

**PC TABANLI ÇOK KANALLI BİR ELEKTRONİK STETOSKOP
TASARIMI VE GERÇEKLEŞTİRİLMESİ**

Hüseyin POLAT

**DOKTORA TEZİ
ELEKTRONİK – BİLGİSAYAR EĞİTİMİ**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**HAZİRAN 2006
ANKARA**

Hüseyin POLAT tarafından hazırlanan PC TABANLI ÇOK KANALLI BİR ELEKTRONİK STETOSKOP TASARIMI VE GERÇEKLEŞTİRİLMESİ adlı bu tezin doktora tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

inacüler

Prof. Dr. İnan GÜLER

Tez Yöneticisi

Bu çalışma, jürimiz tarafından Elektronik – Bilgisayar Eğitimi Anabilim Dalında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: : Doç Dr Hakan İSİK *Hakan İSİK*

Üye : Prof Dr İnan GÜLER *inacüler*

Üye : Yrd. Doç. Dr. M. Ali AKÇAYOL *M. Ali AKÇAYOL*

Üye : Yrd. Doç Dr O. Ayhan ERDEM *O. Ayhan ERDEM*

Üye : Yrd. Doç. Dr. Fırat HARDALAS *Fırat HARDALAS*

Tarih : 05 / 06 / 2006

Bu tez, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygundur.

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada orijinal olmayan her türlü kaynağa eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

Hüseyin POLAT

PC TABANLI ÇOK KANALLI BİR ELEKTRONİK STETOSKOP TASARIMI VE GERÇEKLEŞTİRİLMESİ

(Doktora Tezi)

Hüseyin POLAT

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

Haziran 2006

ÖZET

Bu çalışmada, akciğer seslerinin göğüs duvarı üzerinden çok kanallı ve eşzamanlı biçimde gerçek zamanlı gözlenmesi, kaydedilmesi ve daha sonra analizlerinin yapılması için PC tabanlı çok kanallı veri toplama ve işleme düzeneği geliştirilmiştir. Bu düzenek, özel tasarlanmış ses alma sistemi, veri toplama sistemi (Instrunet model) ile bilgisayar kayıt ve analizleri için grafik kullanıcı program arayüzlerinden oluşmaktadır. Akciğer sesleri göğüs duvarı üzerinde 14 farklı akciğer bölgesinden ve soluk borusundan alınmaktadır. Böylece akciğer seslerinin dinleme işlemi 14 farklı akciğer bölgesine ayrılarak bölgesel inceleme gerçekleştirilmiştir.

Çok kanallı olarak elde edilen akciğer seslerinin zaman ve frekans düzlemlerindeki değişik analizleri yapıp sonuçları gözlenmiştir. 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 Hızlı Fourier Dönüşüm (HFD) metodu ile güç yoğunluk spektrumları kestirilerek, spektral analizleri gerçekleştirilmiştir.

Daha sonra da spektral analizlerden elde edilen özellik vektörleri kullanılarak, çok katmanlı algılayıcı sinir ağları yardımıyla akciğer seslerinin sınıflandırılması gerçekleştirilmiştir.

Sonuçta, akciğer seslerinin görsel-işitsel sunumu ve sinyal işleme yöntemleri ile analizinden, zorlamasız bir yöntemle akciğer hastalıklarının tanısına yönelik daha fazla bilgi elde edilebileceği gösterilmiştir.

Bilim Kodu	: 702.1.021
Anahtar Kelimeler	: Akciğer sesleri, Veri elde etme, Sayısal sinyal işleme, Hızlı fourier dönüşümü, Spektral analiz, Çok katmanlı algılayıcı sinir ağı
Sayfa Adedi	: 121
Tez Yöneticisi	: Prof. Dr. İnan GÜLER

**PC BASED MULTICHANNEL ELECTRONIC STETHOSCOPE
DESIGNING AND MATERIALIZE**

(Ph. D. Thesis)

Hüseyin POLAT

**GAZİ UNIVERSITY
INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY**

June 2006

ABSTRACT

In this study, a PC based multi-channel data acquisition and processing system has been developed in order to record and analyze the lung sounds in real time. The signals were taken from the chest wall by multi-channel. This system consists of a specially designed sound acquisition system, data acquisition system (Instrunet model) and graphic user program interfaces for computer records and analysis. The lung sounds are acquired from 14 different on lung located on the chest wall and the trachea. Thus the local analysis has been realized by differentiating the lung sound listening activity to 14 different lung sites.

The different time and frequency domain analysis of the lung sounds acquired as multi-channel have been conducted and the results have been observed. In the time domain, time amplitude waveform, time expanded waveform, RMS values, frequency changes cohesive to zero crossing velocity, duration and amplitude of inspiration and expiration, wheeze sounds detection, crackle sounds detection and different duration and amplitude resolutions were observed. The spectral analysis of the lung sound signals in the frequency domain have been performed by predicting the power density spectrums with Fast Fourier Transform method.

Afterwards the classification of lung sounds has been performed by using the feature vectors obtained from the spectral analysis with the help of multilayer perception neural networks.

In conclusion it has been proved that with the analysis of visual–acoustic presentations and signal processing methods of the lung sounds, more information concerning the lung diseases diagnosis may be obtained with a noninvasive method.

Science Code	: 702.1.021
Key Words	: Lung Sounds, Data acquisition, Digital signal processing, Fast fourier transform, Spectral analysis, Multilayer perception neural network
Page Number	: 121
Adviser	: Prof. Dr. İnan GÜLER

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca ilgi ve bilimsel katkılarıyla beni yönlendiren tez danışmanım Prof. Dr. İnan GÜLER'e ayrıca yardımlarını esirgemeyen arkadaşlarım Dr. Necaattin BARIŞÇI ve Dr. Uçman ERGÜN'e teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca Gazi Üniversitesi Medikososyal uzman doktorlarından Dr. Mete DARILMAZ'a göstermiş olduğu yardımlardan dolayı da teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT	vi
TEŞEKKÜR	viii
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xvii
1. GİRİŞ	1
2. SOLUNUM SİSTEMİNİN ANATOMİSİ VE AKCİĞER SESLERİ	11
2.1. Solunum Sistemi Fizyolojisi	11
2.2. Solunum Sistemi Organizasyonu ve Akciğerler	12
2.3. Akciğer Seslerinin Oluşum Mekanizması	15
2.3.1. Laminer akım (Laminar flow)	15
2.3.2. Türbülant akım (Turbulent flow)	16
2.4. Akciğer Sesleri Terminolojisi	18
2.5. Normal Akciğer Sesleri	19
2.6. Patolojik Ek Akciğer Sesleri (Adventitious Sounds)	21
2.6.1. Kesintili ek sesler	23
2.6.2. Sürekli ek sesler	24
2.7. Genel Akciğer Hastalıkları	26
3. ÖLÇÜM DÜZENİĞİ VE AKCİĞER SESLERİNİN KAYDEDİLMESİ	31
3.1. Ölçüm Düzenineğinin Gerçekleştirilmesi	32
3.2. Ölçüm Düzenineği Elemanları	35
3.2.1. Mikrofonlar	35
3.2.2. Mikrofon bağlayıcı elemanları	36

Sayfa

3.2.3. Analog sinyal işleme	36
3.2.4. Filtreleme	37
3.2.5. Çok kanallı analog/sayısal çevirici.....	38
3.2.6. Bilgisayar grafik kullanıcı arayüzü	39
4. AKCİĞER SESLERİNİN ANALİZİ.....	42
4.1. Akciğer Seslerinin Zaman Düzlemi Analizleri	42
4.1.1. Zaman genlik dalgabıçımı ve zaman genişletme metodu	44
4.1.2. Kısa zamanlı ve ortalama RMS.....	46
4.1.3. İçsoluma ve dışsoluma süre ve genlikleri	47
4.1.4. Sıfır geçiş hızına bağlı frekans değişimi	49
4.1.5. Isık seslerinin tespit edilmesi	50
4.1.6. Çıtırıtı seslerinin tespit edilmesi.....	53
4.2. Akciğer Seslerinin Frekans Düzlemi Analizleri.....	54
4.2.1. Hızlı fourier dönüşümü (HFD).....	55
4.2.2. Akciğer seslerinin spektral analizi	56
4.3. Akciğer Seslerinin Sınıflandırılması	59
4.3.1. Yapay sinir ağları	59
4.3.2. Akciğer seslerinin çok katmanlı algılayıcı sinir ağına uygulanması....	64
5. BULGULAR VE İRDELEME	70
5.1. Zaman Düzlemi Analizi Bulguları ve İrdeleme	71
5.2. Frekans Düzlemi Analizi Bulguları ve İrdeleme.....	94
5.3. Acığer Seslerinin Yapay Sinir Ağları ile Sınıflandırılması ve Bulguları.....	107
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	110
KAYNAKLAR	113

Sayfa

ÖZGEÇMİŞ	120
----------------	-----

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Yaygın patolojik ek akciğer seslerinin terminolojisi	22
Çizelge 3.1. Mikrofonların yerleşim bölgeleri.....	33
Çizelge 4.1. ATS ve CORSA standartlarına göre çıtırtı ve ısıklık seslerinin tespiti için öngörülen standartlar	46
Çizelge 4.2. Akciğer seslerinin çeşitli hastalıklardaki karakteristikleri	48
Çizelge 5.1. Yapay sinir ağının sınıflama başarısı.....	108

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Solunum yolları ve akciğerler.....	12
Şekil 2.2. Soluk borusundan alvollere kadar bronş dallanması	13
Şekil 2.3. Laminar akım	16
Şekil 2.4. Türbülant akım	17
Şekil 2.5. Akciğer seslerinin sınıfları	19
Şekil 2.6. Normal veziküler sesin evre süre ve yoğunluğu	20
Şekil 2.7. Bronkoveziküler sesin evre süre ve yoğunluğu	20
Şekil 2.8. Soluk borusundan duyulan sesin evre süre ve yoğunluğu	21
Şekil 2.9. İnce çıtırtı dalga şekli	23
Şekil 2.10. Kaba çıtırtı dalga şekli	24
Şekil 2.11. Sürekli ek seslerin kabul edilen oluşma mekanizması.....	25
Şekil 2.12. Işık sesi dalga şekli	26
Şekil 2.13. Ronküs dalga şekli	26
Şekil 3.1. Akciğer seslerinin kaydedilmesi için oluşturulan ölçüm düzeneği	32
Şekil 3.2. Mikrofonların sırttaki yerleşim düzenleri	33
Şekil 3.3. Çok kanallı akciğer ses kayıt sisteminin grafiksel kullanıcı arayüzü	41
Şekil 4.1. Zaman düzlemi analizleri için oluşturulan kullanıcı arayüzünün ana menüsü.....	43
Şekil 4.2. Işık ve ronküs seslerine ait zaman genişletilmiş dalga şekilleri	45
Şekil 4.3. Çıtırtı sesine ait zaman genişletilmiş dalga şekli	45
Şekil 4.4. Işık seslerinin tespit edilmesi için uygulanan işlemler	52
Şekil 4.5. Çıtırtı seslerinin tespit edilmesi için uygulanan işlemler.....	54
Şekil 4.6. Frekans düzlemi analizi için oluşturulan grafik kullanıcı arayüzü	55

Şekil	Sayfa
Şekil 4.7. 512 noktalık Hamming pencere fonksiyonu	57
Şekil 4.8. Sinyalin 512 noktalık Hamming pencere fonksiyonu ile %25 oranında örtüştürülerek pencerelemesi	58
Şekil 4.9. Bir işlem elemanı (yapay nöron).....	60
Şekil 4.10. Geri yayılım çok katmanlı algılayıcı yapısı	61
Şekil 4.11. Geri yayılım algoritması akış şeması	63
Şekil 4.12. Akciğer seslerinin sınıflandırılması aşamaları.....	65
Şekil 5.1. Tekbir kanalın seçilerek grafikte gösterilmesi	73
Şekil 5.2. Akciğer seslerinin çokkanallı olarak zaman genlik grafiğinde gösterimi	73
Şekil 5.3. Dalgaşeklinden zaman genişletilecek bölümün fare ile seçilmesi	74
Şekil 5.4. Normal akciğer sesi ve zaman genişletilmiş dalga şekli.....	75
Şekil 5.5. Işık sesine sahip akciğer sesi ve zaman genişletilmiş dalga şekli.....	76
Şekil 5.6. Çıtırtı sesine sahip akciğer sesi ve zaman genişletilmiş şekli.....	77
Şekil 5.7. Çıtırtı sesine sahip akciğer sesinin zaman genişletilmiş şeklinden IDW süresinin ölçülmesi	78
Şekil 5.8. Çıtırtı sesine sahip akciğer sesinin zaman genişletilmiş şeklinden 2CD süresinin ölçülmesi.....	78
Şekil 5.9. Zatürreli bir hastanın akciğer sesi için hesaplanan RMS.....	79
Şekil 5.10. Zatürreli bir hastanın bir soluk çevriminden 512 nokta blok uzunluğu ile hesaplanan RMS	80
Şekil 5.11. Sağlıklı bir kişinin akciğer seslerinin ortalama RMS seviyeleri.....	81
Şekil 5.12. Zatürreli bir hastanın akciğer seslerinin ortalama RMS seviyeleri.....	82
Şekil 5.13. Astımlı bir hastanın akciğer seslerinin ortalama RMS seviyeleri.....	82
Şekil 5.14. Normal bir akciğer sesi için içsoluma ve dışsolumanın süre ve genliğine bağlı analiz	84
Şekil 5.15. Astımlı bir akciğer sesi için içsoluma ve dışsolumanın süre ve genliğine bağlı analiz	84

Şekil	Sayfa
Şekil 5.16. Sıfır geçiş hızına bağlı frekans değişimi.....	85
Şekil 5.17. Normal bir akciğer sesi için ısıklık tespit işlemi.....	87
Şekil 5.18. Astımlı bir hastanın akciğer sesinden ısıklık tespit işlemi.....	88
Şekil 5.19. Astımlı bir hastanın akciğer seslerinden ısıklık seslerinin tespit edildiği kısımların işaretlenmesi	89
Şekil 5.20. Astımlı bir hastanın akciğer seslerinden ısıklıkların tespit edildiği mikrofona lokasyonlarına göre oranları.....	90
Şekil 5.21. Genlik ve eğim eşikleri kullanılarak kaba çıtırtı seslerinin tespit edilmesi	91
Şekil 5.22. Genlik ve eğim eşikleri kullanılarak ince çıtırtı seslerinin tespit edilmesi	92
Şekil 5.23. Zatürreli bir hastanın akciğer seslerinden çıtırtı seslerinin tespit edildiği kısımların işaretlenmesi	92
Şekil 5.24. Zatürreli bir hastanın akciğer seslerinden çıtırtıların tespit edildiği mikrofona lokasyonlarına göre oranları.....	93
Şekil 5.25. Sağlıklı bir kişinin 14 mikrofona kanalı ve soluk borusu seslerinin bir soluk çevrimi için güç yoğunluk spektrumları	97
Şekil 5.26. Sağlıklı bir kişinin tüm göğüs duvarı ve soluk borusu seslerinin bir soluk çevrimi için 3 boyutlu spektrumları	98
Şekil 5.27. Sağlıklı bir kişinin tüm göğüs duvarı ve soluk borusu seslerinin bir soluk çevrimi için sonogramları	99
Şekil 5.28. Astımlı bir kişinin 14 mikrofona kanalı ve soluk borusu seslerinin bir soluk çevrimi için güç yoğunluk spektrumları	100
Şekil 5.29. Astımlı bir kişinin soluk borusu, 7. ve 14. mikrofona kanalları hariç olmak üzere bir soluk çevrimi için güç yoğunluk spektrumları.....	101
Şekil 5.30. Astımlı bir kişinin tüm göğüs duvarı ve soluk borusu seslerinin bir soluk çevrimi için 3 boyutlu spektrumları	102
Şekil 5.31. Astımlı bir kişinin tüm göğüs duvarı ve soluk borusu seslerinin bir soluk çevrimi için sonogramları	103
Şekil 5.32. Zatürreli bir kişinin 14 mikrofona kanalı ve soluk borusu seslerinin bir soluk çevrimi için güç yoğunluk spektrumları	104

Şekil	Sayfa
Şekil 5.33. Zatürreli bir kişinin tüm göğüs duvarı ve soluk borusu seslerinin bir soluk çevrimi için 3 boyutlu spektrumları	105
Şekil 5.34. Zatürreli bir kişinin tüm göğüs duvarı ve soluk borusu seslerinin bir soluk çevrimi için sonogramları	106

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklama
f	Sinyal frekansı
f_s	Örnekleme frekansı
F	Eşik fonksiyonu
n	Örnek sayısı
N	Pencere boyu
P	Periyod
$P[f]$	güç spektrum yoğunluk fonksiyonu
$P[k]$	Sonogram fonksiyonu
$R_n(k)$	Otokorelasyon fonksiyonu
t	Zaman
$x_1, x_2, \dots, x_n$	Genlik değerleri
x_i	Giriş değişkeni
$x(n)$	Zaman düzlemi giriş işareti
$X[k]$	Ayrık Fourier katsayıları
w_{ij}	Bağlantı ağırlıkları
$w[n]$	Hamming pencere fonksiyonu
Z	Sıfır geçme sayısı
θ_i	Eşik değeri
δ	Tek bir çıktı düğümünün hatası
η	Öğrenme katsayısı
α	Momentum katsayısı

Kısaltmalar	Açıklama
2CD	Two Cycle Duration (İki Döngü Süresi)
AGF	Alçak Geçiren Filtre
ATS	American Thoracic Society (Amerikan Toraks Derneği)
AR	Autoregressive (Özbağlanımlı)
A/S	Analog Sayısal
ASCII	American Standard Code for Information Interchange (Bilgi Alışverişi için Standart Amerikan Kodu)
BGF	Bant Geçiren Filtre
BT	Bilgisayarlı Tomografi
cm²	Santimetrekare
CO₂	Karbondioksit
CORSA	Computerized Respiratory Sound Analysis (Bilgisayarlı Solunum Ses Analizi)
dB	Desibel
DN	Doğru Negatif
DP	Doğru Pozitif
ERS	European Respiratory Society (Avrupa Solunum Derneği)
HFD	Hızlı Fourier Dönüşümü
Hz	Hertz
IDW	Initial Deflection Width (Başlangıç Sapma Genişliği)
İE	İşlem Elemanı
İEÇ	İşlem Elemanı Çıkış
ILSA	International Lung Sound Association (Uluslararası Akciğer Sesi Birliği)
KB	Kilobayt
KHz	KiloHertz
MA	Moving Average (Hareketli Ortalama)
ml	Mililitre

Kısaltmalar	Açıklama
mV	Milivolt
ms	Milisaniye
O₂	Oksijen
OKH	Ortalama Karesel Hata
PC	Personal Computer (Kişisel Bilgisayar)
PCI	Peripheral Component Interconnect (Yan Bileşen Bağlantısı)
RAM	Random Access Memory (Rastgele Erişimli Bellek)
RMS	Root Mean Square (Karelerin Ortalamasının Karekökü)
YGF	Yüksek Geçiren Filtre
YN	Yanlış Negatif
YP	Yanlış Pozitif
YSA	Yapay Sinir Ağı

1. GİRİŞ

Günde 10 bin litre kadar hava soluyan akciğerlere bağlı rahatsızlıklar dünyanın her yerinde özellikle de çocuklarda ve ileri yaşlardaki insanlarda oldukça yaygın olarak görülmektedirler. Akciğere bağlı rahatsızlıklar bireylerin yaşam kalitesini ve süresini önemli ölçüde etkilemektedir. Bu yüzden akciğer rahatsızlığı olan hastalarda tanı tedavi açısından çok önemlidir. Bu hastalıkların ilerlemiş dönemlerde olması veya yanlış belirlenmesi durumunda tedavide zorluklarla karşılaşılır.

Yaygın akciğer hastalıklarının tanısı için mevcut yöntemler: Akciğer seslerinin stetoskopla dinlenmesi (oskültasyon), radyolojik görüntüleme ve akciğer fonksiyon testi (siporometre testi) yöntemleridir.

Radyolojik görüntülemede doktorlar ya doğrudan akciğer grafisini veya daha yeni bir metot olan bilgisayarlı tomografiyi tanı için kullanmaktadırlar. Bu metotlar doktorlara akciğerlerin ve solunum yollarının durumu hakkında oldukça iyi görüntüler verir ve hasta durumunun değerlendirilmesine büyük katkı sağlarlar. Ancak bu metotların önemli bazı dezavantajları da vardır. Doğrudan akciğer grafileri halen en fazla talep edilen tetkiklerin başında gelmektedir. Bunun nedeni hem belirtisi olmayan (asemptomatik) hastalarda tarama amacıyla hem de belirtisi olan (sempomatik) hastalarda tanı amacıyla kullanılmalarıdır. Genel olarak oldukça fazla talep olmasına rağmen grafilerin sonuçları ve hasta yönünden yararları tartışmalıdır. Doğrudan akciğer grafileri çoğu zaman rutin olarak istenilen ve çekildikten sonra bir kenara konulan grafiler olabilmektedir. Diğer tüm radyoloji tetkiklerinde olduğu gibi; doğrudan akciğer grafilerinden doğru sonuç alınabilmesi için de girdilerin doğru olması gerekmektedir. Hastanın klinik bulgusunun verilmemesi nedeniyle radyologlar grafileri değerlendirmekte sıkıntıya düşebilmekte ve dolayısıyla sıklıkla grafileri rapor dahi yazmadan hastaya verebilmektedirler. Diğer bir durum, akciğer grafisinin kalitesine ilişkin hatalardır ve bu hataların büyük kısmının sorumluluğu radyologlara, bir kısmının sorumlusu ise bulunulan koşullara bağlıdır. Akciğer grafisinin kalitesini belirleyen çok fazla faktör mevcuttur. Bunların bir kısmı grafilerin çekilmesi, bir kısmı banyosu sırasında yapılan hatalardır. Bunun yanı sıra

bazı hastalıklar da doğrudan akciğer grafisinde görülememektedir (bronşektazi, intersitisiyel akciğer hastalığı gibi). Örneğin akciğer grafisinin bronşektazi tanısı için duyarlılığı düşük olarak değerlendirilebilir. Akciğer grafisi bulgusu olmasa bile çıtırtı sesleri (crackle), bronşektazinin önemli bir göstergesi olabilir. Akciğer grafisi ve oskültasyon bulgusu beraber değerlendirildiğinde, bronşektaziye tanı konulma oranı artmaktadır. Her ikisi de bronşektaziyi desteklemiyorsa, klinik önemi olmayan bronşektaziler dışında bronşektazi bulunmadığı söylenebilir. Oskültasyon bulguları akciğer grafisi bulgularıyla beraber değerlendirildiğinde, her ikisi de bronşektaziyi destekliyorsa, tanıya gidilebilir. Bronşektazi düşünülen her hastada bronşektaziyi saptamak için de ayrıca bilgisayarlı tomografiye gereksinim yoktur [1,2]. Diğer yandan radyolojik görüntüleme yöntemleri radyoaktif etkiye sahiptir ve bir insanın kümülatif olarak x ışınlarının etkisine maruz kalması kanser riskinin ve bazı bozuklukların gelişmesine sebep olabilir. Aynı zamanda hamile bayanlar için de kullanılması olanaksız olmaktadır. Ayrıca bu yöntemler oldukça pahalıdır ve sadece tam donanımlı merkezlerde bulunmaktadır.

Akciğer fonksiyon testinde ise hastanın da işbirliğine gereksinim duyulduğundan küçük yaştaki çocuklar, bebekler ve akli dengesi tam yerinde olmayanlar için kullanılması pek de pratik değildir. Ayrıca akciğer fonksiyon testini yorumlarken öncelikle dikkate alınması gereken husus, testin kalitesi olmaktadır. Çünkü hastaların uyguladığı eforun değişkenliği nedeniyle, akciğer fonksiyon testlerinde büyük değişkenlikler izlenebilmektedir. Fonksiyon testlerinde yüksek kalitede bir sonuç alabilmek için: Cihazın doğru ölçüm yapması, test işleminin uygun şekilde yapılması, test kalitesini değerlendiren bir programın bulunması, uygun standart değerlerin seçilmesi ve sonuçları değerlendirmede uygun bir algoritmanın kullanılması gerekmektedir.

Yukarıda sayılan yöntemlerin getirdiği bazı dezavantajlar ve ortamdan kaynaklanan imkânsızlıklardan dolayı pratikte doktorlar hastanın göğüs duvarında oluşan sesleri stetoskopla dinleyerek kolayca sonuca ulaşmaya çalışırlar. Bu işleme oskültasyon denilmektedir. Klasik stetoskop kullanılarak yapılan oskültasyon fiziksel bir muayene sırasında gerçekleştirilen en yaygın metot olup soluk borusu, bronşiyal ağaç

ve akciğerlerdeki hava akışını yorumlayabilmek için kullanılan basit ve önemli bir tekniktir [3]. Oskültasyon, Laennec'in 1816 da, kalp hastalığına sahip bir kadını ilk stetoskop ile muayene yapmasından beri çok az değişime uğramıştır [4].

Oskültasyon, akciğer seslerini yorumlayarak hastalıkların teşhisinde sık olarak kullanılan basit, ucuz ve zorlamasız (noninvaziv) bir yöntem olmasına rağmen klasik stetoskop ile oskültasyon da bazı sınırlı özelliklere sahiptir. Klasik stetoskop ile oskültasyon, farklı ses örüntüleri arasında ayırım yapmak için oskültasyonu yapan bireyin kendi duyma özelliklerine, deneyim ve kabiliyetine bağlı olan bir süreçtir. Nicel ölçümler üretmek veya oskültasyonun kalıcı kayıtlarını yapmak mümkün değildir. Diğer fizyolojik sinyaller (kalp ve kas sesleri) ile akciğer seslerinin birbirine karışması, stetoskopun kulaklığının hekimin kulağına iyi oturmamasından dolayı dış çevredeki seslerin de duyulması gibi dezavantajları da vardır. Aynı zamanda klasik stetoskoplar akciğer seslerinin çoğunu toplayamamakta (120 Hz üzerindeki seslerin zayıflaması) ve sesler stetoskopun cinsine göre az çok bir değişikliğe uğrayabilmektedir [5,6].

Solunum olayıyla akciğerlerde belirlenen sesler, akciğer rahatsızlıkları ile hastaların klinik gidişatının teşhis ve izlemesinde çoğu doktor tarafından önemli teşhis değeri olan bilgiler olarak algılanır. Bundan dolayı akciğer seslerinin yorumlanması önemlidir. Klasik stetoskopların yukarıda sayılan dezavantajlarından dolayı da akciğer seslerinin bilgisayarla analizi ve yorumlanması son yıllarda üzerinde yoğun olarak çalışılan bir alandır. Bilgisayar yardımıyla modern sayısal sinyal işleme tekniklerinin kullanılması ve teknolojiye son gelişmeler, akciğer sesinin akustik esasının daha düzgün bir şekilde anlaşılmasında oldukça faydalı olmuştur [7,8].

Solunuma ilişkin akustik analiz şimdi akciğer seslerindeki değişimleri nicemleyebilmekte, ölçümlerin kalıcı kayıtlarını yapabilmekte ve grafik gösterimler üretilebilmektedir. Böylece yaygın akciğer hastalıklarından muzdarip olan hastaların izlenmesi ve teşhisinde daha kolaylık sağlanabilmektedir [9].

Akciğer seslerinin bilgisayarla analizinin getirdiği kolaylıklara rağmen akciğer hastalıklarının teşhisi yine de karmaşık bir iştir. Nedenlerden birisi bazı akciğer seslerinin (çıtırtı ve ısıklık gibi) çok değişik hastalıklarda da olması ve bazılarının da hem sağlıklı hemde hasta akciğerlerde (bronşiyal gibi) olmasıdır. Bir başka neden akciğer seslerinin bazı özelliklerinin nem, ısı gibi çevresel olduğu kadar, kilo, yaş, cinsiyet, fiziksel durum ve seslerin dinlenme yerlerine göre değişiklik göstermesi gibi hastanın değişik durumlarına bağlı olmasıdır. Bu yüzden karar vermede doktora yardımcı olacak bir teşhis sistemi geliştirmek önemlidir. Böylesi bir sistem, stres, yorgunluk ve yoğun çalışma şartları altında olan bir doktora pratik olarak büyük katkı sağlayacaktır. Böyle bir sistemin oluşturulmasındaki ilk aşama, akciğer seslerini hassas ve yüksek doğrulukta kaydedecek bir elektronik ölçüm düzeninin oluşturulmasıdır. Fakat akciğer hastalıklarının tanısında yeni enstrümanlar ve akciğer ses analizleri klinik uygulamalarda hala yaygın olarak kullanılmamaktadır [10].

Göğüs duvarı üzerinde akciğer seslerinin dağılımının karakteristik örüntüleri ayırt edici tanıda oldukça yararlıdır. Kliniksel pratikte, akciğer oskültasyonu sağ ve sol göğüs duvarı arasında akustik karşılaştırmalar yapabilecek şekilde göğüs duvarı yüzeyinde stetoskop hareket ettirilerek gerçekleştirilir. Ancak kliniksel pratikte çoğu zaman bu şekildeki oskültasyon ile akciğere ilişkin seslerin yorumu, öznel (sübjektif) kalmaktadır. Çünkü bu durum doktorun klinik öğreti ve uygulamadaki uzmanlığına bağlı olan bir süreçtir.

Dolayısıyla göğüs duvarı üzerinde akciğer seslerinin dağılımının karakteristik örüntülerini elde etmek için bilgisayar tabanlı bir sistemden faydalanmak oldukça yararlı olacaktır. Bunun için üst ve alt akciğer bölümlerinden olduğu gibi sağ ve sol akciğer bölümlerinden de eşzamanlı olarak akciğer seslerini elde etmek için çok kanallı veri alma düzeneği kullanılmıştır. Düzeneğin amacı, göğüs duvarının daha geniş alanı boyunca akciğere ilişkin seslerin analizini gerçekleştirmektir. Böylelikle akciğerin farklı bölgelerinde oluşabilecek sesleri de incelemek olanağı elde edilecektir. Aynı zamanda nicel özelliklerin çıkarılmasını kolaylaştırdığı için, çok kanallı düzeneğin akciğer seslerinin yorumunda başarımı artıracığı düşünülmektedir.

Akciğer seslerinin çok kanallı olarak bu şekilde bilgisayarla analizi sayesinde doktorlara hasta durumunun sürekli izlenmesi veya hastalıkların teşhis aşamasında daha fazla yardımcı olunacak ve oskültasyondan kaynaklanacak hatalar azaltılacaktır. Akciğer seslerinin bilgisayarla analizi, kulakla dinleme yöntemine katkıda bulunması, görsel içerik sağlaması, basit, müdahaleci olmayan (non-invaziv) bir yöntem olması, dinlemeye göre potansiyel tanı değerini artırması ve mevcut tanısal metotlara tamamlayıcı olması yönünden önemli görülmektedir.

1816 yılında Fransız hekim Dr. Rene Theophile Hyacinthe Laennec (1781-1826), bir kâğıdı rulo yapıp, bir ucunu hastanın göğsüne diğer ucunu kulağına dayayıp, kalp ve akciğer seslerini dinlemesi ile kulakla göğsü doğrudan dinlemek yerine stetoskopla dinleme imkânı doğmuştur [11,12]. Çok kısa bir süre sonra, rulo kâğıt yerine tüp kullandı ve böylece ilk stetoskop'un buluşu gerçekleşti. Bu buluşun göğüs hastalıklarının teşhisinde bir çığır açtığı söylenebilir. 1829'da Dr Charles Williams, Laennec stetoskobunu iki parçaya bölerek geliştirdi ve değişik açılarla bükülüp katlanabilen bir cihaz haline getirdi. 1830 ve 1840 yıllarında tek kulaktan dinlemeli ve dayanıklı kauçuktan oluşan, doktorların kalp ve akciğer dinlemelerine açılmal hareketlerle kullanım kolaylığı sağlayan stetoskoplar oluştu. 1843'de Amerikalı George P. Cammann tarafından ilk çift kulaklı stetoskoplar geliştirildi. 1855 yılında İngiliz Alfred Leared bu aleti değişik şekillerde geliştirdi. Sonraki 40 yıl içinde ise stetoskop tasarımı çok az değişime uğradı. 1894'de İtalyan Aurelio Bianchi ile Amerikalı ünlü mühendis R.C.M. Bowles'in çalışmaları ile stetoskoba diyafram ve çanın eklenmesi ve bunların yararları üzerine tartışmalar yapıldı. 1926'da Howard Sprague stetoskopta ilk çan ve diyafram kombinasyonunu bugünkü şekli ile gerçekleştirdi. 1940'da Dr. Sprague, Maurice Rappaport ile birlikte çalışarak, stetoskobun bilimsel fizik prensiplerini belirledi. 1960'larda Dr. Littmann akustik performansı daha da geliştirilmiş yeni stetoskopları oluşturdu. Akciğerin oskültasyonu uzun seneler boyunca sadece bu klasik stetoskoplara bağlı olarak yapılabiliştir [13].

Birçok modern stetoskopların yüksek maliyetine rağmen bu aletler vücut yüzeyi ve kulaklar arasındaki ses iletimi için uygun kullanımlı ve basittir. Stetoskoplar nadiren

test edilip oransal olarak karşılaştırılır ve çoğunlukla görünüşlerine bakılarak veya şöhretlerine göre seçilirler. Stetoskopların performansı akustik olarak aslında çok da iyi değildir. Çünkü bunlar seslerin frekans bantlarını tam olarak veremezler. Daha çok, klinik beklentilere göre sesleri seçerek yükseltip veya azaltırlar. Yükseltme 112 Hz'den düşük, alçaltma ise daha yüksek frekanslarda olur. Düşük frekansların yükseltilmesi kalp biliminde işe yaramıştır. Çünkü kalp sesleri bu oranlar içerisinde. Akciğer oksültasyonunda ise kullanımdaki günümüz stetoskoplarından daha güvenilir bilgi veren elektronik stetoskoplardan yararlanma durumu gittikçe gelişmektedir.

Oskültasyon bulgularının analizine ise ilk olarak 1950'li yıllarda McKusick ve arkadaşları tarafından başlanmıştır. McKusick ve arkadaşları bronşiyal seslerin normal seslerden daha fazla yüksek frekanslı bileşenler içerdiğini göstermişlerdir [14].

1960'larda analog elektroniğin gelişmesi ile akciğer seslerinin analizine ise Paul Forgacs tarafından öncülük edilmiştir. Forgacs ilk olarak değişik kliniksel koşullar ile akciğer ses parametrelerini ilişkilendirmek için bazı çalışmalar yapmıştır [15]. Dr Forgacs daha sonra ilk defa sistematik akciğer ses ölçümlerini gerçekleştirerek, akciğer seslerini kaydetmeye başlamış ve bu seslerin grafiksel olarak gösterimi üzerinde çalışmıştır [16]. Dr Forgacs'ın "Lung Sounds" adlı incelemesi ise hala akciğer seslerinin terminolojisinin anlaşılmasında temel eserlerden biri niteliğindedir [17].

Bilgisayar ve sayısal sinyal işleme teknolojisinin gelişmesi ile sonraki yıllarda, akciğer seslerinin değerlendirilmesinin nesnelliğe kavuşturulması amacıyla, akciğer seslerinin sayısal olarak işlenmesi ve grafiksel olarak gösterilmesi ilkelerine dayanan birçok çalışmalar yapılmıştır.

Örneğin, Murphy ve arkadaşları normal ve anormal akciğer ses sinyallerinin geniş zaman gösterimi yöntemi üzerinde çalışarak, farklı zaman ölçeklerinde dalga şekillerindeki değişimleri elde etmiştir [18].

Wooten ve arkadaşları gerçek zamanlı ve çift kanallı olarak çalışan ses sinyali zarf algılayıcı bir spektrum analiz sistemi geliştirerek akciğer seslerinin genlik, frekans ve zaman olarak üç boyutlu spektral gösterimlerini elde etmişler ve akciğer seslerinin klasik oskültasyonla elde edilemeyen ses şiddeti ve frekans bilgilerini sağlamışlardır [19].

Mori ve arkadaşları çıttırtı seslerinin dalga şekli ve spektral analizi üzerinde çalışmış, çıttırtı seslerinin frekans değişiminin 100–1000 Hz arasında yayıldığını bildirmiştir [20].

Gavriely ve çalışma arkadaşları, iç ve dış soluma sırasında göğüs duvarının çeşitli bölgelerinden alınan normal akciğer seslerinin Hızlı Fourier Dönüşüm (HFD) yöntemiyle analizini gerçekleştirmiştir. Bu çalışma sonucunda, normal akciğer sesleri spektral güç eğiminin, alınan bölgeye bağlı olarak, 9,8 -14,4 dB/oktav olarak değiştiğini göstermiştir [21].

Chowdhury ve arkadaşları 5 sağlıklı ve 20 hastalıklı denekten akciğer seslerini kaydederek seslerin frekans bileşenlerindeki farklılıkları mukayese etmişlerdir [22].

Pasterkamp ve arkadaşları yeni doğan bebekler ile daha ileri yaştaki deneklerin akciğer sesleri arasındaki farklılıkları elde etmek için 14 normal yeni doğan bebeğin akciğer seslerini kaydetmiş ve HFD güç spektrum analizini gerçekleştirmiştir [23].

Fenton, Pasterkamp ve çalışma arkadaşlarının bir başka çalışmasında ise ise sağlıklı ve astımlı çocuklardan alınan akciğer sesi kayıtlarının güç spektrumlarını incelemişler ve aradaki farklılıkları ortaya çıkarmaya çalışmışlardır. Islık (wheeze) sesinin belirlenebilmesi için güç spektrumundaki en yüksek genlik ve en yüksek frekans analiz edilmiştir [24].

Modern sayısal sinyal işleme tekniklerinin kullanılmasıyla bilgisayar yardımıyla dalga şekillerinin analizi akciğer seslerinin incelenmesi için bir araştırma tekniği tabanı olmuştur. Bu alanda araştırmalar gelişmektedir ve analiz tekniklerinin birçok

farklı tipleri kullanılmaktadır. Günümüze kadar akciğer ses sinyallerinin klasik spektral analizi çoğu zaman HFD algoritması kullanarak yapılması genelleşmiştir [25-31]. Spektral analiz genellikle kısa-zamanlı güç spektrumu ve güç spektral yoğunluğu kestirimi, ortalananmış güç spektrumu ve güç spektral yoğunluğu kestirimi; spektrum güç dağılımının kestirimi, sonogram (spektrogram) gösterimi ve değişik diğer metotlar kullanılarak yapılmaktadır. Son zamanlarda parametrik spektral analiz teknikleri de artarak kullanılmaktadır. Bunlar, Özbağlanımlı (Autoregressive-AR) analiz [32-36], Hareketli Ortalama (Moving Average-MA) analiz [36] ve Dalgacık (Wavelet) analizidir [37-39]. Akciğer seslerinin sınıflandırılmasında ise Mahalanobis, K-komşuluk (K-nearest neighbor) ve Euclid uzaklık ölçütleri [40-43] ile Yapay Sinir Ağları (YSA) [44-52] tercih edilen sınıflandırıcılardır.

Dr. Forgacs'ın çalışmalarından sonra pratik olarak kullanılabilecek bir teşhis aracı yapma düşüncesi oldukça yayılmıştır. Fakat kayıta kullanılan cihazların ve bu cihazların kullanım kurallarının, araştırmacılar tarafından tam anlamıyla belli bir kurala veya standarda bağlanmamış olması, bu alandaki çalışmaların gelişimini olumsuz etkilemiştir.

Araştırmacıların akciğer seslerini ölçmek için kullandığı parametrelerin birçoğunun hastadan hastaya geniş bir değişkenliğe sahip olduğu görülmüştür. Spektral özelliklerin kayıt yeri, yaş, cinsiyet, akış hızı ve hastalığın niteliğine bağlı değişiklikler gösterdiği saptanmıştır. Mevcut araştırmalara göre anormal akciğer seslerini sağlıklı akciğer seslerinden ayırt etmek için güvenilir bir standart yoktur. Örneğin genç bir çocuğun ses şiddetinin normal düzeyi, yaşlı bir hastada akciğer konsolidasyonunu gösterebilmektedir. Diğer yandan akciğer seslerinin frekans bileşenleri geniş bir aralıktadır ve frekans bileşenlerini etkileyen çeşitli faktörler bulunmaktadır. Sayılan sebeplerin her birinin akciğer seslerinin kayıt ve analizi üzerinde belirli ölçüde etkileri vardır [53-55].

Birçok araştırmacı bu standart ve metod eksikliklerinden dolayı sıkıntı çekmiştir. Daha sonraları bu zorlukların bir kısmı M. J. Mussell tarafından tartışılmış ve M. J.

Mussell'in akciğer seslerinin kayıt ve analizinde standartlaşmanın ehemmiyeti, standartlar için önerileri anlatan bir çalışması oluşmuştur [56].

Kliniksel oskültasyon yordamında olduğu gibi akciğerler seslerinin kayıt ve analizi için de göğüs duvarının belirli bölgelerinden sistematik olarak dinleme yapılması gerekmektedir. Akciğer seslerini göğüs duvarının sadece tek bir noktasından dinleme işlemi yeterli olmamaktadır. Çünkü bir kısım hastalıklar sadece bazı akciğer bölümlerinde oluşabilmektedir. Dolayısıyla akciğerlerin; üst, orta ve alt lobları tümüyle dikkate alınıp, göğüs duvarının birçok bölgesinden eş zamanlı akciğer ses kaydı gerçekleştirildiği takdirde değişik akciğer alanlarında duyulan sesler birbiri ile mukayese edilebilecek, böylelikle hastalar arasındaki değişkenliklerden de sakınılacaktır. Yine böyle bir metot ile farklı hava akış oranlarından dolayı oluşabilecek parametrik farklılıkların bilinen problemlerden de aynı zamanda sakınılmış olunacaktır [57,58].

Son günlerde yukarıda bahsedilen sebeplerden dolayı akciğer seslerini göğüs duvarı üzerinden çok kanallı ve eşzamanlı olarak toplayıp kaydetme, analiz etme ve akciğer hastalıklarını daha hızlı ve kesin şekilde teşhis etmek için doktorlara yardımcı olacak bir sistem üzerinde yapılan araştırma çalışmaları yoğunlaşmaya başlamıştır [59-64].

Bu çalışmada, akciğer seslerini kaydetmek, zaman ve frekans düzlemlerinde normal ve patolojik durumdaki sesleri incelemek ve ayırt etmek için PC tabanlı çok kanallı veri toplama (akciğer sesleri için 14 kanal) ve işleme düzeneği geliştirilmiştir. Sonra da, akciğer seslerinin yapay sinir ağları yardımıyla sağlıklı-hastalıklı sınıflandırılması gerçekleştirilmiştir.

Tezin ikinci bölümünde, solunum sisteminin anatomisi, akciğerler seslerinin oluşumu, terminolojisi, normal ve patolojik yapıdaki ek akciğer sesleri ve genel akciğer hastalıkları hakkında temel bilgiler verilmiştir.

Üçüncü bölümde akciğer seslerinin kaydedilmesi için oluşturulan ölçüm düzeneği anlatılmıştır. Akciğer sesleri hava bağlaşımlı elektret mikrofonlar ile 16 kanal analog

girişli bir veri elde etme kartı kullanılarak (Instrunet model) akciğerin 14 bölgesinden ve soluk borusundan alınan sesler çok kanallı biçimde bilgisayar ekranına grafiksel olarak çizdirilmekte aynı zamanda bilgisayar ortamına ASCII dosya formatında kaydedilebilmektedir. Daha sonra da grafiksel ve çözümsel olarak incelenmektedir. Kurulan çok kanallı düzenele göğüs duvarı üzerinde 14 farklı akciğer bölgesinden ve soluk borusundan eşzamanlı olarak seslerin bilgisayar ortamına kaydedilmesi ile zaman ve frekans düzlemlerinde analizine olanak sağlanmıştır. Böylece akciğer seslerinin göğüs duvarı üzerinden dinleme işlemi 14 farklı bölgeye ayrılarak bölgesel inceleme gerçekleştirilmiştir.

Dördüncü bölümde ise oluşturulan düzenele kullanılarak kaydedilen akciğer seslerinin zaman ve frekans düzlemindeki değişik analizleri anlatılmıştır. Ayrıca yapay sinir ağları hakkında bilgiler ile akciğer seslerinin çok katmanlı algılayıcı sinir ağına uygulanması verilmiştir. 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, ısıık seslerinin algılanması, çıtırtı seslerinin algılanması ile değişik zaman ve genlik çözünürlükleri incelenmiştir. Frekans düzleminde ise akciğer ses sinyallerinin Hızlı Fourier Dönüşüm (HFD) metodu ile güç yoğunluk spektrumları kestirilerek, spektral analizleri gerçekleştirilmiştir. Daha sonra da, akciğer seslerinin HFD analizi sonucunda, elde edilen spektrumlarından çıkarılan özellik vektörleri çok katmanlı algılayıcı sinir ağına giriş olarak uygulanarak sinir ağı eğitilmiş ve akciğer seslerinin sağlıklı-hastalıklı sınıflandırılması gerçekleştirilmiştir.

Beşinci bölümde ise, akciğer seslerinin zaman düzlemi, frekans düzlemi ve yapay sinir ağı analizlerinden elde edilen sonuçlar verilerek irdemeleri yapılmıştır.

Altıncı bölümde de tezle ilgili genel sonuçlar verilmiştir.

2. SOLUNUM SİSTEMİNİN ANATOMİSİ VE AKCİĞER SESLERİ

Solunum fizyolojik bir olay olup, kişinin yaşamı için gerekli oksijeni sağlar. Bu nedenle soluk alma ve hayatta kalma eş anlamda algılanır. Solunum sisteminin temel fonksiyonu dokulara oksijen sağlamak ve dokularda oluşan karbondioksidi alıp dışarı atmaktır.

