



ISSN:1306-3111
e-Journal of New World Sciences Academy
2009, Volume: 4, Number: 4, Article Number: 1A0053

ENGINEERING SCIENCES

Received: June 2009
Accepted: September 2009
Series : 1A
ISSN : 1308-7231
© 2009 www.newwsa.com

Gür Emre Güraksın

Uçman Ergün

Afyon Kocatepe University
emreguraksin@aku.edu.tr
uergun@aku.edu.tr
Afyon-Turkey

**NORMAL VE NORMAL OLMAYAN KALP SESLERİNİN YAPAY SİNİR AĞLARI İLE
SINIFLANDIRILMASI**

ÖZET

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 hünerine bağlıdır. Yaşanabilecek bu sıkıntılardan dolayı steteskop ile dinleme yani oskültasyon kalp anormalliklerinin incelenmesinde yetersiz kalmaktadır. Bu gereksinim göz önüne alınarak yapılan bu çalışmada normal ve normal dışı seyir gösteren kalp seslerini cep bilgisayarında sınıflandırabilen bir sistem tasarlanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Yapay Sinir Ağları, Ayrık Fourier Dönüşümü, Kalp Sesleri, Mobil Programlama, Sinyal İşleme

**CLASSIFICATION OF THE NORMAL AND ABNORMAL HEART SOUNDS VIA ARTIFICIAL
NEURAL NETWORK**

ABSTRACT

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. Because of the problems that can be faced, listening process with stethoscope, that is auscultation, falls behind in the search of the heart abnormalities. In this study which we took the requirements into consideration, a system has been designed that is able to classify normal and abnormal heart sounds in the pocket computer.

Keywords: Artificial Neural Network, Discrete Fourier Transform, Heart Sounds, Mobile Programming, Signal Processing



1. GİRİŞ (INTRODUCTION)

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 [1].

Steteskop ile dinleme hekimlerin normal ve normal dışı seyir gösteren kardiyak sistemleri ayırt etmekte kullandıkları öncelikli bir yöntemdir [2]. 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 dinlenilmektedir. 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 [3]. 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 [4]. Yaşanabilecek bu sıkıntılardan dolayı steteskop ile dinleme yani oskültasyon kalp anormalliklerinin incelenmesinde yetersiz kalmaktadır. Bu nedenle kalp seslerini doğru bir şekilde yorumlanarak daha hızlı ve etkili teşhis yapabilecek sistemlere ihtiyaç duyulmaktadır.

2. ÇALIŞMANIN ÖNEMİ (RESEARCH SIGNIFIANCE)

Normal ve normal dışı seyir gösteren kalpleri birbirinden ayırt edebilen bir sistem hekimler açısından yararlı ve kullanışlı olabilir. Ayrıca geliştirilebilecek bu sistemler nispeten düşük maliyetli sistemlerdir [2]. Eğer kalp sesleri bilgisayar destekli sistemler vasıtasıyla incelenebilir ve teşhis edilebilirse, yukarıda sıraladığımız problemler de büyük ölçüde çözülmüş olacaktır [1].

Yapılan literatür çalışmasında geçmişten günümüze kadar geçen süre içerisinde kalp sesleri üzerine birçok çalışmanın yapıldığı görülmüştür. Kemaloğlu ve Kara kalp seslerinin EKG işaretleri ile birlikte eşzamanlı olarak alınması amacıyla bir enstrümantasyon sistemi tasarlamışlardır [5]. Tasarlanan bu sistem sayesinde kalp kapağı fonksiyonsuzluğu olan hastalardan kalbe ait ses ve EKG bilgilerinin alınarak bilgisayara aktarılması ve görüntülenmesi sağlanmıştır. Diğer bir çalışmada Kumar ve arkadaşları EKG sinyalleri göz önüne alınmadan S1 ve S2 ses bileşenlerinin tespit edilmesi amacıyla yeni bir metot geliştirmişlerdir [6]. Kalp sesleri üzerinde yapay sinir ağları kullanılarak yapılan bir çalışmada ise 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 [7]. 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 [8].

