

**KABLOSUZ ELEKTRONİK STETESKOP TASARIMI
VE BİLGİSAYAR ORTAMINDA GÖRÜNTÜLENMESİ**

Gölin ÜTEBAY

DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Uğur FİDAN

BİLGİSAYAR ANABİLİM DALI

AFYONKARAHİSAR 2010

Bu tez çalışması 08.TEF.04 numaralı proje ile BAP tarafından desteklenmiştir.

T.C.

AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**KABLOSUZ ELEKTRONİK STETESKOP TASARIMI VE BİLGİSAYAR
ORTAMINDA GÖRÜNTÜLENMESİ**

Gölin ÜTEBAY

DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Uğur FİDAN

BİLGİSAYAR ANABİLİMDALI

ŞUBAT 2010
ONAY SAYFASI

Yrd. Doç. Dr. Uğur FİDAN danışmanlığında,
Gülin ÜTEBAY tarafından hazırlanan
Kablosuz Elektronik Stetoskop Tasarımı ve Bilgisayar Ortamında Görüntülenmesi
Başlıklı bu çalışma, lisansüstü eğitim ve öğretim yönetmeliğinin ilgili maddeleri
uyarınca
04/02/2010
tarihinde aşağıdaki jüri tarafından
Bilgisayar Anabilim Dalında
Yüksek Lisans tezi olarak oybirliği/oy çokluğu ile kabul edilmiştir.

	Ünvanı, Adı, SOYADI	İmza
Başkan	Doç. Dr. Hüseyin BAYRAKÇEKEN	
Üye	Yrd. Doç. Dr. Uğur FİDAN	
Üye	Yrd. Doç. Dr. Uçman ERGÜN	

Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü

Yönetim Kurulu'nun

/..... /tarih ve

..... sayılı kararıyla onaylanmıştır

Doç. Dr. Rıdvan ÜNAL
Enstitü Müdürü

ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
TEŞEKKÜR	v
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
RESİMLER LİSTESİ	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ	ix
1. GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	4
2.1 Dolaşım Sistemi	4
2.2 Kalbin Anatomik Yapısı	5
2.2.1 Kalbin Elektriksel Yapısı ve EKG İşareti	8
2.2.2 Kalp Sesleri ve Dinleme Odakları	10
2.3 Solunum Sistemi Organizasyonu ve Akciğerler	12
2.3.1 Akciğer Seslerinin Oluşum Mekanizması	13
2.3.2 Akciğer Sesleri	14
2.3.3 Akciğer Seslerini Dinleme Odakları	15
2.4 Steteskop	16
2.5 Biyoteleometri	17
2.5.1 Elektrotlar	18
2.5.2 Sayısal Veri İletimi	18
2.5.3 RF Modüller	19
3. MATERYAL VE METOT	20
3.1 Elektronik Steteskop	26
3.2 Picoscope DAQ Kartı	27
3.3 Uva-Tr10 Video/Audio Verici Alıcı Seti	29
3.3.1 Uva-Tr10 Video/Audio Verici (Transmitter) Ünitesi	30
3.3.2 Uva-Tr10 Video/Audio Alıcı (Transmitter) Ünitesi	30
4. BULGULAR	32
4.1 Tasarlanan Kablosuz Elektronik Steteskop Sistemi	32
4.2 EKG ve Oskültasyon Verilerinin Alınması	33
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	36

6. KAYNAKLAR	37
6.1 İnternet Kaynakları	40
7. ÖZGEÇMİŞ	41

ÖZET
YÜKSEK LİSANS TEZİ
KABLOSUZ ELEKTRONİK STETESKOP TASARIMI VE BİLGİSAYAR
ORTAMINDA GÖRÜNTÜLENMESİ

Gülin ÜTEBAY
Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen
Bilimleri Enstitüsü

Bilgisayar Anabilim Dalı

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Uğur FİDAN

Kalp ve akciğerdeki anormalliklerin teşhis edilmesinde yardımcı bilgi üreten en temel metot, stetoskopla dinleme yani oskültasyon metodudur. Oskültasyon metoduyla kalp, akciğer, mide ve bağırsak seslerini dinlenerek hastalıkların teşhisinde yardımcı bilgi üretilmektedir. Fakat geleneksel dinleme cihazları ile yapılan dinlemelerde teşhise ulaşabilmek için hekimlerin uzun yıllar boyunca elde edilebileceği tecrübe ve deneyimlere ihtiyacı vardır. Bu deneyime sahip olmayan hekimler için kalpteki anormalliğin tespit edilebilmesi, kalp seslerinin ayrıştırılabilmesi için yardımcı sistemlerin geliştirilmesi önem arz etmektedir. Bu çalışmanın amacı özellikle yeni mezun doktorların ve tıp öğrencilerinin, EKG grafiklerini ve oskültasyon seslerini gürültüden yalıtılmış yüksek ses kalitesi ile dinleyebilecekleri elektronik stetoskobu tasarlamak ve bu sesleri radyo dalgaları ile bilgisayar ortamına aktarmaktır. Aynı zamanda, görüntülenen ses verisi IP-Kamera ile uzaktaki bir uzman hekime aktararak konsültasyon imkanı sağlanmış olacaktır.

Anahtar kelimeler: Kablosuz Elektronik Stetoskop, Oskültasyon, Picoskop, EKG, FKG

ABSTRACT

M. Sc. Thesis

WIRELESS ELECTRONIC STETHOSCOPE DESIGN AND DISPLAY ON COMPUTER ENVIRONMENT

Glin ÜTEBAY

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

Supervisor: Yrd. Do. Dr. Uğur FİDAN

Diagnosis of heart and lung abnormalities in most traditional methods help to generate knowledge, Auscultation is a method that is listening with a stethoscope. Auscultation with the method of the heart, lung, stomach and bowel sounds are produced helpful information in the diagnosis of the disease rest. But traditional listening devices made with diagnostics to reach at doctors for many years of experience need be obtained. For the doctors does not have this experience, be detected by abnormalities in the heart and heart sounds are separated for the development of help systems is important. The purpose of this study especially, new graduates doctors and medical students, ECG graphics and Auscultation sounds from noise insulated with high sound quality can listen to design electronic stethoscope and this sounds with radio waves is transmitted to a computer. At the same time, the displayed sounds data to a remote with IP-camera can be transferred to the specialist doctor, in this way consultations opportunity will be provided.

Key words: Wireless Electronic Stethoscope, Auscultation, Picoskop, ECG, FGK

TEŞEKKÜR

Yapmış olduğum yüksek lisans çalışmalarım boyunca desteklerini esirgemeyen bilgi ve görüşlerini esirgemediğim benimle paylaşan danışman hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Uğur FİDAN 'a, Arş. Grv. Naim KARARASEKRETER' e ve manevi destekleriyle beni yalnız bırakmayan aileme teşekkürlerimi sunarım.

Gölin ÜTEBAY
AFYONKARAHİSAR, 2010

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

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

Simgeler	Açıklama
dB	Desibel
μA	Mikroamper
Hz	Hertz
KHz	Kilo Hertz

Kısaltmalar Açıklama

SA	Sinoatriyal Düğüm
AV	Atriyoventriküler Düğüm
EKG	Elektrokardiyogram
CMRR	Ortak Mod Reddetme Oranı (Common Mode Rejection Ratio)
EMI	Elektromanyetik Girişim (Electromagnetic Interference)
RFI	Radyo Frekans Girişim (Radio Frequency Interference)
ADC	Analoğu Digital Dönüştürücü (Analog to Digital Converter)
DAC	Dijitali Analoğa Dönüştürücü (Digital to Analog Converter)
LSB	En önemli Bit (Least Significant Bit)
TTL	Transistor Transistor Mantığı (Transistor Transistor Logic)
MOS	Metal Oksit Yarıiletken (Metal Oxide Semiconductor)
PAM	Darbe Genlik Modülasyonu (Pulse Amplitude Modulation)
PCM	Darbe Kod Modülasyonu (Pulse Code Modulation)
PPM	Darbe Konum Modülasyonu (Pulse Position Modulation)
PWM	Darbe Genişlik Modülasyonu (Pulse Width Modulation)
PC	Bilgisayar
USB	Evrensel Dizisel Araç (Universal Serial Bus)
RCA	Amerika radyo ticaret şirketi (Radio Corporation of America)

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 2.1 Dolaşım Sistemi	4
Şekil 2.2 Kalbin Anatomik Yapısı ve Bölümleri	6
Şekil 2.3 Kalbin Kalp Kapakları	7
Şekil 2.4 Kalbin Fiziksel Hareketi Sonucu Oluşan Elektriksel Sinyaller	8
Şekil 2.5 Elektriksel İşaretlerin Oluşum Süreleri	9
Şekil 2.6 Kalp Kaslarının Hareketi Sonucu Oluşan EKG Sinyali	10
Şekil 2.7 Kalp Sesleri	11
Şekil 2.8 Kalp Seslerinin Dinleme Odakları	12
Şekil 2.9 Solunum Yolları ve Akciğerler	13
Şekil 2.10 Akciğer Seslerinin Sınıflandırılarak Gösterimi	14
Şekil 2.11 Akciğer Seslerini Dinleme Odakları	16
Şekil 2.12 Mekanik Stetoskop Bölümleri	17
Şekil 2.13 Tek Kullanımlık Elektrotlar ve Fiziksel Yapısı	18
Şekil 2.14 RF Blok Diyagramı	19
Şekil 3.1 Kablosuz Elektronik Stetoskop Sisteminin Genel Yapısı	21
Şekil 3.2 Kullanılan Filtre Sistemi	22
Şekil 3.3 EKG İşareti Alım Ünitesi Devre Şeması	23
Şekil 3.4 KES V.1 Yazılımı Akış Diyagramı	24
Şekil 3.5 Elektronik Stetoskop	26

RESİMLER LİSTESİ

	Sayfa No
Resim 3.1 Sistem Verici Birimi	20
Resim 3.2 Sistem Alıcı Birimi	21
Resim 3.3 KES V.1 Ana Form Arayüz Ekranı.	25
Resim 3.4 Veri Tabanı Formu KES V.1 Arayüz Ekranı	26
Resim 3.5 Uva-Tr10 Video/Audio Verici Alıcı Seti	30
Resim 4.1 Tasarlanmış Olduğumuz Kablosuz Steteskop	32
Resim 4.2 Rigol Osiloskop Üzerinde Alınan Verilerin Kontrol Edildiği Görüntü	33
Resim 4.3 KES V.1 Yazılımıyla FKG ve EKG Verilerinin Görüntüleme Ekranı	34
Resim 4.4 KES V.1 Yazılımıyla Akciğer Ses Verilerini Görüntüleme Ekranı	34
Resim 4.5 Kayıtlı EKG ve FGK Verilerin KES V.1 yazılımıyla Görüntüleme Ekranı	35
Resim 4.6 Kayıtlı Akciğer Ses Verilerini KES V.1 yazılımıyla Görüntüleme Ekranı	35

ÇİZELGELER DİZİNİ

	Sayfa No
Çizelge 3.1 DAQ Kartı Ürünün Teknik Özellikleri	27
Çizelge 3.2 Verici Ünitesi Teknik Özellikleri	30
Çizelge 3.3 Alıcı Ünitesi Teknik Özellikleri	31

1. GİRİŞ

Sağlık hizmetlerindeki teknolojik gelişmeler insanların hayatları boyunca daha iyi tedavi almalarını amaçlamakta ve gelecek için sağlıklı toplumların oluşmasını destekleyici ekipmanları geliştirmeyi hedeflemektedir. Gelişmiş toplumlar tüm vatandaşlarının iyi bir sağlık hizmeti alması için biyoteleometri teknolojisinden yararlanmaktadır.

İnsanlardan biyolojik ve fizyolojik işaretlerin alınıp verilerin işleneceği ve gözlemleneceği ortama gürültüsüz olarak aktarılmasına biyoteleometri denir. 1950 'lerde gelişme gösteren biyoteleometri, tıbbi araştırma ve klinik izleme gibi çeşitli alanlarda yararlı bir şekilde kullanılmaktadır (Holzer 1974; Yazgan ve Korürek 1994).

İnsan hareketlerinin incelenmesi, insanların stres ve egzersiz fizyolojilerinin izlenmesi, pH, tansiyon, sıcaklık, kas kasılma kuvvetleri, kan akış hızı gibi biyolojik parametrelerle elektrokardiyografi (EKG) ve elektromiyografi (EMG) gibi biyolojik işaretlerinin uzaktan izlenmesi telemetri sisteminin kullanılmasını gerektirmektedir (Güler ve Ubeyli 2002). Kalp hastalıklarının ülkemizde ve dünyada yaygın olarak görülmesi biyoteleometri sistemlerindeki çalışmalarda fonokardiyografi (FKG) verileri ve EKG bilgilerinin iletimi yönündeki çalışmaları güncel hale getirmektedir.

