

KALP SESLERİNİN YAPAY SİNİR AĞLARI İLE  
SINIFLANDIRILMASI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Gür Emre GÜRAKSIN

DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Uçman ERGÜN

BİLGİSAYAR ANABİLİM DALI

ŞUBAT 2009

Bu tez çalışması 07AFMYO01 numaralı proje ile BAP tarafından desteklenmiştir.

**AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

KALP SESLERİNİN YAPAY SİNİR AĞLARI İLE SINIFLANDIRILMASI

Gür Emre GÜRAKSIN

DANIŞMAN  
Yrd. Doç. Dr. Uçman ERGÜN

BİLGİSAYAR ANABİLİM DALI

ŞUBAT 2009

## ONAY SAYFASI

Yrd. Doç. Dr. Uçman ERGÜN danışmanlığında,  
Gür Emre GÜRAKSIN tarafından hazırlanan  
Kalp Seslerinin Yapay Sinir Ağları ile Sınıflandırılması  
başlıklı bu çalışma, lisansüstü eğitim ve öğretim yönetmeliğinin ilgili maddeleri  
uyarınca  
03/02/2009  
tarihinde aşağıdaki jüri tarafından  
Bilgisayar Anabilim Dalında  
yüksek lisans tezi olarak oybirliği ile kabul edilmiştir.

	Ünvanı, Adı, SOYADI	İmza
Başkan	Doç. Dr. Hüseyin BAYRAKÇEKEN	
Üye	Yrd. Doç. Dr. Uçman ERGÜN	
Üye	Yrd. Doç. Dr. Ömer DEPERLİOĞLU	

Afyon Kocatepe Üniversitesi  
Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetin Kurulu'nun  
...../...../..... tarih ve  
..... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

Doç. Dr. Zehra BOZKURT  
Enstitü Müdürü

## İÇİNDEKİLER

<b>ONAY SAYFASI</b>	i
<b>İÇİNDEKİLER</b>	ii
<b>ÖZET</b>	iv
<b>ABSTRACT</b>	v
<b>TEŞEKKÜR</b>	vi
<b>SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ</b>	vii
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b>	ix
<b>RESİMLER DİZİNİ</b>	xi
<b>ÇİZELGELER DİZİNİ</b>	xii
<b>1. GİRİŞ</b>	1
<b>2. MATERYAL ve METOD</b>	5
2.1 Kalp ve Yapısı	5
2.1.1 Kalbin Sol Bölmesi	7
2.1.2 Kalbin Sağ Bölmesi	9
2.1.3 Kalp Sesleri	10
2.1.3.1 Üfürümler	12
2.1.3.2 Mitral Darlık	14
2.1.3.3 Pulmoner Darlık	15
2.1.3.4 Oskültasyon ve Fonokardiyogram	16
2.1.4 Kalp Seslerinin Oskültasyonu Sonucu Tespit Edilebilecek Kalp Rahatsızlıkları	19
2.2 Sinyal İşleme Yöntemleri	23
2.2.1 Fourier Dönüşümü	23
2.2.2 Ayrık Fourier Dönüşümü	24
2.3 Yapay Zekâ	26
2.3.1 Yapay Sinir Ağları	28
2.3.2 Geri Yayılım Algoritması	35
2.3.3 YSA Performansının Değerlendirilmesi	39

2.3.4 YSA'na Uygulanacak Giriş Verilerinin Düzenlenmesi	41
2.3.5 Kalp Seslerinin YSA ile Sınıflandırılması	42
2.4 Mobil Programlama	42
2.5 Sesin Sayısallaştırılması	44
<b>3. BULGULAR</b>	<b>48</b>
3.1 Kalp Seslerinin Sınıflandırılması Sistemi	48
3.2 AFD Kullanılarak Kalp Seslerinin İşlenmesi	50
3.3 AFD Kullanılarak İşlenmiş Kalp Seslerinin YSA ile Sınıflandırılması	56
3.3.1 YSA'nın Eğitilme Süreci	56
3.3.2 Cep Bilgisayarı Üzerinde Kalp Seslerinin YSA ile Sınıflandırılması	58
<b>4. TARTIŞMA ve SONUÇ</b>	<b>65</b>
<b>5. KAYNAKLAR</b>	<b>67</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ</b>	<b>72</b>

## ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

### KALP SESLERİNİN YAPAY SİNİR AĞLARI İLE SINIFLANDIRILMASI

Gür Emre GÜRAKSIN

**Afyon Kocatepe Üniversitesi**  
**Fen Bilimleri Enstitüsü**  
Bilgisayar Anabilim Dalı

**Danışman:** Yrd. Doç. Dr. Uçman ERGÜN

Steteskop ile dinleme hekimlerin normal ve normal dışı seyir gösteren kardiyak sistemleri ayırt etmekte kullandıkları öncelikli bir yöntemdir. Fakat steteskop ile dinleme yönteminin birçok kısıtlaması bulunmaktadır. Hekimin farklı kalp seslerini yorumlayabilmesi duyma becerisine, tecrübe ve hünere bağlıdır. Özellikle yeni mezun ve stajyer hekimlerde tecrübe ve hüner sıkıntısı yaşanabilmekle birlikte ortam şartlarının uygun olmaması ve hasta uyumsuzluğu da teşhiste eksiklikler oluşturabilmektedir. Yaşanabilecek bu sıkıntılardan dolayı steteskop ile dinleme yani oskültasyon kalp anormalliklerinin incelenmesinde yetersiz kalmaktadır. Kalp seslerini kayıt ve incelemede daha hızlı ve etkili teşhise ihtiyaç duyulmaktadır. Bu gereksinim göz önüne alınarak yapılan bu tez çalışmasında kalp seslerini cep bilgisayarında sınıflandırabilen bir sistem tasarlanmıştır. Tasarlanan bu sistem ile klinik ortamda elektronik steteskop kullanılarak kaydedilen sesler kızılötesi teknoloji yardımıyla cep bilgisayarına aktarılabilir. Daha sonra cep bilgisayarına uygun olarak yazılan program vasıtası ile seçilen bir sesin hem ses grafiği hem de ayrık Fourier dönüşümü grafiği görüntülenmekte ve sınıflandırma işlemi yapılmaktadır. Kurulan bu sistem sonucu hastadan alınan kalp sesleri doğrudan cep bilgisayarı üzerinde sınıflandırılabilir. Bu sayede muayene esnasında hekimin teşhisine yardımcı olabilecek sınıflandırma sonucu cep bilgisayarı üzerinden hekime ulaştırılmış olacaktır. Sistem gerçekleştirildikten sonra sınıflandırma sonuçları incelenerek yeterli başarının sağlandığı tespit edilmiştir (%91.6).

2009–86

**Anahtar kelimeler:** Kalp Sesleri, Ayrık Fourier Dönüşümü, Yapay Sinir Ağları

## **ABSTRACT**

Master Thesis

### **CLASSIFICATION OF THE HEART SOUNDS VIA ARTIFICIAL NEURAL NETWORK**

Gür Emre GÜRAKSIN

**Afyon Kocatepe University**  
**Graduate School of Natural and Applied Sciences**  
Department of Computer

**Supervisor:** Asst. Prof. Dr. Uçman ERGÜN

Listening with stethoscope is a preferential method that the doctors use in order to differentiate normal cardiac systems from the abnormal ones that come out. On the other hand, listening with stethoscope has a number of constraints. The interpretation of these various heart sounds depends on doctor's ability of hearing, experience and skill. Especially along with the newly graduate doctors and medical interns who have the constraints of experience and skill, there are other deficiencies in the medical diagnosis, such as inconvenient ambient conditions and patient's disharmony. Because of the problems that can be faced, listening process with stethoscope, that is auscultation, falls behind in the search of the heart abnormalities. Thus, there is a need for faster and more effective diagnose in the record and the analysis of these heart sounds. In this thesis, the study which we took the requirements into consideration, a system has been designed that is able to classify heart sounds in the pocket computer. With the system designed, the sounds that are recorded using the electronic stethoscope in the clinical atmosphere can be transferred to the pocket computers with the help of infrared technology. Next, via a program that is compatible with the pocket computer, both sound graphic and detached Fourier conversion graphic for a chosen sound can be displayed, and the process of classification can be materialized. Thanks to the system formed the heart sounds taken from the patient can be directly classified by the pocket computer. Thanks to this, the classification result that will help the doctor diagnose in the course of examination will be transmitted to doctor through pocket computer. After the system was materialized, the classification results were examined. Finally, it was determined that satisfactory success has been achieved (91.6%).

2009–86

**Keywords:** Heart Sounds, Discrete Fourier Transform, Artificial Neural Network

## TEŞEKKÜR

Çalıőmalarım boyunca ilgi ve bilimsel katkılarıyla beni yönlendiren tez danışmanım Yrd. Doç. Dr. Uçman ERGÜN'e, ayrıca çalıőmalarımda bana destek veren hocalarım Yrd. Doç. Dr. Ömer DEPERLİOĞLU ve Yrd. Doç. Dr. Uğur FİDAN'a teőekkürlerimi sunarım. Ayrıca tez çalıőmalarım süresince bana maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen eőime ve aileme teşekkür ederim.

Gür Emre GÜRAKSIN  
AFYONKARAHİSAR, 2009



## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

### 1. Simgeler

$w$	Bağlantı ağırlıkları
$x$	Giriş işareti
$y$	Fiili çıkış
$f$	Eşik fonksiyonu
$\theta$	Eğim değeri
$t$	Zaman
$\omega$	Açısal Frekans
$f$	Frekans
$X$	Zaman Domenindeki İşaret
$\Omega_k$	Birim Daire Etrafındaki Düzgün Aralıklı N Frekans Noktası
$X_{nor}$	Normalize Edilmiş Giriş Değeri
$X_{max}$	Maksimum Giriş Değeri
$X_{min}$	Minimum Giriş Değeri
$E$	Hata
$\eta$	Öğrenme Oranı
$\delta$	Tek bir çıkış nöronunun hatası
$\alpha$	Momentum Parametresi

### 2. Kısaltmalar

A	Aort Odağı
A-V	Atrio-Ventriküler
AFD	Ayrık Fourier Dönüşümü
API	Application Programming Interface
DN	Doğru Negatif
DP	Doğru Pozitif
EKG	Elektrokardiyografi
GDK	Genelleştirilmiş Delta Kuralı
ICS	İnterkostal Boşluk
M	Mitral Odak
MLP	Multi Layer Perseptron

OKH	Ortalama Karesel Hata
P	Pulmoner Odak
PCG	Fonokardiyogram
PCM	Pulse Code Modulation
RBF	Radial Basis Function Networks
S-A	Sino-Atrial
S1	Birinci Kalp Sesi
S2	İkinci Kalp Sesi
S3	Üçüncü Kalp Sesi
S4	Dördüncü Kalp Sesi
T	Triküspit Odak
YN	Yanlış Negatif
YP	Yanlış Pozitif
YSA	Yapay Sinir Ağları

## ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa No
Şekil 2.1 Kalbin Yapısı	6
Şekil 2.2 Kalbin Elektriksel Uyarı İletimi	7
Şekil 2.3 Diyastol, Karıncık Gevşek Fazı	8
Şekil 2.4 Sistol, Karıncık Büzülmüş Durumda	9
Şekil 2.5 Birinci, İkinci, Üçüncü ve Dördüncü Kalp Sesleri	12
Şekil 2.6 Üfürüm Çeşitleri	13
Şekil 2.7 Mitral Darlık	15
Şekil 2.8 Pulmoner Darlık	16
Şekil 2.9 Stetoskop Çeşitleri	17
Şekil 2.10 Yaygın Olarak Kullanılan Oskültasyon Bölgeleri	18
Şekil 2.11 Normal Bir Kalp Sesi Sinyali	18
Şekil 2.12 S1, S2, S3 ve S4'den Oluşan Bir Çevrim	20
Şekil 2.13 Kalpteki Basınç ve PCG'ın Zamanla Değişimi	21
Şekil 2.14 Bir YSA Diyagramı	31
Şekil 2.15 İleri Beslemeli Giriş, Gizli ve Çıkış Katmanlarından Oluşan YSA Mimarisi	34
Şekil 2.16 Geri Yayılım Algoritması	38
Şekil 2.17 Wav Dosya Formatı	45
Şekil 2.18 Örnek Bir Wav Dosyası	47
Şekil 3.1 Sistem Akış Diyagramı	49
Şekil 3.2 Ses Dosyası Seçim Ara Yüzü	50
Şekil 3.3 Grafik Ara Yüzü	52
Şekil 3.4 Ses ve AFD Grafiği	53
Şekil 3.5 Normal Bir Kalbin Ses ve AFD Grafiklerinin Çizdirildiği Ekran Görüntüsü	53
Şekil 3.6 Mitral Darlık Rahatsızlığı Bulunan Bir Hastanın Kalp Sesi ve AFD Grafiklerinin Çizdirildiği Ekran Görüntüsü	54
Şekil 3.7 Pulmoner Darlık Rahatsızlığı Bulunan Bir Hastanın Kalp Sesi ve AFD Grafiklerinin Çizdirildiği Ekran Görüntüsü	55
Şekil 3.8 Mitral Darlık Rahatsızlığı Bulunan Bir Hastanın Teşhis Ekranı	59

Şekil 3.9	Normal Bir Kalp Sesinin Teşhis Ekranı	60
Şekil 3.10	“Dosya” Menüsü	61
Şekil 3.11	Pulmoner Darlık Rahatsızlığı Bulunan Bir Hastanın Teşhis Ekranı	62

## RESİMLER DİZİNİ

		Sayfa No
Resim 3.1	HP iPAQ hx2000 cep bilgisayarı üzerinde Pulmoner Darlık Kalp Rahatsızlığı Bulunan Bir Hastanın Teşhis Ekranı	63
Resim 3.2	HP iPAQ hx2000 cep bilgisayarı üzerinde Mitral Darlık Kalp Rahatsızlığı Bulunan Bir Hastanın Teşhis Ekranı	64

## ÇİZELGELER DİZİNİ

	Sayfa No
Çizelge 2.1 Sınıflama Tablosu	40
Çizelge 2.2 Sınıflama Tablosu Kullanılarak Elde Edilen Parametreler	40
Çizelge 3.1 Öğrenme ve Test Gruplarının Dağılımı	56
Çizelge 3.2 Test Verilerinin YSA'na Uygulanması Sonucu Elde Edilen Sınıflama Tablosu	57
Çizelge 3.3 Test Verilerinin Uygulanması Sonucu Elde Edilen YSA Performans Sonucu	58

## 1. GİRİŞ

Kalp insan için iki hayati merkezden birisidir. Bu yüzden kalple ilgili çıkabilecek bir rahatsızlığın önemi çok büyüktür. 1985'den beri kalp rahatsızlıklarından kaynaklanan ölüm oranı dünyada beyin damarı tıkanıklığından sonra ikinci sırada yer almaktadır (Jiang and Choi 2006). İnsan için bu kadar öneme sahip bir organ olan kalp iki döngüden oluşmaktadır. Mitral ve triküspit kapakların kapandığı anda karıncıkların kasılması diğer bir adıyla sistol ile başlar ve diyastol ile biter. Kalbin ilk döngüsü olan sistol safhası sürekli olarak kaydedilmiş ve sayısallaştırılmış steteskop sinyalleri ile doğrudan elde edilebilir (Barschdorff et al. 1991). Steteskop ile dinleme hekimlerin normal ve normal dışı seyir gösteren kardiyak sistemleri ayırt etmekte kullandıkları öncelikli bir yöntemdir (Sinha et al. 2007). Dinlenen kalp sesleri kalbe giren ve çıkan kanın akışıyla ve bu akışa bağlı olarak oluşan kalp kapakçıklarının hareketleri ile oluşmaktadır. Bu kan akışı ile oluşan sesler steteskop aracılığıyla hekimler tarafından dinlenmektedir. Dinlenen sesler yorumlanarak hastanın kalple ilgili herhangi bir rahatsızlığı olup olmadığı saptanmaktadır. Fakat steteskop ile dinleme yönteminin birçok kısıtlaması bulunmaktadır. Steteskop ile dinleme, hekimin farklı kalp seslerini yorumlayabilmesine, duyma becerisine, tecrübe ve hünerine bağlıdır (Kandaswamy et al. 2003). Gerekli olan bu tecrübe ve hüner uzun yıllar boyunca yapılan muayeneler sonucunda kazanılmaktadır. Bir kardiyoloji uzmanı steteskop ile dinleme ve kardiyak rahatsızlıkları teşhis edebilmek için iyi bir eğitim almış olsa bile kliniksel tecrübe gereksinimine ihtiyaç duymaktadır. Özellikle yeni mezun ve stajyer hekimlerde tecrübe ve hüner sıkıntısı yaşanabilmekle birlikte ortam şartlarının uygun olmaması ve hasta uyumsuzluğu da teşhiste eksiklikler oluşturabilmektedir. Yaşanabilecek bu sıkıntılardan dolayı steteskop ile dinleme yani oskültasyon kalp anormalliklerinin incelenmesinde yetersiz kalmaktadır. Bu nedenle kalp seslerini kayıt ve incelemede daha hızlı ve etkili teşhise ihtiyaç duyulmaktadır.

Steteskop ile dinleme tekniğinin yetersiz kalmasından dolayı hekimler steteskobun yanında elektrokardiyografi (EKG) verilerini de kullanmaktadır. Teknolojinin gelişmesiyle birlikte ortaya çıkan EKG yöntemi kalp hastalıklarının teşhisinde doktora yardımcı olan bir yöntemdir. Cilde yapıştırılan elektrotlar aracılığı ile grafik olarak

kalbin elektriksel aktivitesini kaydeden dalga formudur. EKG basit, ucuz ve her yerde yapılabilen bir tetkik metodu olup hekimler tarafından sıkça kullanılmaktadır. Kalpteki hasarı tespit etmek için kullanılan EKG kayıtları ve analizleri nispeten iyi bir yöntemdir. Fakat kalbin çok iyi çalışmasına rağmen fazla belli olmayan kalp kusurlarında EKG kayıtlarının incelenmesiyle teşhis edilmesi çok güçtür. Bu EKG kayıtlarında herhangi bir değişiklik gözlemlenmez. Ancak bu durumun kalp tarafından üretilen seslerde değişikliğe neden olduğu yaklaşık olarak tespit edilmiştir (Sinha et al. 2007). Bazı kalp anormalliklerinin EKG ile tespit edilememesi nedeniyle steteskop ile kalp seslerinin dinlenilmesi daha da önem kazanmaktadır.

Yapılan literatür çalışmasında özellikle 1995 yılından günümüze kadar geçen süre içinde kalp sesleri üzerine yapılan çalışmalarda artış olduğu görülmüştür. Bu çalışmalardan birinde Haghghi-Modd ve Torry kalp seslerinin otomatik olarak ayrıştırılması için bir algoritma sunmuşlardır. Dört dinleme bölgesinden eşzamanlı olarak aldıkları kalp seslerini EKG sinyalleriyle birlikte kaydedip elde ettikleri sesleri sayısallaştırmış ve örneklemişlerdir (Haghghi-Modd and Torry 1995). Bir başka çalışmada ise Semra Kemaloğlu ve Sadık Kara kalp seslerinin EKG işaretleri ile birlikte eşzamanlı olarak alınması amacıyla bir enstrümantasyon sistemi tasarlamışlardır. Tasarlanan bu sistem sayesinde kalp kapağı fonksiyonsuzluğu olan hastalardan kalbe ait ses ve EKG bilgilerinin alınarak bilgisayara aktarılması ve görüntülenmesi sağlanmıştır (Kemaloğlu ve Kara 2002). Chien ve Tai ise PDA ve bluetooth teknolojilerini kullanan, kablosuz fiziksel sinyal ölçüm sistemi oluşturmak için uygulanabilir bir metot incelemişlerdir. Yaptıkları çalışmada elektrokardiyogram, fonokardiyogram (PCG) ve vücut ısıları üzerine bazı testleri tamamlamışlardır (Chien and Tai 2005). Segaier ve arkadaşları, Birinci kalp sesi (S1) ve ikinci kalp sesinin (S2) tespit edilebilmesi ve sistolik üfürümlerin karakteristik özelliklerinin çıkarılması için dijital bir algoritma geliştirmişlerdir. Pediatri bölümü hastaları üzerinde yapılan bu çalışmada hastalardan alınan ses sinyallerinin analizlerinin yürütülmesi için kısa zamanlı Fourier dönüşümü kullanılmıştır (El-Sagaier et al. 2005). Kumar ve arkadaşları EKG sinyalleri göz önüne alınmadan S1 ve S2 ses bileşenlerinin tespit edilmesi amacıyla yeni bir metot geliştirmişlerdir (Kumar et al. 2006). Diğer bir çalışmada Jiang ve Choi kardiyak düzensizlikleri algılayan ve elektronik steteskop yardımıyla görüntüleyen yeni bir



kardiyak ses analiz metodu tanımlamışlardır. Bu çalışmalarında kalp seslerini bilgisayar yardımıyla kolayca ele alabilmek için kardiyak seslerden karakteristik dalga formlarını çıkarmak amacıyla tek serbestlik dereceli sistemler üzerine analitiksel bir model sunmuşlardır (Jiang and Choi 2006). Debbal ve Breksi-Reguig, S1 ve S2 kalp seslerinin zaman-frekans analizlerini yaparak, kalp seslerine Wigner dağılımı ve dalgacık dönüşümü teknikleri uygulamışlardır. Aynı zamanda, hızlı Fourier dönüşümü ve kısa zamanlı Fourier dönüşümü ile karşılaştırma yapmış ve en uygun olan metodun dalgacık dönüşümü olduğunu tespit etmişlerdir (Debbal and Breksi-Reguing 2007).

Kalp seslerinin yapay sinir ağları teknikleri kullanılarak sınıflandırılması üzerine de geçmişte birçok çalışma yapılmıştır. Örneğin Leung ve arkadaşları yaptıkları çalışmada dijital olarak kaydedilmiş patolojik ve patolojik olmayan PCG'ları zaman frekans metoduyla tanımlayarak olasılıklı yapay sinir ağları metodu ile sınıflandırmışlardır. Sonuç olarak patolojik sistolik üfürümleri çıkarmada %97,3 duyarlılık ve %94,4 belirlilik elde etmişlerdir (Leung et al. 2000). Folland ve arkadaşları, oskültasyon anında, kalp seslerindeki anormalliklerin analiz edilmesi için kalp seslerine hızlı Fourier dönüşümü ve Levinson-Durbin algoritmaları uygulamış ve anormal seslerin sınıflandırılması için verileri MLP (Multi Layer Perseptron) ve RBF (Radial Basis Function Networks) yapay sinir ağlarına uygulamışlardır. Sonuç olarak, MLP ve RBF sinir ağlarının, seslerin sınıflandırılmasında yakaladıkları hassasiyet dereceleri sırasıyla %84 ve %88 olarak çıkmıştır (Folland et al. 2002). Kalp seslerinin sinir ağlarına uygulanması konusunda yapılan başka bir çalışmada ise, Tranulis ve arkadaşları, S2 kalp sesi zaman-frekans analizlerini referans almış, pulmoner atardamar basıncı hakkında sinir ağları uygulanarak bir yorum geliştirilebilmesi için durağan olmayan yeni bir metot geliştirmişlerdir (Tranulis et al. 2002). Başka bir çalışmada ise Reed ve arkadaşları, seslerin analiz edilmeleri ve sınıflandırılmaları için prototip bir sistem geliştirmişlerdir. Sesin dalgacık dönüşümünü temel almış ve sinir ağı temelli bir sınıflayıcı kullanarak farklı kalp seslerini sınıflandırmışlardır (T. Reed et al. 2004). Kumar ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada farklı sayısal analiz metotlarını kullanarak S1 ve S2 kalp seslerinin ayrıştırılması ve sınıflandırılmasının, EKG sinyalleri referans alınmadan yapılabilmesi için yeni bir algoritma geliştirmişlerdir. Ses sinyallerinin sınıflandırılmasında sinir ağlarını kullanmışlardır (Kumar et al. 2006). Sinha ve

arkadaşları deneyimli kardiyolojistlerin yardımıyla sağlıklı insanlardan aldıkları kalp sesleri ve mitral kapak yetmezliği olan hastalardan aldıkları kalp sesi sinyallerini dalgacık dönüşümü tekniğiyle analiz etmişler ve yapay sinir ağları uygulayarak sınıflandırmışlardır (Sinha et al. 2007). Ari ve Saha yaptıkları çalışmada kalp sesi sinyallerini otomatik olarak sınıflandırmak için en uygun kullanılabilir yapay sinir ağı yapısı üzerine bir çalışma yapmışlardır (Ari and Saha 2008).

Normal ve normal dışı seyir gösteren kalpleri birbirinden ayırt edebilen bir sistem hekimler açısından yararlı ve kullanışlı olabilir. Ayrıca geliştirilebilecek bu sistemler doğru, kullanışı kolay ve maliyeti düşük olabilecek sistemlerdir (Sinha et al. 2007). Eğer kalp sesleri bilgisayar yazılımlarının desteğiyle tanınır veya teşhis edilebilirse, yukarıda sıraladığımız problemler de büyük ölçüde çözülmüş olacaktır (Jiang and Choi 2006).