2.1. Solunum Sistemi Fizyolojisi

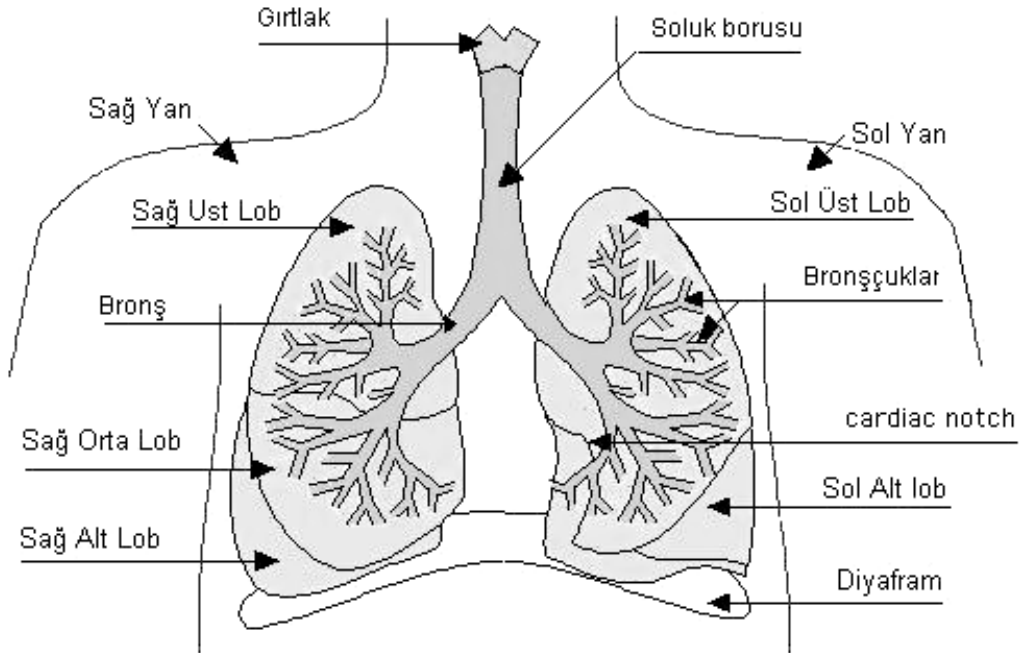
Solunum, vücut metabolizması için gerekli olan oksijenin atmosfer havasından alınarak doku seviyesine ulaştırılması ve doku seviyesinden alınan karbondioksitin alveollere ve oradan da atmosfer havasına verilmesini içerir. Akciğerler, kan, kalp ve dolaşım sistemi bu fonksiyonların sürdürülebilmesi için gereklidir. Burada akciğerin başlıca işlevi arter kanına oksijen (O_2) eklemek ve ven kanından karbondioksiti (CO_2) uzaklaştırmaktır. Akciğer bu işlevi şu dört olay aracılığı ile gerçekleştirir.

1. Ventilasyon: Oksijenden zengin havanın akciğerlere alınması ve yüksek oranda karbondioksit içeren solunum havasının dışarı atılmasıdır.
2. Distribüsyon: Atmosfer havasının solunumsal birimlerde dağılımı
3. Perfüzyon: Kanın akciğer kapillerinden (kapiller: ven ve arterleri birbirine bağlayan kılcal damarlar) geçmesi
4. Difüzyon: Alveollerdeki hava ile akciğer kapiller kanı arasında oksijen (O_2) ve karbondioksit (CO_2) değişimi

Solunum sistemi birbirine denk işleyen bu olgularla sistematik dolaşıma yeteri kadar oranda oksijen sağlar, diğer taraftan dokularda metabolizma artışı olarak ortaya çıkan karbondioksiti dışarı atar [65].

2.2. Solunum Sistemi Organizasyonu ve Akciğerler

Solunum sistemi, solunum yolları ve akciğerlerden oluşur. Solunum yolları burun boşluğu, ağız, yutak, gırtlak, soluk borusu, bronşlar, bronşçuklar ve alveollerden (hava kesecikleri) oluşur (Şekil 2.1). Soluk borusundan sonra ilk dallanan yapılara bronşlar, bronşlardan sonraki daha dar çaplı yapılara da bronşçuk denilmektedir. Soluk borusu çapı 1,5-2,5 cm, kesit alanı ortalama $2,54 \text{ cm}^2$, uzunluğu ortalama 11 cm'dir. Bronş, duvarlarında kıkırdak bulunan hava yollarıdır. Bronşçuk ise duvarında kıkırdak bulunmayan ve çapları 1 mm'den daha küçük olan hava yollarıdır. Soluk borusu ve ana bronşlar akciğerin dışındadır. Ana bronştan sonraki bronş ağacı kısımları akciğerin içinde bulunurlar. Akciğerler esas olarak alveol denilen içi hava dolu küçük keseciklerden oluşur. Alveol kanla, atmosfer havasının gaz değiştirdikleri yerdir ve her iki akciğerde yaklaşık 14 milyon alveol kanalı ile 300 milyon alveol vardır.

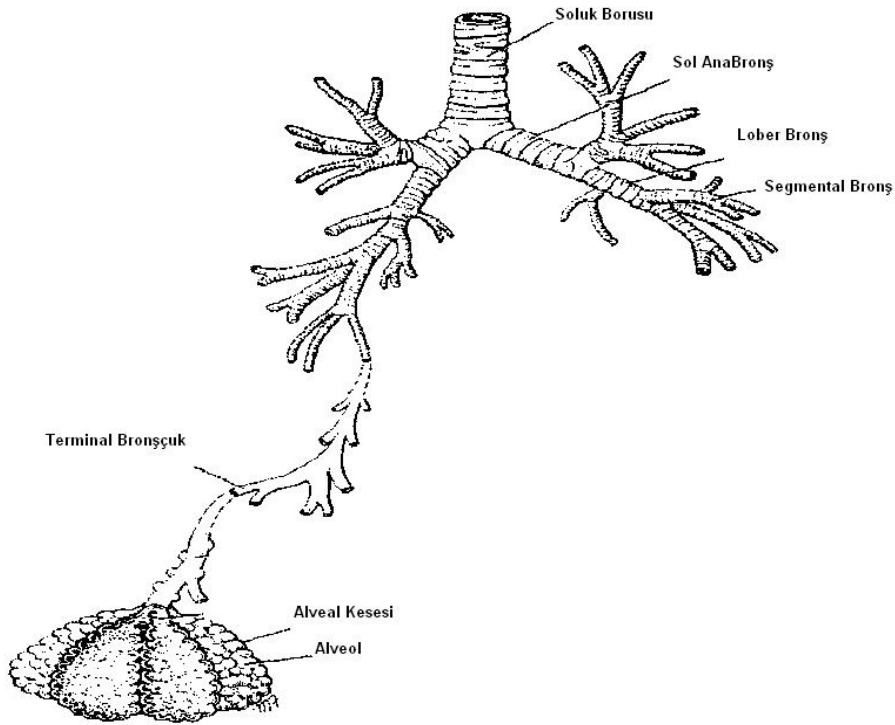


Şekil 2.1. Solunum yolları ve akciğerler

Akciğerler toraks denilen göğüs kafesi içinde yerleşmiştir. Toraks kapalı bir bölmedir. Boyunda kaslar ve bağ dokusu tarafından sınırlanmıştır, altta ise diyaffram denilen kubbe şeklinde bir çizgili kas ile karından tümüyle ayrılmıştır.

Akciğerler ağırlık olarak vücudun pek az bir kısmını oluştururlar, fakat yüzey olarak çok fazla bir yer kaplar. Sağ ve sol olmak üzere 2 akciğer vardır. Sağ akciğer, altında yer alan karaciğerin yukarı doğru itmesi nedeniyle, sol akciğere göre daha yukarıdadır. Sol akciğerde, kalbin baskısı nedeniyle, sağ akciğere göre daha küçüktür.

Akciğerler loblara loblar ise segmentlere bölünmüştür. Her bir segmentin kendi arteri veni ve bronşu vardır. Sağ akciğer üç loba, sol akciğer ise iki loba ayrılır. Her akciğerde 10'ar olmak üzere toplam 20 segment vardır. Akciğerlere giren ana bronşlar, birçok dallara bölünerek ağaç görünümü oluştururlar (Şekil 2.2). Dallanma; bronşlar, bronşçuklar, terminal bronşçuklar, alveol kanalları, alveoller şeklindedir.



Şekil 2.2. Soluk borusundan alvollere kadar bronş dallanması

Soluk borusu sol ve sağ akciğerlere doğru önce iki ana bronşa ayrılır. Sağ ana bronş soluk borusunun hemen devamı halindedir ve soluk borusundan 25 derecelik bir açı ile ayrılır. Sol ana bronş ise 45 derecelik bir açı yapar. Sağ ana bronş 1,5-2 cm; sol ana bronş 5 cm uzunluğundadır. İki ana bronşın toplam çapı soluk borusundan

büyüktür. Ana bronşlardan lob bronşları, lob bronşlarından da segment bronşları ayrılır. Böylece bronş ağacı soluk borusundan itibaren ortalama 23 dallanma yaparak alveollere kadar ulaşır. Her bir dallanma sonundaki toplam kesit alanı, bir önceki kesitin yaklaşık 6/5'i oranında genişleyerek, sonunda 140-180 cm² ye çıkar. Ana lob ve segment bronşları, bronş ağacının sırası ile 1., 2. ve 3. dallanmasını yaparlar. Bunları izleyen bronş dalları da sıra ile numara alırlar. Terminal bronşçuk 16. dallanmayı oluşturur. Solunumsal (respiratuvar) bronşçuk 17-19., alveol kanalları 20-22., ve alveol keseleri 23. dallanmayı oluşturur. Her solunumsal bronşçuk birbirini izleyen üç basamaktan kurulmuştur. Bunlar, solunumsal bronşçuk 1, 2 ve 3 olarak adlandırılır. Solunumsal bronşçukların duvarlarında gaz alım-verimi yapan alveollar bulunur.

Sağ ana bronştan, önce sağ üst lob bronşu ve biraz aşağıda orta lob bronşu ayrılır. Bu iki lob bronşu arasında kalan bronş parçasına ara bronş denilir. Orta lob'dan sonra bronş ağacı alt lob bronşunu oluşturur. Sol ana bronş, sol üst ve sol alt lob bronş dallarına ayrılır. Alt lob bronş dalı sol ana bronşun devamı niteliğindedir. Solda ara bronş yoktur. Segment bronşları ise dağıldıkları segmente göre adlandırılır.

Atmosfer havasının akciğerlere giriş ve çıkışı, ağız ve burun kapılarından başlayıp alveollere kadar uzanan, hava yolları aracılığı ile olur. Oksijen ve karbondioksitin değiştirilmesi her solukta alınan ve verilen hava ile sağlanmaktadır. Alınan hava üst hava yollarından itibaren bronş sistemine yayılır. Alt solunum yollarında bronş çapları giderek daralırken, toplam bronş kesit alanı artar. Buna bağlı olarak hava yolu direnci düşer ve hava akım hızları bu bölgede gittikçe azalır. Yaklaşık 17. dallanma seviyesinde akım hızı hemen hemen sıfır olur. Havanın bu bölgeden alveollere kadar ulaşması gazların serbest difüzyonu ile gerçekleşir.

Bronşlar, bronşçuklar ve terminal bronşçuklarda gaz alışverişi olmaz, bu kanallar anatomik ölü boşluk olarak adlandırılır. Anatomik ölü boşlukta bulunan hava hacmi 150 ml kadardır. Anatomik ölü boşluk nedeni ile her bir solunum ile akciğerlere alınan 500 ml havanın 350 ml sinde gaz değişimi yapılmaktadır. Gerek akciğerlerde

gerekse hücre düzeyinde gaz alışverişi difüzyon ile olmaktadır. Difüzyon pasif bir olaydır, yani gazlar konsantrasyon farkları doğrultusunda difüzyona uğrarlar.

Akciğerde oluşan hava hareketlerinin temeli basınç değişiklikleridir. Gaz ve sıvıların daima yüksek basınç bölgelerinden, düşük basınç bölgelerine doğru hareket edeceği düşünülrse ventilasyon sırasındaki hava hareketi de ağız ve burunla başlayan “iletici havayolları” ile alveoller arasındaki basınç farkları ile ortaya çıkmaktadır. Nitekim ağız ve alveol arasındaki basınç farkı ortadan kalktığında hava akımı da durmaktadır [66-68].

2.3. Akciğer Seslerinin Oluşum Mekanizması

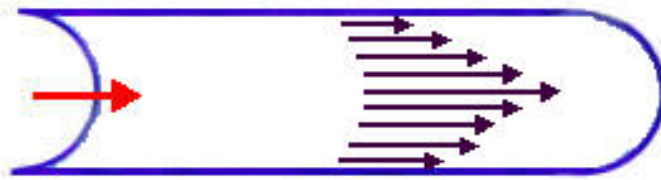
Oskültasyon ile işitilen akciğer seslerinin, soluk alıp verme sırasında solunum yollarındaki gaz basıncının hızlı değişimi sonucunda oluşan hava akımlarının solunum yollarının çeperlerinde meydana getirdiği titreşimlerin akciğer dokusundan geçerek göğüs duvarına ulaşmaları sonucunda oluştuğuna inanılmaktadır [4].

Dolayısıyla göğüs duvarından işitilen sesler solunum yolları içindeki hava akımının farklı akış biçimleri ile ilişkilidir. Hava akımının akciğer içine girmesi için hava akımına karşı akciğerlerin hava yolu direncinin üstünde bir basınç farkı olmalıdır. Basınç farkı ile hava akımının hızı arasındaki ilişki hava yolu direnci olarak bilinir. Hava yolu boyunca basınç farkı hava yolunun çapı, hava akımının hızı ve tipine bağlıdır. Hava akımının 2 tipi vardır. Bunlar; laminar akım ve türbülant akımdır.

2.3.1. Laminer akım (Laminar flow)

Laminer akım, çapı bağdaşık (uniform) olan ve içinde hiçbir tıkanıklık bulunmayan bir tüp içinde akışkanın düzgün bir şekilde çok küçük yön değişiklikleri ile akmasıdır. Bu tür bir akımda, basınç ile akım hızı arasında doğrusal bir ilişki bulunmaktadır. Bu tip akımda akışkan hava yolu çapının ortasında belirli bir kritik hızın altında, hava yolunun kenarlarında ise endüşük hızda havayolunun kenarlarına paralel olarak seyreder (Şekil 2.3). Laminer akımla hava yolunun aşağılarına gittikçe

basınç akım hızı ile orantılı olarak düşer ve hava yolu direnci akım hızının azaltılması ile düşürülür. Havayollarının uniform bir şekilde daralması halinde akım hızının daralması havayolu yarıçapının 4. kuvveti ile doğru orantılıdır. Yani akım hızı, havayolu yarıçapının daralması halinde 4. kuvveti şeklinde azalmaktadır. Bu durum sadece basıncın sabit kaldığı durumlarda geçerlidir. Dolayısıyla bronş çapındaki en küçük bir değişiklik, alveollere belirli zaman içinde erişen hava miktarını büyük ölçüde değiştirebilmektedir. Yani; hava yolu darlığı bulunduğu sabit bir ventilasyonun sağlanabilmesi için itici basıncın büyük ölçüde artması gerekmektedir. Yarıçap, yarı yarıya azalırsa, direnç 16 kat artmaktadır. Ancak uzunluk 2 katına çıkarsa, direnç sadece 2 kat artmaktadır.



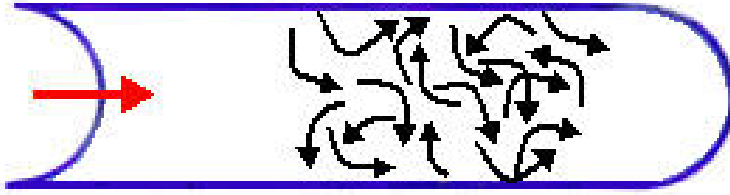
Şekil 2.3. Laminar akım

Rahat bir soluk alma sırasında solunum yollarının doğrusal kesimlerinde akış bu şekilde düzgündür. Bu durumda hava, kenar yüzeylerine paralel çizgiler halinde tek bir yönde hareket edecektir. En uçta bulunan hava yollarında ve alveollerde akış bu türden, sessiz bir akıştır. Basıncı ani değişimler veya titreşimler olmadığı müddetçe, ses dalgaları oluşmayacaktır [66,68].

2.3.2. Türbülant akım (Turbulent flow)

Hava akım hızının kritik hızı aşması ile hava akımı laminar olmaktan çıkıp yön ve kuvvet değiştirmeye, karışık yön ve hızlarda hareket etmeye başlar; bu türbülant hava akımı olarak adlandırılır (Şekil 2.4). Türbülant akım hava akım hızının fazla olduğu büyük hava yollarındaki akımın şeklidir ve büyük havayolları direncinde önemli rol oynamaktadır. Aynı zamanda havayollarında türbülant akım, akım yönünün ani değişiklikleri ve havayolu çapının ani daralmaları sonucu da ortaya çıkmaktadır. Bu tür bir akımı sağlamak için gerekli basınç, laminar akıma göre daha fazladır. Böyle

bir akım şeklinde basınç ile akım arasında doğrusal bir ilişki bulunmaz. Basınç, akım hızının karesi ile doğru orantılıdır. Türbülant akımın oluşturduğu direnç, akışkanın yoğunluğu ile ilişkilidir. Yoğunluk azaldığında türbülant akımların meydana getirdiği direnç de azalmakta, dolayısıyla akım hızı artmaktadır.



Şekil 2.4. Türbülant akım

Bronşun ilk dalları ve soluk borusundaki hava akımı türbülantdır. Türbülant akımda birbiriyle çarpışan gaz külecikleri arasında enerji alışverişi gerçekleşir ve sesin oluşmasına sebep olan, anlık basınç değişimleri meydana gelir. Gazın düzensiz akışı sayesinde oluşan bu gürültünün genliği rasgele değerler alır [66-68].

Dik durumdaki bir akciğerde akciğerin üst tarafı olan apeksi (apex) ile tabanı arasında önemli derecede ventilasyon ve perfüzyon farkları vardır. Akciğer tabanına doğru indikçe hem kan akımı hem de ventilasyon artar. Ancak perfüzyondaki artma ventilasyondan çok daha fazla ve çabuk olur. Bu bölgedeki alveoller fazla perfüze olurken az ventile olurlar. Yani akciğerlerin üst tarafı olan apekte oluşan seslerle akciğer tabanında oluşan sesler farklı yoğunluklara sahip olabilmektedir.

Soluma sesleri soluk borusundan ve göğüs duvarından dinlendiğinde farklı özelliklerde olabilmektedir. Bunun nedeni solunan havanın geçiş yaptığı hava yollarının farklı yapıda olmasından kaynaklanmaktadır. Soluk borusu ve ana bronş gibi geniş hava yolları boyunca soluma sesleri bozulmadan iletilir. Fakat akciğerler ve göğüs duvarı boyunca iletilen sesler daha dar bir frekans aralığına düşerler yani filtrelenmiş olurlar. Akciğer dokusunda (parankimasında) bulunan alveoller içindeki havadan dolayı akciğer dokusunun seslerin iletiminde etkisi oluşmaktadır. Bu yüzden oluşan sesler göğüs duvarına ulaşıncaya kadar, toplam enerjilerinin ve frekans bileşenlerinin bir kısmını iletim sırasında kaybederler. Bir akciğer hastalığının sebep

olduğu akciğer doku yoğunluğundaki değişimler (zatürre gibi) de akciğer dokusunun filtreleme özelliklerinde değişime sebep olacak ve dolayısıyla akciğer seslerinin değişmesi ile sonuçlanacaktır. Göğüs duvarı üzerinden dinlenen seslerde 200 Hz'nin üstündeki frekanslarda genliklerinde büyük düşüşler görülür. Buna karşılık soluk borusundan alınan sesler 200 Hz ile 2000 Hz gibi daha geniş bir aralığa sahiptirler. Yani göğüs duvarları ve akciğerler aslında bir nevi alçak geçiren bir filtre gibi davranırlar ve daha düşük frekansların iletilmesine izin verirler [4].

Akciğer seslerinin oluşumu özet olarak iki nedene bağlıdır; hava basıncında hızlı değişimler ve katı dokuların titreşimleri. Bu iki nedenle oluşan sesler, kaynak yerlerinden göğüs duvarına ulaşır ve göğüs duvarının titreşime katılması ile duyulurlar. Sesler, kaynak yerlerinden göğüs duvarına kadar hafiflemiş ve filtre edilmiş olarak ulaşırlar; yani seslerin kaynak yerlerindeki toplam şiddet ve frekanslarının ancak bir kısmı göğüs duvarına ulaşır. Göğüs duvarı ile akciğerin akustik uyumlarına göre de göğüs duvarında titreşimler gelişir [4].

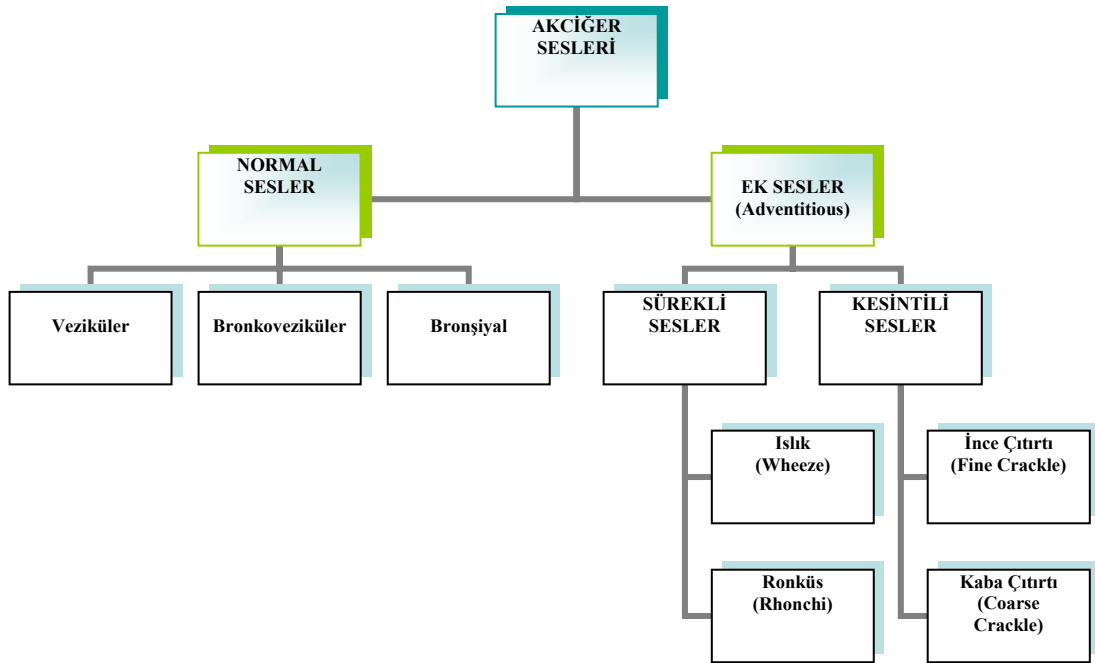
2.4. Akciğer Sesleri Terminolojisi

Akciğer sesleri kabaca normal akciğer sesleri ve patolojik ek akciğer sesleri (adventitious sounds) olarak iki ana gruba ayrılarak incelenir. Her ne kadar değişik akciğer seslerinin objektif olarak tanımlanması için çeşitli girişimlerde bulunulsa da hala akciğer seslerinin terminolojisi sübjektif özelliğini korumakta ve kesin tanımlamalar yapılması tartışılmaktadır. Son bir kaç 10 yıla kadar akciğer seslerinin isimleri Laënnec tarafından verilen orjinallerden türetildi ve Forbes tarafından İngilizce'ye çevrildi. Bu isimler bunların üretiminin patolojik mekanizmasının vurgusunu taşıdı [69].

Akciğer seslerinin mevcut terminolojisi, terminolojideki karışıklığı azaltmak için yapılan bir girişimle ilk olarak Uluslararası Akciğer Sesi Birliği (International Lung Sound Association-ILSA) tarafından 1976'da düzenlenen bir toplantı esnasında formüle edilmiştir. Bu terminoloji daha sonra 1977'de Amerikan Toraks Derneği

(American Thoracic Society-ATS) tarafından da benimsenmiş ve geniş çapta kabul görmüştür [69,70].

Son yıllarda ise Avrupa Birliğinin finanse etmiş olduğu ve Avrupa Solunum Derneği (European Respiratory Society-ERS) tarafından organize edilen “Computerized Respiratory Sound Analysis-CORSA” başlıklı proje ile de akciğer sesleri terminolojisini yerleştirme ve bu alanda standart oluşturma çabaları geliştirilmektedir [9].



Şekil 2.5. Akciğer seslerinin sınıfları

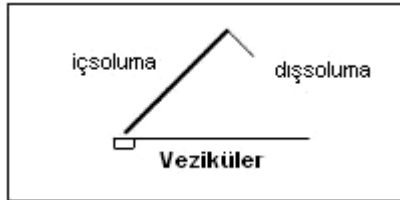
Günümüzde daha çok kabul görmüş ve bu tezde kullanılmış olan normal akciğer sesleri ve anormal olarak da adlandırılan patolojik ek akciğer seslerinin sınıfları Şekil 2.5’de verilmiştir.

2.5. Normal Akciğer Sesleri

Akciğerlerde bir problem olmadığı durumda duyulan seslerdir. Normal sesleri oluşum yerlerine ve şekline göre üçe ayrılırlar. Bunlardan ilki veziküler ses, ikincisi bronkoveziküler ses ve diğeri de bronşiyal ses olarak adlandırılır. Bu seslerden ilk

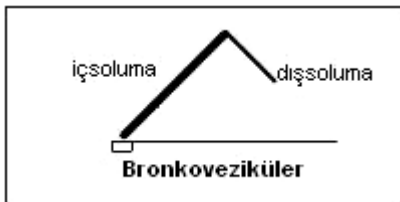
ikisi göğüs duvarından duyulan akciğer sesleri ve diğeri de soluk borusundan duyulan soluma sesi olarak da bilinirler.

Veziküler sesler, 200–600 Hz arasında frekansa sahiptir ve akciğerlerin etrafındaki hemen hemen bütün kısımlarda duyulabilirler. Bu sesler içsolumada, dışsolumaya kıyasla daha kuvvetli işitilir ve içsoluma evresi dışsolumaya göre daha uzundur (Şekil 2.6). Aynı zamanda içsoluma sesini hiç bir duraklama periyodu (sessiz ara) olmadan hemen dışsoluma sesi izler.



Şekil 2.6. Normal veziküler sesin evre süre ve yoğunluğu

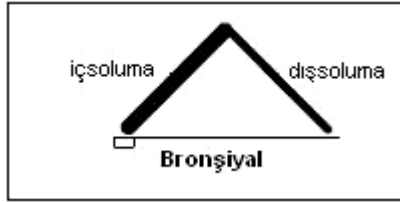
Bronkoveziküler ses normal veziküler ses ile bronşiyal sesin karışımı bir ses ihtiva eder. Bu sesler normalde göğüs üzerinden birinci ve ikinci interkostal boşlukları yakınında ve sırtta kürek kemiği arasından dinlenebilir. Heriki bölgede sağ ve soldan daha iyi bir şekilde işitilirler. Bronkoveziküler ses tam bir içsoluma evresi ile daha sonra kısa ve daha yumuşak bir dışsoluma evresi ile açıklanır (Şekil 2.7). İçsoluma ve dışsoluma arasında sessiz ara yoktur.



Şekil 2.7. Bronkoveziküler sesin evre süre ve yoğunluğu

Bronşiyal veya soluk borusu seslerinin en önemli özellikleri tam bir içsoluma ve dışsoluma evresi içermeleridir (Şekil 2.8). İç soluma evresi dışsolumaya göre daha gürültülü ve daha yüksek frekans bileşenleri içermektedir. Aynı zamanda soluk

borusu sesleri tüm solunum çevrimi boyunca duyulmasına rağmen göğüsden duyulan sesler dışsolumanın yarısından sonra iyice zayıflayarak duyulmaz olurlar



Şekil 2.8. Soluk borusundan duyulan sesin evre süre ve yoğunluğu

Soluk borusundan duyulan sesler ile göğüs duvarından duyulan sesler arasında önemli farklar vardır. Göğüs duvarından duyulan sesler, göğüs kafesinin alçak geçiren bir süzgeç özelliği göstermesi yüzünden soluk borusundan duyulan seslere göre daha düşük bir frekans bandında sınırlanmışlardır. Hâlbuki soluk borusu sesleri 100 Hz'den 1500 Hz'ye kadar değişen frekansları kapsayan ve yaklaşık 500 Hz üzerindeki bir güçte ani düşüğe sahip geniş spektrumlu sesler olarak kendini gösterir. Soluk borusu seslerinin spektral şekli kişiden kişiye göre değişebilir ama bireysel hava yolu anatomisinin güçlü etkisini yansıtması aynı kişi içinde tekrar ortaya çıkabilir. Bu çeşitliliğe bağlı olarak soluk borusu seslerinin parametrik temsili göğüs duvarı üzerinden dinlenen akciğer seslerine göre daha karmaşıktır [4,21,28,71].

2.6. Patolojik Ek Akciğer Sesleri (Adventitious Sounds)

Patolojik durumlarda içsoluma ve dışsoluma da işitilen akciğer seslerine eklenen bazı sesler işitilir. Bu seslere oskültasyon ek-sesleri de denilmektedir. Ek sesler normal durumlarda bulunmayıp patolojik durumlarda ortaya çıkarlar. Ek seslerin, içsoluma veya dışsoluma evresinde ve her iki evrenin başında, ortasında veya sonunda işitilip işitilmediği akciğer hastalıklarının tanısı bakımından dikkate alınırlar. 1977 yılında ATS tarafından benimsenen patolojik ek akciğer seslerinin terminolojisi Çizelge 2.1'de verilmiştir. Fakat bu seslerin akustik karakteristikleri yaygın kabul görmesine rağmen terminolojisi hala tam olarak yerleşmemiş ve tartışılmaktadır. Ek akciğer sesleri kesintili ek sesler (Discontinuous sounds) ve sürekli ek sesler (Continuous sounds) olmak üzere iki ana grup altında incelenmektedir [4,71,72].

Çizelge 2.1. Yaygın patalojik ek akciğer seslerinin terminolojisi [71]

Akustik Karakteristikler	ATS	Yaygın Sinonim	Leannec Orijinal Terimi
Süreksiz, kesintili patlamalı sesler Gürültülü, düşük perdeli **IDW=1,25 ms **2CD=9,32 ms	Kaba Çıtırtılar (Coarse Crackles)	Coarse Rale Wet crackle	Rale muquex ou gargouillement
Süreksiz, kesintili patlamalı sesler Düşük gürültülü, kısa süreli, yüksek perdeli **IDW=0,92 ms **2CD=6,02 ms	İnce Çıtırtılar (Fine Crackles)	Fine Rale Dry crackle	Rale humide ou crepitation
Sürekli Sesler 250 ms den daha uzun, yüksek perdeli dominant frekansı 400 Hz veya daha fazla	Islıklar (Wheezes)	Sbilant Rhonchus Yüksek perdeli ıslık	Rale sibilant sec ou sifflement
Sürekli Sesler 250 ms den daha uzun, düşük perdeli, dominant frekansı 200 Hz veya daha az	Ronküs (Rhonchus)	Sonorous Rhonchus Düşük perdeli ıslık	Rale sec sonore ou ronflement

** IDW: Initial Deflection Width (Başlangıç Sapma Genişliği)

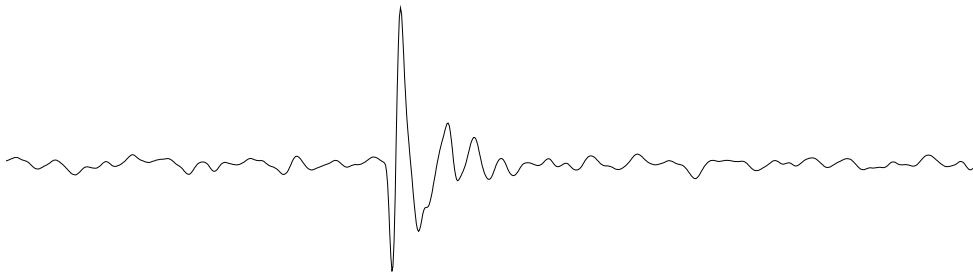
** 2CD: Two Cycle Duration (İki Döngü Süresi)

2.6.1. Kesintili ek sesler

Kesintili ek seslere genel olarak çıtırtı sesleri de denilmektedir. Çıtırtıların oluşum sebebi, akciğerlerde bulunan fazla sıvılardan geçen havanın kabarcık yapması, ya da akciğerin iki bölgesini ayıran ve tıkalı olan hava yolunun aniden açılması sonucu, basıncın ani olarak gürültülü ve patlama benzeri bir ses eşliğinde eşitlenmesidir.

Çıtırtılar bronşektazi, zatürre, kronik obstrüktif akciğer hastalığı gibi akciğer hastalıklarında ortaya çıkar ve bazı hastalıkların evrimi hakkında somut ipuçları verir. Bu sesler kısa duraklamalarla birbirini izleyen sesler topluluğudur. 100–2000 Hz arasında frekans bandına yayılabilen, kısa patlamalı, müzikal karakterde olmayan ve süreleri 20 ms'den daha kısa olan seslerdir. Çıtırtıların hastalıklara göre değişik dalga biçimi özellikleri taşıdıkları kabul edilmektedir. Bu özelliklere göre bu tür sesler ince (fine) ve kaba (coarse) çıtırtılar olarak iki gruba ayrılarak incelenirler [4,71-73].

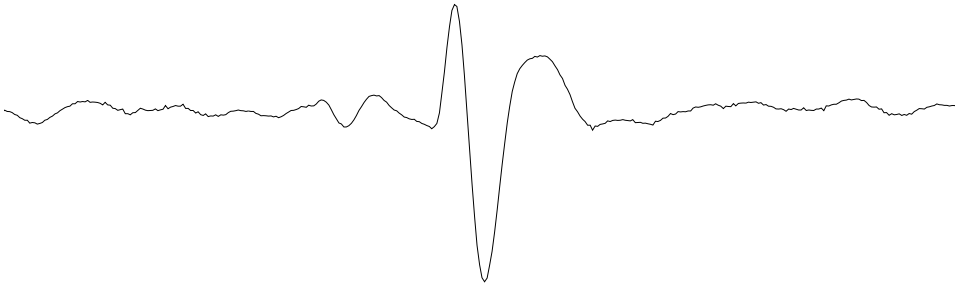
İnce çıtırtılar kısa zaman aralıkları ile birbirini izleyen, çok ince çıtırtılardan oluşan bir sestir (Şekil 2.9). Sesler birbirine yakın ve çok sayıdadır. Bir saç tutamının kulağa çok yakın olarak parmaklar arasında ovuşturulduğu, tuz kristallerinin ateş üzerine atıldığı, bir gazoz şişesinin kapağı açıldığı veya ayaklar altında karın ezildiği zaman işitilen seslere benzerler. Bu sesin duyulduğu hastalıklar zatürrenin erken dönemleri, akciğer ödemi ve akciğer fibrozisi'dir [4,71-73].



Şekil 2.9. İnce çıtırtı dalga şekli

Kaba çıtırtılar ise ince çıtırtıların aksine düşük tonda, tek tük, alt loblar kadar ağızdan da duyulabilen niteliktedir (Şekil 2.10). Daralmış veya tıkanmış bronşlar içinden

havanın habbeler halinde giriş ve çıkışı esnasında meydana gelirler. Pozisyon değişikliği ile kaybolmazlar. Kaba çıtırtılar hasta ağzı açık olarak nefes aldığında kulakla ağız hizasından rahatça duyulabilir. İçsoluma ve dışsolumada duyulabilirler. Bununla beraber dışsolumada daha gürültülüdürler. Büyük bronşlarda ve soluk borusunda havanın giriş ve çıkışı esnasında meydana gelen baloncukların patlama sesleridir. Özellikle kronik obstrüktif akciğer hastalığının ileri dönemlerinde saptanırlar [4,71-73].



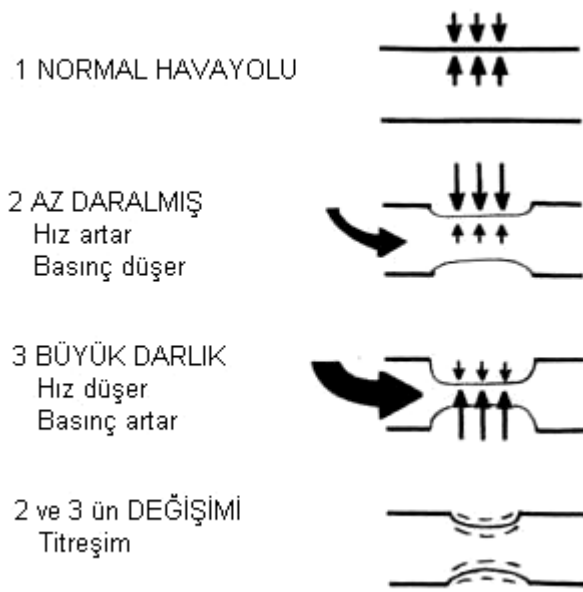
Şekil 2.10. Kaba çıtırtı dalga şekli

2.6.2. Sürekli ek sesler

Sürekli ek sesler kapanmaya yakın bir derecede daralmış solunum yolları içinden belirli bir hızın üzerinde geçen hava akımlarının, solunum yollarının duvarında oluşturduğu titreşimlerden ibarettir. Sürekli ek seslerin oluşumu kaval, ney veya flüt gibi nefesli sazların gövdesinde seslerin oluşmasındaki aynı fiziksel ilkeye dayanır. Solunum yollarının daralması sonucunda birbirine yaklaşan duvarların arasında hava akımı belirli bir hızın üstünde geçerse bronş, kavalın gövdesi gibi osilasyona (titreşime) geçerek kesintisiz ek ses oluşur.

Sürekli ek sesler genellikle hastanın ağzından (stetoskop kullanmadan) da çevredekiler tarafından işitilebilir. Çok yaygın ve şiddetli solunum yolu daralması olmasına rağmen, hava akımı yeterli bir hızda olmazsa sürekli ek ses işitilmeyebilir. Sürekli ek seslerin oluşumuna yol açan fizyolojik hastalık mekanizmaları hala tam olarak net olmamakla birlikte, bunda hava yolu salgılarının hareketinin rol oynayabileceği düşünülüyor. Ama hava yolu duvarlarının titreşimi muhtemelen daha

belirgindir. Şekil 2.11’de sürekli ek seslerin kabul edilen oluşum mekanizması görülmektedir. Çok yaygın ve şiddetli solunum yolu daralması olmasına rağmen, hava akımı yeterli bir hızda olmazsa bu sesler işitilmeyebilir. Hava yolunun duvar kalınlığı, bükülme esnekliği ve uzunluk fonksiyonu gibi faktörlerin de sürekli ek seslerin frekansını etkilediği tahmin ediliyor. Sürekli ek sesler ıslık (wheeze) ve ronküs (rhonchi) olarak iki çeşit olarak bulunurlar [4, 71,72,74 75].

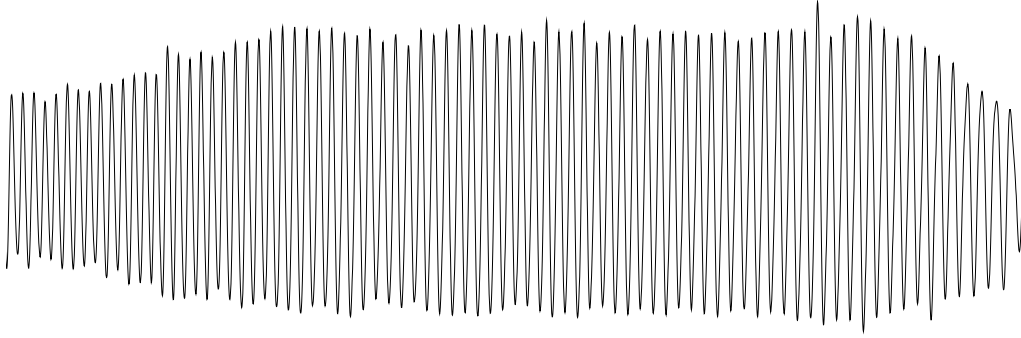


Şekil 2.11. Sürekli ek seslerin kabul edilen oluşma mekanizması

Islık sesleri ağızdan ve akciğerlerden duyulabilen, tek sesli (monophonic) veya çoksesli (polyphonic) olabilen sürekli müzikal karakterdeki seslerdir. Tek sesli ıslıklar tek bir yerden kaynaklanırlar ve sesin frekansı ile zamanlaması değişmez, ancak bronş içi basınç farkına bağlı olarak frekansları değişik olabilir. Çok sesli ıslıklar değişik zamanlarda başlayıp değişik zamanlarda sonlanırlar.

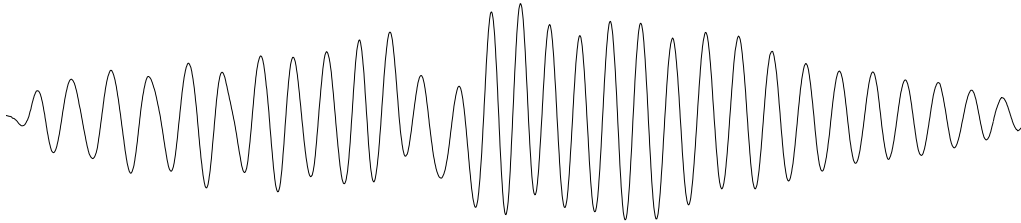
Islık seslerinin zaman düzlemi dalga biçimleri genişletilerek incelendiğinde, bir dizi birbirinin benzeri, sinüzoidal karakterde ardışık dalga biçimlerinden oluştuğu gözlenebilir (Şekil 2.12). Bu seslerin süresi ATS’ye göre 250 ms, CORSA’ya göre ise 100 ms’den daha fazla olabilir. Frekans spektrumları incelendiğinde ıslık sesleri

spektrumda, genellikle 1000 Hz'in altında ve egemen frekansı 400 Hz civarında ortaya çıkan dar tepecikler olarak gözükürler [4, 71,72,74 75].



Şekil 2.12. ıslık sesi dalga şekli

Sadece dışsolumada duyulan ve birbiri ile harmonik ilişkisi olmayan melodik doğası bulunmayan yapıdaki ıslık sesleri de Ronküs (Rhonchi) olarak bilinir ve egemen frekansı 200 Hz civarında veya daha düşüktür (Şekil 2.13) [4,71,72].



Şekil 2.13. Ronküs dalga şekli

2.7. Genel Akciğer Hastalıkları

Bu hastalıklar iki genel kısma ayrılırlar.

1. Tıkayıcı (Obstructive) hastalıklar: Bu hastalıklarda hava yolu direnci artmıştır (bronşit, amfizem, astım vs).
2. Kısıtlayıcı (Restrictive) hastalıklar: Akciğer dokusunu harap eden koşullar nedeniyle akciğer kompliyansı (basınç karşısında genişleyebilme kapasitesi) azalmıştır (pulmoner fibrozis vs.).

Tıkalıcı akciğer hastalıklarında, genel olarak havadaki oksijen, alveollerden kana geçemez. Bu durum iki şekilde olabilir: Birincisi; alveoller hava ile tam olarak dolmuştur, ancak alveollere yeterli kan ulaşmazsa gaz alış-verişi olmaz. İkincisi; kan akımı yeterlidir, ancak alveoller hava ile dolamamaktadır. Mükemmel bir gaz alış-verişi için, hem alveoller tam havalanmalı, hem de bu havalandıran alveollere yeterli kan gönderilmelidir. Kısıtlayıcı hastalıklardan akciğer temelli olanlar gaz değişimini bozarken, akciğer temelli olmayanlar mekanik olarak solunumu kısıtlar, toplam kompliyansı azaltırlar. Akciğerlerin genişmesi efor gerektirir, akciğer volümlerinde ciddi azalmalara neden olurken, öksürme yeteneğini önemli derecede bozarlar [76].

Zatürre (Pneumonia)

Zatürre bir veya birkaç akciğer lobunun iltihaplanması şeklinde ortaya çıkan hastalıktır. Bu hastalıkta akciğerlerde bulunan alveollerin içi iltihabi bir sıvı ve kan hücreleriyle dolar. Zatürrenin en yaygın olan tiplerinden biri, çoğunlukla "pneumocci" isimli bakterinin sebep olduğu bakteriyel zatürredir.

Hastalığın akciğerlerdeki gelişme süreci izlenirse, önce alveollerin sıvıyla dolduğu görülür. Damarlardan sızan sıvıyla dolmuş alveollere artık hava giremez. Oksijen-karbondioksit alışverişinin gerçekleştiği yüzey giderek azalır. Sonuçta solunum gücü ve vücudun oksijen gereksinimini karşılamak için daha sık soluma çabası gibi belirtiler ortaya çıkar. Bu dönemin ardından, hastalığın geliştiği akciğer bölgesindeki sıvı ve alyuvarlarla dolan alveollerde ilerleyen pıhtılaşma sonucu ağsı yapıda fibrin (kanın pıhtılaşmasına yarayan albumin cinsinden bir madde) kütlesi oluşurken, fibrin lifleri arasında alyuvarlar gruplaşır. Hastalıklı bölgenin karaciğere benzer bir görünüm alması nedeniyle zatürrenin bu evresi "karaciğerleşme" ya da "hepatizasyon" dönemi olarak adlandırılır. Daha sonra da bakterinin bir keseden diğerine geçmesi ile enfeksiyon yayılır. Akciğerlerin görevi olan oksijen alış veriş fonksiyonu bozulur ve bu nedenle kanda oksijen düzeyi azalır.

Zatürreli hastalarda hastalığın bulunduğu tarafın solunuma katılımında azalma olduğu izlenebilir. Zatürrenin erken döneminde içsoluma evresinde alveollerin

duvarlarının sıvı ve kan hücreleri yüzünden birbirlerine yapışması sonucu çırtı sesleri oluşur. Soluk alma sırasında da alveol duvarlarının birbirinden ayrılması sonucu çırtı sesleri oluşur. Hastalığın orta dönemlerinde hastalığın yayılması tamamlanır ve çırtı sesleri yok olur. Bu dönemde iltihabi sıvı yoğun olduğu için gırtlaktan gelen bronşiyal sesler rahatlıkla duyulabilir. Geç dönemde ise hastalığın yayılması azalmaya başlar ve çırtı sesleri tekrar duyulur hale gelirler [76].

Zatürre de doku bozukluğu bronşçukları da kapsayan yaygın odaklar biçiminde görülürse hastalık bronş-akciğer iltihabı (bronkopnömoni) olarak adlandırılır. Dolayısıyla bronkopnömoni terimi bronşçuklardaki iltihap durumunu tarif eder. Bronkopnömoni genelde kişilerde bir başka hastalık nedeniyle vücudun aşırı ölçüde zayıf düşmesi ile ortaya çıkar. Bronkopnömoni esnasında çırtı sesleri hem içsoluma hem de dışsoluma evresinde duyulurlar. Bu sesler ya solunum yollarının içsoluma evresinde sanki patlayarak açılması ya da bronşçuklardaki mukus salgısında hava baloncukları oluşması sonucunda ortaya çıkarlar [76].

Akciğer fibrozisi (Pulmonary fibrosis)

Geçirilmiş solunum yolları ve akciğer doku hastalıklarının neticesinde meydana gelen bağ dokusu artışı akciğer fibrozisi olarak adlandırılır. Tüberküloz, kronik bronşit, bronşektazi, amfizem ve zatürre gibi akciğer hastalıkları akciğer fibrozisi'ne neden olabilir. Oskültasyon da ince çırtırtıların duyulması bu hastalığın en belirgin özelliğidir. Bu sesler genellikle içsolumanın sonuna doğru duyulur, fakat bu sesler pozisyondaki değişim ile dağılımı değişebilir. Hastalık daha çok çevre koşullarının etkisiyle ortaya çıkar. Fakat kimi kişilerde hastalık, belirgin bir nedene bağlı olmaksızın ortaya çıkabilir [76].