Özellikle, 1991 yılında ülkemizde koroner kalp hastalıkları ile ilgili yapılan istatistiklerde erkeklerde binde 57 kadınlarda ise binde 39 gibi ciddi oranlar tespit edilmiştir. Bugün ise dünya geneline bakıldığında, her yıl kalp hastalıklarından ölen insan sayısının 15 milyona ulaştığı görülmektedir (Onat vd. 1991). Günümüz teknolojisinin gelişmesiyle beraber kalp hastalıklarının teşhis ve tedavisinde kullanılmak üzere ekokardiyografi, renkli doppler gibi çok sayıda cihaz geliştirilmiştir. Fakat ödeneği kısıtlı olan sağlık kuruluşlarının bu tür cihazlara sahip olması ve hizmete sunması maliyet açısından önemli bir yük getirmektedir (Salvatore Mangione et al. 1993). Bu nedenle tüm dünyada, kalp hastalıklarının teşhis edilmesinde öncelikli olarak kullanılan stetoskopta dinleme metodu önem taşımaktadır. Bununla birlikte, stetoskopta dinlenen sesin ayrıştırılması ve yorumlanması yeni mezun pratisyen hekimler açısından

zor ve uzmanlık gerektiren bir uygulama olduğundan bu metodun teknoloji ile desteklenmesi gerekmektedir. Bu destek, biyotelemetri sistemlerinin gelişmesiyle ve güncel olarak sağlık kuruluşlarında kullanıma sunulmasıyla güçlenmektedir. Bu sayede, FKG ve EKG verilerinin telemetri sistemleri yoluyla aktararak uzman hekim konsültasyonunun sağlanması, ülkemizde kalp hastalıklarından ölen insan sayısında düşüş sağlayacağı ve tedavi sürecini hızlandıracağı öngörülmektedir.

Konuyla ilgili yapılan literatür taraması sonucunda araştırmacıların bu konuda bir çok çalışma yaptığı görülmektedir. Son on yılda yapılan literatür çalışmaları; 2001 yılında araştırmacılar, hasta ve hekimlerin farklı fiziksel konumlarda bulunduklarında, hastalardan elektronik yolla veya elle alınan verilerin, teşhis ve tedavi amacı ile internet üzerinden, uzaktaki danışman klinik ya da uzman hekimlere ulaştırılmasını sağlamaktadır (Bayhan ve Soğukpınar 2001). 2002 yılında araştırmacılar, EKG işaretleri ile kalp seslerinin eşzamanlı alınması için ölçüm düzeneği tasarlamışlar ve kalp kapağı fonksiyonsuzluğu olan hastalardan kalbe ait ses ve EKG bilgilerinin alınarak bilgisayara aktarılması ve görüntülenmesini sağlamışlardır. Kalp seslerinin alınabilmesi için ortamdaki yalıtılmış kapasitif bir dönüştürücü kullanılmıştır. Elde edilen kalp sesi ve EKG bilgileri tasarlanan bir Giriş/Çıkış kartı aracılığıyla sayısal forma dönüştürülerek bilgisayara aktarılmıştır (Kemaloğlu ve Kara 2002). Aynı yıl Dahl ve ekibi sensör tabanlı bir elektronik stetoskop kullanarak 47 hastadan aldıkları kalp seslerini wav formatında kaydederek mail yoluyla uzman hekime ulaştırılması üzerine bir çalışma yapmışlardır (Dahl et al 2002). Folland ve arkadaşları, 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) 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). 2003 yılında yaptıkları çalışmada yeni bir elektronik stetoskop tasarlamışlar ve Win95 tabanlı bir yazılım kullanarak aldıkları FKG seslerini sinyal işleme teknikleri kullanarak analiz etmişlerdir. Bu sistemle elde ettikleri sonuçlarla kalp seslerinin karakteristiklerini tespit etmeye çalışmışlardır (Moghavvemi et al. 2003). 2005 yılında Tachakra, şehir ortamından uzak yerlerde yaşayan insanların

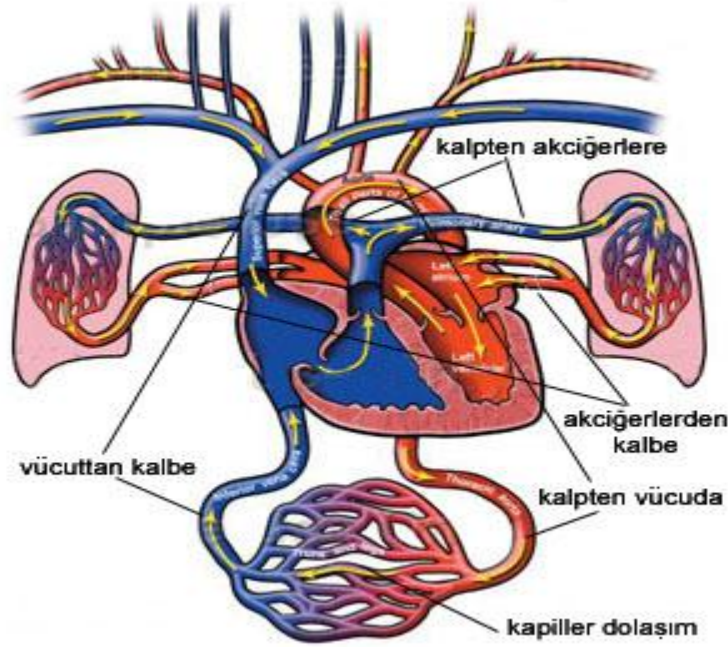
sağlıkla ilgili verilerini kablosuz iletişim sayesinde dünyanın herhangi bir yerindeki uzman hekimlere ulaştırabilen sistemlerin örnekleri vermiştir (Tachakra et al. 2003). 2006'da Johnson ve arkadaşları düşük güç tüketimine sahip sayısal işaret işlemeli elektronik stetoskop tasarımını gerçekleştirmiştir (Johnson et al. 2006). 2006'da Cheng W ve arkadaşları GSM bandındaki MMS, GPRS ve GPS servislerini kullanarak EKG sinyallerini uzak mesafedeki bir bilgisayara iletmış ve görüntülemişlerdir (Cheng et al. 2007). Diğer bir çalışmada Jiang ve Choi kardiyak düzensizlikleri algılayan ve elektronik stetoskop 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). 2007'de Koksoon P ve arkadaşları elektronik stetoskop, ses kartı ve geliştirdikleri yazılım ile internet üzerinden kalp seslerini iletmışlerdir (Koksoon et al. 2007). 2007 yılında Noponen ve arkadaşları, 807 pediyatrik hasta üzerinde uyguladıkları sistemde hastalardan elektronik stetoskolla aldıkları sesleri dizüstü bilgisayara aktardıktan sonra görüntülemiş ve oskültasyon bulgularını analiz etmişlerdir (Noponen et al. 2007).

Bu çalışmanın amacı özellikle yeni mezun doktorların ve tıp öğrencilerinin, kalp ve akciğer oskültasyon seslerini gürültüden yalıtılmış yüksek ses kalitesi ile dinleyebilecekleri elektronik stetoskobu tasarlamak ve bu sesleri radyo dalgaları ile bilgisayar ortamına aktarmaktır. Aktarılan ses bilgisi, istendiğinde veri tabanına kayıt edilerek tekrar erişim sağlanacaktır. Aynı zamanda, görüntülenen ses verisi IP-Kamera ile internet üzerinden uzaktaki bir uzman hekime aktarılarak konsültasyon imkanı sağlanmış olacaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Dolaşım Sistemi

Dolaşım sistemi, organları ve dokuları oluşturan hücrelerin madde alış-verişini, beslenmesini, vücut sıcaklığının dengeli olarak dağıtılması ve hormonların düzenli dağıtımını sağlamaktadır (İnt. Kyn 1). Dolaşım sistemi, organlar tarafından kullanılarak oksijen miktarı bakımından fakirleşen kanın akciğerlerde oksijence zenginleştirilmesi ve kalp yardımı ile tüm vücuda pompalanarak yaşam döngüsünün devamını sağlar. Dolaşım sistemi küçük dolaşım ve büyük dolaşım olmak üzere iki evrede tamamlanır.



Şekil 2.1 Dolaşım Sistemi (İnt. Kyn 2)

Kanın iletim yolu olan damarlarda kan akışının sağlanması için bir basınç farkı olabilmesi gerekir. Bu basınç farkını “bir nevi emme basma tulumu gibi sürekli yüksek ve düşük basınç uygulayarak” (İnt. Kyn 1) sağlayan kalp dolaşım sisteminin en önemli parçasıdır. Şekil 2.1’de görüldüğü gibi, kırmızı renkle gösterilen oksijence zengin kan kalpten damar sistemine pompalandıktan sonra kan önce atardamar sonra kılcal (kappiller) damarlar ve toplar damarlardan geçerek tekrar kalbe dönmesi dolaşım sisteminin bir turu olarak değerlendirilir.

Kalbin sağ bölmesi tarafından, mavi renkle gösterilen oksijence fakir kanın akciğerlerde oksijenlenmesiyle meydana gelen dolaşıma küçük dolaşımlar sistemi denir. Organlar tarafından kullanılarak oksijen miktarı bakımından fakirleşen kan, vena cava inferior ve vena cava superior olarak adlandırılan büyük toplardamarlar yolu ile sağ kulakçığa (atrium) gelir. Burada triküspit kapak ile sağ karıncığa geçer. Sağ karıncık kaslarının kasılmasıyla kan akciğer atardamarından (pulmoner artere) kanın akciğerlere gönderilmesi sağlanır ve kan oksijen bakımından zenginleştirilir. Zenginleştirilen kan akciğerlerden tekrar kalbe dönerek dolaşımlar tamamlamış olur.

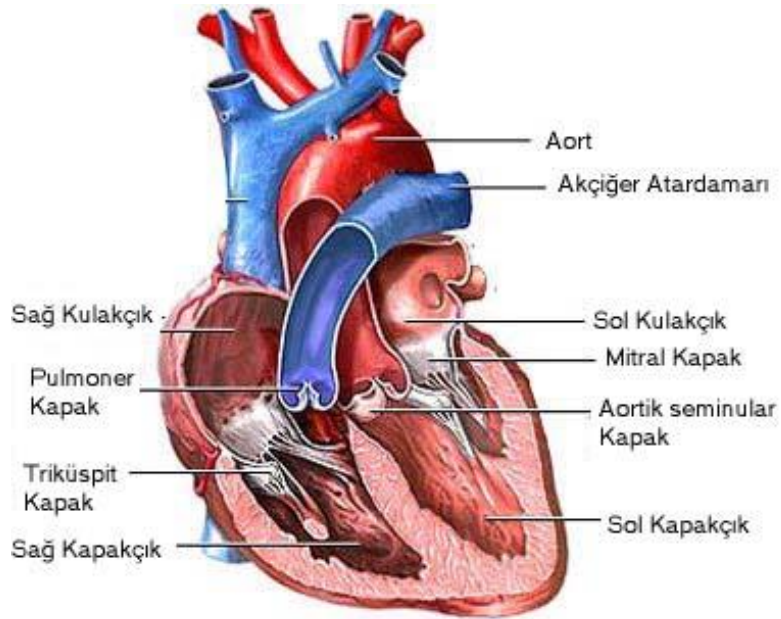
Küçük dolaşımlar sisteminin sonunda oksijence zenginleşen kanın kalbin sol tarafına dönmesiyle başlayan, kalbin sol tarafından vcudaya ihtiyaı olan kanı pompalayarak tekrar kalbin sağ tarafına dönmesiyle sonuçlanan dolaşımlar sistemine büyük dolaşımlar denmektedir. Kan Şekil 2.1’de görüldüğü gibi akciğer toplardamarı (pulmoner venler) yolu ile kalbin sol kulakçığına gelir. Buradan kalbin sol kulakçığı ile sol karıncığı arasında bulunan mitral kapaktan geçerek sol karıncığa dolar. Karıncık kaslarının kasılmasıyla birlikte sol karıncıktaki kan aort damarına pompalanarak vcudaya gönderilmiş olur. Kapıllar dolaşımda hücreler tarafından fakirleştirilen, kanın kalbin sağ tarafına toplanması ile dolaşımlar döngüsü tamamlamış olur (Karasekreter 2009).

2.2 Kalbin Anatomik Yapısı

Kalp izgili kaslardan oluşan, diğer çizgili kaslardan farklı olarak kendi içerisindeki uyarı mekanizmasıyla tüm kalp kası hücrelerine bu uyarıyı iletilebilen ve vücudun dolaşımlar sisteminin içinde pompa vazifesi gören organdır.

Dolaşımlar sisteminin merkez organı niteliğinde olan kalp, göğüs ön duvarı arasında orta kısımda 2 akciğer arasında yer almaktadır. Şekil 2.2’de görüldüğü gibi 2 ana bölümden oluşan kalbin sağ tarafı, pulmoner dolaşımlar olarak bilinen, kanın akciğerlerden dolaştırılmasını sağlayan döngüyü gerçekleştirir. Kalbin sol tarafı ise, organların yaşamlarını devam ettirebilmesi için gerekli olan oksijeni ve besinleri alabilmesini sağlamak için kanı vcudaya pompalayan kısımdır.

Kalp, sağ tarafta sağ kulakçık ve sağ karıncık, sol tarafta sol kulakçık ve sol karıncık olmak üzere 4 bölümden oluşmaktadır. Sağ kulakçık ile sağ karıncığı birbirinden ayıran triküspit kapak, sol kulakçık ile sol karıncığı birbirinden ayıran mitral kapakçık bulunmaktadır. Aynı zamanda kalbin sol karıncığında insanın en büyük atardamarı olan aort damarına kanın geçişini sağlayan aort kapağı ve sağ karıncıktan kanın pulmoner damara geçişini sağlayan pulmoner kapak bulunmaktadır. Kalbin sağ bölümüne tüm vücuttan gelen kanı toplayan vena cava inferior ve vena cava superior açılmaktadır. Şekil 2.3’de üstten görünüşü gösterilen kapaklar, mitral kapak hariç 3 parçadan oluşmaktadır. Mitral kapak ise 2 parçadan oluşmaktadır. Kapakların çalışma prensibi, kalp içindeki basınç farkına bağlı olmakla birlikte, gerekli olan basınç ise kalp kaslarının kasılması (sistol) ve gevşemesi (diastol) sayesinde meydana gelmektedir (Karasekreter 2009).