Bu çalışmada işaret işleme teknikleri sonucu elde edilen parametreler birçok tıbbi işaretin sınıflandırılmasında başarı göstermiş olan yapay sinir ağları yöntemi kullanılarak sınıflandırılmıştır. Hastadan alınan kalp sesinin yapay sinir ağları ile sınıflandırılması özellikle tecrübesiz doktorların daha hızlı ve doğru teşhis yapabilmelerini sağlayacaktır. Ayrıca doktorların kardiyak muayenelerinde insan algılamalarından ortaya çıkabilecek hataların bilgisayar ortamında yapılacak çalışmalarla en aza indirilmesi mümkün olacaktır.

## 2. MATERYAL ve METOD

### 2.1 Kalp ve Yapısı

Yaklaşık 1000 yıldan fazla süredir tüm Avrupa’da hâkim olan “kalp vücut ısısının kaynağıdır” anlayışı William Harvey’in kalbin kaslardan oluşan bir pompa olduğunu ispatlamasıyla yıkılmış oldu. Bu buluş 18. ve 19. yüzyıl anatomi patolojistlerinin pompa fonksiyonlarındaki anormallikleri anlamalarını mümkün kıldı. Bu tarihten günümüze kadar geçen sürede kalbin yapısı ve işleyişi üzerine yapılan çalışmalar sayesinde kalbin elektriksel aktivitesini düzenleyen ve mekanik etkinliğini büyüten ayrıntılı moleküler mimari ortaya çıkmış oldu (Katz 2005).

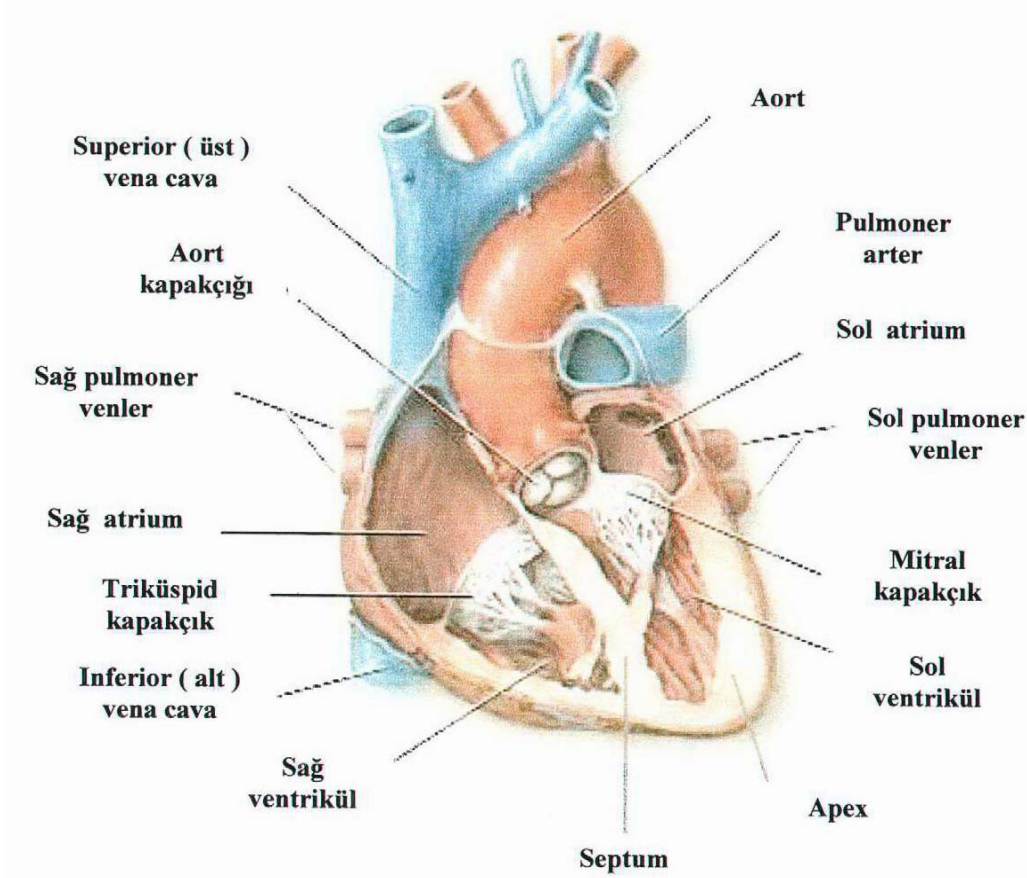
Kalp kanı tüm vücuttaki kan damarlarına pompalamaya yarayan içi boş bir kastır (Sharif et al. 2000). Kalbin en önemli ve birincil görevi dolaşım sistemine kanı bir pompa gibi pompalayarak sevk etmesidir (Ahlström 2006).

Kalp sağ ve sol kalp olmak üzere iki kısımdan oluşmaktadır. Sağ kalp, kanı akciğerlere pompalayan kısımdır. Bu dolaşıma pulmoner dolaşım denir. Sol kalp ise tüm organlara ve vücuda oksijen ve gıda sağlayan kısımdır (Sharif et al. 2000). Ayrıca şekil 2.1’de görüldüğü gibi kalpte sağ ve sol kulakçık (atrium) ve karıncık (ventrikül) olarak bilinen dört odacık bulunmaktadır. Bu iki kulakçık kalbe giren kanın depolandığı bölümlerdir. Karıncıklar ise bir pompa gibi kanı tüm vücuda iletmektedir. Kalbin büzüldüğü anda kan, kapakçığa doğru baskı yaparak kulakçıktan karıncığa doğru geçiş yapar.

Kalp döngüsü iki safhadan oluşur. Mitral ve triküspit kapakların kapandığı anda karıncıkların kasılması ya da sistolle başlar ve diyastol ile sona erer. Kalbin ilk döngüsü olan sistol safhası sürekli olarak kaydedilmiş ve sayısallaştırılmış steteskop sinyalleri ile doğrudan elde edilebilir (Barschdorff et al. 1991).

Kalbin kasılması kendi iç sinir sistemi tarafından gerçekleştirilir. İnsan vücudunda düz kaslar ve çizgili kaslar olmak üzere iki çeşit kas bulunmaktadır. Düz kaslar istem dışı

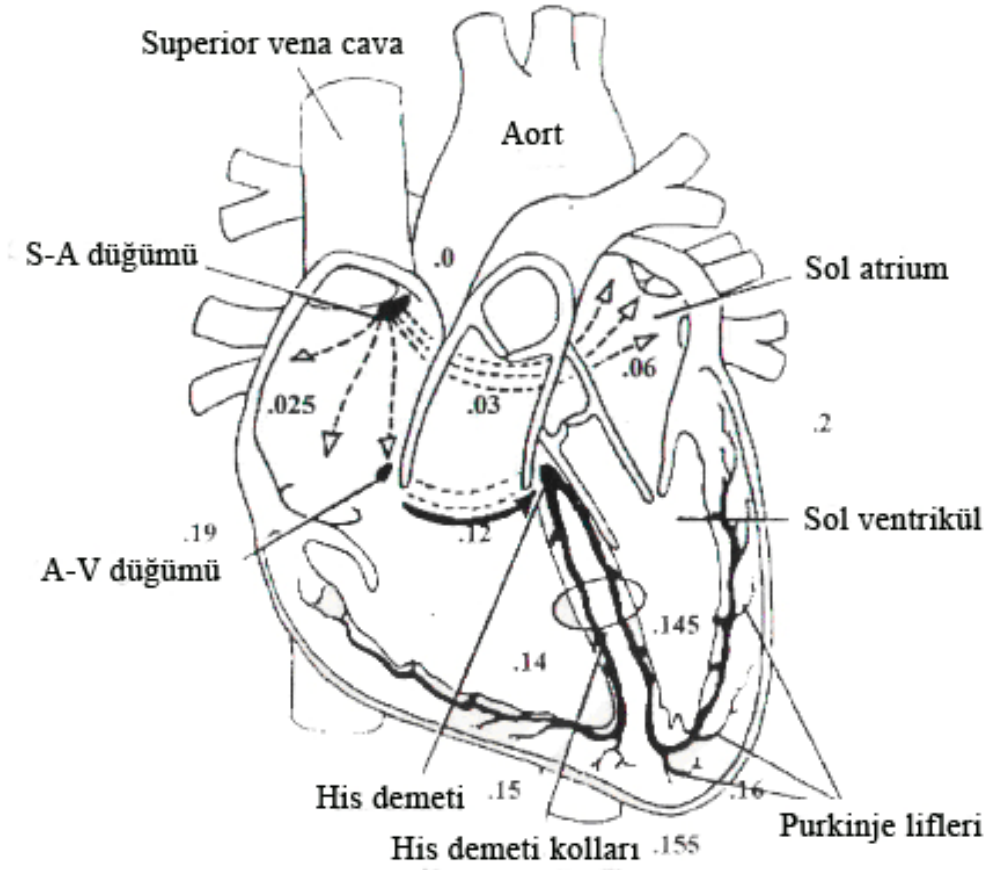
çalışırken çizgili kaslar isteğimiz doğrultusunda çalışmaktadır. Kalp kasları çizgili (miyokart) kaslardan oluşmuş olmasına rağmen kalp hareketleri isteğimiz dışında gerçekleşir.



Şekil 2.1 Kalbin Yapısı (Say 2002)

Elektriksel iletim, sağ kulakçığın arka duvarında yer alan Sino-Atrial (S-A) düğümü tarafından gerçekleştirilir. Oluşturulan potansiyelin frekansı ve genliği S-A düğümünün kendisi tarafından veya içinde bulunan fizyolojik duruma göre merkezi sinir sisteminde yer alan soğan iliği tarafından da düzenlenir. S-A düğümü tarafından oluşturulan potansiyelin, kalp içindeki iletimi ise Atrio-Ventriküler (A-V), his demeti, demet kolları ve Purkinje lifleri aracılığıyla gerçekleşir. Kanın kalp içerisinde kulakçıklardan karıncıklara geçişi sırasında karıncıkların dolması için gerekli zaman, iletimin bir süre geciktirilmesi ile sağlanır. Bu gecikmeyi A-V düğümü gerçekleştirir. Karıncıkların uyarılması Purkinje lifleri aracılığıyla gerçekleşir. İletim sisteminin görünüşü ve iletim

süreleri şekil 2.2’de gösterilmiştir. İletimin, sadece iletim sistemi üzerinden gerçekleşmesini sağlayan septum bölgesi, yağlı bir dokuya sahip olup elektriksel izolasyonu sağlar. Böylece kalbin çalışması belirli bir düzen içerisinde gerçekleşmiş olur (Say 2002).



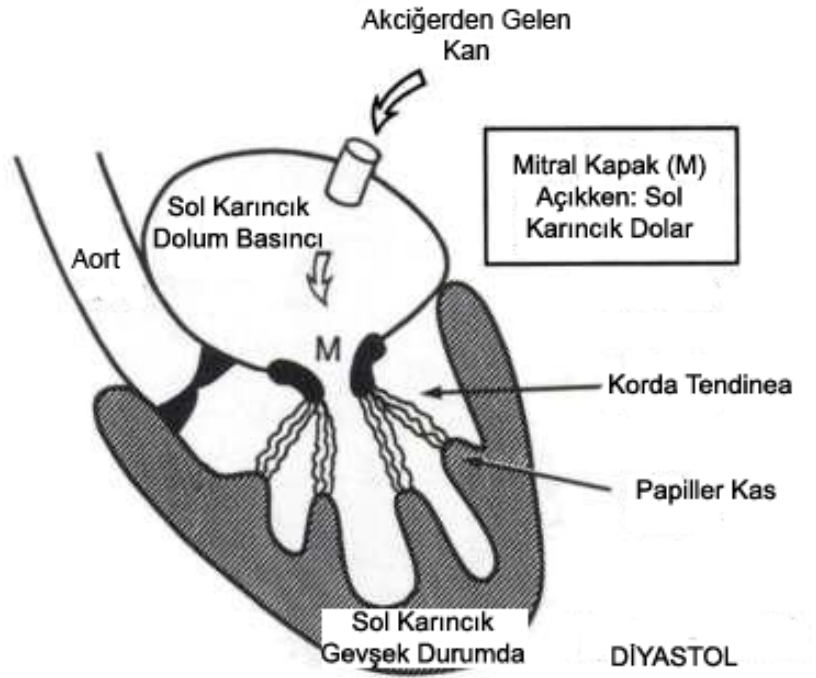
Şekil 2.2 Kalbin Elektriksel Uyarı İletimi (Say 2002)

### 2.1.1 Kalbin Sol Bölmesi

Akciğerlerde bulunan kirli kan kalbin sağ tarafından alınıp oksijenlenir ve akciğerlerden sürekli kanı alan ince duvarlı kas yapısından oluşmuş boşluk olan kalbin sol kulakçığına akar. Kan sol kulakçıktan daha kalın olan sol karıncığa geçer. Sol karıncık için bu yolla dolum, sol kulakçık ve sol karıncık arasında yerleşmiş mitral yada biküspit olarak

adlandırılan kapağın açılmasıyla sağlanır. Bu sadece şekil 2.3’de görüldüğü gibi sol karıncıktaki basınç çok düşük olduğu zaman diyastol olarak adlandırılan relaksasyon (gevşeme) döneminde gerçekleşir.

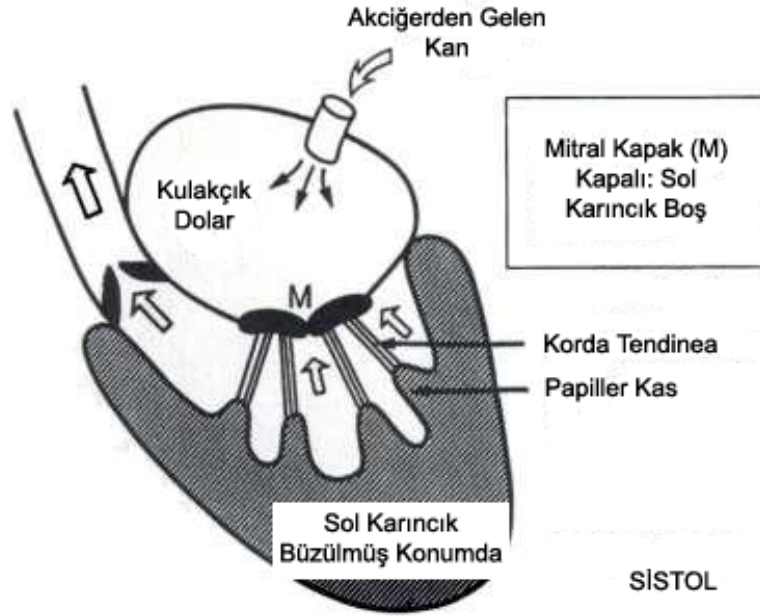
Şekil 2.3’de sol kulakçık ve karıncık arasında kan akışına izin veren mitral kapağın diyastoldeki rolü gösterilmektedir.



Şekil 2.3 Diyastol, Karıncık Gevşek Fazı (Opie 2004)

Sol karıncık kasılması yada sistol sırasında artan basınç mitral kapak yapraklarına güç uygulayarak kapatır. Böylece sol karıncıktaki kanın kulakçığa kaçması engellenir. Sistol sırasında papiller kaslarda korda tendineayı kasarak gerilmesini sağlar. Böylece mitral kapak uygun şekilde kapanır ve kulakçık boşluğuna yönelmez. Sol karıncık kasılması sadece mitral kapağı aniden kapatmayıp kısa süre sonra aort tabanına yerleşmiş olan aort kapağının da açılmasını sağlar ve böylece kan vücudun bölümlerine dağılmak için dolaşıma katıldığı aorta geçer.

Şekil 2.4’de mitral kapağın sistoldeki rolü gösterilmektedir. Sol karıncık kasılması ile sol karıncık içindeki basınç artar ve sol kulakçıktaki basıncın üstüne çıkmasıyla mitral kapak kapanır. Mitral kapağın sol kulakçığa itilmesini engelleyen korda tendinea gerilir. Kapanan mitral kapak ve artmış sol karıncık basıncı kanı dolaşıma katılmak üzere aorta ilerletir (Opie 2004).



Şekil 2.4 Sistol, Karıncık Büzülmüş Durumda (Opie 2004)

### 2.1.2 Kalbin Sağ Bölmesi

Kanın sol karıncıktan sistolik ejeksiyonu (fırlatma), kanın aort dallarına iletilmesi için yeterli gücü sağlar. Son olarak kan kapiller damar olarak adlandırılan küçük damarlara iletilir. Oksijensiz kan bu kapiller damarlara alınarak venöz sistem aracılığıyla kalbin sağ kulakçığına taşınır. Sağ kulakçık sol gibi ince kas yapısından oluşmuş duvarla çevrili boşluk olup dolaşımın büyük toplardamarlarından gelen kirli kanı alır. Sağ kulakçığa geçen vena cava superior ve inferior olmak üzere başlıca iki toplardamar vardır ve sırasıyla üst ve alt uzuvlardan gelen kanı taşır. Bununla birlikte sağ kulakçık kalp kasının kendi kanlanması sağlayan koroner sinüsten de kan alan başlıca

damardır. Sağ kulakçığa dolan kan, sağ karıncık diyastolde kanla dolarken açılan triküspit kapağa doğru ilerleyerek sağ karıncığa geçer. Sağ karıncık kasıldığı zaman triküspit kapak kapanır (burada mitral kapak açılıp kapanması ve sol karıncık gevşeme ve kasılması arasındaki ilişkiyle benzerliği görüyoruz). Kanı sol karıncık gibi tüm vücuda değil sadece akciğerlere gönderdiği için sağ karıncık duvarının daha ince olması dışında kasılma ilkeleri sol karıncıkla aynıdır. Sonuç olarak sağ karıncık soldan daha az basınç üretir. Sağ karıncığın kasılması kirli kanın akciğer damar ağacına geçmesini sağlar. Bu kan akciğer küçük damarlarında oksijenlenir, sol kulakçığa döner ve böylelikle kanın dolaşımı tamamlanmış olur (Opie 2004).

### **2.1.3 Kalp Sesleri**

Kalp içerisindeki kanın hacmi, basıncı ve akışı arasındaki ilişki, kalp kapakçıklarının açılıp kapanmasını belirler. Normal kalp sesi kapakçıkların kapanması sırasında meydana gelir. Ayrıca kanın kalp içerisinde ve damarlarda akması ile oluşan seslerde kalp seslerinin bileşenleridir. Fakat gerçekte nasıl oluştukları halen tartışma konusudur (Ahlström 2006). Valvüler teori, kalp seslerinin kalp kapakçıklarının hemen yanında bulunan bir noktadan çıktığını belirtmektedir. Fakat bu varsayım muhtemelen fazla basitleştirilmiştir. Kardiyohemik teoride ise kalp ve kan bir bütün halinde titreyen, birbirine bağlı bir sistemi temsil etmektedir (Smith and Craige 1988). Bu teorilerin her ikisinde fizyolojik betimlemenin tek boyutlu bir kavramsal akışa dayandığı bir dönemde ortaya atılmıştır. Son zamanlarda yapılan araştırmalar kalpteki üç boyutlu akış modelini hayalimizde canlandırmaya imkân sağlayacak (Wigstrom et al. 1999) ve bu yeni bilgiler kalp seslerinin öncelikli mekanizmasına olan bakışımızı aydınlatacaktır (Ahlström 2006).

Kalp yapısındaki anormallikler çoğunlukla kalbin oluşturduğu seslere yansımaktadır (Leung et al. 2000). Kalp seslerinin ve üfürümlerin oluşumu genel olarak miyokardiyal duvarların hareketlerinden, kapakların açılma ve kapanmasından, odacıkların dışına ve içine kanın akması ile üretilir (Kemaloğlu ve Kara 2002).



Sinüs düğümünün kendi kendini uyarması ve uyarının kulakçıklarda yayılması esnasında sol kulakçık basıncı, sol karıncık basıncından fazladır. Daha sonra bu uyarı bütün karıncıklara yayılmaya başlar. Bu an karıncığın depolarizasyona başladığı andır. Karıncıkta yayılan uyarı karıncık kaslarını uyarır ve karıncığın kasılmasını sağlar, sol karıncıktaki basınç yükselmeye başlar ve sol kulakçık basıncına ulaşınca kulakçık-karıncık kapakçıkları (mitral ve triküspid) kapanır. Bu anda S1 ortaya çıkar. Normalde mitral kapak triküspit kapaktan önce kapanır. Bundan dolayı S1'in mitral ve triküspit olmak üzere iki elemanı vardır. Frekans bandı 20–45 Hz ve süresi ise 50–100 ms kadardır.

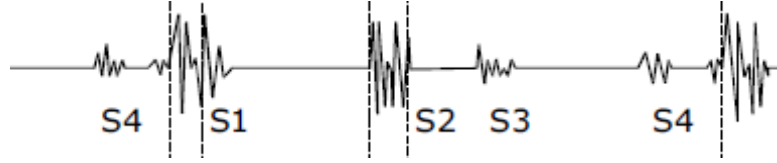
Karıncık basıncı artmaya devam ederek aort basıncının üstüne çıktığı anda aort kapakçığı ve hemen ardından pulmoner kapakçık açılır ve kanın karıncıklardan atılması başlar. Karıncık kaslarının büzülmeyle aort basıncı sol karıncık basıncını takip eder. Karıncık kasları gevşerken karıncık basıncı da düşmeye başlar. Karıncık iç basıncı aort basıncının altına indiği anda aort kapakçığı kapanır. Bunu pulmoner kapakçığın kapanması izler. Bu iki kapakçığın arka arkaya kapanmaları S2'ni oluşturur. Bu sesin frekans bandı 50–70 Hz ve süresi 25–50 ms dir.

Karıncık iç basıncı kulakçık iç basıncının altına indiği anda mitral ve triküspit kapaklar açılır ve karıncıklar kanla dolmaya başlar. Karıncıklara kanın hızla dolması anında, karıncık kaslarının titreşimleri üçüncü kalp sesini (S3) oluşturur. Gençlerde normal olarak duyulabilir ancak yaşlılarda miyokard fonksiyon bozukluğunun göstergesidir. Bu ses, aort kapanma sesinden yaklaşık olarak 150 ms sonra ortaya çıkar.

Karıncıkların doluşunun son kısımlarında, kulakçıkların depolarizasyonu ile yeniden hızlanan kan akımı gene karıncık duvarlarını titreştirerek bazı patolojik durumlarda dördüncü kalp sesini (S4) oluşturur. S4 normalde yetişkinlerde duyulmaz ama çocuklarda bazen duyulabilir.

Şekil 2.5'de de görülen bu 4 ses basit kalp sesleri olarak bilinir. Bunların haricinde bazı kalp rahatsızlıklarında üfürüm şeklinde sesler oluşmaktadır. Murmur da denebilen bu

üfürüm şeklindeki sesler 100–600 Hz frekans bandında ve genellikle basit kalp seslerine göre daha uzun sürelidir (Kemaloğlu ve Kara 2002).



**Şekil 2.5** Birinci, İkinci, Üçüncü ve Dördüncü Kalp Sesleri (Ahlström 2006)

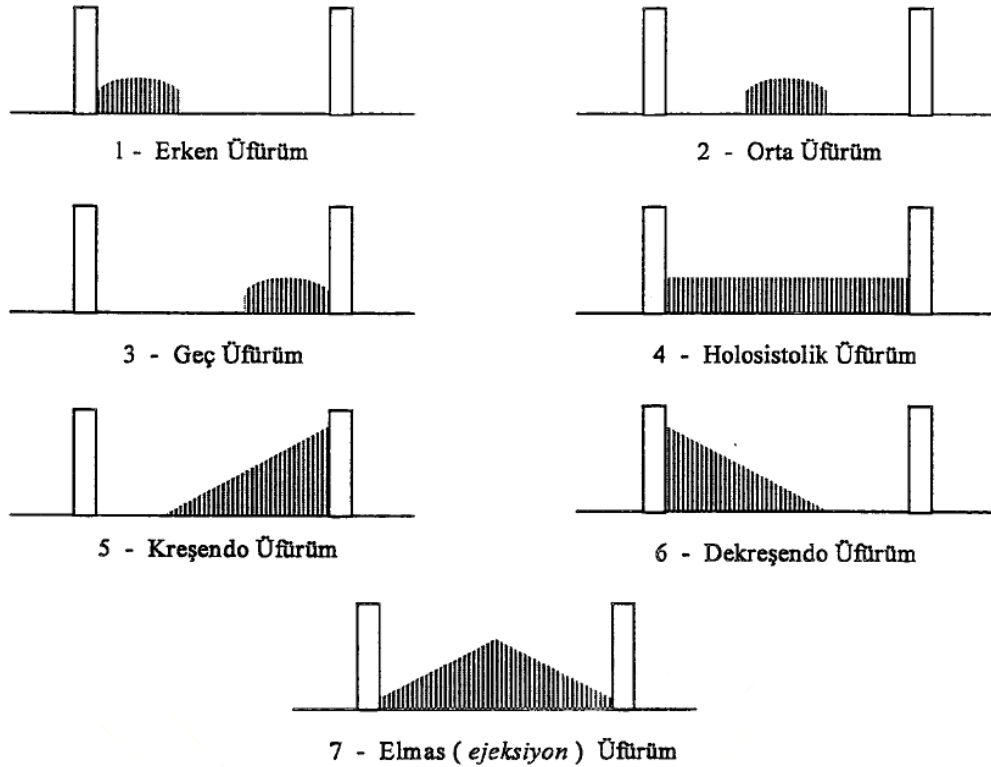
### 2.1.3.1 Üfürümler

Kanın kardiyovasküler sistemde gürültülü bir şekilde geçişinden kaynaklanan ve üfürüm olarak adlandırılan ses anormal seslerin önemli bir örneğidir. Üfürümün zamanlaması ve yükseklik seviyesi kalbin durumu hakkında kayda değer bir öneme sahiptir. Örneğin diyastol esnasında bir üfürüm kalp kapakçığının hatalı işleyişini işaret eder. Fakat sistol esnasındaki üfürümler, üfürümün akustik karakterine bağlı olarak sağlıklı veya patolojik bir kalple ilişkili olabilir (Ölmez ve Dokur 2003).