Yapmış olduğumuz bu çalışmada elde edilen kalp sesleri işaret işleme tekniklerinden birisi olan 'Ayrık Fourier Dönüşümü' ile frekans eksenine taşınmış ve elde edilen işlenmiş sinyallerin bir kısmı yapay



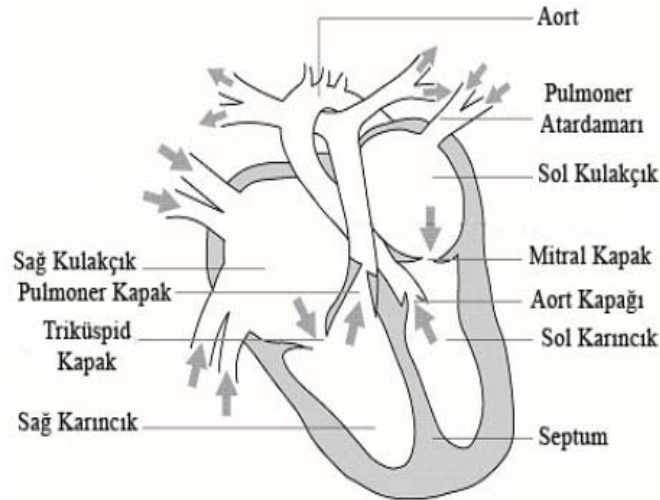
sinir ağının eğitimi bir kısmı da test amacıyla kullanılmıştır. Sonuç olarak yapay sinir ağından normal ve normal olmayan sesleri ayırt etmesi beklenmektedir.

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 doktorlar tarafından yapılan kardiyak muayenelerde, insan algılamalarından ortaya çıkabilecek hataların bilgisayar ortamında yapılacak çalışmalarla en aza indirilmesi mümkün olacaktır.

3. KALBİN YAPISI VE KALP SESLERİ (THE STRUCTURE OF THE HEART AND HEART SOUNDS)

Kalp kanı tüm vücuttaki kan damarlarına pompalamaya yarayan içi boş bir kastır [9]. Kalbin en önemli ve birincil görevi dolaşım sistemine kanı bir pompa gibi pompalayarak sevk etmesidir [10].

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 [9]. Ayrıca şekil 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.



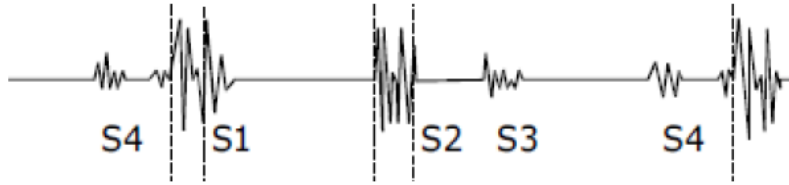
Şekil 1. Kalbin Yapısı
(Figure 1. The structure of the heart)

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 [10].

Kalp yapısındaki anormallikler çoğunlukla kalbin oluşturduğu seslere yansımaktadır [7]. Kalp seslerinin ve üfürümlerin oluşumu genel olarak miyokardiyal duvarların hareketlerinden, kapakların açılma ve kapanmasından, odacıkların dışına ve içine kanın akması ile üretilir [5].



Temel olarak S1, S2, S3 ve S4 olmak üzere dört çeşit kalp sesi bulunmaktadır. Şekil 2'de de görülen bu 4 ses basit kalp sesleri olarak bilinir. Bunların haricinde bazı kalp rahatsızlıklarında üfürüm şeklinde sesler oluşmaktadır. Murmur da denilen bu üfürüm şeklindeki sesler genellikle basit kalp seslerine göre daha uzun sürelidir [5].



Şekil 2. Birinci, İkinci, Üçüncü ve Dördüncü Kalp Sesleri
(Figure 2. First, second, third and fourth hearth sounds)

Kalp sesleri, basit olarak steteskobun göğüs duvarına hafifçe temas ettirilmesi ile 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 tespit edilmiş olur. Bu bölgeler kalp kapaklarının anatomik olarak buldukları yerler değil, kapaklardan geçen kanın akışı yönünde olan mitral, triküspid, pulmoner ve aort dinleme bölgeleridir [11].