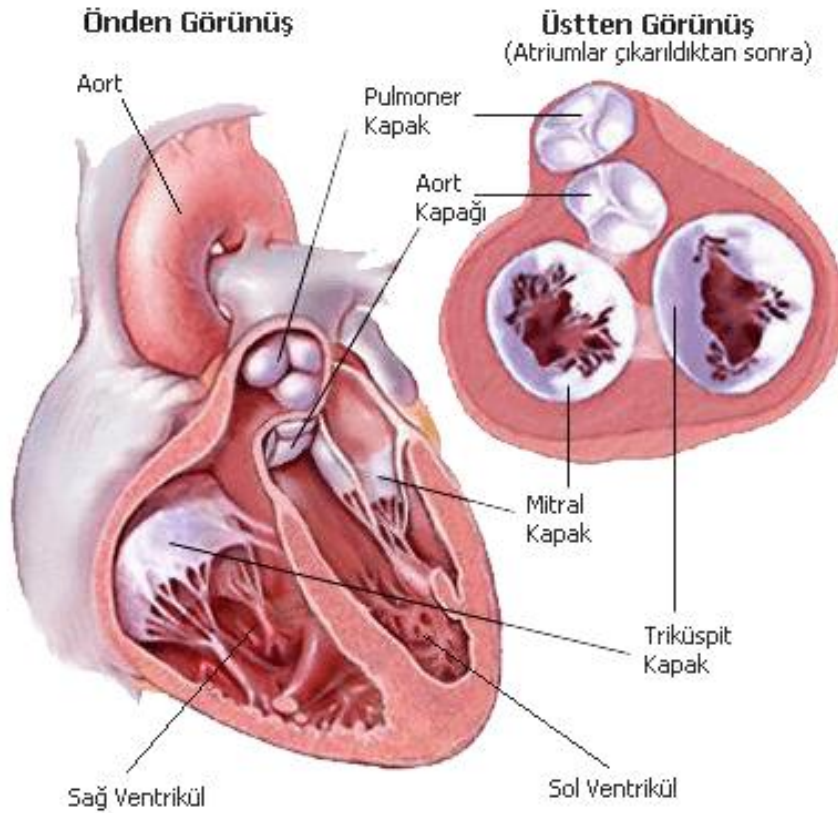


Şekil 2.2 Kalbin Anatomik Yapısı ve Bölümleri

Sistol olarak adlandırılan kalbin kasılması işleminde, kulakçıklardan karıncıklara gelen kanın geçişi tamamlandığı sırada, karıncık kasılmaya başlar. Kasılmanın ilk safhasında önce karıncıkların hacmi değişmeksizin içindeki basınç artar ve kulakçıkların içindeki basıncı geçtiği an, kulacıklarla karıncıklar arasındaki kapaklar, kalbin sol tarafı için mitral, sağ tarafı için triküspit kapaklar kapanır. Sonra basınç artmaya devam eder ve aort pulmoner kapaklar açılır ve kan aort ve pulmoner artere atılarak kan vücuda

pompalanmış olur. Ayrıca kulakçıkların görevi, kanın karıncıklar vasıtasıyla vücuda pompalanırken, kulakçıklar vücuttan gelen kanı kendi bünyesinde bir rezervuar gibi depo etmektedir (Ahlström 2006).

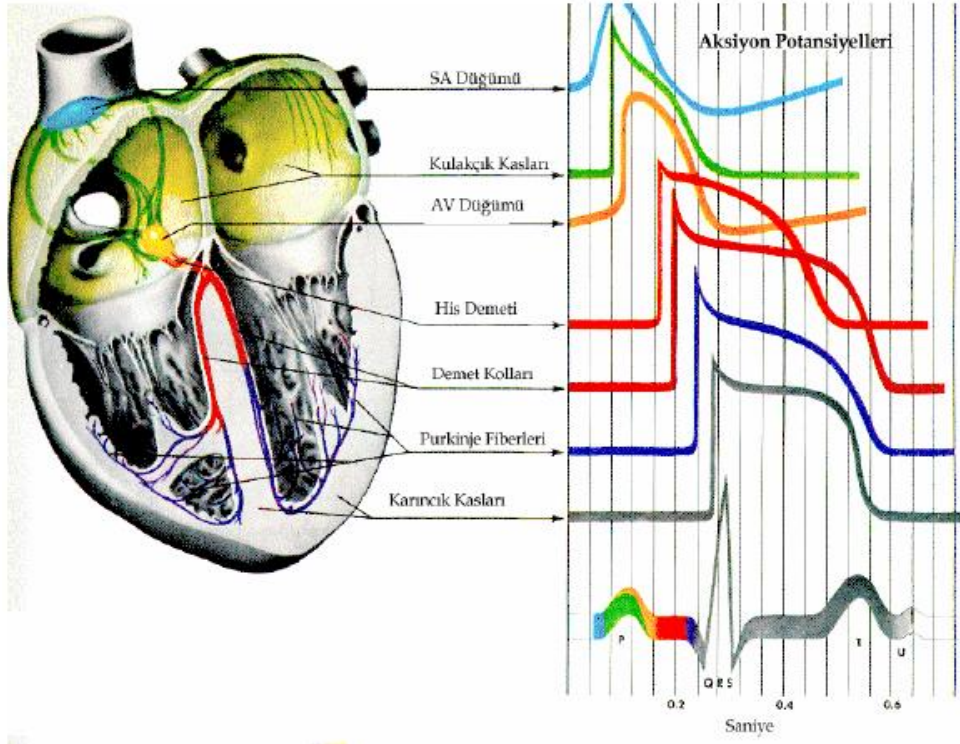
Karıncıklardan kan pompalandıktan sonra karıncıklarda gevşemeden dolayı içindeki basınç düşmeye başlar. Karıncıkların içindeki basınç, aort ve pulmoner damarların içindeki basınçtan daha düşük olduğunda aort ve pulmoner kapakların konumları damarlara bakar şekilde olduklarında kapaklar kapanır. Basınç değeri kulakçıkların içindeki basınç miktarından daha düşük seviyeye geldiği sırada mitral ve triküspit kapakların açılış yönleri karıncıklara doğru olduğundan basınçla kapaklar açılır ve kan karıncıklara dolmaya başlar. Kalp döngüsü sinüs düğümünden çıkan her elektrik iletişiyle tekrarlanır (Opei 2004).



Şekil 2.3 Kalbin Kalp Kapakları

2.2.1 Kalbin Elektriksel Yapısı ve EKG İşareti

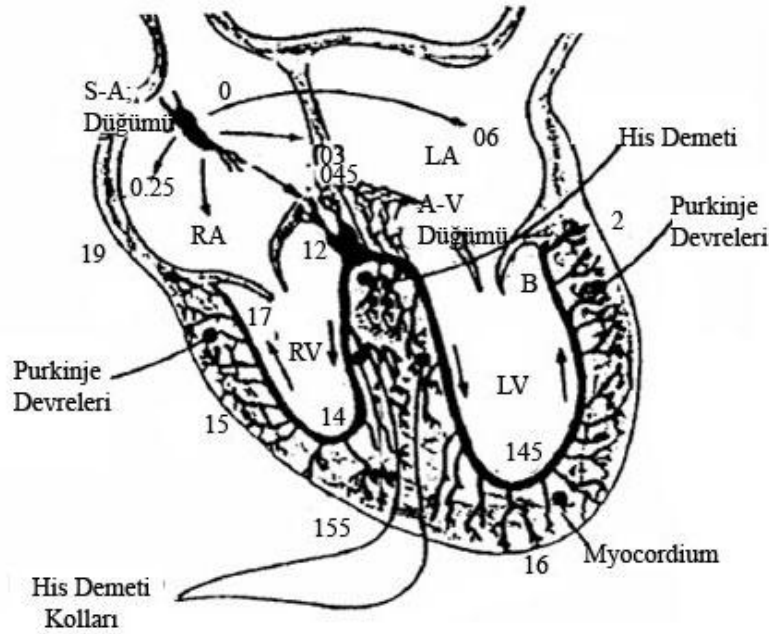
Kalbin elektriksel iletim sistemi sinüs düğümü (SA), his demetleri, atriyoventriküler düğüm (AV), demet kolları ve purkinje fiberlerinden oluşur. Sinüs düğümü kalbin vuruş düzenleyicisi olarak çalışır ve hareketi başlatıp hızını düzenleme görevini üstlenir. SA düğümünde kendiliğinden oluşan aksiyon potansiyeli depolarizasyon dalgası halinde kalbin tümüne yayılır.(Şekil 2.4) SA düğümü sağ atriyumun arka duvarında yer alan 3x10 mm boyutunda özelleşmiş kalp hücrelerinden oluşmuştur. SA düğümünün oluşturduğu aksiyon potansiyelinin frekansı değişen koşulların gereksinimini karşılamak üzere merkezi sinir sistemi tarafından da kontrol edilmektedir.



Şekil 2.4 Kalbin Fiziksel Hareketi Sonucu Oluşan Elektriksel Sinyaller

SA düğümünde oluşan aksiyon potansiyeli kulakçıklar üzerindeki iletim yolları aracılığı ile hızlı bir şekilde yayılarak kulakçıkların kasılmasını sağlar ve buradaki kan karıncıklara aktarılır. Atriyumlarda aksiyon potansiyelinin iletim hızı 30 cm/s kadardır. SA ve AV düğümleri arasındaki özel iletim hatlarında ise iletim hızı 45 cm/s kadardır. SA düğümünde oluşan aksiyon potansiyeli 30-50 ms sonra AV düğümüne ulaşır. Bu

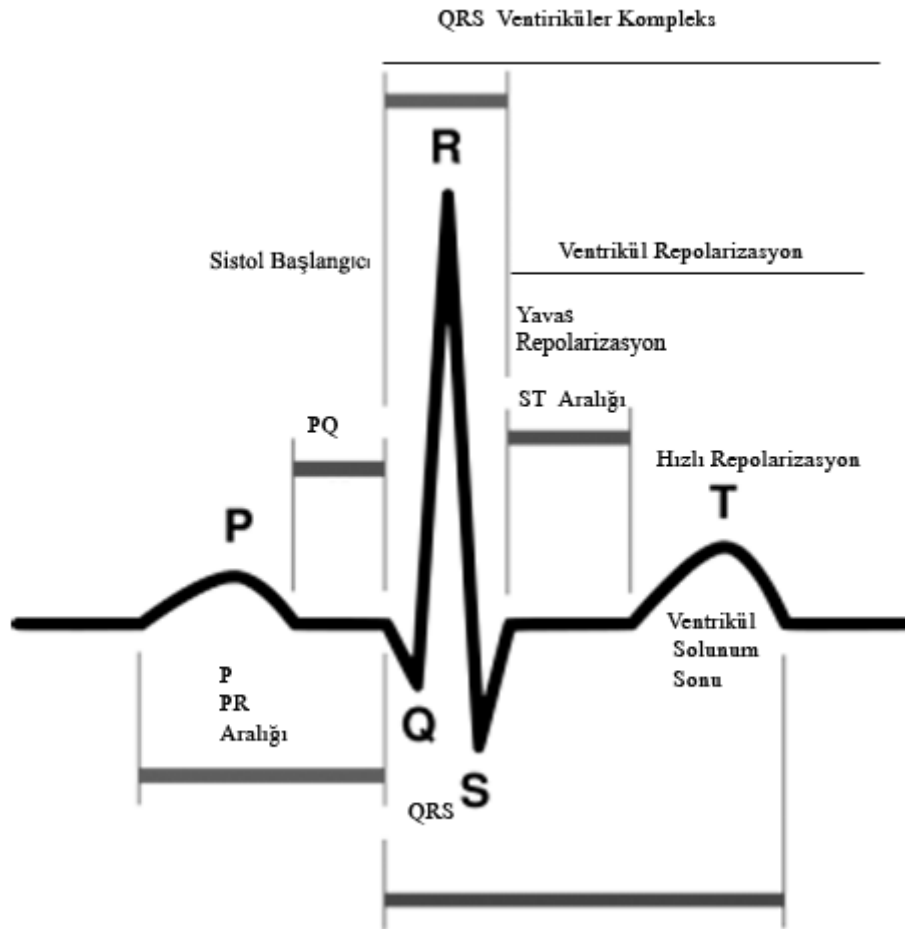
süre atriyumların içerisindeki kanın tümüyle ventriküllere aktarılması için yeterli değildir. Bunun için ventrikül kasılmasının bir süre sonra yapılması gereklidir. Bu işlem bir geciktirme elemanı gibi çalışan AV düğümünde aksiyon potansiyelinin 110 ms kadar geciktirilmesiyle sağlanır. Atriyumlarla ventriküller arasındaki yağlı septum bölgesi elektriksel yalıtımı sağlar ve kalbin bu iki bölgesi arasında aksiyon potansiyeli sadece iletim sistemi üzerinden yapılabilir (Kabalcı 2006). Ventriküllerin uyarılması Purkinje fiberlerinin tepkisi ile gerçekleşir. Bu fiberlerde aksiyon potansiyelinin hızı 2-4 m/s kadardır. Purkinje fiberleri ve tüm iletim mekanizması üzerindeki aksiyon potansiyelinin ulaşım süreleri Şekil 2.5'te gösterilmiştir.