Üfürümler, daralan veya sızdıran kapakçıkların veya kalpteki normal olmayan geçitlerin varlığı sonucunda, düzensiz kan akışıyla oluşmaktadır. Bir başka deyişle, kalp üfürümleri, kan akışı ivmesinin Reynolds sayısı üzerine çıktığı an oluşmaktadır. Sonuçta oluşan kan akışı kardiyak ve göğüse ait dokulardan göğüsün yüzeyine kadar iletilen, durağan olmayan düzensiz titreşimlere neden olur. Üfürümlerin oluşumunu kapsayan beş ana faktör vardır:

- Kapakçıklara doğru yüksek oranlı akış.
- Daralmış kapakçığa doğru akış (stenosis).
- Yetersiz bir kapakçıkta geriye doğru akış (regurgitation veya insufisient).
- Sol ve sağ kalp arasında normal dışı yön değiştirme (septal defect).
- Türbülans artışına neden olan azalmış vizkozite.

Kalp üfürümleri şiddetine göre 1 ile 6 arasında derecelendirilir. 6. derece üfürüm oldukça gürültülü olur ve el ile dokunulduğu zaman elin altında titreşimi hissedilirken 1. derece üfürüm çok zayıftır ve özel bir gayretle duyulur. 6. derece üfürüm göğüs üstüne stetoskobun hafifçe yerleştirilmesi ile de duyulabilir. Sistolik üfürüm, artıp azalan karakterde olduğu zaman, ayrıca S2'nin başı ve her iki bileşeninden önce bitiyorsa ejeksiyon üfürümü olarak sayılır (S2'nin, aort kapağı ve pulmoner kapaktan oluşan iki bileşeni vardır). Atriyoventriküler kapaktan geriye akışa bağlı oluşan üfürümler sistol boyunca şiddetlenir ve S2'nin her iki bileşenini geçer. Eğer regurjitan (geriye kaçan) sistolik üfürüm S1 ile başlarsa holosistolik üfürüm, sistol ortasında veya sonunda başlarsa geç sistolik regurjitan üfürüm denir. Üfürümlerin yanında sistolde ejeksiyon (kanın büyük damarlara atılması) klikleri de duyulabilir. Bunlara pulmoner ve aortik kapaklardaki anormallikler neden olur. Farklı üfürümler, kırılma, vurma, düşme şeklinde çıkan sesler de diyastolde duyulabilir (Ahlström 2006). Şekil 2.6'da üfürüm çeşitleri verilmiştir.



Şekil 2.6 Üfürüm Çeşitleri (Say 2002)

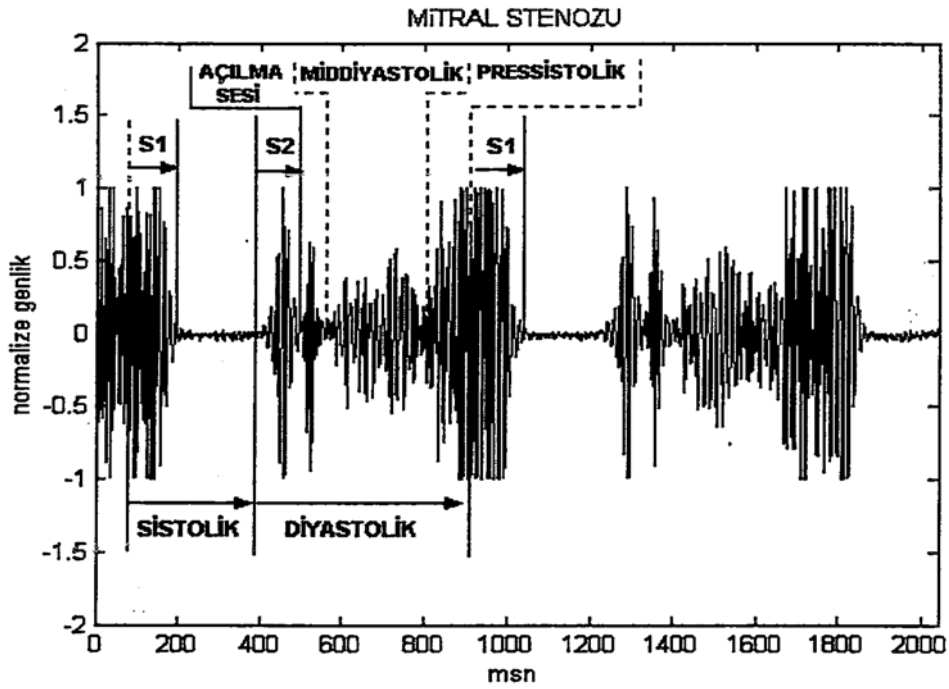
Üfürümler bir periyot içerisinde sistol veya diyastol evrelerinde erken (şekil 2.16-1), orta (şekil 2.16-2), geç (şekil 2.16-3) yada holosistolik (şekil 2.16-4) olarak bulunabilirler. Üfürümün genliğindeki değişim giderek artan bir şekle sahip ise kreşendo (şekil 2.16-5), zayıflayan bir şekilde ise dekreşendo (şekil 2.16-6), önce artan sonrada azalan şekilde ise elmas (ejeksiyon) (şekil 2.16-7) üfürümü olarak adlandırılır (Say 2002).

Farklı kalp seslerinin eşlik ettiği birçok kalp hastalığı olmakla birlikte bu tezin alanındaki ilk çalışmalardan olması nedeniyle sadece iki farklı kalp hastalığı sonucu oluşan kalp seslerinin üzerinde durulmuştur.

### **2.1.3.2 Mitral Darlık (Mitral Stenozu)**

Sol kulakçığındaki kanın sol karıncığa geçmesini sağlayan ve geri dönmesini önleyen mitral kapakçığın açıklığının azalması sonucunda oluşur. Diyastolde açılma sesine ek olarak şekil 2.7'de gösterildiği gibi middiyastolik ve presistolik olmak üzere iki çeşit üfürüm bulunmaktadır. Mitral darlık, mitral odak noktasından dinlenebilmektedir (Say 2002).

Mitral kapak geniş hacimde kanın sol kulakçıktan sol karıncığa geçmesine izin veren karmaşık bir yapıdır. Yetişkinde normal mitral kapak kesitsel alanı 4 ve 6 cm<sup>2</sup> aralığında olup mitral kapaktan geçerken oluşan basınç derecesi kapak alanı 2,5cm<sup>2</sup> altına inince gelişir. Bu basınç artışı sol kulakçığa ve sırasıyla pulmoner damarlara ve kabin sağ tarafına yansır. Birçok doğuştan ve kazanılmış durumlar sol karıncık dolum bozukluğuyla sonuçlanır ve mitral darlıkla karışabilir. Yetişkinlerde mitral darlığın başlıca nedeni romatizmal kapak hastalığı olup bunlarında üçte ikisini bayanlar oluşturur. Mitral kapak darlığının diğer nedenleri nadir görülmektedir (Crawford 2002).

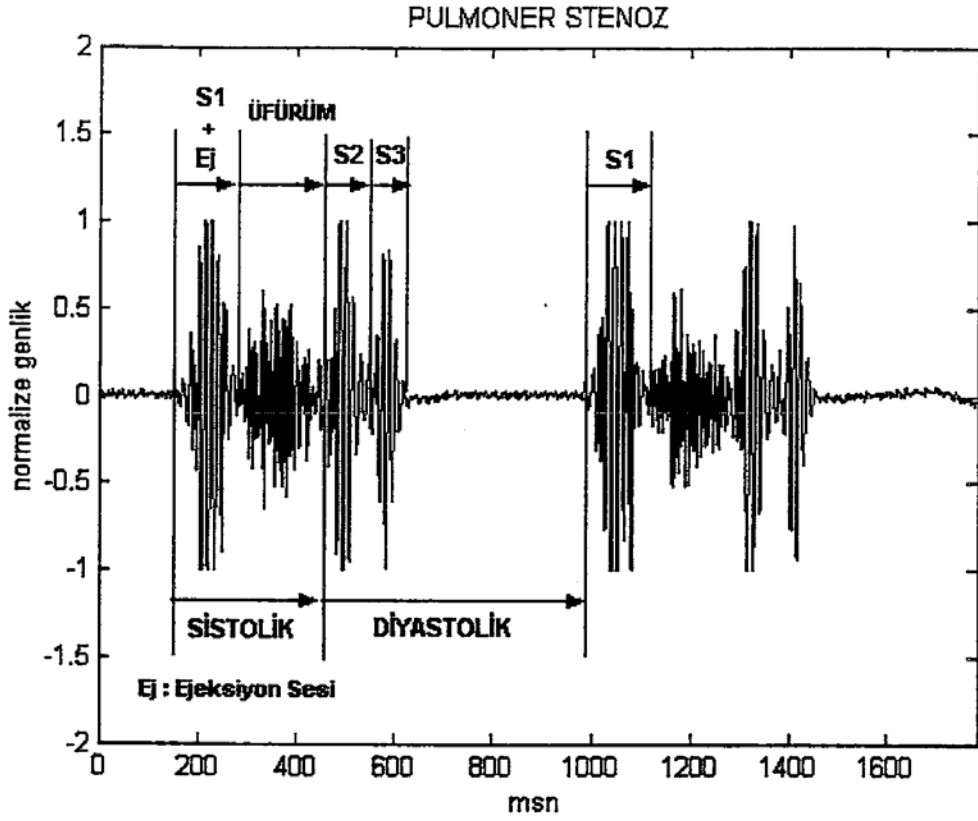


Şekil 2.7 Mitral Darlık (Say 2002)

### 2.1.3.3 Pulmoner Darlık (Pulmoner Stenozu)

Kalbin sağ karıncık ile akciğer atardamarı arasındaki pulmoner kapakçığının kanın akciğerlere geçişini güçleştirmesi sonucunda oluşur. Şekil 2.8’de görüldüğü gibi sistolde pulmoner ejeksiyon ve sistolik üfürüm sesi, diyastolde ise geniş çatallaşmış S2 sesi duyulur. Pulmoner darlık, pulmoner odak noktasından dinlenebilir (Say 2002).

Pulmoner darlık yetişkinlerde ikinci en sık görülen doğumsal kalp hastalığıdır. Birçoğu tedavi gerektirmeyecek kadar hafif seyirliken, sıklıkla diğer doğumsal kalp hastalıklarıyla beraberlik gösterir. Tepesi dar çıkışlı koni yada kubbe görümlü esnek kapak ile karakterizedir. Açıklığın boyutuna bağlı olarak sağ karıncık çıkışı daralmıştır ve sağ karıncık vurum hacmi egzersiz sırasında uygun artış gösteremez. Aşırı yükün verdiği basınca yanıt olarak sağ karıncık duvar kalınlığı artar. Darlık tedavi edilmezse sağ karıncık yetmezliği gelişebilir (Crawford 2002).



Şekil 2.8 Pulmoner Darlık (Say 2002)

#### 2.1.3.4 Oskültasyon ve Fonokardiyogram

Rene Laennec'in 1816 yılında steteskobu icadıyla, kardiyak oskültasyon (steteskop ile dinleme) günümüzde de olduğu gibi temel kliniksel araçlardan bir tanesi haline geldi (Ahlström 2008).

Kalpdeki yapısal bozukluklar kalp tarafından oluşturulan seslere yansımaktadır. Hekimler özellikle teşhise yardımcı olacak ve bir kardiyak patolojinin belirtisini gösteren normal dışı seslerle ilgilenirler. Hekimler hastaların kalplerini dinlemek ve bir teşhiste bulunmak için steteskop kullanmaktadırlar (Ölmez ve Dokur 2003). Şekil 2.9'da geçmişten günümüze kadar gelen çeşitli steteskop örnekleri gösterilmektedir.



**Şekil 2.9** Stetoskop Çeşitleri (Tek Kulaklı Stetoskop (Sol Üst), Cummann ve Allison'un Stetoskopları (Sol Alt), Modern İki Kulaklı Stetoskop (Orta) ve Modern Elektronik Stetoskop (Sağ)) (Ahlström 2008)

Oskültasyon vücut seslerini dinlemek için kullanılan teknik bir terimdir. Farklı bileşenlerin sesleri dinlenen bölgeye göre değişiklik gösterir. Örnek vermek gerekirse apeks (kalbin tepesi) üzerinden dinleme işlemi yapıldığı zaman S1, S2'den daha sesli duyulur. Ayrıca kalp üfürümünün duyulduğu yer kaynağını gösterir. Örneğin mitral kapak üfürümleri mitral odakta daha sesli duyulur. Yaygın kullanılan dinleme odakları şekil 2.10'da gösterilmiştir.

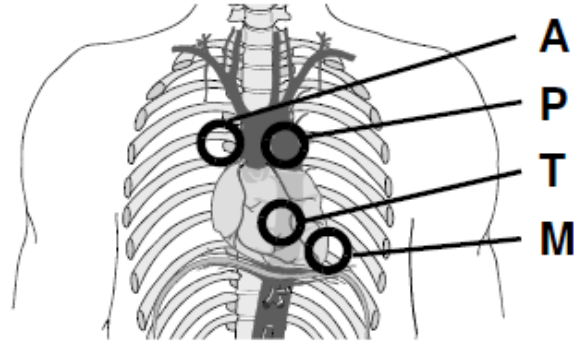
Bu odakların tanımı kalbin fizyolojisini tam olarak anlamadan önce uzun süredir var olsa bile hala iyi başlangıç noktalarıdır. Bu odakların oskültasyonu, değerlendirme yönünden birbirinden bağımsız farklılıklara neden olmakla birlikte yine de kabul görmüştür.

Mitral Odak (M): Kardiyak Apeks.

Triküspit Odak (T): Sternum (göğüs kemiği) sol kenarında dördüncü ve beşinci interkostal (kaburgalar arası) aralık.

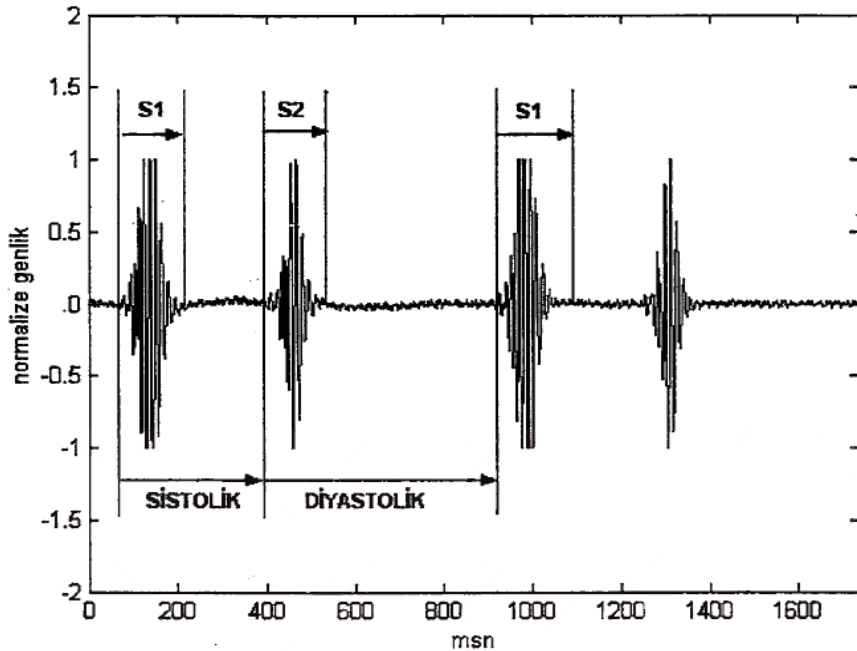
Aort Odağı (A): Sternum sağ kenarında sağ ikinci interkostal aralık.

Pulmoner Odak (P): Sternum sol kenarında sol ikinci interkostal aralık.



**Şekil 2.10** Yaygın Olarak Kullanılan Oskültasyon Bölgeleri (A Aort Odağı, P Pulmoner Odak, T Triküspit Odak, M Mitral Odak) (Ahlström 2006)

Kalp seslerinin dalga biçiminin grafiklere aktarımı PCG olarak tanımlanır. Normal bir kalp sesine ait PCG örneği şekil 2.11’de gösterilmiştir. PCG elde etmek için mikrofon hastanın göğsüne yerleştirilir ve sinyaller yazıcıda grafik olarak çizilir. Bu teknik kalp seslerinin görsel analizini sağlar ve böylece kalbin mekanik süreciyle üretilen kalp seslerinin arasındaki zamansal bağımlılığın incelenmesine izin verir (Ahlström 2006).



**Şekil 2.11** Normal Bir Kalp Sesi Sinyali (Say 2002)



PCG normal ve normal dışı seyir gösteren kalp sesi sinyallerini alarak klinisyen ve teknisyenlere tanı koyabilme yeteneği sağlar. Fakat belirli bir kalp rahatsızlığının teşhisinde her zaman kullanışlı bir yöntem değildir. Modern dijital sinyal işleme tekniklerinin yardımıyla incelenen PCG değerleri, kalbin durumu hakkında daha doğru ve yararlı bilgiler sağlayabilir (Sinha et al. 2007).

#### **2.1.4 Kalp Seslerinin Oskültasyonu Sonucu Tespit Edilebilecek Kalp Rahatsızlıkları**

Kalp sesleri, basit olarak stetoskop göğüs duvarına hafifçe temas ettirilerek dinlenir. Kalp seslerini analiz edebilmek ve bu sesleri literatürde adlandırabilmek için kalp dört bölüme ayrılmıştır. Böylece her bölümden sesler dinlenerek, diğer bölümlerle karşılaştırılır. Sonuç olarak sorunlu bölge ve sorunun nedeni nispeten tespit edilmiş olur. Bu bölgeler kalp kapaklarının anatomik olarak buldukları yerler değil, kapaklardan geçen kanın akışı yönündedir. Daha öncede oskültasyon ve fonokardiyogram bölümünde bahsetmiş olduğumuz bu bölgeler mitral, triküspid, pulmoner ve aort dinleme bölgeleridir.

Aortik bölge; ikinci interkostal boşlukta (ICS), kalbin sağ üst tarafında yer alır ve bu bölgede duyulan sesler aort kapakçıkları ile ilgilidir.

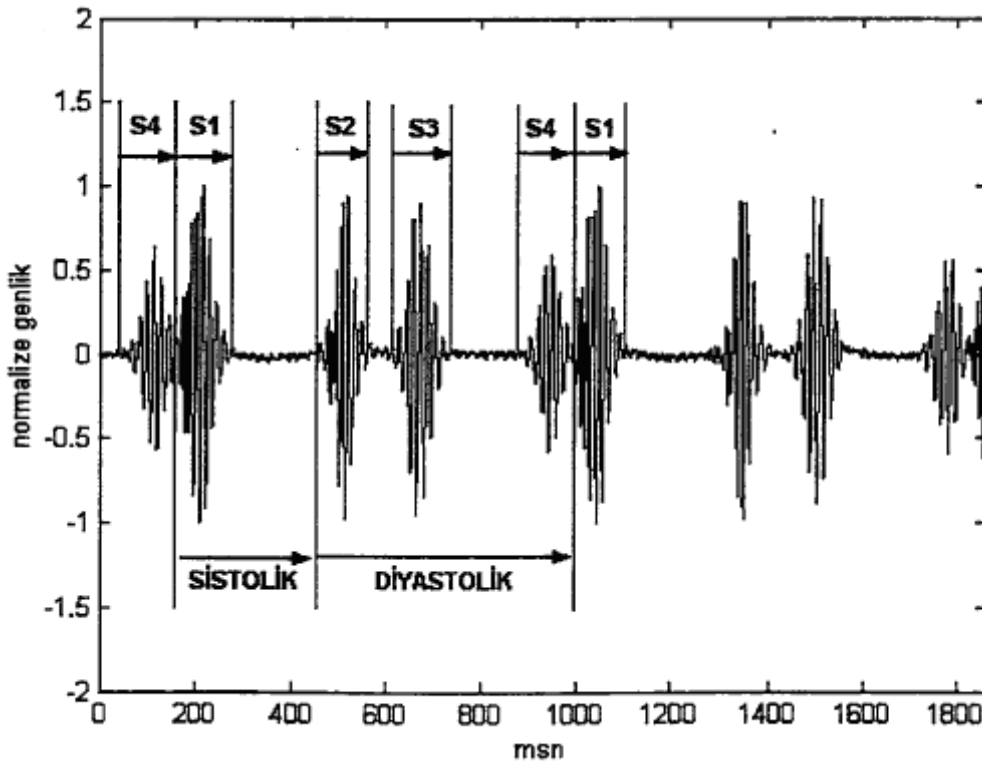
Pulmonik bölge; ikinci ICS'de, kalbin sol üst tarafında yer alır ve bölgede duyulan sesler pulmoner kapakçıkları ile ilgilidir.

Triküspit bölge; dördüncü ICS'de, kalbin sağ tarafında yer alır ve bu bölgede duyulan sesler triküspid kapakçıkları ile ilgilidir.

Mitral bölge; beşinci ICS'de, kalbin apeks bölümünde yer alır ve bu bölgede duyulan sesler mitral kapakçıklar ve sol karıncık ile ilgilidir.

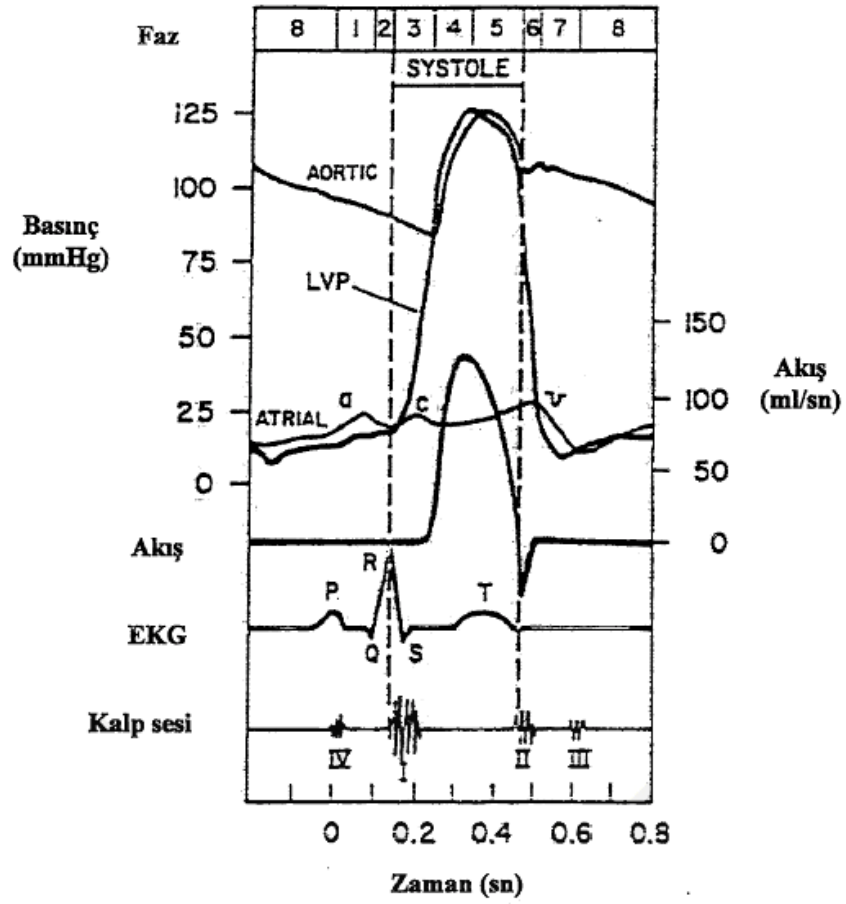
Kalp seslerini tanımlarken, sesin frekansına, yoğunluğuna ve kalitesine dikkat edilir. Bu amaçla referans olarak kullanılan S1 ve S2 kalp seslerinin dikkatle dinlenmesi ve dinleme esnasında yerinin tam olarak belirlenmesi gerekir. Bu sesler kalbin çalışması sırasında sistol ve diyastol evrelerini görmekte olup bu bölgelerdeki ses farklılaşmaları kalpteki rahatsızlıklar hakkında ön bilgiler verebilmektedir.

