., 2011. Güç Kalitesindeki Bozulma Türlerinin Sınıflandırılması İçin Bir Örüntü Tanıma Yaklaşımı', **Gazi Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Derneği**, 26 (1): 41-56.
70. Tolun, S., 2008. Destek Vektör Makineleri: Banka Başarısızlığının Tahmini Üzerine Bir Uygulama. İstanbul Üniversitesi, Sosyal Bilimler Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul.
71. Güner, N., Çomak, E., 2011. Mühendislik Öğrencilerinin Matematik I Derslerindeki Başarısının Destek Vektör Makinaları Kullanılarak Tahmin Edilmesi, Pamukale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi, 17 (2): 87-96.
72. Fletcher, T., 2009. Support Vector Machines Explained, University College London (UCL), 1-19 pp.
73. Yıldırım, S., 2006. Arıza Teşhisinde Destek Vektör Makinalarının Kullanılması. Fırat Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elazığ, 37-38 pp.
74. Çomak, E., 2008. Destek Vektör Makinelerinin Etkin Eğitimi için Yeni Yaklaşımlar. Selçuk Üniversitesi, Fen Bilimleri Fakültesi, Konya, 53 pp.
75. Cheong, S., 2004. Support Vector Machines with Binary Tree Architecture for Multi- Class Classification, Neural Information Processing, Letters and Reviews, Vol 2 (3): 47.
76. Alp H., Akıncı T.Ç., Albora M., 2008. Jeofizik Uygulamalarda Fourier ve Dalgacık Dönüşümlerinin Karşılaştırılması, 14 (1): 67-76.

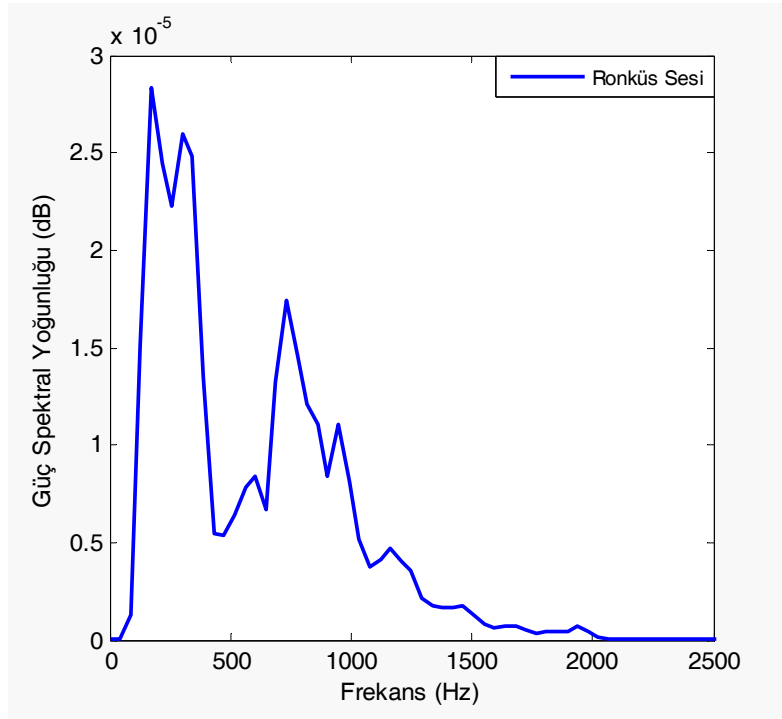
EKLER



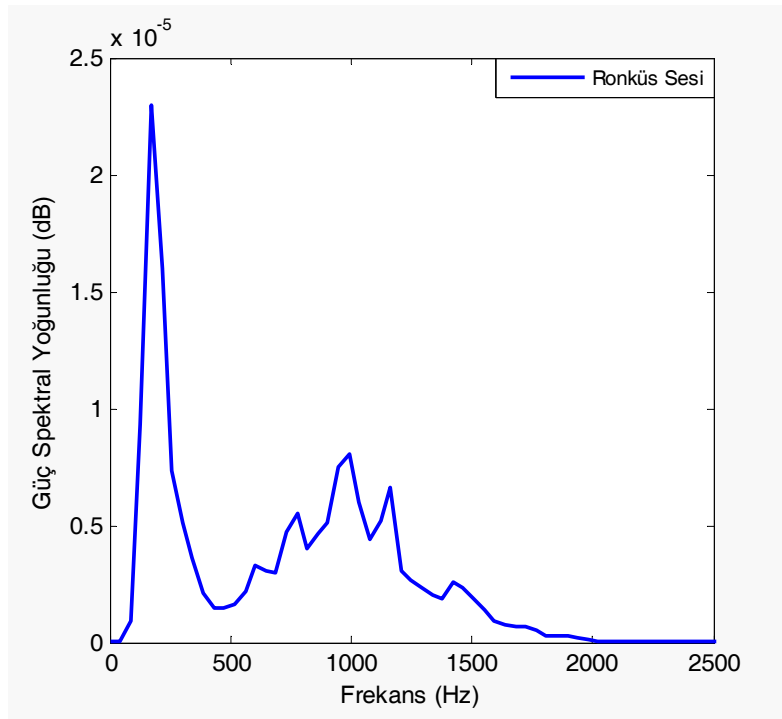
EK-1. Ronküs sesi güç spektral yoğunluğu



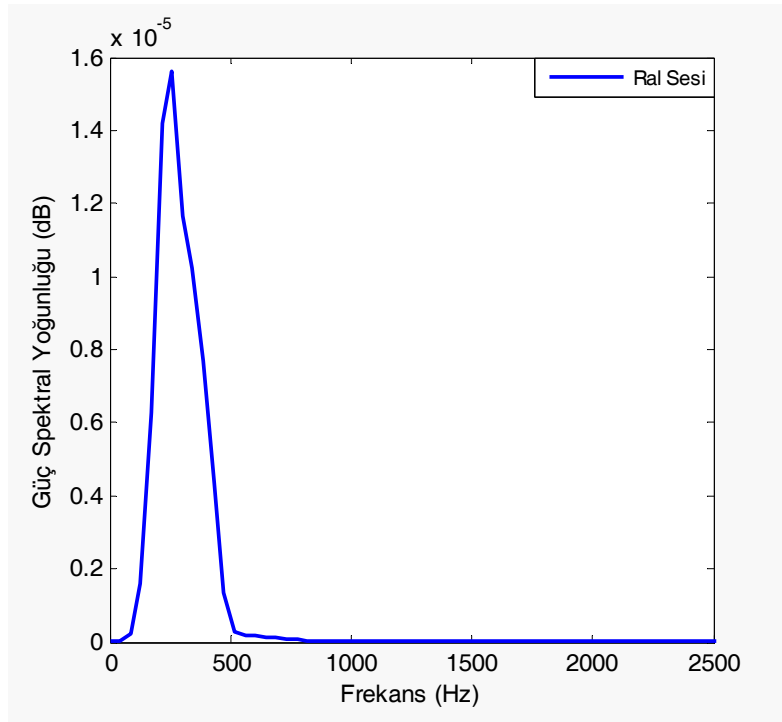
EK-2. Ronküs sesi güç spektral yoğunluğu