Şekil 2.5 Elektriksel İşaretlerin Oluşum Süreleri

Kalbin oluşturduğu elektriksel darbeler, vücut sıvıları ve kan ile deri yüzeyine kadar taşınır ve elektrokardiyograf adı verilen cihazlarla bu sinyallerin algılanması ve görüntülenmesi sağlanabilir. Elde edilen görüntüler ise elektrokardiyogram (Şekil 2.6) olarak adlandırılır. QRS kompleksi ventriküllerin depolarize olmasına karşılık gelen aralıktır ve karıncık kaslarının fonksiyonel aktivitesini ifade eder. Ventriküllerin kasılması ile R dalgasının yukarı çıkışı aynı anda gerçekleşir. Ventrikül kas hücreleri ST aralığında yavaş, T sürecinde ise hızlı repolarize olur. Dakikada kalp vuruş hızı 75 olan

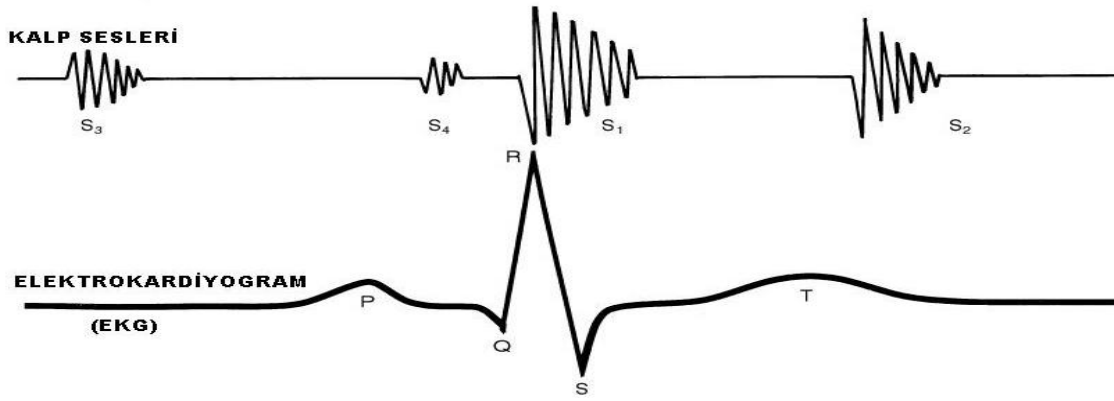
sağlıklı bir kimsede P, PR ve QRS süreleri sırasıyla 0,1, 0,13 ve 0,08 ms kadardır. (Kabalıcı 2006).



Şekil 2.6 Kalp Kaslarının Hareketi Sonucu Oluşan EKG Sinyali

2.2.2 Kalp Sesleri ve Dinleme Odakları

Kalbin çalışması sırasında kalp duvarların titreşimleri, kalp kapaklarının hareketleri ve kan akışı sırasında kalp sesleri meydana gelmektedir. Kalp kapaklarının hareketi kalp seslerinin oluşmasında en önemli faktörlerden biridir. Şekil 2.7’de görüldüğü gibi bir kalp çevrimi sırasında dört temel kalp sesi meydana gelmekte, aynı zamanda kalp kapaklarındaki anormalliklerde de üfürüm (murmur) sesleri oluşmaktadır. Birinci kalp sesi (S1), ikinci kalp sesi (S2), üçüncü kalp sesi (S3) ve dördüncü kalp sesi (S4) olarak adlandırılmakta ve oluşma zamanları ve frekansları farklılık göstermektedir.

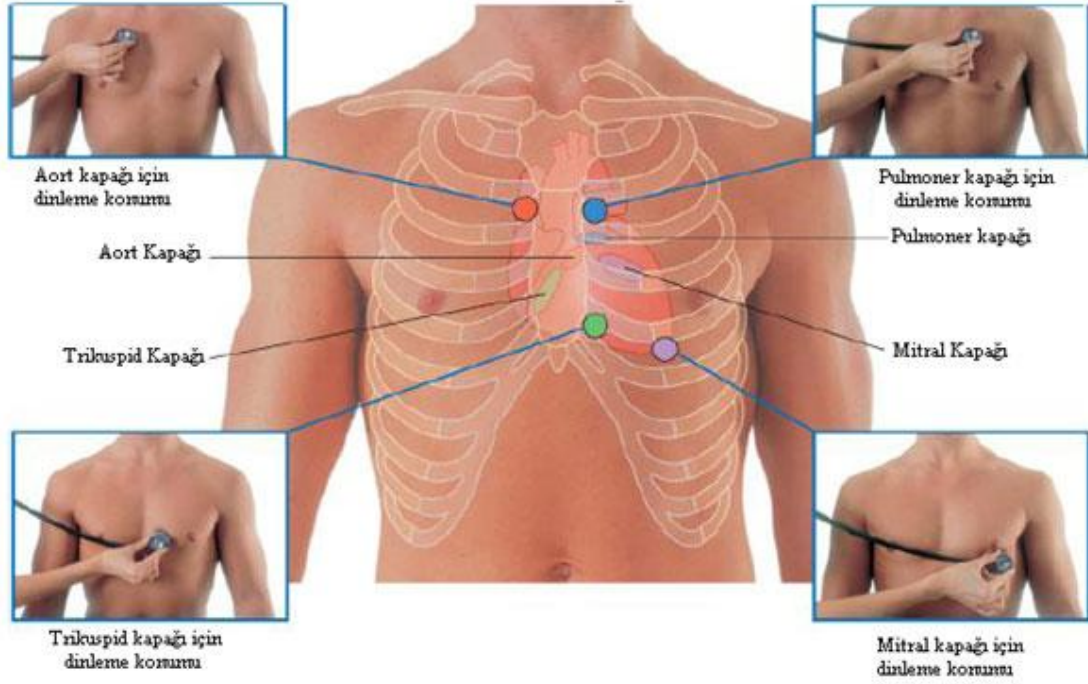


Şekil 2.7 Kalp Sesleri

S1 kalp sesi, sol karıncıktaki basıncın sol kulağıdaki basınca ulaştığı anda mitral ve triküspit kapakların kapanması esnasında meydana gelir. Frekans aralığı 20-45 Hz dir. Karıncıklardaki kasılma tamamlanıp gevşeme başladığında, karıncıklardaki basıncın düşerek aort basıncının altına inmesiyle aort kapağı ve hemen arkasından pulmoner kapağın kapanmasıyla S2 kalp sesi oluşmaktadır. Frekans aralığı 50-70 Hz dir. Karıncıkların gevşemesi sırasında karıncıklara kan dolarken, karıncık kaslarının titreşimi sonucu S3 kalp sesi oluşur. Bu ses, genç yaşlardaki insanlarda normal olarak duyulabilir ama ileri yaşlarda duyulduğunda miyokart bozukluğu olduğunun bir göstergesidir. Bu ses S2 kalp sesinden hemen sonra duyulabilmektedir. Karıncıkların dolumunun son zamanlarında karıncık duvarında oluşan titreşimleri sonucu ise S4 sesi oluşmaktadır. S4 sesi yetişkin insanlarda duyulmamaktadır (Kemaloğlu ve Kara 2002). S4 sesi, frekansı saniyede 20 den az olduğu için stetoskopla duyulmayan atriyum sesi fonokardiyogramla tespit edilebilmektedir. Büyük bir olasılıkla bu ses, üçüncü kalp sesine benzer şekilde, kalp kasının kasılmasıyla kanın karıncıklara hızlı akışının yarattığı vibrasyonlardan kaynaklanır (Arthur 1986).

Kalp seslerinin dinleme odakları Şekil 2.8’de gösterildiği gibi Aort odağı, Pulmoner odak, Triküspid odağı ve Mitral odağından oluşmaktadır. Aort odağından kalbin hızı, ritmi ve S1 – S2 ile S2 – S1 arasındaki ses ve üfürümler dinlenmektedir. Pulmoner odakta S2’nin şiddeti, aorta odağında duyulan S2’nin şiddeti ile karşılaştırılır ve pulmonalis yetmezliğinin diastolik üfürümü değerlendirilebilir. Triküspid odakta, kalp seslerini değerlendirmenin yanı sıra bu bölgedeki diastolik ve sistolik üfürümler de

dinlenerek değerlendirilir. Triküspid yetmezliğine ve darlığına ait üfürümler nefes alırken şiddetlenir, nefes verirken hafifler. Triküspid odağı ile mitral odak arasındaki bölgede, sağ karıncık hipertrofisi olan hastalarda triküspid üfürümleri duyulabilir. Mitral odakda ise sistol ve diastol zamanları değerlendirilir. Mitral kapak üfürümleri, ek sesler bu bölgede duyulur (İnt Kyn.3).

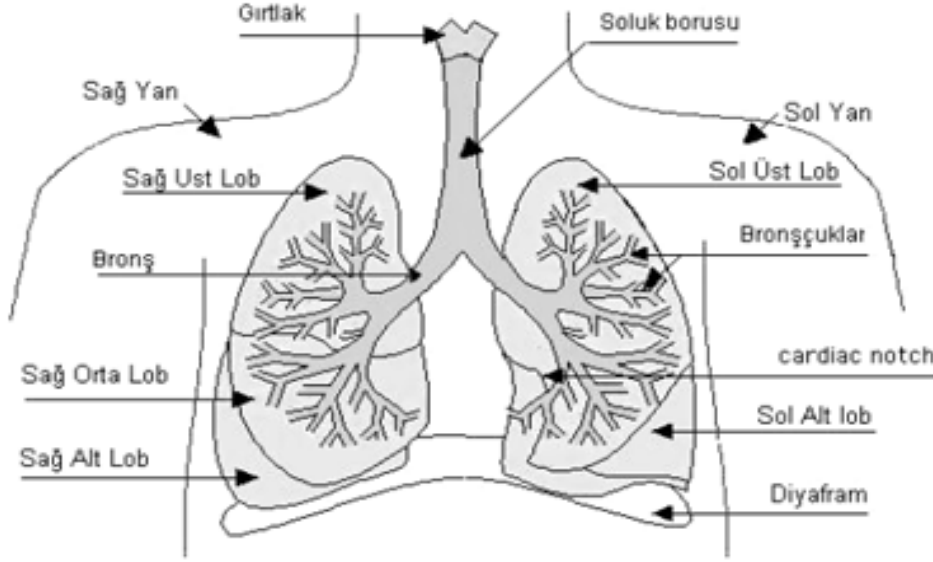


Şekil 2.8 Kalp Seslerinin Dinleme Odakları (İnt. Kyn.4)

2.3 Solunum Sistemi Organizasyonu ve Akciğerler

Solunum sistemi (Şekil 2.9) solunum yolları ve akciğerlerden oluşur. Solunum yolları burun boşluğu, ağız, yutak, gırtlak, soluk borusu, bronşlar, bronşçuklar ve alveollerden (hava kesecikleri) oluşmaktadır. Soluk borusundan sonra ilk dallanan yapılara bronş, bronşlardan sonraki daha dar çaplı yapılara da bronşçuk denilmektedir. Soluk borusu çapı 1,5-2,5cm, kesit alanı ortalama 2,54 cm², uzunluğu ortalama 11cm'dir. Bronş, duvarlarında kıkırdak bulunan hava yollarıdır. Bronşçuk ise duvarında kıkırdak bulunmayan ve çapları 1 mm'den daha küçük olan hava yollarıdır. Soluk borusu ve ana bronşlar akciğerin dışındadır. Ana bronştan sonraki bronş ağacı kısımları akciğerin içinde bulunmaktadır. Akciğerler esas olarak alveol denilen içi hava dolu küçük keseciklerden oluşmaktadır. Alveol, kandaki karbondioksiti alarak bronşlara veren ve

içinde bulunan oksijeni tekrar kana aktaran birimdir ve her iki akciğerde yaklaşık 14 milyon alveol kanalı ile 300 milyon alveol vardır (Polat 2006).