4. AYRIK FOURIER DÖNÜŞÜMÜ (DISCRETE FOURIER TRANSFORM)

Uygulamalarda kullanılacak işaretler incelendiği zaman pratikte karşılaşılan birçok işaret, zaman düzlemi işareti olup, ölçülen büyüklük zamanın bir fonksiyonudur. Bu nedenle işaretin matematiksel bir dönüşüm uygulanarak farklı bir düzleme taşınması gerekir ve bu düzlemde işareti temsil eden bileşenlerden işaret hakkında bilgi sağlanır. Örneğin Fourier dönüşümü ile işaretin frekans spektrumu (frekans bileşenleri) elde edilir. Zaman düzleminde saklı bilgi, frekans düzleminde açığa çıkarılmış olur [11].

Yapılan bu çalışmada sinyal işleme yöntemlerinden birisi olan ayrık Fourier dönüşümü kullanılmıştır. 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 uygulanabilir bir dönüşüm tanımlamak gerekmektedir. Birim daire etrafında düzgün aralıklı N frekans noktası (Ω_k) ve $x(n)$ dizisinin N örneği için tanımlanan bu yeni dönüşüm, "Ayrık Fourier Dönüşümü" (AFD) olarak adlandırılır [12].

AFD aşağıda verilmiş olan 1 eşitliği ile tanımlanır:

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

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.

AFD hesaplamaları birçok bilimsel ve mühendislik uygulamalarında kullanılmaktadır [13]. AFD, Fourier serileri dönüşümü veya Fourier integral dönüşümü gibi özünde bir dönüşümdür. Özellikle bir zaman serisinin spektrumunu tanımlamaktadır [14].



5. YAPAY SİNİR AĞLARI (ARTIFICIAL NEURAL NETWORK)

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, ilişkilendirme, sınıflandırma, genelleme, özellik belirleme ve optimizasyon gibi konularda başarılı bir şekilde uygulanmaktadırlar. 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 [15].

Sinirsel sınıflandırıcılar performansı ve öğrenme yeteneğinden dolayı PCG'da çok sık kullanılmaktadırlar [16, 17, 18, 19]. 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.

Yapmış olduğumuz bu çalışmada hastalardan alınan normal ve anormal kalp seslerinin 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 YSA'nın performansı test edilmiş olacaktır.

Giriş katmanındaki nöron sayısı ağa uygulanacak tıbbi verilerin sayısına bağlıdır. Ayrıca çıkış katmanındaki nöron sayısı, yani yapılacak olan teşhis çeşidinin sayısı da önemlidir. Bu çalışmada 2 çıkış nöronu alınmıştır. Bunlar normal kalp sesi ve anormal kalp sesidir. Giriş ve çıkış katmanlarındaki nöron sayısı arttırıldıkça ağın başarılı öğrenebilmesi için gizli katmandaki nöron sayısının da arttırılması gerekir. Unutulmaması gereken diğer bir faktör de gizli katmanda yer alacak her gereksiz nöronun ağın öğrenme sürecini yavaşlatacağı, buna karşılık olması gerekenden daha az nöronun bulunması halinde de ağın öğrenme sürecini gerçekleştiremeyeceğidir [20].

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 [21]. İleri beslemeli YSA şekil 3'de de izlenildiği gibi giriş, gizli ve çıkış katmanlarındaki nöronlardan oluşmaktadır.