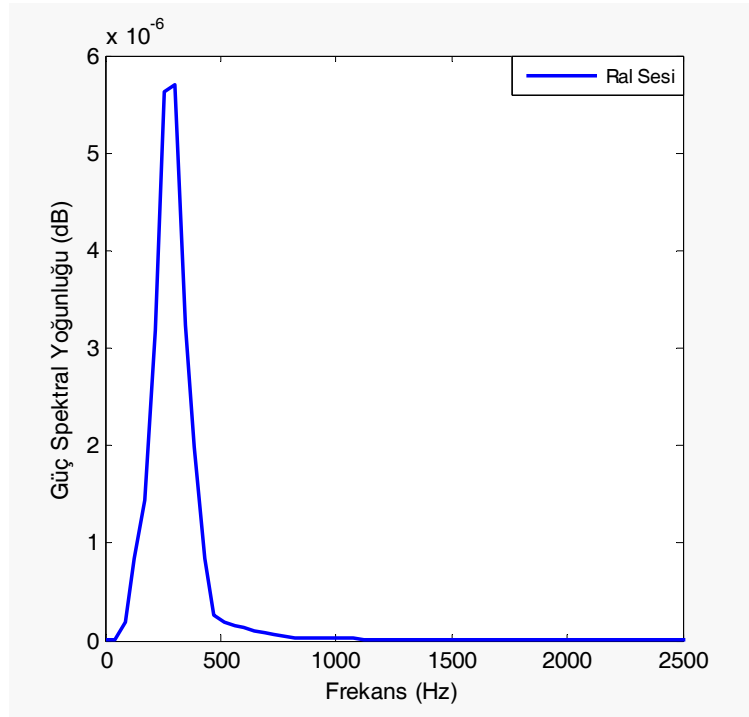
EK-3. Ronküs sesi güç spektral yoğunluğu



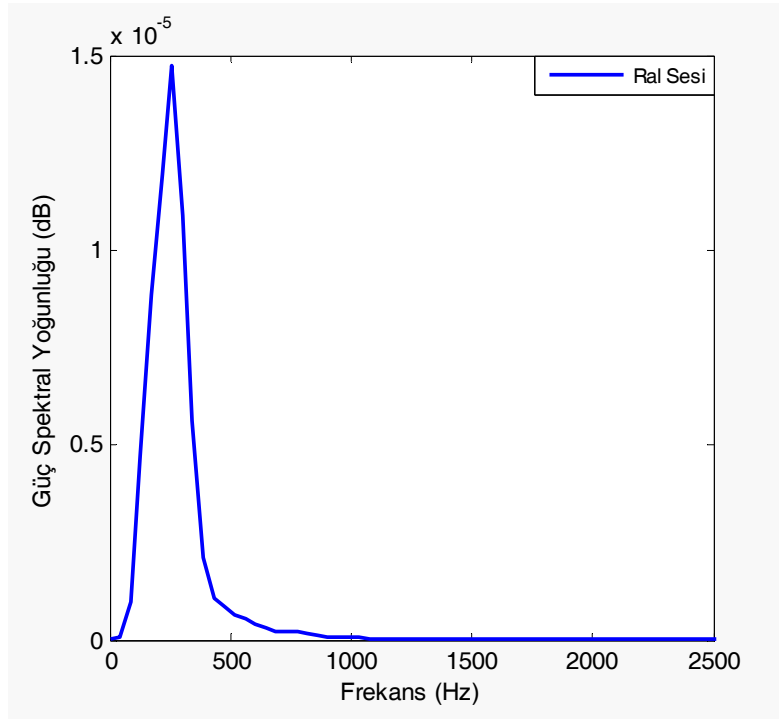
EK-4. Ronküs sesi güç spektral yoğunluğu