Şekil 2.9 Solunum Yolları ve Akciğerler

2.3.1 Akciğer Seslerinin Oluşum Mekanizması

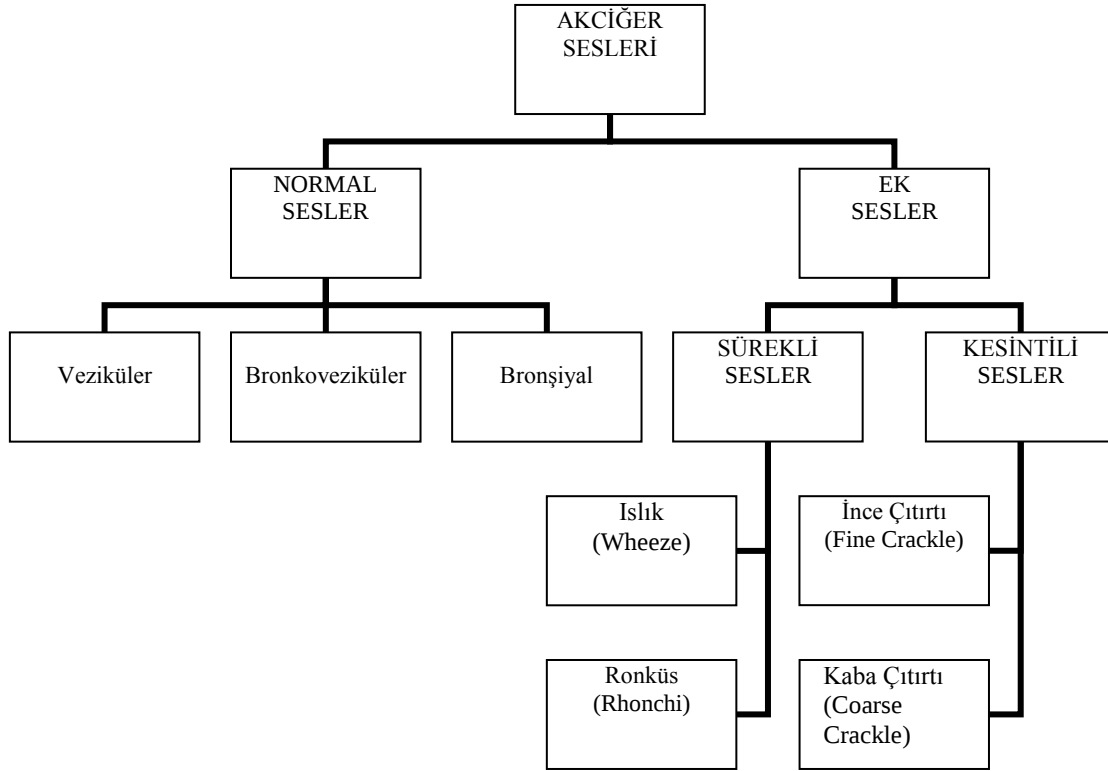
Soluk alıp verme sırasında solunum yollarındaki gaz basıncının hızlı değişimi ile oluşan hava akımlarının solunum yollarının çeperlerinde meydana getirdiği titreşimlerin akciğer dokusundan geçerek göğüs duvarına ulaşmaları sonucunda oluşan seslere akciğer sesleri denilmektedir.

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

değişimler (zatürre gibi) de akciğer dokusunun filtreleme özelliklerinde değişime sebep olmakta dolayısıyla akciğer seslerinin değişmesi ile sonuçlanmaktadır (Polat 2006).

2.3.2 Akciğer Sesleri

Şekil 2.10’de görüldüğü gibi akciğer sesleri normal akciğer sesleri ve ek akciğer sesleri olmak üzere sınıflara ayrılmaktadır. Normal akciğer sesleri, akciğerlerde bir problem olmadığı durumda duyulan seslerdir. Normal olan sesler oluşum yerlerine ve şekline göre üçe ayrılmaktadır. Bunlardan ilki veziküler ses, ikincisi bronkoveziküler ses ve diğeri de bronşiyal ses olarak adlandırılmaktadır. Bu seslerden ilk ikisi göğüs duvarından duyulan akciğer sesleri ve diğeri de soluk borusundan duyulan soluma sesi olarak da bilinmektedir.



Şekil 2.10 Akciğer Seslerinin Sınıflandırılarak Gösterimi

Patolojik Ek Akciğer Sesleri, patolojik durumlarda içsoluma ve dışsoluma da işitilen akciğer seslerine eklenen sesler olarak değerlendirilmektedir. Ek sesler normal durumlarda duyulmazken patolojik durumlarda ortaya çıkmaktadırlar. Ek seslerin içsoluma veya dışsoluma evresinde ve her iki evrenin başında, ortasında veya sonunda işitilip işitilmediği akciğer hastalıklarının tanısı bakımından dikkate alınmaktadır.

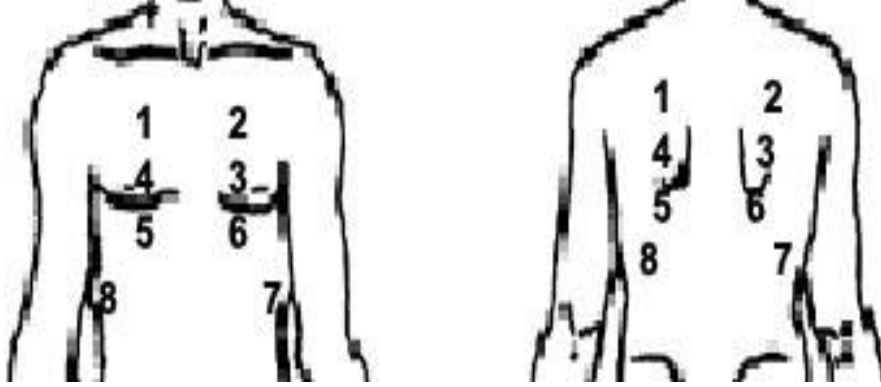
Kesintili ek seslere, genel olarak çıtırtı sesleri de denilmektedir. Çıtırtıların oluşum sebebi, akciğerlerde bulunan fazla sıvılardan geçen havanın kabarcık yapması, ya da akciğerin iki bölgesini ayıran ve tıkalı olan hava yolunun aniden açılması sonucu, basıncın ani olarak gürültülü ve patlama benzeri bir ses eşliğinde eşitlenmesidir. Çıtırtıların hastalıklara göre değişik dalga biçimi özellikleri taşıdıkları kabul edilmektedir. Bu özelliklere göre bu tür sesler ince (fine) ve kaba (coarse) çıtırtılar olarak iki gruba ayrılarak incelenmektedirler. İnce çıtırtılar kısa zaman aralıkları ile birbirini izleyen, çok ince çıtırtılardan oluşan bir sestir. Kaba çıtırtılar ise ince çıtırtıların aksine düşük tonda, tek tük, alt loblar kadar ağızdan da duyulabilen niteliktedir. Daralmış veya tıkanmış bronşlar içinden havanın habbeler halinde giriş ve çıkışı esnasında meydana gelmektedirler.

Sürekli ek sesler, sesler kapanmaya yakın bir derecede daralmış solunum yolları içinden belirli bir hızın üzerinde geçen hava akımlarının solunum yollarının duvarında oluşturduğu titreşimlerden ibarettir. Çok yaygın ve şiddetli solunum yolu daralması olmasına rağmen, hava akımı yeterli bir hızda olmazsa sürekli ek ses işitilmeyebilir. Işık sesleri ağızdan ve akciğerlerden duyulabilen, tek sesli (monophonic) veya çoksesli (polyphonic) olabilen sürekli müzikal karakterdeki seslerdir. Tek sesli ışıklar tek bir yerden kaynaklanırlar ve sesin frekansı ile zamanlaması değişmez. Ancak bronş içi basınç farkına bağlı olarak frekans değişiklikleri olabilmektedir (Polat 2006).

2.3.3 Akciğer Seslerinin Dinleme Odakları

Şekil 2.11’de görüldüğü gibi akciğer seslerini göğüsten ve sırttan hangi bölgelerden hangi sıra ile dinleneceği gösterilmektedir. Akciğer seslerinin dinlenilmesi tedaviyi yönlendirmesi açısından önemlidir. Akciğerlerin üst, orta ve alt loblarını kapsayacak şekilde göğüs kemiği temel alınarak her iki taraftan karşılıklı olmak üzere, en az 8 noktadan dinlenebilmektedir (İnt.Kyn.3). Oskültasyonda steteskop sağ ve sol köprücük kemiğinin hemen altına, sağ ve sol orta kısma (sekizinci veya dokuzuncu kaburga aralığı, köprücük kemiğinin orta hattına), sağ ve sol aksilla orta hattına (dördüncü veya beşinci kaburga aralığına, göğsün yan tarafına) yerleştirilir. Sırt bölgesinden steteskobu sekiz noktaya yerleştirilerek akciğer sesleri dinlenebilmektedir. Kalp sesleri ile akciğer seslerinin birbirine karışmaması için hastanın durumu uygunsa, sırttan dinleme önden

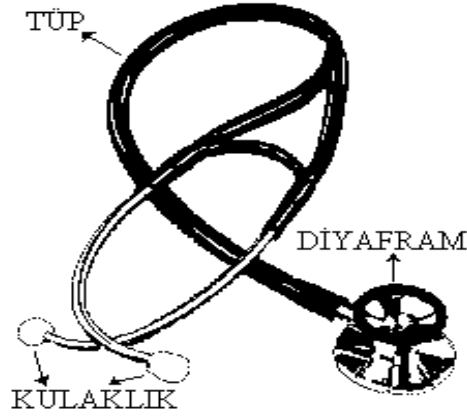
dinlemeye göre tercih edilmektedir. Ancak hastanın soluk yolunu açık tutmak üzere hasta sırt üstü yatıyorsa önden ve yandan dinleme yapılabilmektedir (İnt. Kyn. 5).



Şekil 2.11 Akciğer Seslerini Dinleme Odakları

2.4 Steteskop

Steteskop kullanımı, 1816 yılında Fransız hekim Dr. Rene Theophile Hyancinthe Laennec'in (1781–1826) bir kâğıdı rulo yapıp bir ucunu hastanın göğsüne diğer ucunu kulağına dayayarak, kalp ve akciğer seslerini dinlemesi ile başladı (Bloch 1993 - Reiser 1979). Kısa bir süre sonra rulo kâğıt yerine tüp kullanılarak steteskop'un buluşu gerçekleştirildi. 1829'da Dr Charles Williams, Laennec steteskobunu iki parçaya bölerek değişik açılarla bükülüp katlanabilir bir cihaz haline getirdi. 1830 ve 1840 yılları arasında tek kulaktan dinlemeli dayanıklı kavuçuktan yapılmış ve doktorların kalp ve akciğer seslerini açısız hareketlerle dinlemesine olanak sağlayan mekanik steteskoplar geliştirildi. 1843'de Amerikalı George P. Cammann tarafından ilk çift kulaklı steteskoplar geliştirildi. 1940'da Dr. Sprague Maurice Rappaport ile birlikte steteskobun fizik prensipleri belirlendi ve 1960'larda Dr. Littmann tarafından akustik performansı daha da geliştirilmiş mekanik steteskoplar (Şekil 2.12) geliştirildi (Abdullah 2001).



Şekil 2.12 Mekanik Stetoskop Bölümleri

Mekanik stetoskop, diyafram, tüp ve kulaklık olmak üzere üç ana bölümden oluşmaktadır. Diyafram, stetoskobun tüp kısmının ucunda bulunan ve dinlenmek istenen bölgeye değdirilen yassı koni şeklinde bir parçadır. Bu parçanın içinde ortamdan yalıtılmış bir zar vardır. Yüzeydeki sesle titreyen zar konik parça içindeki havaya basınç uygular ve bu basınç tüp içinden kulaklığa kadar ulaşır ve uygun yapıdaki kulaklık parçaları sesi kulak içine yayarak dinleme gerçekleştirilir.

İlk elektronik stetoskop ise 1961 yılında Amplivox tarafından geliştirilmiştir (Griffits 2008). Bu steteskopların çalışma sistemi, havanın titreşimini elektrik işaretlere dönüştüren basınç algılayıcıları kullanılarak vücuttaki seslerin elektronik ortama aktarılmasıyla gerçekleştirilir (Reiser 1979). Bu iş için ortam gürültüsünden yalıtılmış mikrofonlar kullanılmaktadır. Mikrofonla gerilime dönüştürülen ses zayıf olduğundan gelişen teknolojiyle birlikte steteskop içinde alınan ses 18 kata kadar yükseltilebilmektedir. (İnt. Kyn. 6) (Abdullah 2001).

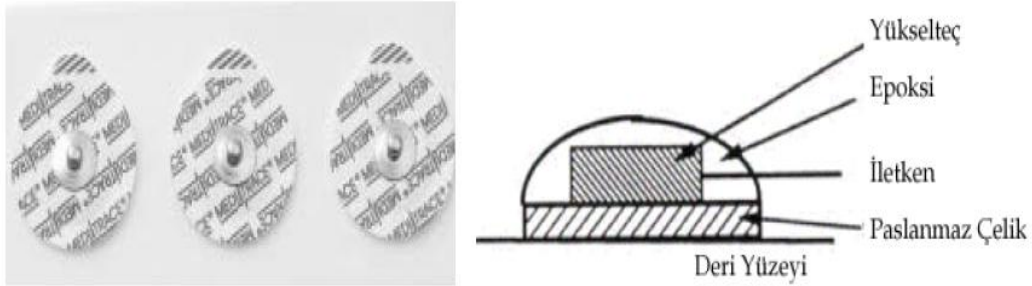
2.5 Biyotelemetri

İnsanlardan biyolojik ve fizyolojik işaretlerin alınıp verilerin işleneceği ve gözlemleneceği ortama gürültüsüz olarak aktarılmasına biyotelemetri denir. İnsan vücudu üzerinden elektrot ve dönüştürücülerle alınan ve elektriksel işaretlere dönüştürülen biyolojik sinyaller kuvvetlendirilerek ve gürültüden arındırmak için filtre devrelerinden geçirilmektedir. Biyotelemetri sistemlerindeki temel problemlerden biri,

birden fazla yapılan biyolojik ölçümlerin aynı anda gönderilebilmesidir. Geleneksel veri iletim sistemlerinde veri iletimi tek kanal üzerinden tek tip veri paketlerinin iletilmesi üzerinde dayanmaktadır, fakat aynı kişiye ait farklı biyolojik ölçüm sonuçlarının birlikte değerlendirilerek teşhis yapılacağı durumlarda, her bir ölçüm için ayrı veri kanallarının kullanımı gerekmektedir. Bu problem çoğullayıcı devrelerin geliştirilmesiyle aşılmış ve birden fazla ölçüm verisi çoğullayıcı kullanılarak tek bir veri kanalından gönderilebilmektedir (Güler ve Übeyli 2002).