Şekil 2.12’de de görüldüğü gibi, kalp sesleri öncelikle kalp kapakçıklarının açılıp kapanması sırasında oluşur. Ayrıca hastanın fizyolojisine bağlı olarak da oluşan kalp sesleri (S3 ve S4) vardır.



Şekil 2.12 S1, S2, S3 ve S4’den Oluşan Bir Çevrim (Say 2002)

Artere kanın gönderilmesinden sonra kalp dinlenme evresindedir ve çıkış kapakları kapanır. Bir süre sonra çıkış kapakları açılarak yeni bir çevrim başlar. Sistol ve diyastol evreleri karıncıklar ve kulakçıklar içinde ayrı ayrı atrial sistol, atrial diyastol, ventriküler sistol ve ventriküler diyastol olarak düşünülebilir (şekil 2.13).



Zaman	0	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5	0.6	0.7	0.8
Atrium	Sistol		Diyastol						
Ventrikül	Diyastol		Sistol			Diyastol			
Atrioventriküler Kapak	Açık		Kapalı			Açık			
Semiluner Kapak	Kapalı		Açık			Kapalı			
Kalp Sesleri (PCG)	S4	S1				S2		S3	

Şekil 2.13 Kalpteki Basınç ve PCG'nin Zamanla Değişimi (Say 2002)

S1 ve S2'nin şiddeti dinlendiği bölgeye göre değişir. Apeks üzerinden dinlenildiği zaman S1, S2'den daha şiddetlidir. S1 ve S2 üzerindeki değişiklikler anormallik olduğunu gösterebilir.

Ritimdeki değişiklikler, aritmi olarak adlandırılır. Çoğu normal olmakla beraber sürekli olan değişimler hastalık belirtisi olabileceği gibi oskültasyon sırasında S1 ve S2'nin ayrımını güçleştirir. S2'nin S1'den daha şiddetli ve yüksek perdeden olması, genellikle pulmoner kapağın daha sert ve hızlı kapandığı pulmoner hiper tansiyona işaret eder.

S1'de meydana gelen çatallaşmaların nedeni, bu sesi oluşturan mitral ve triküspit kapakların kapanmasıdır. Ergenliğe kadar S1'de çatallaşma geniştir ve rahatlıkla fark edilir. Erişkinlerde ise çatallaşma dardır. Bu nedenle iki farklı sestem çok S1'nin uzaması şeklinde işitilir. Dolayısıyla erişkinlerde çatallaşma anormal olarak kabul edilebilir.

S2'de meydana gelen çatallaşmaların nedeni ise aort kapağı kapanma sesi ve pulmoner kapağı kapanma sesidir. Pulmoner kapağı kapanma sesinin şiddetlenmesi pulmoner hiper tansiyonun belirtisidir. Yaş ilerledikçe S2 çatallaşması daha zor duyulur.

S1 ve S2'ne ek olarak duyulan klikler ve tok seslere ek sesler adı verilir. Sistolde duyulan ek sesler, ejeksiyon sesi ve midsistolik kliktir. Diyastolde duyulan ek sesler, S3, S4 ve açılma sesidir.

Bu sesler dışında oskültasyon sırasında S3 ve S4 seslerinin duyulması da kalple ilgili önemli bilgiler verebilir. S3, S2'den sonra oluşan düşük perdeli tok bir sestir. Ventriküler galo olarak da adlandırılır. Sağ veya sol karıncıklardan kaynaklanabilir. M ve T noktalarında daha iyi duyulur. Karıncık duvarının sertleşmesi veya karıncığın aşırı dolması nedeniyle oluşur. S3 ergenliğe kadar normal olup daha sonraki yaşlarda pek duyulmaz. S4 ise S1'den önce oluşan düşük perdeli tok bir sestir. Atriyal galo olarak da adlandırılır. Genellikle bir anormallik olduğuna işaret eder. Akut miyokard enfarktüsünde ve uzun süre hipertansiyonu olan hastaların bazılarında duyulur. M noktasından dinlenebilir.

Kalp odaklarının dinlenilmesiyle birçok farklı ses duyulabilir. Duyulan bu farklı sesler çeşitli hastalıklara işaret etmektedir. Örneğin ejeksiyon sesi S1'den hemen sonra duyulan yüksek perdeden bir sestir. Genellikle aort ve pulmoner darlığı ile ilgilidir. A noktasından dinlenebilir. Bir diğer duyulabilecek seste açılma sesidir. Normalde mitral ve triküspit kapakların açılması sırasında ses meydana gelmez. Fakat kalp hastalıklarında, özellikle darlıkta, kapakların açılması sırasında bir klik duyulabilir. Buna açılma sesi denir ve M noktasından dinlenebilir (Say 2002).

## **2.2 Sinyal İşleme Yöntemleri**

Uygulamalarda kullanılacak işaretler incelendiği zaman pratikte karşılaşılan birçok işaret, zaman domeninde saklı bilgi, frekans domeninde açığa çıkarılmış olur (Say 2002). Zaman domeninde saklı bilgi, frekans domeninde açığa çıkarılmış olur (Say 2002).

Bu bölümde Fourier dönüşümü hakkında bilgi verilerek tez çalışmasında kullanılacak olan ayrık Fourier dönüşümü (AFD) incelenecektir.

### **2.2.1 Fourier Dönüşümü**

İşaretlerin Fourier gösterimi hem sürekli zamanlı hemde ayrık zamanlı işaret işlemede son derece önemli bir rol oynamaktadır. Böylece işaretlerin bir domene (değer) eşleştirilmesi ve dolayısıyla üzerinde çalışılabilmesi için bir yöntem sunmaktadır. Konvolüsyon işleminin çarpma ile eşleştirildiği durum Fourier gösterimini özellikle yararlı kılar. Ayrıca, Fourier dönüşümü işaret ve sistemleri yorumlamak için farklı bir yol sağlamaktadır (Hayes 1999).

Zaman domenindeki ham işaretin frekans içeriğini belirlemek için kullanılan Fourier dönüşümü aşağıdaki iki eşitlik ile ifade edilmektedir:

$$X(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t).e^{-j\omega t}.dt \quad (2.1)$$

$$x(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} X(\omega).e^{j\omega t}.d\omega \quad \omega = 2\pi f \quad (2.2)$$

Fourier dönüşümü ile işaret, farklı frekanslara sahip kompleks üstel fonksiyonlara ayrıştırılır. Denklemlerde görülen  $t$ , zaman;  $\omega$ , açısal frekansı;  $f$  ise frekansı belirtmektedir.  $x$ , zaman domenindeki işareti,  $X$  ise frekans domenindeki işareti belirtmektedir. Yukarıda verilen 2.1 eşitliğinde  $x(t)$ 'nin Fourier dönüşümü, 2.2 eşitliğinde ise ters Fourier dönüşümü gösterilmektedir.

Denklem 2.1 incelenecek olursa,  $x(t)$  işareti belirli bir  $f$  frekansındaki üstel bir terim ile çarpılmış ve çarpımın eksi sonsuzdan artı sonsuza tüm zaman üzerinden integrali alınmıştır. Dikkat edilirse,  $f$  frekanslı bileşen zamanın hangi anında ortaya çıkarsa çıksın integrasyona etkisi aynı olacaktır.  $f$  frekanslı bileşenin  $t_1$  yada  $t_2$  anında ortaya çıkması integrasyon sonucunu değiştirmeyecektir. Fourier dönüşümü yalnızca belirli bir frekans bileşeninin var olup olmadığını belirtmektedir (Fourier dönüşümü ile işaretin sadece spektral içeriği elde edilir) (Say 2002).

### 2.2.2 Ayrık Fourier Dönüşümü

Teorik olarak tanımlanan bazı dizilerin aksine, gerçek dizilerin Fourier dönüşümleri hesaplanamaz. Bu nedenle, sayısal işaretler için Fourier dönüşümünün kullanılması uygun değildir. Frekansın analog olarak gösterilmesi ve sonsuz sayıda örneğin gerekmesi, bu uygunsuzluğun temel nedenleridir.

Bu güçlüklerden dolayı, Fourier dönüşümünün işaret işlemedeki önemi dikkate alındığında daha pratik bir dönüşüm tanımlamak gerekmektedir. Birim daire etrafında düzgün aralıklı  $N$  frekans noktası ( $\Omega_k$ ) ve  $x(n)$  dizisinin  $N$  örneği için tanımlanan bu yeni dönüşüm, AFD olarak adlandırılır (Kayran ve Ekşioğlu 2004).

AFD hesaplamaları birçok bilimsel ve mühendislik uygulamalarında kullanılmaktadır (Winograd 1976). AFD, Fourier serileri dönüşümü veya Fourier integral dönüşümü gibi özünde bir dönüşümdür. Zaman serileri için, terside alınabilen dönüşüm özelliği çok güçlüdür. İsminden de anlaşılabilceği gibi, Fourier integral dönüşümüyle tamamen benzer matematiksel özelliklere sahiptir. Özellikle bir zaman serisinin spektrumunu tanımlamaktadır (Cochran et al. 1967).

Terside alınabilen bu dönüşümün önemli özellikleri vardır. En önemli özelliği, iki AFD'nün çarpımının, zaman domeninde karşılığının dizilerin konvolüsyon toplamı olmasıdır. Ayrıca, birçok spektrum analiz yöntemi AFD'ne dayanmaktadır (Kayran ve Ekşioğlu 2004).

AFD aşağıda verilmiş olan 2.3 eşitliği ile tanımlanır:

$$A_r = \sum_{k=0}^{N-1} X_k \exp(-2\pi jrk / N) \quad r = 0, \dots, N-1 \quad (2.3)$$

Burada  $A_r$ , AFD'nün  $r$ . katsayısını ve  $X_k$  da  $N$  örnekten oluşan bir zaman serisinin  $k$ . örneğini temsil etmektedir.  $X_k$ 'lar kompleks sayılar olabileceği gibi takriben  $A_r$ 'ler de her zaman kompleks sayılardır. Eşitlik 2.3'de verilmiş olan formülün notasyona uygun şekli çoğunlukla eşitlik 2.4'de verilen formül ile gösterilir:

$$A_r = \sum_{k=0}^{N-1} (X_k) W^{rk} \quad r = 0, \dots, N-1 \quad (2.4)$$

$$W = \exp(-2\pi j / N) \quad (2.5)$$

$X_k$ 'lar çoğunlukla bir fonksiyonun ayrık zaman noktalarının değerleri olduğu için  $r$  dizini zaman zaman AFD'nün frekansı olarak adlandırılır. AFD aynı zamanda "ayrık zaman, sınırlı aralık Fourier dönüşümü" olarak da adlandırılmaktadır.

Eşitlik 2.4'ün tersini alacak olursak:

$$X_l = (1/N) \sum_{r=0}^{N-1} A_r W^{-rl} \quad l = 0, 1, \dots, N-1 \quad (2.6)$$

Bu ilişki (eşitlik 2.6) AFD'nün tersi olarak adlandırılır (Cochran et al. 1967).

AFD'nün etkin ve yararlı kullanılabilmesi için, bazı temel özelliklerinin bilinmesi gerekmektedir. Bu özelliklerden kısaca bahsetmek faydalı olacaktır. AFD'nün ilk özelliği doğrusallık özelliğidir. AFD doğrusal bir dönüşümdür. Bir diğer özelliği simetri özelliğidir. Gerçek değerlerden oluşan periyodik bir diziye karşı düşen AFD değerleri karmaşık ve periyodiktir. Diğer bir özelliği ise zaman ve frekans seçiciliğine ilişkin benzerlik prensibidir. AFD'nün belirsizlik prensibi AFD'nün zaman ve frekans domenindeki kavramlarıyla ilgilidir. Fizikteki iyi bilinen belirsizlik ilkesiyle eşdeğerdir. Bu kavram fiziksel özelliklerin bir sonucu olmayıp sadece temel bir matematiksel formülasyonun neticesidir. Son özelliği ise AFD ile Fourier dönüşümü arasındaki bağlantı-eşdeğerlik koşullarıdır. AFD ile sürekli Fourier dönüşümünün yaklaştığı olduğu için ilgilenilmektedir. Bu yaklaşımın geçerliliği kesinlikle ilgilenilen dalga biçimine bağlıdır (Kayran ve Ekşioğlu 2004).

### 2.3 Yapay Zekâ

Yapay zekâ, kabaca; bir bilgisayarın ya da bilgisayar denetimli bir makinenin, genellikle insana özgü nitelikler olduğu varsayılan akıl yürütme, anlam çıkartma, genelleme ve geçmiş deneyimlerden öğrenme gibi yüksek zihinsel süreçlere ilişkin görevleri yerine getirme yeteneği olarak tanımlanmaktadır.



Yapay zekâ problemlerinden konuşulduğunda elde edilen sonuçlar, doğal olarak beynin işleyişi ile karşılaştırılmaktadır. Bu karşılaştırma sonucunda, yapay zekâ yöntemlerinin beyin karşısında zayıf kaldığı görülmektedir. Doğal olan bu farklılık, problemlerin kendisinden kaynaklanmaktadır. Öyle ki yapay zekânın çözmesi için sunulan problemler sıradan hesaplama problemleri olmayıp; bilgisayar için zor, fakat beynin işlevine özgü olan problemlerdir. Bilgisayarlar, büyük ölçüde seçim (tarama) gerektiren hesaplama problemlerinde insandan daha hızlı ve güvenli olarak çalışmaktadır. Makineler, doğal dili anlayıp bir sonuç üretiyorsa veya satranç oynuyorsa, bu, insan davranışlarının bilgisayara aktarılmasına değil, bilgisayarların güçlü “hesaplama yeteneğine” dayanmaktadır. Oldukça zor matematiksel hesaplama gerektiren uygulamalarda, bilgisayarın insandan her zaman üstün ve hata olasılığı çok düşük olmasına karşın, gerçek zamanlı doğal dil ve görüntü işleme gibi uygulamalarda, insanın bilgisayara karşı ezici bir üstünlüğü vardır. Bilgisayarların yapı taşı olan transistörlerin nanosaniyeler mertebesinde anahtarlanmalarına karşın, beyin nöronu (sinir hücresi) milisaniyeler mertebesinde ateşlenir. O halde insanı bilgisayara karşı üstün kılan nedir? İnsan beyninin yapıtaşı olan nöronlar, her ne kadar transistörlere oranla yavaş olsa da, bütün nöronlar paralel çalışırlar ve sayıları yüz milyarlar civarındadır. Bir nöron, nöronlardan oluşan ve paralel çalışan sinir sistemi, bilgisayarlarla birebir örtüşecek şekilde modellenebilirse insan beyninin yeteneklerine sahip bilgisayar yapılmış demektir.

Beynin nasıl çalıştığını henüz kimse anlamış değildir. Fakat burada beyni oluşturan milyarlarca nöronun önemli rol oynadığı bilinmektedir. Son yıllarda, yeniden araştırmacıların ilgisini beynin işlevinin modellenmesi, gerçek bir taklidin tasarlanması çekmektedir. Burada “yeniden” kelimesinin kullanılması, çalışmaların ilk olarak 1943 senesinde Mc Colloch-Pitts modeli ile başladıktan sonra 80’lerde teknolojinin gelişmesi ile yeniden hız kazanmasıdır. Yapay sinir ağları (YSA) olarak bilinen bu modeller, canlı organizmalarda bulunan biyolojik sinir yapısından esinlenerek yapılmıştır (Nabiyev 2005).

Son yıllarda, YSA tabanlı sınıflandırıcılar hem sayısal veri modellemede hemde sinyal sınıflandırmada güçlü araçlar olduklarını ispatlamışlardır (Barschdorff et al. 1989) (Barschdorff et al. 1991).

### 2.3.1 Yapay Sinir Ağları

YSA, insan beyninin özelliklerinden olan öğrenme yolu ile yeni bilgiler türetebilme, yeni bilgiler oluşturabilme ve keşfedebilme gibi yetenekleri herhangi bir yardım almadan otomatik olarak gerçekleştirmek amacı ile geliştirilen bilgisayar sistemleridir. İnsan beyninin fonksiyonel özelliklerine benzer şekilde,

- Öğrenme
- İlişkilendirme
- Sınıflandırma
- Genelleme
- Özellik belirleme ve
- Optimizasyon

gibi konularda başarılı bir şekilde uygulanmaktadırlar (Öztemel 2006).

YSA bir programcının geleneksel yeteneklerini gerektirmeyen, kendi kendine öğrenme düzenekleridir. Bu ağlar öğrenmenin yanı sıra, ezberleme ve bilgiler arasında ilişkiler oluşturma yeteneğine de sahiptir (Elmas 2003).

Yapay zekâda olduğu gibi YSA içinde birçok tanım yapılmıştır. Bu tanımların ortak birkaç noktası vardır. Bu ortak noktaların en başında YSA'nın birbirine hiyerarşik olarak bağlı ve paralel olarak çalışabilen yapay hücrelerden oluşmaları gelmektedir.

Teknik olarak bir YSA'nın en temel görevi, kendisine gösterilen bir girdi setine karşılık gelebilecek bir çıktı seti belirlemektir. Bunu yapabilmesi için ağ, ilgili olayın örnekleri ile eğitilerek (öğrenme) genelleme yapabilecek yeteneğe kavuşturulur (Öztemel 2006).

Sinir ağırları eğer detaylı analitiksel ilişkiler bilinmiyorsa veri modellemek için kullanılabilir. Üstelik sinir ağlarının uyarlanabilir sinyal sınıflandırmadaki yararlılığı ispat edilmiştir (Barschdorff et al. 1991).

YSA'nın bütün modelleri için geçerli olan genel karakteristik özellikleri vardır. Bunlar aşağıdaki gibi sıralanabilir (Öztemel 2006):

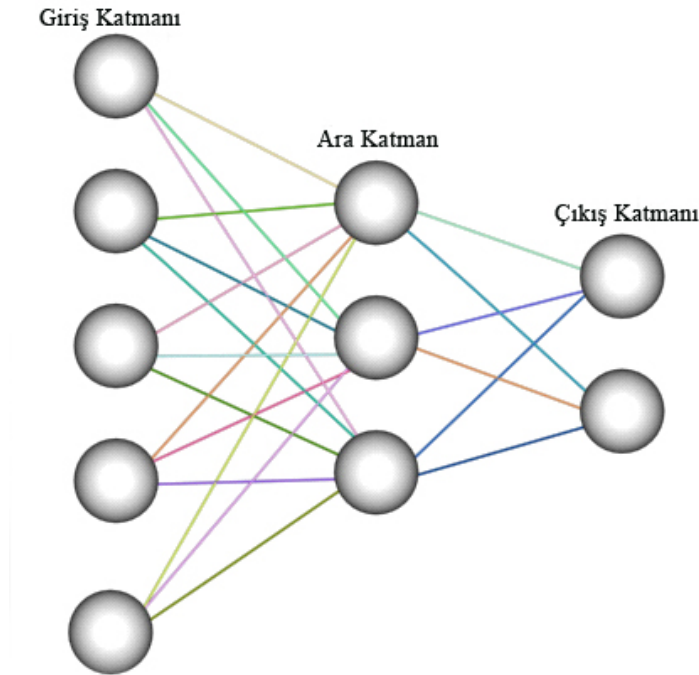
- YSA makine öğrenmesi gerçekleştirirler. YSA'nın temel işlevi bilgisayarların öğrenmesini sağlamaktır. Olayları öğrenerek benzer olaylar karşısında benzer kararlar vermeye çalışırlar.
- Programları çalışma stili bilinen programlama yöntemlerine benzememektedir. Geleneksel programlama ve yapay zekâ yöntemlerinin uygulandığı bilgi işleme yöntemlerinden tamamen farklı bir bilgi işleme yöntemi vardır.
- YSA'da bilgi, ağırların bağlantılarının değerleri ile ölçülmekte ve bağlantılarda saklanmaktadır. Diğer programlarda olduğu gibi veriler bir veri tabanında veya programın içinde gömülü değildir. Bilgiler ağırların üzerinde saklı olup ortaya çıkartılması ve yorumlanması zordur.
- YSA örnekleri kullanarak öğrenirler. YSA'nın olayları öğrenebilmesi için o olay ile ilgili örneklerin belirlenmesi gerekmektedir. Örnekleri kullanarak ilgili olay hakkında genelleme yapabilecek yeteneğe kavuşturulurlar (adaptif öğrenme). Örnek bulunamıyorsa ve yok ise yapay sinir ağının eğitilmesi mümkün değildir.
- YSA'nın güvenle çalıştırılabilmesi için önce eğitilmeleri ve performanslarının test edilmesi gerekmektedir. YSA'nın eğitilmesi demek, mevcut örneklerin tek tek ağırlara gösterilmesi ve ağırların kendi mekanizmalarını çalıştırarak örnekteki olaylar arasındaki ilişkileri belirlemesidir.

- Görülmemiş örnekler hakkında bilgi üretebilirler. Ağ kendisine gösterilen örneklerden genellemeler yaparak görmediği örnekler hakkında bilgiler üretebilir.
- Algılamaya yönelik olaylarda kullanılabilirler.
- Şekil (örüntü) ilişkilendirme ve sınıflandırma yapabilirler. Genel olarak ağların çoğunun amacı kendisine örnekler halinde verilen örüntülerin, kendisi veya diğerleri ile ilişkilendirilmesidir. Diğer bir amaç ise sınıflandırma yapmaktır. Verilen örneklerin kümelenendirilmesi ve belirli sınıflara ayrıştırılarak daha sonra gelen bir örneğin hangi sınıfa gireceğine karar vermesi hedeflenmektedir.
- Örüntü tamamlama gerçekleştirebilirler. Bazı durumlarda ağa eksik bilgileri içeren bir örüntü veya bir şekil verilir. Ağın bu eksik bilgileri bulması istenir.
- Kendi kendini organize etme ve öğrenebilme yetenekleri vardır.
- Eksik bilgi ile çalışabilmektedirler. YSA kendileri eğitildikten sonra eksik bilgiler ile çalışabilir ve gelen yeni örneklerde eksik bilgi olmasına rağmen sonuç üretebilirler.
- Hata toleransına sahiptirler. YSA'nın eksik bilgilerle çalışabilme yetenekleri hatalara karşı toleranslı olmalarını sağlamaktadır. Ağın bazı hücrelerinin bozulması ve çalışmaz duruma düşmesi halinde ağ çalışmaya devam eder. Ağın bozuk olan hücrelerinin sorumluluklarının önemine göre ağın performansında düşmeler görülebilir.
- Belirsiz, tam olmayan bilgileri işleyebilirler. YSA'nın belirsiz bilgileri işleyebilme yetenekleri vardır. Olayları öğrendikten sonra belirsizlikler altında ağlar öğrendikleri olaylarla ilgili ilişkileri kurarak kararlar verebilirler.

- Dereceli bozulma (Graceful degradation) gösterirler. YSA'nın hatalara karşı toleranslı olmaları bozulmalarının da dereceli (göreceli) olmasına neden olmaktadır.
- Dağıtık belleğe sahiptirler. YSA'da bilgi ağa yayılmış durumdadır. Hücrelerin birbirleri ile bağlantılarının değerleri ağın bilgisini gösterir. Tek bir bağlantının bir anlamı yoktur.
- Sadece nümerik bilgiler ile çalışabilmektedirler. Sembolik ifadeler ile gösterilen bilgilerin nümerik gösterime çevrilmeleri gerekmektedir.

YSA'nın geliştirilmesiyle karışık sınıflandırma problemlerinin çözümünde daha kolay hale gelmiştir. Fakat burada YSA'nın performansı girilen parametrelere bağlıdır (Sinha 2003, El-Sagaier at al. 2005, Sinha et al. 2007).

Şekil 2.14'de işlem elemanlarının birbirlerine bağlanmaları sonucu oluşan bir YSA diyagramı gösterilmiştir.



**Şekil 2.14** Bir YSA Diyagramı

YSA'nın bir sınıflandırıcı olarak en önemli avantajlarını sıralayacak olursak (Ölmez ve Dokur 2003):

1. Sonucu gösteren ağırlıklar tekrar edilen eğitimlerle bulunur.
2. YSA'nın fiziksel uygulama için basit bir yapısı vardır.
3. YSA karmaşık dağıtım sınıflarını kolayca eşleyebilir.
4. YSA'nın genelleme özelliği, eğitim setinde bulunmayan girdi vektörleri için uygun sonuçları üretir.

Sinirsel sınıflandırıcılar performansı ve öğrenme yeteneğinden dolayı PCG'da çok sık kullanılmaktadırlar (Ölmez ve Dokur 2003, Türkoğlu vd. 2003, Gupta et al. 2007, Alajarin et al. 2007).

Sinir ağı mimarisinin, tıbbi parametrelere uygun hale getirilmesi sırasında öncelikle ağın girişlerine uygulanacak tıbbi verilerin yeterli sayıda ve uygun eğitim vektörlerine dönüştürülmesi gerekir. Yetersiz sayıda kişiden alınan tıbbi veriler kullanılarak eğitilen sinir ağına farklı bir kişiden alınan tıbbi veriler uygulandığında yanlış teşhis yapma riski artmaktadır. Bu nedenle yaş, ırk, cinsiyet, aile geçmişi vb. gibi toplumda farklılıklara neden olan özellikler de dikkate alınarak çalışılan hasta sayısının yüksek tutulması gerekir.