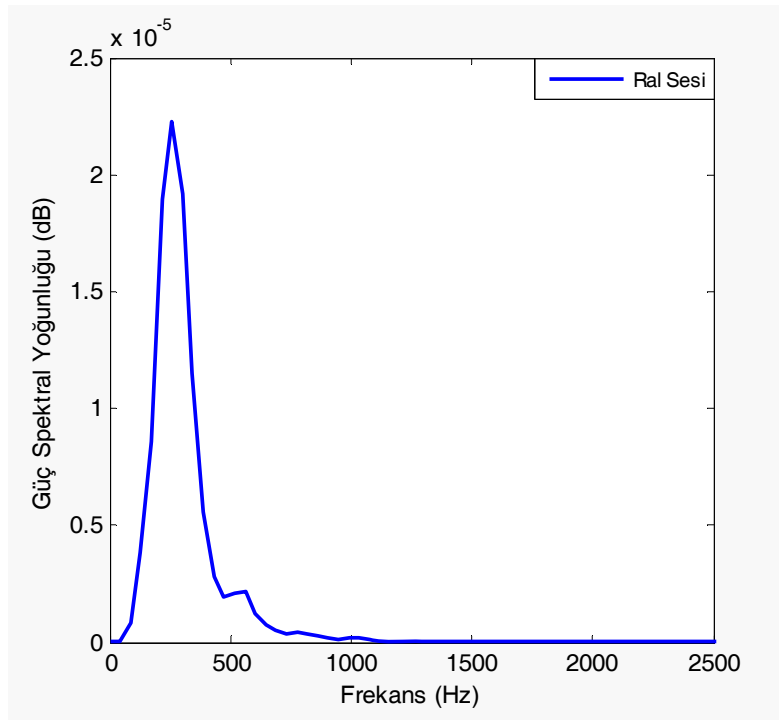
EK-5. Ral sesi güç spektral yoğunluğu



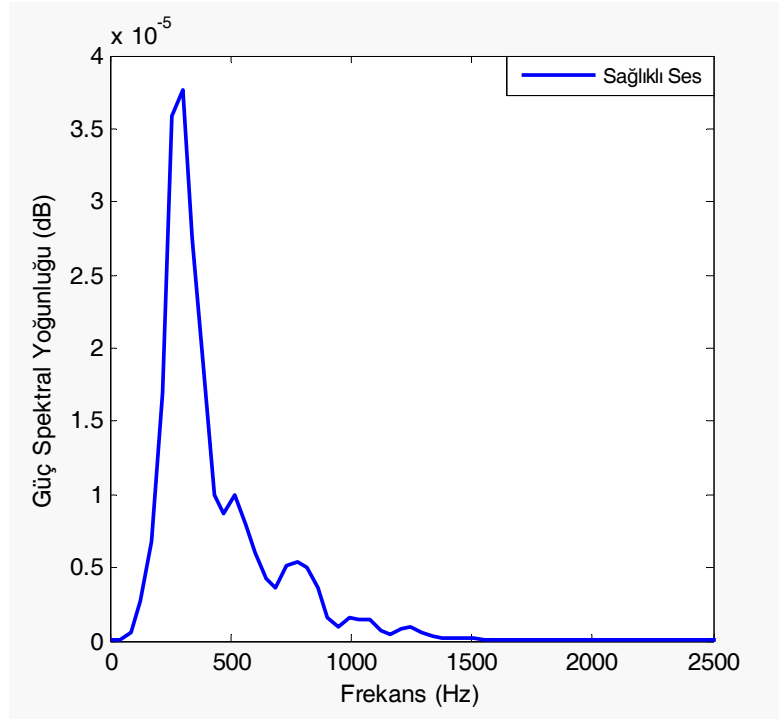
EK-6. Ral sesi güç spektral yoğunluğu



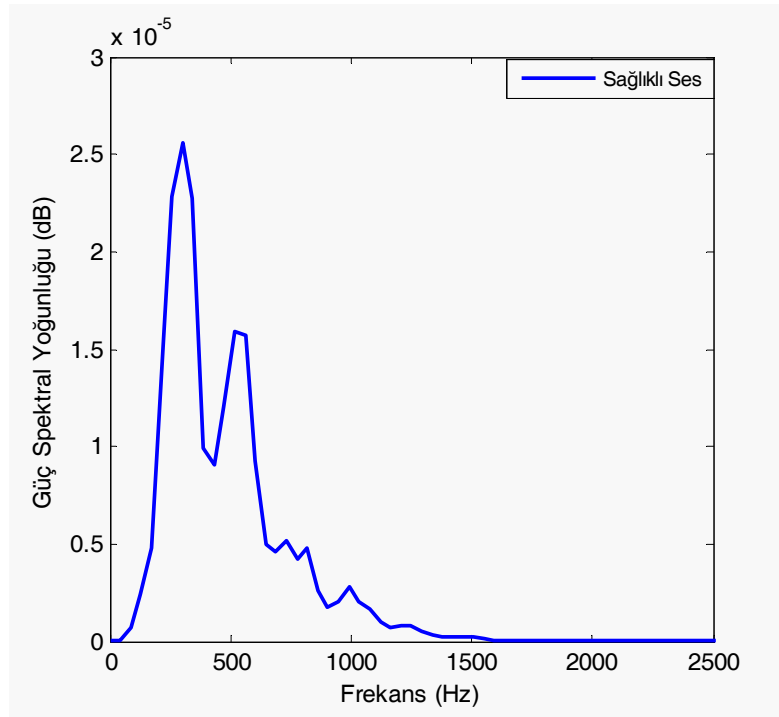
EK-7. Ral sesi güç spektral yoğunluğu



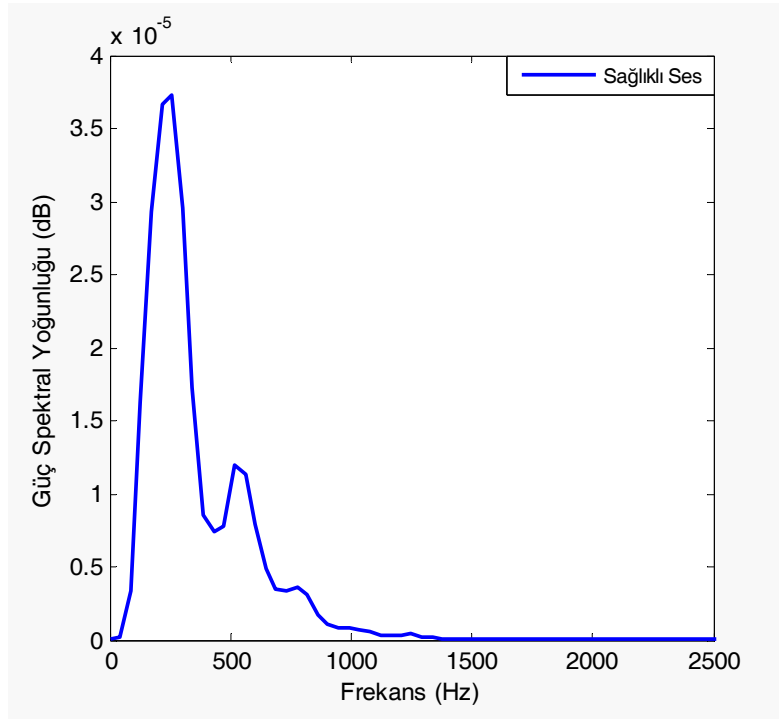