2.5.1 Elektrotlar

Biyolojik işaretlerin, özellikle tıpta teşhis amacına yönelik olarak algılanabilmesi için, vücut ile ölçme düzeni arasındaki iletişimi sağlayan ve ayrıca çeşitli amaçlar ve özellikle tedavi amacı için organlara akım gönderilmesini sağlayan elemanlara elektrot adı verilir (Şekil 2.13). Elektrotlar, bu görevlerini iyon akımını elektron akımına veya elektron akımını iyon akımına dönüştürerek gerçekleştirmektedirler (Yazgan ve Korürek 1995).



Şekil 2.13 Tek Kullanımlık Elektrotlar ve Fiziksel Yapısı

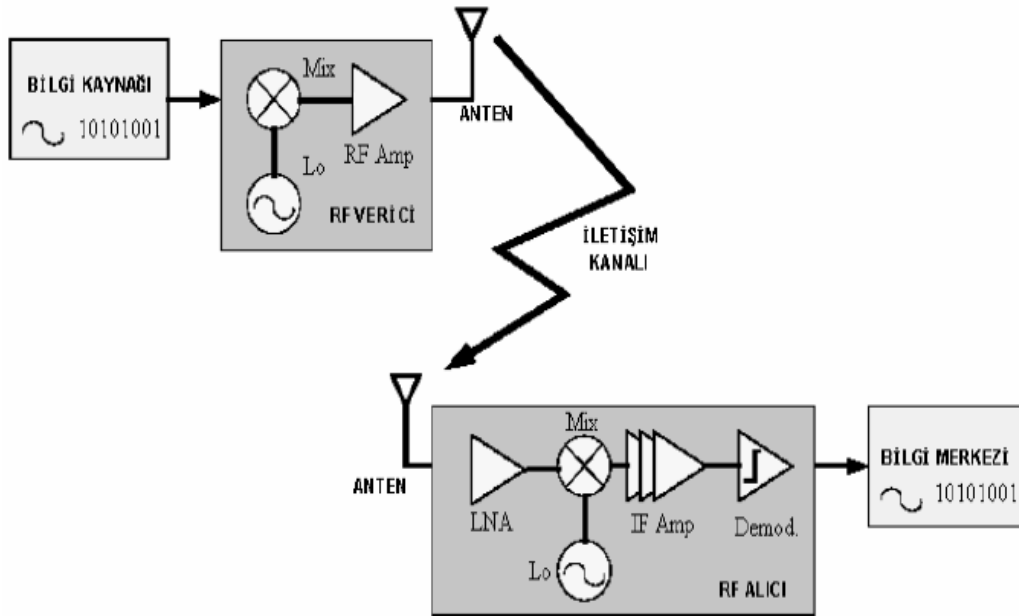
2.5.2 Sayısal Veri İletimi

Gönderilecek bilgi işareti, iletim kanalını üzerinden verimli bir şekilde iletilebilmesi için uygun biçime sokulmalıdır. Bu işlem modülasyon olarak adlandırılır. Genellikle iletim ortamına uygun olan bir taşıyıcı dalga vardır. Modülasyon işlemi taşıyıcı dalganın çeşitli parametrelerini bilgi işaretine bağlı olarak düzenli bir biçimde değiştirmektir. Bilgi işaretini yeniden elde etmek için alıcı kısmında demodülasyon işlemine gerek vardır. Modüle edilmiş işareten demodülasyon işlemi yardımı ile bilgi

işaretinin aslına yakın bir işaretin elde edilebilmesi gerekir. Sayısal veri iletimi için sayısal modülasyon ve demodülasyon teknikleri kullanılabileceği gibi analog modülasyon tekniklerini de kullanmak mümkündür. İletilecek işaretin özelliğine bağlı olarak analog ve sayısal modülasyon teknikleri birlikte kullanılabilmektedir (Filho and Azevedo 1997).

2.5.3 RF Modüller

Kablosuz (RF) teknolojisi 3Hz ile 300GHz spektrum içerisindeki elektromanyetik dalgaların iletmesidir.



Şekil 2.14 RF Blok Diyagramı

Elektromanyetik dalgaların varlığı ilk olarak 1864 yılında James Maxwell tarafından öne sürülmüştür. 1887 yılında Heinrich Hertz tarafından varlığı kanıtlanmış ve 1895 yılında Guglielmo Marconi tarafından icat edilen radyo ile birlikte iletişim için kullanılabilecek bir teknoloji olduğu ortaya çıkmıştır. Şekil 2.14’de kablosuz (RF) teknolojisinin genel blok diyagramı görülmektedir (Welkowitz et al. 1991).

3. MATERYAL VE METOT

Gelişmiş toplumlar tüm vatandaşlarının iyi bir sağlık hizmeti alması için biyotelemetri teknolojisinden yararlanmaktadır. Ülkemizde de biyotelemetri uygulamasının kullanılması ve yaygınlaşması için stetoskop seslerinin kablosuz iletimi ve bilgisayar ortamında görüntülenmesi ile ilgili, blok diyagramı Şekil 3.1’de görülen bir sistem tasarlandı.

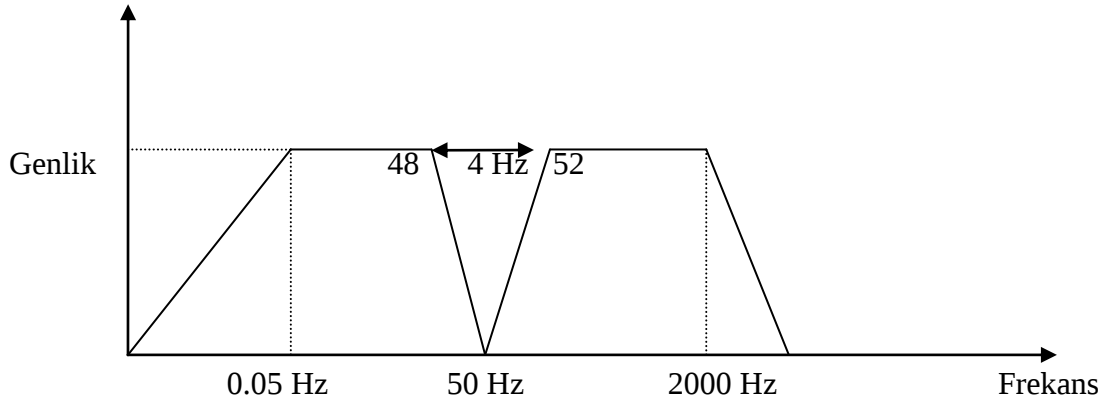
Sistem, verici birimi (Resim 3.1) ve alıcı birimi (Resim 3.2) olmak üzere 2 ana kısımdan oluşmaktadır. Verici kısımda, kalp seslerinin alınması için i-scope 200 model elektronik stetoskop kullanılmıştır. Steteskoptan alınan işaretin genlik verisinin yeterli olmamasından dolayı alınan kalp sesleri enstrümantasyon yükselteçten geçirilerek 2818 kat yükseltilmektedir. Steteskopla veri alınması sırasında, eldeki titreşimlerden veya ortam gürültüsünden dolayı işaret üzerine tolere edilemeyecek miktarda gürültü binmektedir. Bu gürültü, işaretin işlenmesi aşamasında veya işaretin gönderildiği uzmanda yanlış yorumlara neden olacağından, işaret verici ünitesinde bant geçiren ve çentik filtrelerle filtrelenmektedir. Kullanılan filtre sisteminde (Şekil 3.2) işaret 0-48Hz ve 52-98Hz aralığını 4Hz bant genişliği ile geçirerek işaret üzerindeki 50Hz gürültüsünü bastırmaktadır.



Resim 3.1 Sistem Verici Birimi



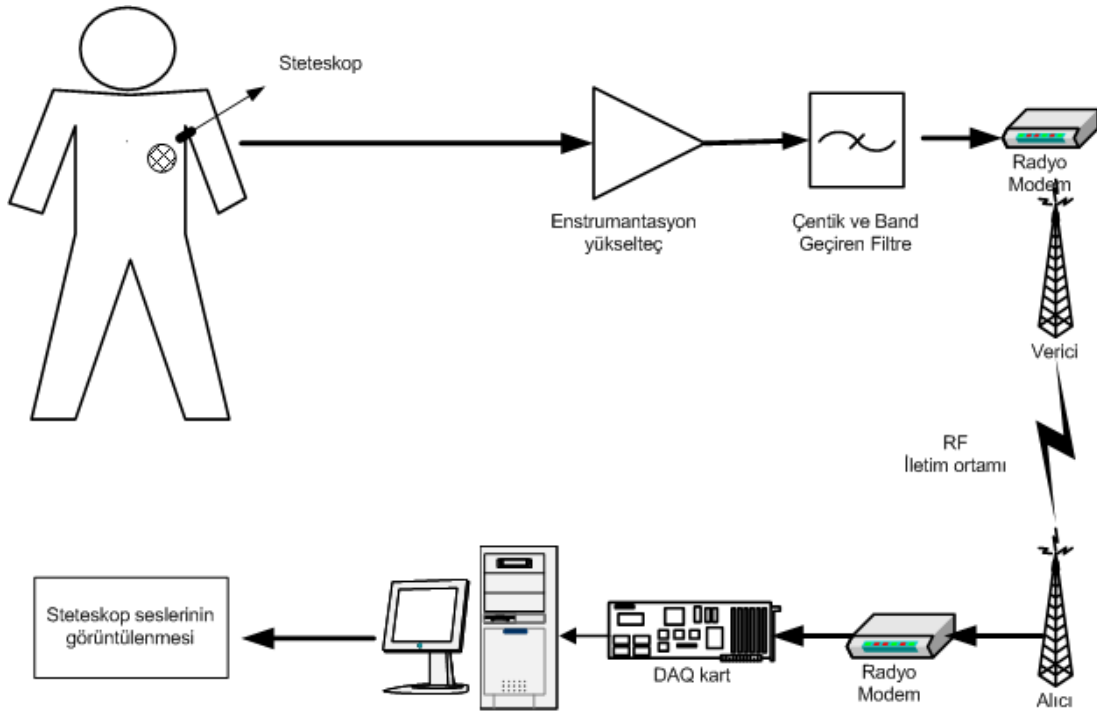
Resim 3.2 Sistem Alıcı Birimi



Şekil 3.2 Kullanılan Filtre Sistemi

Elde edilen filtrelenmiş ses verisi, analog veya dijital modülasyon tekniklerinden biri veya birkaçı kullanılarak yüksek frekanslı işaret ile modüle edilmekte ve verici ünitesinde bulunan Uva-Tr10 Video/Audio Verici Alıcı Setinin verici ünitesi ile kablosuz olarak RF iletim yoluyla alıcı ünitesine iletilmektedir. Verici ve alıcı istasyonlar, aralarında bina içinde maksimum 50 m mesafeden görüşebilmektedirler. Analog olarak iletilen veri, aynı setin alıcı ünitesi tarafından alınarak PicoScope 3000 serisi Data Acquisition Card (DAQ) kullanılarak sayısallaştırılmaktadır. Kullanılan DAQ kartı üzerinde 2 veri kanalı bulunmakta, A kanalı vericiden gelen EKG işaretlerinin alınması,