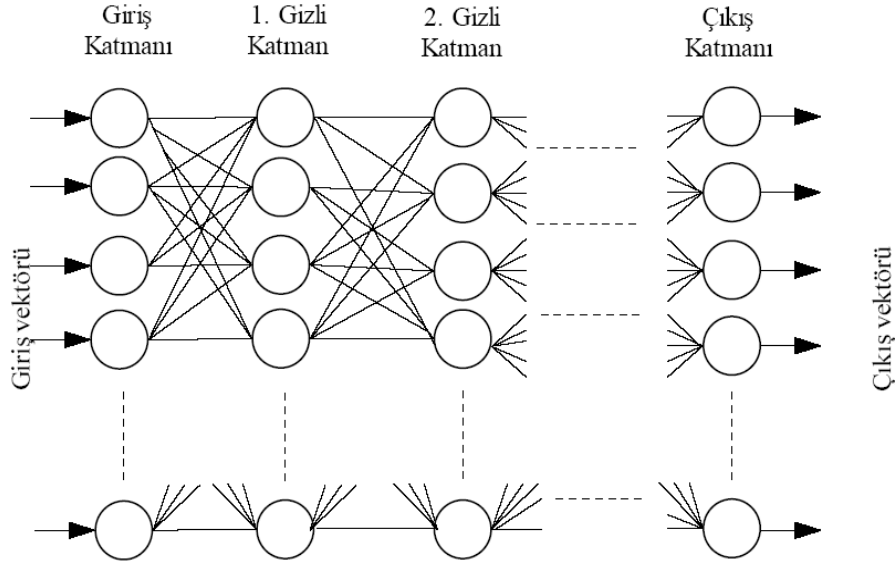
Giriş katmanındaki işlem elemanları veya nöronlar sadece giriş işareti x_i 'nin gizli katmandaki nöronlara dağılmasını sağlayan tampon görevini yaparlar. Gizli katmanda bulunan her bir j indisli işlem elemanı; x_i giriş işaretini, giriş katmanında w_{ij} ağırlıkları ile çarptıktan sonra toplar. Bu toplam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

$$y_i = f(\sum w_{ij}x_i) \quad (2)$$

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.



Bu çalışmada kalp sesi işaretlerini sınıflandıracak sinir ağının öğrenmesinde başarılı bir öğrenme algoritması olan geri yayılım (back propagation) algoritması kullanılmıştır. Geri yayılım algoritması, ağın çıkışındaki hatayı hesaplayarak nöronların ağırlıklarını yeniden düzenler. Yeniden düzenleme katmanlara yayılarak, çıkıştaki hata azaltılmaya çalışılır [21, 22].



Şekil 3. İleri Beslemeli Giriş, Gizli ve Çıkış Katmanlarından Oluşan Yapay Sinir Ağı Mimarisi
(Figure 3. The feed forward artificial neural network architecture which is consisting of input, hidden and output layers)

Bu çalışmada eğitim ve test setlerinin oluşturulması için kalp rahatsızlığı 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 1'de verilmiştir.

Tablo 1. Öğrenme ve Test Guruplarının Dağılımı
(Table 1. Distribution of the training and test sets)

Sınıf	Öğrenme Seti	Test Seti	Toplam
Normal	50	50	100
Hastalıklı	50	50	100
Toplam	100	100	200

Tablo 1'de de görüldüğü üzere seçilen 200 adet kalp verisi öğrenme ve test setlerine eşit oranda paylaştırılmıştır.

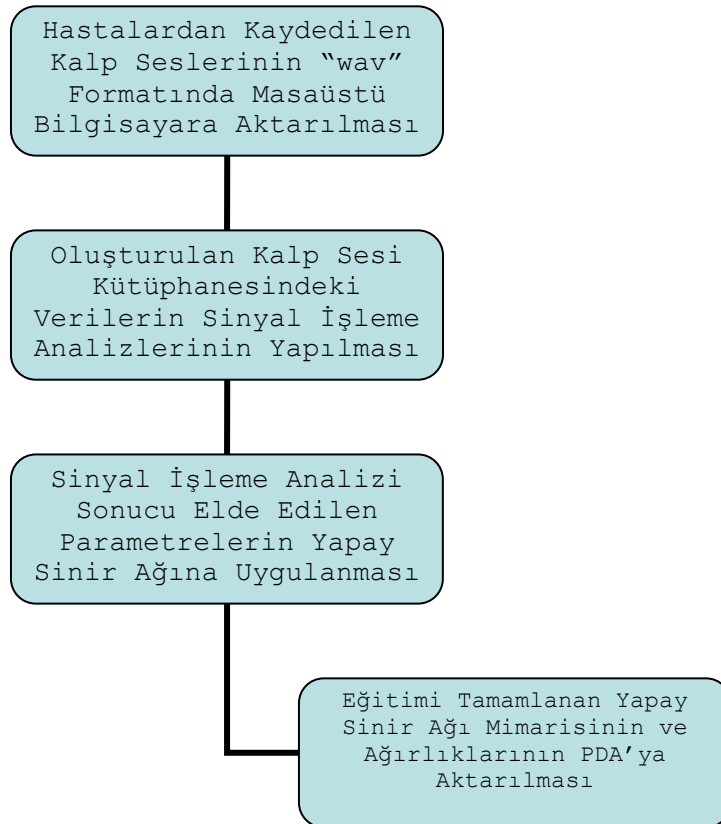
6. KALP SESLERİNİN SINIFLANDIRILMASI SİSTEMİ