Klinik ortamda kullanılacak şekilde tasarlamayı planladığımız kalp sesi teşhis sistemine girilen test verilerinin de devamlı olarak sisteme öğretilmesi ile ağın performansı artırılmış olacaktır.

Bu tez çalışmasında hastalardan alınan normal kalp sesi, mitral darlık ve pulmoner darlık hastalıklarına ait seslerin yaklaşık olarak yarısının eğitim için kullanılması, diğer yarısının da test amacıyla kullanılması planlanmaktadır. Bu sayede eğitim setinde öğrendiği ses verilerinin dışında kalan farklı ses verilerine karşı yapay sinir ağının performansı test edilmiş olacaktır.

Eğitim sırasında bozuk veya eksik tıbbi verileri de içeren vektörlerin kullanılması, daima faydalı sonuçlar vermektedir. Eğitilen sinir ağının klinik ortamda kullanımı sırasında, bilinmeyen, bozuk veya eksik tıbbi verilerin ağ tarafından tanınabilmesi bu sayede sağlanabilir.

Aynı sınıfa ait olan birçok farklı giriş vektörünün ağa uygulanması durumunda, sinir ağı bu vektörler arasındaki anlamlı benzerlikleri genelleme yaparak öğrenecektir. Ağın eğitimi için hastalıklı ve sağlıklı kişilerden birbirine yakın sayıda eğitim vektörü alınarak ağın dengeli eğitimi yapılmalıdır. Eğer hastalara ait veriler sağlıklılara oranla çok fazla ise sinir ağı hastalık teşhisini başarılı bir şekilde yaparken sağlıklı bireyleri de yanlışlıkla hasta olarak gösterebilir. Bu nedenle eğitim verileri, hastalık teşhisinin tüm sınıflarını kapsayacak şekilde düzenlenmiş olmalıdır.

Ağın eğitimi esnasında hastalıklı ve sağlıklı kişilere ait veriler belirli bir düzende değil rasgele olarak ağa uygulanmalıdır. Veriler hastalıklı ve sağlıklı olarak gruplandırdıktan sonra, önce hastalıklı sonra sağlıklı bireylere ait veriler ağa uygulanır ise hastalıklı veri grubundan sonra sağlıklı veri grubu uygulandığı için nöronlar arasındaki bağlantılar sağlıklı bireylere uygun olarak düzenlenir. Sinir ağındaki nöronlar arasındaki bağlantılar hastalıklı verilerin özelliklerini unutacaktır. Bu nedenle hastalıklı bireylere ait teşhiste başarı oranı azalacaktır. Eğitim verileri gruplandırılmadan tesadüfi olarak ağa uygulanmalıdır.

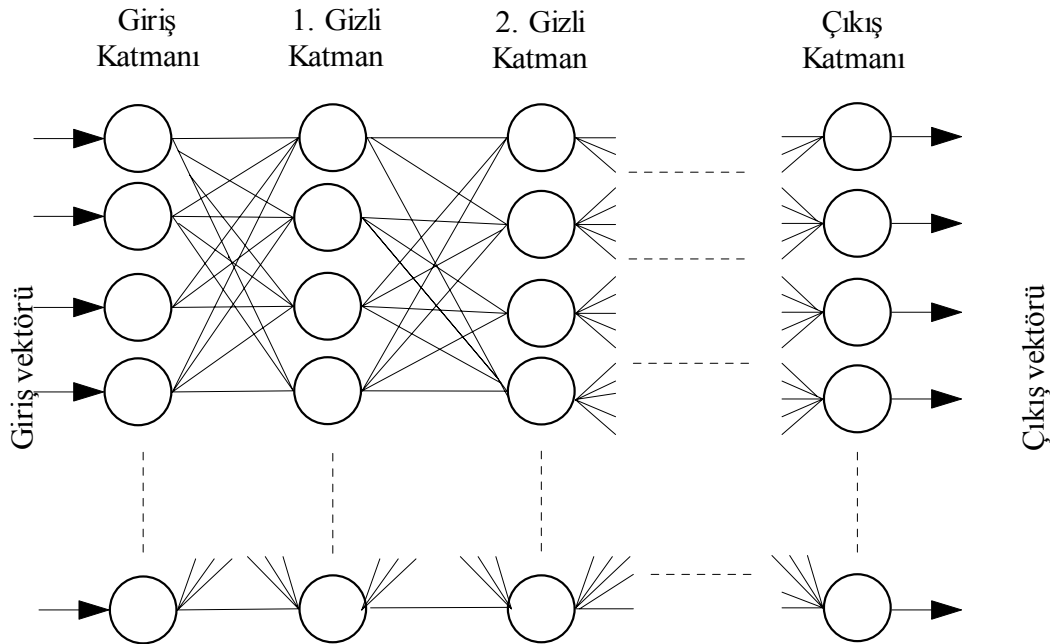
Çok katmanlı bir ağın kullanılması halinde üç katmanlı ağın yeterli olup olmadığı, her katmanda kaç nörona yer verilmesi gerektiği teşhisi yapılacak tıbbi parametrelerin özelliklerine bağlı olarak belirlenecektir. Ağa uygulanan tıbbi veriler çok fazla ve karmaşık değil ise genellikle üç katmanlı (giriş, gizli ve çıkış) ağ yapısı yeterli olmaktadır. Daha karmaşık tıbbi verilerde katman sayısı arttırılabilir. Fakat bu durumda hem ağ yapısı karmaşıklaşacak hem de işlem yükü ve zamanı artacaktır.

Giriş katmanındaki nöron sayısı ağa uygulanacak tıbbi verilerin sayısına bağlıdır. Ayrıca ıkış katmanındaki nöron sayısı, yani yapılacak olan teşhis çeşidinin sayısı da önemlidir. Bu çalışmada 3 çıkış nöronu alınmıştır. Bunlar normal kalp sesi, mitral darlık ve pulmoner darlıktır. Giriş ve çıkış katmanlarındaki nöron sayısı arttırıldığıa ağın

başarılı öğrenebilmesi için gizli katmandaki nöron sayısının da artırılması gerekir. Unutulmaması gereken diğer bir faktör de gizli katmanda yer alacak her gereksiz nöronun bilgisayar çalışmasını uzatacağı, buna karşılık olması gerekenden daha az nöronun bulunması halinde de ağı öğrenme sürecini gerçekleştiremeyeceğidir (Ergün 2005).

Bu çalışmada kullanılan ileri beslemeli ağ mimarisinde nöronlar katmanlar halinde yerleştirilir. İleri beslemeli sinir ağları, geniş bir uygulama alanına sahiptir. Bu tip ağ yapısı biyomedikal dâhil birçok alana başarı ile uygulanmıştır (Basheer and Hajmeer 2000). Bu çalışmada da tıbbi işaretlerin değerlendirilmesinde kendisini kanıtlamış olan ileri beslemeli sinir ağları kalp sesi işaretlerinin sınıflandırılmasında kullanılmıştır.

İleri beslemeli sinir ağı en az üç katmandan oluşur. Bu katmanlı yapısından dolayı kullanılan mimari çok katmanlı algılayıcı (Multilayer perceptron) olarak da isimlendirilmektedir. İleri beslemeli YSA şekil 2.15'de de izlenildiği gibi giriş, gizli ve çıkış katmanlarındaki nöronlardan oluşmaktadır.



**Şekil 2.15** İleri Beslemeli Giriş, Gizli ve Çıkış Katmanlarından Oluşan YSA Mimarisi  
(Ergün 2005)



Giriş katmanındaki işlem elemanları veya nöronlar sadece giriş işareti  $x_i$ 'nin gizli katmandaki nöronlara dağılmasını sağlayan tampon görevini yaparlar. Gizli katmanda bulunan her bir  $j$  indisli işlem elemanı;  $x_i$  giriş işaretini, giriş katmanında  $w_{ij}$  ağırlıkları ile çarptıktan sonra toplar. Bu toplam bir  $f$  eşik fonksiyonu olarak  $y_i$  çıkışını aşağıdaki gibi hesaplar.

$$y_i = f(\sum w_{ij}x_i) \quad [2.7]$$

Eşik fonksiyonu sigmoid veya hiperbolik tanjant gibi bir fonksiyon olabilir. Çıkış katmanındaki her bir nöronun değeri gizli katmanda bağlı olduğu nöronlardan çıkarılır. Bir öğrenme algoritması kullanılarak nöronlar arasındaki bağlantıların ağırlıkları düzenlenir.

İleri beslemeli sinir ağında bir gizli katman olabileceği gibi birden fazla gizli katman da olabilir. Önceki katmandaki her bir nöronun ağırlıkları toplamını alan her bir nöron bir sonraki katmandaki her bir nörona giriş olarak uygulanır. Her bir nöronun aktivasyonu eşik fonksiyonu ile kontrol edilir.

Bu çalışmada kalp sesi işaretlerini sınıflandıracak sinir ağının öğrenmesinde başarılı bir öğrenme algoritması olan geri yayılım (back propogation) algoritması kullanılmıştır. Geri yayılım algoritması, ağın çıkışındaki hatayı hesaplayarak nöronların ağırlıklarını yeniden düzenler. Yeniden düzenleme katmanlara yayılarak, çıkıştaki hata azaltılmaya çalışılır (Ergün 2005).

### 2.3.2 Geri Yayılım Algoritması

Karmaşık örüntülerin sınıflandırılmasında kullanılan etkin sinir ağı modellerinden birisi, ilk olarak Werbos tarafından düzenlenen, daha sonra Parker, Rummelhart ve McClelland tarafından geliştirilen geriye yayılım ağıdır (Haykin 1999, Basheer and Hajmeer 2000). Yayınma ve uyum gösterme olarak iki aşamada işlemleri gerçekleştiren geri yayılım, katmanlar arasında tam bir bağlantının bulunduğu çok katmanlı ileri

beslemeli ve denetimli olarak eğitilen bir sinir ağı modelidir (Ergün 2005).

Geri yayımlı YSA'nın etkili bir eğitim ve daha iyi anlaşılır bir sistem olma avantajı vardır (Chen et al. 1995, Sinha et al. 2007). Bütün katmanlardaki nöronlar veya nodlar birbirlerine ileri beslemeli tarzda bağlıdır. Her bir nöron arasındaki bağlantının belli bir ağırlık değeri vardır. Bu ağırlıklar bir sonraki işleme tabi tutulmadan önce ilk katmandaki nöronun çıktısı üzerine etki ederler (Sinha et al. 2007).

Geri yayılım algoritması ve genelleştirilmiş delta kuralı (GDK) kullanılarak sinir ağına ait ağırlık değerlerinin bulunması ile sinir ağının öğrenmesi gerçekleştirilir. Kalp sesi işaretlerinin sinir ağı girişine uygulanabilmesi için spektral analizi sonucu elde edilen hız parametreleri  $x_p = (x_{p1}, x_{p2}, \dots, x_{pN})^t$  şeklindeki bir giriş vektörü olarak ağı giriş katmanındaki nöronlara uygulanır. Gerekli hesaplamalar yapılarak elde edilen değerler gizli katman nöronlarına yayınırlar. Gizli katmandaki j. nöronun net giriş değeri

$$net_{pj}^h = \sum_{i=1}^N w_{ji}^h x_{pi} + \theta_j^h \quad [2.8]$$

eşitliğinden hesaplanmaktadır. Burada  $h$  gizli katmanı,  $w_{ji}^h$  j. nöronun i. giriş katman nöronu ile olan bağlantı ağırlığını,  $\theta_j^h$  eğitim değerini gösterir. Bu nöron için faaliyet değerinin net giriş değerine eşit olduğu kabul edildiğinde, bu nöronun çıkış değeri,

$$i_{pj} = f_j^h (net_{pj}^h) \quad [2.9]$$

şeklinde bulunacaktır.  $o$  çıkış katmanını,  $w_{kj}^o$  k. nöronun j. gizli katman nöronu ile olan bağlantı ağırlığını,  $\theta_k^o$  eğitim değerini göstermek üzere, çıkış katmanındaki k. nöronun net giriş ve çıkış değeri,

$$net_{pk}^o = \sum_{j=1}^L w_{kj}^o i_{pj} + \theta_k^o \quad [2.10]$$

$$o_{pk} = f_k^o (net_{pk}^o) \quad [2.11]$$

eşitliklerinden hesaplanacaktır. Burada  $o_{pk}$  ağın çıkış katmanındaki  $k$ . nöronun çıkışını göstermektedir.

Katmanlarda yer alan nöronlar arası bağlantı ağırlıklarının başlangıç değerlerinin belirlenmesi, problemin çözümüne giden yolda ilk adımdır. Bu çalışmada ilk ağırlık ve eşik değerleri pozitif, 1'den küçük değerler olarak belirlenmiştir.

Ağın eğitimi için izlenmesi gereken temel süreçte öncelikle sinir ağına bir giriş vektörü uygulanır ve buna ilişkin çıkış değeri hesaplanır. Bu çalışmada çıkış değeri normal, mitral darlık ve pulmoner darlık olarak alınmıştır. Sonra olması gereken çıkış değeri ile fiili çıkış değeri karşılaştırılır ve elde edilen fark hata ölçüsü olarak yorumlanır.  $p$ . eğitim vektörünün sinir ağına uygulanması sonucu  $k$ . çıkış nöronundaki hata,  $\delta_{pk} = (d_{pk} - o_{pk})$  ile ifade edilir. Burada  $o_{pk}$  sinir ağının fiili çıkış değerini,  $d_{pk}$  ise olması gereken çıkış değerini göstermektedir. GDK tarafından minimize edilecek olan hata, tüm çıkış nöronları için elde edilen hataların karelerinin toplamı olacaktır.

$$E_p = \frac{1}{2} \sum_{k=1}^M \delta_{pk}^2 \quad [2.12]$$

Bu durumda gizli ve çıkış katmanı arasındaki bağlantı ağırlık değerlerinin yeniden düzenlenmesini sağlayan eşitlik,

$$w_{kj}^o(t+1) = w_{kj}^o(t) + \eta \delta_{kj}^o i_{pj} \quad [2.13]$$

şeklinde yazılabilir. Burada  $\eta$  öğrenme oranı olarak adlandırılarak öğrenme hızını belirleyen sabit bir değerdir.

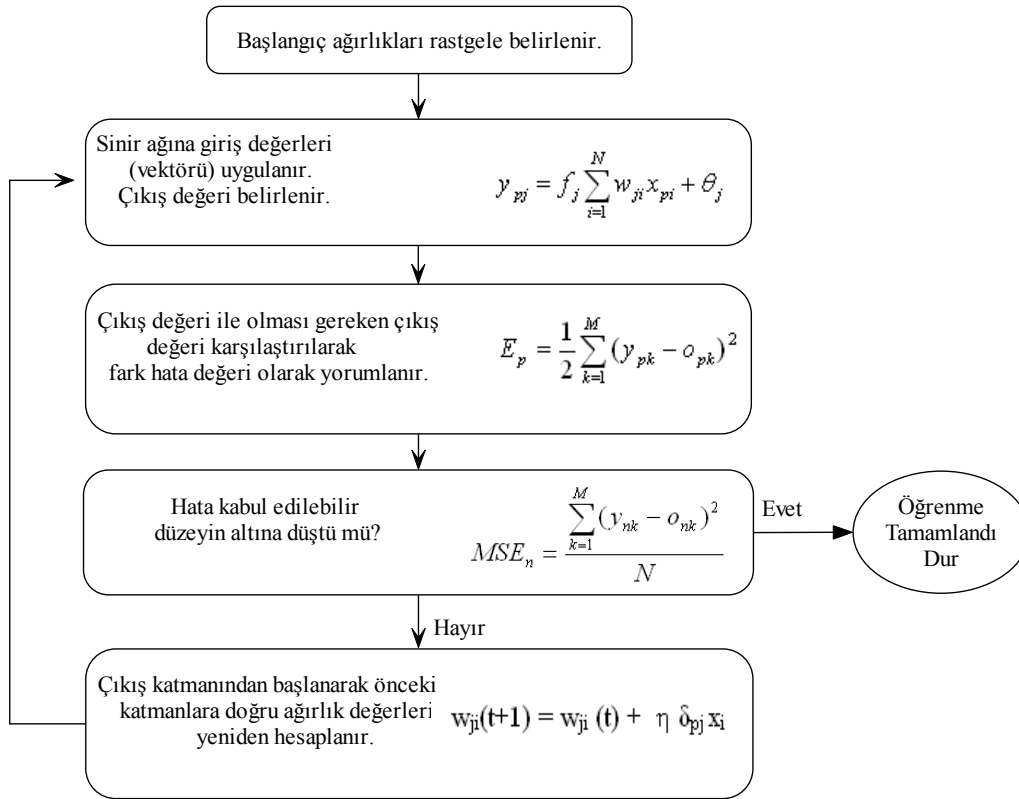
Çıkış katmanı için yapılan hesaplamaların benzerinin, gizli katman için de tekrarlanması gerekmektedir. Gizli katmandaki ağırlık değerlerinin yeniden düzenlenmesi çıkış katmanındaki toplam hatayı gösteren  $\delta_{pk}^o$  değerine bağlı olacaktır. Bu nedenle çıkış katmanındaki bilinen hata değerleri, gizli katmandaki uygun ağırlık değerlerinin belirlenebilmesi için gizli katmana doğru geriye yayınırlar. Buradan da çıkış katmanındaki hesaplamalara benzer şekilde gizli katmandaki ağırlık değerlerinin

yeniden düzenlenebilmesi için,

$$w_{ji}^h(t+1) = w_{ji}^h(t) + \eta \delta_{pj} x_i \quad [2.14]$$

eşitliğini yazmak mümkün olacaktır. Buraya kadar matematiksel olarak açıklanan geri yayılım algoritması akış şeması halinde şekil 2.16'da verilmiştir.

Ağırlık değerleri eğitim sürecinin en başında  $\pm 0,5$  değerleri arasında tesadüfi olarak belirlenmelidir. Ağın öğrenme hızını belirleyen  $\eta$  değeri için genellikle 0,05 ile 0,25 arasında küçük bir değer atanması tercih edilir. Bu değer gereğinden daha küçük belirlenmesi adım sayısının artmasına, tersi ise global maksimum noktaya erişilememesine neden olur.



Şekil 2.16 Geri Yayılım Algoritması (Ergün 2005)

Öğrenme sürecinin süratini, minimum noktadan uzaklaşmayacak şekilde artırabilmek için diğer bir yol, **momentum** ismi verilen bir tekniğin kullanılmasıdır.  $\nabla_p w$  ağırlık

değişim değerinin hesaplanması sırasında, önceki değişim değerinin belirli bir yüzdesi, hesaplanan değere ilave edilir. Eklenen bu değer ağırlık değerlerindeki değişimin, aynı yönde gerçekleşmesine katkıda bulunur. Bu durumda çıkış katmanında ağırlık değerlerinin bulunması için kullanılan eşitlik,

$$w_{kj}^o(t+1) = w_{kj}^o(t) + \eta \delta_{kj} i_{pj} + \alpha \Delta_p w_{kj}^o(t-1) \quad [2.15]$$

şeklinde yazılacaktır. Bu eşitlikte,  $\alpha$  momentum parametresini temsil etmekte ve bu parametreye genellikle 1'den küçük, pozitif bir değer atanmaktadır.

YSA'da öğrenme esnasında yapılması gereken en önemli konulardan biri de öğrenme katsayısı ve momentum teriminin ayarlanmasıdır. Öğrenme katsayısı 0,01 ile 1 aralığında seçilebilen sabit bir sayıdır. Ağırlıkların çok yüksek tutulması yüzünden yapay sinir ağının öğrenme davranışı bozulabilir. Bunu önleyebilmek için öğrenme katsayısının küçük tutulması gerekir. Öte yandan küçük öğrenme oranı ise öğrenme işlemini yavaşlatmaktadır. Bu nedenle momentum öğrenme tekniği için adım büyüklüğünün ve momentum katsayısının ağın öğrenmesi için uygun olarak belirlenmesi gerekir. Bu parametrelerin dikkatlice ayarlanması ile başarılı sonuçlar elde edilebilir (Ergün 2005).

### 2.3.3 YSA Performansının Değerlendirmesi

Ağın öğrenmedeki başarısını değerlendirmek için gerçek ve tahmin edilen değerler arasındaki sapmalar ölçülür. Bu çalışmada sinir ağının çıkışındaki nöronların değeri (hesaplanan teşhis) ile uzman doktorlar tarafından belirlenen gerçek teşhis bilgisi karşılaştırılarak aradaki fark hata değeri olarak hesaplanır.

Ortalama Karesel Hata (OKH), değeri istenen ile hesaplanan ağ çıkışının birbirine ne kadar iyi uyup uymadığına karar vermek için kullanılır. Bu hata değeri dikkate alınarak çıkış katmanından giriş katmanına doğru bağlantıların ağırlıkları yeniden düzenlenir. OKH değeri öğrenmenin başlarında biraz büyük olabilir. Fakat öğrenmede adım sayısı arttıkça OKH azalacak ve sabitleşecektir. Geri yayılım öğrenme tekniğinde OKH değeri

kabul edilebilir değerin altına düşünceye kadar öğrenmeye devam edilir.

OKH, ağın istenen çıkış değerlerine ne kadar yaklaştığını belirlemek için kullanılır. Denetimli öğrenmede durma kriteri genellikle OKH üzerine kurulur. OKH bir eşik değerinin altına düştüğünde öğrenme durdurulur. Bir başka durma kriteri ise adımlar arasındaki hata değişiminin eşik değerinin altına düşmesi durumudur.

OKH değerinin belli bir değerin altına düşmesiyle sinir ağının verilen veri yapısını başarıyla öğrendiği kabul edilir. Böylece herhangi bir hastaya ait parametreler ağa uygulandığında ağın çıkışında elde edilen sonuç uzman doktorun verdiği karar ile uyuşmalıdır. Uzman doktorun teşhisi ile sinir ağı çıkışında hesaplanan teşhis bilgisinin ne kadar uyduğu bir çizelge üzerinde gösterilebilir. Sınıflama tablosu (*confusion matrix*) olarak adlandırılan bu çizelge (çizelge 2.1) incelenerek sinir ağının tahmin başarısı ölçülebilir. Çizelge 2.1’de bahsedilen Doğru Pozitif (DP), Doğru Negatif (DN), Yanlış Pozitif (YP) ve Yanlış Negatif (YN) değerleri çizelge 2.2’de açıklanmaktadır.

**Çizelge 2.1** Sınıflama Tablosu

		Sinir Ağı Tahmin Değeri	
		Normal	Anormal
Gerçek Değeri	Normal	DN	YN
	Anormal	YP	DP

**Çizelge 2.2** Sınıflama Tablosu Kullanılarak Elde Edilen Parametreler

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

Ayrıca sinir ağının sınıflama performansını belirleyebilmek için duyarlılık (sensitivity) ve belirlilik (specificity) analizi yapılır. Duyarlılık değeri uzman doktor ile aynı hastalık teşhis sayısının; uzman doktorun yapmış olduğu toplam hastalık teşhis sayısına bölünmesi ile elde edilir. Doğru Pozitif oranı olarak da adlandırılan duyarlılık;

$$\text{Duyarlılık} = DPO = \frac{DP}{DP + YN} \quad [2.16]$$

formülüyle hesaplanır. Böylece hastalıklı verilerin ne oranda başarı ile tahmin edilebildiği görülür. Diğer taraftan belirlilik değeri uzman doktorlar ile aynı sağlıklı teşhis sayısının; uzman doktorların yapmış olduğu toplam sağlıklı teşhis sayısına bölünmesi ile elde edilir. Doğru Negatif oranı olarak da adlandırılan belirlilik;

$$\text{Belirlilik} = DNO = \frac{DN}{DN + YP} \quad [2.17]$$

formülüyle hesaplanır. Belirlilik sayesinde de sağlıklı verilerin hastalıklılardan ne oranda ayrılabilirdiği görülür. Burada geçen DP, DN, YP ve YN değerleri Çizelge 2.2’de açıklanmaktadır (Ergün 2005).

### 2.3.4 YSA’na Uygulanacak Giriş Verilerinin Düzenlenmesi

AFD ile işlenmiş olan kalp sesleri YSA ile sınıflandırılmadan önce normalizasyon işlemine tabi tutulmalıdır. Bu işlem ile elde edilen sayısal veriler 0 ile 1 arasında dağıtılırlar. Normalizasyon işlemi için eşitlik 2.18’de verilen formül kullanılmaktadır.

$$X_{nor} = \frac{X_i - X_{\min}}{X_{\max} - X_{\min}} \quad [2.18]$$

Eşitlik 2.18’de verilen  $X_{nor}$  değeri normalize edilmiş veriyi,  $X_i$  işleme tabi tutulan veriyi,  $X_{\min}$  dizideki minimum veriyi ve  $X_{\max}$  ise maksimum veriyi temsil etmektedir. Cep bilgisayarı içerisinde yapmış olduğumuz yazılımda sesin AFD’ü hesaplandıktan hemen

sonra eşitlik 2.18’de verilen formüle uygun bir algoritma ile AFD değerleri normalize edilmiştir.