Konjestif kalp yetersizliği (Congestive heart failure)

Konjestif kalp yetersizliği; kalbin kanı pompalama gücünün normalden daha zayıf olmasıdır. Kalp yetersizliğinin başlangıç dönemlerinde daha fazla kanı pompalayabilmek için kalp içindeki boşluklarda olduğundan daha fazla gerilme olur.

Ancak devamlı yüksek basınca karşı çalışan kalp adalesinde zamanla zayıflama ve kalp boşluklarında genişleme olur. Böbrekler de kendilerine az kan geldiği için bu duruma su ve tuz (sodyum) tutarak cevap verirler. Bu tutulan su akciğerlerde ve diğer organlarda toplanır. Sonuçta; akciğerlerde ve vücutta sıvı fazlalığı oluşur. Hastalığın erken aşamalarında genellikle akciğer tabanında içsolumanın sonlarına doğru çıtırtılar mevcuttur [76].

Kronik bronşit (Chronic bronchitis)

Kronik bronşit, büyük bronşları, yani soluk borusundan dallanarak akciğerlere yayılan hava yollarını örten mukoza dokusunun kronik iltihabıdır. Bronşların hava geçişini sağlayan iç boşluğu, bir yandan mukoza salgısının artarak birikmesi, öte yandan bronş duvarının damarlardan sızan sıvı nedeniyle şişerek kalınlaşması sonucunda önemli ölçüde daralmıştır. Hastalık sırasında bronş duvarındaki esnek liflerin yerini sert bağdoku lifleri alır. Bu nedenle esnekliği azalan bronşlar solunum sırasında yeterince genişleyemez. Bütün bu değişiklikler solunum hareketlerine karşı direnen bir güç oluşturur. Akciğerlere giren hava akımı aşırı ölçüde sınırlanır ve ancak dinlenme sırasındaki gereksinimi karşılayabilir. Bronşitli hastanın akciğerleri, kana yeterli oksijen sağlayabilecek durumda değildir. Sonuçta dolaşımdaki kanda oksijen miktarı azalır. Oksijen açığını kapatmak için solunum hareketleri daha sık ve derindir. Fiziksel güç harcandığında dokularda oksijen gereksinimi ve karbon dioksit üretimi artar. Vücudun oksijen gereksinimini artıran kas hareketleri sırasında bütün dengeler bozulur. Oskültasyon sırasında en büyük belirtileri, dispne (nefes alıp vermede zorluk), ıslık sesi ve uzun süren soluk verme evresidir [76].

Bronşiyal astım (Bronchial asthma)

Astım, akciğerlerde bronş ve bronşçuk adı verilen hava yollarının iç yüzeylerinin iltihaplanmasına bağlı olarak daralması ile oluşan kronik bir akciğer hastalığıdır. Hastalık, tipik olarak soluk alıp verirken çıkan ıslık sesine ve hepsinden önce solunum darlığına yol açar. Astımla ilişkili iltihaplanma aynı zamanda hava yollarında aşırı duyarlılık gelişmesine neden olur. Bu hava yolları tetikleyici olarak

adlandırılabilir özel durumlara maruz kaldığında genellikle astım atağı denilen durum meydana gelir. Tetikleyiciler genelde allerjen maddeler veya virüslerin yol açtığı enfeksiyonlardır (nezle ve grip gibi). Astımda, dışsoluma evresinde solunum yolları daraldığı için zorlanma bu evrede daha belirgindir ve dışsoluma evresi süre olarak içsoluma evresinden daha uzun sürer [76].

Akciğer amfizemi (Pulmonary emphysema)

Akciğer amfizemi, uzun yıllar süren kronik bronşitin bir devamı niteliğindedir. Bu hastalıkta akciğerlerdeki alveoller gerilip genişlemekte ve bu genişleme alveolleri birbirinden ayıran ince duvarların yırtılmasına ve dolayısıyla akciğerlerde esneklik kaybına yol açmaktadır. Sonuçta akciğerlere hava girişi ve alveollerde kan gazları (oksijen-karbondioksit) dengesi bozulur, İlerlemiş amfizem olgularında akciğerler genişlemiş, solmuş ve kurumuştur. Esneklikleri kalmadığından bir yastık gibidirler. Göğüs kafesi açıldığında, akciğerler sönmez, çünkü esneklik kaybı nedeniyle içlerinde hava kalır. Amfizem de içsoluma evresinin süresi dışsoluma evresinden çok daha kısadır, Aynı zamanda, normal göğüs sesleri azalmıştır ve çıtırtı sesleri işitilir [76].

Bronşektazi (Bronchiectasis)

Bronşların doğuştan ya da sonradan dönüşsüz biçimde genişlemesidir. Bronşektazi, yani bronş genişlemesi çeşitli biçimlerde ve bronş ağacında değişen yaygınlıkta görülebilir. Bronşektazi çoğunlukla akciğerin arka tabanlarında yerleşir. Fark edilecek bir değişiklik olmaksızın yıllar boyunca mevcut olabilir. Bronşektazili bölgelerden yaygın olarak çıtırtı işitilir. Fakat şiddetli dönemlerinde sıklıkla ıslık ve ronküslerde işitilir [76].

3. ÖLÇÜM DÜZENİĞİ VE AKCİĞER SESLERİNİN KAYDEDİLMESİ

Bilgisayarla dalga şekillerinin analizinde modern sayısal sinyal işleme tekniklerinin kullanılması ile akciğer seslerinin incelenmesi için araştırma teknikleri yerleşir olmaya başlamış ve bu alandaki araştırmalar gelişmektedir. Son 30 yılda solunum seslerinin kayıt ve analizi için bilgisayara uyarlama metodu, basit oskültasyon sınırlamalarının birçoğunun üstesinden gelmiştir.

Akciğere ilişkin akustik analiz şimdi akciğer seslerindeki değişimleri nicemleyebilmekte, ölçümlerin kalıcı kayıtlarını yapabilmekte ve grafik gösterimler üretilmektedir. Böylece göğüs hastalıklarından muzdarip olan hastaların izlenmesi ve teşhisinde daha kolaylık sağlanabilmektedir. Son yıllarda bilimsel aktiviteler içinde akciğere ilişkin akustik inceleme alanı önemli derecede artmıştır.

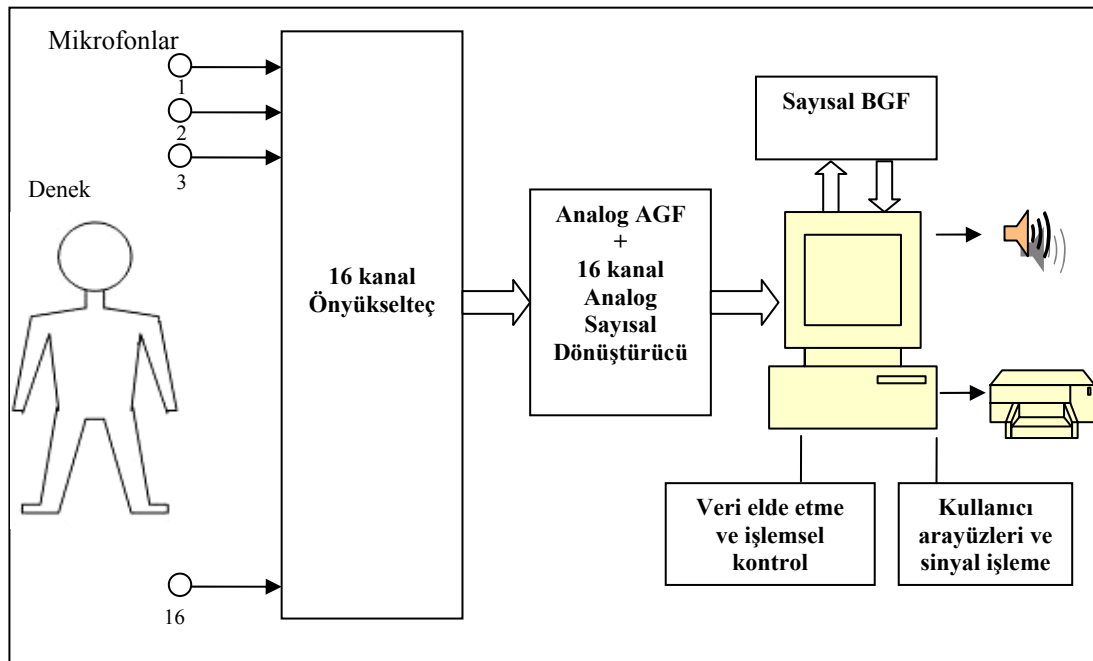
Bilgisayara uyarlanmış akciğer seslerine dayalı analiz hala araştırma merkezlerinin çok fazla dışına çıkamamıştır. Çünkü asıl son kararı vermesi gereken doktorlar akciğer sesi analiz sonuçlarını yeterince yorumlayamamaktadırlar. Dolayısıyla bu alanda hedef, araştırma merkezlerinin ve kliniklerin de dışına çıkarak doktorların akciğer rahatsızlığına sahip hastalarda daha kolay teşhis yapacakları ve doktora yardımcı olabilecek bir yöntem sunmak olacaktır. Bu anlamda;

- Akciğer seslerinin uygun algılayıcılar ile elde edilmesi
- Elde edilen seslerin koşullanması
- Seslerin analogdan sayısal hale getirilmesi
- Seslerin bilgisayar ortamına kaydedilmesi
- Kaydedilen ses dalga biçimlerinin zaman düzleminde açılarak görsel ve işitsel olarak takip edilmesi
- Patolojik ek akciğer seslerinin algılanması
- Seslerin zaman ve frekans düzlemlerinde mümkün analizlerinin gerçekleştirilmesi
- Seslerin zaman veya frekans düzlemlerinde sinyal işleme tekniklerine dayalı öznelitliklerinin çıkarılması

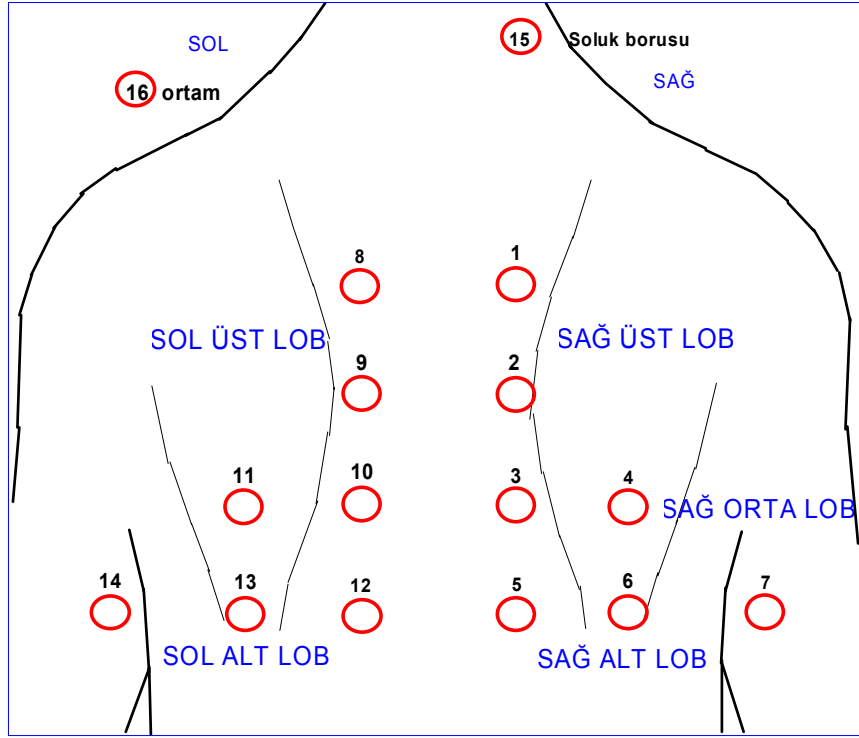
gibi işlemleri gerçekleştiren bir düzenek oluşturulmuştur.

3.1. Ölçüm Düzeneginin Gerçekleştirilmesi

Çok kanallı akciğer seslerinin eşzamanlı olarak kaydedilmesi ve daha sonra analizi amacıyla gerçekleştirilen düzenegın blok diyagramı Şekil 3.1’de verilmiştir. Oluşturulan düzenekte akciğer sesleri elektret mikrofon dönüştürücüler yardımıyla algılanmıştır. Herhangi bir hastalığın tüm solunum sistemi üzerindeki etkisini inceleyebilmek için, göğüs duvarında birden fazla bölgeden ses almak gerekmektedir, dolayısıyla birden çok mikrofon kullanılmış ve düzenek onaltı kanallı olarak tasarlanmıştır. Şekil 3.2 ve Çizelge 3.1’de mikrofonların yerleşim düzenleri ve bölgeleri gösterilmiştir.



Şekil 3.1. Akciğer seslerinin kaydedilmesi için oluşturulan ölçüm düzenegı



Şekil 3.2. Mikrofonların sırttaki yerleşim düzenleri

Çizelge 3.1. Mikrofonların yerleşim bölgeleri

1. Mikrofon: Sağ Apeks	8. Mikrofon: Sol Apeks	15. Mikrofon: Soluk Borusu
2. Mikrofon: Sağ Apeks	9. Mikrofon: Sol Apeks	16. Mikrofon: Ortam
3. Mikrofon: Sağ Orta	10. Mikrofon: Sol Orta	
4. Mikrofon: Sağ Orta	11. Mikrofon: Sol Orta	
5. Mikrofon: Sağ Taban	12. Mikrofon: Sol Taban	
6. Mikrofon: Sağ Taban	13. Mikrofon: Sol Taban	
7. Mikrofon: Sağ Taban	14. Mikrofon: Sol Taban	

Mikrofonların yerleşim bölgeleri uzman doktor görüşü alınarak tespit edilmiştir. Şekil 3.2 ve Çizelge 3.1’den görüleceği gibi 14 adet mikrofon sırt ve göğsün sağ ile sol yarısındaki bölgelere, bir adet mikrofon soluk borusuna ve bir adet mikrofon da ortam gürültülerini almak için yerleştirilmiştir. Ortam gürültülerini almak için bir mikrofonun kullanılmasındaki amaç akciğer seslerini almak için kullanılan kanallardan arka plan gürültülerini çıkarmak içindir. 16 kanallı önyükselteç ile güçlendirilen akciğer ses sinyalleri, 16 analog girişe ve 14-bit çözünürlüğe sahip analog-sayısal çevirici (Instrunet model) sistem tarafından 8333 Hz’de örneklenip, bilgisayara kaydedilebilmektedir. Akciğer seslerinin anlamlı bant genişliğinin 2000 Hz civarında olduğu göz önüne alınırsa 8333 Hz örnekleme frekansı Nyquist kriterine göre uygun olmaktadır. Örnekleme sırasında örtüşmeyi (aliasing) engellemek için 4000 Hz frekans cevabına sahip analog alçak geçiren filtre (AGF) ve ayrıca akciğer seslerinden kalp, kas ve düşük frekanslı elektriksel gürültüleri ayırmak için 80-2000 Hz frekans cevabına sahip sayısal band geçiren filtre (BGF) kullanılmıştır. Bu şekilde sayısal hale getirilen akciğer sesleri saklama ve daha sonra da analiz etme amacıyla doğrudan bir kişisel bilgisayarın sabit diskine ASCII dosya formatında kaydedilmektedir. Bu işlemler DasyLab veri toplama ve işlemsel kontrol programı ile oluşturulan kullanıcı arayüz programı vasıtasıyla gerçekleştirilmektedir. ASCII formatında kaydedilen akciğer seslerine ait dosyaların her bir sütununu mikrofon kanallarının her birinden elde edilen veriler oluşturmaktadır.

Akciğer seslerinin kayıt işlemi, Gazi Üniversitesi Mediko Sosyal Biriminde periyodik olarak hastaların geldiği poliklinik kısmında uzman doktor nezaretinde gerçekleştirilmiştir. Akciğer sesi kayıtları sessiz ve kapalı bir oda içerisinde yapılmıştır. Oluşturulan düzenek ile kayıt için optimum ses şiddeti elde edebilmek amacıyla belli bir akış hızı ile solunması gerekmektedir. Bunun için deneklerden en azından seslerin duyulabileceği kadar bir akış hızında solumaları istenmiştir. Ayrıca kayıt yapılmadan önce kayıt alınacak deneye birkaç kez nefes alıp verme denemesi yaptırılması iyi sonuçlar vermektedir. Akciğer sesleri kaydedilecek denek soluma yaparken mikrofonlar vasıtasıyla algılanan akciğer sesleri, yeterli bir zaman periyodu boyunca alınmış (örneğin 10-15 sn) ve en azından kullanılabilir bir içsoluma ve dışsolumadan oluşan soluk çevriminin elde edilmesine dikkat edilmiştir. Akciğer

sesleri hem kayıt esnasında hem de kayıt sonrasında, dinlenebilmiş aynı zamanda bilgisayarda grafik olarak akciğer seslerinin dalga şekli de izlenerek hem görsel, hem de işitsel içerik bir arada sunulmuştur. Bunun sonucunda da hastaların durumlarının belirlenmesinde uzman doktorun görüşlerine başvurulmuştur. Uzman doktorun verdiği kararların da tamamen doğru olduğu kabul edilmiştir.

3.2. Ölçüm Düzeneği Elemanları

Ölçüm düzeneği elemanları; mikrofonlar, mikrofon bağlayıcı elemanları, analog sinyal işleme, filtreleme, çokkanallı analog/sayısal çevirici ve bilgisayar grafik kullanıcı arayüzlerinden oluşmaktadır.

3.2.1. Mikrofonlar

Akciğer sesleri dinlenirken (stetoskop vasıtası ile) birkaç fiziksel doğal olay gerçekleşmektedir: Göğüs duvarındaki titreşimler klasik stetoskobun içindeki havadaki basınç değişimlerine dönüşmekte ve bu basınç değişimleri sonra kulak diyaframına iletilmektedir. Böylelikle klasik stetoskoplar vasıtasıyla sesler işitilmektedir. Akciğer seslerini bilgisayara kaydetmek içinde sesler mikrofon dönüştürücüler yardımıyla algılanmaktadır. Mikrofon insan kulağında olduğu gibi daima bir diyaframa sahiptir ve göğüs duvarının harekete geçirdiği basınç dalgalarına maruz kalan mikrofon diyaframının hareketi elektriksel sinyale dönüştürülür. Göğüs duvarı hareketleri öyle zayıftır ki bir kapalı hava boşluğu boyunca göğüs duvarı ile akustik olarak diyafram bağlaşımı gereklidir. Dolayısıyla bir hava boşluğu ile göğüs duvarına bağlaşımli bir elektret mikrofon akciğer seslerini algılamada kullanılabilir [77]. Bu çalışmada mikrofon olarak Knowles EK-3024 serisi elektret mikrofonlar kullanılmıştır. Mikrofon seçimi için mikrofon karakteristikleri olduğu kadar, mikrofonun boyutu, dayanıklılığı ve maliyet gibi unsurlarda göz önüne alınmıştır.

3.2.2. Mikrofon bağlayıcı elemanları

Elektret mikrofonlar hava bağlaşımı için mutlaka bağlayıcı elemanlara yani mikrofon yuvalarına ihtiyaç duyar. Hava bağlaşımli elektret mikrofonlar ses iletimini sağlamak için kapalı bir boşluk içeren bağlayıcı elemanlar ile vücut yüzeyine birleştirilmiştir. Bu şekilde göğüs duvarında oluşan titreşimler mikrofon diyaframını hareket ettirmekte ve sesler algılanabilmektedir. Bağlayıcı elemanlarda kapalı bir boşluğun bulunması vücut ile mikrofonlar arasındaki ses iletiminin frekans karakteristiklerini de etkileyebilmektedir. Bu etki aynı zamanda bağlayıcı elemanın boyut, şekil ve materyaline de bağlıdır. Özellikle rezonans, frekans tepkisinin düzlüğünü bozabilmektedir. Rezonans, sinyalin frekans aralığının dışında olacak şekilde bağlayıcı elemanların dizayn edilmesini gerekmektedir [78].

Bu çalışmada oluşturulan düzenekte bağlayıcı eleman olarak klasik stetoskop başlıkları kullanılmıştır. Bu bağlayıcı elemanlar 3,5 mm derinliğe ve 15 mm yarıçapa sahip alüminyumdan imal edilmiş elemanlardır.

3.2.3. Analog sinyal işleme

Elektriksel karışımlardan koruma sinyal kalitesini etkilemesi sebebiyle analog sinyal işlemenin bir bölümü olarak dikkate alınmalıdır. Özellikle 50–60 Hz alternatif akım güç hatları problem oluşturmaktadır. Bu gürültü karışımını azaltmak amacıyla elektriksel olarak sinyal iletiminde koaksiyel tipte kablolar kullanılmıştır.

Çevresel gürültüler hava bağlaşımli elektret mikrofonlar ile özellikle bir problemdir. Fakat mikrofonların ve kayıt odalarının yeterli izolasyonu ile azaltılabilmektedir [79]. Ayrıca ölçüm düzeneğinin oluşturulması esnasında 16 adet mikrofon dan 1 tanesi soluk borusu seslerini 14 tanesi akciğer seslerini ve bir tanesi de ortam gürültülerini algılamak için kullanılmıştır. Buna göre akciğer seslerinin ölçümünde ortam gürültülerinin istenmeyen bir gürültü olarak ölçümlere karışabileceği düşünülmüştür. Bu gürültünün adaptif olarak ayrıştırılması için bu gürültüye ait

birincil bilgiyi oluşturmak maksadıyla akciğer sesleriyle aynı anda ortam gürültüleri de algılanmıştır. Daha sonra akciğer seslerinden bu ortam gürültüleri ayrıştırılmıştır.

Akciğer ses sinyalleri sayısal hale getirilmeden bir önyükselteç ile kuvvetlendirilerek Analog Sayısal Çevirici sistemine giriş yapılmaktadır. Seslerin kuvvetlendirilmesinde, yüksek giriş empedansına sahip ve çok iyi bir izolasyon önyükselteci olma özelliği ile en uygun önyükselteç olarak bilinen enstrümantasyon önyükselteci kullanılmıştır [77].

3.2.4. Filtreleme

Filtreleme işlemi, sinyallerin içerdiği istenmeyen frekansların sinyalden ayrılmasının sağlanmasıdır. Akciğer sesleri, kaydedilirken çevresel parazitler (akustik ve elektromanyetik gürültüler) göğüs duvarının hareketi, kas sesleri ve kalp sesleri tarafından etkilenirler. Kas sürtünmeleri ve kalp sesleri de filtreleme teknikleriyle azaltılabilmektedir [77,79].

Alçak geçiren filtre (AGF) genelde sayısal sinyallerin örtüşmesini engellemek için kullanılmaktadır. Nyquist kriterine göre örnekleme frekansı f_s 'nin yarısının üzerinde sinyal frekansları olduğu zaman örtüşme oluşmaktadır. Tavsiye edilen AGF, sinyalin üst frekansında -3dB kesime sahip olmalı ve sinyalin bant genişliğinde örtüşme üreten frekans da en azından 24 dB zayıflatma sağlamalıdır [77]. Bazı durumlarda harici analog örtüşme önleyici filtreye gerek duyulmayabilir, bu durumda analog/sayısal çeviriciler kendi filtrelerine sahiptir. Bu çalışmada sinyalin örneklenmesinde kullanılan Instrumet sistemi de 16 kanalın her biri için bir programlanabilir analog alçak geçiren filtre sağlar ve bu filtrenin kesim frekansı 40 Hz veya 4 KHz seçeneklerine sahiptir. 4 KHz'lik analog AGF kullanılması ile yüksek frekans bileşenleri bastırılarak düzgün bir örnekleme ve dolayısıyla düzgün bir yeniden oluşturma yapılmaktadır. Ayrıca oluşturulan düzenekte sinyale eklenebilecek yüksek frekanslı bileşenlerin engellenmesi için de 2000 Hz kesim frekansına sahip bir sayısal alçak geçiren Butterworth filtre kullanılmıştır.

Yüksek geçiren filtre (YGF) 80 Hz kesim frekansı ve eğimi 18 dB oct^{-1} den büyük olması ile akciğer ses analizinde genellikle sinyalin alçak frekans bileşenlerini bastırmak için kullanılır. Bu gibi bileşenler tipik olarak mikrofon hareketinden veya mikrofonun deneğe teması sırasındaki basınçtan, kardiyovasküler seslerden, kas seslerinden ve harici düşük frekanslı gürültülerden oluşur [77]. Yüksek geçiren filtreler analog olarak uygulanabildiği gibi sayısal olarak da uygulanabilmektedir. 80 Hz kesim frekansına sahip bir sayısal filtre oluşturulan düzenekte alçak frekans bileşenlerini engellemek için kullanılmıştır.

Düzenekte kullanılan Instrunet veri elde etme sistemi ile her bir 16 kanal için bağımsız olarak alçak geçiren, yüksek geçiren, band durduran ve band geçiren filtreler ile sayısal olarak filtrelenebilir yapıdadır. Filtre özellikleri her bir 16 kanal için bağımsız olarak yazılımla ayarlanabilmektedir.

3.2.5. Çok kanallı analog/sayısal çevirici

Akciğer seslerinin sayısallaştırılması için en azından 12 bit analog/sayısal çevirici çözünürlüğü, normal olarak tavsiye edilmektedir [80]. Dikkat edilecek nokta sinyali sayısal hale dönüştürürken Nyquist kistasını uygulamaktır. Nyquist teoremine göre, örneklenmiş sinyalde sağlanabilecek en yüksek frekans, örnekleme hızının en azından yarısına eşit olmalıdır. Yani kayıt sırasında örnekleme hızı olarak 5 KHz kullanılıyorsa, kaydın ulaşabileceği en yüksek sinyal frekansı 2,5 KHz ile sınırlanır. Elde edilen bu üst frekans noktasına "Nyquist" frekansı adı verilir.

Analog ses sayısal hale getirilirken, analog sese dair veriler önceden belirlenmiş bir aralıkta yer alan sayılar haline dönüştürülürler. Örneğin her değer için 16 bit kullanılırsa, herhangi bir andaki ses genliğine 0–65536 arası bir değer verilebilir. Ancak ses sayısal hale dönüştürülürken verilecek bu değerler tam olmak zorundadır, yani ses genişliği iki rakamın ortasında bir yere denk geldiği anlar için verilebilecek değer ancak ona en yakın tam sayı olabilir. Bu nedenle de birçok yerde ufak tefek sapmalar oluşur. Bu sapmanın miktarı her nokta için farklıdır. Tüm bunların sonunda elde edilen sesin, orijinal sesle olan farklılığı ise sese eklenti olarak yansır ve eklenen

bu sese de kuvantalama gürültüsü “quantization noise” adı verilir. Bununla birlikte, kuvantalama gürültüsü sayısal dönüştürme işlemi sırasında kaçınılmaz olarak araya giren parazitlerle kıyaslandığında önemsenmeyecek ölçüde düşük kalır.

Bu düzenekte analog sayısal çevirici olarak 14 bitlik Instrunet model veri elde etme sistemi kullanılmıştır. Instrunet model veri elde etme sistemi 166 KHz örnekleme hızına, 16 kanal ortak topraklı analog girişe (single-ended), 8 kanal farksal (differential) analog girişe, 8 kanal analog çıkışa (8 bit çözünürlük) ve 8 sayısal giriş/çıkış hatlarına sahiptir. Bu sistem, biri PCI veri yoluna sahip olan ve bilgisayara dâhili olarak takılan denetleyici kartı (Instrunet iNET 200) diğeri de algılayıcıların giriş yapıldığı ve denetleyici kartına bağlı bilgisayarın haricinde bulunan ikinci bir üniteden (Instrunet iNET 100) oluşmaktadır. Bu iNET 100 ünitesi 10cmx12cmx25 cm boyutlarında küçük bir kutu şeklindedir. Sadece bir adet iNET 200 denetleyici kartından idare edilebilecek şekilde 16 adet iNET 100 ünitesi zincir şeklinde toplam 300 m yi geçmeyecek şekilde arka arkaya bağlanabilmektedir. Fakat en uçtaki ünite bir konnektör ile sonlandırılmalıdır. iNET 200 denetleyici kartı güçlü bir 32 bit bağımsız mikroişlemci ve ayrı bir yerleşik 256 KB boyutunda RAM belleğe sahiptir. Bu şekilde bir donanım ile veri elde etme esnasında bilgisayarın işlemcisine fazla yük bindirilmeden sinyaller analogdan sayısala çevrilebilmektedir.

Akciğer ses sinyalleri, bu Instrunet veri elde etme sistemi ile 8333 Hz örnekleme hızı kullanılarak 16 kanal olarak analogdan sayısala çevrilerek bilgisayara kayıt işlemi gerçekleştirilmiştir. Instrunet sistemi için toplam örnekleme hızı 166 KHz civarındadır ve bu uygulamada 16 kanal ve her bir kanal için 8333 Hz örnekleme hızı öngörüldü. Dolayısıyla $16 \times 8333 \text{ Hz} = 133,329 \text{ KHz}$ yapacağından kullandığımız sistemin toplam örnekleme hızı bu çalışma için yeterli olmaktadır.

3.2.6. Bilgisayar grafik kullanıcı arayüzü

Akciğer ses sinyallerinin sayısal olarak bilgisayara kaydedilmesi, kayıtlı dosyaların tekrar açılıp görselleştirilmesi ve dinlenmesi, akciğer seslerinin zaman ve frekans

düzlemlerindeki analizlerinin gerçekleştirilmesi ve çeşitli özellik parametrelerinin çıkarılmasında kullanılabilen grafiksel kullanıcı arayüz programları oluşturulmuştur.

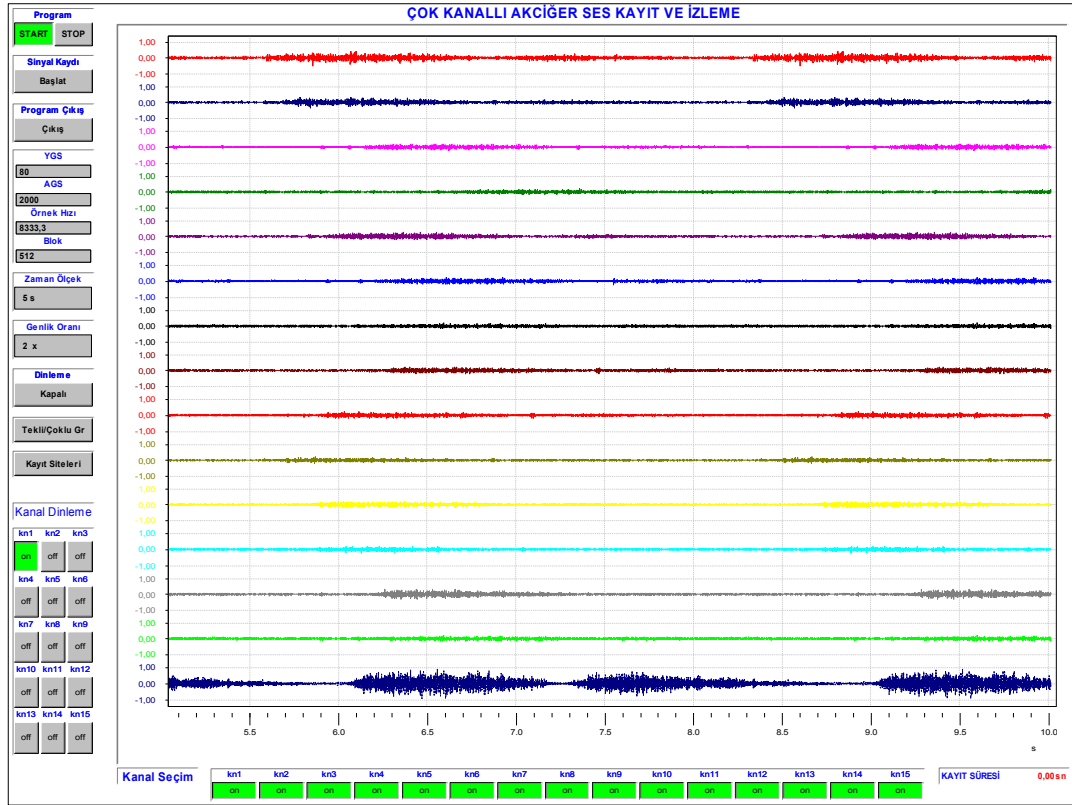
Bu grafiksel kullanıcı arayüz programlarını geliştirmek için DasyLab veri toplama ve işlemsel kontrol programından yararlanılmıştır. Bu program akciğer seslerini kaydetmek için kullanılan Instrunet model veri elde etme sistemi ile birlikte birçok veri toplama sistemlerini de desteklemektedir.

DasyLab programı sistem analizinde Microsoft Windows'un bütün avantajlı özellikleri ve grafiksel arabirimleri tarafından desteklenen bir veri toplama ve işlemsel kontrol programıdır. Bu program ile gereksinim duyulan birçok sinyalin ölçümleri yapılabilmekte, işlemler maksimum sinyal işlem hızında gerçekleştirilmekte ve sonuçlar grafiksel ortamlarda yorumlanabilmektedir. Aynı zamanda ölçümler, işlemsel kontroller ve benzetimler doğrudan bilgisayar ekranında birbirlerinden bağımsız olan modüler elemanların seçilip bağlantılarının yapılması ile gerçekleştirilebilmektedir. Gerçekleştirilecek olan görevler bilgisayar ekranında etkileşimli olarak kolaylıkla ve hızlı bir şekilde oluşturulabilmektedir. Bu işlemler için katı menü yapıları gerekmemektedir. Bu yüzden akciğer seslerinin kaydedilmesi ve bir kısım analizlerinin yapılmasında bu program tercih edilmiştir.

Yapılan çalışmalarda akciğer seslerinin kaydedilmesi ve analizleri için DasyLab ile üç ayrı grafiksel kullanıcı arayüzü geliştirilmiştir. Bu kullanıcı arayüzleri; sinyal kaydetme kullanıcı arayüzü, zaman düzlemi analizleri kullanıcı arayüzü ve frekans düzlemi analizleri kullanıcı arayüzüdür. Şekil 3.3'de akciğer seslerinin kaydedilmesi için DasyLab programı ile oluşturulmuş kullanıcı arayüzü görülmektedir.

Akciğer seslerinin kaydedilmesi için geliştirilen kullanıcı arayüzünde ilk olarak seslerin dalga biçimleri gerçek zamanda izlenebilmekte aynı zamanda seçilen bir kanalın sesi bilgisayar hoparlöründen de dinlenebilmektedir. Ses sinyalleri istenildiği bir anda istenilen süre kadar bir dosyaya ASCII formatında çok kanallı olarak kayıt yapılabilir. Program içerisinden örnekleme hızı, blok uzunluğu, zaman ölçeği,

genlik oranı ve sayısal filtreler istenildiği gibi ayarlanabilmekte ve istenirse tüm kanallar veya belirli bir kanal grafik ekranda gösterilebilmektedir.



Şekil 3.3. Çok kanallı akciğer ses kayıt sisteminin grafiksel kullanıcı arayüzü

4. AKCİĞER SESLERİNİN ANALİZİ

Sinyaller genel anlamı ile bilgi taşıyan, zamana göre değişen veya değişmeyen büyüklüklerdir. Sinyaller, bazen, doğrudan bilgi kaynağından üretilir ve bu durumda, sinyale bakarak kaynağın yapısı veya işleyişi hakkında bilgi elde edilebilir. Bazan da elde edilen sinyal, istenen bilgiyi vermeyebilir ve bu durumda da sinyal üzerine isteneni elde edebilmek için çeşitli işlemler uygulanır ki burada, sinyalin işlenmesi söz konusu olur.

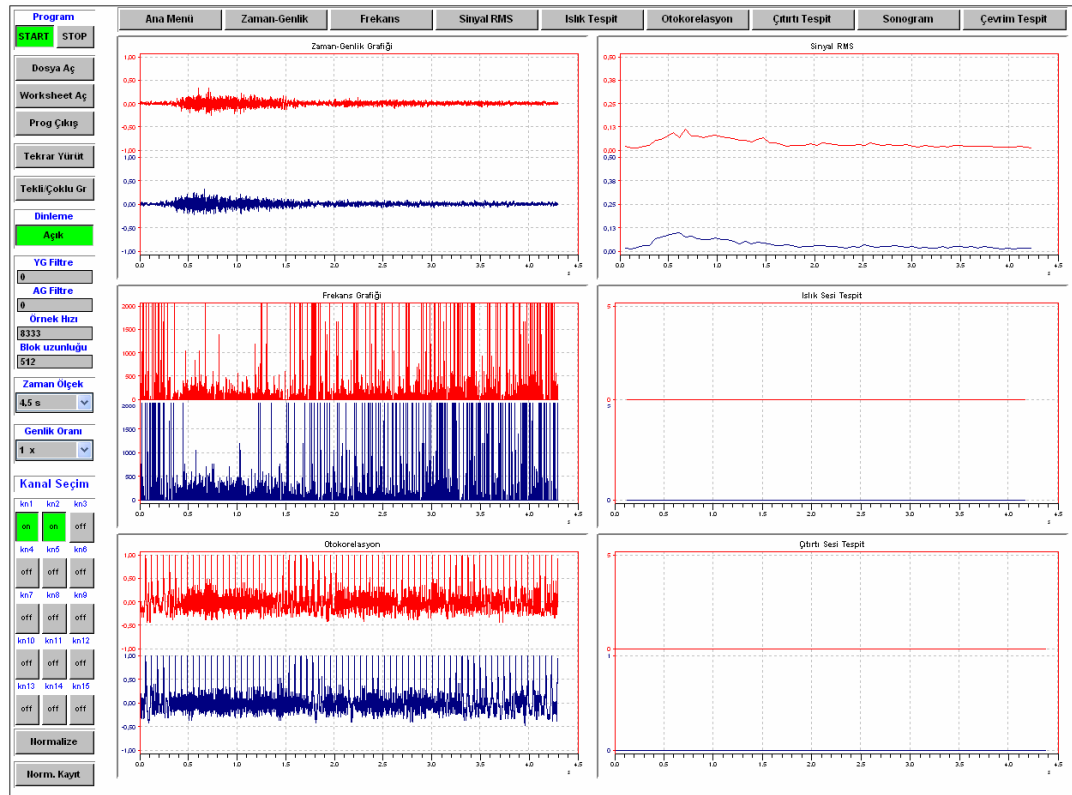
Akciğer ses sinyallerinin bilgisayarla analizinin ilk aşaması, sinyalin sayısallaştırılmasıdır. Bu aşamadan sonra sinyalin işlenmesi mümkün olmaktadır. Akciğer sesini oluşturan ses dalgasının, genlik özellikleri, sesin şiddetini yani taşıdığı enerjiyi gösterir ve frekans özellikleri de sesin tizlik ve peslik durumunu belirler. Neticede bir ses sinyalinin, farklı sıklıkta çok sayıda sinüsel sinyalin üst üste binmiş biçimi olduğu söylenebilir. Akciğer ses sinyallerinin içerdiği frekans ve genlik değerleri her bir normal veya anormal ses çeşidi için farklılık göstermektedir. Akciğer seslerini tanımanın temelinde de bu ayırıcı özellikleri bulmak ve sınıflandırmak yatmaktadır. Dolayısıyla akciğer seslerinin zaman ve frekans düzlemlerinde incelenmesi hastalık teşhisi ve akciğer seslerinin yorumlanması bakımından önemlidir.

Akciğer ses sinyallerinin analiz teknikleri kapsamında, zaman ve frekans düzlemlerinde gerçekleştirilmiş temel analiz yöntemleri ve sinyal işleme teknikleri aşağıda verilmeye çalışılmıştır. Buna göre normal ve çeşitli akciğer hastalıklarına sahip kişilerden kaydedilmiş çok kanallı akciğer sesleri incelenmiştir.

4.1. Akciğer Seslerinin Zaman Düzlemi Analizleri

Klasik stetoskopların vücutta oluşan sesleri dinleme yeteneğine rağmen görsel bir içeriği bulunmamakta sadece kulağa hitap etmektedir. Dolayısıyla akciğer seslerinin bilgisayardaki görsel akustik analizlerinin sonuçlarının da akciğer seslerinin tanısına katkıda bulunacağı şüphesizdir. Akciğer sesleri kaydedildikten sonra açılıp zaman

genlik düzleminde tekrar dinlenmesi ve görsel olarak izlenmesi ve zaman düzleminde mümkün olabilen analizlerini yapmak olanaklıdır. Zaman düzleminde akciğer seslerinin incelenmesi için zaman genlik grafiği, zaman genişletilmiş genlik grafiği, RMS grafiği, sıfır geçiş hızına bağlı frekans değişim grafiği, ısıklık sesi tespit, çığırıtı sesi tespit, içsoluma-dışsoluma süre ve genlikleri, otokorelasyon ve otokorelasyon sonogramları kullanılmıştır. Ayrıca bu her bir inceleme için ekrandaki iki imleç (kürsör) için, imlecin bulunduğu noktaların zaman ve genlik değerleri, iki imleç arasındaki zaman, frekans, minimum değer, maksimum değer, integral, türev, varyans, standart sapma ve RMS değerleri hesaplatılmaktadır. Bu amaçla oluşturulmuş kullanıcı arayüzünün ana menüsü Şekil 4.1 de görülmektedir. Bu arayüz kullanılarak istenilen herhangi bir kanal tek olarak seçilip görülebilmekte ve dinlenebilmekte aynı zamanda bütün kanallar eşzamanlı olarak diğer belirtilen inceleme işlemlerini de gerçekleştirebilmektedir.



Şekil 4.1. Zaman düzlemi analizleri için oluşturulan kullanıcı arayüzünün ana menüsü

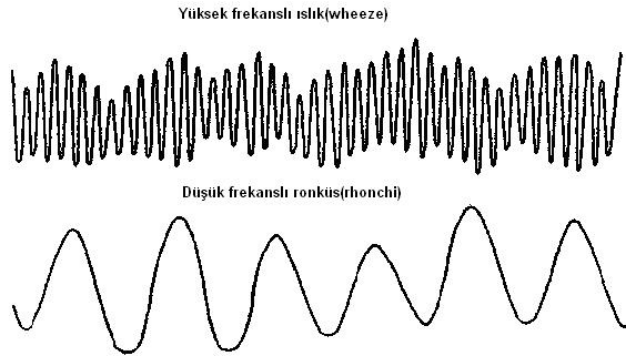
4.1.1. Zaman genlik dalgabiçimi ve zaman genişletme metodu

Akciğer ses sinyalinin genliği, zamanın bir fonksiyonu olarak grafiksel olarak gösterilebilir. Akciğer seslerinin zaman düzlemi analizleri için oluşturulan kullanıcı arayüzü sayesinde daha önceden kaydedilmiş çokkanallı akciğer sesleri zaman düzleminde tekrar açılıp görsel olarak zaman genlik dalgabiçimi izlenebilmekte ve sesler dinlenebilmektedir. Zaman genlik dalgabiçimi sayesinde akciğer seslerinin belirlenen bir kısmı seçilip tekrar dosya olarak kaydetme imkânı da vardır. Aynı zamanda seslerin genliği istenildiği kadar yükseltilerek daha iyi bir duyma sağlaması, değişik zaman çözünürlükleri ve değişik sayısal filtre modlarının bulunması diğer özellikleridir. Dolayısıyla hem dinleme hem de görsel içeriğin sağlanması ile akciğer seslerindeki değişimler, doktorlara normal ve anormal akciğer sesi bilgisini daha kolay sağlayacak ve daha kolay teşhis imkânı oluşturacaktır.

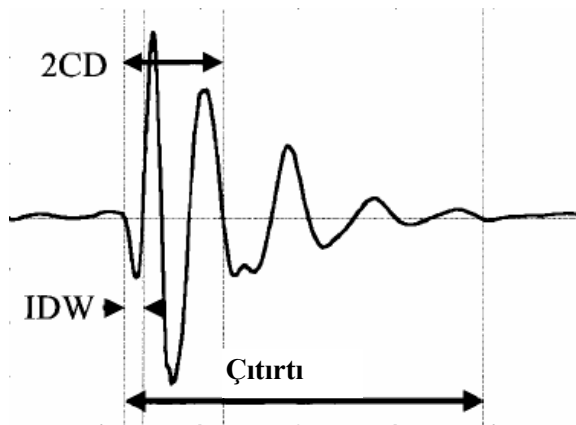
Zaman genişletme metodunda ses sinyallerinden detaylı bilgi çıkarmak için, akciğer sesleri kaydedilir ve sonradan bu sesler tekrar zaman eksenini genişletilmiş bir şekilde dalgabiçimleri çizdirilirse, bu ses kayıtları üzerinde analiz yapmak mümkün olabilmektedir. Bu metod zaman genişletme (time expanded) olarak adlandırılır. Bu iş bilgisayarlar tarafından kolay bir şekilde yapılabilir. Dolayısıyla zaman eksenini çözünürlüğü de istenildiği gibi değiştirilebilir. Gösterimin bu tarzı ile solunum ses olaylarının veya genliğinin, ısıklık ve çıtırtı gibi birkaç karakteristik dalgabiçimi ile ilişkisi gözlenebilir. Özellikle çıtırtı ve ısıklık sesleri için bu metod oldukça kullanışlıdır [18,72,81].

Bu metodla incelendiğinde ısıklık sesleri ve ronküsler belli bir süreye sahip olarak sürekli sinüsel formda belirir (Şekil 4.2). Isıklık ve ronküs seslerinin süresi ATS'ye göre 250 ms, CORSA'ya göre ise 100 ms'den daha fazla olabilir. Bu iki sesin birbirinden ayrılması ise ancak oluştukları frekans değerlerine göre saptanır. Frekans spektrumları incelendiğinde ısıklık sesleri spektrumunda, genellikle 1000 Hz'nin altında ve egemen frekansı 400 Hz civarında ortaya çıkan dar tepelikler olarak gözükürler. Ronküslerin ise egemen frekansı 200 Hz civarında veya daha düşüktür [18,72,81].

Çıtırtı sesleri ise genellikle zaman düzleminde ses sinyalinde geçici sapmalar olarak görülürler. Çıtırtılar ince (fine) ve kaba (coarse) çıtırtılar olarak iki gruba ayrılarak incelenirler. Bu iki sesin birbirinden ayırt edilebilmesi için genelde IDW ve 2CD süre özelliklerinden faydalanılır. Şekil 4.3’de çıtırtı sesinin zaman genişletilmiş dalgabıçımı ve IDW ile 2CD ölçüm noktalarının tarifi gösterilmiştir. Buna göre, IDW çıtırtının başlangıç anından yarım döngü süresinin tamamlanmasına kadar geçen süreyi tanımlamak için kullanılmaktadır. 2CD ise çıtırtının başlangıç anından itibaren 2 döngü süresinin tamamlanmasına kadar geçen süreyi tarif eder. İnce çıtırtılar ATS standartlarına göre 0,7 ms’lik bir başlangıç sapma genişliği (IDW) ve 5 ms’lik iki döngü süresi (2CD) ile açıklanırlar ve öksürükle kaybolmazlar. Kaba çıtırtılar ise ATS standartlarına göre 1,5 ms’lik bir başlangıç sapma genişliği (IDW) ve 10 ms’lik iki dönüm süresi (2CD) ile açıklanırlar [18,72,81].