Kalp seslerinin YSA ile sınıflandırılması iki aşamada gerçekleştirilmektedir. Cep bilgisayarı üzerinde çalıştırılan bir YSA'nın, kalp seslerinin sınıflandırabilmesi için öncelikle bir öğrenme seti vasıtasıyla ağın öğretilmesi gerekmektedir. Öğretim 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. Yapay sinir ağının eğitilmesi evresinin akış diyagramı Şekil 4'de verilmiştir.

Test sonucu sınıflandırma başarısı yeterli görülen sinir ağına ait bütün parametreler (katman/nöron sayıları, ağırlık değerleri) cep bilgisayarına aktarılarak 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.



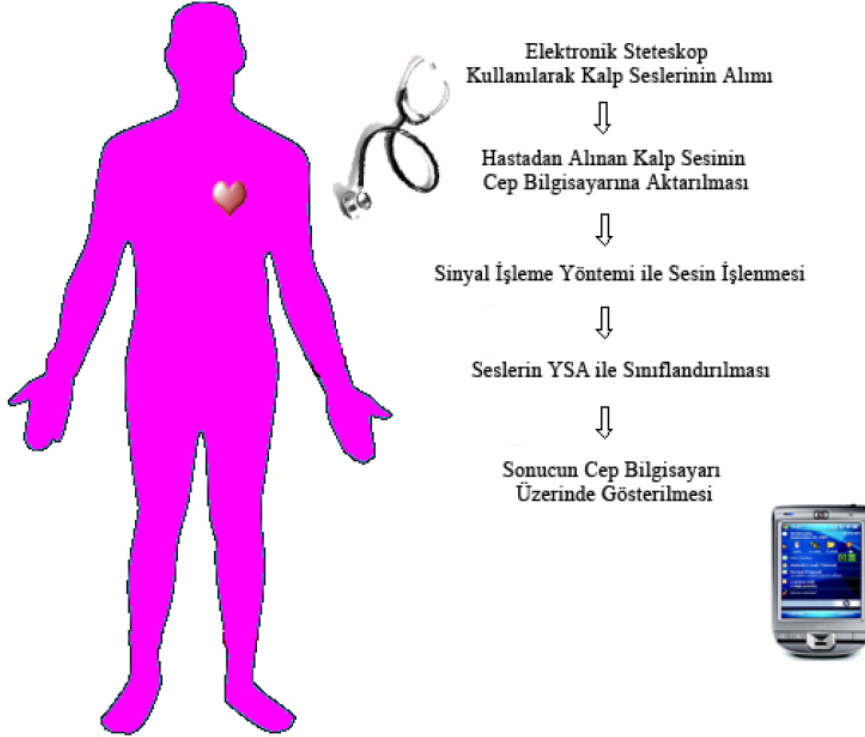
Şekil 4. Yapay sinir ağının eğitilmesi evresinin akış diyagramı
(Figure 4. The flow diagram of artificial neural network at the training phase)

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 aktarılabilir.

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 aktarılabilir. İkinci aranan kriter ise cep bilgisayarının ekranının geniş olmasıdır. Bu sayede yapılan yazılımda bulunan ara yüzler daha kullanışlı ve çözünürlüğü yüksek olacaktır. Ayrıca cep bilgisayarı üzerinde yapmış olduğumuz yazılımı destekleyecek olan Microsoft Windows Mobile işletim sisteminin bulunması gerekmektedir. 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.