### **2.3.5 Kalp seslerinin YSA ile Sınıflandırılması**

Kalp seslerinin YSA ile sınıflandırılması iki aşamada gerçekleştirilmektedir. Cep bilgisayarı üzerinde çalıştırılan bir YSA’nın, kalp seslerinin sınıflandırabilmesi için öncelikle bir öğrenme seti vasıtasıyla eğitilmesi gerekmektedir. Eğitim sürecindeki yoğun hesaplamalar nedeniyle bu aşamada masaüstü bilgisayar üzerinden ağın eğitimi gerçekleştirilmiştir. Öğrenme setindeki örneklerin başarı ile öğrenilmesi sonucu elde edilen sinir ağı test setindeki verilerle test edilir. Test sonucu sınıflandırma başarısı yeterli görülen sinir ağına ait bütün parametreler (katman/nöron sayıları, ağırlık değerleri) cep bilgisayarına aktararak ikinci aşamaya geçilebilir.

Cep bilgisayarı üzerinde masaüstü bilgisayardan alınan parametrelerle kurulan sinir ağı hastalık teşhisine hazırdır. Böylece hastadan alınan kalp seslerinin işaret işleme yöntemleri ile analizi sonucu elde edilen parametreler sinir ağı tarafından başarı ile sınıflandırılabilir. Sınıflandırma sonucunun, cep bilgisayarı ekranı vasıtasıyla hekime iletilmesi ile kalp seslerinin sınıflandırılması sistemi tamamlanmış olur. Bu aşamadan sonra hekim hastadan elde ettiği diğer bulgularla beraber bu sistem üzerinden alınan sınıflandırma sonucu yardımıyla daha başarılı bir teşhis gerçekleştirebilecektir.

### **2.4 Mobil Programlama**

Yapılan bu tez çalışması ile kalp seslerini klinik ortamda sınıflandırabilecek bir sistem tasarlanmıştır. Klinik ortamda hekimlerin rahatlıkla bu sistemi kullanabilmeleri amacıyla sistemin taşınabilir olması önemli bir noktadır. Bu nedenle sistemin bir mobil araç olan cep bilgisayarları üzerinde çalışması kullanışlı olacaktır.



Akıllı cihazlar için uygulama geliştirirken masaüstü yazılım geliştirmeden farklı olarak dikkat edilmesi gereken bazı önemli noktalar vardır. Çünkü mobil cihazlar ile kişisel bilgisayarlar arasında donanım ve yazılım açısından farklılıklar vardır. Bu farklılıkların en önemlileri bellek kaynakları, kullanıcı arayüzü, güç gereksinimi ve geliştirim ortamlarıdır. Bu farklılıkları dikkate alarak yazılım geliştirilmesi daha performanslı ve daha stabil uygulamalar geliştirilmesini sağlayacaktır.

Mobil uygulamalar için geliştirme ortamları kişisel bilgisayarlar için geliştirilen uygulamalarda kullanılan ortamlardan farklıdır. Örneğin Visual Studio 2005 ortamı ele alınacak olursa bir DataGridView bileşeninin özellikleri mobil cihaz için uygulama geliştirirken daha kısıtlı özelliklere sahiptir. Ayrıca mobil cihazlarda kullanılan işletim sistemleri daha az API (Application Programming Interface) desteği sunarlar.

.NET Compact Framework, .NET Framework ile uygulama geliştirmedeki rahatlık ve performansın el cihazları ve pocket pc gibi cihazlar ile uygulama geliştirilmesi için biraz daha basitleştirilmiş, biraz daha özelliklerinin kısıtlandırılmış halidir. Aslında .NET Compact Framework kurulabilmesi için Windows tabanlı bir el cihazına ve cihaza uygun .NET Compact Framework sürümüne ihtiyaç vardır. Son zamanlarda ise Windows tabanlı çoğu mobil cihazın üzerinde .NET Compact Framework yüklü gelmektedir.

Visual Studio'dan önce gömülü araçlar (embedded tools) ile Windows CE'lere yazılım geliştirilmekteydi. Bu yazılımlar her cihaz türüne özel olurdu ve özel olarak derlemek gerekirdi. Ancak .NET Compact Framework sayesinde kişisel bilgisayarlarda Visual Studio ortamında uygulama geliştirilebilmektedir.

.NET Compact Framework'te kütüphanelerin uzantıları normaldeki dll'in aksine cabinet dosyaları olarak bilinen CAB uzantısı ile isimlendirilir. CAB dosyaları mobil cihaza kopyalanır ve çalıştırıldıklarında kendisini yükledikten sonra kaybolurlar (Özay 2007).

Bu tez çalışmasında cep bilgisayarının programlanması için Microsoft Visual Studio 2005 programı kullanılmıştır. Programlama dili olarak da C# dili seçilmiştir. Daha önce bahsettiğimiz YSA'nın eğitilme aşamasında ise C++ dili kullanılmıştır.

## 2.5 Sesin Sayısallaştırılması

Ses kayıtlarını bilgisayar ortamında çalabilmek ve depolayabilmek için çeşitli dosya formatlarına ihtiyaç vardır. Bu formatlar sayesinde çoklu ortam dosyaları dinlenebilir ve bilgisayarda depolanabilir. Çalışmamızda kullanılacak olan wav (Waveform Audio Format) bir ses dosyası türüdür. Yaygın olarak kullanılan bir ses dosya formatıdır. Wav dosya tipi ile ses diğer ses formatları gibi sıkıştırılarak değil, sadece sayısallaştırılarak saklanır. Bu dosya formatı sıkıştırılmadığı için çok yer kaplamaktadır. Ancak ses kalitesi olarak iyidirler. Yapılan bu tez çalışmasında wav ses formatı, sayısallaştırılmış sesi sıkıştırmadan orijinal haliyle sakladığı için tercih edilmiştir.

Wav dosya formatı multimedya dosyaları depolamak için kullanılan Microsoft'un RIFF özelliğinin bir alt kümesidir. Burada bahsedilen RIFF (Resource Interchange File Format) işaretlenmiş yığınlardan oluşan verinin depolanması için tanımlanmış genel bir formattır. Bir RIFF dosyası bir üst bilgiyle başlar ve bir dizi veri yığını ile devam eder.

Bir wav dosyası genel olarak iki kısımdan oluşmaktadır. İlk kısımda veri ile ilgili genel bilgiler bulunmaktadır. İkinci kısım ise asıl verinin başladığı kısımdır.

Şekil 2.17'de genel olarak bir wav dosya formatı verilmiştir. Burada ilk üç alan adına bakacak olursak yığın tipi adı verilen alanda her bir baytta "RIFF" kelimesinin bir harfi ASCII formunda yazılı halde bulunmaktadır. Yığın boyutu alanında, 8 baytlık yığın tipi ve yığın boyutu hariç, tüm dosyanın bayt cinsinden boyutu bulunmaktadır.

Yığın formatında ise yığın tipinde olduğu gibi "WAVE" yazılı olarak bulunmaktadır. Bu alanlardan sonra gelen 24 bayta "fmt" alt yığını adı verilmektedir. Alt yığın 1 tipi alanında fmt alt yığınının başladığını gösteren "fmt" harflerini içeren 4 bayt

bulunmaktadır. Sonra gelen alt yığın 1 boyutunda ise bu alt yığında geriye kalan bayt boyutu verilmiştir.

<u>Alan Adı</u>	<u>Alan Boyutu</u>
<i>Yığın Tipi</i>	4
<i>Yığın Boyutu</i>	4
<i>Yığın Formatı</i>	4
<i>Alt Yığın 1 Tipi</i>	4
<i>Alt Yığın 1 Boyutu</i>	4
<i>Audio Format</i>	2
<i>Kanal Sayısı</i>	2
<i>Örnekleme Oranı</i>	4
<i>Bayt Oranı</i>	4
<i>Blok Sıralama</i>	2
<i>Örneklemedeki Bit Oranı</i>	2
<i>Alt Yığın 2 Tipi</i>	4
<i>Alt Yığın 2 Boyutu</i>	4
<i>Veri</i>	<i>Alt Yığın 2 Boyutu</i>

Formatla ilgili genel bilgiler içerir

Ses Formatı ile ilgili çeşitli bilgileri

Sesin boyutu ve ses verilerini içerir

**Şekil 2.17** Wav Dosya Formatı (İnt. Kyn. 1)

Audio format kısmında ise wav dosyaları için 1 değeri onaltılık tabanda (01 00) bulunmaktadır. Bu değer PCM (Pulse Code Modulation) değerine göre verilmektedir. Burada PCM dijital ses taşınmasında kullanılan yüksek hızda iletim sağlayan bir protokoldür. Eğer audio format 1 değeri dışında bir değer alırsa, bu sıkıştırılmış bir formatı göstermektedir.

Kanal sayısı ise mono (tek) kanallar için 1, stereo kanallar için ise 2 değerini almaktadır. Bir sonraki alan olan örnekleme oranında ise sesin hangi örnekleme oranına (8000, 44100, vs.) göre oluşturulduğu bulunmaktadır. Takip eden 4 baytta ise bayt oranı

bulunmaktadır. Bu oran eşitlik 2.19’da verilmiş olan formüle göre bulunmaktadır. Tüm kanalları içeren bir örnekteki baytların sayısı blok sıralama alanında verilmiştir.

Blok sıralama eşitlik 2.20 ile elde edilmektedir. “fmt” alt yığınının son kısmında ise örnekleme oranı (8 bit, 16 bit, vs.) bulunmaktadır.

$$\text{Bayt Oranı} = \text{Örnekleme Oranı} \times \text{Kanal Sayısı} \times \text{Örneklemedeki Bit Oranı} / 8 \quad (2.19)$$

$$\text{Blok Sıralama} = \text{Kanal Sayısı} \times \text{Örneklemedeki Bit Oranı} / 8 \quad (2.20)$$

Örnekleme bit oranından sonra gelen baytlara ise “data alt yığını” denilmektedir. Alt yığın 2 tipi alanında, alt yığın 1 tipinde olduğu gibi, data alt yığınının başladığını gösteren “data” harflerini içeren 4 bayt bulunmaktadır. Alt yığın 2 boyutunda ise veride bulunan baytların sayısı verilmiştir. Alt yığın 2’den sonra asıl ses verileri başlamaktadır (İnt. Kyn. 1).

Şekil 2.18’de örnek bir onaltılık tabanda baytlardan oluşan wav dosyası verilmiştir. Şekilde kanal sayısı kısmına bakarak bu sesin stereo bir ses olduğu anlaşılmaktadır. Son kısımlarda ise asıl ses verisi verilmiştir.

Şekil 2.18’deki örnekte son sütundaki asıl ses verileri kısmına bakılacak olursa, örneğin sağ sütunundaki 2 bayt sağ kanalı, sol tarafındaki 2 bayt ise sol kanalı oluşturmaktadır. Örnek 3 için, “3c 14” değerleri sağ kanalı, “3c 13” değerleri ise sol kanalı temsil etmektedir.

52 49 46 46 <u>24 08 00 00</u> 57 41 56 45 R I F F    Yığın Boyutu    W A V E 2084			66 6d 74 20 <u>10 00 00 00</u> f m t []    Alt Yığın Boyutu 16		
<u>01 00</u> Audi Format 2	<u>02 00</u> Kanal Sayısı 2	<u>22 56 00 00</u> Örnekleme Oranı 22050	<u>88 58 01 00</u> Bayt Oranı 88200	<u>04 00</u> Blok Sıralama 4	<u>10 00</u> Örneklemedeki Bit Oranı 16
64 61 74 61 D A T A		<u>00 08 00 00</u> Alt Yığın 2 Boyutu 2048	<u>00 00 00 00</u> Örnek 1	<u>24 17 1e f3</u> Örnek 2	
<u>3c 13 3c 14</u> Örnek 3	<u>16 f9 18 f9</u> Örnek 4	<u>34 e7 23 a6</u> Örnek 5	<u>3c f2 24 f2</u> Örnek 6	<u>11 ce 1a 0d</u> Örnek 7	

**Şekil 2.18** Örnek Bir Wav Dosyası (İnt. Kyn. 1)

Yukarıda sözü edilen formata uygun olarak yazılan bir kod parçasıyla hastadan alınan kalp sesleri sayısallaştırılmaktadır. Sayısallaştırma işleminde wav dosyası okunarak elde edilen onaltılık tabanda olan sayısal veriler ondalık tabana dönüştürülmektedir. Elde edilen sesin sayısal formatı sayesinde cep bilgisayarı üzerinde sesin grafiği çizilebilmekte ve AFD uygulanabilmektedir. Wav ses formatından, yazılan cep bilgisayarı yazılımı ile elde edilen sayısal veriler başka bir kod içerisinde ses grafiği haline dönüştürülmekte ve yine başka bir kod içerisinde de AFD'ne tabi tutulmaktadır.

### 3. BULGULAR

#### 3.1 Kalp Seslerinin Sınıflandırılması Sistemi

Kalp seslerinin teşhisine yönelik yapılan çalışmada kalp seslerinin alımı için Littmann 4100 model elektronik stetoskop kullanılmıştır. Model 4100 Littmann elektronik stetoskobu ile 6 farklı ses kaydetmek mümkündür. Bu sayede aralıksız altı hastadan alınan kalp sesleri stetoskobun kendi bünyesinde saklanmaktadır. Ayrıca saklanan bu sesler stetoskop üzerinde bulunan kızılötesi teknoloji sayesinde cep bilgisayarına aktarılabilecektir.

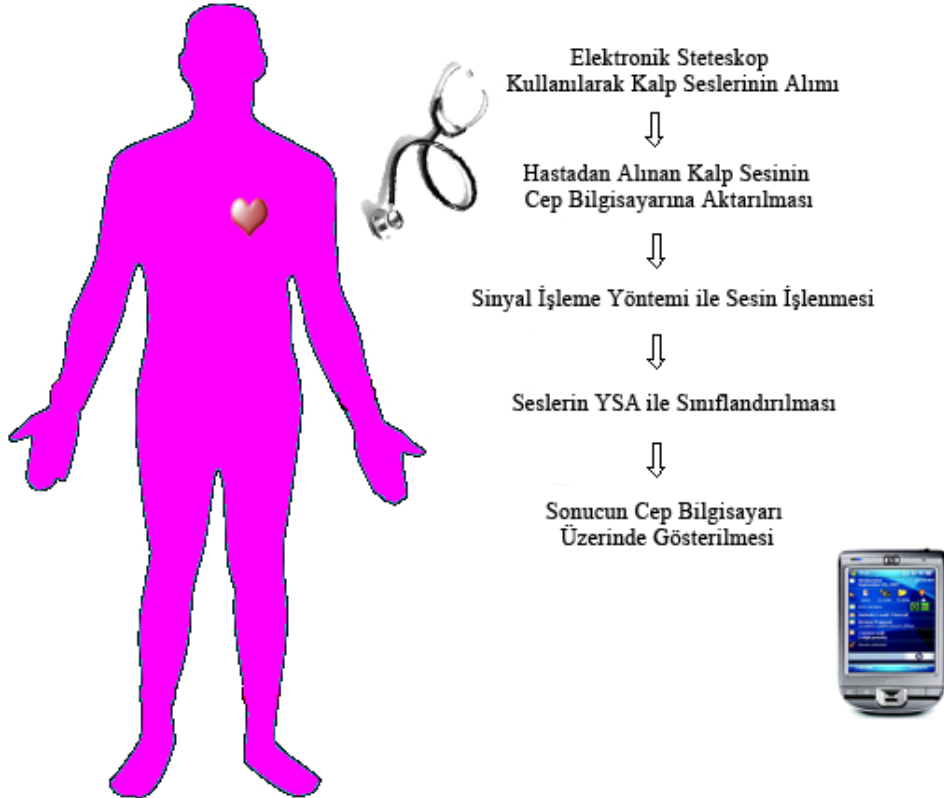
Littmann 4100 model elektronik stetoskop ile kaydedilen sesler *e4k* formatı altında saklanmaktadır. Bu formatı sayısallaştırmak mümkün olmadığı için yine Littmann tarafından verilen bir programla bu formatın cep bilgisayarı üzerinde wav formatına dönüştürülmesi gerekmektedir. Ses wav formatına dönüştürüldükten sonra sayısallaştırma işlemine geçilmektedir.

Seçilmesi gereken cep bilgisayarında aradığımız en önemli özellik cep bilgisayarında kızılötesi teknolojinin bulunmasıdır. Bu kızılötesi teknoloji sayesinde stetoskop üzerinde kaydedilen sesler kolaylıkla cep bilgisayarına aktarılabilecektir. İkinci aranan kriter ise cep bilgisayarının ekranının geniş olmasıdır. Bu sayede yapılan yazılımda bulunan ara yüzler daha kullanışlı ve çözümlüğü yüksek olacaktır. Bir diğer aranan özellikte üzerinde yazılımı destekleyecek olan Microsoft Windows Mobile işletim sisteminin bulunmasıdır. Bu yüzden saydığımız özelliklere sahip olan HP iPAQ hx2000 serisi cep bilgisayarı tercih edilmiştir. HP iPAQ hx 2000 cep bilgisayarında Microsoft yazılımının cep bilgisayarı sürümleri için geliştirmiş olduğu Microsoft Windows Mobile 2003 Second Edition yazılımı mevcuttur. Ayrıca 3.5'' ekrana sahiptir ve üzerinde kızılötesi bulunmaktadır.

Sistem için yapılan yazılım tamamlandığında cep bilgisayarları için yükleme dosyası olan CAB dosyası haline getirilir. Bu sayede üzerinde Windows Mobile işletim sistemi

bulunan tüm cep bilgisayarlarına yüklenebilecek ve yükleme işlemi tamamlandığında kullanıma hazır hale gelecektir. Programın kurulumu ve kullanımı çok basit bir halde hazırlanmıştır. Bu sayede her kullanıcı rahatlıkla programı yükleyebilecek ve kullanabilecektir.

Hastadan alınan kalp seslerinin sınıflandırılması için yapılması planlanan sistemin akış diyagramı şekil 3.1’de verilmiştir. Buna göre ilk olarak Littmann 4100 model elektronik stetoskop kullanılarak hastalardan ses alınacak ve sonrasında alınan sesler kızılötesi teknoloji yardımıyla cep bilgisayarına aktarılacak Littmann’ın kendi yazılımı ile wav formatına dönüştürülecektir. Bir sonraki adımda ise wav formatına dönüştürülen sesler yazılım içerisinde bulunan bir algoritma ile sayısallaştırılarak cep bilgisayarı ekranına grafiği çizdirilecektir. Elde edilen sayısallaştırılmış ses verileri sinyal işleme yöntemlerinden birisi olan AFD kullanılarak işlendikten sonra son adım olan YSA ile sınıflandırma işlemine geçilecektir.



**Şekil 3.1** Sistem Akış Diyagramı

### 3.2 AFD Kullanarak Kalp Seslerinin İşlenmesi

Kalp seslerinin sayısallaştırılması işleminden sonra, sayısallaştırılan seslerin sinyal işleme tekniklerinden birisi olan AFD tekniği kullanılarak işlenmesi kısmı gelmektedir. Bu aşamada elde edilen sayısallaştırılmış sesler yazılan kod içerisinde bir diziye (array) aktarılarak, AFD içeren kodun bir başka parçası ile işlenmektedir.

Şekil 3.2’de programın ilk çalıştırılmış hali Visual Studio içerisinde bulunan Pocket Pc 2003 SE emülatörü üzerinde gösterilmiştir.



Şekil 3.2 Ses Dosyası Seçim Ara Yüzü



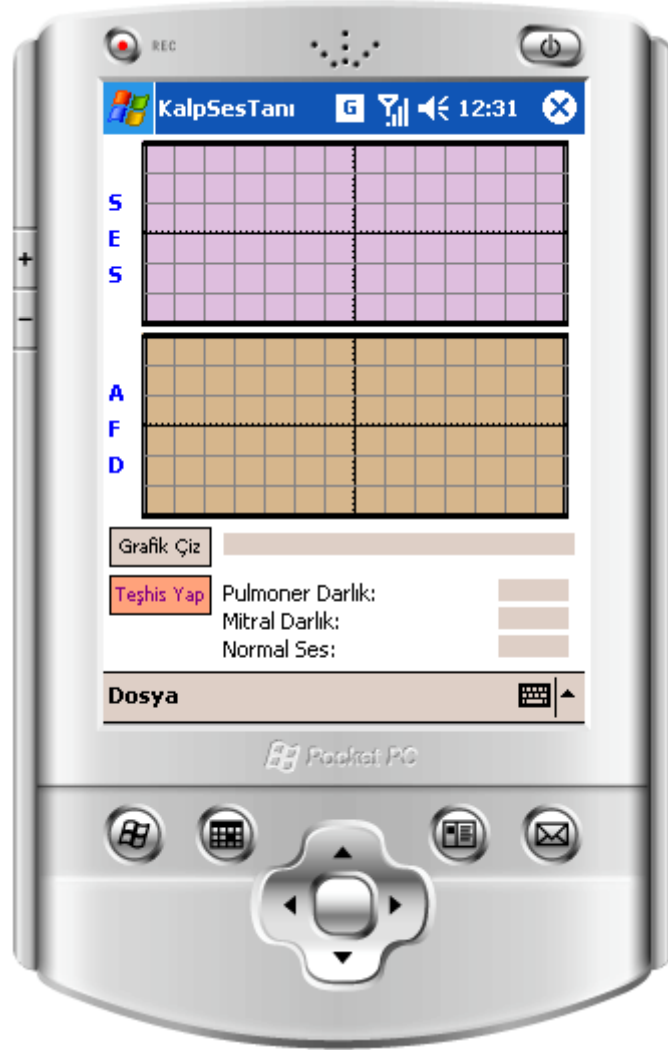
Şekilde de görüldüğü gibi program ilk çalıştırıldığı anda öncelikle kullanıcıdan, daha önce cep bilgisayarına aktarılmış ve wav dosya formatına çevrilmiş kalp seslerinden birisini seçmesini isteyecektir. Bu sayede kullanıcının seçmiş olduğu bu ses üzerine işlemler gerçekleştirilecektir. Ekran üzerinde herhangi bir ses dosyası seçildiğinde program seçilen wav dosyasını sayısallaştırmaktadır. Sayısallaştırma işlemini tamamladıktan sonra grafiklerin çizdirileceği grafik ara yüzüne geçilmektedir.

Teşhiste bulunmak istenilen kalp sesi dosyası seçildikten sonra grafiklerin çizdirileceği ikinci ekran gelmektedir. Şekil 3.3'de görülen bu ekran üzerinde yer alan grafik çiz butonuna tıklandıktan sonra sayısallaştırılmış ses AFD'ne tabi tutularak hem ses grafiği, hem de AFD grafiği cep bilgisayarı üzerinde çizdirilmektedir. Şekilde ekranın üst kısmında bulunan ve sol yanında "SES" yazan panel üzerinde seçilen kalp sesinin zaman ve genlik grafiği, alt kısmında bulunan ve sol yanında "AFD" yazan panel üzerinde de kalp sesinin AFD uygulandıktan sonraki grafiği çizdirilecektir.

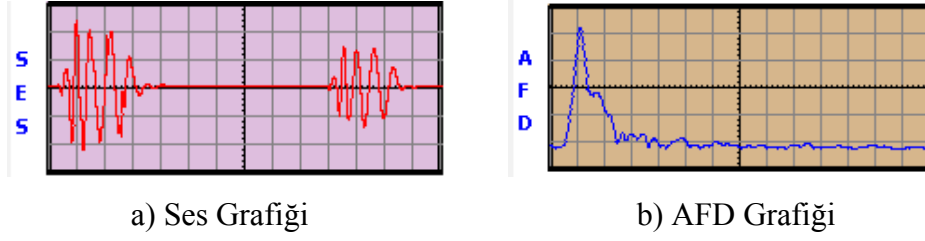
Şekil 3.3'de grafik çiz butonuna tıklandıktan sonra, bu butonun hemen yanında yer alan alanda "işleminiz yapılıyor lütfen bekleyin" yazısı gelmektedir. Bu yazının görüldüğü sırada cep bilgisayarı wav dosyasından elde ettiği sayısal değerleri AFD algoritmasına tabi tutmaktadır. Bu işlem AFD algoritması içerisindeki işlem yükü nedeniyle biraz zaman almaktadır. Ses seçildikten sonra sesin sayısallaştırılması, sesin seçildiği anda yapılmıştır. Dolayısıyla grafik çiz butonuna tıkladığı anda, hali hazırda bir dizin içerisinde bulunan sayısallaştırılmış kalp sesleri, bu dizin içerisinde çağırılarak AFD'ne tabi tutulmaktadır..

Wav dosyasından elde edilen sayısal değerlerin AFD'ne tabi tutulma işlemi tamamlandıktan sonra (grafik çiz butonunun hemen yanında yer alan kısımda "işlem tamamlandı" yazısını gördükten sonra), şekil 3.4'de görülen ses grafiği ve AFD grafiği cep bilgisayarının ekranına çizdirilmektedir. Bu işlem iki ayrı panel üzerinde, hem kalp sesleri için hem de AFD için yazılmış olan iki ayrı çizim algoritması ile gerçekleştirilmiştir. AFD tamamlandıktan sonra elde edilen sayısal değerler yine ayrı bir dizin içerisinde atılarak saklanmaktadır. Çizim işlemi gerçekleştirilirken kalp seslerinin sayısallaştırılmış verilerinin tutulduğu dizin, çizim algoritması içerisinde çağırılarak

kalp sesi grafiği çizdirilmektedir. Yine aynı şekilde AFD işlemleri tamamlandıktan sonra elde edilen verilerin saklı tutulduğu dizin, AFD grafiği için ayrıca yazılmış olan çizim algoritması içerisinde çağırılarak AFD grafiği çizdirilmektedir. Şekil 3.5’de çizim işlemleri tamamlandıktan sonra cep bilgisayarımızın ara yüzü gösterilmiştir.