Şekil 4.2. İslık ve ronküs seslerine ait zaman genişletilmiş dalga şekilleri



Şekil 4.3. Çıtırtı sesine ait zaman genişletilmiş dalga şekli

Çıtırtı ve ıslık seslerinin zaman genişletilmiş dalgabiçimleri analiz edilirken ATS ve CORSA standartlarına göre değişik kabullenmeler olduğuna dikkat etmek gerekecektir (Çizelge 4.1).

Çizelge 4.1. ATS ve CORSA standartlarına göre çıtırtı ve ıslık seslerinin tespiti için öngörülen standartlar [81]

	İnce Çıtırtı (Fine Crackle)	Kaba Çıtırtı (Coarse Crackle)
ATS	IDW = 0,7 ms 2CD=5 ms	IDW = 1,5 ms 2CD=10 ms
CORSA	2CD<10 ms	2CD>10 ms
	Islık (Wheeze)	Ronküs (Rhonchi)
ATS	Süresi >250 ms Frekansı ≥ 400 Hz	Süresi >250 ms Frekansı <200 Hz
CORSA	Süresi ≥ 100 ms Frekansı >100 Hz	Süresi >100 ms Frekansı <300 Hz

4.1.2. Kısa zamanlı ve ortalama RMS

Akciğer ses sinyalleri doğal olarak genliği zamanla değişim gösteren bir sinyal olduğu için akciğer ses sinyalinin kısa bir süresi için hesaplanan RMS (Root Mean Square) değeri sinyaldeki genlik değişimlerini belirgin bir şekilde ortaya çıkarır. Akciğer ses sinyalinin içsoluma-dışsoluma geçişlerinde RMS değeri sıfıra yakındır.

RMS değeri ıslık seslerinin ayırdedilmesinde kullanıldığında yeterince ayırıcı olmayabilir, fakat enerji hesaplanırken kare alma yöntemi kullanıldığından elde edilen sonuçlar küçük değişimlere daha duyarlı olacaktır. Bu da çok kısa sürelerle sahip olan çıtırtı seslerini tespit etmek için bir fırsat sağlamaktadır.

Bir sinyalin RMS değeri ayırık olarak hesaplanırken öncelikle, sinyalin belirlenen bir dönemi boyunca belirli örnekleme zamanıyla genlik değerleri alınır. Alınan bu

değerlerin kareleri toplanır. Bu toplam alınan örnek sayısına bölünür. Daha sonra da bu bölümün karekökü alınır.

Belirlenen bir kısa zaman aralığı için RMS değeri akciğer ses sinyalinin taşıdığı ortalama gücü gösterir ve Eş. 4.1’de gösterildiği gibi hesaplanır. RMS hesabı için seçilen aralık daraldıkça sonuçlar giderek tepe değerlere yaklaşacaktır.

$$RMS = \sqrt{\frac{x_1^2 + x_2^2 + \dots + x_n^2}{n}} = \sqrt{\frac{\sum_{t=1}^n x^2(t)}{n}} \quad (4.1)$$

Aynı zamanda, her bir mikrofondan kaydedilmiş akciğer seslerinin yoğunluğunu karşılaştırmak için ortalama RMS seviyeleri doktora iyi bir yöntem sağlar. Bunun için sinyal boyunca hesaplanan ortalama RMS değerleri grafik kullanıcı arabirimi üzerinde her bir mikrofon için gösterilir ve bu sayede bölgesel olarak akciğerler seslerinin azalması veya olmaması doktorlara mukayese imkânı sağlamaktadır.

4.1.3. İçsoluma ve dışsoluma süre ve genlikleri

Akciğer seslerinin zaman düzlemindeki bir soluk çevriminden seçilmiş olan içsoluma ve dışsolumanın sürelerine ve genliklerine ilişkin bilgiler yoluyla akciğeri etkileyen şartlar veya hastalıkların bulgusunu gösteren pratik bilgiler elde edilebilir. Elde edilen bu bilgilerin hekimlerin kendi yorumları ile karşılaştırılması yoluyla hekimler üstelik nispeten yüksek derecede bir doğruluk ile teşhis icra edebilirler.

Özellikle Çizelde 4.2’de akciğer seslerinin çeşitli hastalıklardaki karakteristikleri, dört muhtemel durum ile beraber verilmiştir. Buna göre normal, kronik obstrüktif akciğer hastalığı, astım ve intersitisiyel akciğer hastalığı durumlarında gözlemsel çalışmalara dayanarak teşhis için bazı bilgiler elde edilebilir. Örneğin normal bir kişi için dışsoluma, içsolumadan %20 civarında daha uzun sürmektedir. Bu bilgi üstelik hızlı bir şekilde elde edilebilmektedir. Yine kronik obstrüktif akciğer hastalığından müzdarip bir hasta için dışsoluma, içsolumadan %60 daha uzun sürmektedir.

Çizelge 4.2. Akciğer seslerinin çeşitli hastalıklardaki karakteristikleri

Durum	Normal	Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı	Astım	İntersitisiyel Akciğer Hastalığı
İçsoluma süresinin dışsoluma süresine oranı	Dışsoluma, içsolumadan %20 daha uzun	Dışsoluma, içsolumaya oranla %60 daha uzun	Dış soluma genellikle içsolumadan oldukça uzundur.	Değişken
Hastanın göğüs duvarı üzerinde seslerin dağılımı	İçsoluma süresince seslerin genliği nispeten yüksek. Karşıt bölgelerde genlikte çok az veya hiç değişim yok	İçsoluma boyunca seslerin genliği değişebilir fakat dışsolumaya oranla ses genliği yüksektir.	Göğüs boyunca seslerin dağılımı nispeten düzenlidir. Genellikle ıslık mevcuttur.	Değişken
İçsoluma ve dışsoluma boyunca anormal seslerin meydana geliş şekli	Rastgele görünüşte	Düzensiz. ıslık ve ronküs genelde mevcuttur. Aynı zamanda İçsolumanın erken dönemlerinde çırtırtı mevcuttur.	Belirgin şekilde ıslık ve ronküs mevcut olabilir	Birçok çırtırtı tipik olarak mevcuttur.

4.1.4. Sıfır geçiş hızına bağlı frekans değişimi

Ayrık sinyal işleme bağlamında sıfır noktasını geçme, sinyalin ardışık iki değerinin farklı işaretlere sahip olması durumunda oluşur. Bir sinyalin sıfırı geçme sayısı sinyalin frekansını belirlemenin en basit yollarından biridir. Örneğin sinüsel bir sinyalin frekansı f ve örnekleme frekansı f_s ise sinüsel sinyalin her bir periyodu için f_s / f tane örnek alınmış demektir. Her bir periyod için sıfırı geçme sayısı ikidir. Bu durumda bu sinüsel sinyal için sıfırı geçme sayısı Z Eş. 4.2 ile hesaplanır.

$$Z = 2 \frac{f}{f_s} \quad (4.2)$$

Örneğin 1 KHz frekansına sahip bir sinüsel dalga 16 KHz frekansıyla örneklenirse sıfır noktasını geçis sayısı 1/8 olur. Bunun anlamı, sekiz örnek için bir sıfırı geçme durumunun oluşacağıdır.

Dolayısıyla, sinyalin sıfır geçiş hızı, sıklığı hakkında bilgi vermektedir. Akciğer ses sinyalleri, geniş bantlı sinyallerdir. Geniş bantlı sinyaller için sıfır geçiş hızı yeterince kesin değildir. Bununla beraber, frekans özelliklerinin kaba tahminleri sıfır geçiş hızları kullanılarak yapılabilir.

Sıfır geçiş hızını hesaplamak için bütün gerekli olan şey, örnekleri çiftler çiftler kontrol etmek ve n adet ardarda gelen örnek için ortalama sıfır geçiş hızını hesaplamaktır.

Sıfır geçiş hızını hesaplamak için gerekli olan basit algoritma, sadece örnek çiftleri arasında işaret farklılıkları olup olmadığını tespit etmek olmasına karşın, örnekleme yapılırken oldukça dikkatli olmak gerekmektedir. Analogdan sayısala çeviricideki doğru akım etkisi, 60 Hz civarındaki gürültü ve sayısallaştırma sistemindeki gürültü, sıfır geçiş hızını etkiler. Bu etkilerden korunmak için analog sinyal, dikkatli bir şekilde örneklenmelidir.

Anormal akciğer sesleri sınıfındaki kesintisiz ek seslerin daha çok sinüsel doğada ve yaygın frekans yoğunluklarının 200 Hz ile 400 Hz civarındaki sinyaller olmasından dolayı akciğer ses sinyali üzerinde kesintisiz ek seslerin olduğu kesimlerin ve kabaca frekanslarının belirlenmesinde bu yöntem önem taşımaktadır.

4.1.5. Isık seslerinin tespit edilmesi

Zaman düzleminde geliştirilen bir algoritma sayesinde herbir mikrofondan kaydedilen akciğer seslerinden ısıık seslerinin tespit edilmesi sağlanmıştır. Önceden tanımlanmış genlik ve zaman ölçütlerine göre akciğer seslerinin çeşitli bölümlerinde ısıık seslerini temsil eden olağandışı bir olay meydana geldiği zaman bunların sezilmesi ve tespit edilmesi gerçekleştirilmiştir. Isık seslerinin algılanmasında otokorelasyon fonksiyonundan faydalanılmıştır.

Otokorelasyon fonksiyonu bir sinyalin önemli özelliklerini açığa çıkarmada yardımcı olur. Örneğin eğer sinyal periyodik ise ve periyodu P ise, bu periyod kadar sonra sinyalin otokorelasyon fonksiyonunun ürettiği sonuç aynıdır. Yani periyodik bir sinyalin otokorelasyon fonksiyonu da periyodiktir.

Ayrık zamanlı bir sinyalin otokorelasyon fonksiyonu Eş. 4.3'deki gibi hesaplanır.

$$R_n(k) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} x(m)w(n-m)x(m+k)w(n-k-m) \quad (4.3)$$

Otokorelasyon fonksiyonunun bazı özellikleri şunlardır;

1. Çift fonksiyondur. Yani $R(k)=R(-k)$
2. En büyük değeri $k=0$ olduğunda gözlenir. $|R(k)| \leq R(0)$
3. $R(0)$ değeri enerjiye eşittir.

Bu durumda enerji otokorelasyon fonksiyonunun özel bir durumu olarak ortaya çıkmaktadır. Yukarıdaki formülle tanımlanmış olan otokorelasyon fonksiyonunu daha da basitleştirecek olursak;

Önce otokorelasyon fonksiyonunun $R(k)=R(-k)$ özelliğinden;

$$R_n(k) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} x(m)w(n-m)x(m-k)w(n+k-m) \quad (4.4)$$

Buradan, $n-m$ yerine n yazılarak

$$h_k(n) = w(n)w(n+k) \quad (4.5)$$

tanımlanırsa, otokorelasyon fonksiyonunun yeni durumu;

$$R_n(k) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} x(m)x(m-k)h_k(n-m) \quad (4.6)$$

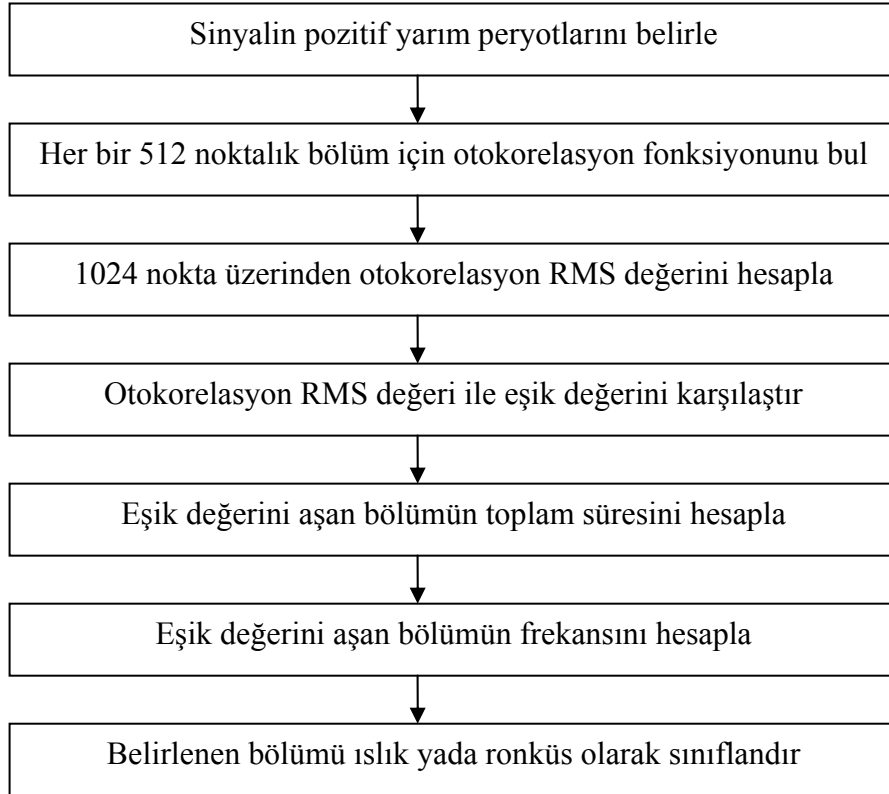
şeklinde olur.

Otokorelasyon hesaplamaları yapılırken genellikle fonksiyonun ilk halinin değiştirilmiş şekli olan,

$$R_n(k) = \sum_{m=0}^{N-1-k} [x(n+m)w'(m)][x(n+m+k)w'(k+m)] \quad (4.7)$$

eşitliği kullanılır. Bu eşitlikte $w'(n)=w(-n)$ olarak alınmıştır ve bu pencerenin uzunlughunun N olduğu kabul edilmiştir. Bu formüle göre pencere uzunluğu N kabul edildiğinde k . otokorelasyon değerini hesaplamak için pencereleme amacıyla N çarpma işlemi, $N-k$ çarpma ve toplama işlemi de daha sonraki işlemler için gerekmektedir. Bu işlem sayısını azaltmak için birçok yöntem bulunmuştur. Bu yöntemler fonksiyonun özelliklerini kullanarak çarpma sayısını azaltmayı ve işlem hızını artırmayı hedeflemektedir [82].

Otokorelasyon fonksiyonu periyodikliği açık bir şekilde gösterebilme özelliğinden dolayı ıslık seslerinin belirlenmesinde oldukça faydalı olabilmektedir. ıslık seslerinin tespit edilebilmesi için Şekil 4.4’de gösterilen adımları gerçekleştiren bir algoritma uygulanmıştır.



Şekil 4.4. ıslık seslerinin tespit edilmesi için uygulanan işlemler

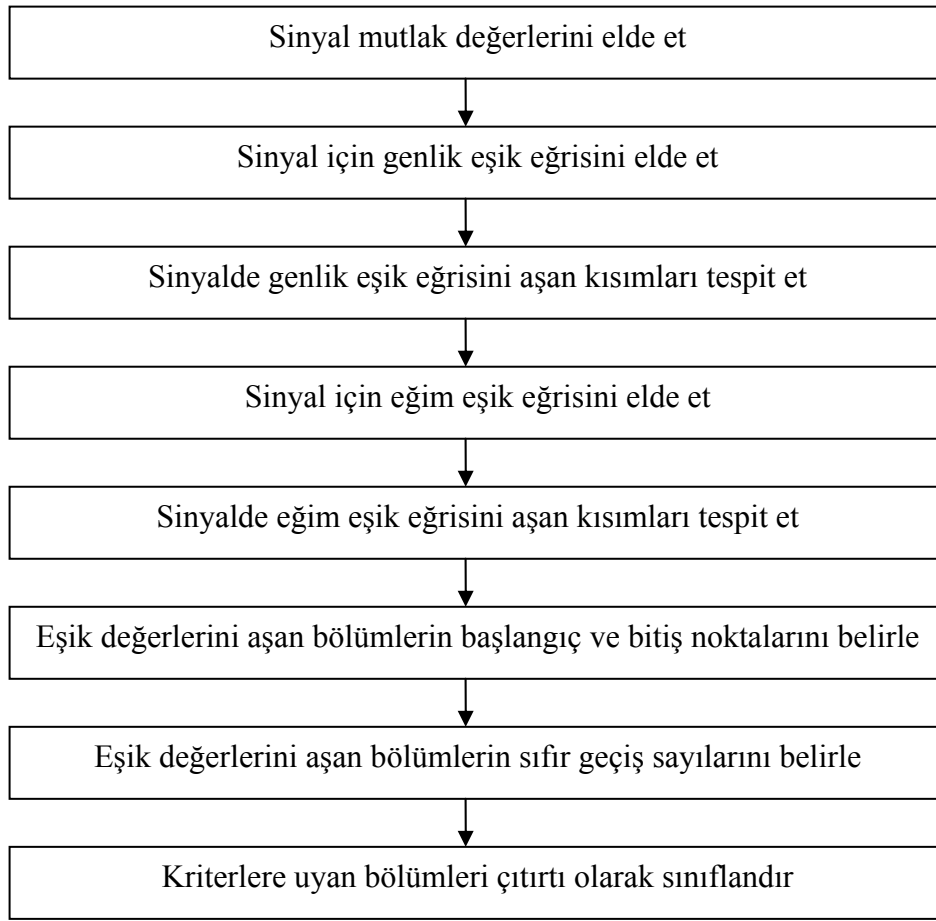
Öncelikle akciğer ses sinyallerinin sıfır geçişlerinden yararlanarak bütün pozitif yarım peryotlar belirlendi. Sonra 512 noktalık bölümler halinde yarım peryotların otokorelasyonu bulundu. Bulunan otokorelasyonun 512 noktalık ikişer bölümünden yani 1024 noktalık kısmından RMS değerleri hesaplandı. Bu hesaplanmış RMS değeri daha önceden belirlenmiş bir RMS eşik değeri ile karşılaştırıldı. Daha sonra eşik değerini aşan kısımların ne kadar süre devam ettiği hesaplatılarak, 100 ms den daha uzun süreye sahip olan kısımlar tespit edildi ve bu kısımlar ıslık seslerini temsil etmesi açısından işaretlendi.

4.1.6. Çıtırtı seslerinin tespit edilmesi

Çıtırtılar, kısa süreli enerji atağı içeren ve biçimsel özellikleriyle belirginleşen süreksiz, müzikal olmayan, 20 ms'den kısa, 100-2000 Hz'lik frekans aralığında bulunan seslerdir. Çıtırtılar çoğunlukla akciğer hastalıklarında hastalığın tipine göre farklı sürelerde, yerlerde ince çıtırtı veya kaba çıtırtı şeklinde duyulur ve genellikle değişik hastalıklara işaret ederler.

Sürelerinin genellikle kısa olması nedeniyle, çıtırtıların, toplam spektral eğri üzerindeki etkileri fark edilemeyecek kadar küçük kalmaktadır. Buna karşın, çıtırtıların varlığı ve özellikleri (sayısı, döngünün hangi evresinde oluştuğu, oluşum süresi, yapısı v.b.) çeşitli hastalıkların belirtisi olabilmektedir. Bu nedenle geçici rejime sahip çıtırtı seslerinin analizinde frekans düzlemi yerine zaman düzlemi analizi de oldukça önem kazanmaktadır. Çıtırtı seslerinin zaman düzleminde tespit edilebilmesi için Şekil 4.5'de gösterilen adımları gerçekleştiren bir algoritma uygulanmıştır.

Öncelikle akciğer ses sinyallerinin mutlak değerleri elde edilmiştir. Sonra 12 noktalık bölümler halinde sinyalin genlik eşik eğrisi, sinyalin varyansı alınarak elde edilmiştir. Bulunan genlik eşik eğrisi ile sinyal karşılaştırılmış ve daha önceden belirlenmiş eşik değerini aşan bölümler tespit edilmiştir. Daha sonra sinyalin eğim eşik eğrisi elde edilmiştir, buna göre sinyalin her bir saniyedeki eğimi hesaplanmıştır. Aynı şekilde daha önceden tespit edilmiş eğim eşiğini geçen bölümler tespit edilmiştir. Genlik eşiği ve eğim eşiğini geçen bölümlerin başlangıç ve bitiş noktaları tespit edilmiştir. Son olarak belirlenen bölümlerin sıfır geçiş sayıları belirlenerek en az 4 en fazla 12 sıfır geçişine sahip kısımlar çıtırtı seslerini temsil etmesi açısından işaretlenmiştir.

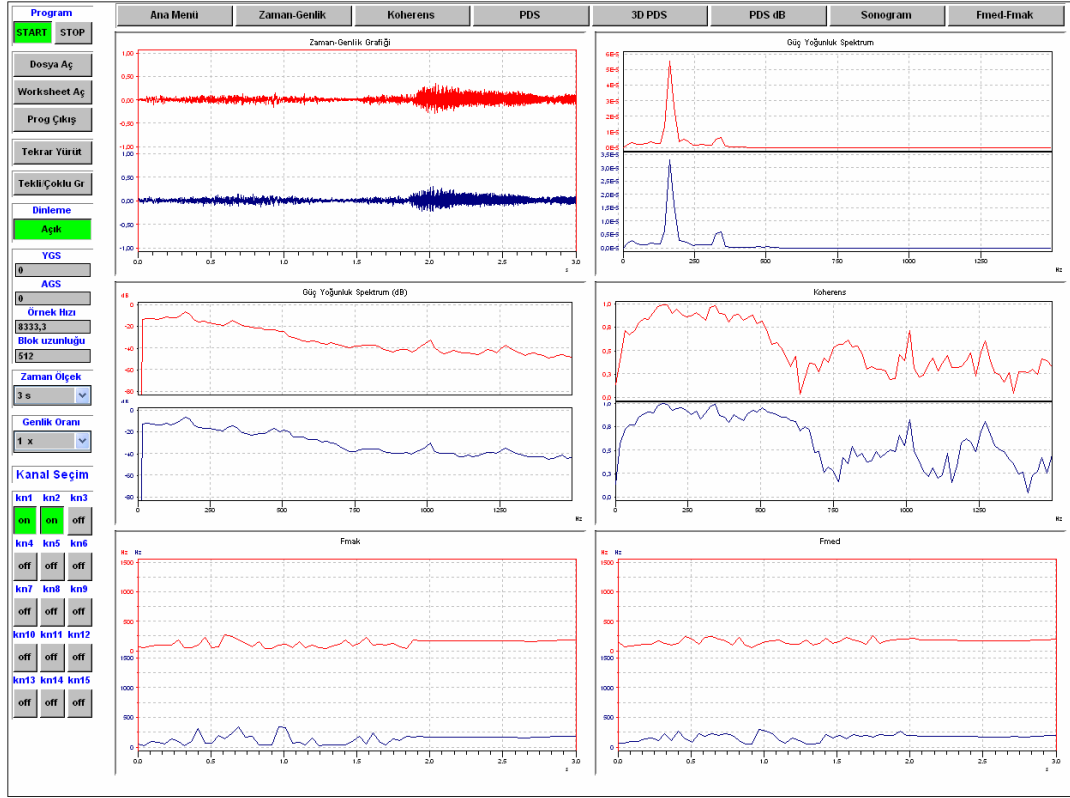


Şekil 4.5. Çıttırtı seslerinin tespit edilmesi için uygulanan işlemler

4.2. Akciğer Seslerinin Frekans Düzlemi Analizleri

Biyolojik sinyaller zaman düzleminde oluşan işlemlerin sonucu olarak ortaya çıkmalarına karşın, bu sinyallerin analizlerinin frekans düzleminde yapılması bazı durumlarda daha elverişli olmaktadır. Zaman düzleminde görülemeyen bazı olaylar frekans düzleminde daha kolay görülebilir. Örneğin potansiyel alanlarda alınan ölçümlerde, derin veya sık etkilerin araştırılmasında sinyalin frekans düzlemi görünümü kullanılarak, kolaylıkla derin ve sık etkiler birbirinden ayrılabilir. Frekans düzlemi kullanmanın diğer bir yararı da bu ortamda bazı filtrelerin düzenlenmesindeki kolaylıklardır. Özetle bir sinyalin, her biri uygun genlik ve evrede olan belli sayıda frekans bileşeninden oluştuğu varsayılabilir. Bu nedenle zaman düzleminde algılanacak bir sinyal, frekans düzlemi bileşenlerinden oluşacaktır. Spektral analizde amaç bu frekans bileşenlerinin bulunmasıdır. Şekil

4.6’da frekans düzlemi analizleri için oluşturulan grafik kullanıcı arayüzü görülmektedir.



Şekil 4.6. Frekans düzlemi analizi için oluşturulan grafik kullanıcı arayüzü

4.2.1. Hızlı fourier dönüşümü (HFD)

Periyodik sayısal bir sinyal, bir Fourier serisi ile temsil edilebilir ve bir dalga şekli kendisinin Fourier katsayılarından yeniden elde edilebilir. Fourier analizinin önemi şuradadır; tek frekans bileşenli bir sinyale birçok fiziksel sistemin cevabı, diğer frekans bileşenlerinin genliğinden ve görüntüsünden bağımsızdır. Böyle sistemler, giriş sinyalinin büyüklüğündeki bir değişim çıkış sinyalinde de aynı oranda değişim verdiği için, doğrusal sistemler olarak bilinir [82].

Bir sinyalin Ayırık Fourier Dönüşümü doğrudan Eş. 4.8’deki gibi ve ters ayırık Fourier dönüşümü Eş. 4.9’daki gibi tanımlanır.

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{(-jkn\frac{2\pi}{N})}, \quad k=0,1,\dots,N-1 \quad (4.8)$$

$$x[n] = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X[k] e^{(jkn\frac{2\pi}{N})}, \quad n=0,1,\dots,N-1 \quad (4.9)$$

Buradaki $X[k]$ katsayıları ayrık Fourier katsayıları olarak adlandırılır. N pencere boyu; $x[n]$, zaman düzlemi giriş sinyalidir.

İşaretin Ayrık Fourier Dönüşümü hesaplandıktan sonra güç spektrum yoğunlukları, Fourier dönüşümlerinin büyüklüklerinin kareleri alınarak hesaplanmaktadır. Ayrık bir sinyalin güç spektrum yoğunluğu vektörü P , Eş. 4.10'daki bağıntı ile elde edilir.

$$P[f] = \frac{1}{N} \left[\sum_{n=1}^N x[n] e^{(-j2\pi f n)} \right]^2 \quad (4.10)$$

Bu sinyalin frekans sonogramını bulmak için Ayrık Fourier Dönüşüm katsayıları olan $X[k]$ sayılarının mutlak değerlerinin karelerinin logaritmaları alınır.

$$P[k] = 10 \log |X[k]|^2 \quad (4.11)$$

4.2.2. Akciğer seslerinin spektral analizi

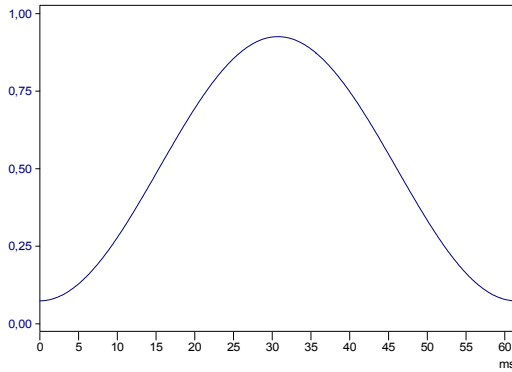
Akciğer ses sinyallerinin içerdiği spektral bilgiyi görsel olarak incelemek ve sinyalin spektrumunun zamanla değişimini izlemek için spektral eğrinin ve sonogramının elde edilmesi gerekir. Bu amaçla akciğer ses sinyallerinin HFD'si alınır [81].

HFD hesabı sırasında sinyalin son değerleri ile ilk değerleri arasında meydana gelen ve Fourier dönüşümünün doğasından kaynaklanan suni devamsızlık, enerjinin diğer frekanslara sızması şeklinde algılanabileceğinden spektral sızma olarak adlandırılmaktadır. HFD hesabı sırasında spektral sızmayı azaltmanın bir yolu, sinyalin son değerleri ile ilk değerleri arasındaki devamsızlığın giderilmesidir. Bu

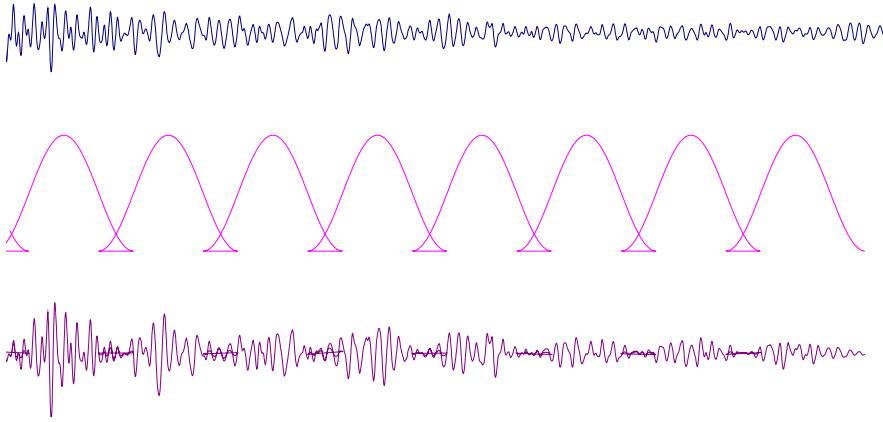
amaçla sinyalde HFD öncesi pencereleme kullanılmaktadır. Pencereleme yöntemi sinyalin HFD hesabı öncesinde, genliği kenarlara doğru yavaşça sıfıra yaklaşan bir pencere fonksiyonu ile çarpılmasını öngörmektedir. Bu sayede sinyalin son değerleri ile ilk değerleri arasındaki devamsızlık giderilmektedir. Blackman, Hamming, Hanning gibi değişik pencere fonksiyonlarının kullanımı mümkündür. Bir sinyalin pencere fonksiyonu ile çarpılması için uzunluğu sinyal uzunluğuna eşit bir pencere sinyali oluşturulmaktadır. Örneğin, uzunluğu N örnek olan bir Hamming penceresi Eş. 4.12’de verilen bağıntı ile oluşturulmaktadır.

$$w[n] = 0.54 - 0.46 \cos \frac{2\pi n}{N} \quad (4.12)$$

Öncelikle akciğer seslerinin yaklaşık 60 ms’lik aralıkta durağan özelliklere sahip bir sinyal olduğu, bu aralıkta spektral özelliklerinin değişmediği varsayılmıştır. Buna bağlı olarak akciğer ses sinyallerinden alınan zaman örnekleri durağanlık özelliğini sağlayacak şekilde pencerelenirler ve her bir pencere aynı sayıda örnek içermelidir. Pencere uzunluğunun uygun seçimi akciğer ses sinyallerinin spektral analizde önemli bir faktördür ve özellikle gerçek zamanlı spektral eğri çalışmalarında pencere uzunluğunun 2’nin katları şeklinde seçilmesi önemsenmelidir. Çünkü HFD’den en iyi performans bu pencere boylarında elde edilir. Pencere boyunun artırılması işlem yükünün artmasına, diğer taraftan pencere boyunun kısaltılması da istatistiksel olarak kötü bir spektral çözünürlüğe neden olacaktır.



Şekil 4.7. 512 noktalık Hamming pencere fonksiyonu



Şekil 4.8. Sinyalin 512 noktalık Hamming pencere fonksiyonu ile %25 oranında örtüştürülerek pencerelenmesi

Bu çalışmada 512 noktalık ve %25 yani 128 noktalık çakışan bir Hamming pencere fonksiyonu, pencereleme işleminde kullanılmıştır (Şekil 4.7). Her pencere için hesaplaması yapılan özelliklerdeki ani sapmaları önlemek için, birbiri ardı sıra gelen her pencere %25 oranında örtüştürülmüştür (Şekil 4.8). Örnekleme frekansı 8333 Hz olduğuna göre, 512 adet nokta 61,4 ms'lik bir pencere genişliğine ve 16,275 Hz'lik bir frekans çözünürlüğüne karşılık gelmektedir.

Her bir pencere için HFD yoluyla frekansa göre sinyal gücünün dağılımının elde edilmesine güç yoğunluk spektrum fonksiyonu denir. Güç yoğunluk spektrum eğrisinde yatay eksen frekansı, dikey ekseninde sinyalin gücünü temsil eder. Güç yoğunluk spektrum fonksiyonundan elde edilen sonogram da ise yatay eksen frekansı, dikey eksen ise zamanı veya pencere sayısını verir ve grafikteki gri tonlama seviyeleri de t anında f frekansının sinyal gücünü gösterir.

Bu durumda, akciğer ses sinyallerinin spektral analizi ile akciğer ses sinyallerinin frekans içeriği hakkında bir bilgi elde edilebilecektir. Spektral analiz metodlarının kullanılması ile akciğer ses sinyallerinin güç yoğunluk spektrum kestirimleri ile beraber sonogramları elde edilir ve tıbbi bir bilgi elde etmek için güç yoğunluk spektrum eğrileri ile sonogramlardaki değişimler incelenir. Spektral analiz ile akciğer seslerinin incelemesinde temel alınacak referans seslerin spektrumları olduğunda; akciğerin durumu değiştiğinde güç yoğunluk spektrum fonksiyonları ve sonogramları

da değişecektir. Sağlıklı bireylerdeki akciğer sesinin güç yoğunluk spektrumu, akciğer hastalığına sahip bir bireyin sesinin güç yoğunluk spektrumu ile karşılaştırıldığında oldukça farklı olacaktır. Spektral şeklin ve parametrelerin analizi ile teşhis yapılabilir ve hastalıklar izlenebilir. Örneğin referans olarak akciğer seslerinin sonogramları incelendiğinde üst üste basamak şeklindeki belli bir süre devam eden görüntüler ısıklık seslerinin varlığına dikkat çekmekte, yine çok kısa süreli tepe şeklindeki görüntülerde çıtırtı seslerinin varlığını işaret etmektedir.

4.3. Akciğer Seslerinin Sınıflandırılması

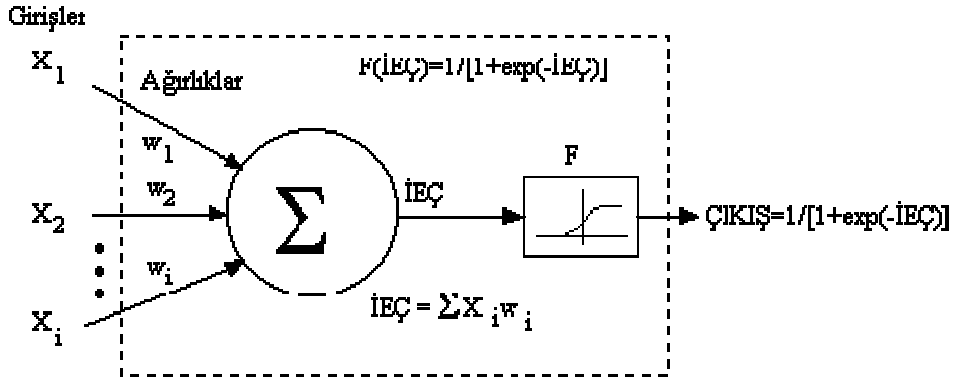
Akciğer seslerinin otomatik olarak sınıflandırılmasının tanı koymayı kolaylaştırıcı bir gereç olduğu düşünülmektedir. Dolayısıyla akciğer hastalıklarında ve sağlıklı kişilerde duyulan akciğer seslerinin sınıflandırılması için değişik sınıflandırıcılar kullanılmakta ve önerilmektedir [44].

Bu çalışmada akciğer seslerinin sınıflandırılması için yapay sinir ağları (YSA) kullanılmıştır. Kullanılan bu sinir ağı sınıflandırıcıların başlıca özellikleri doğrusal olmamaları, yüksek paralel işlem yapabilme yetenekleri ve yeni girdilere uyum sağlayıp öğrenmeye devam edebilmeleridir.

4.3.1. Yapay sinir ağları

Genel anlamda yapay sinir ağları (YSA), beynin bir işlevi yerine getirme yöntemini modellemek için tasarlanan bir sistem olarak tanımlanabilir. Sinirsel ağlar çeşitli yollarla birbirine bağlı işlem elemanlarından (Şekil 4.9) oluşmuş topluluklardır. Her işlem elemanı iyice basitleştirilmiş bir insan beynindeki nöronun niteliklerini taşır. Sinirsel ağ içindeki elemanlar, herbirinin belli işlevi olan katmanlar şeklinde örgütlenmiştir ve bu yapıya yapay sinir ağı mimarisi denir. Donanım olarak elektronik devrelerle ya da bilgisayarlarda yazılım olarak gerçekleştirilebilir. Beynin bilgi işleme yöntemine uygun olarak YSA, bir öğrenme sürecinden sonra bilgiyi toplama, hücreler arasındaki bağlantı ağırlıkları ile bu bilgiyi saklama ve genelleme yeteneğine sahip paralel dağılmış bir işlemcidir. Öğrenme süreci, arzu edilen amaca

ulaşmak için YSA ağırlıklarının yenilenmesini sağlayan öğrenme algoritmalarını ihtiva eder.



Şekil 4.9. Bir işlem elemanı (yapay nöron)

Mühendislik uygulamalarında YSA'nın geniş çaplı kullanımının en önemli nedeni klasik tekniklerle çözümü zor problemler için etkin bir alternatif oluşturmastır. Dolayısıyla YSA'lar akciğer sesleri sınıflandırma gibi kesin sınırları, tam olarak belirgin kriterleri olmayan işlemler için çok uygundur [83-86].

Çok katmanlı algılayıcılar ve öğrenme algoritmaları

Çok katmanlı algılayıcılar birçok öğrenme algoritması kullanılarak eğitilebilirler. Şekil 4.10'da çok katmanlı algılayıcı sinir ağı modeli gösterilmiştir.

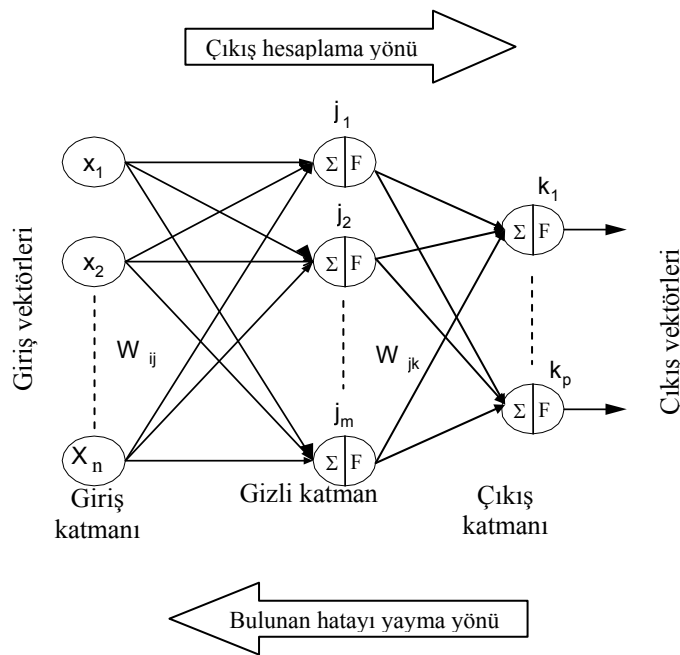
Bir çok katmanlı algılayıcı modeli, bir giriş, bir veya daha fazla ara ve bir de çıkış katmanından oluşur. Bir katmandaki bütün işlem elemanları bir üst katmandaki bütün işlem elemanlarına bağlıdır.

Burada giriş değerlerine önce toplama fonksiyonları uygulanır ve her bir işlem elemanının çıkış (İEÇ) değeri

$$İEÇ = \sum_{i=1}^N X_i W_{ij} - \theta_i \quad (4.13)$$

olarak bulunur. X_i i'inci girişi, W_{ij} j'inci elemandan i'inci elemana bağlantı ağırlığını ve θ_i eşik (threshold) değerini göstermektedir. Daha sonra bu çıkış değerleri sigmoidal aktivasyon fonksiyonuna yani öğrenme eğrisine uygulanır. Sonuçta çıkış değeri aşağıdaki şekilde bulunur.

$$ÇIKIŞ = \frac{1}{1 + e^{-IEÇ}} \quad (4.14)$$



Şekil 4.10. Geri yayılım çok katmanlı algılayıcı yapısı

Transfer fonksiyonları olarak çoğunlukla, hiperbolik tanjant veya sigmoid fonksiyonu kullanılmaktadır. Bu işlemci elemanın çıkış değeri diğer işlem elemanlarına giriş veya ağırlık çıkış değeri olabilir.

Bilgi akışı ileri doğru olup, geri besleme yoktur. Bunun için ileri beslemeli sinir ağı modeli olarak adlandırılır. Giriş katmanında herhangi bir bilgi işleme yapılmaz. Buradaki işlem elemanı sayısı uygulanan problemin giriş sayısına bağlıdır. Ara katman sayısı ve ara katmanlardaki işlem elemanı sayısı ise, deneme-yanılma yolu ile bulunur. Çıkış katmanındaki eleman sayısı ise yine uygulanan probleme dayanılarak belirlenir.

Çok katmanlı algılayıcı ağlarında, ağa bir örnek gösterilir ve örnek neticesinde nasıl bir sonuç üreteceği de bildirilir. Örnekler giriş katmanına uygulanır, ara katmanlarda işlenir ve çıkış katmanından da çıkışlar elde edilir. Kullanılan öğrenme algoritmasına göre, ağın çıkışı ile arzu edilen çıkış arasındaki hata tekrar geriye doğru yayılarak hata minimuma düşünceye kadar ağın ağırlıkları değiştirilir.

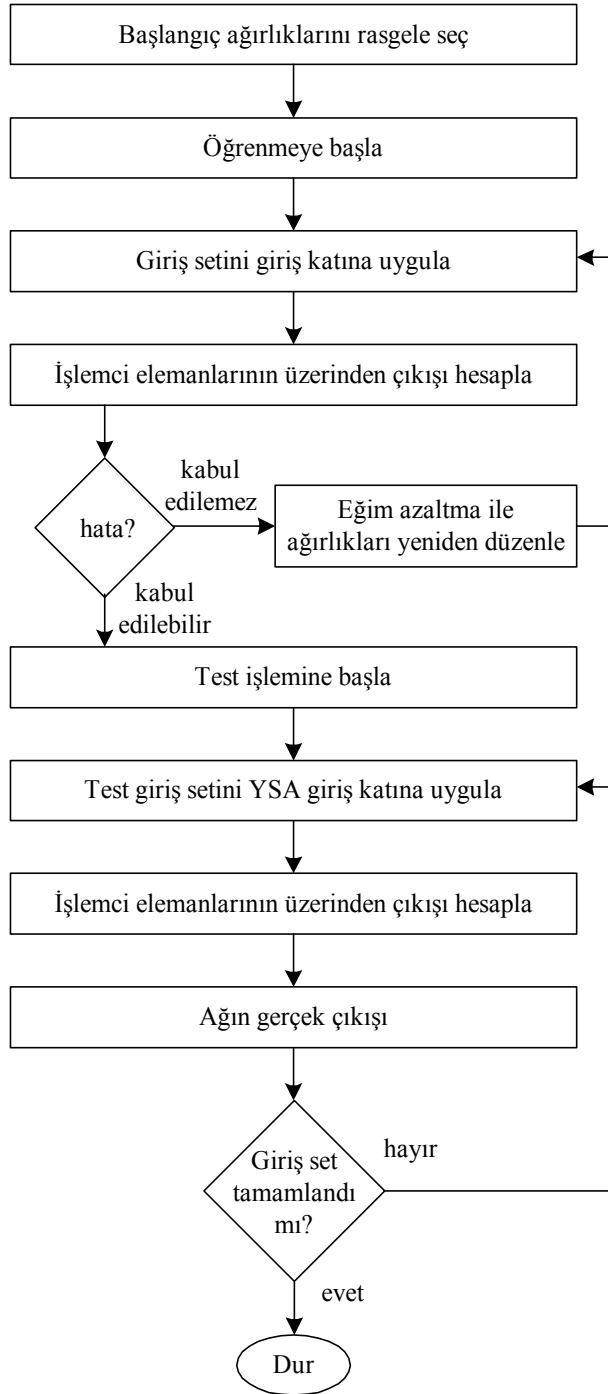
İleri beslemeli ağlar, en genel anlamıyla giriş uzayıyla çıkış uzayı arasında statik haritalama yapar. Bir andaki çıkış, sadece o andaki girişin bir fonksiyonudur [84,85].

Geri yayılım algoritması

Birçok uygulamada kullanılmış en yaygın öğrenme algoritmasıdır. Anlaşılması kolay ve matematiksel olarak ispatlanabilir olmasından dolayı en çok tercih edilen öğrenme algoritmasıdır. Bu algoritma, hataları geriye doğru çıkıştan girişe azaltmaya çalışmasından dolayı geri yayılım ismini almıştır.

Tipik çok katlı geri yayılım ağı, daima; bir giriş tabakası, bir çıkış tabakası ve en az bir gizli tabakaya sahiptir. Geri yayılım algoritması, gradyen azalan ve çok katmanlı algılayıcıları eğitmede en çok kullanılan temel bir algoritmadır. Bu algoritmanın akış şeması Şekil 4.11’de verilmiştir. Ağın eğitimi için izlenmesi gereken temel süreç sırasıyla şu aşamalardan meydana gelmektedir.

1. Ağa bir giriş vektörü uygulanır ve buna ilişkin çıkış değeri hesaplanır,
2. Olması gereken çıkış değeri ile fiili çıkış değeri karşılaştırılır ve elde edilen fark hata ölçüsü olarak yorumlanır,
3. Hata değerini azaltabilmek için, her ağırlığın hangi yönde (- veya + yönde) değişmesi gerektiği belirlenir,
4. Her ağırlık değerinin ne kadar değiştirilmesi gerektiği hesaplanır,
5. 4. adımda hesaplanan bu miktarlara göre ağırlık değerleri yeniden düzenlenir,
6. Eğitim kümesindeki vektörler için hata değeri kabul edilebilir bir düzeye erişinceye kadar, ilk 5 adım tekrarlanır.