Hastadan alınan kalp seslerinin sınıflandırılması için yapılması planlanan sistemin akış diyagramı şekil 5'de verilmiştir. Buna göre ilk olarak Littmann 4100 model elektronik stetoskop kullanılarak hastalardan ses alınacak ve sonrasında alınan sesler kızılötesi teknoloji yardımıyla cep bilgisayarına aktarılarak Littmann'ın kendi yazılımı ile wav formatına dönüştürülecektir. Bir sonraki adımda ise wav formatına dönüştürülen sesler yazılım içerisinde bulunan bir kod parçası 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.



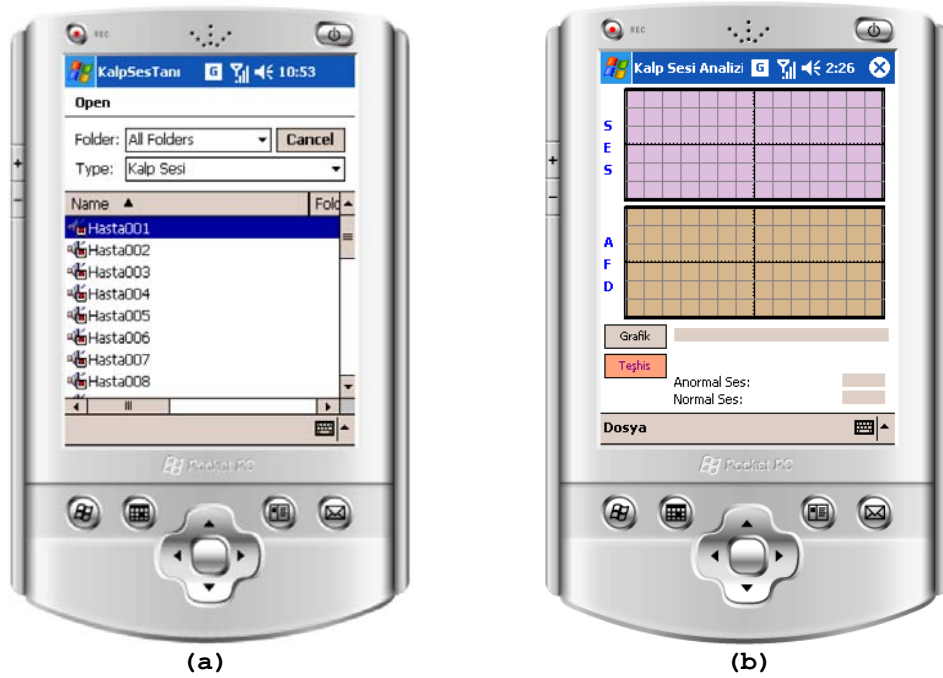
Şekil 5. Sistem akış diyagramı
(Figure 5. Systems flowchart)

Şekil 6'da yapmış olduğumuz programın ilk çalıştırılmış hali Visual Studio içerisinde bulunan Pocket Pc 2003 SE emülatörü üzerinde gösterilmiştir. 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.