EK-8. Ral sesi güç spektral yoğunluğu



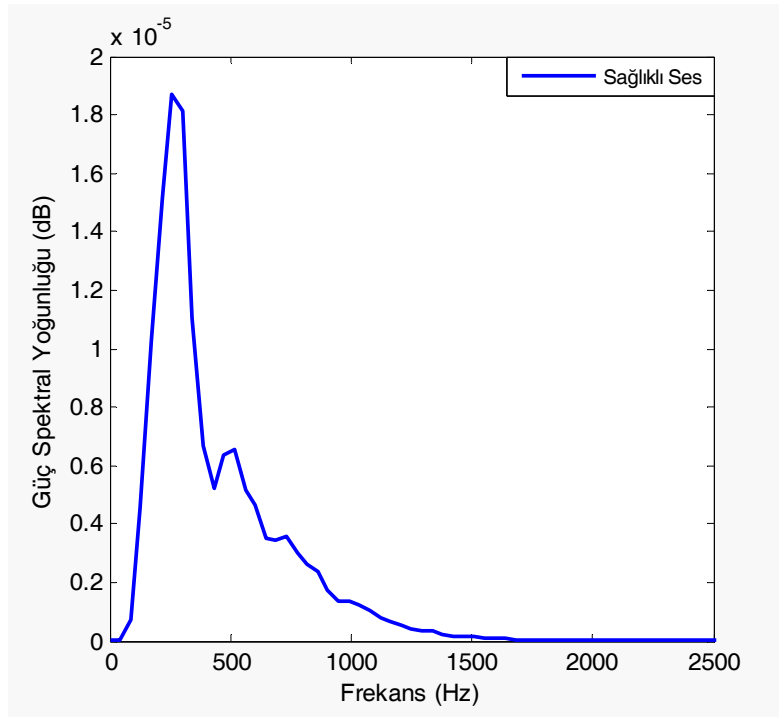
EK-9. Sağlıklı akciğer sesi güç spektral yoğunluğu



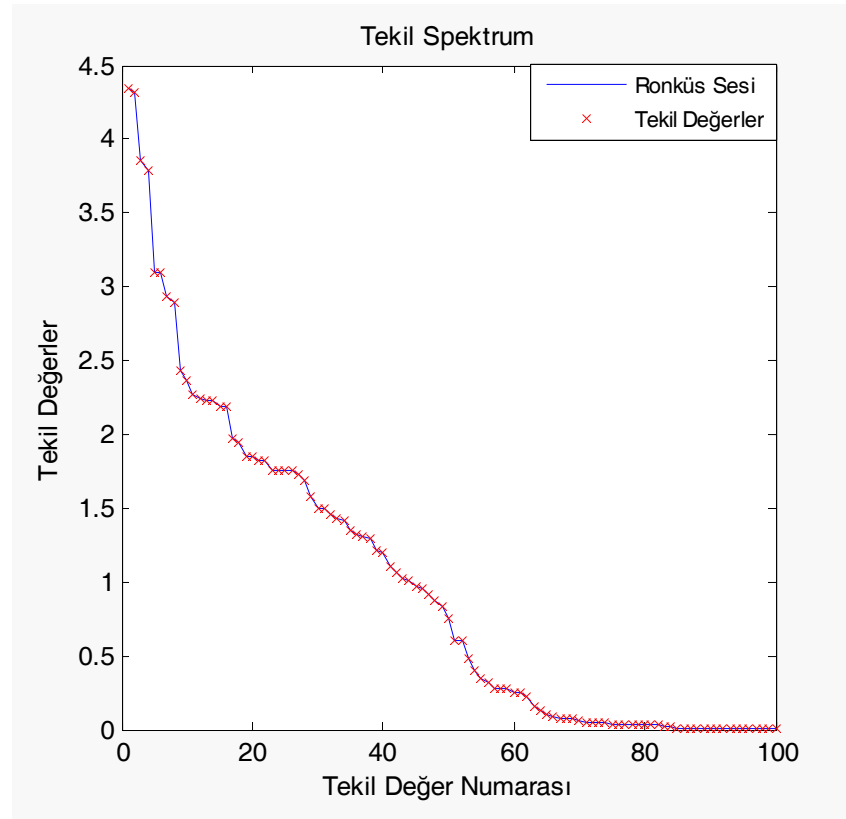
EK-10. Sağlıklı akciğer sesi güç spektral yoğunluğu



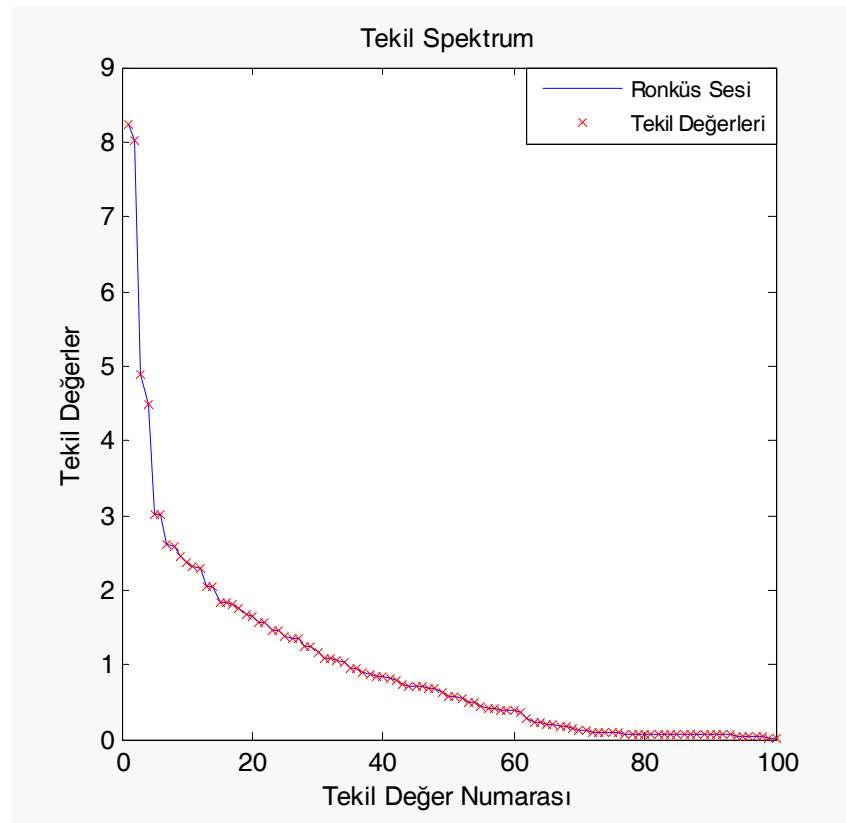
EK-11. Sağlıklı akciğer sesi güç spektral yoğunluğu