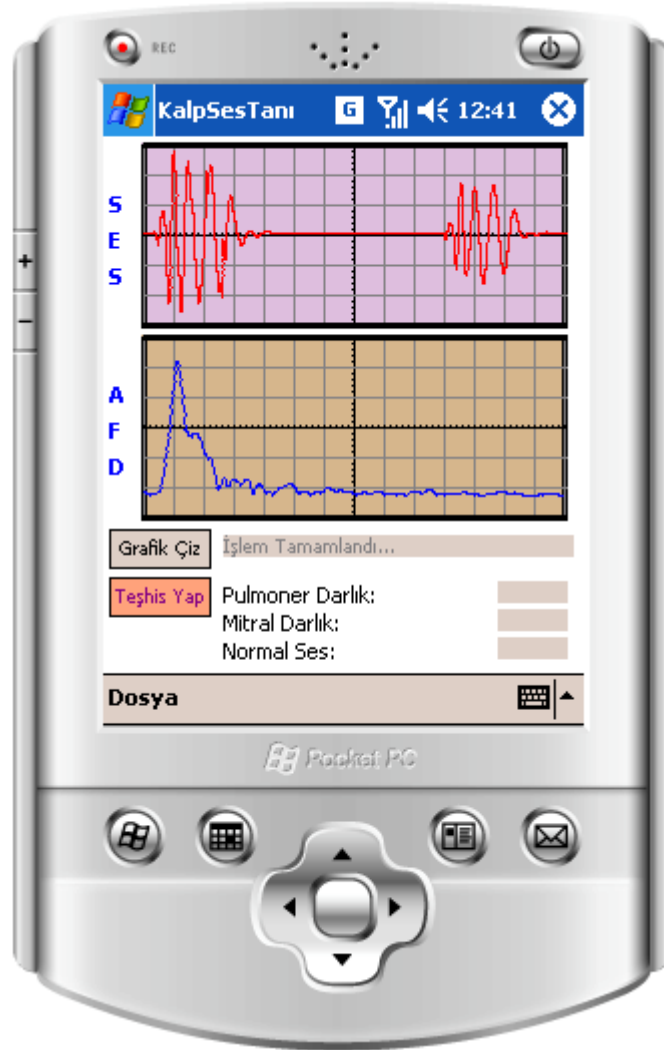


Şekil 3.3 Grafik Ara Yüzü



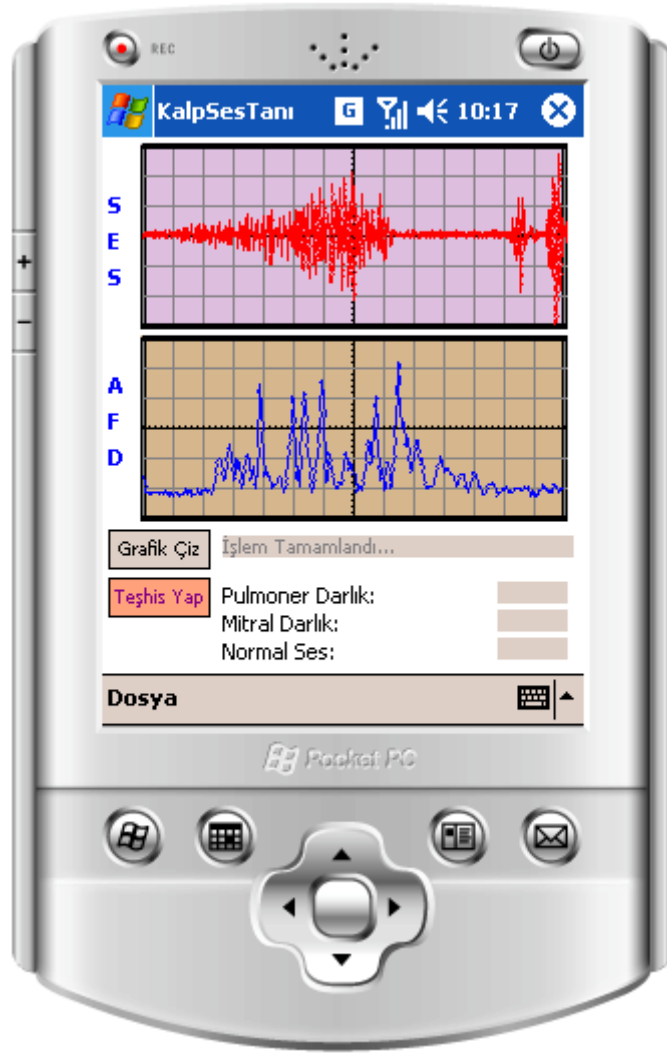
Şekil 3.4 Ses ve AFD Grafiği

Şekil 3.5’de normal bir kalp sesinin ses grafiği ve AFD grafiği gösterilmiştir. Bu çalışmada alınan kalp sesleri tek bir döngüden oluşmaktadır. Bu sayede sayısallaştırılmış kalp seslerinin AFD algoritması içerisindeki işlem süresinin kısaltılması amaçlanmıştır.



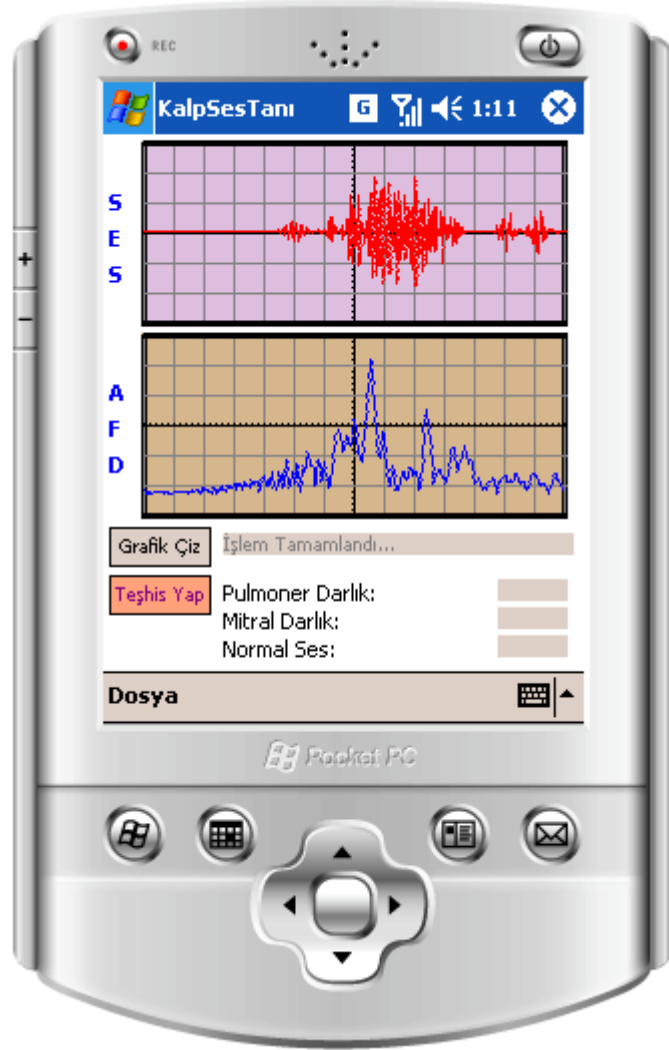
Şekil 3.5 Normal Bir Kalbin Ses ve AFD Grafiklerinin Çizdirildiği Ekran Görüntüsü

Şekil 3.6’da mitral darlık rahatsızlığı bulunan, şekil 3.7’de ise pulmoner darlık rahatsızlığı bulunan hastalardan alınmış kalp seslerine ait ses ve AFD grafiklerinin yapılan yazılımdaki görüntüleri verilmiştir. Şekillerde görüldüğü gibi normal bir insana ait kalp sesi grafiği ile mitral darlık rahatsızlığı ve pulmoner darlık rahatsızlığı bulunan bir hastanın kalp sesi grafiği arasında büyük bir fark bulunmaktadır.



**Şekil 3.6** Mitral Darlık Rahatsızlığı Bulunan Bir Hastanın Kalp Sesi ve AFD Grafiklerinin Çizdirildiği Ekran Görüntüsü

Kalp sesi grafiğine yansıyan bu fark AFD grafiğini de büyük ölçüde etkilemektedir. Her hastalıkta oluşan kalp sesi grafiği o hastalığa bağlı olarak değişmekte ve bu da AFD grafiğini her bir hastalık için farklılaştırmaktadır. Dolayısıyla AFD grafiğinde oluşan bu farklılardan yola çıkarak YSA hastalık üzerine bir karar verebilmektedir.



**Şekil 3.7** Pulmoner Darlık Rahatsızlığı Bulunan Bir Hastanın Kalp Sesi ve AFD Grafiklerinin Çizdirildiği Ekran Görüntüsü

### 3.3 AFD Kullanılarak İşlenmiş Kalp Seslerinin YSA ile Sınıflandırılması

#### 3.3.1 YSA'nın Eğitilme Süreci

AFD gerçekleştirildikten sonra, kalp seslerinin sınıflandırılması aşaması gelmektedir. Bu işlem için sınıflandırmadaki başarısından daha önce bahsedilmiş olan YSA seçilmiştir. YSA ile yapılan sınıflandırmada normal kalp sesi, pulmoner darlık ve mitral darlık kalp rahatsızlıkları incelenmiştir.

Bu tez çalışmasında eğitim ve test setlerinin oluşturulması için mitral ve pulmoner darlık tespit edilmiş hastalara ve kontrol grubundan (normal kalp sesi) oluşan kişilere ait kalp seslerinin AFD analizleri yapılmıştır. YSA'nın eğitilmesi için oluşan eğitim ve test setleri çizelge 3.1'de verilmiştir.

**Çizelge 3.1** Öğrenme ve Test Gruplarının Dağılımı

Sınıf	Öğrenme Seti	Test seti	Toplam
Normal	20	20	40
Pulmoner Darlık	20	20	40
Mitral Darlık	20	20	40
Toplam	60	60	120

Çizelge 3.1'de de görüldüğü üzere seçilen 120 adet kalp verisi öğrenme ve test setlerine eşit oranda paylaştırılmıştır.

Eğitim setinin öncelikle masaüstü bilgisayarı için C++'da hazırlanmış olan programda eğitime tabi tutulması gerekmektedir. Çünkü gerek hasta sayısı gerekse hastadan alınan parametrelerin fazla olması nedeni ile eğitim sürecinde yoğun işlem gücü gerekmektedir. Bu nedenle YSA'nın eğitim sürecinin cep bilgisayarı yerine masaüstü bilgisayarda gerçekleştirilmesi uygun görülmüştür.

Hastadan alınan kalp seslerinin AFD sonucu elde edilen parametreleri sinir ağının girişine uygulanmaktadır. Bu tez çalışmasında AFD parametrelerinin incelenmesi

sonucu ilk 300 parametrenin sinir ağının giriş katmanındaki 300 nörona doğrudan uygulanması uygun görülmüştür. Yine yapılan çalışmalar sonucu gizli katmana 80 adet nöronun yerleştirilmesi YSA'nın öğrenmesi için yeterlidir. Çıkış vektörü ise sinir ağının çıkışındaki üç nörona bağlı olarak aşağıdaki gibi tanımlanmıştır:

[0 0 1] = Kontrol grubu

[0 1 0] = Pulmoner Darlık

[1 0 0] = Mitral Darlık

Eğitim seti YSA'na uygulanarak ortalama karesel hata değerinin 0.001'in altına düşünceye kadar eğitime devam edilmiştir. Rasgele başlangıç ağırlık değerleri ile yapılan 10 deneme sonucunda ortalama 17562 epok (adım sayısı) değerinde ortalama karesel hatanın 0.001'in altına düştüğü gözlemlenmiştir. Ağın öğrenmesindeki durma kriterinin yapılan test sonuçlarına göre yeterli olduğu görülmüştür. Elde edilen test sonuçları çizelge 3.2'de verilmiştir.

**Çizelge 3.2** Test Verilerinin YSA'na Uygulanması Sonucu Elde Edilen Sınıflama Tablosu (Confusion Matrix)

		Sinir Ağı Tarafından Tahmin Edilen Sınıflama Sonucu			
		Kontrol	Mitral Darlık	Pulmoner Darlık	Toplam
Uzman Hekim Tarafından Yapılan Teşhis	Kontrol	19	0	1	20
	Mitral Darlık	1	18	1	20
	Pulmoner Darlık	0	2	18	20
	Toplam	20	20	20	60

Sinir ağının performansı incelenerek elde edilen veriler çizelge 3.3’de sunulmuştur. Çizelgeden de görüldüğü üzere %91.6 oranındaki doğru sınıflama değeri YSA’nın yeterince eğitildiğini göstermektedir. Ayrıca yapılan çalışmada %97.29 duyarlılık, %82.6 belirlilik elde edilmiştir.

**Çizelge 3.3** Test Verilerinin Uygulanması Sonucu Elde Edilen YSA Performans Sonucu

Giriş Veri Seti	Duyarlılık	Belirlilik	Doğru Sınıflama
Test Seti	%97.29	%82.6	%91.6

Masaüstü bilgisayarda yapılan eğitimler sonucu yeterli sınıflama başarısı gösteren YSA mimarisine ait parametreler (Katman/Nöron sayıları ve bütün ağırlık değerleri) cep bilgisayarına aktarılmak üzere uygun formatta saklanır.

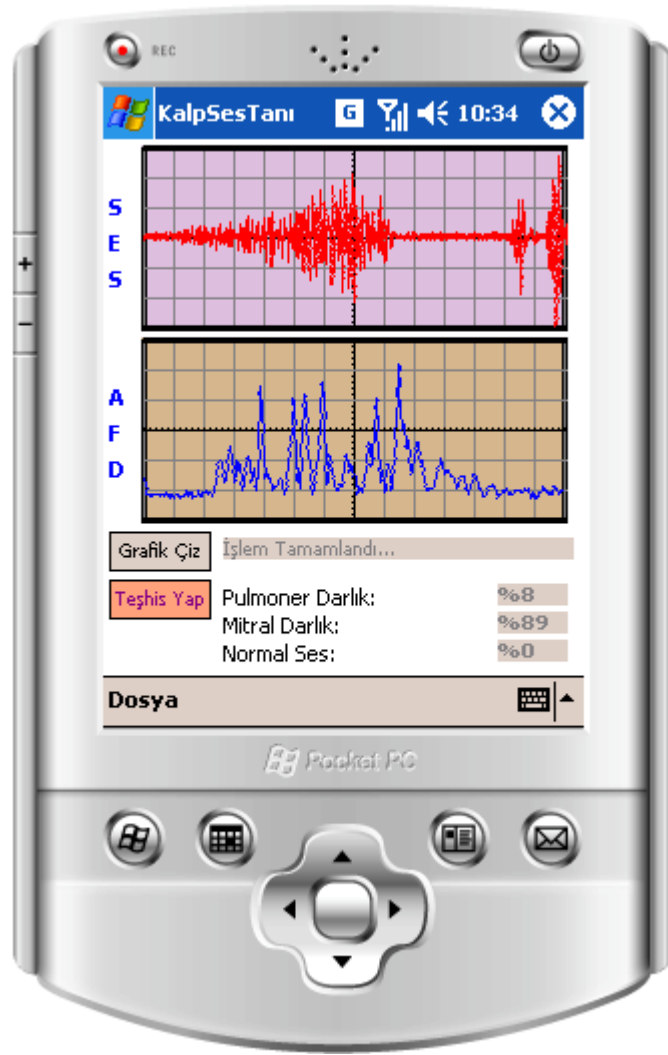
### 3.3.2 Cep Bilgisayarı Üzerinde Kalp Seslerinin YSA ile Sınıflandırılması

Masaüstü bilgisayarda eğitilen YSA’na ait bütün parametreler cep bilgisayarına aktarılarak aynı YSA mimarisi cep bilgisayarı üzerinde kalp sesini sınıflandırmak üzere kurulmalıdır. Bu amaçla Visual Studio üzerinde gerekli yazılımlar hazırlanarak başarılı bir şekilde cep bilgisayarı üzerinde işletilmiştir.

Cep bilgisayarı için yazılmış olan yazılımda teşhise geçmeden önce mutlaka grafik çiz butonunun seçilmesi ve sesin AFD’nün hesaplanması gerekmektedir. Ses ve AFD grafikleri ekrana çizdirilip “işlem tamamlandı” yazısı çıktıktan sonra grafik çiz butonunun hemen altında bulunan teşhis yap butonuna tıklanarak seçmiş olduğumuz kalp sesi teşhis edilebilir. Sonuçlar bize üç veri ile gösterilir. Seçmiş olduğumuz kalp sesinin çalışmış olduğumuz üç kalp sesine de (normal kalp sesine, mitral darlığa ve pulmoner darlığa) uyumu yüzde olarak cep bilgisayarının ekranında kullanıcıya sunulur.

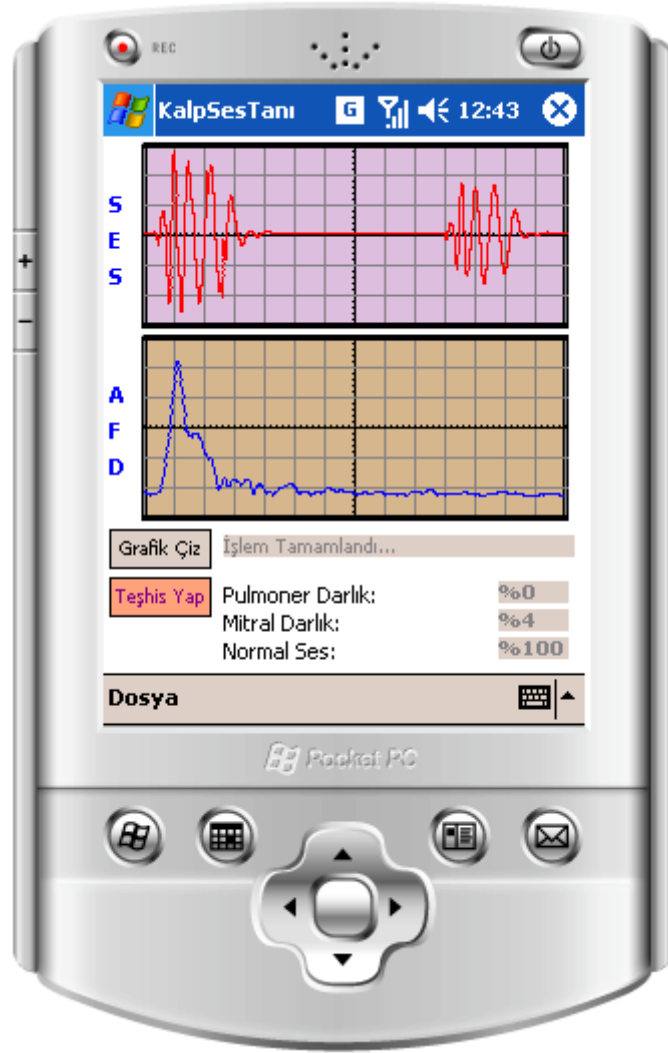


Şekil 3.8'de mitral darlık rahatsızlığı bulunan bir hastadan alınmış olan kalp sesinin teşhis ekranı verilmiştir. Hastaya ait ses işleme alındıktan sonra grafik çizdirilmiş ve son olarak teşhis yap butonu seçilmiştir. Butonun seçilmesinin ardından teşhis yap butonunun hemen yanında bulunan pulmoner darlık, mitral darlık ve normal ses yazılarının yanında seçilmiş olan sesin bu sıralanan seslere uyum oranları verilmiştir. Bu şekilde seçilmiş olan ses %8 pulmoner darlığa, %89 mitral darlığa ve %0 normal bir kalp sesine uymaktadır.



Şekil 3.8 Mitral Darlık Rahatsızlığı Bulunan Bir Hastanın Teşhis Ekranı

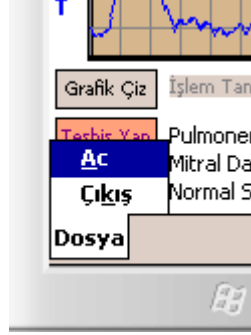
Şekil 3.9’da normal bir kalp sesinin teşhis ekranı verilmiştir. Normal bir kalp sesine ait olan bu ekranda YSA %100 gibi bir oranda normal, %4 oranında mitral darlık, %0 oranında da pulmoner darlık sınıflama sonuçlarını vermiştir. Normal kalp sesinin AFD grafiği, seçmiş olduğumuz hastalıklı seslerin AFD grafiklerine göre çok büyük farklılıklar göstermektedir. Dolayısıyla YSA normal kalp seslerini çok yüksek başarı oranlarında tahmin edebilmektedir.



Şekil 3.9 Normal Bir Kalp Sesinin Teşhis Ekranı

Teşhis ekranından seçilen sese ait teşhis bilgileri incelendikten sonra “Dosya” menüsünden “Aç” seçeneği seçilerek yeni bir kalp sesi seçilebilmekte ve bu yeni sese ait bilgiler görüntülenebilmektedir. Şekil 3.10’da “Dosya” menüsü gösterilmiştir. Yine

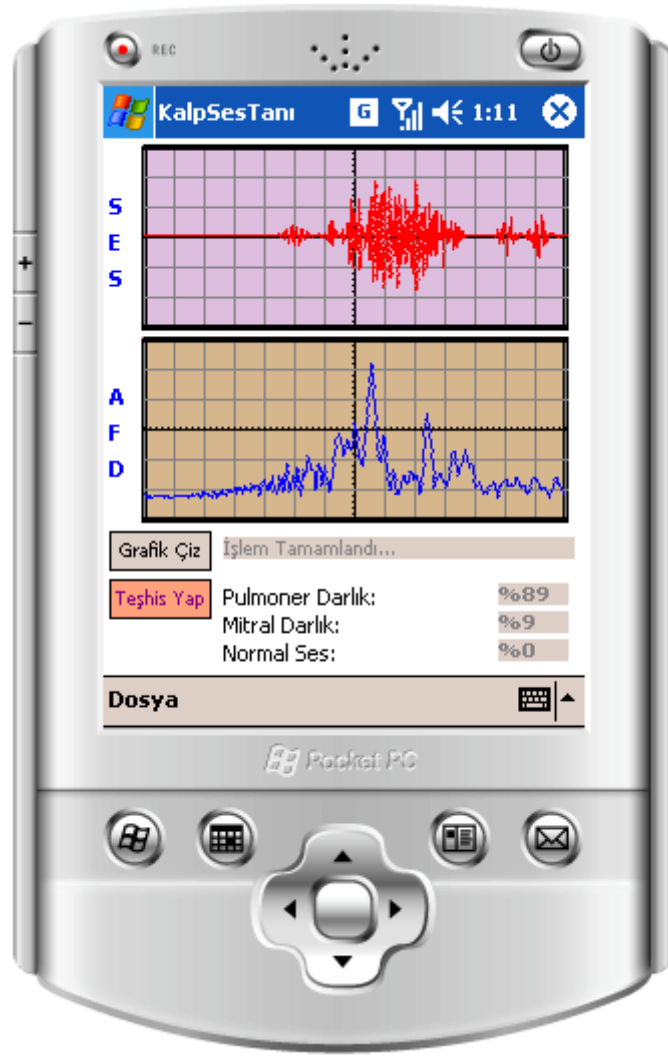
“Dosya” menüsünden “Çıkış” seçeneği seçilerek programdan güvenli bir şekilde çıkış yapılabilmektedir.