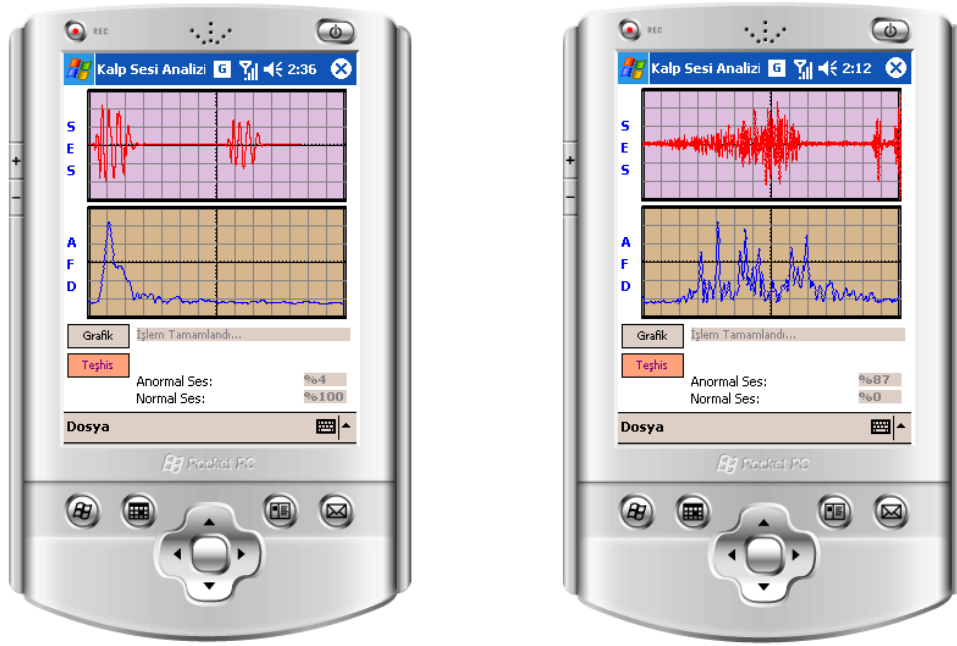
Şekil 6'a'da yapmış olduğumuz yazılıma ait hasta seçim ara yüzü gösterilmektedir. Bu ara yüz ile kullanıcı takip etmek istediği ve daha önce cep bilgisayarına aktardığı hastaya ait sesi seçerek şekil 6-b' deki grafik ve teşhis ara yüzüne geçmektedir. Ses seçim ekranında ilgili hastaya ait ses seçildiği zaman yazılım, kendi içerisinde bulunan bir algoritma ile "wav" formatı olan sesi sayısallaştırarak bir dizi içerisinde saklamaktadır.



Şekil 6. a) Hasta seçim ara yüzü **b)** Grafik ve teşhis ara yüzü
(**Figure 6. a)** Patient selection interface **b)** Graphic and diagnosis interface)

Kullanıcı grafik ara yüzüne geçtikten sonra "Grafik" butonunu tıklayarak hem ses hem de AFD grafiklerini ilgili paneller üzerinde çizdirebilmektedir. Çizim işlemi tamamlandıktan sonra kullanıcı "Teşhis" butonunu seçerek hastadan kaydedilen kalp sesinin normal veya normal dışı olma olasılıklarını ekranda görebilmektedir.

Şekil 7-a'da normal bir kalp sesine ait ses ve ayrık Fourier dönüşümü grafikleri ile teşhis ekranı görüntüsü "Visual Studio" içerisinde bulunan bir simülatör ile verilmiştir. Şekil 7-b'de ise normal olmayan bir kalp sesine ait ekran görüntüsü görülmektedir.



(a) Normal bir kalp sesine ait teşhis ekranı (b) Normal dışı bir kalp sesine ait teşhis ekranı
(Figure 7. a) The diagnosis screen of a normal heart sound b) The diagnosis screen of an abnormal heart sound)

7. TARTIŞMA VE SONUÇ (DISCUSSION AND RESULT)

Bu çalışma ile hastalardan alınan kalp sesleri geliştirilen mobil sınıflama sistemi sayesinde sınıflandırılarak hekime teşhiste yardımcı olabilecek bilgiler üretilmektedir. Seçilen toplam 200 hastaya ait normal ve normal dışı kalp sesleri AFD'ne 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 ağa uygulanması ile doğru sınıflama oranının % 95,6 olduğu görülmüştür.

Kalp seslerinin sınıflandırılması için hedeflenen başarı yapılan bu çalışma ile yakalanmıştır. Tasarlanan sistemin klinik ortamda kullanılması sistemin gerçek başarı oranlarını ortaya koyacaktır. Ayrıca Shannon 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.

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 öğretiminde kullanılamamaktadır. Çünkü işlem yükü nedeniyle YSA'nın öğretimi masaüstü bilgisayarda önceden gerçekleştirilmektedir. Böylece performans ve kapasitesi sınırlı olan cep bilgisayarı yerine, sistemin bir bütün olarak çalışabilmesi için dizüstü veya masaüstü bilgisayarlar ortak kullanılarak farklı çalışmalar gerçekleştirilebilir. Ayrıca YSA'nın öğrenimi cep bilgisayarı üzerinde gerçekleştirilebilir ise geliştirilen sistem, klinik ortamda hastalardan kaydedilen yeni kalp sesleri ile öğrenme sürecine devam ederek daha başarılı sınıflama sonuçları üretebilecektir.