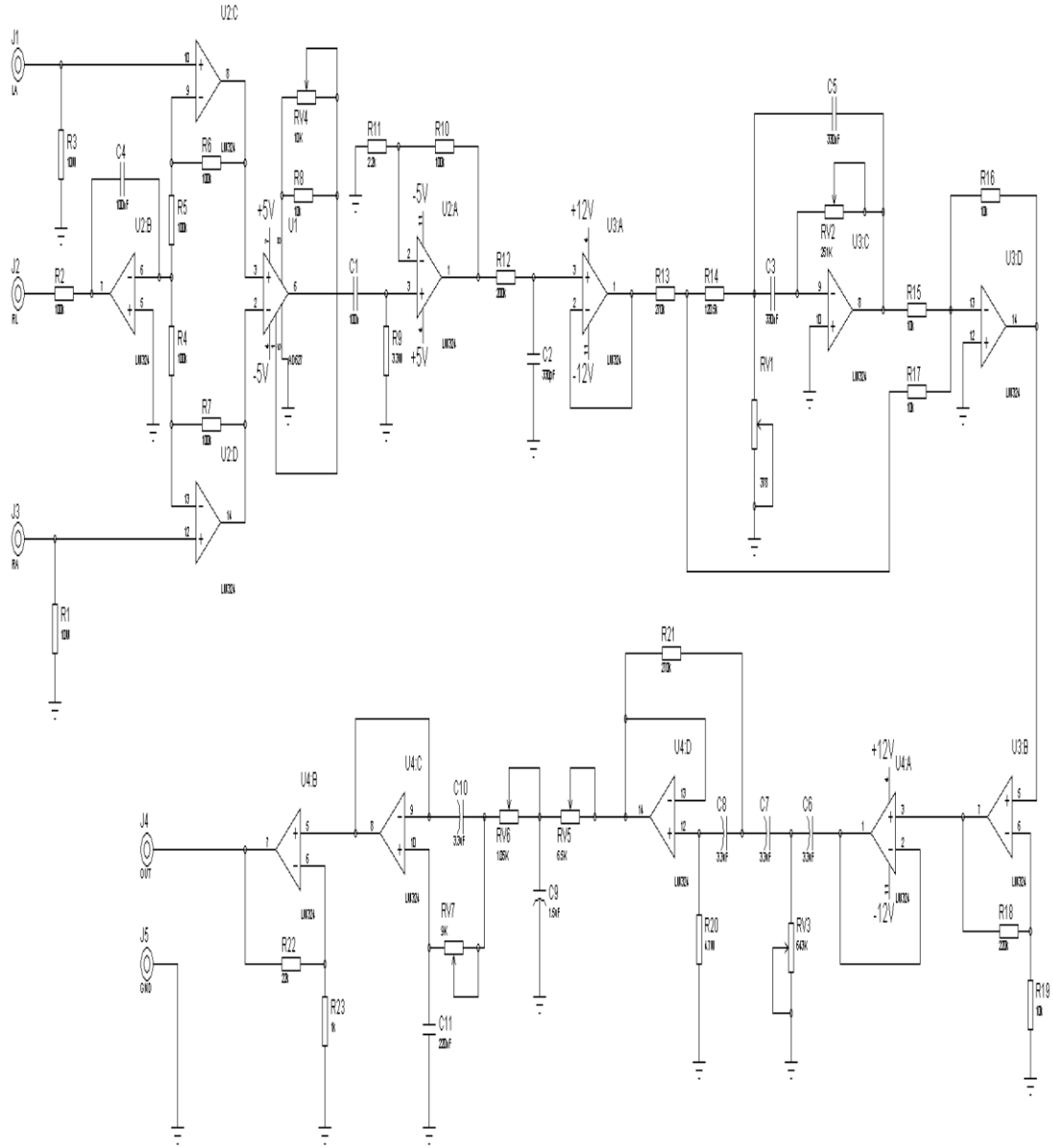
B kanalı ise FKG işaretlerinin alınması için kullanılmaktadır. Bu kanallar birlikte kullanıldığı gibi ayrı ayrı olarakta kullanılabilir. Sistemin EKG işaretini alması için geliştirilen devre şeması Şekil 3.3’de gösterilmektedir. Sayısallaştırılan veri aynı DAQ kartı ile bilgisayarın USB kapısı üzerinden bilgisayar ortamına alınmakta ve Visual Basic 6.0 ortamında hazırlanan “*Kablosuz Elektronik Steteskop (KES V1.)*” yazılımıyla görüntülenmektedir. Visual Basic 6.0 dilinin tercih edilme nedeni, program derleme aşamasının birçok dile göre daha kolay, komut yapısının basit olmasıdır. Sistemin uygulandığı klinikte konsültasyon ihtiyacı doğduğunda, alıcı birimde bulunan IP-Kamera ile ekran görüntüsü internet üzerinden istenen bilgisayara gönderilmektedir.



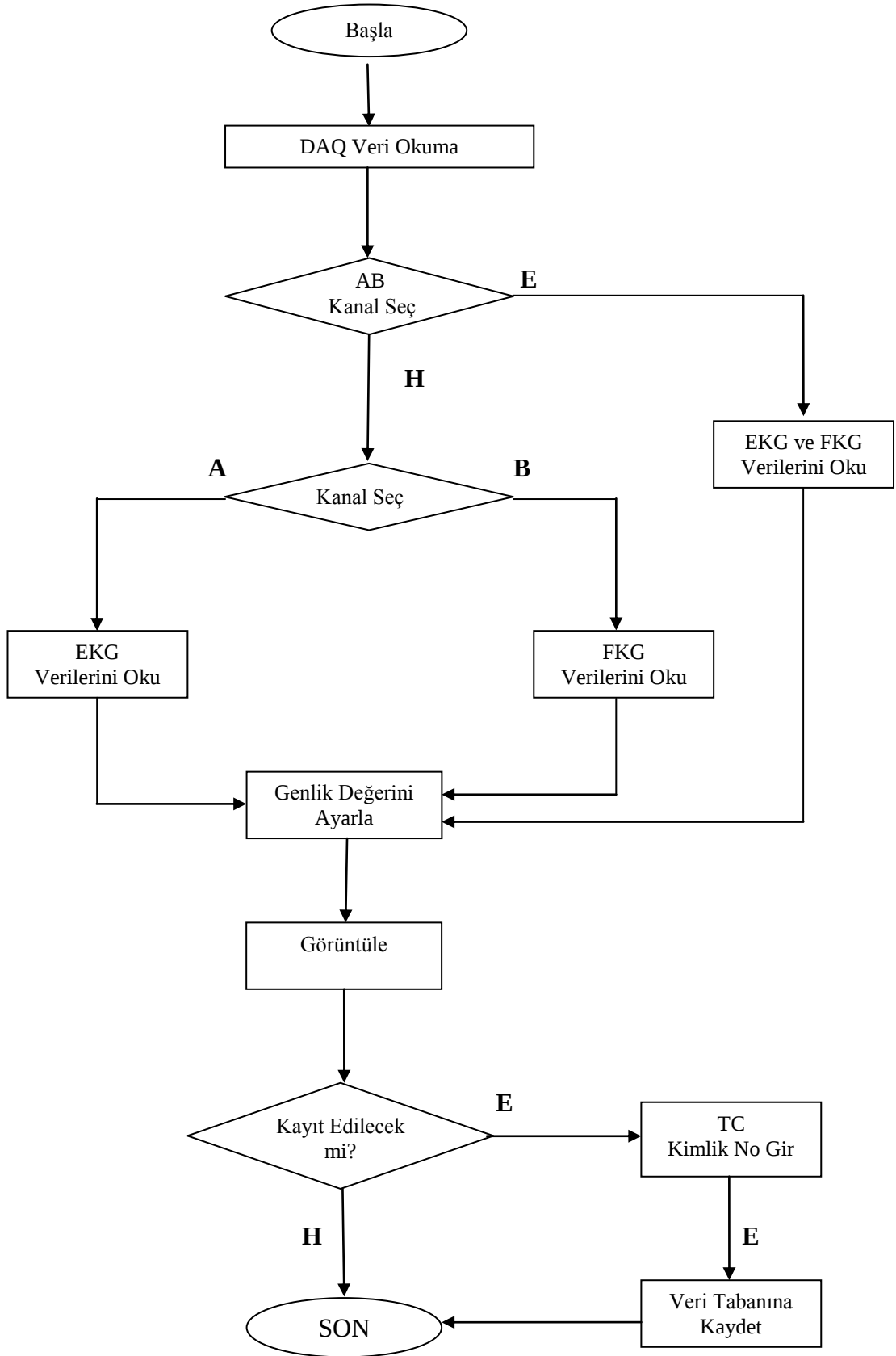
Şekil 3.1 Kablosuz Elektronik Steteskop Sisteminin Genel Yapısı

KES V.1 yazılımının akış diyagramı Şekil 3.4’de verilmektedir. Akış diyagramında görüldüğü gibi, yazılımda ilk olarak DAQ kartının hangi kanalının okunacağı seçilmektedir. Verici biriminden kişiye ait EKG bilgisi gönderilmişse kartın A kanalı, FKG bilgisi gönderilmişse kartın B kanalı okunmaktadır. EKG ve FKG verileri eş zamanlı olarak gönderilmişse kartın A ve B kanallarının ikisi birden okunarak veri akışı sağlanmaktadır. Yazılımda kullanılan grafik ekranların boyutları sınırlı olduğundan

işarete/işaretlere ait genlik verilerinin büyüklüğü seçilerek işaretin görüntüsü normalize edilmekte ve o şekilde görüntülenmektedir.

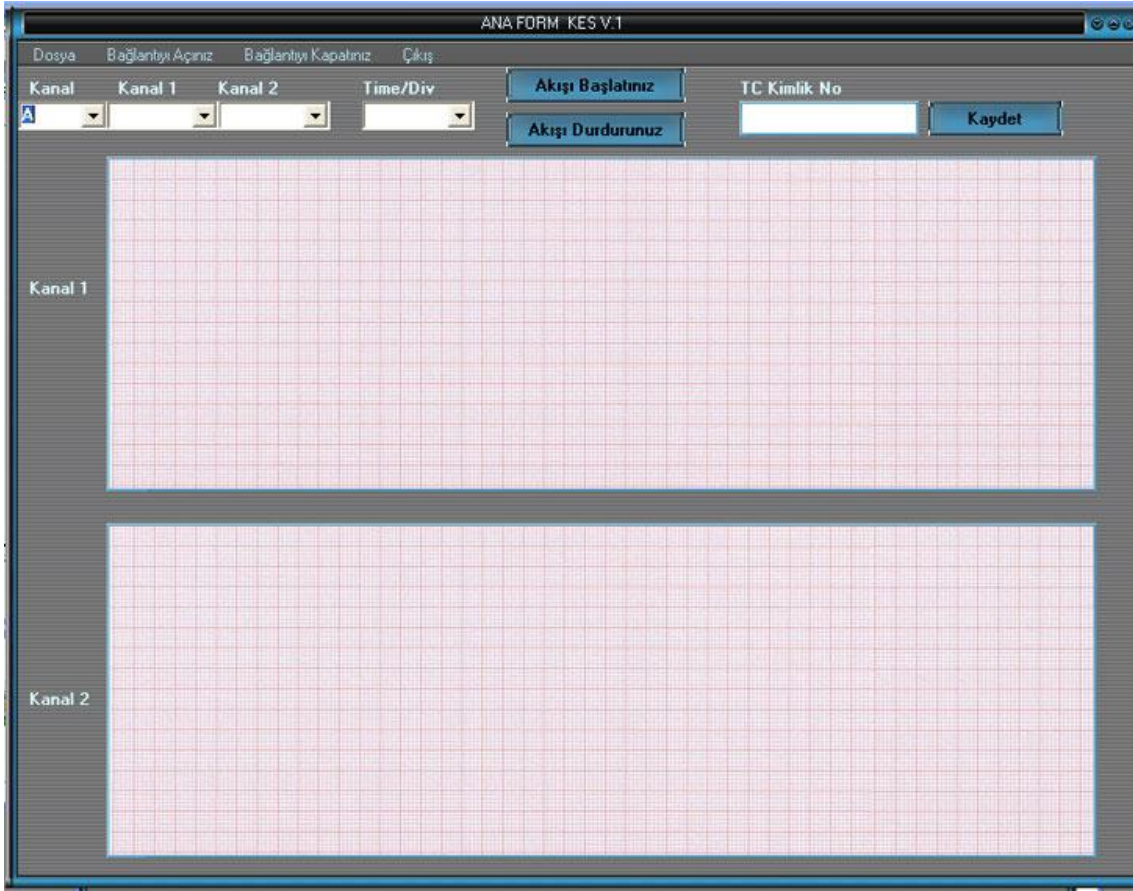


Şekil 3.3 EKG İşareti Alım Ünitesi Devre Şeması



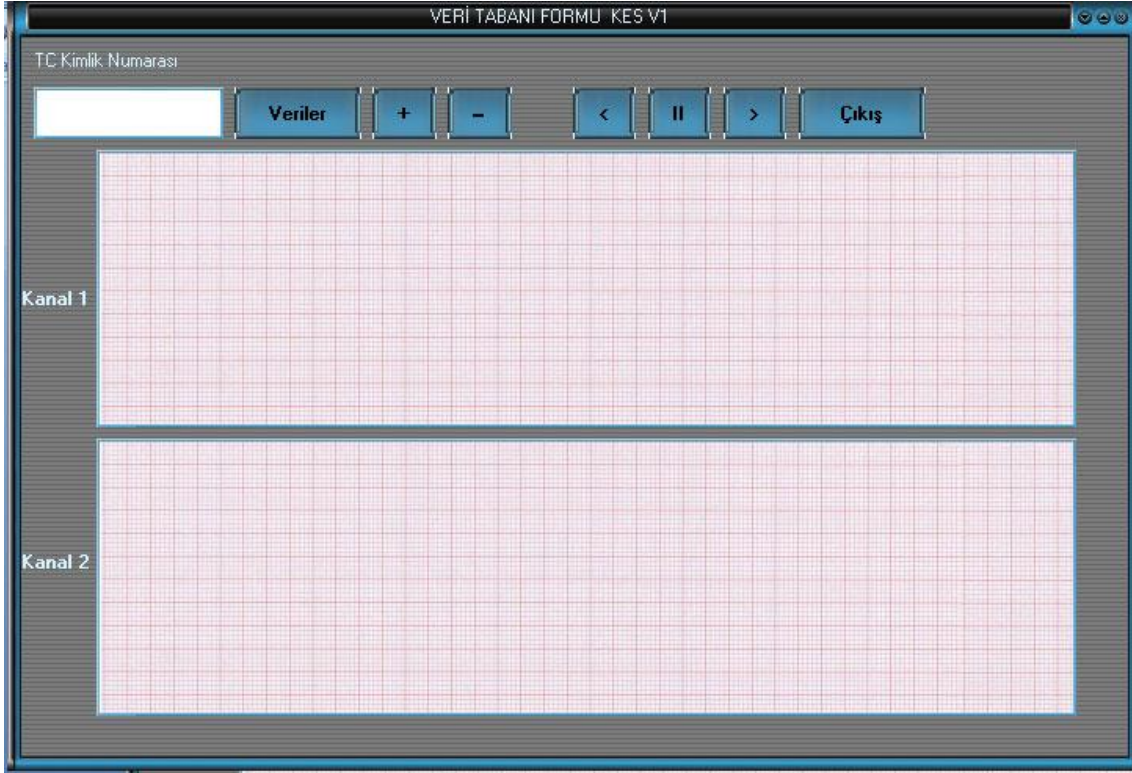
Şekil 3.4 KES V.1 Yazılımı Akış Diyagramı

KES V.1 yazılımına ait arayüz ekranı Resim 3.3’de görülmektedir. KES V.1 ana formunda bulunan menü çubuğu sayesinde DAQ kartı bağlantısının açılıp kapanması kontrol edilmektedir. İşaretlere ait genlik verilerinin normalize edilerek görüntülenmesi için açılan kutular (combobox) kullanılmakta ve grafiksel gösterim içinde resim kutuları (picturebox) kullanılmaktadır.