Şekil 4.11. Geri yayılım algoritması akış şeması

Eğitme işlemi ve eğitimden sonraki test işlemi bu akışa göre yapılır. Bu algoritma ile, i ve j kat işlem elemanları arasındaki ağırlıklardaki $\Delta w_{ji}(t)$ değişikliği hesaplanır. Bu ifade,

$$\Delta w_{ji}(t) = \eta \delta_j x_i + \alpha \Delta w_{ji}(t-1) \quad (4.15)$$

olarak verilir. Eş. 4.15’de η öğrenme katsayısı, α momentum katsayısı ve δ_j ara veya çıkış katındaki herhangi bir j işlem elemanına ait bir faktördür. Çıkış katı için bu faktör aşağıdaki şekilde verilir.

$$\delta_j = \frac{\partial f}{\partial net_j} (y_j^{(t)} - y_j) \quad (4.16)$$

Burada, $net_j = \sum x_j w_{ji}$ ve $y_j^{(t)}$ ise j işlemci elemanının hedef çıkışıdır. Ara katlardaki İE’ler için ise bu faktör,

$$\delta_j = \left(\frac{\partial f}{\partial net_j} \right) \sum w_{qi} \delta_q \quad (4.17)$$

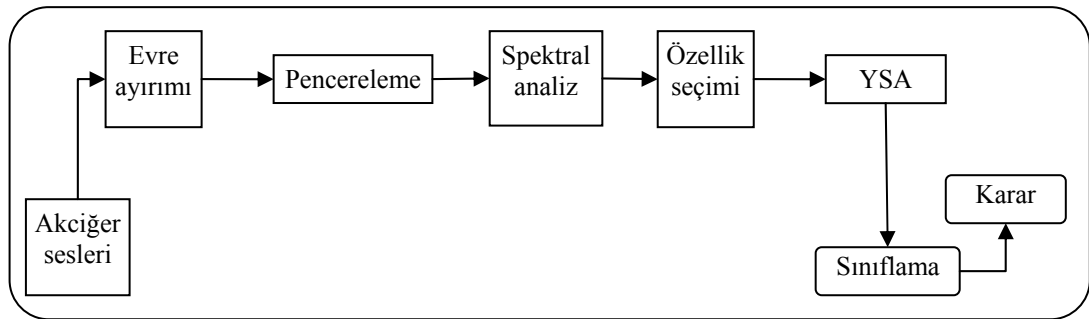
olarak verilir. Ara katlardaki İE’ler için herhangi bir hedef çıkış olmadığından, Eş. 4.16 yerine Eş. 4.17 kullanılır. Bu duruma bağlı olarak çıkış katından başlayarak δ_j faktörü, bütün katlardaki İE’ler için hesaplanır. Daha sonra Eş. 4.15’deki formüle bağlı olarak, bütün bağlantılar için ağırlıkların güncelleştirilmesi gerçekleştirilir [87].

4.3.2. Akciğer seslerinin çok katmanlı algılayıcı sinir ağına uygulanması

Bu çalışmada yapay sinir ağlarından yararlanarak 10’u sağlıklı, 12’si tıkalı (obstructive) ve kısıtlayıcı (restrictive) akciğer hastalıklı olmak üzere toplam 22 kişiden alınan akciğer seslerinin sağlıklı-hastalıklı olarak sınıflandırılması öngörülmüştür. Çeşitli akciğer hastalıklarına sahip sınırlı sayıda akciğer seslerinin bulunmasından dolayı akciğer seslerinin hastalıklara göre sınıflandırma işlemi gerçekleştirilmemiştir. Akciğer seslerin sınıflandırılması, geri yayılım algoritması ile

eğitilen çok katmanlı algılayıcı sinir ağı ile yapılmış ve sağlıklı-hastalıklı sınıflandırılmasındaki sinir ağının başarısı sınanmıştır.

Akciğer seslerinin sağlıklı-hastalıklı ayırımının yapılması için gereken işlemler, akciğer seslerinin elde edilmesi, seslerin evrelere ayrılması, pencereleme, spektral analizin yapılması, spektral analiz yoluyla özellik vektörlerinin çıkarılarak sinir ağı girişlerinin belirlenmesi, sınıflama ve sınıflama sonuçları aşamalarından oluşmaktadır (Şekil 4.12).



Şekil 4.12. Akciğer seslerinin sınıflandırılması aşamaları

Patalojik durumlara ait akciğer sesleri, normal akciğer seslerinde görülmeyen çıtırtı ve ıslık sesleri gibi ek sesler içermektedir. Patalojik durumlarda oluşan bu ek sesler hastalığın durumuna göre yapısal özellikleri, oluştuğu evreler ve oluşma süreleri açısından birbirlerinden farklıdırlar. Ayrıca akciğer sesleri, akciğer hacmindeki ve hava akış hızındaki değişikliklere bağlı olarak durağanlık sergilememektedir. Dolayısıyla akciğer seslerinin içsoluma ve dışsoluma evreleri ayrı ayrı analiz edildiklerinde farklı performanslar gösterebilmektedirler. Aslında içsoluma ve dışsoluma evrelerinin belirlenmesi içinde genellikle hava akış bilgisi göz önünde tutulur. Fakat burda karşılaşılan önemli sorunlardan biri hava akışının ölçülmesine dönük etkili bir yöntem geliştirilmesinin zorluğudur. Akış hızının ölçülmesi için akışölçerlerden yararlanılır. Hasta akışölçeri bir ağızlık yardımıyla kullanır. Ancak, çocuklarda ve zihinsel bozukluklara sahip kişilerde akış hızının bu yöntemle ölçülmesi her zaman mümkün olmamaktadır. Bu çalışmada önerdiğimiz düzenek de bu sorunu ele almamış olup, soluk evrelerinin ayrıştırılması görsel olarak gerçekleştirilmiştir. Öncelikle kaydedilen akciğer seslerinden belirli bir soluk çevrimi

seçilmiştir. Genelde sinyalin zarfının en düşük değer aldığı noktaların belirlenmesi ile bu olay gerçekleştirilmiştir. İçsoluma ve dışsoluma için başlama ve bitiş noktaları en iyi şekilde soluk borusu mikrofonundan kaydedilmiş sinyal incelenerek tanımlanabilir. Özellikle içsoluma tipik olarak soluk borusu sinyalinin birinci sürekli yüksek genlikli kısmı ile ilgilidir. Bu kısmın genliği hemen hemen sıfıra yakın azaldığı zaman içsoluma genellikle sonlanır. Dışsoluma benzer bir şekilde bir sürekli yüksek genlikli kısım ile ilgilidir ve doğrudan içsoluma kısmını takip eder. Bu ikinci sürekli kısmın genliği sıfıra düştüğü zaman dışsoluma genellikle tamamlanmıştır.

Bu şekilde akciğer seslerinden her bir soluk çevrimi için içsoluma ve dışsoluma evreleri ayrılmıştır. Soluk çevrimleri 14 kanal akciğer seslerine ait olup soluk borusu sesleri yüksek frekans içermeleri sebebiyle sınıflandırmada kullanılmamıştır.

Sınıflandırma için kullanılacak özellik vektörleri akciğer seslerinin spektral analizi sonucu elde edilmiştir. Bunun için ilk olarak her bir soluk evresi 512 örneklilik pencerelere ayrılmış ve arka arkaya gelen pencereler, spektral sızıntıyı önlemek için 128 örneklilik yani %25 örtüşmeli olarak Hamming pencere fonksiyonu ile ağırlıklandırılmıştır. HFD yönteminin kullanılmasıyla da güç yoğunluk spektrumları kestirilerek spektral analiz gerçekleştirilmiştir.

512 örneklilik pencereleme ile HFD kullanılması sonucunda iki adet 256+256 elemanlı bir dizi elde edilmektedir. Bu dizinin ilk kısmı gerçek, diğer kısmı ise sanal olarak elde edilmektedir. Bu çalışma için gerçek kısım yeterlidir. Bu dizinin her bir elemanı 8333/512'den hesaplanırsa 16,27 Hz farkla 8333 Hz'ye kadar 512 tane frekansın genlik değeri içerilir. Burada bahsedilen 8333 Hz frekansı akciğer seslerini analogdan sayısal hale getirirken kullanılan örnekleme frekansıdır.

Bu şekilde elde edilen spektrumlardan da 0-1025 Hz arasındaki güç yoğunluk spektrum değerleri belirlenerek, her bir 16,27 Hz'lik artışlara denk gelen 63 örnek uzunluğunda bir özellik vektörü oluşturulmuştur. Her ne kadar akciğer seslerinin bant genişliği 2000 Hz'ye kadar ulaşsa da, seslerin çoğunluğunun anlamlı bant genişlikleri 1000 Hz'nin altında yoğunlaşmaktadır. Bu sebepten 1025 Hz'nin

üzerindeki frekans bileşenleri ihmal edilmiştir. Bu şekilde giriş vektör uzunluğunun kısaltılması da hedeflenmiştir.

Her bir içsoluma ve dışsoluma evrelerinden HFD metodu ile kestirimi yapılmış spektrumlardan 0-1025 Hz aralığında belirlenen 63 uzunluk değerlerine sahip özellik vektörleri çok katmanlı algılayıcının giriş katmanına uygulanmıştır. Bir soluk çevriminden çıkarılan içsoluma ve dışsoluma için herbir evre ayrı bir çok katmanlı algılayıcı sinir ağı ile sınıflandırılmıştır. Daha sonra evreler üzerinden verilen sınıf kararları birleştirilerek tüm soluk çevrimi için karara varılmıştır.

Çok katmanlı algılayıcının giriş katmanı 63 örnek uzunluklu özellik vektörüne karşılık gelecek şekilde 63 düğümden oluşmaktadır. Çok katmanlı algılayıcıda kullanılan gizli katman sayısı ise birdir. Gizli katmandaki işlem elemanı sayısı için, öncelikle yüksek bir performans elde edilecek şekilde işlem elemanı sayısı yüksek tutulmuştur. Daha sonra, performans sabit kalmak üzere işlem elemanı sayısı kademeli olarak azaltılmıştır ve optimum bir performans sağlayan minimum işlem elemanı sayısına ulaşılmıştır. Buna göre gizli katmandaki işlem elemanı sayısı 12 olarak seçilmiştir. Böylece aşırı eğitime riski de önlenmiştir.

Ağın çıkış katmanı ise sınıflandırmada 2 sınıf olması açısından iki düğümden oluşmaktadır. Bu düğümler, $[0 \ 1]$ ve $[1 \ 0]$ temsili ile sağlıklı ve hastalıklı sınıf kararlarının çıkışlarını vermektedir.

Sınıflandırmaya başlamadan önce ilk aşamada, sınıflandırılacak olan verinin hangi sınıfa ait olduğunu belirlemek için kullanılacak olan veri setinin oluşturulması gerçekleştirilmiştir. Buna göre sağlıklı ve hastalıklı her iki sınıftan 10'er tane olmak üzere eşit sayıda akciğer sesi veri seti için ayrılmıştır. Yani sağlıklı veri setinde 10 adet sağlıklı akciğer sesinden 10'u, hastalıklı veri setinde de 12 adet hastalıklı akciğer seslerinden hastalıklı sınıfını en iyi şekilde temsil edeceğine inanılan 10 adet akciğer sesine ait özellik vektörleri bulunmaktadır. Veri setinin seçiminde her özellik vektörünün sınıfın merkezine yani ortalama değerine olan yakınlığı göz önüne alınmıştır. Merkeze daha yakın olduğuna inanılan özellik vektörleri eğitim veri setine

katılmıştır. Veri seti oluşturulurken her iki sınıftan seçilen akciğer seslerinden elde edilmiş $(a+1)$ sayıda özellik vektörü eklenmiştir. Veri setine dahil olan B sayıda hastalıklı ve sağlıklı akciğer sesi için, içsoluma ve dışsoluma evreleride dikkate alındığında, veri setinde oluşacak vektör sayısı $2B(a+1)$ şeklinde olacaktır.

Sinir ağında eğitme algoritması olarak momentum katsayılı geri yayılım algoritması kullanılmış ve transfer fonksiyonu olarak da tanh (hyperbolic tangent function) seçilmiştir. Sinir ağında eğitme esnasında eğitme katsayısı ve momentum teriminin ayarlanmasına dikkat etmek gerekmektedir. Eğitme katsayısı 0,01 ile 1 aralığında seçilebilen sabit bir sayıdır. Küçük eğitme katsayısı eğitme işlemini yavaşlatmakta, yüksek öğrenme katsayısı ise eğitme hızını artırmakla birlikte ağın düzensiz eğitimine sebep olmaktadır. Momentum ise pratikte 0,3-0,9 arasında seçilen bir değerdir. Bu parametreler düzenlendikten sonra sinir ağı eğitilmeye başlanmış ve eğitim aşamasının tamamlanabilmesi için Ortalama Karesel Hata (OKH), olarak adlandırılan hata değerinin önceden belirlenen değerinin altına inmesi veya önceden belirlenen iterasyon sayısına kadar ağı eğitilmesi beklenmiştir.

OKH değeri, istenilen ile hesaplanan ağ çıkışının birbirine ne kadar iyi uyup uymadığına karar vermek için kullanılmaktadır. Bu hata değeri dikkate alınarak çıkış katmanından giriş katmanına doğru bağlantıların ağırlıkları yeniden düzenlenir. OKH değeri eğitme aşamasının başlarında biraz büyük olabilir. Fakat eğitmede adım sayısı arttıkça OKH azalacak ve sabitleşecektir. Geri yayılım eğitme tekniğinde OKH değeri kabul edilebilir değerin altına düşünceye kadar ağ eğitmeye devam edilir. OKH değerinin belli bir değerin altına düşmesiyle sinir ağına verilen veri yapısını başarıyla öğrendiği kabul edilir.

Beklenen hata değerini sağlayan veya belirlenen iterasyon sayısına kadar eğitilen ağda oluşturulan ağırlık katsayıları kullanılarak, veri setinde bulunan ve her bir soluk evresinin pencerelenmesi sonucu bu pencerelerden elde edilen özellik vektörleri sinir ağı girişlerine teker teker uygulanmıştır. Bu şekilde bir soluk evresine ait bütün pencereler sınıflandırıldıktan sonra, bu pencerelerin oluşturduğu soluk evresinin çoğunlukla hangi sınıfa atandığına bakılarak soluk evresinin sınıfına karar

verilmiştir. Yani bir soluk evresine ait pencere sayısı N olduğu takdirde, sınıf sayısının da iki olduğu göz önüne alınırsa, $N/2$ 'den fazla sayıdaki pencerenin atandığı sınıf, o soluk evresinin sınıfı olarak belirlenmiştir.

Sınıflandırma sonucunda her bir soluk evresinin mutlaka sağlıklı-hastalıklı sınıflarından birine atanması sağlanmıştır. Yani hiçbir soluk evresi bilinmeyen olarak nitelendirmemiştir. Tüm soluk çevriminin sınıflandırılmasında ise, bu soluk çevrimini oluşturan soluk evrelerinin sınıflandırılmasından elde edilen sonuçlar kullanılmıştır. Yani bir içsoluma evresinde $\%c$ oranında, dışsoluma evresinde de $\%d$ oranında pencere sağlıklı olarak sınıflandırılmış kabul edelim. Bu soluk çevriminin tümünün sağlıklı olma olasılığı $\%(c+d)/2$ olarak kabul edilmiştir.

5. BULGULAR VE İRDELEME

Solunum yoluyla akciğerlerde oluşan sesleri klasik bir stetoskop ile dinleyerek, akciğerlerdeki rahatsızlıkların teşhis edilmesi amacıyla kullanılan oskültasyon yöntemi, hastaya doğrudan müdahalede bulunulmadığı için doğrudan akciğer grafileri ve bilgisayarlı tomografiye alternatif bir yöntemdir. Bununla birlikte, oskültasyon ile dinlenen akciğer sesleri uzman hekimlerce her zaman tam olarak yorumlanamamaktadır. Dolayısıyla akciğer seslerinin bilgisayar yardımıyla zaman ve frekans düzlemlerinde analizi, ayrıca uzman sistemler yardımıyla da sınıflandırılması hastalık teşhisi ve akciğer seslerinin yorumlanması açısından önemlidir. Bu yüzden ilk olarak, akciğer seslerini daha başarılı ve hızlı bir şekilde hekimlerin yorumlamasına yardımcı olmak için göğüs duvarından çokkanallı ve eşzamanlı olarak kaydedilen akciğer sesleri sayısal ortamda işlenerek zaman ve frekans düzlemi analizleri yapılmıştır. Daha sonra da akciğer seslerinin frekans düzlemi analizinden elde edilen güç yoğunluk spektrumuna ait değerler bir yapay sinir ağına giriş olarak uygulanıp, daha önceden uzman doktor tarafından sınıflandırılan akciğer seslerinin sinir ağı tarafından da sınıflandırılması gerçekleştirilmiştir.

Akciğer sesleri akciğerin çeşitli bölgelerine bağlı değişim gösterebilmektedir. Çünkü akciğer patolojileri, aynı biçimde aynı yerde her iki akciğeri de nadiren etkilemektedir. Bu yüzden bu çalışmada da çoklu akciğer alanlarını karşılaştırarak, tanısal parametreleri geliştirmek amaçlanmıştır. Akciğer seslerini zaman ve frekans düzlemlerinde incelemek ve daha sonra da sınıflandırmasını yapabilmek için öncelikle PC tabanlı çok kanallı veri toplama ve işleme düzeneği kurulmuştur. Akciğer sesleri, hava bağlaşımlı elektret mikrofönler ile 16 kanal analog girişli bir veri elde etme düzeneği kullanılarak çokkanallı biçimde bilgisayar ekranına grafiksel olarak çizdirilip aynı zamanda bilgisayar ortamına kaydedilmiştir. Bu düzenek sayesinde akciğerin 14 bölgesinden alınan sesler ve soluk borusu sesi grafiksel ve çözümsel olarak incelenmektedir. Böylece akciğer seslerinin dinleme işlemi, göğüs duvarı 14 farklı bölgeye ayrılarak bölgesel inceleme gerçekleştirilmiştir. Bu çok kanallı düzenek için gerekli donanımlar ve bilgisayar kullanıcı arayüzleri hazırlanmıştır.

Akciğer seslerinin bilgisayara kaydedilmesi ile zaman ve frekans düzlemlerindeki analizine ilişkin olarak grafik tabanlı veri elde etme ve işlemsel kontrol yapabilen Dasylab programından faydalanılmıştır. Akciğer seslerinin yapay sinir ağları ile sınıflandırılması için de Matlab paket programı kullanılmıştır.

Akciğer sesleri çokkanallı ve eşzamanlı olarak elektret mikrofonlar yardımıyla algılanmıştır. Herbir kanal için ses sinyali yükseltilmiş ve filtrelenmiştir. Daha sonra analog önişlemesi yapılan sesler analog /sayısal çevirici kullanılarak sayısal hale getirilmiş ve Dasylab veri elde etme ve işlemsel kontrol programı yardımıyla hazırlanan grafik tabanlı bir arayüz kullanılarak bilgisayar ortamına kaydedilmiştir. Kayıt sırasında ses sinyallerinin niteliğini bozan çevre gürültüsü, kalp sesleri ve kas sesleri gibi harici etkenler filtrelenmiştir. Bu şekilde analog önişlemesi yapılan ve sayısallaştırılarak bozucu etkenlerden arındırılmış akciğer seslerinin zaman ve frekans düzlemlerinde işlenmesinde kullanılacak arayüz programları da hazırlanmıştır. Bu program arayüzleri akciğer seslerinin tanısında ve eğitim amaçlı olarak da kullanılabilecek şekilde akciğer seslerinin en uygun analiz yöntemlerini içeren bir yapıda geliştirilmiştir. Ayrıca bu grafik kullanıcı arayüzler yapılacak bazı değişikliklerle beraber diğer biyolojik sinyallerin incelenmesine de yardımcı olacak şekildedir. Akciğer seslerinin zaman ve frekans düzlemi analizi için oluşturulan grafik kullanıcı arayüzleri sayesinde; akciğer seslerinin kaydedildikten sonra dalga biçimlerinin ve spektrumların renkli bir bilgisayar ekranında görselleştirilmesi, akciğer seslerinin tekrar dinlenmesi ve zaman ile frekans düzlemlerinde gerçekleştirilebilen analizlerini yapmak mümkündür.

5.1. Zaman Düzlemi Analizi Bulguları ve İrdeleme

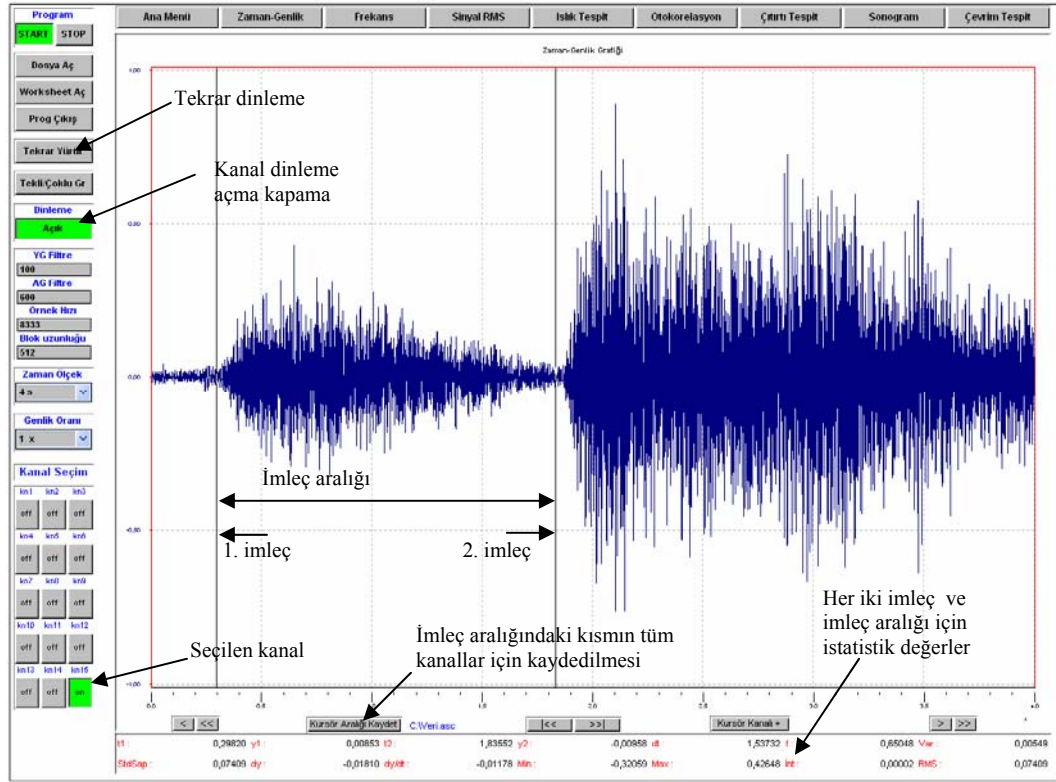
Zaman düzlemindeki analizler için oluşturulan program arayüzünde, zaman genlik grafiği, zaman genişletilmiş genlik grafiği, RMS grafiği, sıfır geçiş hızına bağlı frekans değişimi grafiği, ısıklık sesi tespit, çıtırtı sesi tespit, içsoluma ve dışsoluma süre ve genlikleri, otokorelasyon ve otokorelasyon sonogramları kullanılmıştır. Ayrıca bu herbir inceleme için program arayüz ekranında fare yardımıyla kumanda edilebilen iki imlecin bulunduğu noktaların, ani zaman ve genlik değerleri, iki imleç

arasındaki zaman, frekans, minimum değer, maksimum değer, integral, türev, varyans, standart sapma ve RMS gibi istatistiksel değerler hesaplatılmaktadır. Grafik kullanıcı arayüzü sayesinde istenilen herhangi bir kanal tek olarak seçilip görülebilmekte ve dinlenebilmekte aynı zamanda bütün kanalların dalga biçimleri de tek bir grafikte topluca gösterilebilmektedir.

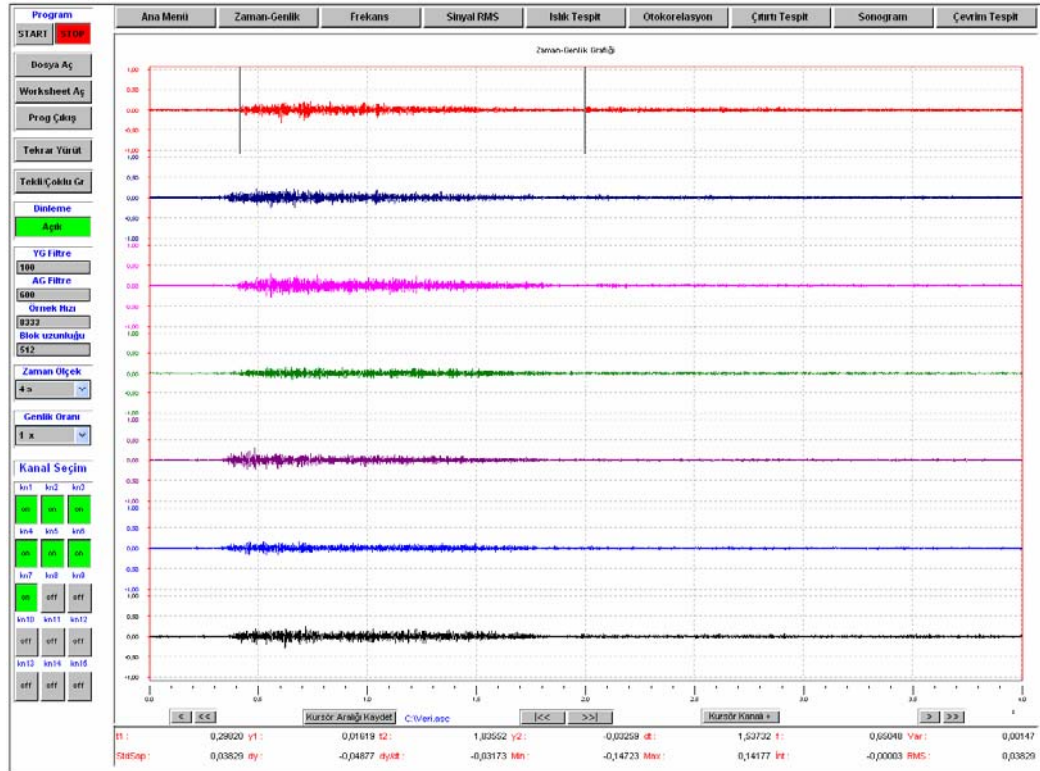
Zaman genlik dalgabiçimi ve zaman genişletme metodu bulguları ve irdeleme

Zaman genlik grafiği sayesinde daha önceden kaydedilmiş çokkanallı akciğer sesleri zaman düzleminde tekrar açılıp görsel olarak dalga şekli izlenebilmekte ve sesler dinlenebilmektedir. Sinyalin belirlenen bir kısmının seçilip tekrar dosya olarak kaydetme imkânı da vardır. Aynı zamanda seslerin genliği istenirse yükseltilecek daha iyi bir grafik görünüş ve daha iyi dinleme olanağı sağlanmaktadır. Değişik zaman çözünürlükleri ve değişik sayısal filtre modlarının bulunması da diğer özelliklerdir (Şekil 5.1, Şekil 5.2). Dolayısıyla hem dinleme hem de görsel içeriğin sağlanması ile akciğer seslerindeki değişimler, doktorlara normal ve anormal akciğer sesi bilgisini daha kolay sağlayacak ve daha kolay teşhis imkânı oluşturacaktır. Özetle grafik arayüzü kullanarak kullanıcı,

- Daha önceden kaydedilmiş akciğer ses dosyalarını açabilir.
- İsteddiği bir mikrofon kanalını seçerek görüntüleyebilir ve dinleyebilir.
- Mikrofon kanallarının hepsini veya bir kısmını aynı anda görüntüleyebilir.
- Görüntü ve dinleme seviyesini artırmak için dalga şeklinin genliğini yükseltebilir.
- Sayısal filtrelerin ayarları ile istenilen bantgenişliğinde sinyal filtrelenebilir.
- Ekranda gösterim için istenilen bir zaman aralığı belirlenebilir.
- Ekrandaki kursörler vasıtasıyla sinyal hakkında istatistik değerler elde edilebilir.
- İmleçler ile belirlenen bir aralıktaki sinyalin belirli bir kısmı tekrar dosya olarak kaydedilebilir.
- Ekrandaki imleçler her bir mikrofon kanalı için tek tek atanabilir.

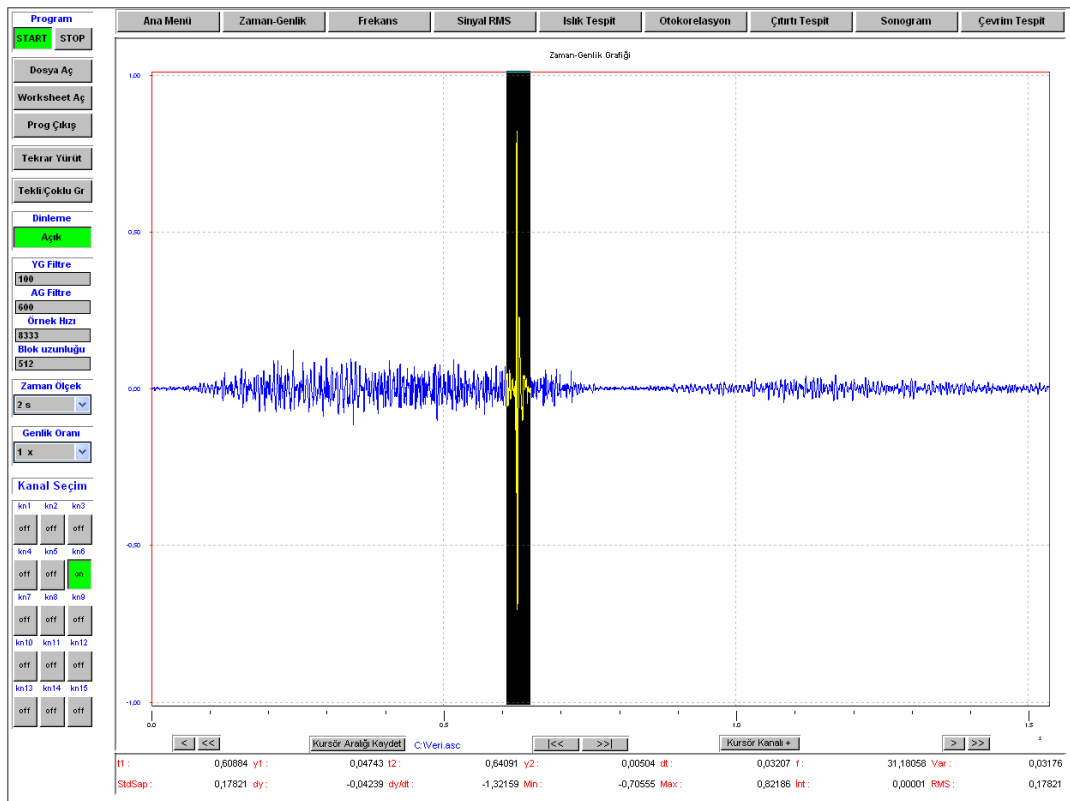


Şekil 5.1. Tekbir kanalın seçilerek grafikte gösterilmesi



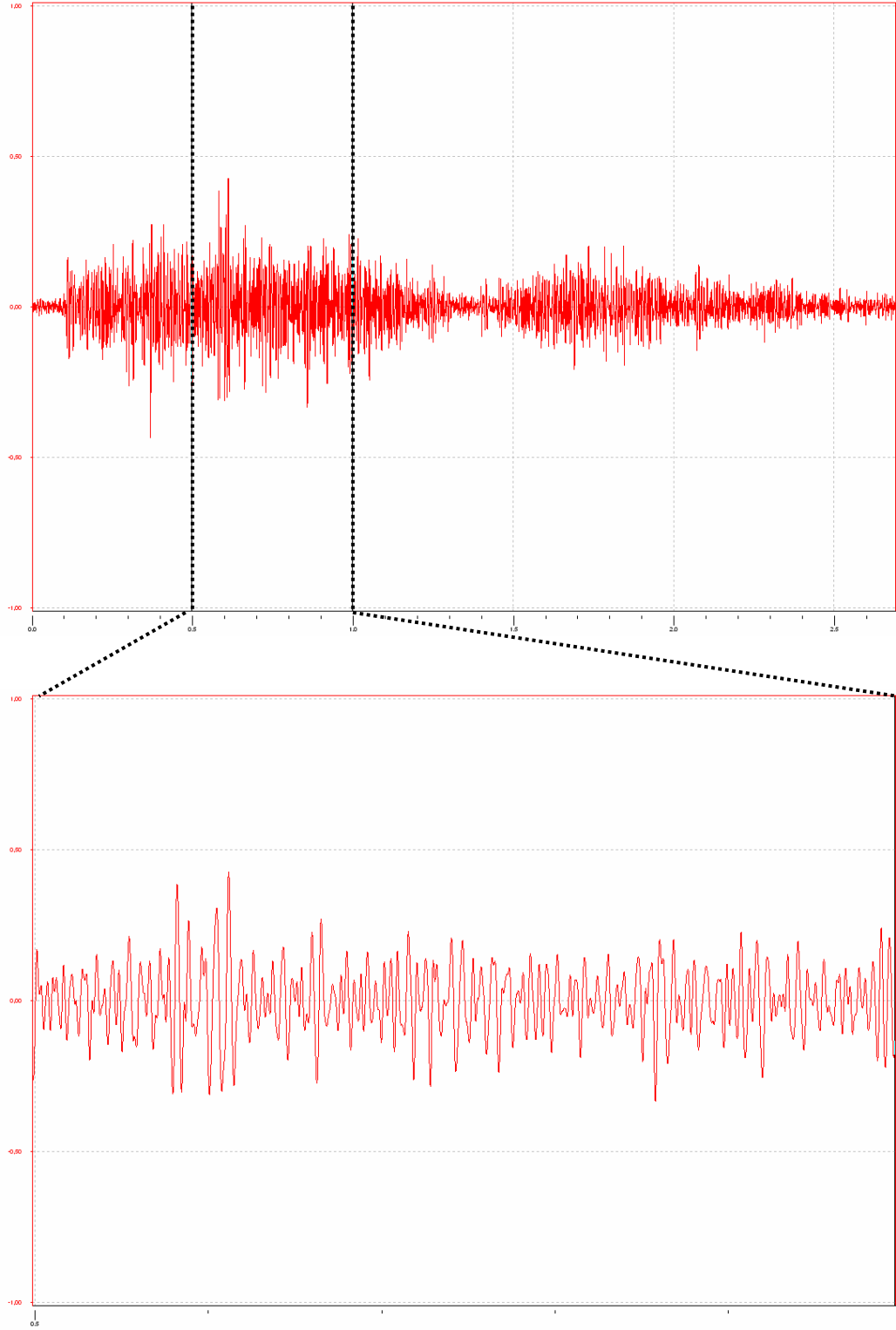
Şekil 5.2. Akciğer seslerinin çokkanallı olarak zaman genlik grafiğinde gösterimi

Yine zaman genlik grafiği ile akciğer seslerinin seçilen bir bölümü için (Şekil 5.3) zaman genişletilmiş dalga şekillerinin incelenmesi de kolaylıkla yapılabilir. Bu şekilde ısıklık ve çıtırtıların görsel olarak tespit edilmesi kolaylaşmaktadır. Şekil 5.4, Şekil 5.5 ve Şekil 5.6'da ilk üç kanal için normal bir akciğer sesi ve zaman genişletilmiş dalga şekli ile astımlı akciğer sesinden tespit edilen ısıklık ve zatürreli akciğer sesinden tespit edilen çıtırtıların zaman genişletilmiş grafikleri görülmektedir.

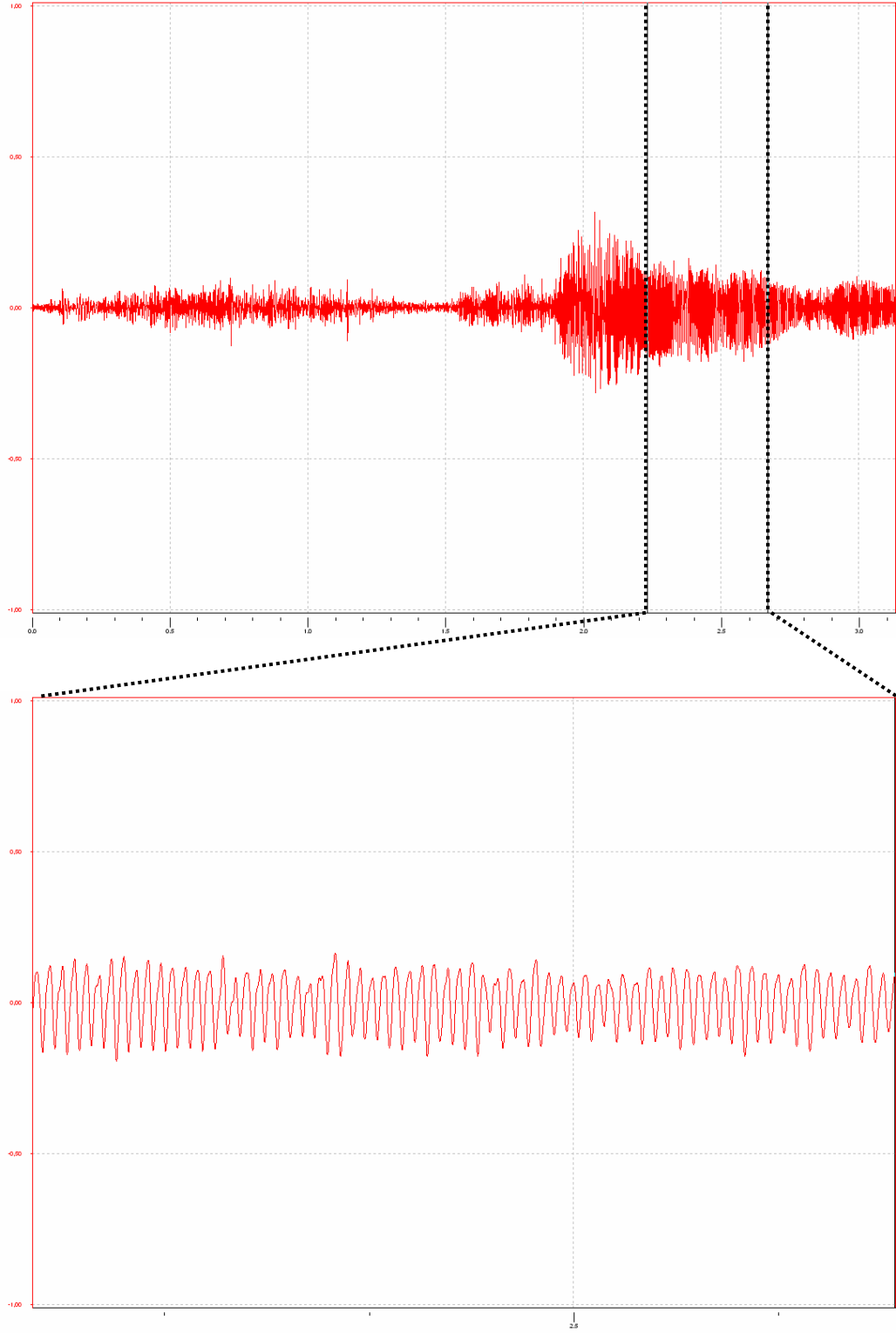


Şekil 5.3. Dalgaşeklinden zaman genişletilecek bölümün fare ile seçilmesi

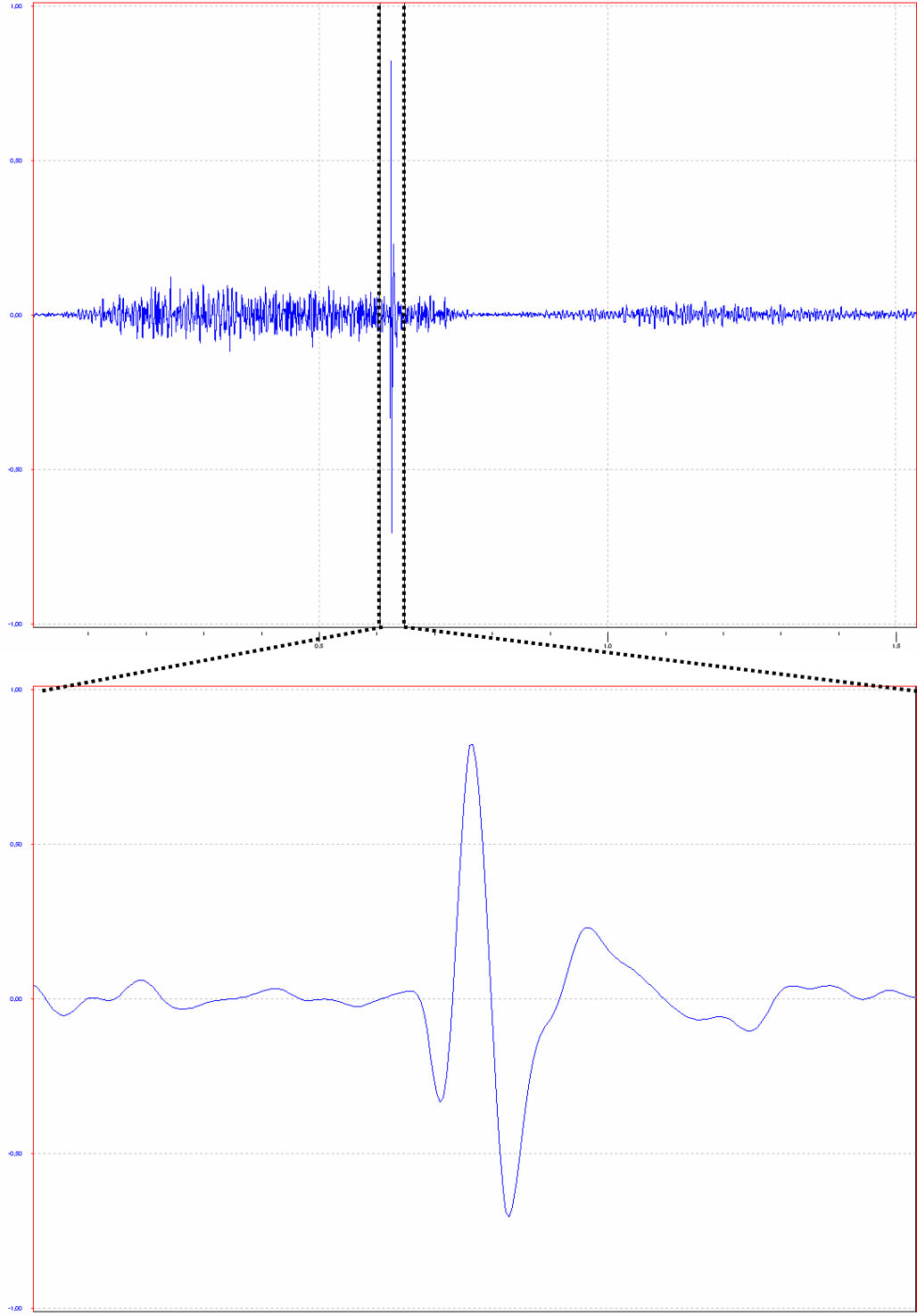
Zaman genişletilmiş dalga şeklindeki akciğer ses kayıtlarında normal akciğer sesleri, herhangi bir tekrarlayan desen veya ani sapmalar olmadan rastgele ve düzensiz sinyal şeklinde karakterize olmuşlardır. (Şekil 5.4). Tam tersine ısıklık sesleri gibi sürekli ek sesler, ya sinüsel ya da benzeri şekilde karmaşık dalga şekillerine sahiptir. (Şekil 5.5). Çıtırı sesleri bu teknikle incelenirse ayırt edilebilir görünüşte olurlar. Ani kısa sapmalar, büyük genlikli sapmalar ile takip edilir (Şekil 5.6). Sapmaların genliği gelişigüzel bir şekildedir.