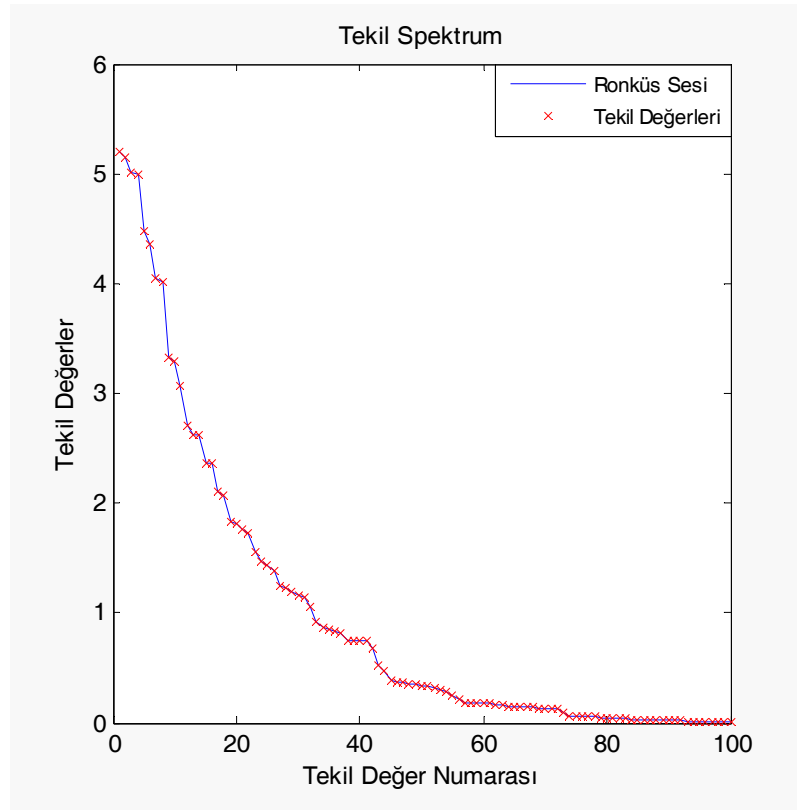
EK-12. Sağlıklı akciğer sesi güç spektral yoğunluğu