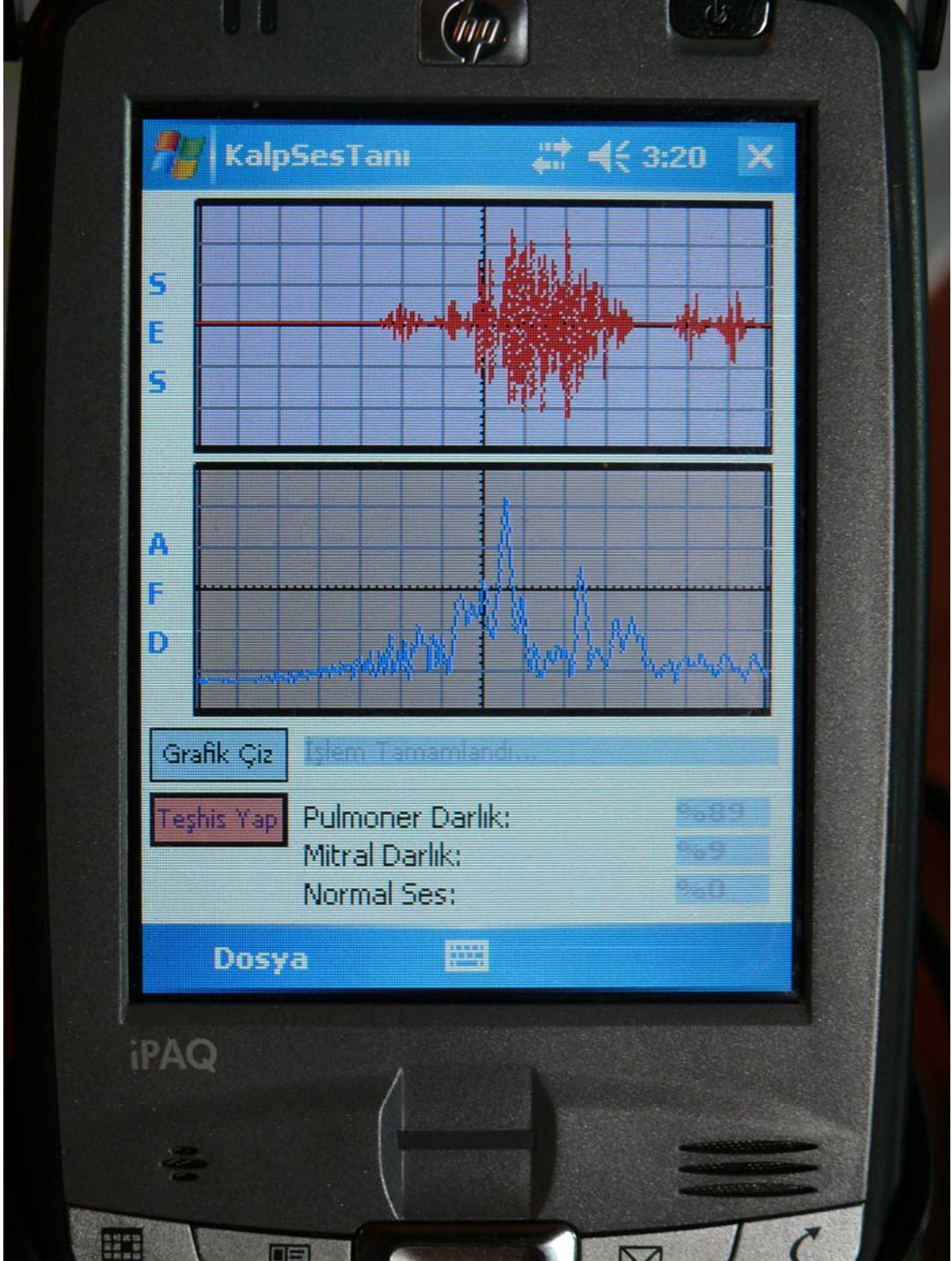
Şekil 3.10 “Dosya” Menüsü

Şekil 3.11’de pulmoner darlık rahatsızlığı bulunan bir hastadan alınmış olan kalp sesinin teşhis ekranı verilmiştir. Hastaya ait ses %89 pulmoner darlığa, %9 mitral darlığa ve %0 normal bir kalp sesine uyum göstermektedir. Yapılan hastalık teşhisi %89 ile pulmoner darlığı göstermektedir.

Resim 3.1’de pulmoner darlık kalp rahatsızlığı bulunan bir hastaya ait teşhis ekranı, resim 3.2’de ise mitral darlık kalp rahatsızlığı bulunan bir hastaya ait teşhis ekranı HP iPAQ hx2000 cep bilgisayarı üzerinde görüntülenmiştir. Resim 3.1’de de görüldüğü gibi cep bilgisayarı üzerinde çalışan YSA %89 pulmoner darlık, %9 mitral darlık ve %0 normal kalp sesi şeklinde sınıflama bilgisini hekime iletmektedir. Aynı şekilde resim 3.2’de de cep bilgisayarı üzerinde çalışan YSA %9 pulmoner darlık, %88 mitral darlık ve %0 normal kalp sesi şeklinde sınıflama bilgisini hekime iletmektedir. Yapılan denemeler sonucu teşhis bilgisinin üretilme süresinin 5-10 saniye aralığında olduğu gözlemlenmiştir.

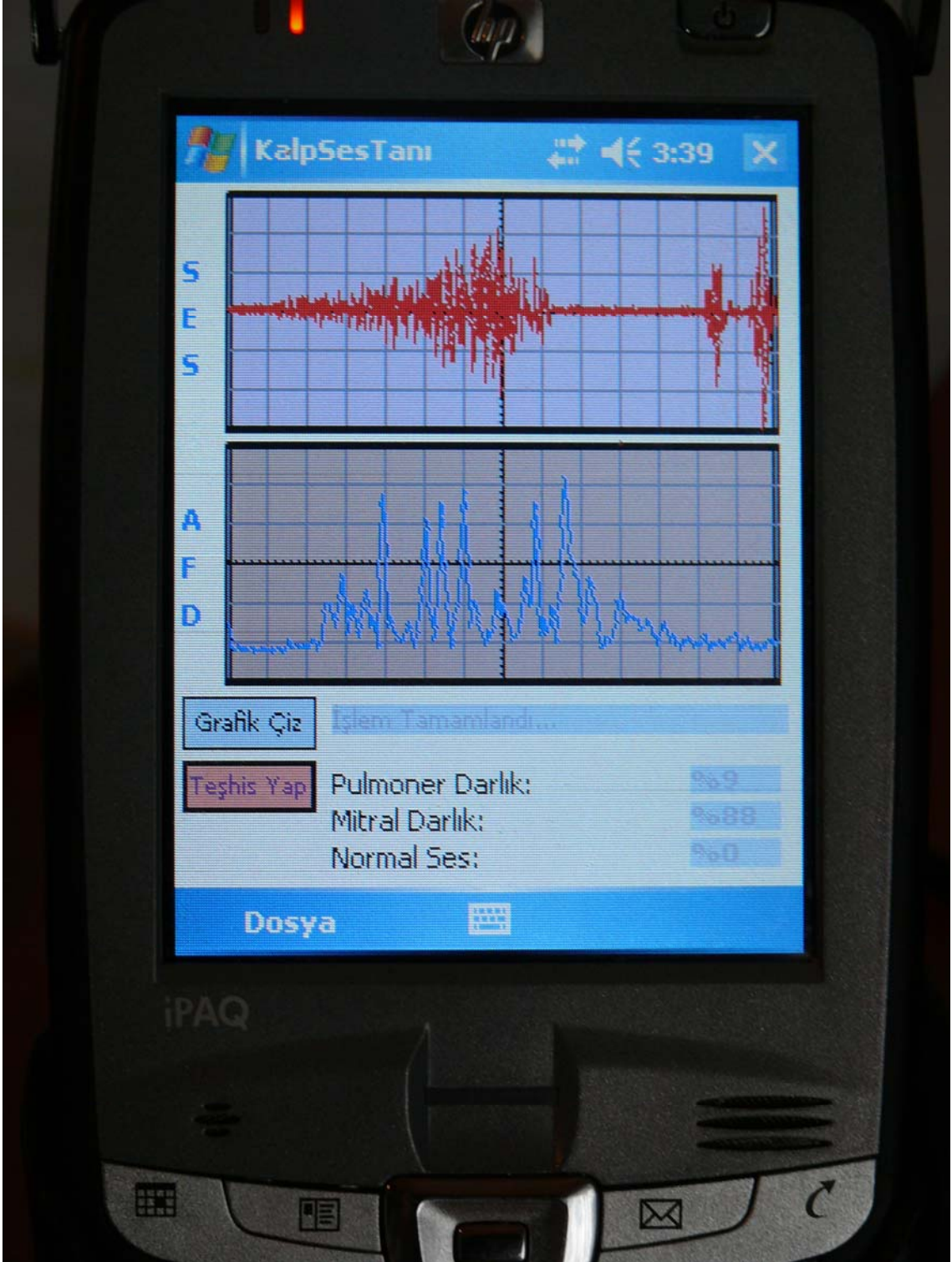


Şekil 3.11 Pulmoner Darlık Rahatsızlığı Bulunan Bir Hastanın Teşhis Ekranı



**Resim 3.1** HP iPAQ hx2000 cep bilgisayarında Pulmoner Darlık Kalp Rahatsızlığı Bulunan Bir Hastanın Teşhis Ekranı





**Resim 3.2** HP iPAQ hx2000 cep bilgisayarı üzerinde Mitral Darlık Kalp Rahatsızlığı Bulunan Bir Hastanın Teşhis Ekranı

#### 4. TARTIŞMA ve SONUÇ

Bu tez çalışması ile hastalardan alınan kalp sesleri geliştirilen mobil sınıflama sistemi sayesinde sınıflandırılarak hekime teşhiste yardımcı olabilecek bilgiler üretilmektedir. Seçilen toplam 120 hastaya ait normal, mitral darlık ve pulmoner darlık kalp sesleri ayrık Fourier dönüşümüne tabi tutulmuş ve elde edilen frekans değerleri ile oluşturulan eğitim ve test setlerinin, ileri beslemeli YSA'na uygulanması ile ağız eğitimi gerçekleştirilmiştir. Yapılan sınıflandırma işlemi sonucunda test setinin ağız uygulanması ile doğru sınıflama oranının % 91,6 olduğu görülmüştür. Ayrıca yapılan çalışmada %97.29 duyarlılık ve %82.6 belirlilik değerleri elde edilmiştir.

YSA'nın başarısını etkileyen unsurlardan birisi olan eğitim setine girilecek verilerin sayısı sistemin başarısını etkilemektedir. Başka bir deyişle YSA'nın eğitimi esnasında daha fazla sayıda hastadan alınan kalp seslerinin eğitimde kullanılması sınıflandırmadaki başarıyı ve aynı zamanda duyarlılık ve belirlilik değerlerini yükseltecektir. Ayrıca farklı hastalıklara ait kalp seslerinin de eğitimde kullanılması sistemin sınıflandırabileceği hasta sayısını arttıracaktır. Dolayısıyla klinik ortamda birçok farklı hastadan alınacak kalp seslerinin yapay sinir ağına öğretilmesi ile sistem daha başarılı hale getirilmiş olacaktır.

Sürenin kısıtlı olmasından dolayı toplam 120 hasta üzerinde çalışılmıştır. YSA'nın eğitiminin tam olarak yapılabilmesi ve sınıflandırma işleminin başarısının arttırılabilmesi için ileride yapılacak çalışmalarda ortalama 1000 hasta civarında bir veri ile çalışılması daha uygun olacaktır.

Kalp seslerinin sınıflandırması için hedeflenen başarı yapılan bu tez çalışmasında yakalanmıştır. Tasarlanan sistemin klinik ortamda kullanılması sistemin gerçek başarı oranlarını ortaya koyacaktır. Ayrıca Shanon dönüşümü gibi farklı sinyal işleme yöntemlerinin denenmesi ve elde edilen parametrelerin YSA'na uygulanması hem sistemin teşhis süresi açısından hem de YSA'nın sınıflandırmadaki başarısı açısından yararlı olacaktır.

Hekimlere klinik ortamda yardımcı olması düşünülerek geliştirilen bu sistem ile daha çok kalp sesinin sınıflandırılması gerçekleştirilebilir. Seçilen kalp seslerinin yanında YSA'nın çıkış sayısının da artırılması ile tam bir teşhis cihazı geliştirilmesi mümkündür. Böylece sadece belli kalp seslerini değil tüm hastalık çeşitlerini ayırt edebilen bir sistem tasarlanabilir.

Yapılan çalışmada tezin sınırlarının çizilmesi için 3 farklı hastalık türü (normal, mitral ve pulmoner darlık) ve sınırlı (120 kişi) sayıda hastadan alınan kalp sesleri ile çalışılmıştır. İleride gerçekleştirilmesi düşünülen Mobil Kalp Sesi Sınıflandırma Sistemi'nde kullanılacak donanımın artan işlem yükünü karşılaması açısından daha yüksek kapasitede olması gerekmektedir.

Bu çalışma ile geliştirilen sistemde önceden belirlenmiş eğitim ve test setleri ile eğitilen YSA, klinik kullanım esnasında yeni hastalardan alınan kalp seslerini sınıflandırmakla beraber yeni kaydedilen bu kalp sesleri YSA'nın eğitilmesinde kullanılamamaktadır. Çünkü işlem yükü nedeniyle YSA'nın eğitimi masaüstü bilgisayarda önceden gerçekleştirilmektedir. Dolayısıyla performans ve kapasitesi sınırlı olan cep bilgisayarı yerine, sistemin bir bütün olarak çalışabilmesi için dizüstü veya masaüstü bilgisayarlar kullanılarak farklı çalışmalar gerçekleştirilebilir. Böylece YSA, klinik ortamda hastalardan kaydedilen yeni kalp sesleri ile öğrenme sürecine devam ederek daha başarılı sınıflama sonuçları üretebilecektir. Ayrıca kalp seslerini sınıflandırmada kullanılması düşünülerek geliştirilen bu sistem üzerinde yapılabilecek değişikliklerle akciğer ve bağırsak sesleri üzerine de çalışmalar gerçekleştirilebilir.

Bu çalışma ile klinik ortamda hekimlere, kalp seslerinin teşhisinde kolaylık sağlanması amaçlanmıştır. Yapmış olduğumuz sistem YSA'nın ilgili kalp sesleriyle eğitilmesi sonucunda, seçilen kalp sesinin hangi hastalığa uyabileceğini tahmin etmektedir. Bu sistemin ileride hekimlerin karar vermesinde yardımcı bir yöntem olarak önemli bir yeri olmakla birlikte yine son kararı her zaman hekimin vereceği göz ardı edilmemelidir.



## 5. KAYNAKLAR

- Ahlström, C., 2006, "Processing of the Phonocardiographic Signal-Methods for the Intelligent Stethoscope", Dissertion, Linköping University, Institute of Technology, Linköping, Sweden.
- Ahlström, C., 2008, "Nonlinear Phonocardiographic Signal Processing", Doctoral Thesis, Linköping University, Institute of Technology, Linköping, Sweden.
- Alajarin, J. M., Candel, J. L., Merino, R. R., 2007, "Classification and Diagnosis of Heart Sounds and Murmurs Using Artificial Neural Networks", Second International Work-Conference on the Interplay Between Natural and Artificial Computation, Jun., Vol. 4527, pp.303–312.
- Ari, S. and Saha, G., 2008, "In Search of an Optimization Technique for Artificial Neural Network to Classify Abnormal Heart Sounds", Applied Soft Computing, Jan., Vol. 9, pp.330–340.
- Barschdorff, D., Bothe, A., Rengshausen, U., 1989, "Heart Sound Analysis Using neural and Statistical Classifiers:A Comparison Computers in Cardiology", Computers in Cardiology, Sept., pp. 415–418.
- Barschdorff, D., Ester, S., Dorsel, T., Most, E., 1991, "Neural network based multi sensor heart sound analyses", Computers in Cardiology, Sep., pp.303–306.
- Basheer, I. A., Hajmeer, M., 2000, "Artificial Neural Networks: Fundamentals, Computing, Design, and Application", Journal of Microbiological Methods, Vol. 43, pp.3–31.
- Bülbül, H. İ. ve Karacı, A., 2007, "Bilgisayar Ortamında Sesli Komutları Tanıma: Örüntü Tanıma Yöntemi", Kastamonu Eğitim Dergisi, Mart, Cilt 15, No 1, 45–62.
- Chen J. D. Z., Lin Z., Wu Q., McCallum R. W., 1995, "Non-Invasive Identification of Gastric Contractions From Surface Electrogastrogram Using Backpropagation Neural Networks", Med. Eng. Phy., Apr., Vol. 17, pp. 219–225.
- Chien, J. C. and Tai, C., 2005, "A New Wireless-Type Physiological Signal Measuring System Using a PDA and the Bluetooth Technology", Biomed. Eng. Appl. Basis Comm., Oct., 17, pp.229–235.
- Cochran, W. T., Cooley, J. W., Favon, D. L., Helms, H. D., Kaenel, R. A., Lang, W. W., Maling, G. C., Nelson, D. E., Rader, C. M., Welch, P. D., 1967, "What is the Fast

- Fourier Transform?”, Transactions on Audio and Electroacoustics, Oct., Vol. 15, pp.45–55.
- Copeland, J., 1993, "Artificial Intelligence: A Philosophical Introduction", Blackwell Publishers Ltd., Oxford, UK.
- Crawford, M. H., 2002, “Current Diagnosis & Treatment in Cardiology”, Chapter 23 of Congenital Heart Disease in Adults, McGraw-Hill Professional, USA, 2 Edition, 403. p.
- Debbal, S. M. and Bereksi-Reguig, F., 2007, “Time-Frequency Analysis of the First and the Second Heartbeat Sounds”, Applied Mathematics and Computation, Jan, Vol. 184, pp.1041–1052.
- Elmas, Ç., 2003, "Yapay Sinir Ağları", Seçkin Yayıncılık San. ve Tic. A.Ş., 1. Baskı, Ankara, Türkiye.
- El-Segaier, M., Lilja, O., Lukkarinen, S., Sörnmo, L., Sepponen, R., Pesonen, E., 2005, “Computer-Based Detection and Analyses of Heart Sound and Murmur”, Annals of Biomedical Engineering, Jul., Vol. 33, No 7, pp.937–942.
- Ergün, U., 2005, “Transcranial Doppler İşaretlerinin Yapay Zeka Ortamında Sınıflandırılması”, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- Folland, R., Hines, E. L., Boilot, P., Morgan, D., 2002, “Classifying Coronary Dysfunction Using Neural Networks Through Cardiovascular Auscultation”, Med. Biol. Eng. Comput., Vol. 40, pp.339–343.
- Gupta, C. N., Palaniappan, R., Swaminathan, S., Krishnan, S. M., 2007, “Neural Network Classification of Homomorphic Segmented Heart Sounds”, Applied Soft Computing, Vol. 7, pp.286–297.
- Haghighi-Mood, A. and Torry, J. N., 1995, “A Sub-Band Energy Tracking Algorithm For Heart Sound Segmentation”, Computers in Cardiology, Sep, pp.501–504.
- Hayes, M. H., 1999, "Teori ve Problemlerle Sayısal İşaret İşleme (çeviri: E. Akın)", Nobel Yayın Dağıtım Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye.
- Haykin, S., 1999, "Neural Networks: A Comprehensive Foundation", Prentice Hall International Inc., 2 Edition, New Jersey, USA.

- Jiang, Z. and Choi, S., 2006, "A cardiac sound characteristic waveform method for in-home heart disorder monitoring with electric stethoscope", *Expert Systems with Applications*, Aug., Vol.31, pp.286–298.
- Kandaswamy, A., Kumar, C., Ramanathan, R., Jayaraman, S., Malmurugan, G., 2004, "Neural classification of lung sounds using wavelet coefficients", *Computers in Biology and Medicine*, Jul., Vol.34, pp.523–537.
- Katz, A.M., 2005, "Physiology of the Heart", Chapter 1 of *Structure, Biochemistry and Biophysics*, Lippincott Williams & Wilkins, 4. Edition, Hagerstown, USA, 3 p.
- Kayran A. H. ve Ekşioğlu E. M., 2004, "Bilgisayar Uygulamalarıyla Sayısal İşaret İşleme", Bölüm 7 Ayırık-Fourier Dönüşümü, Birsen Yayınevi Ltd. Şti., 1. Basım, İstanbul, Türkiye, 145 s.
- Kemaloğlu, S. ve Kara, S., 2002, "EKG İşaretleri ile Kalp Seslerinin Eş Zamanlı Alınması İçin Ölçüm Düzeneği", *Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 18, (1-2), pp.28–33.
- Kumar, D., Carvalho, P., Antunes, M., Henriques, J., Eugenio, L., Schmidt, R., Habetha, J., 2006, "Detection of S1 and S2 Heart Sounds by High Frequency Signatures", *Engineering in Medicine and Society 28th Annual International Conference*, Aug., pp.1410–1416.
- Kumar, D., Carvalho, P., Antunes, M., Gil, P., Henriques, J., Eugenio, L., 2006, "A New Algorithm for Detection of S1 and S2 Heart Sounds", *International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing*, May., Vol. 2., pp.180–183(II).
- Leung, T. S., White, P. R., Collis, W. B., Brown, E., Salmon, A. P., 2000, "Classification of Heart Sounds Using Time-Frequency Method and Artificial Neural Network", *22nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol. 2, pp.988–991.
- McPhee S. J., Tierney L. M., Papadakis M. A., 2007, "Current Medical Diagnosis and Treatment", McGraw-Hill Professional, 46. Edition
- Nabiyev, V. V., 2005, "Yapay Zeka", 1. Bölüm Doğal ve Yapay Zeka, Seçkin Yayıncılık San. ve Tic. A.Ş., 2. Baskı, Ankara, Türkiye, 33 s.

- Opie, L.H., 2004, "Heart Physiology: From Cell to Circulation", Chapter 1 of Basic Cardiovascular Concepts, Lippincott Williams & Wilkins, 4. Edition, Hagerstown, USA, 7-9 p.
- Ölmez, T., Dokur, Z., 2003, "Classification of Heart Sounds Using an Artificial Neural Network", Pattern Recognition Letters, Vol. 24, pp.617–629.
- Özay A., 2007, ".NET ve Mobil Teknolojileri", Seçkin Yayıncılık San. ve Tic. A.Ş., 1. Baskı, Ankara, Türkiye.
- Öztemel, E., 2006, "Yapay Sinir Ağları", Altan Basım Ltd., 2. Baskı, İstanbul, Türkiye.
- Reed, T. R., Reed, N. E., Fritzon, P., 2004, "Heart Sound Analysis for Symptom Detection and Computer-Aided Diagnosis", Apr., Simulation Modelling Practice and Theory, Vol. 12, pp.129–146.
- Say, Ö., 2002, "Kalp Seslerinin Analizi ve Yapay Sinir Ağları ile Sınıflandırılması", Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Sharif, Z., Zainal, M. S., Sha'ameri, A. Z., Salleh, S. H. S., 2000, "Analysis and Classification of Heart Sounds and Murmurs Based on the Instantaneous Energy and Frequency Estimations", TENCON 2000. Proceedings , Vol. 2, pp. 130–134.
- Sinha R. K., 2003, "Artificial Neural Network Detects Changes in Electroencephalogram Power Spectrum of Different Sleep-Wake States in an Animal Model of Heat Stress", Med. Biol. Eng. Comput., Vol. 41, pp. 595–600.
- Sinha, R. K., Aggarwal, Y., Das, B. N., 2007, "Backpropagation Artificial Neural Network Classifier to Detect Changes in Heart Sound due to Mitral Valve Regurgitation", Journal of Medical Systems, Jun., Vol.31, pp.205–209.
- Smith, D. and Craige, E., 1988, "Heart Sounds: Toward a Consensus Regarding their Origin", Am. J. Noninvas. Cardiol., Vol. 2, pp. 169–179.
- Tranulis, C., Durand, L. G., Senhadji, L., Pibarot, P., 2002, "Estimation of Pulmonary Arterial Pressure by a Neural Network Analysis Using Features Based on Time-Frequency Representations of the Second Heart Sound", Med. Biol. Eng. Comput., Mar., Vol. 40(2), pp.205–212.
- Türkoğlu, İ., Arslan, A., İlkay, E., 2003, "An intelligent system for diagnosis of the heart valve diseases with wavelet packet neural networks", Computers in Biology and Medicine, Vol. 33, pp. 319–331.

Wigstrom, L., Ebbers, T., Fyrenius, A., Karlsson, M., Engvall, J., Wranne, B., Bolger, A. F., 1999, "Particle Trace Visualization of Intracardiac Flow Using Time-Resolved 3D Phase Contrast MRI", Magn Reson Med, May., Vol. 41, pp. 793–799.

Winograd, S., 1976, "On Computing the Discrete Fourier Transform", Proceedings of the National Academy of Sciences, Apr., Vol. 73, No 4, pp.1005-1006.

### **İnternet Kaynakları**

### **Erişim Tarihi**

1- <http://ccrma.stanford.edu/courses/422/projects/WaveFormat/>

15.12.2008

## ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı	Gür Emre GÜRAKSIN
Doğum Yeri	Erzurum
Doğum Tarihi	24/07/1980
Medeni Hali	Evli
Yabancı Dili	İngilizce
	Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)
Lise	Erzurum Lisesi 1998
Lisans	Atılım Üniversitesi 2005
	Çalıştığı Kurumlar ve Yıl aralığı
Telsim A.Ş.	2005 – 2005
Afyon Kocatepe Üniv.	2005 – 2009

### Yayınları

Ö. Deperlioğlu, G. E. Güraksın, N. Karasekreter, "DC-DC Power Converters Control With Fuzzy Logic", International Wokshop on Nonlinear Signal and Image Processing 2007, Polytechnica University of Bucharest, 10 Eylül - 12 Eylül 2007, Bükreş / Romanya

G. E. Güraksın, G. İnce Türker, F. Hakkari, M. Doğan, "Web Tabanlı Eğitimde Güvenlik ve Kullanıcı Girişi İçin Alternatif Kodlama Yöntemi", Akademik Bilişim 2007 Dumlupınar Üniversitesi, 31 Ocak - 2 Şubat 2007, Kütahya / Türkiye