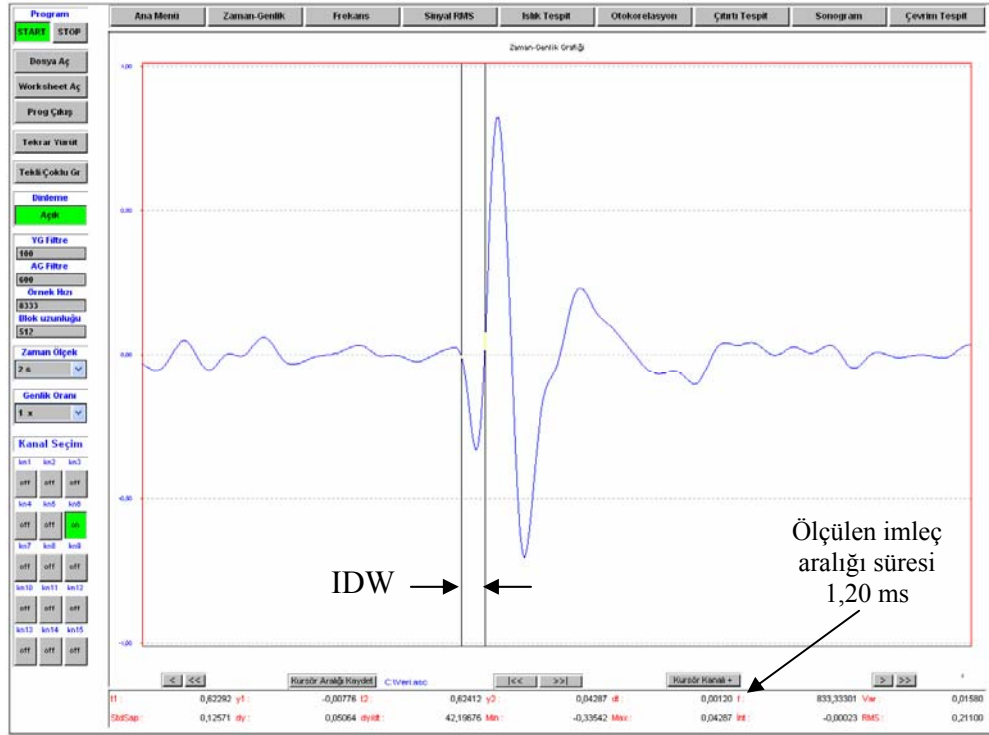
Şekil 5.4. Normal akciğer sesi ve zaman genişletilmiş dalga şekli



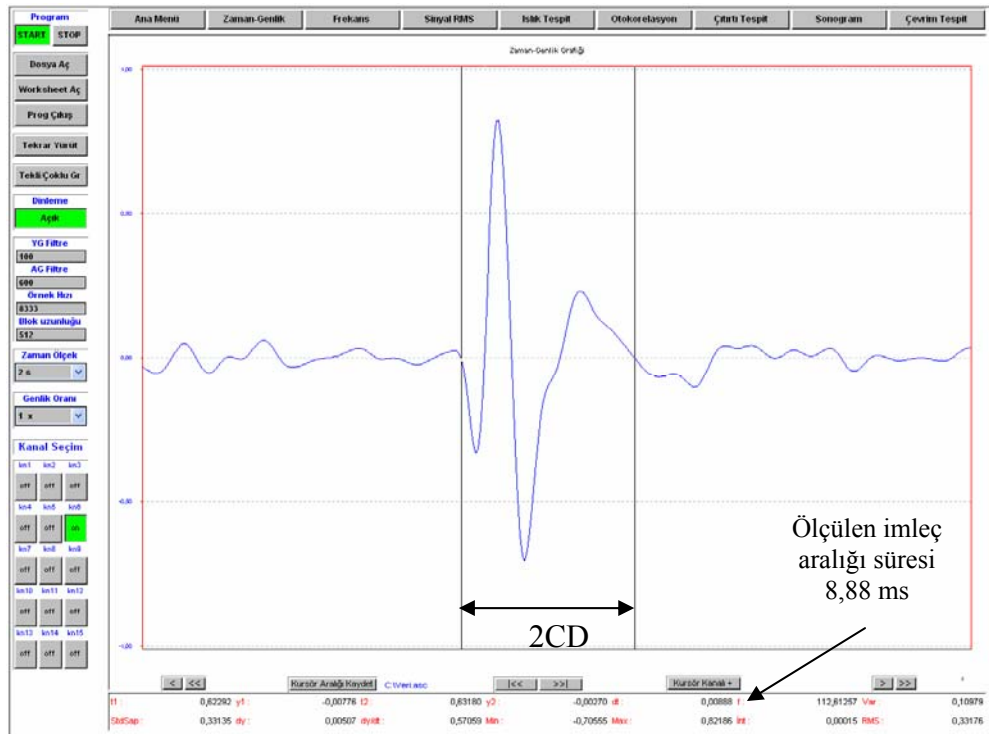
Şekil 5.5. Islık sesine sahip akciğer sesi ve zaman genişletilmiş dalga şekli



Şekil 5.6. Çıtırtı sesine sahip akciğer sesi ve zaman genişletilmiş şekli



Şekil 5.7. Çıtırıtı sesine sahip akciğer sesinin zaman genişletilmiş şeklinden IDW süresinin ölçülmesi

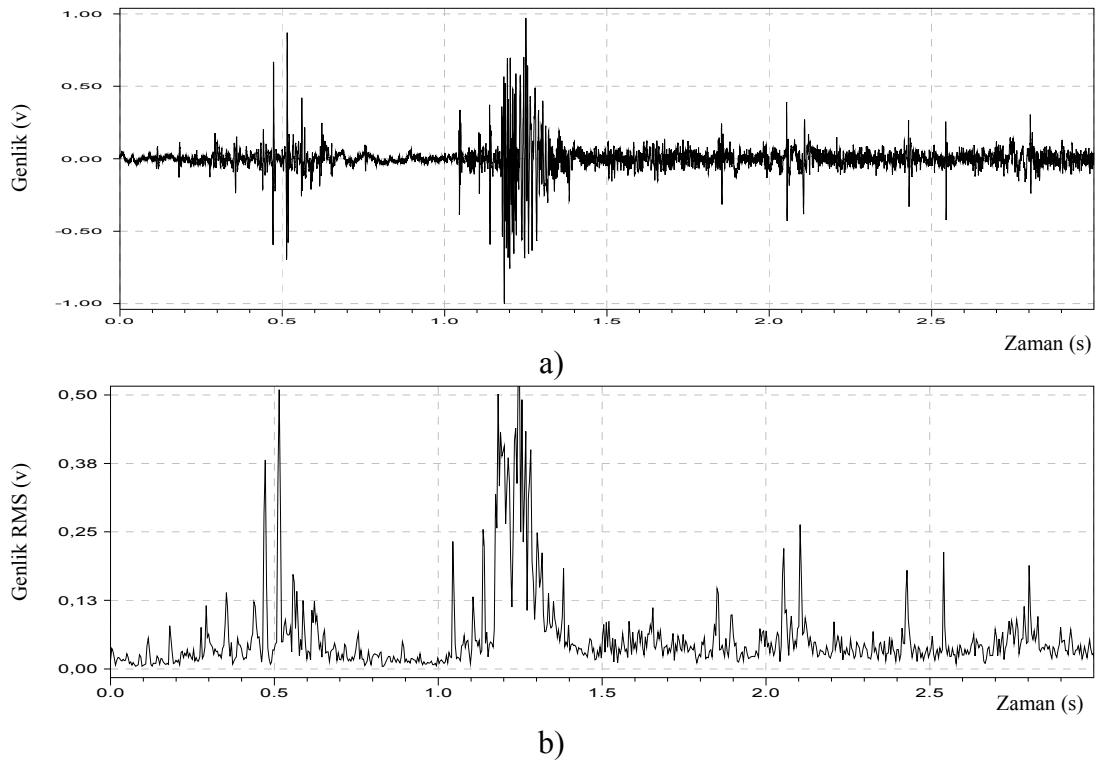


Şekil 5.8. Çıtırıtı sesine sahip akciğer sesinin zaman genişletilmiş şeklinden 2CD süresinin ölçülmesi

Aynı zamanda zaman genişletilmiş dalga şekli ile tespit edilen çıtırtıların IDW ve 2CD süreleri ekrandaki imleçler yardımıyla kolaylıkla ölçülerek ince çıtırtı veya kaba çıtırtı olduğuna ilişkin bilgiler elde edilebilmektedir. Şekil 5.7’de IDW süresi 1,20 ms ölçülmüş, Şekil 5.8’de de 2CD süresi 8,88 ms olarak ölçülmüştür. ATS ve CORSA standartlarına göre (Bkz. Çizelge 4.1) bu değerleri karşılaştıracak olursak ölçümü yapılan çıtırtının ince çıtırtı olduğu sonucuna ulaşırız.

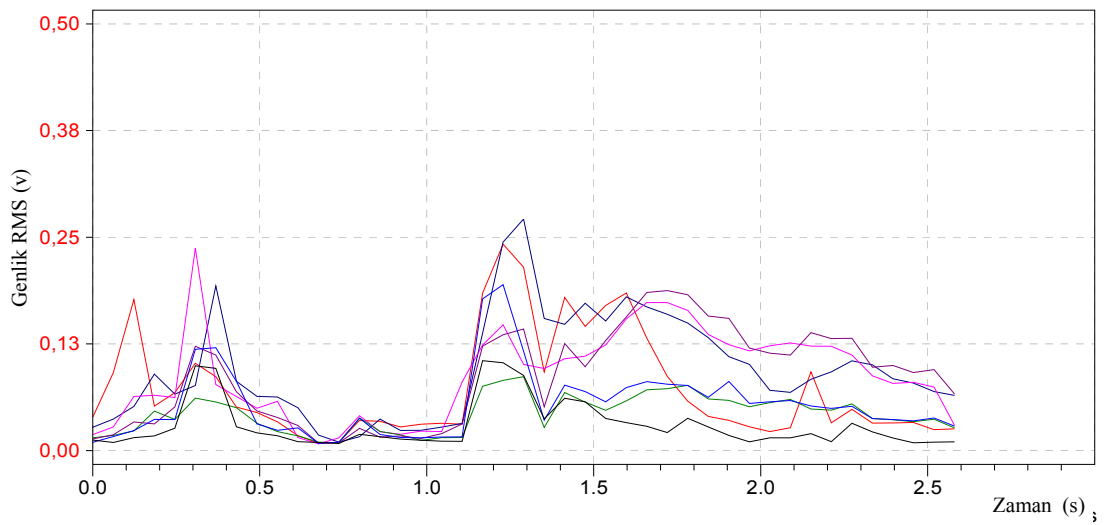
Kısa zamanlı ve ortalama RMS analizi bulguları ve irdeleme

RMS grafiği sayesinde akciğer ses sinyalinin kısa bir süresi için hesaplanan RMS değeri sinyaldeki genlik değişimlerini belirgin bir şekilde göstermektedir. Aynı zamanda her bir mikrofondan kaydedilmiş olan akciğer seslerinin hesaplanan ortalama RMS seviyeleri ile her kayıt bölgesi için akciğer ses şiddetini karşılaştırma olanağı vermektedir. Hesaplanmış RMS değerleri kullanıcı arayüzü aracılığı ile grafiksel olarak gösterilmektedir.

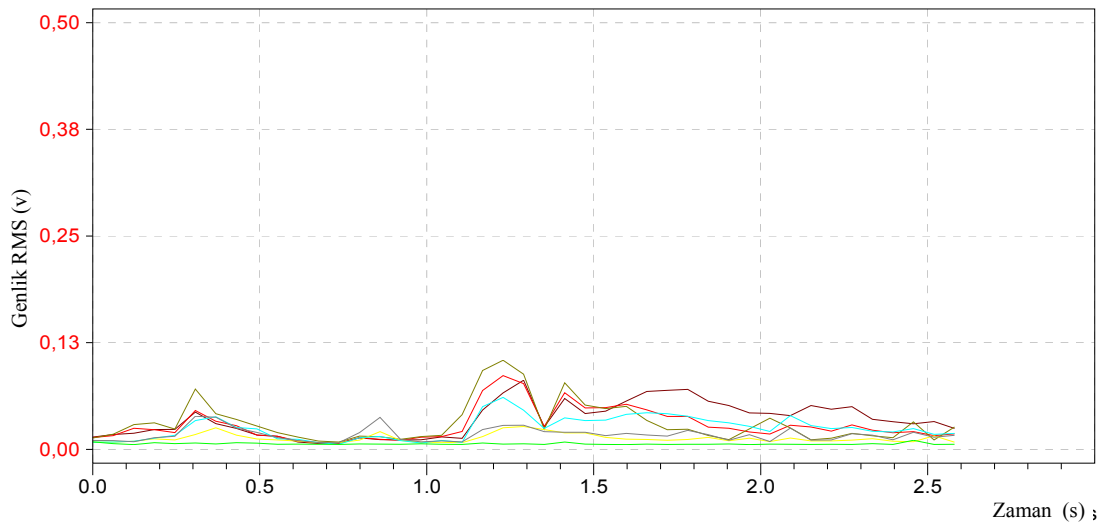


Şekil 5.9. Zatürreli bir hastanın akciğer sesi için hesaplanan RMS a) Zaman genlik grafiği b) Blok uzunluğu 32 nokta seçilerek çizdirilen anlık RMS grafiği

Şekil 5.9'da zatürreli bir hastadan kaydedilen akciğer sesi için bir soluk çevriminin zaman genlik ve RMS grafiği görülmektedir. Bu grafikte blok uzunluğu 32 örnek yapılarak her bir bloğun hesaplanan RMS değerlerinin zamana göre grafiği çizdirilmiştir. Bu şekilde bir çözünürlük ile çok kısa süreli oluşan çıtırtı seslerinin RMS grafiğinde oluşturduğu ani sıçramalar dikkat çekmekte ve daha kolay fark edilmektedir. Blok uzunluğu daha da düşürülerek daha kısa süreli ve hassas çözünürlük elde etme imkânı vardır.



a)

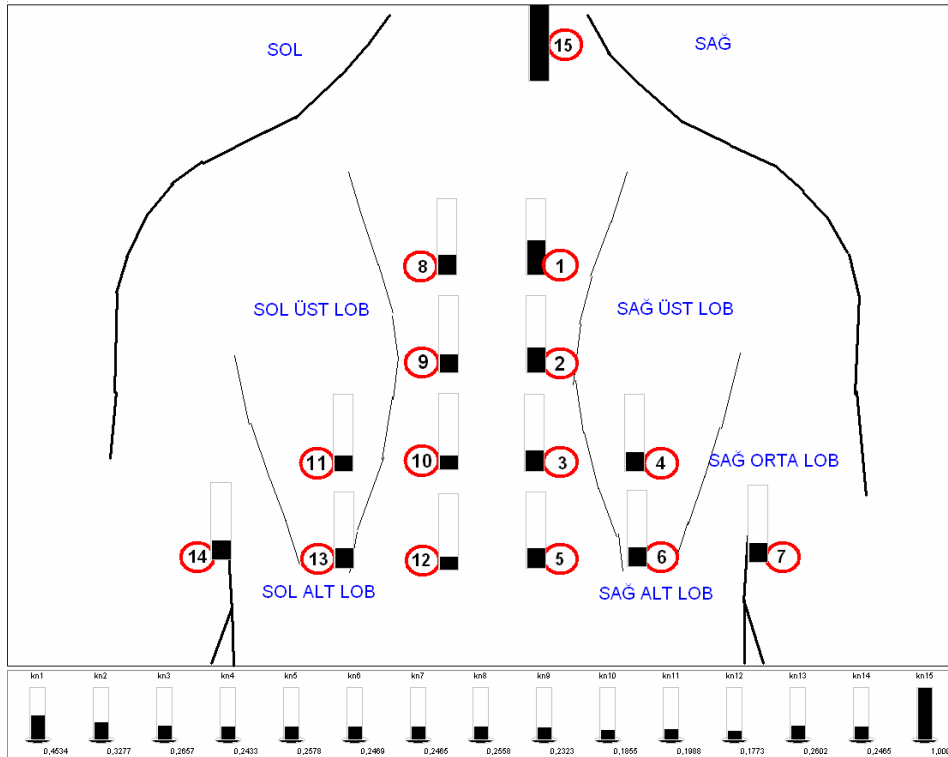


b)

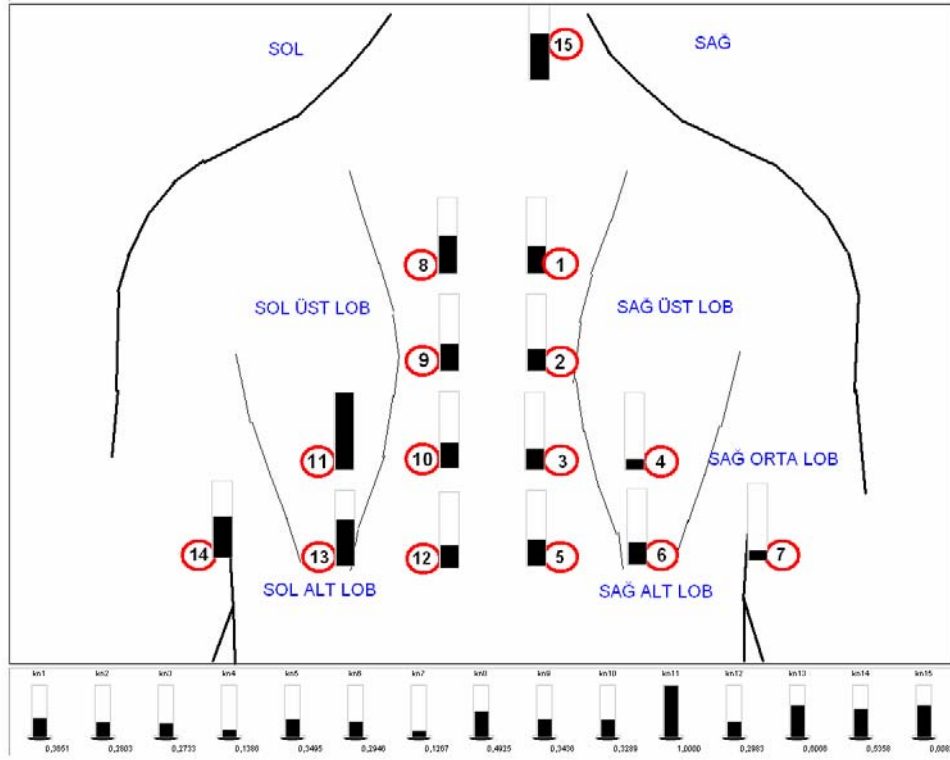
Şekil 5.10. Zatürreli bir hastanın bir soluk çevriminden 512 nokta blok uzunluğu ile hesaplanan RMS a) Sağ akciğer bölgesi için (kanal 1-7) anlık RMS grafikleri b) Sol akciğer bölgesi için (kanal 8-14) anlık RMS grafikleri

Aynı zamanda RMS seviyeleri hekimlere her bir mikrofondan kaydedilmiş olan akciğer seslerinin şiddetini karşılaştırmak için bir düzenek sağlamaktadır. Hesaplanmış RMS değerleri kullanıcı arayüzü ile grafiksel olarak gösterilmektedir. Bu grafiklerin incelenmesi hekimlere önemli bilgiler sağlar. Örnek olarak hastanın plevral boşluğunda sıvı bulunması durumunda hastalıktan zarar görmüş alan üzerinde ses şiddetinde eksilme göze çarpacaktır. Grafik gösterimin incelenmesi vasıtasıyla bu durumun tanımlanması hızlı ve doğru olarak belirlenebilir (Şekil 5.10).

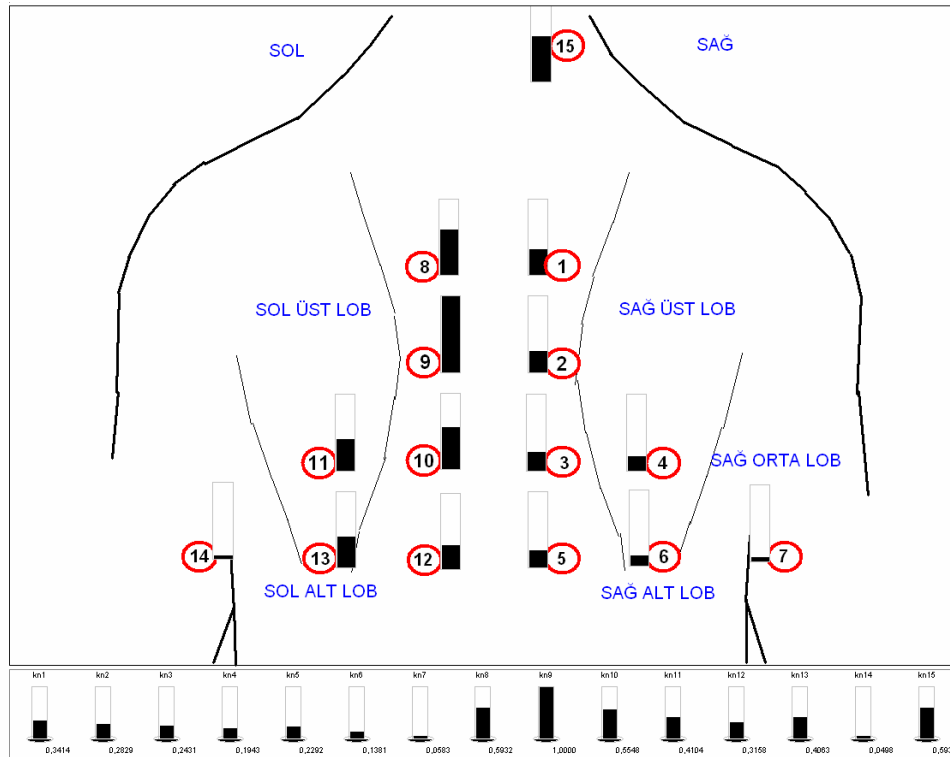
Kaydedilen akciğer seslerinin tüm zamanı boyunca hesaplanan ortalama RMS seviyelerinin bir anatomik şekil üzerinde gösterilmesi ile de bölgesel olarak ortalama ses şiddeti yoğunluklarının izlenmesi yapılabilmektedir. Şekil 5.11’de sağlıklı bir kişinin akciğer seslerinin kaydedildiği bölgelere göre ortalama RMS seviyeleri görülmektedir. Dikkat edilirse sağlıklı bir kişinin akciğer sesleri tüm göğüs duvarı boyunca eşit şiddette kalmakta bölgeler arasında pek bir değişim göze çarpmamaktadır.



Şekil 5.11. Sağlıklı bir kişinin akciğer seslerinin ortalama RMS seviyeleri



Şekil 5.12. Zatürel bir hastanın akciğer seslerinin ortalama RMS seviyeleri



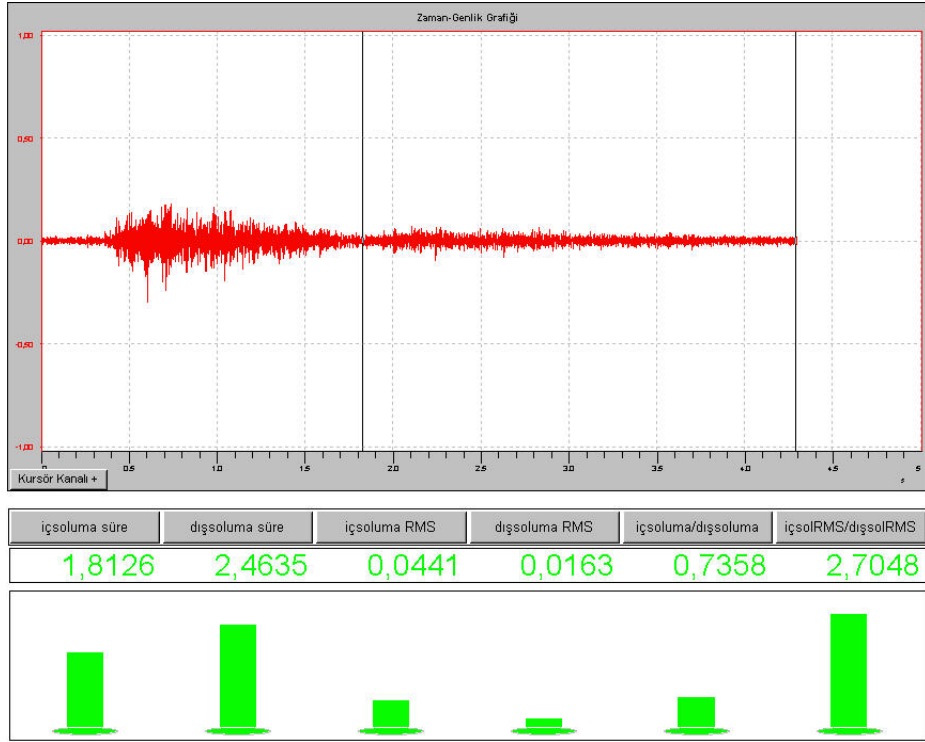
Şekil 5.13. Astımlı bir hastanın akciğer seslerinin ortalama RMS seviyeleri

Şekil 5.12’de zatürreli bir hastanın akciğer seslerinin kaydedildikleri bölgelere göre ortalama RMS seviyeleri görülmektedir. Dikkat edilirse akciğer sesleri tüm göğüs duvarı boyunca eşit şiddette gözlenememekte, özellikle sağ orta ve sağ alt loblarda RMS seviyelerinin düşük olduğu görülmektedir. Bu durum bu bölgelerde sıvı toplanması olabileceğini akla getirmektedir. Şekil 5.13’de ise astımlı bir hastanın akciğer seslerinin kaydedildiği bölgelere göre ortalama RMS seviyeleri görülmektedir. Özellikle sol üst lob da ortalama RMS seviyesinin yüksek olduğu, sağ orta ve sağ alt loblarda seviyenin düşmüş olduğu dikkat çekmektedir.

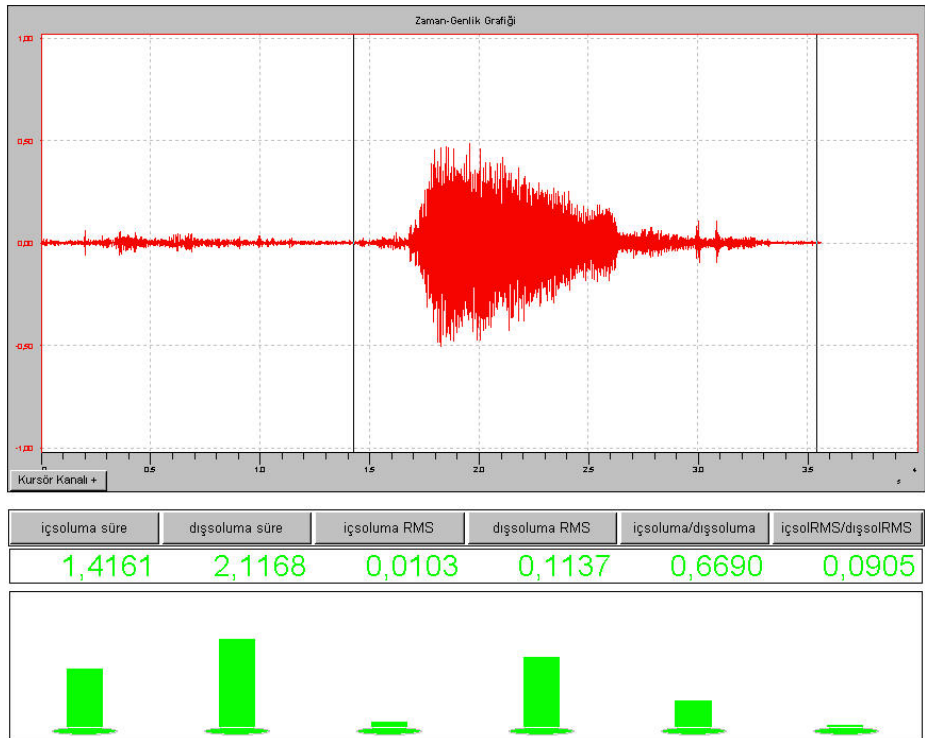
İçsoluma-dışsoluma süre ve genliklerine bağlı bulgular ve irdeleme

İçsoluma ile dışsolumanın süre ve genliklerinin hesaplanması yoluyla da, akciğeri etkileyen şartlar veya hastalıkların bulgusunu gösteren pratik bilgiler elde edilebilmektedir. Elde edilen bu bilgilerin doktorların kendi yorumları ile karşılaştırılması durumunda daha yüksek bir derecede doğruluk ile teşhis yapabileceği düşünülmüştür.

Şekil 5.14 ve Şekil 5.15’de akciğer seslerinin zaman düzlemi analizi kapsamında oluşturulan, içsoluma ve dışsolumanın süre ve genliğine bağlı analiz ekranından normal ve astımlı bir akciğer sesi için elde edilen parametreler görülmektedir. Bu kısımda akciğer sesinin bir soluk çevriminden ekrandaki kursörler vasıtasıyla içsoluma evresinin başlangıç ve bitiş noktaları işaretlenip *içsoluma süre* ve *içsoluma RMS* butonlarına tıklanarak, içsoluma evresinin toplam süresi ile RMS değerleri hesaplatılmaktadır. Aynı şekilde ekrandaki kursörler vasıtasıyla dışsoluma evresinin başlangıç ve bitiş noktaları işaretlenip *dışsoluma süre* ve *dışsoluma RMS* butonlarına tıklanarak, dışsoluma evresinin toplam süresi ile RMS değerleri hesaplatılmaktadır. Daha sonra bu hesaplanan değerlere bağlı olarak içsoluma süresinin dışsoluma süresine oranı ve içsoluma RMS seviyesinin dışsoluma RMS seviyesine oranı hesaplatılmaktadır.



Şekil 5.14. Normal bir akciğer sesi için içsoluma ve dışsolumanın süre ve genliğine bağlı analiz

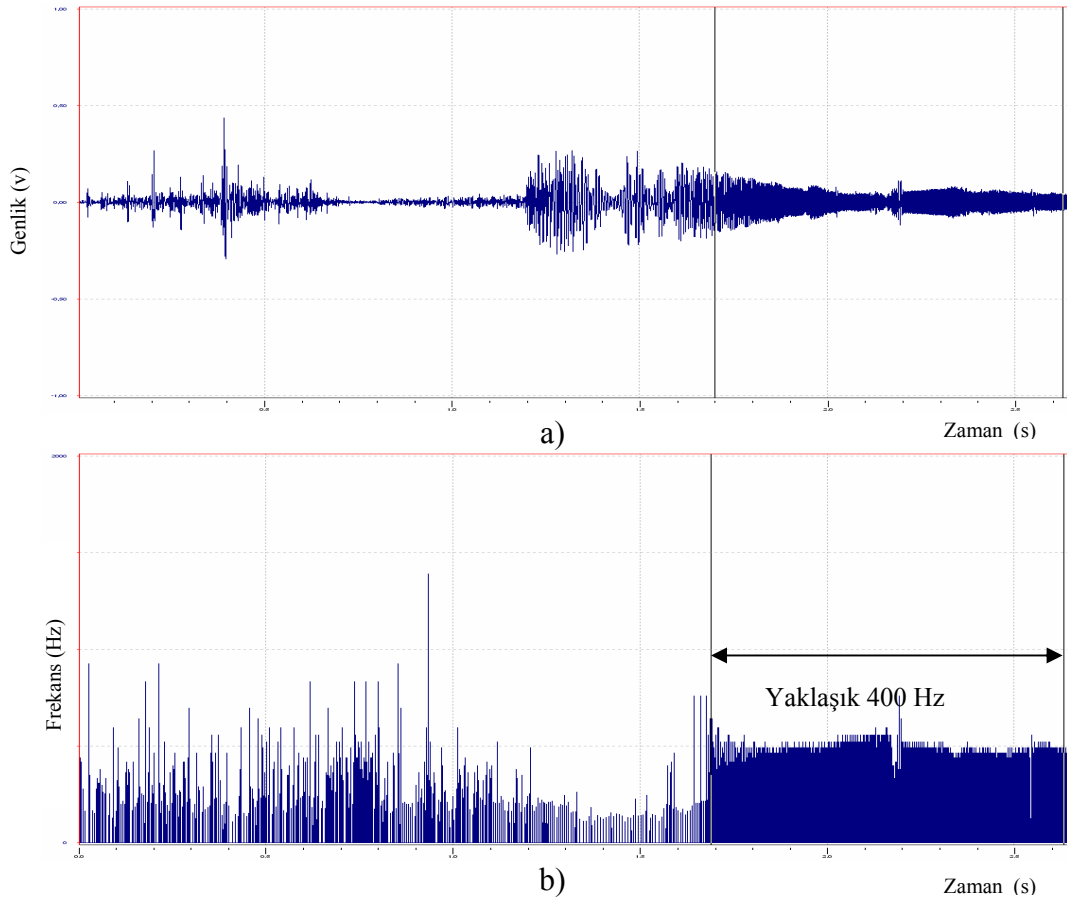


Şekil 5.15. Astımlı bir akciğer sesi için içsoluma ve dışsolumanın süre ve genliğine bağlı analiz

Şekil 5.14 ve Şekil 5.15’de elde edilen değerler Çizelge 4.2’de verilen bilgiler ile karşılaştırılırsa normal durumda dışolumanın içsolumadan daha uzun olduğu ve içsoluma süresince genliğin nispeten yüksek olduğu, ayrıca astım durumunda dışolumanın içsolumadan uzun olduğu ve dışolumanın içsolumaya göre daha yüksek genlikli olduğu gibi bilgilerin örtüştükleri görülecektir.

Sıfır geçiş hızına bağlı frekans değişimi bulguları ve irdeleme

Sıfır geçiş hızına bağlı frekans değişim grafiği kullanılarak tüm akciğer ses sinyalinin zamana bağlı olarak aldığı frekans değerleri kabaca da olsa belirlenebilmektedir. Aynı zamanda sıfır noktasını geçme hızı vasıtasıyla sinyal frekansını tespit etme yöntemi sayesinde de, ıslık ve ronküs seslerinin olduğu kesimler yaklaşık olarak gözlenebilmektedir.



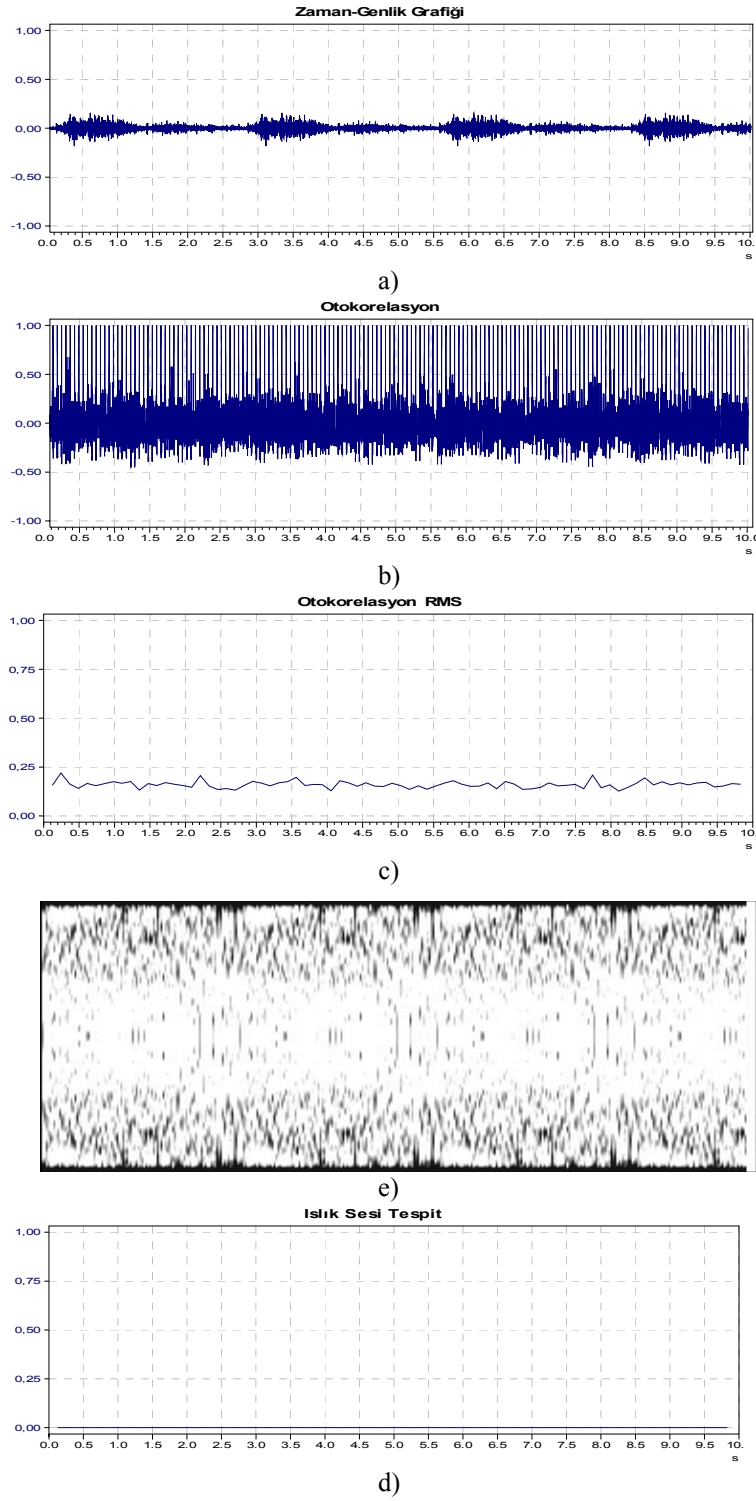
Şekil 5.16. Sıfır geçiş hızına bağlı frekans değişimi a) Zaman genlik grafiği b) Sıfır geçiş hızına bağlı frekans grafiğinde ıslık sesinin olduğu kesimler

Islık ve ronküs sesleri 250 ms'den daha uzun süreli oluşabileceğinden genellikle oluştuğu kesimlerde sıfırı geçme sayısı ve buna bağlı olarak hesaplanan frekans, yataya yakın veya düz bir hat şeklinde seyretmektedir. Islık seslerinin yaygın frekansları 400 Hz civarındadır. Aynı zamanda ronküslerde ıslık sesine benzer karakterde seslerdir fakat yaygın frekansları 200 Hz civarındadır. Buna göre ıslık ve ronküs sesli kesimler çok yüksek frekanslara sahip olamazlar. Dolayısıyla elde edilen frekans grafiğine bakarak ıslıklı ve ronküslü kesimleri belirlemek nispeten de olsa mümkün olabilmektedir. (Şekil 5.16).

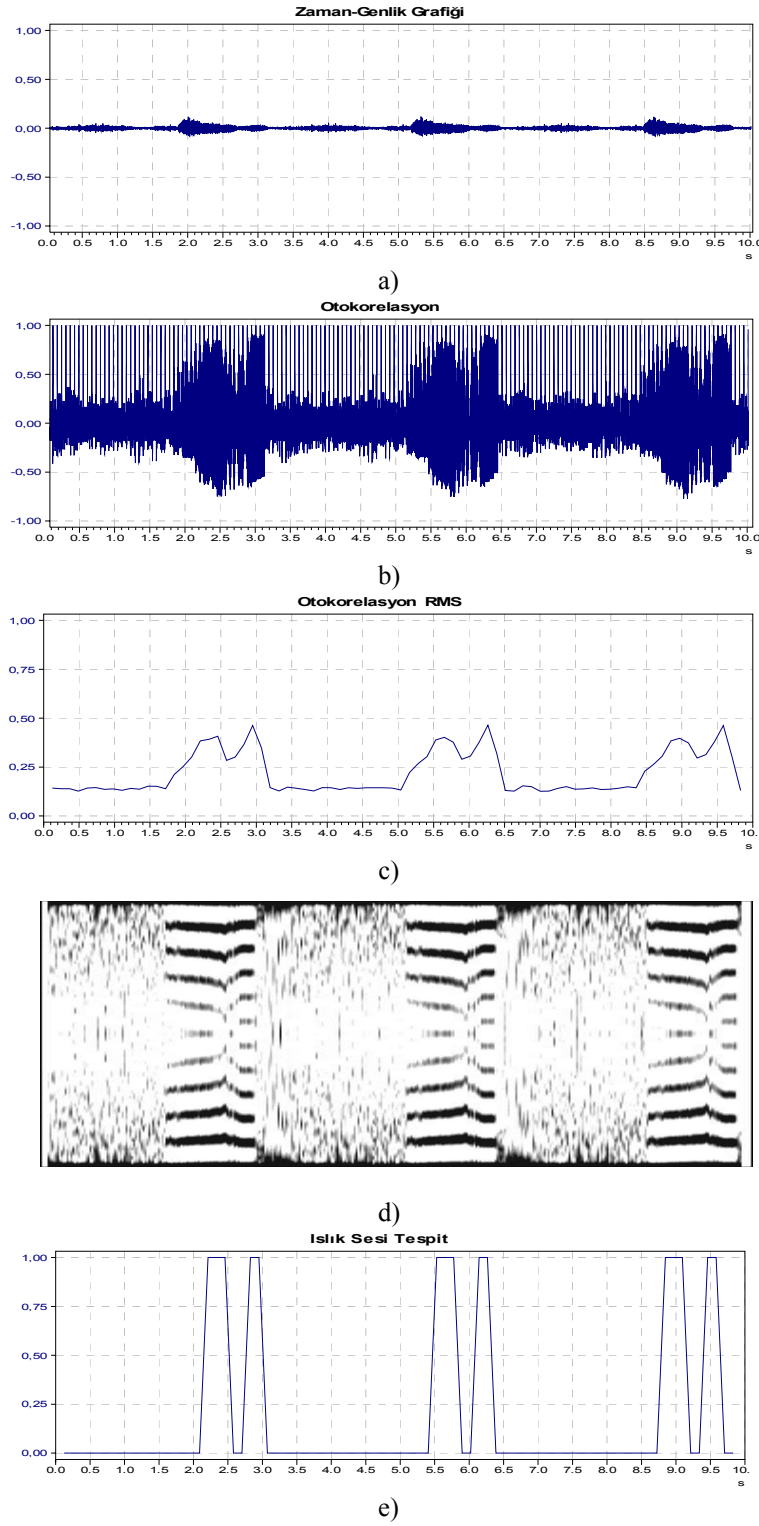
Islık seslerinin tespit edilmesinin bulguları ve irdeleme

Geliştirilen bir algoritma ile her bir mikrofondan kaydedilen akciğer seslerinden ıslık seslerinin oluştuğu kısımların otomatik olarak da tespit edilmesi sağlanmıştır. Önceden tanımlanmış genlik ve zaman ölçütlerine göre akciğer seslerinin çeşitli bölümlerinde ıslık seslerini temsil eden olağandışı bir olay meydana geldiği zaman bunların sezilmesi ve tespit edilmesi sağlanmıştır. Islık seslerinin algılanmasında otokorelasyon fonksiyonundan faydalanılmış ve buna göre algoritma geliştirilmiştir. Daha önceden sınıfı bilinen çeşitli akciğer sesleri üzerinde yapılan denemelerde bu algoritmanın ıslık seslerinin oluştuğu yerleri tespit edebildiği görülmüştür.

Şekil 5.17'de normal bir akciğer sesi için zaman genlik, otokorelasyon grafiği otokorelasyon RMS grafiği, otokorelasyon sonogramı ve ıslık sesinin tespit edilememesi hali izlenmektedir. Normal akciğer sesi için otokorelasyon grafiği ve otokorelasyon RMS grafiği incelendiğinde herhangi bir sapma veya eşik değerini aşacak bir seviye oluşmamaktadır. Otokorelasyon sonogramında da olağandışı bir desen izlenmemektedir. Dolayısıyla ıslık sesleri tespit edilemeyecektir.

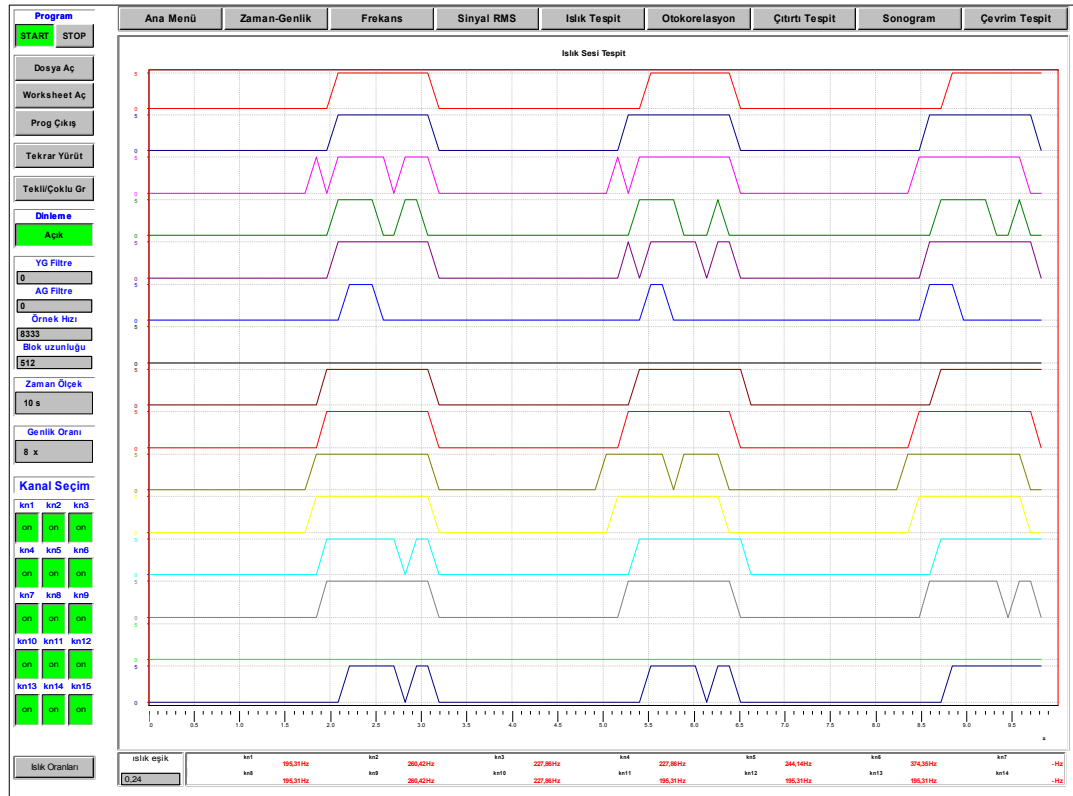


Şekil 5.17. Normal bir akciğer sesi için ıslık tespit işlemi a) Zaman genlik grafiği b) Otokorelasyon grafiği c) Otokorelasyon RMS grafiği d) Otokorelasyon sonogramı e) Islık sesinin tespit edilememesi



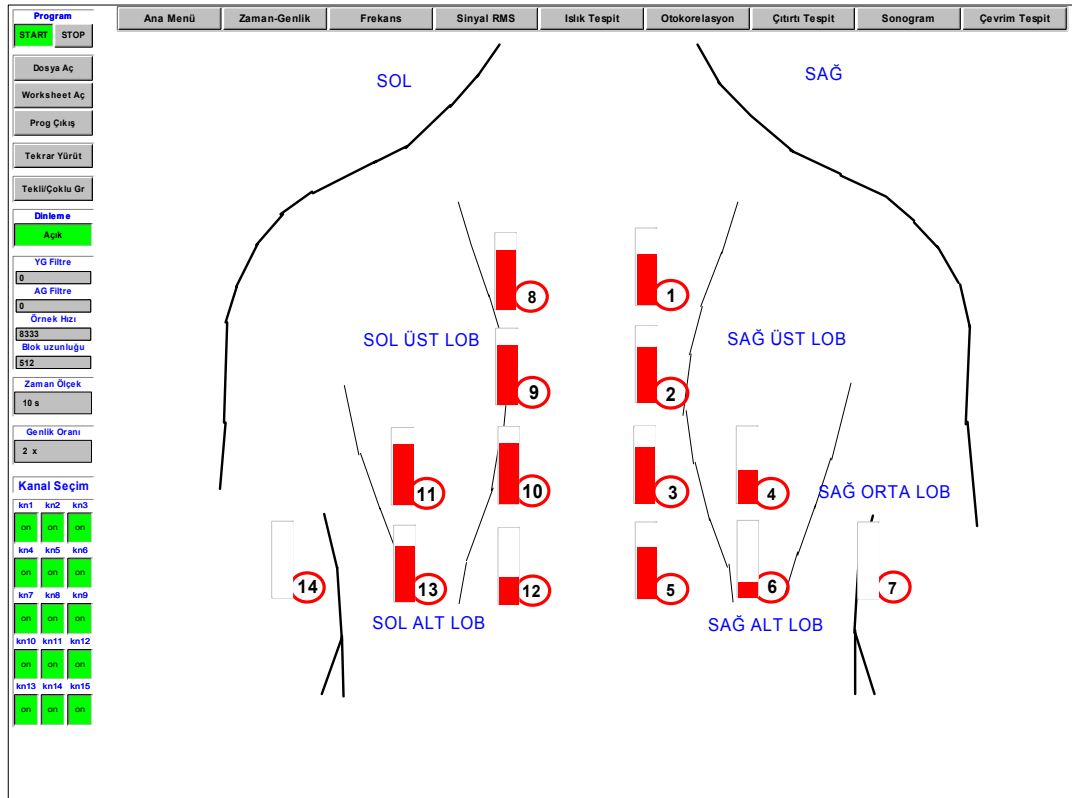
Şekil 5.18. Astımlı bir hastanın akciğer sesinden ıslık tespit işlemi a) Zaman genlik grafiği b) Otokorelasyon grafiği c) Otokorelasyon RMS grafiği d) Otokorelasyon sonogramı e) Islık sesinin tespit edildiği noktalar

Şekil 5.18’de ise astımlı bir akciğer sesi için zaman genlik, otokorelasyon grafiği, otokorelasyon RMS grafiği, otokorelasyon sonogramı ve ıslık sesinin tespit edilmiş hali izlenmektedir. Astımlı akciğer sesi için otokorelasyon grafiği ve otokorelasyon RMS grafiği incelendiğinde bazı kesimlerde sapmaların ve yükselmelerin meydana geldiği görülmektedir. Bu kısımlarda önceden belirlenen eşik değerleri de aşıldığı takdirde ıslık sesi olarak tespit edilecektir ve bu şartlar da bu kısımlar ıslık sesi olarak işaretlenmiştir. Aynı zamanda otokorelasyon sonogramında da bazı kesimlerin desenlerinin olağandışı değişik bir görünüm aldığı görülmektedir. Dolayısıyla bu kısımların ıslık seslerine ait kısımlar olduğu anlaşılmaktadır. ıslık ve ronküsler yapı itibariyle aynı sesler olduklarından, tespit edilen kısımların ıslık mı yoksa ronküs mü oldukları hesaplanan frekans değerlerine bakılarak ayrıştırılmaktadır. Ayrıca ıslık veya ronküs seslerinin tespit edildiği lokasyonlardaki oranları da anatomik gösterim şeklinde gerçekleştirilmiştir.