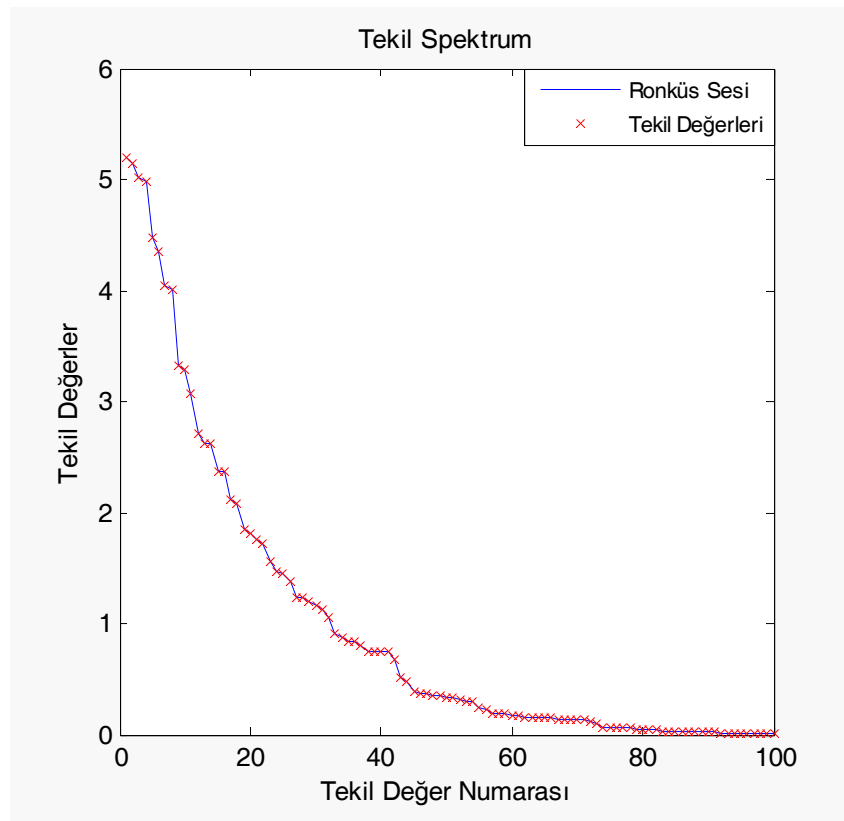
EK-13. Ronküs sesi Tekil Spektrumu



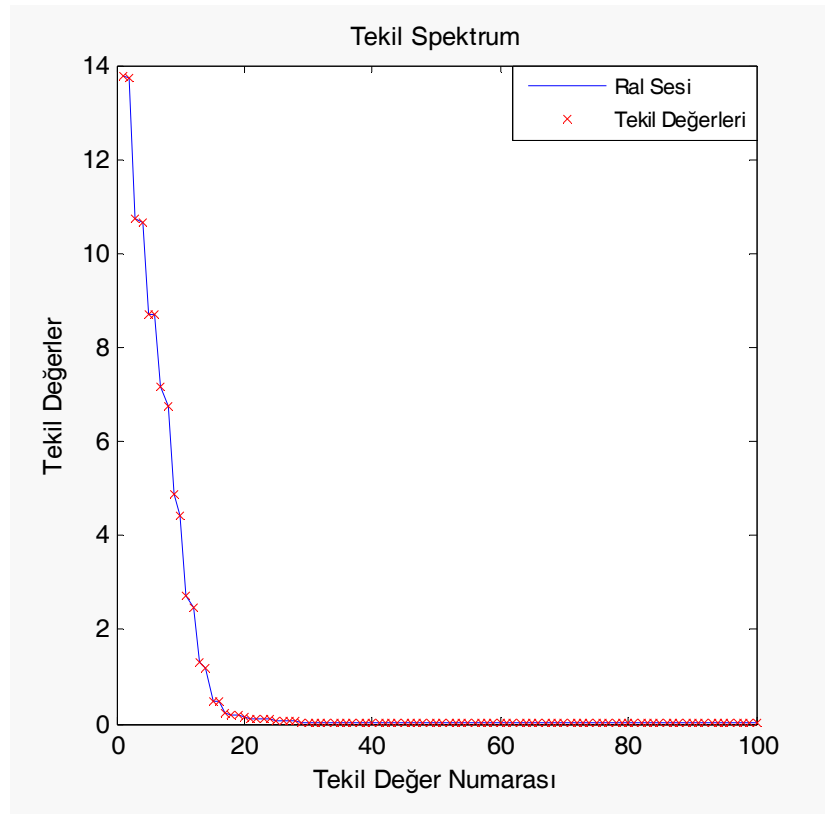
EK-14. Ronküs sesi Tekil Spektrumu



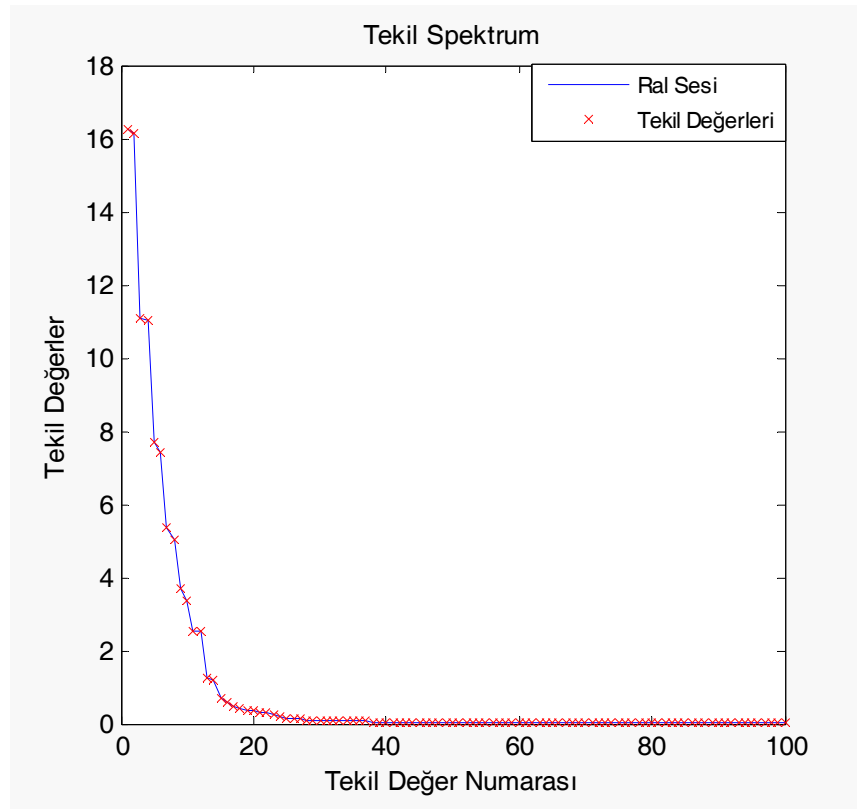
EK-15. Ronküs sesi Tekil Spektrumu



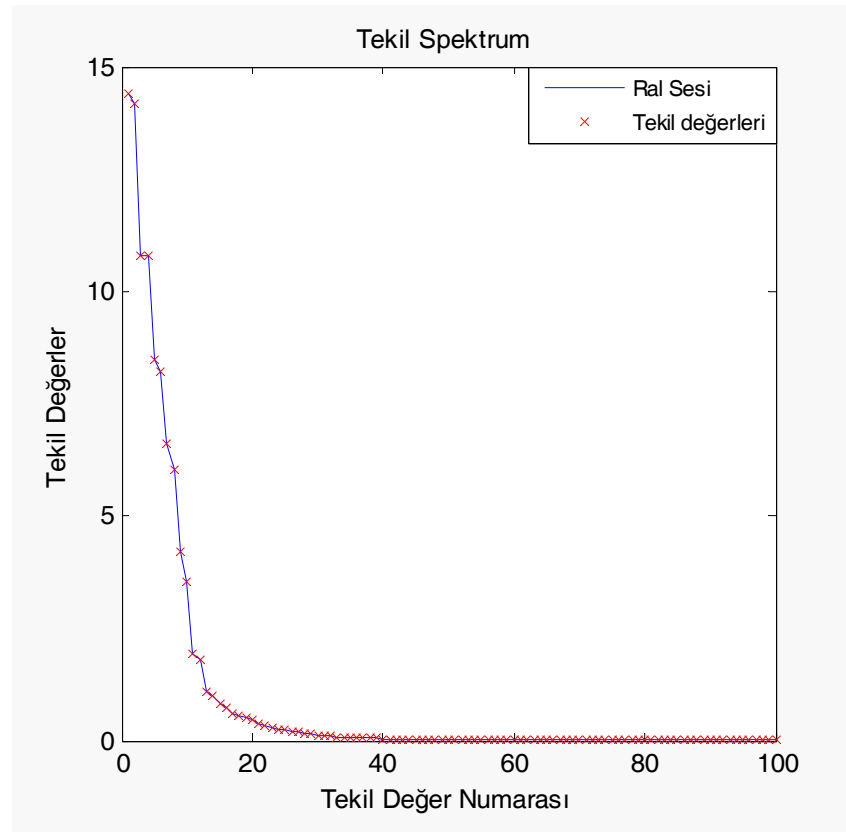
EK-16. Ronküs sesi Tekil Spektrumu



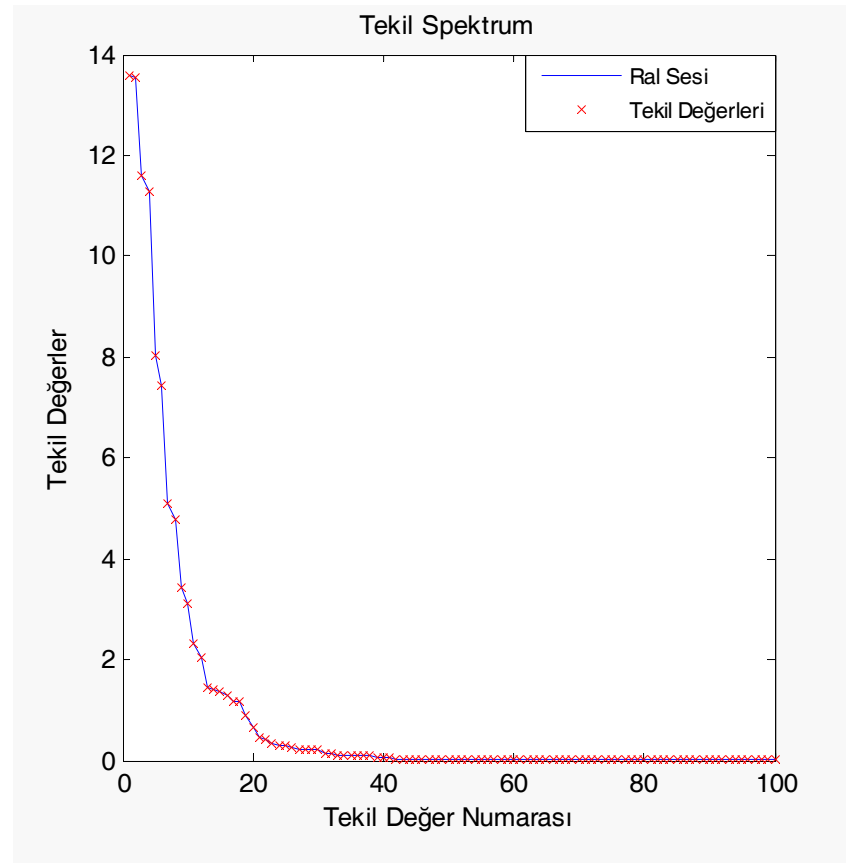
EK-17. Ral sesi Tekil Spektrumu



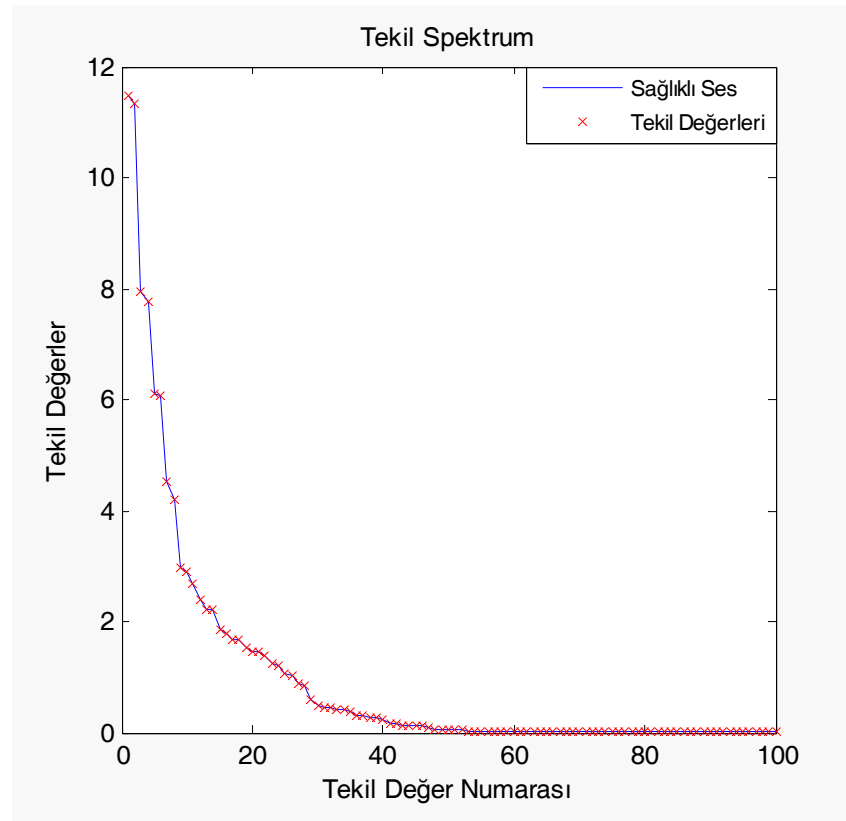
EK-18. Ral sesi Tekil Spektrumu



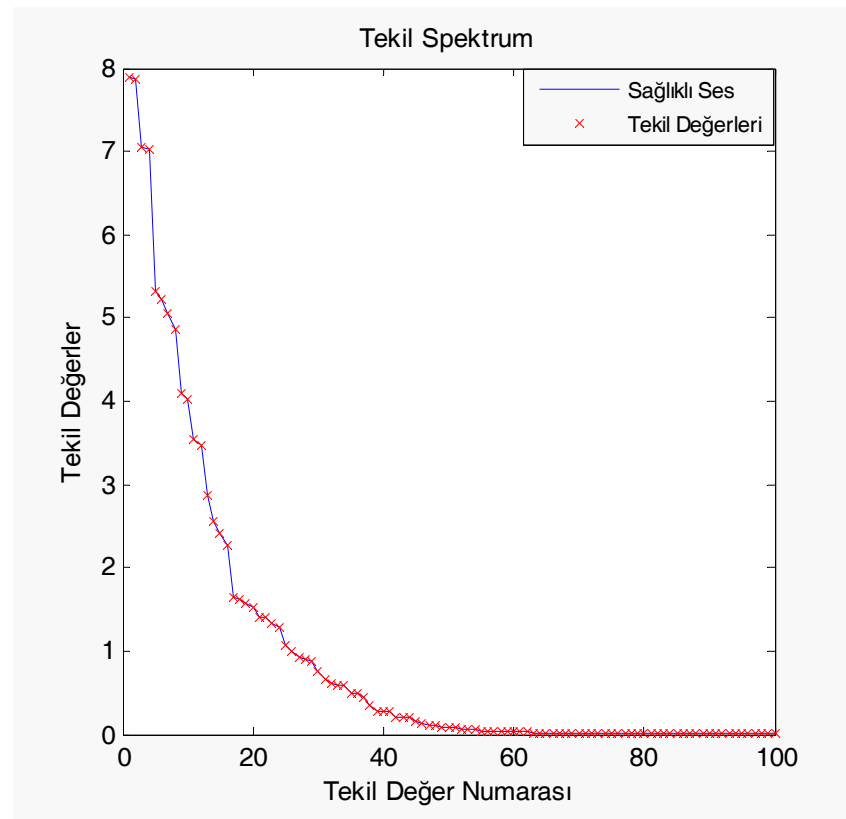
EK-19. Ral sesi Tekil Spektrumu