Kalp seslerini sınıflandırmada kullanılması düşünülerek gerçekleştirilen bu sistem üzerinde yapılabilecek ufak 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 normal veya normal dışı olup olmadığını 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.

KAYNAKLAR (REFERENCES)

1. Jiang, Z. and Choi, S., (2006). "A cardiac sound characteristic waveform method for inhome heart disorder monitoring with electric stethoscope", Expert Systems with Applications, Aug., Vol.31, pp.286-298.
2. Sinha, R.K., Aggarwal, Y., and 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.
3. Kandaswamy, A., Kumar, C., Ramanathan, R., Jayaraman, S., and Malmurugan, G., (2004). "Neural classification of lung sounds using wavelet coefficients", Computers in Biology and Medicine, Jul., Vol.34, pp.523-537.
4. Güraksın, G.E., "Kalp Seslerinin Yapay Sinir Ağları ile Sınıflandırılması", Yüksek Lisans Tezi, Afyon Kocatepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Afyonkarahisar.
5. Kemaloğlu, S. ve Kara, S., (2002). "EKG İşaretleri ile Kalp Seslerinin Eş Zamanlı Alınması İçin Ölçüm Düzenegi", Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi, 18, (1-2), pp:28-33.
6. Kumar, D., Carvalho, P., Antunes, M., Gil, P., Henriques, J., and 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).
7. Leung, T. S., White, P.R., Collis, W.B., Brown, E., and 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.
8. Tranulis, C., Durand, L.G., Senhadji, L., and 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.
9. Sharif, Z., Zainal, M.S., Sha'ameri, A.Z., and 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.
10. Ahlström, C., (2006). "Processing of the Phonocardiographic Signal-Methods for the Intelligent Stethoscope", Disseration, Linköping University, Institute of Technology, Linköping, Sweden.
11. Say, Ö., (2002). "Kalp Seslerinin Analizi ve Yapay Sinir Ağları ile Sınıflandırılması", Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
12. Kayran A.H. ve Ekşioğlu, E.M., (2004). "Bilgisayar Uygulamalarıyla Sayısal İşaret İşleme", Bölüm 7 Ayrık-Fourier



- Dönüşümü, Birsen Yayınevi Ltd. Şti., 1. Basım, İstanbul, Türkiye, ss:145.
13. Winograd, S., (1976). "On Computing the Discrete Fourier Transform", Proceedings of the National Academy of Sciences, Apr., Vol. 73, No 4, pp:1005-1006.
 14. Cochran, W.T., Cooley, J.W., Favin, D.L., Helms, H.D., Kaenel, R.A., Lang, W.W., Maling, G.C., Nelson, D.E., Rader, C M., and Welch, P.D., (1967), "What is the Fast Fourier Transform?", Transactions on Audio and Electroacoustics, Oct., Vol. 15, pp:45-55.
 15. Öztemel, E., (2006). "Yapay Sinir Ağları", Altan Basım Ltd., 2. Baskı, İstanbul, Türkiye.
 16. Ölmez, T. and Dokur, Z., (2003). "Classification of Heart Sounds Using an Artificial Neural Network", Pattern Recognition Letters, Vol. 24, pp.617-629.
 17. Türkoğlu, İ., Arslan, A., and 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.
 18. Gupta, C.N., Palaniappan, R., Swaminathan, S., and Krishnan, S.M., (2007). "Neural Network Classification of Homomorphic Segmented Heart Sounds", Applied Soft Computing, Vol. 7, pp:286-297.
 19. Alajarin, J.M., Candel, J.L., and 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.
 20. Hanley, J.A. and McNeil, B.J., (1982). "The meaning and use of the area under the Receiver Operating Characteristic (ROC) curve", Radiology, 143:29-36.
 21. Basheer, I.A. and Hajmeer, M., (2000). "Artificial Neural Networks: Fundamentals, Computing, Design, and Application", Journal of Microbiological Methods, Vol. 43, pp:3-31.
 22. Haykin, S., (1994). "Neural Networks: A Comprehensive Foundation", Macmillan College Publishing Company, New York, 1-60.