Şekil 5.19. Astımlı bir hastanın akciğer seslerinden ıslık seslerinin tespit edildiği kısımların işaretlenmesi

Şekil 5.19’da astımlı bir hastanın akciğer seslerinden ıslık seslerinin tespit edildiği kısımların işaretlenmesi görülmektedir. Bu grafik sayesinde kaydedilen akciğer seslerinin hangi bölümlerinde ve hangi kanallardan alınan seslerde ıslık seslerinin oluştuğu izlenebilmektedir. Şekil 5.20’de ise akciğer seslerinden tespit edilen ıslıkların anatomik lokasyonlarına göre yani mikrofona yerleşim bölgelerine göre hangi oranlarda oluştuğu izlenebilmektedir. Şekilden de görüldüğü gibi 7. ve 14. kanallardan ıslık sesi tespit edilememiş 4., 6. ve 12. kanallardan ise diğer kanallara göre daha az oranda ıslık sesleri tespit edilmiştir.



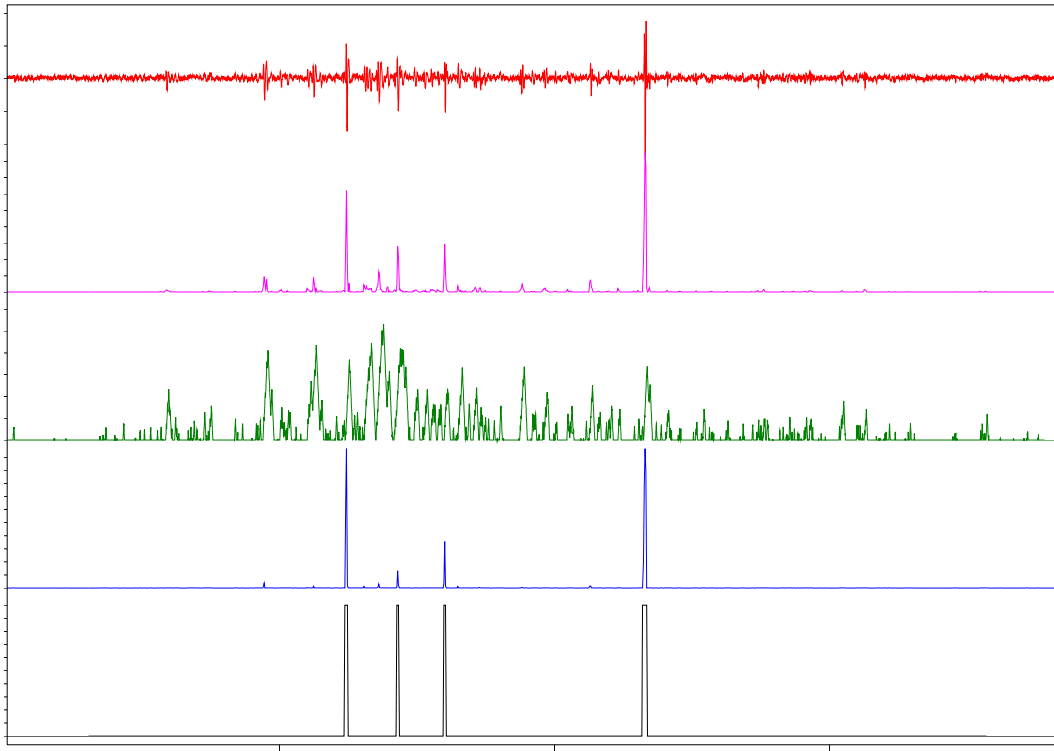
Şekil 5.20. Astımlı bir hastanın akciğer seslerinden ıslıkların tespit edildiği mikrofona lokasyonlarına göre oranları

Çırtırtı seslerinin tespit edilmesinin bulguları ve irdeleme

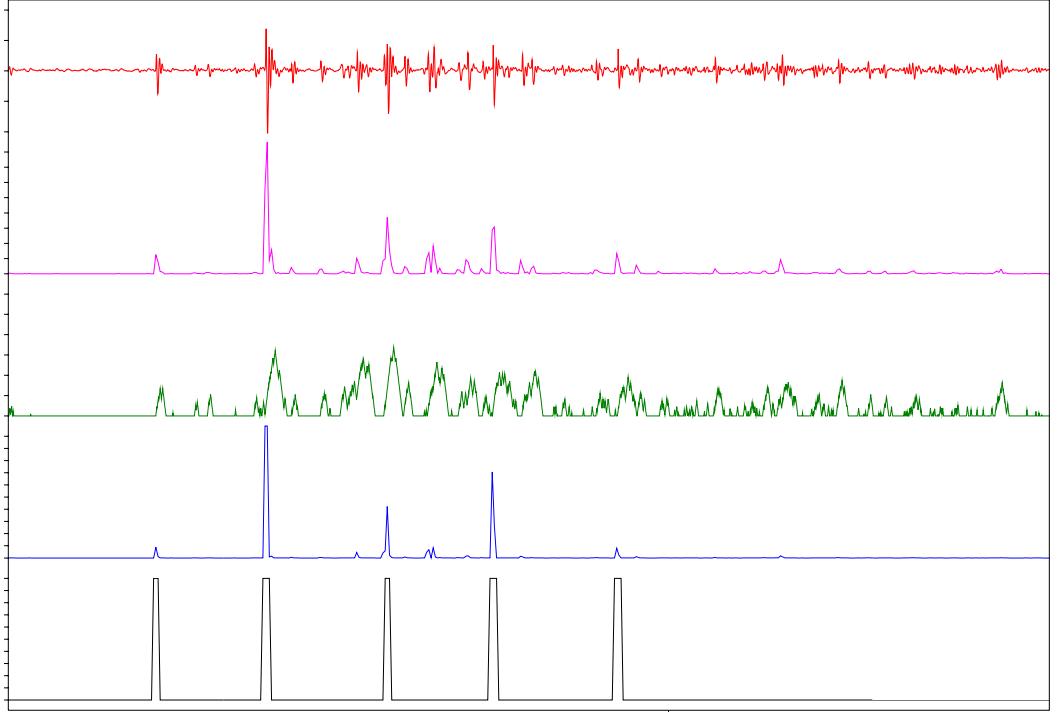
Yine geliştirilen bir algoritma sayesinde de akciğer seslerinden çırtırtı seslerinin oluştuğu kısımların tespit edilmesi sağlanmıştır. Önceden tanımlanmış genlik ve eğim eşiği ölçütleri referans alınarak akciğer seslerinin çeşitli bölümlerinde çırtırtı

seslerini temsil eden olağandışı bir olay meydana geldiği zaman bunların sezilmesi ve tespit edilmesi sağlanmıştır. Önceden sınıfı bilinen çeşitli akciğer sesleri üzerinde de yapılan denemelerde bu algoritmanın çıtırtı seslerinin olduğu yerleri tespit edebildiği görülmüştür.

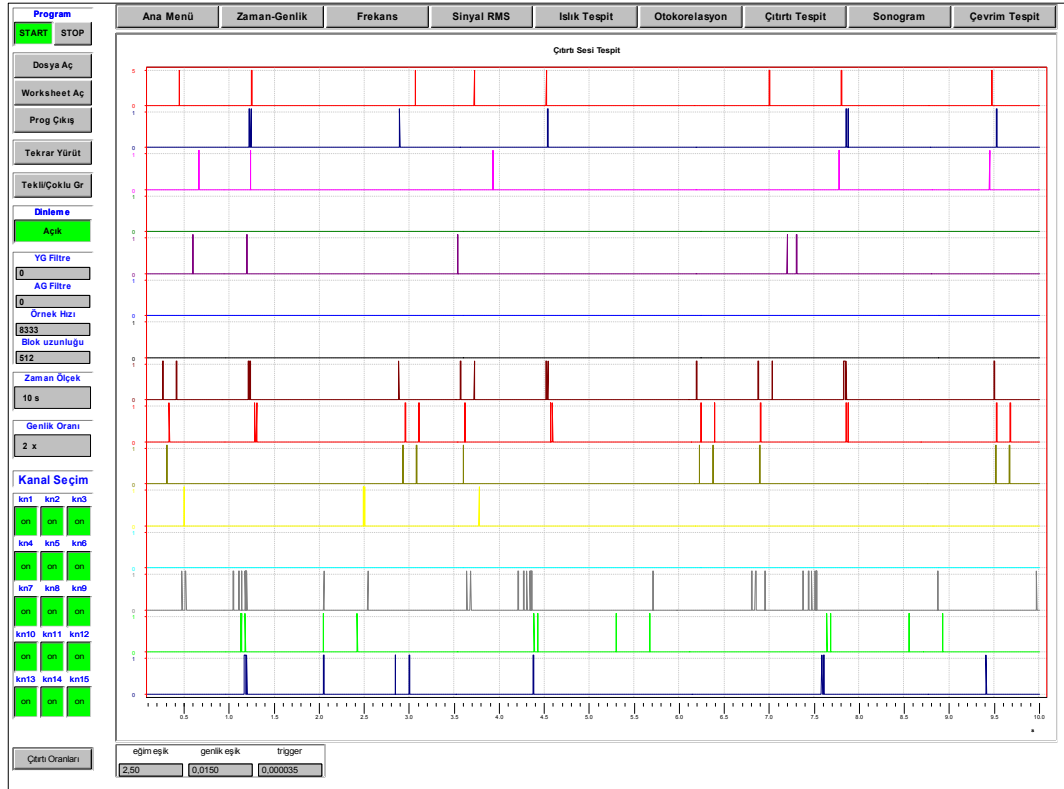
Şekil 5.21’de kaba çıtırtılı bir akciğer sesinin ve Şekil 5.22’de de ince çıtırtılı bir akciğer sesinin zaman genlik, genlik eşik eğrisi, eğim eşik eğrisi, genlik ve eğim eşiklerini aşan kısımlar ve çıtırtıların olduğu kısımların işaretlendiği grafikler görülmektedir. Şekil 5.23’de ise zatürreli bir hastanın akciğer seslerinden çıtırtı seslerinin tespit edildiği kısımların işaretlenmesi görülmektedir. Bu grafik sayesinde kaydedilen akciğer seslerinin hangi bölümlerinde ve hangi kanallardan alınan seslerde çıtırtı seslerinin olduğu izlenebilmektedir.



Şekil 5.21. Genlik ve eğim eşikleri kullanılarak kaba çıtırtı seslerinin tespit edilmesi

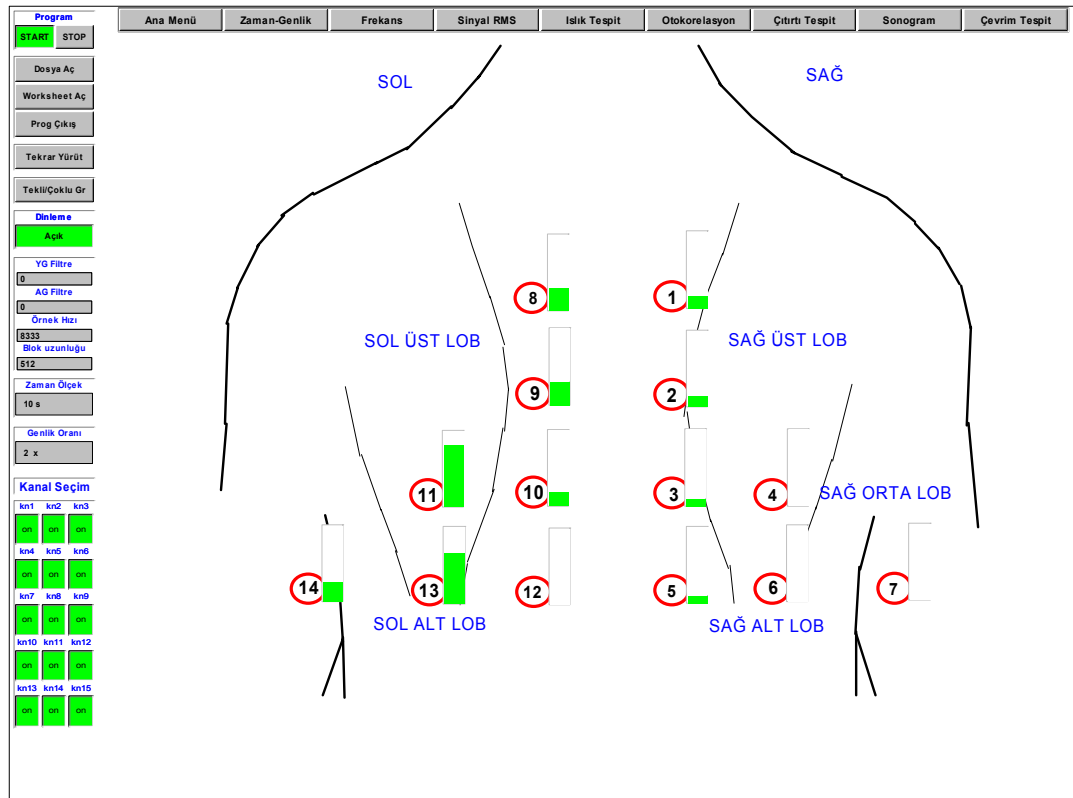


Şekil 5.22. Genlik ve eğim eşikleri kullanılarak ince çıtırtı seslerinin tespit edilmesi



Şekil 5.23. Zatürreli bir hastanın akciğer seslerinden çıtırı seslerinin tespit edildiği kısımların işaretlenmesi

Oluşturulan grafik arayüz ekranında, ısıklık selerinin anatomik gösteriminde olduğu gibi çıtırtı seslerinin de tespit edildiği lokasyonlardaki oranları anatomik gösterim şeklinde gerçekleştirilmiştir. Şekil 5.24’de akciğer seslerinden tespit edilen çıtırtıların anatomik lokasyonlarına göre yani mikrofon yerleşim bölgelerine göre hangi oranlarda oluştuğu izlenebilmektedir. Şekil incelendiğinde görüleceği gibi 4., 6., 7. ve 12. kanallardan hiçbir çıtırtı sesi tespit edilememiştir. Fakat özellikle sol alt lob da çıtırtı seslerinin yoğun olduğu diğer kısımlarda ise bu bölgeye göre daha az oranda çıtırtı seslerinin tespit edildiği görülmektedir. Dolayısıyla bu görünüm aynı zamanda bize hastalıklı bölgelerin nerelerde yoğunlaştığı hakkında bilgi vermektedir.



Şekil 5.24. Zatürreli bir hastanın akciğer seslerinden çıtırtıların tespit edildiği mikrofon lokasyonlarına göre oranları

5.2. Frekans Düzlemi Analizi Bulguları ve İrdeleme

Akciğer ses sinyallerinin içerdiği spektral bilgiyi görsel olarak incelemek ve sinyalin spektrumunun zamanla değişimini izlemek için de frekans düzleminde analizler gerçekleştirilmiştir. Bu amaçla akciğer ses sinyallerinin, HFD metodu kullanılarak güç yoğunluk spektrumu, 3 boyutlu güç yoğunluk spektrumu, güç yoğunluk sonogramları elde edilmiş ve spektral analizler sonucu ilerde sınıflandırmada kullanılabilecek frekans içeriğine ait öznelilikler çıkarılmıştır.

HFD hesabı öncesinde akciğer ses sinyalleri 512 noktalık ve %25 yani 128 noktalık çakışan bir Hamming pencere fonksiyonu ile pencerelenmiştir. Daha sonra da HFD yöntemi kullanılarak güç yoğunluk spektrum grafikleri, 3 boyutlu zaman içindeki spektrum değişim grafiği ve sonogram grafikleri hesaplanmıştır. Güç yoğunluk spektrum grafikleri her bir pencerenin ortalamasıyla yumuşatılmış şekilde çizdirilmiştir. Bu durumda, akciğer ses sinyallerinin spektral analizi ile akciğer ses sinyallerinin frekans içeriği hakkında bir bilgi elde edilmiştir. Akciğer seslerinin incelemesinde temel alınacak referans seslerin spektrumları olduğunda; değişik akciğer hastalıklarındaki akciğer seslerinin güç yoğunluk spektrumlarının ve sonogramlarının da değiştiği görülmüştür. Sağlıklı bireylerdeki akciğer sesinin güç yoğunluk spektrumu ve sonogramı, akciğer hastalığına sahip bir bireyin akciğer sesinin güç yoğunluk spektrumu ve sonogramı ile karşılaştırıldığında oldukça farklı olmaktadır. Buna göre referans olarak akciğer seslerinin sonogramları incelendiğinde üst üste basamak şeklindeki belli bir süre devam eden görüntüler ısıklık seslerinin varlığına dikkat çekmekte, yine çok kısa süreli tepe şeklindeki görüntülerde çıtırtı seslerinin varlığını işaret etmektedir.

HFD yöntemiyle 512 nokta uzunluklu Hamming pencereleme ile %25 oranında örtüştürülmüş ve ortalamayla yumuşatılmış bir soluk çevrimi akciğer sesi için güç yoğunluk spektrum grafikleri, 3 boyutlu zaman içindeki spektrum değişim grafiği ve sonogram grafikleri hesaplanmıştır.

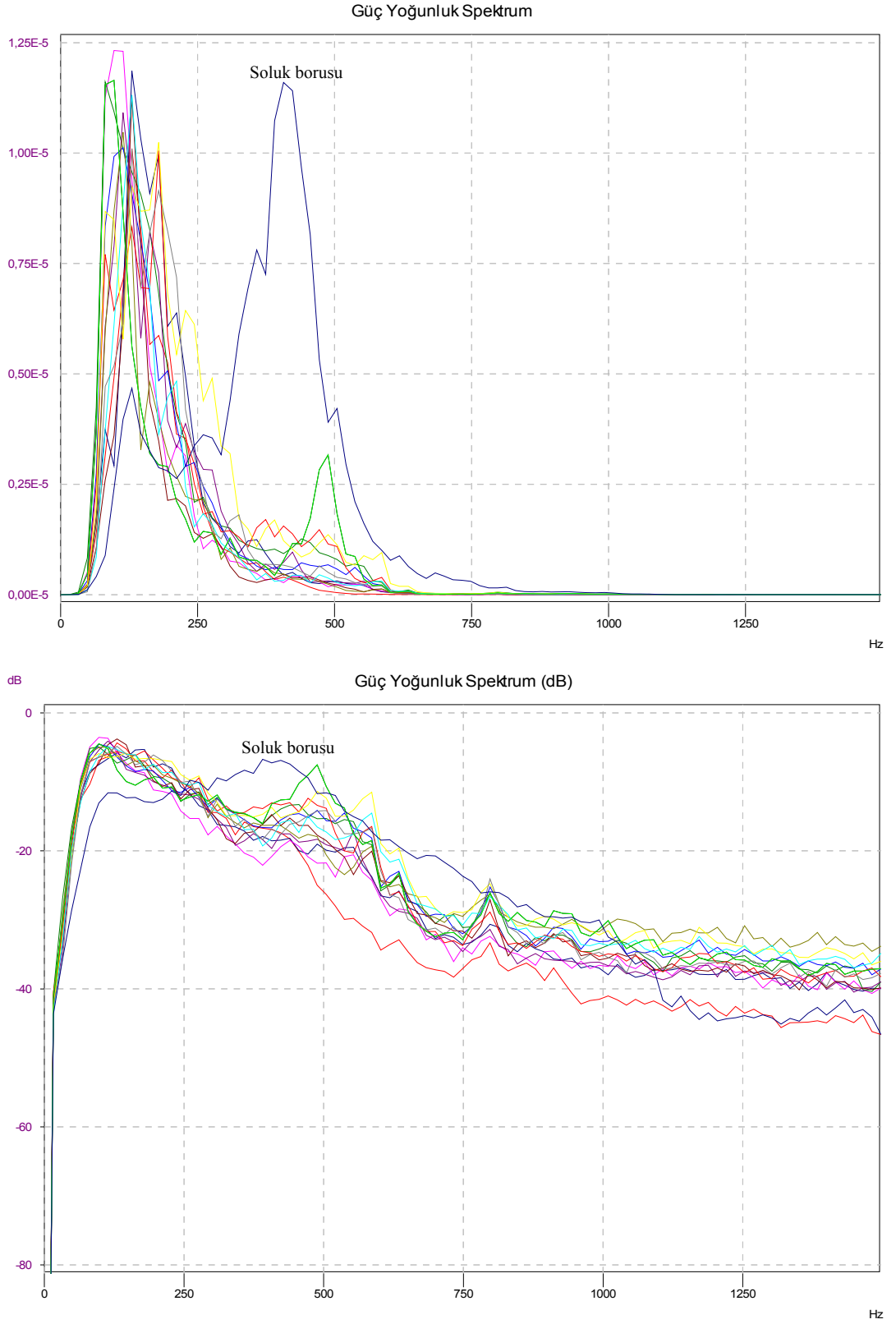
Şekil 5.25’de sağlıklı bir kişinin bir soluk çevrimi için akciğer seslerinin, göğüs duvarı üzerindeki 14 bölge ve soluk borusu için güç yoğunluk spektrumları verilmiştir. Grafiklerden görüleceği gibi, sağlıklı akciğer sesinin frekans spektrumu 200 Hz’den sonra keskince azalmaktadır ve düşük bir frekans bandında sınırlanmaktadır. Fakat soluk borusu sesleri daha yüksek frekanslı bileşenler içermekte, diğer mikrofon kanallarından alınan seslerin spektrumları ise birbiri ile daha fazla örtüşmektedir. Şekil 5.26 ve Şekil 5.27’de ise sağlıklı bir kişinin tüm göğüs duvarı boyunca akciğer seslerinin ve soluk borusu sesinin bir soluk çevrimi için 3 boyutlu spektrumları ve sonogramları gösterilmiştir. Bu grafiklerde, zamana göre hem sinyalin gücü hemde frekans içeriğini kolaylıkla izlenebilmektedir. Buradan da görülebileceği gibi soluk borusu sesleri diğer mikrofon kanallarından alınan seslere göre hem yüksek frekanslı bileşenleri içermekte hemde sinyal gücü daha fazladır. Normal akciğer seslerinde frekans dağılımı soluk evresi boyunca normal şekilde dağılmakta herhangi bir ani sapma veya keskin değişimler gözlenmemektedir. Fakat dikkat edilirse içsoluma evresindeki sinyal gücü dışsoluma evresine göre daha fazladır.

Şekil 5.28’de astımlı bir kişinin bir soluk çevrimi için göğüs duvarı üzerindeki 14 mikrofon kanalı ve soluk borusu seslerinden kestirilen güç yoğunluk spektrumları verilmiştir. Şekil 5.29’da da bir soluk çevrimi için göğüs duvarı üzerindeki 7. ve 14. mikrofon kanalı ve soluk borusu sesleri hariç olmak üzere kestirilen güç yoğunluk spektrumları verilmiştir. Şekil 5.28 ve Şekil 5.29’daki frekans spektrumlarına bakıldığında 1000 Hz’nin altında dar tepecikler göze çarpmaktadır. Bilindiği gibi astımın belirtisi ıslık sesleridir ve bu sesler 250 ms’den daha uzun olabilen sinüs doğasında seslerdir. ıslık sesleri tek sesli ve çok sesli yapıda olabildiklerinden bu dar tepeciklerin burada olduğu gibi çoklu ıslık seslerini gösterdiği anlaşılmaktadır. Şekil 5.28’de tüm mikrofon kanallarının spektrumlarının birbirleri ile tam örtüşmedikleri, hâlbuki Şekil 5.29’da 7. ve 14. mikrofon kanalları ile soluk borusu seslerinin grafikten çıkarılması ile geriye kalan diğer mikrofon kanallarının spektrumlarının birbirleri ile hemen hemen örtüştükleri görülmektedir. Dolayısı ile birbirleri ile örtüşen spektrumlara ait mikrofon kanallarının olduğu akciğer bölgelerinde ıslık seslerinin olduğu hissedilmektedir. Şekil 5.30’daki 3 boyutlu güç yoğunluk

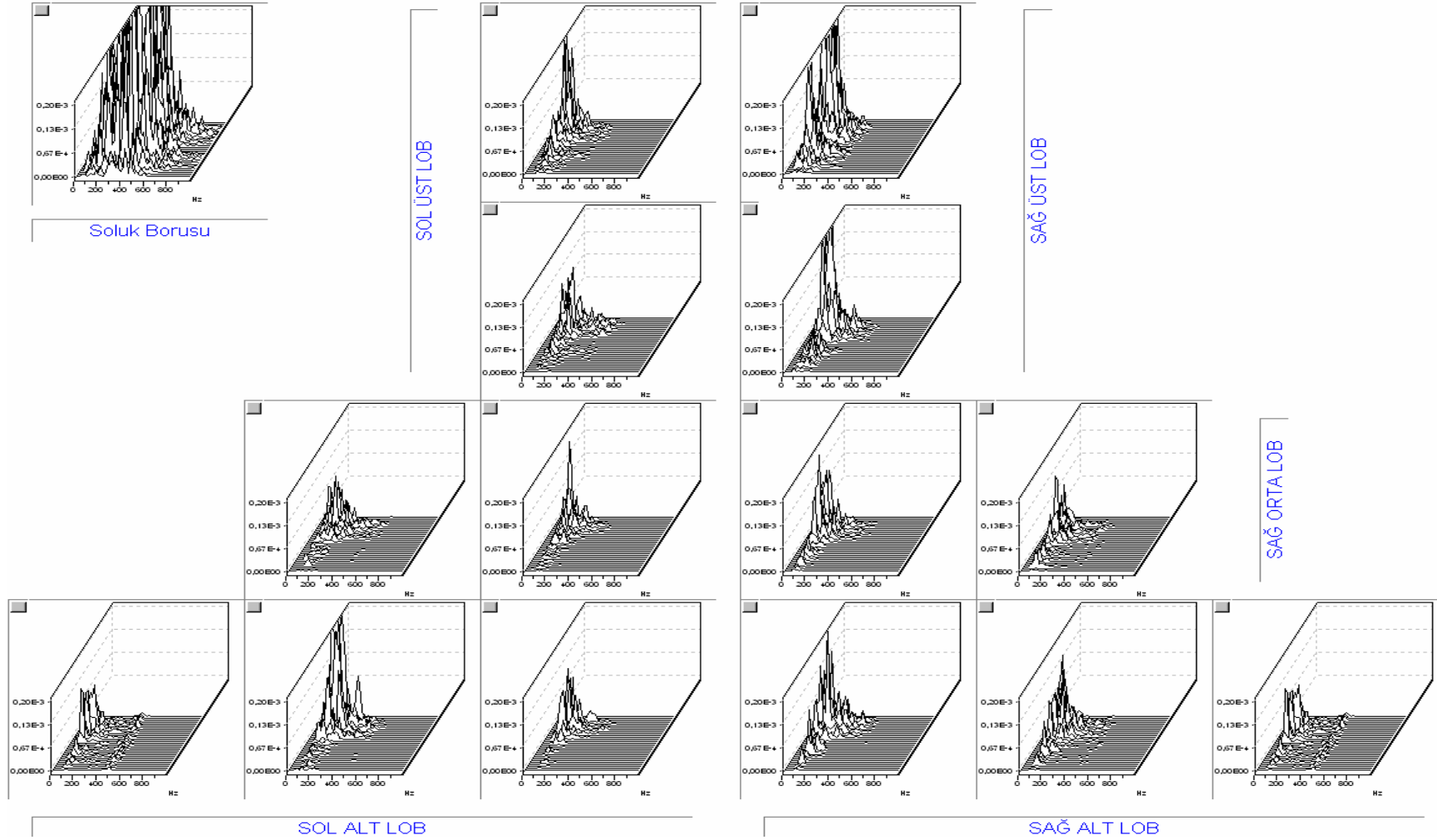
spektrumlarından ve Şekil 5.31'deki sonogramlardan bakılırsa ıslık seslerinin bariz olarak gözüktüğü ve daha çok dışsolumaya ait çevrimlerde olduğu izlenebilir. Ayrıca sonogramdan dikkat edilirse ıslık sesleri, üst üste basamak şeklinde belli bir süre devam eden görüntüler olarak izlenmektedir.

Şekil 5.31'de zatürreli bir kişinin bir soluk çevrimi için göğüs duvarı üzerindeki 14 mikrofon kanalı ve soluk borusu seslerinden kestirilen güç yoğunluk spektrumları verilmiştir. Zatürreli akciğer sesinin frekans spektrumu incelendiğinde ise geniş bir frekans aralığına yayılma olduğu görülmektedir. Bunun sebebi akciğer ile göğüs duvarı arasında sıvı toplanmasından veya havasız kalmasından dolayı göğüs duvarının sesleri aktarma özelliğinin değişmesi olarak yorumlanabilir. Zatürrenin bir belirtisi çıtırtı sesleri olmasına rağmen çıtırtıların varlığı frekans spektrumunu fazla etkilememekte ve frekans spektrumundan kolay teşhis edilememektedir. Çünkü çıtırtılar süresiz, müzikal olmayan 20 ms'den kısa ve 100-2000 Hz frekans aralığında bulunabilen seslerdir. Bu sebepten çıtırtıların frekans düzlemi ile birlikte zaman düzleminde de incelenmeleri önem kazanmaktadır. Fakat buna rağmen Şekil 5.32'deki 3 boyutlu spektrumlardaki ve Şekil 5.33'deki sonogramdaki çok kısa süreli tepe şeklindeki görüntülerde çıtırtı seslerinin varlığını işaret etmektedir.

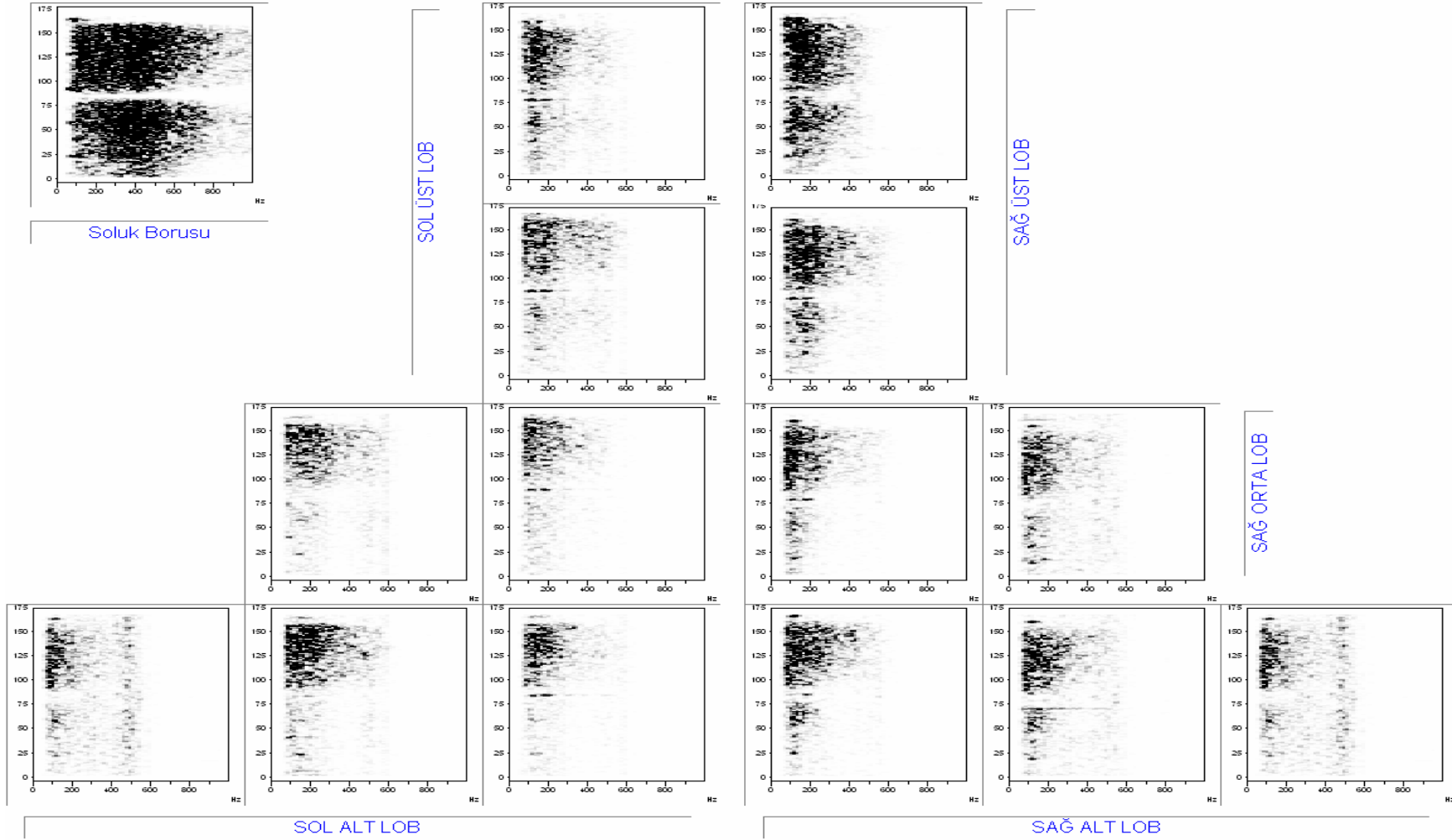
Soluk çevriminin iki evresi olan içsoluma ve dışsolumanın spektrum özellikleri, akciğerin patolojik durumlarına göre değişiklikler göstermektedir. Patolojik olan akciğerlerde ıslık ve çıtırtı adı verilen ek seslerin bulunduğu evreler de hastalıklara göre değişmektedir. Akciğer seslerinin içsoluma ve dışsolumada farklılıklar göstermesi analizlerde soluk çevriminin evrelere ayrılarak yapılmasını daha anlamlı kılmaktadır. Buna göre frekans düzlemi analizleri için oluşturulan arayüz sayesinde akciğer ses sinyalinin belirli bir kısmı seçilerek sadece bu kısmın spektrumlarının görüntülenmesi işlemi de gerçekleştirilmiştir.



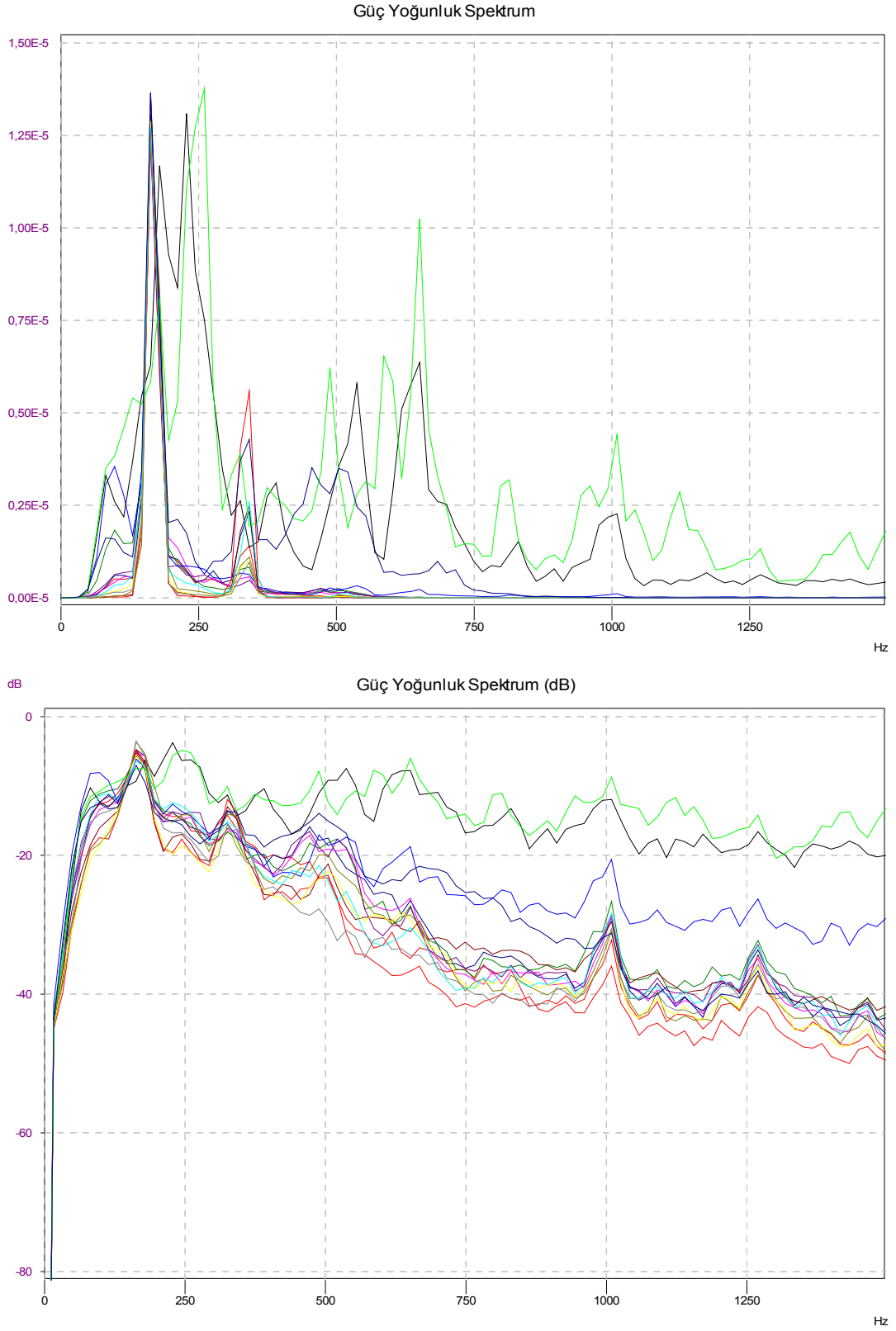
Şekil 5.25. Sağlıklı bir kişinin 14 mikrofon kanalı ve soluk borusu seslerinin bir soluk çevrimi için güç yoğunluk spektrumları



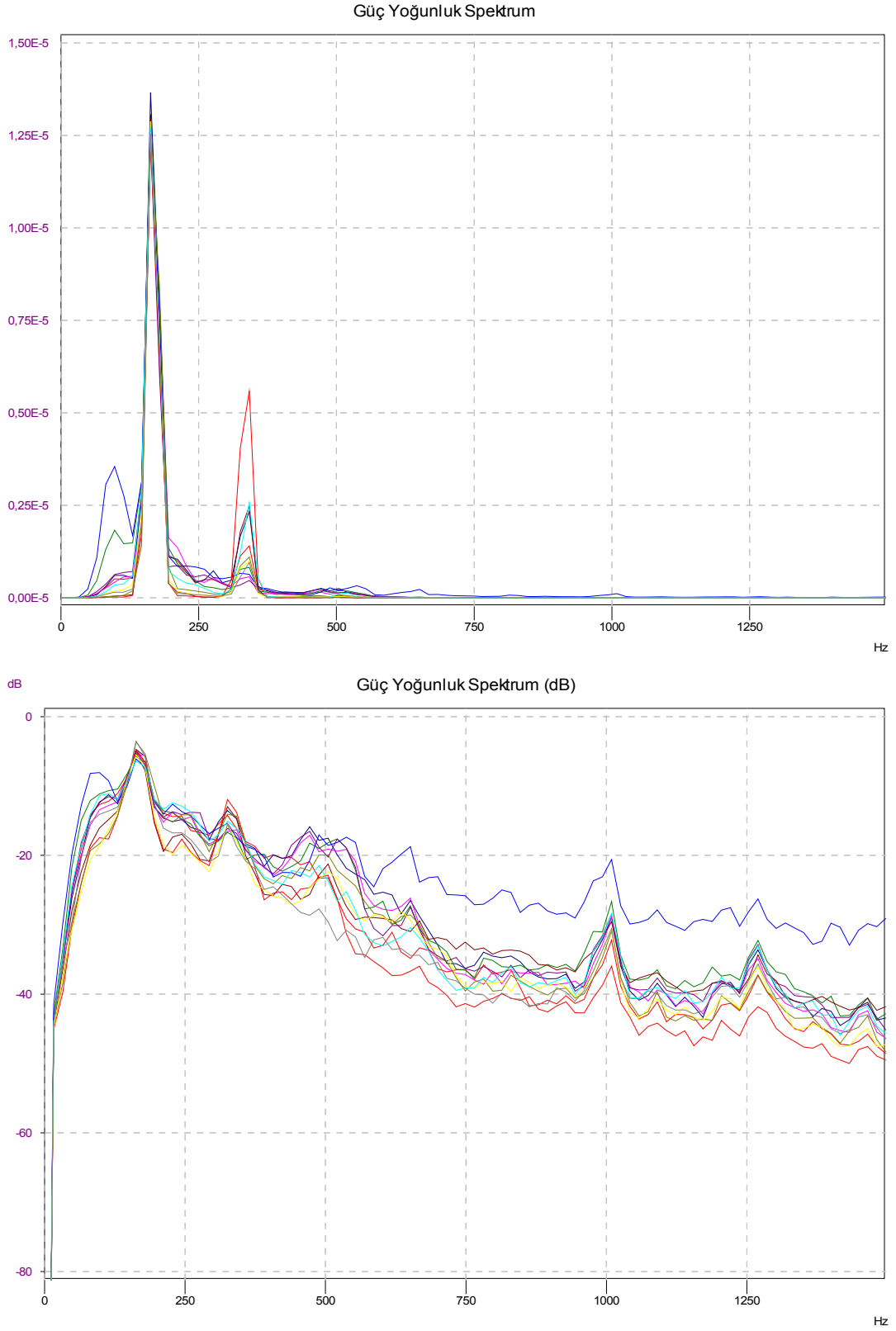
Şekil 5.26. Sağlıklı bir kişinin tüm göğüs duvarı ve soluk borusu seslerinin bir soluk çevrimi için 3 boyutlu spektrumları



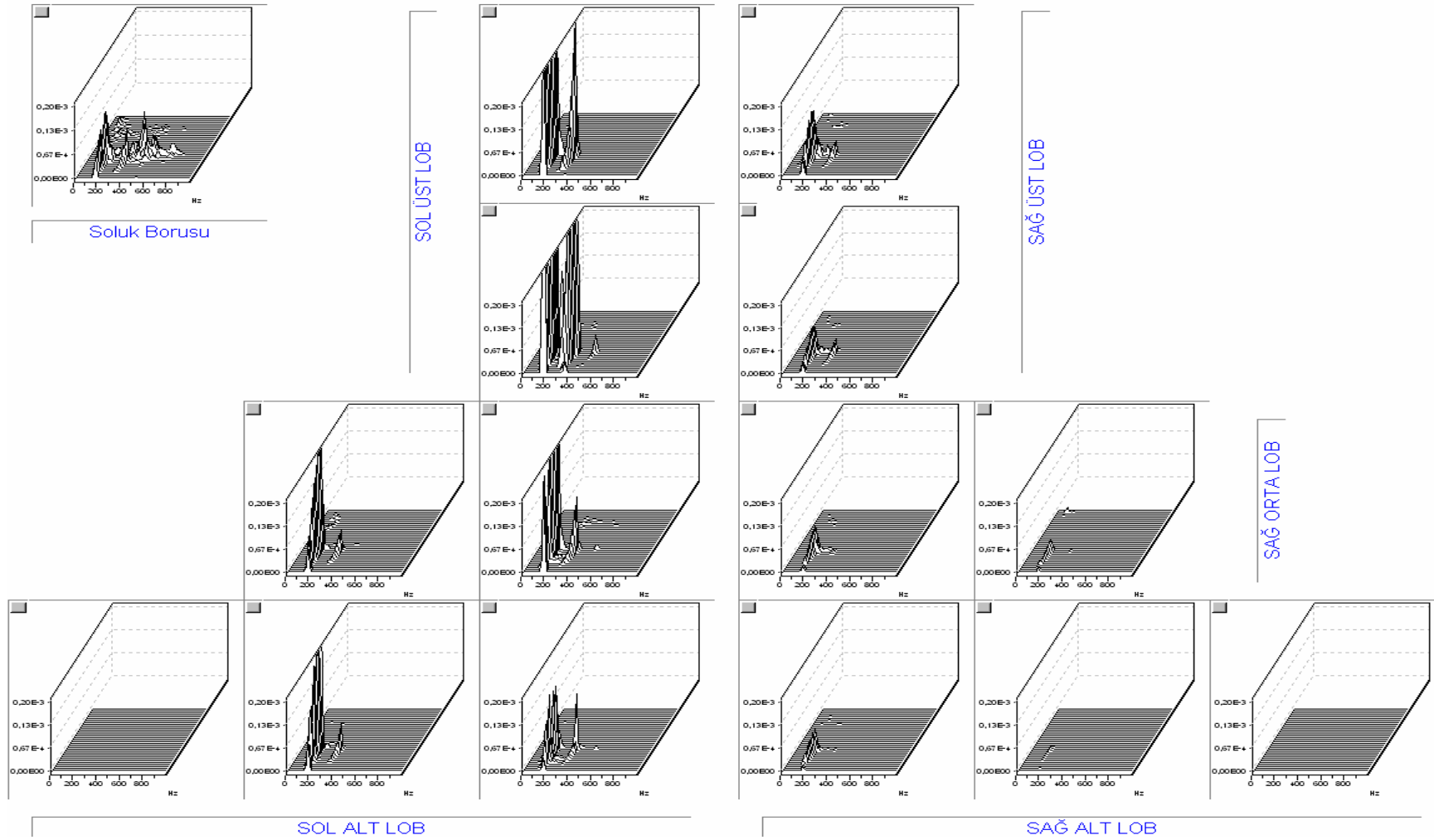
Şekil 5.27. Sağlıklı bir kişinin tüm göğüs duvarı ve soluk borusu seslerinin bir soluk çevrimi için sonogramları