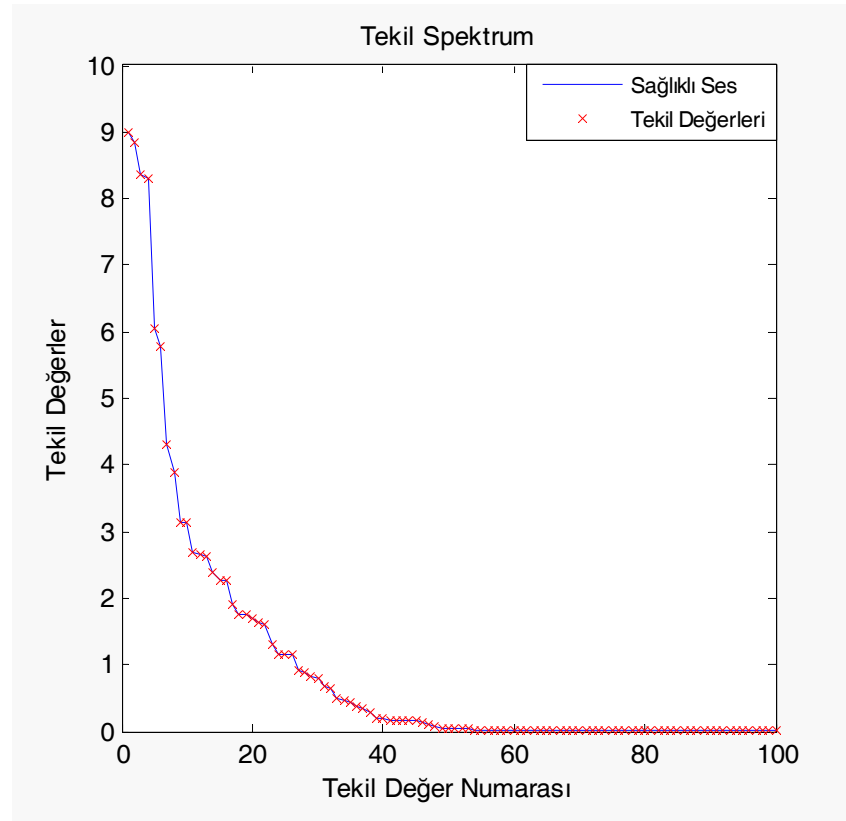
EK-20. Ral sesi Tekil Spektrumu



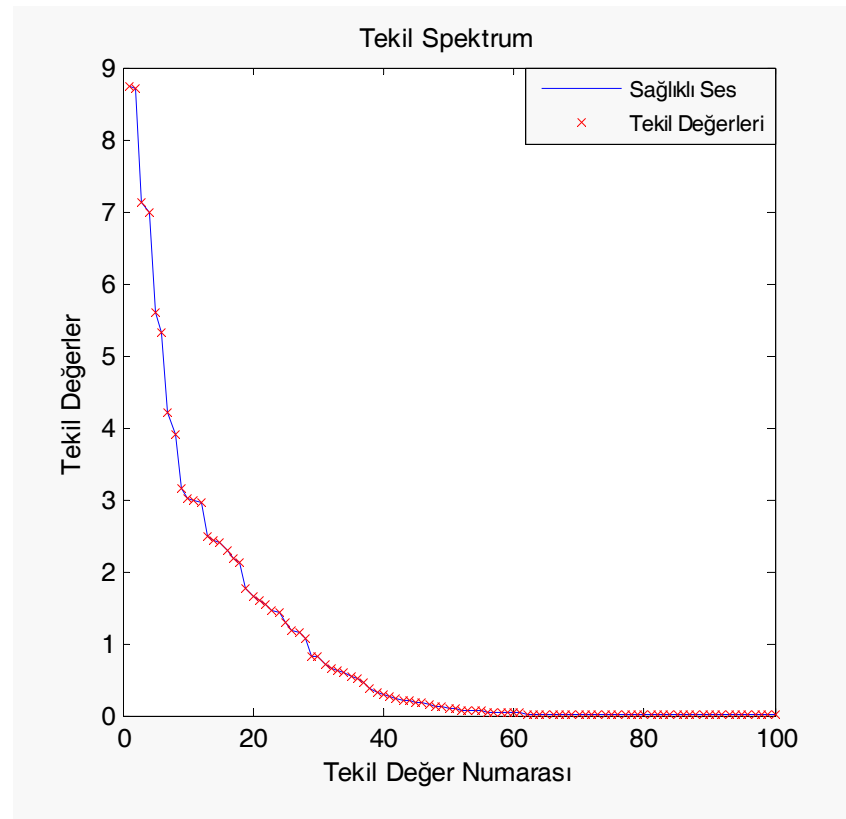
EK-21. Sağlıklı akciğer sesi Tekil Spektrumu



EK-22. Sağlıklı akciğer sesi Tekil Spektrumu



EK-23. Sağlıklı akciğer sesi Tekil Spektrumu



EK-24. Sağlıklı akciğer sesi Tekil Spektrumu

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı, Soyadı: Şerife GENGEÇ

Uyruğu: Türkiye (TC)

Doğum Tarihi ve Yeri: 14 Ekim 1986, Kayseri

Medeni Durumu: Bekâr

Tel: +90 542 534 46 49

email: serife.gengec@hotmail.com

Yazışma Adresi: Yeni Mah. Muhittin Tatar Cad. No:51 38010 Hacılar / KAYSERİ

EĞİTİM

Derece	Kurum	Mezuniyet Tarihi
Yüksek Lisans	ERÜ Fen Bilimleri Enstitüsü	-----
Lisans	ERÜ Mühendislik Fakültesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği	2009
Lise	Baki Ayşe Simitçioğlu Anadolu Lisesi KAYSERİ	2004

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görev
2010- Halen	Anka Elektrik-Elektronik Otomasyon (Melikgazi Organize San.Böl., Kayseri)	Elektrik-Elektronik Mühendisi

YABANCI DİL

İngilizce (iyi)