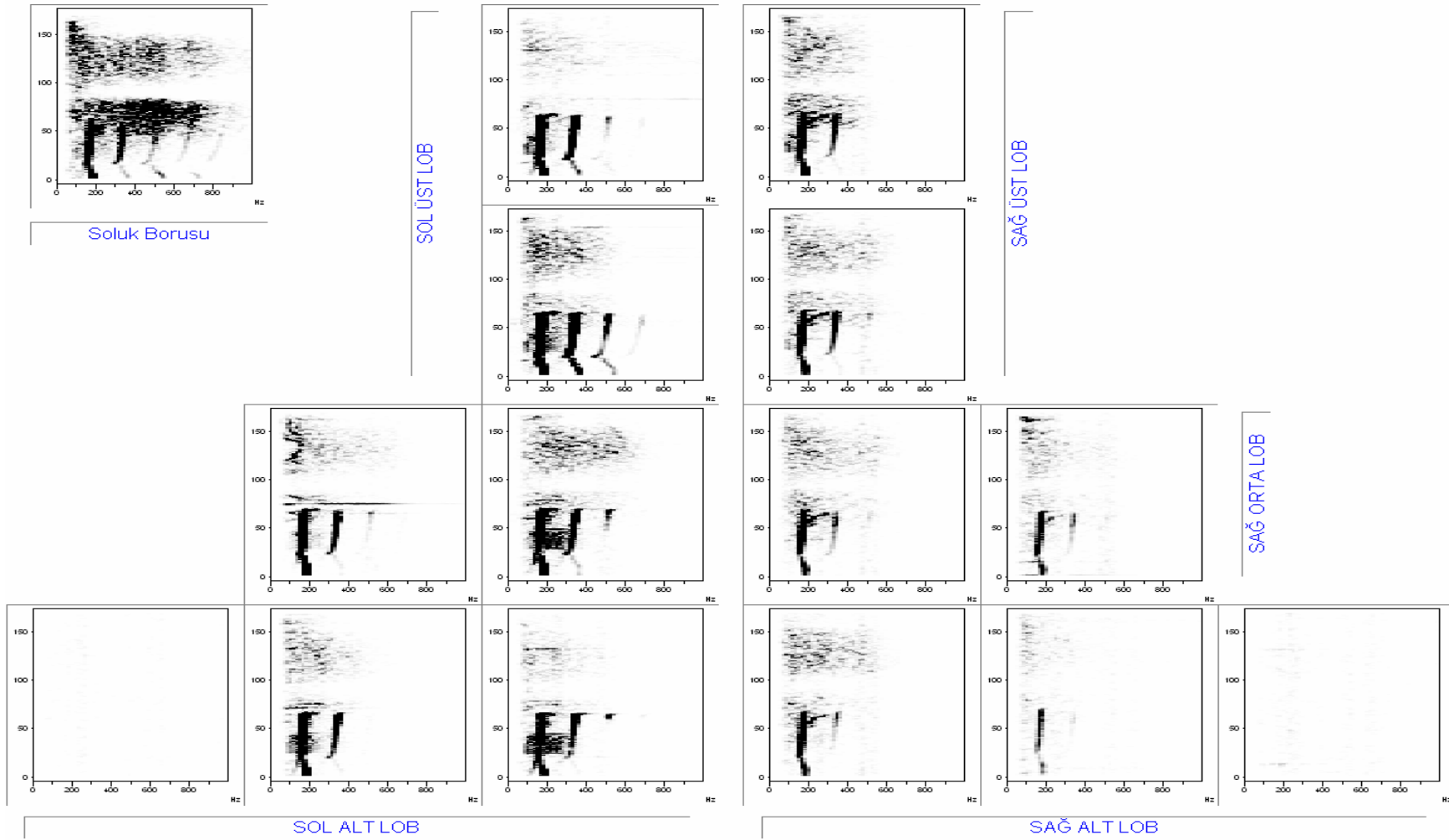
Şekil 5.28. Astımlı bir kişinin 14 mikrofon kanalı ve soluk borusu seslerinin bir soluk çevrimi için güç yoğunluk spektrumları



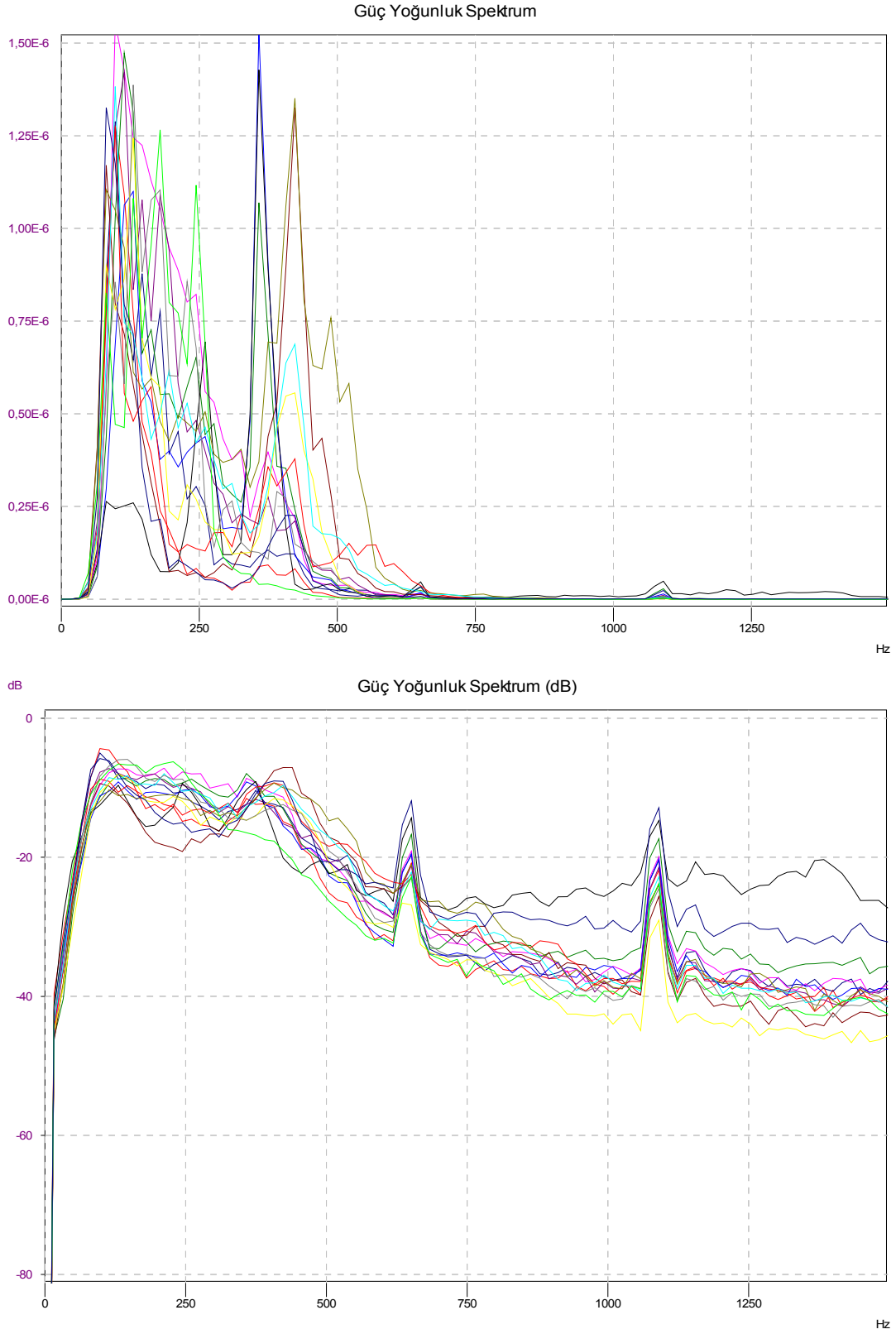
Şekil 5.29. Astımlı bir kişinin soluk borusu, 7. ve 14. mikrofon kanalları hariç olmak üzere bir soluk çevrimi için güç yoğunluk spektrumları



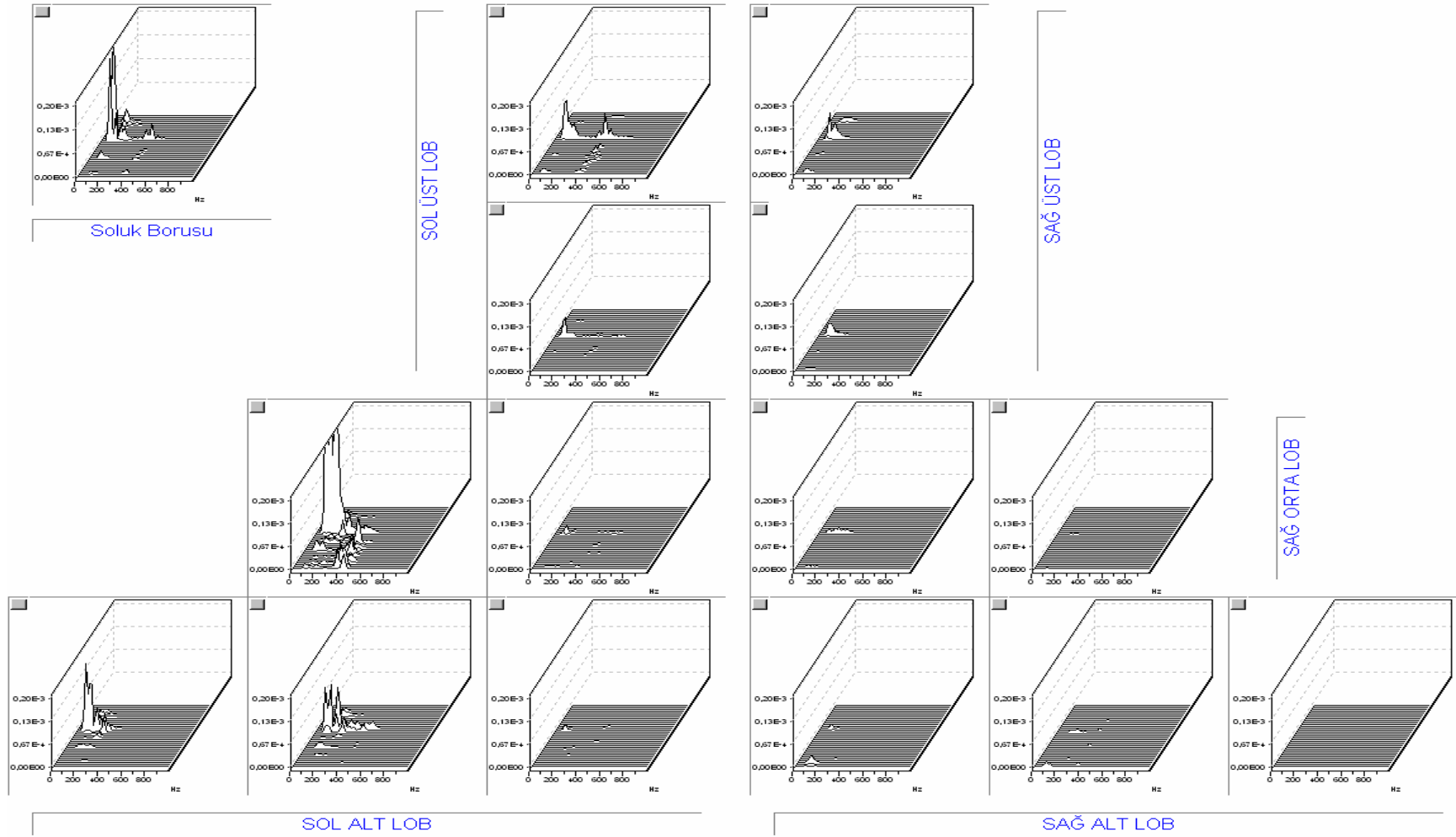
Şekil 5.30. Astımlı bir kişinin tüm göğüs duvarı ve soluk borusu seslerinin bir soluk çevrimi için 3 boyutlu spektrumları



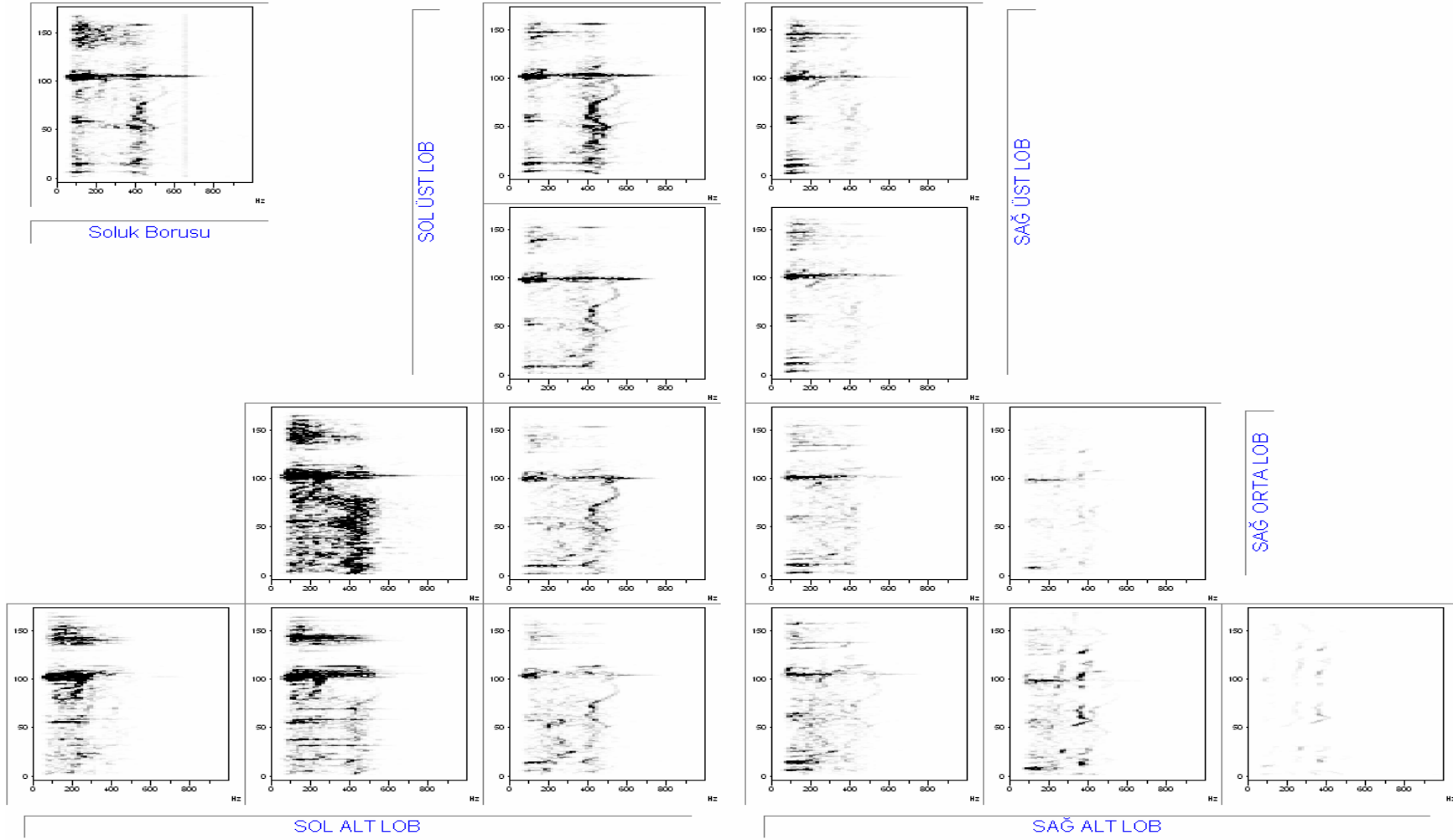
Şekil 5.31. Astımlı bir kişinin tüm göğüs duvarı ve soluk borusu seslerinin bir soluk çevrimi için sonogramları



Şekil 5.32. Zatürreli bir kişinin 14 mikrofon kanalı ve soluk borusu seslerinin bir soluk çevrimi için güç yoğunluk spektrumları



Şekil 5.33. Zatürreli bir kişinin tüm göğüs duvarı ve soluk borusu seslerinin bir soluk çevrimi için 3 boyutlu spektrumları



Şekil 5.34. Zatürreli bir kişinin tüm göğüs duvarı ve soluk borusu seslerinin bir soluk çevrimi için sonogramları

5.3. Akciğer Seslerinin Yapay Sinir Ağları ile Sınıflandırılması ve Bulguları

Son olarak da yapay sinir ağlarından yararlanarak akciğer seslerinin sağlıklı-hastalıklı olarak sınıflandırılması öngörülmüştür. Akciğer seslerin sınıflandırılması, geri yayılım algoritması ile eğitilen çok katmanlı algılayıcı sinir ağı ile yapılmış ve sağlıklı-hastalıklı sınıflandırılmasındaki sinir ağının başarısı sınanmıştır. Sınıflandırma için kullanılacak özellik vektörleri akciğer seslerinin spektral analizi sonucu elde edilmiştir. Spektrumlardan 0-1025 Hz arasındaki güç yoğunluk spektrum değerleri belirlenerek, her bir 16,27 Hz'lik artışlara denk gelen 63 örnek uzunluğunda bir özellik vektörü oluşturulmuştur. 1025 Hz'nin üzerindeki frekans bileşenleri ihmal edilmiştir. Bu şekilde giriş vektör uzunluğunun kısaltılması da hedeflenmiştir.

Her bir içsoluma ve dışsoluma evrelerinden HFD metodu ile kestirimi yapılmış spektrumlardan 0-1025 Hz aralığında belirlenen 63 uzunluk değerlerine sahip özellik vektörleri çok katmanlı algılayıcının giriş katmanına uygulanmıştır. Bir soluk çevriminden çıkarılan içsoluma ve dışsoluma için her bir evre ayrı bir çok katmanlı algılayıcı sinir ağı ile sınıflandırılmıştır. Daha sonra evreler üzerinden verilen sınıf kararları birleştirilerek tüm soluk çevrimi için karara varılmıştır.

Sinir ağının sınıflama başarısına ait olarak sınıflandırma oranları Çizelge 5.1'de görüldüğü şekilde elde edilmiştir. Bir sınıflandırıcının geçerliliğinin test edilmesi için en iyi yöntem yeni veri toplamak ya da örnekleme ikiye bölmektir. Ancak verinin az olmasından dolayı, bu çalışmada sınıflandırıcının geçerlilik testi çapraz-geçerlilik (leave one out cross validation) yöntemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir [88]. Bu yöntemle göre sınıflandırıcı, örneklerin biri hariç hepsiyle eğitilmekte, daha sonra dışarıda bırakılan örnek, eğitilen sınıflandırıcı ile sınıflandırılmaktadır. Bu işlem her bir örnek dışarıda bırakılarak tekrarlanmaktadır.

Çizelge 5.1. Yapay sinir ağının sınıflama başarısı

İstatistik tipi	İçsoluma	Dışsoluma	Soluk Çevrimi
Yanlış Pozitif Oranı	%18	%0	%0
Yanlış Negatif Oranı	%22	%14	%18
Belirlilik	%82	%100	%100
Duyarlılık	%78	%86	%82
Doğru Sınıflandırma Oranı	%80	%92	%90

Çizelge 5.1’de kullanılan Yanlış Pozitif Oranı, Yanlış Negatif Oranı, Belirlilik, Duyarlılık ve Doğru Sınıflandırma Oranı tabirlerinin hesaplanması sırasıyla Eş. 5.1-Eş. 5.5’de verildiği gibi yapılmaktadır. Eşitliklerde kullanılan DP, DN, YP, YN kısaltmalarının açıklamaları ise şu şekildedir.

Doğru Pozitif (DP) : Hastalıklı verilerin doğru sınıflandırılması

Doğru Negatif (DN) : Sağlıklı verilerin doğru sınıflandırılması

Yanlış Pozitif (YP) : Hastalıklı verilerin yanlış sınıflandırılması

Yanlış Negatif (YN) : Sağlıklı verilerin yanlış sınıflandırılması

$$\text{Yanlış Pozitif Oranı} = \frac{YP}{YP + DN} * 100 \quad (5.1)$$

$$\text{Yanlış Negatif Oranı} = \frac{YN}{YN + DP} * 100 \quad (5.2)$$

$$\text{Belirlilik} = \frac{DN}{DN + YP} * 100 \quad (5.3)$$

$$\text{Duyarlılık} = \frac{DP}{DP + YN} * 100 \quad (5.4)$$

$$\text{Doğru Sınıflama Oranı} = \frac{DP + DN}{N} * 100 \quad (5.5)$$

Çizelge 5.1'deki sonuçlar ele alınacak olursa, içsoluma için %80, dışsoluma için %92 ve tüm soluk çevrimi için %90 doğru sınıflandırma oranları elde edildiği görülmektedir. Sağlıklı iken hasta olarak sınıflandırılanların oranı, içsoluma evresi için %18 olarak görülmektedir. Fakat dışsoluma evresi ve tüm soluk çevrimi için bütün örnekler doğru sınıflandırılmıştır. Hasta iken sağlıklı olarak sınıflandırılanların oranı ise, içsolumada %22, dışsolumada %14 ve tüm soluk çevrimi için de %18 olarak bulunmuştur. Elde edilen sonuçlara göre duyarlılık, yani hasta iken hasta olarak sınıflandırılanların oranı da içsoluma için %78, dışsoluma için %86 ve tüm soluk çevrimi için de %82'dir. Sağlıklı iken sağlıklı olarak sınıflandırılanların oranını ifade eden belirlilik ise içsolumada %82, dışsoluma da %100 ve tüm soluk çevrimi için de %100 olarak elde edilmiştir.

Ayrıca sınıflandırma oranlarından görüldüğü kadarıyla dışsoluma evresinin sınıflandırma başarısı içsoluma evresine göre yüksek olmaktadır. Bu sonuç da bize, patolojik durumlardaki akciğer seslerinin yapısal özelliklerinin hastalığın durumuna göre, içsoluma ve dışsoluma evrelerinde farklı olduğunu göstermektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Akciğer hastalıklarının tanısında yeni enstrumanlar ve akciğer ses analizleri klinik uygulamalarda hala yaygın olarak kullanılmamaktadır. Fakat bilgisayar teknolojisinin kolaylık ve üstünlükleri artık biyolojik araştırmalarda da yerini almıştır. Hastanelerdeki tanı cihazlarının çoğu bilgisayar kontrollü yapılmış ve bilgiler sayısal olarak saklanıp kayıtları duruma gelmiştir. Akciğer ses sinyallerinin sayısal formda kaydedilmesi ve bunların bilgisayar ile çok hızlı bir şekilde analizlenmesi sonucu akciğer sesleri ve buna bağlı hastalıklar hakkında daha ayrıntılı bilgiler edinilmeye başlanılmıştır.

Bu çalışmada, doktora tanı koymada yardımcı olacak akciğer seslerinin kayıt, analiz ve sınıflandırılması üzerine incelemeler yapılmıştır. Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar, birinci dereceden karar mekanizması olamasa bile, doktorun kullandığı klasik yöntemlerin yanında verilecek karara yapıcı etkileri ve desteği olabilecek bir yapıdır. Dolayısıyla akciğer seslerinin stetoskopla dinlenmesine nesnellik kazandırarak, bu geleneksel basit ve müdahaleci olmayan dinleme yöntemini daha güvenilir kılınmaya çalışılmıştır.

Çalışmada, akciğer sesleri için PC tabanlı çok kanallı veri toplama ve işleme düzeneği kurulmuştur. Akciğer sesleri, hava bağlaşımlı elektret mikrofonlar ile bir veri elde etme kartı kullanılarak akciğerin 14 bölgesinden ve soluk borusundan çokkanallı biçimde alınarak bilgisayar ortamına sayısal olarak kaydedilmiştir. Kaydedilen akciğer sesleri daha sonra da grafiksel ve çözümsel olarak incelenmiştir. Böylece, akciğer seslerinin zaman ve frekans düzlemlerinde değişik analizleri ile sınıflandırma teknikleri araştırılmış ve yeni yöntemler önerilmiştir.

Oluşturulan düzenek sayesinde,

Akciğer seslerinin çokkanallı ve eşzamanlı olarak alınması ile bölgesel incelemenin yapılabilmesi,

Kalıcı kayıtların oluşturularak ilerideki bir süreçte karşılaştırma amacıyla tekrar kullanılabilmesi ve hastaların zaman içinde takip ve izlemesinde kolaylıklar sağlaması,

Akciğer seslerinin diğer vücut seslerinden ve harici gürültülerden ayrıştırılması ile daha net akciğer ses bilgilerinin sağlanması,

Seslerin görselleştirilmesi ve zaman genişletme ile görsel incelemenin daha ayrıntılı yapılabilmesi,

Akciğer seslerinin görsel ve işitsel olarak bir arada sunumunun gerçekleştirilmesi,

Hastalıklı akciğer seslerindeki hastalık tiplerine ilişkin bilgi taşıyan, ısıklık ve çıtırtı adı verilen geçici olayların algılanmasının sağlanması,

Akciğer ses gücünün hesaplanarak anatomik olarak gösterilip göğüs duvarı üzerindeki ses güç dağılımının izlenebilmesi,

Akciğer seslerinin frekans içeriklerinin hesaplanması ve gösterilmesi,

Akciğer seslerinin analizlerinden çeşitli özniteliklerin çıkarılması

gibi kazanımlar elde edilmiştir. Böylece doktorlara hastalık tanısında yorumlarını katabileceği görsel bir düzenek tasarlanması amaçlanmıştır. Bu düzenek aynı zamanda tıp doktoru ve adaylarının eğitimine yardımcı olacak bir düzenek olarak da kullanılabilecektir.

Fakat bu oluşturulan düzenek, ileriye yönelik olarak çeşitli yönlerden geliştirilebilir; Normal ve patolojik ek akciğer seslerinin oluşum yerlerinin saptanması amacıyla yeni çalışmalar yapılabilir. Harici olarak üretilmiş sesler hastaya (ağız yoluyla veya başka noktalardan) tekrar giriş olarak verilebilir. Hastanın havayollarına giren sesler hastanın akciğer dokusu boyunca ilerler ve mikrofonlar tarafından algılanır. Algılanan ses ile giriş sesi arasındaki değişimler (örneğin zaman

gecikmesi) bize akciğerler ve doku yapısı hakkında yeni bilgiler sağlayabilir. ıslık ve çıtırtı seslerinin detaylı bilgileri çıkarılabilir. Şu anda çıtırtı ve ıslık sesleri algılanabilmesine rağmen bu seslere ait değişik özelliklerinin çıkarılıp sınıflandırıcılarda kullanılabilecek şekilde özellik vektörlerinin oluşturulabilmesi sağlanamamıştır. İleride yapılacak çalışmalarla ıslık ve çıtırtılara ait özelliklerin kullanılmasıyla akciğer seslerinin sınıflandırılmasında iyileşme elde edilebileceği düşünülmektedir.

Çalışmanın son kısmında da akciğer seslerinin frekans analizleri sonucunda elde edilen özellik vektörleri kullanılarak seslerin çok katmanlı algılayıcı sinir ağıları yardımıyla sağlıklı-hastalıklı sınıflandırılması gerçekleştirilmiştir. Akciğer sesleri evrelere ayrılarak sınıflandırılmış ve daha sonra da evre kararları birleştirilmiş ve sonuçları karşılaştırılmıştır. Fakat ulaşılan başarı oranları bizim için hala yeterli olarak görülmemektedir. Sonuçların daha da iyileştirilmesi ve güvenilir olması açısından ilk yapılması gereken akciğer ses veri tabanının genişletilmesidir. Bunun yanında sinir ağı topolojisinde yapılacak değişikliklerin sonuçlar üzerindeki etkilerini incelemek, yeni karar birleştirme yöntemleri geliştirmek ve sınıflandırma sonuçlarının çeşitli hastalık tiplerine göre yapılmasını sağlamak bundan sonraki yapılacak çalışmalarda ele alınması gereken husular olarak görülmektedir.

Sonuç olarak, akciğerlerin ses repertuarı klasik steteskop yoluyla dinlendiğinde gerçekten kısıtlı olabilir ama bilgisayar ile sinyal işleme ve sınıflandırma tekniklerinin kullanılması ile akciğer hastalıklarının tanı ve teşhisinde oldukça kolaylıklar sağlanmaktadır. Bilgisayar analizi artık insan kulağının kapasitesinden daha öteye gidebilmektedir. Böylece yeni enstrumantasyonlar ve bilgisayar analizleri, değişik akciğer ses tiplerinin ve hastalıklarının anlaşılmasında doktorlara yardımcı olmaya olanak sağlamaktadır.

KAYNAKLAR

1. Tabakoğlu, E., Çağlar, T., Hatipoğlu, O.N., Çakır, B., Erdoğan, S., Agun, K., “Yüksek rezolüsyonlu bilgisayarlı tomografi ile bronşektazi saptanan hastalarda akciğer grafisi ve dinleme bulgularının tanısal verimliliği” , **Toraks Dergisi**, 1(2): 11-16 (2000).
2. Stanford, W.S., Galvin, JR., “The diagnosis of bronchiectasis” , **Clin. Chest Med.**, 9: 691-699 (1988).
3. Bates, B., Bickley, L., and Hoekelman, R., “A guide to physical examination and history taking” , 6th ed. , **J. B. Lippincott Company**, Philadelphia, 244-245 (1992).
4. Pasterkamp, H., Kraman, S.S., Wodicka, G.R., “Respiratory sounds. advances beyond the stethoscope” , **Am. J. Respir. Crit. Care Med.**, 156: 974-987, (1997).
5. Abella, M., Formolo, J., Penny, D.G., “Comparison of acoustic properties of six popular stethoscopes” , **J. Acoust. Soc. Am.**, 91(4): 2224-2228 (1992).
6. Jones, A., Jones, D., Kwong, K., Siu, S.C., “Acoustic performance of three stethoscope chest pieces” , **Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, 20(6): 3219-3222 (1998).
7. Earis, J.E., Cheetham, B.M.G., “Current methods used for computerized respiratory sound analysis” , **Eur. Respir. Rev.**, 10(77): 586-590 (2000).
8. Charbonneau, G., Ademovic, E., Cheetham, B.M.G., Malmberg, L.P., Vanderschoot, J., Sovijärvi, A.R.A., “Basic techniques for respiratory sound analysis” , **Eur. Respir. Rev.**, 10(77): 625-635 (2000).
9. Sovijärvi, A.R.A., Vanderschoot, J., Earis, J.E., "Computerized respiratory sound analysis(CORSA): recommended standards for terms and techniques" , **Eur. Respir. Rev.**, 10(77): 585-649 (2000).
10. Melbye, H., “Auscultation of the lungs, still a useful examination?” , **Tidsskr. Nor. Laegeforen**, 121(4): 451-454 (2001).
11. Bloch, H., “The inventor of the stethoscope: René Laennec” , **J. Fam. Pract.**, 37(2): 191 (1993).
12. Reiser, S.J., “The medical influence of the stethoscope” , **Sci. Am.**, 240(2): 148-150 153-156 (1979).

13. Abdulla, M.D., "The history of the stethoscope" , ***Pediatr. Cardiol.***, 22: 371–372 (2001).
14. McKusick, V.A., Jenkins, J.T., Webb, G.N., "The acoustic basis of the chest examination: studies by means of sound spectography" , ***Am. Rev. Tuberc.***, 72:12-34 (1955).
15. Forgacs, P., "Lung sounds" , ***British Journal of Diseases of the Chest***, 63: 1-12 (1969).
16. Forgacs, P., Nathco, A.R., and Richardson, H.D., "Breath sounds" , ***Thorax***, 26: 288-295 (1971).
17. Forgacs, P., "Lung sounds", ***Balliere Tindall***, London, (1978).
18. Murphy, R.L., Jr., Holford, S.K., Knowler, W.C., "Visual lung-sound characterization by time-expanded wave-form analysis", ***N.Engl.J.Med.***, 296(17): 968-971 (1977).
19. Wooten, F.T., Waring, W.W., Wegmann, M.J., Anderson, W.F., Conley, J.D., "Method for respiratory sound analysis" , ***Med.Instrum.***, 12(4): 254-257 (1978).
20. Mori, M., Kinoshita, K., Morinari, H., Shiraishi, T., Koike, S., Murao, S., "Waveform and spectral analysis of crackles", ***Thorax***, 35(11): 843-850 (1980).
21. Gavriely, N., Palti, Y., Alroy, G., "Spectral characteristics of normal breath sounds" , ***J. Appl. Physiol.***, 50(2): 307-314 (1981).
22. Chowdhury, S.K., Majumder, A.K., "Frequency analysis of adventitious lung sounds" , ***J. Biomed. Eng.***, 4(4): 305-312 (1982).
23. Pasterkamp, H., Fenton, R., Leahy, F., Chernick, V., "Spectral analysis of breath sounds in normal newborn infants" , ***Med. Instrum.***, 17(5): 355-357 (1983).
24. Fenton, T.R., Pasterkamp, H., Tal, A., Chernick, V., "Automated spectral characterization of wheezing in asthmatic children" , ***IEEE. Trans. Biomed. Eng.***, 32(1): 50-55 (1985).
25. Charbonneau, G., Racineux, J.L., Sudraud, M., Tuchais, E., "An accurate recording system and its use in breath sounds spectral analysis" , ***J. Appl. Physiol. Respirat. Environ. Exercise. Physiol.***, 55: 1120–1127 (1983).
26. Kanga, J.F., Kraman, S.S., "Comparison of the lung sound frequency spectra of infants and adults" , ***Pediatr Pulmonol.***, 2: 292–295 (1986).

27. Pasterkamp, H., Carson, C., Daien, D., Oh, Y., "Digital respirosography. New images of lung sounds" , **Chest**, 96: 1405–1412 (1989).
28. Gavriely, N., Nissan, M., Rubin, A., Cugell, D., "Spectral characteristics of chest wall breath sounds in normal subjects" , **Thorax**, 50: 1292–1300 (1995).
29. Gavriely, N., "Breath sounds methodology" , **CRC Press**, Boca Raton, FL (1995).
30. Sovijarvi, A., Malmberg, L., Paajanen, E., et al., "Averaged and time-gated spectral analysis of respiratory sounds. Repeatability of spectral parameters in healthy men and in patients with fibrosing alveolitis" , **Chest**, 109: 1283–1290 (1996).
31. Polat, H., Güler, İ., "A simple computer-based measurement and analysis system of pulmonary auscultation sounds" , **Journal of Medical Systems**, 28(6): 665-672 (2004).
32. Gavriely, N., Herzberg, M., "Parametric representation of normal breath sounds" , **J. Appl. Physiol.**, 73: 1776–1784 (1992).
33. Vanderschoot, J., Kappeyne van de Coppello, N.G.J., Schreur, H.J.W., "AR model orders of lung sounds" , **14th Ann. Int. Conf. IEEE Eng. in Med. and Biology Soc.**, 2531–2532 (1992).
34. Vanderschoot, J., Schreur, H.J.W., "AR(q, v) modeling of normal lung sounds" , **Methods Inf. Med.**, 33(1): 24–27 (1994).
35. Hadjileontiadis, L.J., Panas, S.M., "Higher-order statistics: a robust vehicle for diagnostic assessment and characterisation of lung sounds" , **Technol. Health Care**; 5(5): 359–374 (1997).
36. Broersen, P.M.T., Waele, S., "Detection of methacholine with time series models of lung sounds" , **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, 49(3): 517-523 (2000).
37. Ademovic, E., Pesquet, J.C., Charbonneau, G., "Double tree segmentation of lung sounds" , **Proc.of EUSIPCO**, Trieste Italy, 391-394 (1996).
38. Ademovic, E., Pesquet, J.C., Charbonneau, G., "Time scale segmentation of respiratory sounds" , **Technol. Health Care**, 6(1): 53–63 (1998).
39. Bahoura, M., Hubin, M., Ketata, M., "Respiratory sounds denoising using wavelet packets" , **Proc. of the 2nd Intern. Conf. on Bioelectromagnetism**, Melbourne Australia, 11-12 (1998).

40. Sankur, B., Kahya, Y.P., Guler, E.C., Engin, T., "Feature extraction and classification of nonstationary signals based on the multiresolution signal decomposition", **Proc. of the 12th IAPR Intern. Conf.**, 592-595 (1994).
41. Oud, M., Dooijes, E.H., "Automated Breath Sound Analysis", **Proc. of IEEE EMBS Conf.**, Amsterdam, 990-992 (1996).
42. Kahya, Y.P., Guler, E.C., Sahin, S., "Respiratory disease diagnosis using lung sounds", **Proc. of IEEE EMBS Conf.**, 2051-2053 (1997).
43. Oud, M., Dooijes, E.H., Van der Veen, M.J., "Classification of asthmatic lung sound spectra", **Proc of Medicon 98 CD-ROM Conf.**, Cyprus, Section 24.6 (1998).
44. Sankur, B., Kahya, Y.P., Güler, E.Ç., Engin, T., "Comparison of AR-based algorithms for respiratory sounds classification" , **Comput. Biol. Med.**, 4: 67-76 (1994).
45. Forkheim, K.E., Scuse, D., Pasterkamp, H., "A comparison of neural network models for wheeze detection" , **Proceedings IEEE Wescanex 95**, Manitoba CA, 1: 214-219 (1995).
46. Malmberg, L., Kallio, K., Haltsonen, S., Katila, T., Sovijarvi, A., "Classification of lung sounds in patients with asthma, emphysema, fibrosing alveolitis and healthy lungs by using self-organizing maps" , **Clin. Physiol.**, 16(2): 115–129 (1996).
47. Pesu, L., Helisto, P., Ademovic, E., Pesquet, J.C., Saarinen, A., Sovijarvi, A.R., "Classification of respiratory sounds based on wavelet packet decomposition and learning vector quantization" , **Technol Health Care.**, 6(1): 65-74 (1998).
48. Rietveld, S., Oud, M., Dooijes E.H., "Classification of asthmatic breath sounds: preliminary results of the classifying capacity of human examiners versus artificial neural networks" , **Comput. Biomed. Res.**, 32(5): 440-448 (1999).
49. Waitman, L.R., Clarkson, K.P., Barwise, J.A., and King, P.H., "Representation and classification of breath sounds recorded in an intensive care setting using neural networks" , **J. Clin. Monit.**, 16: 95-105 (2000).
50. Kandaswamy, A., Kumar, C.S., Ramanathan, R.P., Jayaraman, S., Malmurugan, N., "Neural classification of lung sounds using wavelet coefficients" , **Comput. Biol. Med.**, 34(6): 523–537 (2004).
51. Guler, E.C., Sankur, B., Kahya Y.P., Raudys, S., "Two-stage classification of respiratory sound patterns" **Comput Biol Med.**, 35(1): 67-83 (2005).

52. Güler İ., Polat, H., Ergün, U., “Combining neural network and genetic algorithm for prediction of lung sounds” , ***Journal of Medical Systems***, 29(3): 217-231 (2005).
53. Pohlmann, A., Sehati, S., Young, D., “Effect of changes in lung volume on acoustic transmission through the human respiratory system” , ***Physiol. Meas.***, 22: 233–243 (2001).
54. Jones, A., Jones, R.D., Kwong, K., Burns, Y., “Effect of positioning on recorded lung sound intensities in subjects without pulmonary dysfunction” , ***Phys. Ther.***, 79(7): 682–690 (1999).
55. Gross, V., Dittmar, A., Penzel, T., Schüttler, F., von Wichert, P., “The relationship between normal lung sounds age and gender” , ***Am. J. Respir. Crit. Care Med.***, 162: 905-909 (2000).
56. Mussell, M.J., “The need for standards in recording and analysing respiratory sounds” , ***Med. Biol. Eng. Comput.***, 30(2): 129-39 (1992).
57. Schreiber, J.R., Anderson, W.F., Wegmann, M.J., and Waring, W.W., "Frequency analysis of breath sounds by phonopneumography" , ***Medical Instrumentation***, 15(5): 331-334 (1981).
58. Mussell, M.J., Nakazono, Y., and Miyamoto, Y., "Effect of air flow and flow transducer on tracheal breath sounds" , ***Medical and Biological Engineering and Computing***, 28: 550-554 (1990).
59. Kompis, M., Pasterkamp, H., Oh, Y., Wodicka, G.R., “Distribution of inspiratory and expiratory respiratory sound intensity on the surface of the human thorax” , ***Proceedings 19th International Conference of IEEE Engineering In Medicine And Biology Society***, Chicago, 5: 2047-2050 (1997).
60. Kompis, M., Pasterkamp, H., Oh, Y., Wodicka, G.R., “Spatial representation of thoracic sounds” , ***Proceedings Of The 20th Annual International Conference Of The IEEE Engineering In Medicine And Biology Society***, 3: 1661-1664 (1998).
61. Kompis M., Pasterkamp, H.; and Wodicka, G.R., “Acoustic imaging of the human chest” , ***Chest***, 120:1309–1321 (2001).
62. Charleston, S., González, R., Castellanos, P., Aljama, T., “Multichannel computerized phonopneumography”, ***Proc. 27th Annual Conference of the International Lung Sounds Association (ILSA)***, Estocolmo-Helsinki, (2002).

63. Murphy, R.L., Vyshedskiy, A., Power-Charnitsky, V.A., Bana, D.S., Marinelli, P.M., Wong-Tse, A., Paciej, R., “Automated lung sound analysis in patients with pneumonia” , **Respir. Care.**, 49(12): 1490-1497 (2004).
64. Graf, F., Putz, K., Wurzinger, G., Kleb, U., Köhler, H., “Multichannel recording and classifying of respiratory sounds” , **Proceedings of the CFA/DAGA (The 30th German Convention on Acoustics (DAGA) with the 7th Congrès Français d'Acoustique (CFA))**, Strasbourg, (2004).
65. Seeley, R.R., Stephens, T.D., “Anatomy and physiology” , **Times Mirror/Mosby College Publishing**, St. Louis, 695–705 (1989).
66. Jardins, T.D., “Cardiopulmonary anatomy & physiology essentials for respiratory care 4th ed” , **Thomson Delmar Learning**, NY, 22-32 90-91 (2002).
67. Moore K.L., “Clinical oriented anatomy 3rd ed.” , **Williams&Wilkins**, Baltimore, 45-63 (1992).
68. Davies, A., Moores, C., “The respiratory system” , **Elsevier Health Sciences**, Philadelphia, 46-48 (2003).
69. Wilkins, R.L., Dexter, J.R., Murphy, R.L.H., DelBono, E.A., “Lung sound nomenclature survey” , **Chest**, 98(4): 886-889 (1990).
70. American Thoracic Society Ad Hoc Committee on Pulmonary Nomenclature , “Updated nomenclature for membership reaction” , **Am. Thoracic Soc. News**, 3: 5–6 (1977).
71. Loudon, R., Murphy, R.L.H., “State of the art: Lung sounds” , **American Review of Respiratory Disease**, 130: 663-673 (1984).
72. Sovijärvi, A.R.A., Malmberg, L.P., Charbonneau, G., Vanderschoot, J., Dalmasso, F., Sacco C., Rossi M., Earis J.E., “Characteristics of breath sounds and adventitious respiratory sounds” , **Eur. Respir. Rev.**, 10(77): 591–596 (2000).
73. Murphy, R.L.H., “Discontinuous adventitious lung sounds” , **Seminars in Respiratory Medicine**, 6(3): 210-219 (1985).
74. Gavriely, N., Palti, Y., Alroy, G., Grotberg, J.B., “Measurement and theory of wheezing breath sounds” , **J. Appl. Physiol.**, 57(2): 481-92 (1984).
75. Meslier, N., Charbonneau, G., Racineux, J.L., “Wheezes” , **Eur. Respir. J.**, 8(11): 1942–1948 (1995).

76. Seaton, A., Seaton, D., Seaton, L.A.G., “Crofton and Douglas’s respiratory diseases 2 volume set” , **Blackwell Publishing**, Cornwall Great Britain, 358-404, 620-635, 795-820, 878-893, 894-904 (2000).
77. Vannuctini, L., Earis, J.E., Helistö, P., et al., “Capturing and preprocessing of respiratory sounds” , **Eur. Respir. Rev.**, 10(77): 616–620 (2000).
78. Kraman, S.S., Wodicka, G.R., Oh, Y., Pasterkamp, H., “Measurement of respiratory acoustic signals. Effect of microphone air cavity width, shape, and venting” , **Chest**, 108: 1004–1008 (1995).
79. Rossi, M., Sovijärvi, A.R.A., Piirilä, P., Vannuccini, L., Dalmasso, F., Vanderschoot, J., “Environmental and subject conditions and breathing manoeuvres for respiratory sound recordings” , **Eur. Respir. Rev.**, 10(77): 611–615 (2000).
80. Cheetham, B.M.G., Charbonneau, G., Giordano, A., Helisto, P., Vanderschoot, J., “Digitalization of data for respiratory sound recordings” , **Eur. Respir. Rev.**, 10(77): 621–624 (2000).
81. Charbonneau, G., Edemovic, A., Cheetham, B.M.G., Malmberg, L.P., Vanderschoot, J., Sovijarvi, A.R.A., “Basic techniques for respiratory sound analysis” , **Eur. Respir. Rev.**, 10(77): 625-635 (2000).
82. Brigham, E.O., “The Fast Fourier Transform and Applications” , **Prentice Hall**, Englewood Cliffs, NJ, 9-29, 65-73, 90-117, 365-375 (1988).
83. Hudson, D.L., Cohen, M.E., “Neural networks and artificial intelligence for biomedical engineering” , **IEEE Press**, New York, 226-273 (2000).
84. Williams, R., “Neural network learning and application” , **Addison-Wesley**, 78-37 (1989).
85. Anderson, J.A., Rosenfels, E., “Neurocomputing: Foundations of research” , **MIT Press**, Cambridge, 147-185 (1998).
86. Hopfield, J.J., “Neural networks and physical systems with emergent collective computational abilities” , **Proceedings of the National Academy of Sciences of The USA**, 79: 2554-2558 (1982).
87. Rumelhart, D.E., McClelland, J.L., “Parallel distributed processing: Explorations in the microstructure of cognition” , **MIT Press**, Cambridge, 165-187 (1986).
88. Fukunaga, K., “Introduction to statistical pattern recognition 2nd edition” , **Academic Press**, New York, 220-221 (1990).

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : POLAT, Hüseyin
 Uyuğu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri : 24.06.1970 Adana
 Medeni hali : Evli
 Telefon : 0 (312) 212 68 20
 Faks : 0 (312) 212 00 59
 e-mail : polath@gazi.edu.tr

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Yüksek lisans	Gazi Üniversitesi Elektronik-Bilgisayar Eğitimi Bölümü	1998
Lisans	Karadeniz Teknik Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü	1993
Lise	Adana Merkez Endüstri Meslek ve Teknik Lisesi	1988

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
1995-2006	Gazi Üniversitesi	Uzman

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

- Güler, İ., Polat, H., “A Simple Computer-Based Measurement and Analysis System of Pulmonary Auscultation Sounds”, Journal of Medical Systems, 28(6): 665-672, 2004.
- Özdemir, H., Berilgen, M.S., Serhatlıoğlu, S., Polat, H., Ergün, U., Barışçı, N., Hardalaç, F., “Examination of The Effects of Degeneration on Vertebral Artery by

- Using Neural Network in Cases with Cervical Spondylosis”, *Journal of Medical Systems*, 29 (2): 91-101, 2005.
3. Güler, İ., Polat, H., Ergün, U., “Combining Neural Network and Genetic Algorithm for Prediction of Lung Sounds”, *Journal of Medical Systems*, 29(3): 217-231, 2005.
 4. Hardalaç, F., Polat, H., Barişçi, N., Ergün, U., “Web-Based Telemedicine: Remote Auscultation System on the Internet”, *Turkish Journal of Telecommunications*, 1(1): 33-39, 2002.
 5. Elmas, Ç., Polat, H., “NC Bir Takım Tezgahından CNC bir Takım Tezgahına Dönüştürülen Tezgah için Yazılım Uygulaması”, *Politeknik Dergisi*, 2(3): 71-77, 1999.
 6. Gökteş, H.H., Polat, H., “Bilgisayar Ağlarının Ölçeklendirilmesi ve Ağlarda Fiber Optik Teknolojilerin Kullanılması”, *Politeknik Dergisi*, 3(4): 23-29, 2000.
 7. Polat, H., Darılmaz, M., “Elektronik Stetoskopun Akciğer Oskültasyon Yeteneğinin İncelenmesi ve Akciğer Seslerinin Spektral Analizi”, *Politeknik Dergisi*, 6(4): 613-618, 2003.