Resim 3.3 KES V.1 Ana Form Arayüz Ekranı.

Görüntülenen veri, istendiğinde uzman hekim tarafından tekrar izlenebilmesi için, KESDB.db veri tabanındaki “Kisiler” tablosuna kişinin Tc No bilgisiyle beraber kayıt edilmektedir. Veri tabanında kayıt altına alınan veriler ise, istendiğinde “Ana Form” üzerindeki menü sekmesinde, Dosya bölümünden “Veri Tabanı Formu” (Resim 3.4) çağrılarak TC kimlik numarası kontrolü ile görüntülenmektedir.



Resim 3.4 Veri Tabanı Formu KES V.1 Arayüz Ekranı

3.1 Elektronik Stetoskop

Sistem içinde kullanılan i-Scope 200 model elektronik stetoskop (Şekil 3.5), oskültasyon seslerinin net olarak duyulabilmesini sağlayan ve kalp, akciğer, mide gibi farklı oskültasyon noktalarından dinleme yapabilen bir yapıda olduğu için tercih edilmiştir (Bimes-i Scope Klavuzu).



Şekil 3.5 Elektronik Stetoskop

Kullanılan elektronik steteskobun kontrol ve kumanda elemanları aşağıda verilmiştir;

1. Dinleme Tuşu: Basılı tutularak dinleme yapılır.
2. Ses Ayarlama Düğmesi: Ses ayarı bu düğmeler ile 6 farklı seviyede yapılabilmektedir.
3. Açma/Kapama Düğmesi: Bir saniye basılı tutulduğunda cihaz açılır. Cihaz 20 sn. süresince kullanılmazsa otomatik olarak kapanır.
4. Ses Azaltma Düğmesi
5. Kalp Modu Işıklı Göstergesi
6. Diyafram Modu Işıklı Göstergesi
7. Mide Modu Işıklı Göstergesi
8. Mod Seçim Düğmesi: Bu düğmeyi kullanarak üç farklı moda dinleme yapabiliriz.
9. Kulaklık

3.2 Picoscope DAQ Kartı

Çalışmada PicoScope 3000 Serisi DAQ kartı kullanılmıştır. DAQ kartının kullanılmasının nedeni Windows tabanlı herhangi bir bilgisayarın USB kapısına takılarak kolayca çalışabilmesidir. Aynı zamanda önceki nesil DAQ kartlardaki düşük örnekleme oranı ve bant genişlikleri ihtiyacı karşılamadığından bu kart tercih edilmiştir. DAQ kartının teknik özellikleri Çizelge 3.1’de ayrıntılı olarak verilmektedir.

Çizelge 3.1 DAQ Kartı Ürünün Teknik Özellikleri

Çözünürlük	8 bit
Sayı girişi kanallar	1
Giriş uzaklığı	0V - 5 V
Maksimum örnekleme oranı	20 KS / s
Tekrarlanabilirlik	25 ° 'de ± 4 LSB
Mutlak doğru	25 °'de ± 1
Aşırı koruma	± 30 V
Giriş empedansı	200 kilo ohm
Çıkış konektörü	D25 de PC paralel port
Giriş konektörü	BNC
Güç gereksinimleri	güç kaynağı gerekli
Çevresel koşullar	0 - 70 ° C, 0- % 95 bağıl nem

Cihazdan 3 farklı şekilde veri alınmaktadır:

- `bm_single` - veri çıkışını tek bir blokta toplamak
- `bm_window` - veri bloklarını örtüşen bir dizi toplamak
- `bm_stream` - verilerin sürekli akışını toplamak

Hazırlamış olduğumuz KESV.1 yazılımında USB kapısı üzerinden verileri almak için `ps3000.dll` kullanılmıştır. `ps3000.dll` içinde kullanılan parametreler;

- `Handle`, PicoScope 3000 serisinin DAQ kartıyla bağlantı kurar. `Timebase`, 0 ve maksimum `timebase` arasında koda bağlanır.
- `Timebase`; 0 en hızlı `timebase` ise; `timebase` 1, iki kat `timebase` ise 0 olarak örneklendirildiği zaman, `timebase` 2 dört kat `timebase` alınır.
- `no_of_samples`, İstenmiş örneklerin değerlerini, kullanmak için en uygun zaman ünitesini hesaplamak için kullanılır.
- `time_interval_ns`, Seçilen `timebase` okumalar arasında, `time_interval_ns` aralığında bir imleçtir. Eğer geçersiz bir gösterge, geçilirse, hiçbir şey, burada yazılamaz.
- `time_units`, veriyi çağırılması için en uygun zamanı belirler.
- `ps3000_get_times_and_values`, eğer geçersiz bir değer geçilirse hiçbir şey burada yazılmayacaktır.
- `max_samples`; göstergede kullanılabilir maximum örnekler, seçilmiş `timebase` ve örneğin üzerinde etkinleştirilmiş kanalların çoğuna bağlı olarak değişebilir. Eğer gösterge boşsa buraya hiç birşey yazılamaz.
- `wave_type`, dalganın türü
- `start_frequency`, İstenen sıklık $0 < \text{freq} < 1$ MHz başlangıç etki alanı yada etki alanı olmadan oluşan sıklıktaki modda 0 anahtarında sinyal üretir.
- `stop_frequency`, etki alanındaki istenen durma sıklığı $0 < \text{freq} < 1$ aralığında istenenden daha büyük değildir.
- `dwell_time`, şu anda ms için frekansı artırmadan önce beklenir frekansın etki alanını artırmak için, bu etki alanı kullanılmayan moda PicoScope 3000 serisi Data Acquisition Card (DAQ) kartının değişkenleriyle kullanılırsa bağımsız değişkenler etkilemez.

- Zaman birimi ölçülen sonuçların en uygun şekilde ölçülerek göstermesi bu değer aynı zamanda geçirilemediği zaman ps3000_get_times_and_values() çağırılır. Eğer gösterge boşsa buraya hiçbir şey yazılmaz.
- oversample, istenmiş oversample miktarı 4 te bir oversample zaman aralığını ve çeyrek maksimum örnekleme dört olur.
- time_indisposed_ms, yaklaşık zaman içindeki bir işaretçi, ms içinde, hangi ADC üzerinden veri toplayacağız. Eğer bir tetikleyici ayarlanmışsa, bu ADC bir tetikleyici olaydan sonra, örnek aralığı puanları x numara olarak hesaplanan bir veri toplamasını engellemek için gereken süre gereklidir.
- Streaming, hızlı moddan gerçek zamanlı olarak, PicoScope 3000 serisinin DAQ kartı veri toplama yöntemi veri başvuru işlemini gereken miktartarda azaltmak için kullanılır.
- overflow, her giriş alanının üstündeki gerilimi belirtir.
- no_of_values, veri noktası sayısını döndürür. Gerçek zamanlı mod olarak değerlerin maksimumunu verir.
- increment, bir tarama modu tarafından azaltılabilir veya artırılabilir adımların boyutunu sıklığını verir. Bu değer her zaman pozitif olmalıdır; başlangıç ve bitiş frekansları azaltılabilir veya artırılabilir olup olmadığına bakılır. Bu aralıkta frekansı $0,1 \text{ Hz} < \text{artışla} < \text{durma sıklığı} - \text{başlama sıklığı}$ olmalıdır. Bu bir nonsweep modunda kullanılmaz.

3.3 Uva-Tr10 Video/Audio Verici Alıcı Seti

Elektronik steteskopla alınan verilerin kablosuz olarak RF ortamında aktarılabilmesi için Uva-Tr10 Video/Audio Verici Alıcı Seti (Resim 3.5) kullanılmıştır. Uva-Tr10 video/audio verici alıcı setinin kullanılmasının nedeneni 2.4 GHz frekansında seçilebilir olması, 2-kanal üzerinden veri alma ve gönderme yapılabilmesidir.



Resim 3.5 Uva-Tr10 Video/Audio Verici Alıcı Seti

3.3.1 Uva-Tr10 Video/Audio Verici (Transmitter) Ünitesi

2.4 GHz frekansında radyo frekans taşıyıcısı ile video / audio sinyalini alıcı üniteye gönderir. Çizelge 3.2’de verici ünitesinin teknik özellikleri verilmiştir.

Çizelge 3.2 Verici Ünitesinin Teknik Özellikleri

Frekans Bandı	2400-2483 MHz
Yayın Gücü	18dBm
Kanal Sayısı	4 (2414, 2432, 2450, 2468 MHz)
Frekans Kararlılığı	+/-100kHz
Video Giriş Seviyesi	1 Vpp (kompozit)
Audio Giriş Seviyesi	3Vpp
Besleme Voltajı	8/24V DC - 12/24V AC
Güç Harcaması	110mA(12VDC'de)
Anten konektörü	SMA-dişi tipi (Anten tarafı SMA erkek)
Çalıştırma Sıcaklığı	-10...60C

3.3.2 Uva-Tr10 Video/Audio Alıcı (Receiver) Ünitesi

Verici ünitesinin gönderdiği 2.4 GHz frekansında video / audio sinyalini taşıyan radyo frekansını alır. Çizelge 3.3’de alıcı ünitesinin teknik özellikleri verilmiştir (UVA-TR10 Kullanım Kılavuzu).

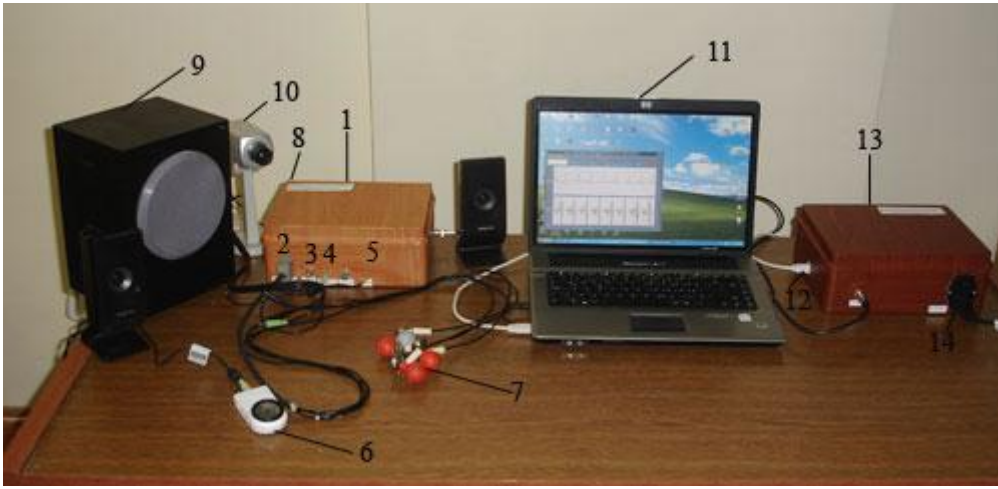
Çizelge 3.3 Alıcı Ünitesi Teknik Özellikleri

Frekans bandı	2400-2483 MHz
Alıcı Hassasiyet	-90 dBm
Kanal Sayısı	4 (2414, 2432, 2450, 2468 MHz)
Osilatör Kararlılığı	+/-100kHz
Video Çıkış Seviyesi	1 Vpp
Audio Çıkış Seviyesi	3 Vpp
Besleme Voltajı	8/24V DC - 12/24V AC
Güç Harcaması	100mA(12VDC'de)
Anten	SMA-dişi tipi (Anten tarafı SMA erkek)
Çalıştırma Sıcaklığı	-10...60C

4. BULGULAR

4.1 Tasarlanan Kablosuz Elektronik Steteskop Sistemi

Tasarlanan kablosuz elektronik steteskop sistemi (Resim 4.1) verici birimi ve alıcı birimi olmak üzere 2 ana kısımdan oluşturuldu. Verici birimde i-scope elektronik steteskop, EKG ünitesi, 2.4GHz RF verici ve 4+1 hoporlör sistemi, alıcı birimi ise 2.4GHz RF alıcı, DAQ kartı ve dizüstü bilgisayardan oluşturuldu.



Resim 4.1 Tasarlanmış Olduğumuz Kablosuz Steteskop

Verici Birimi

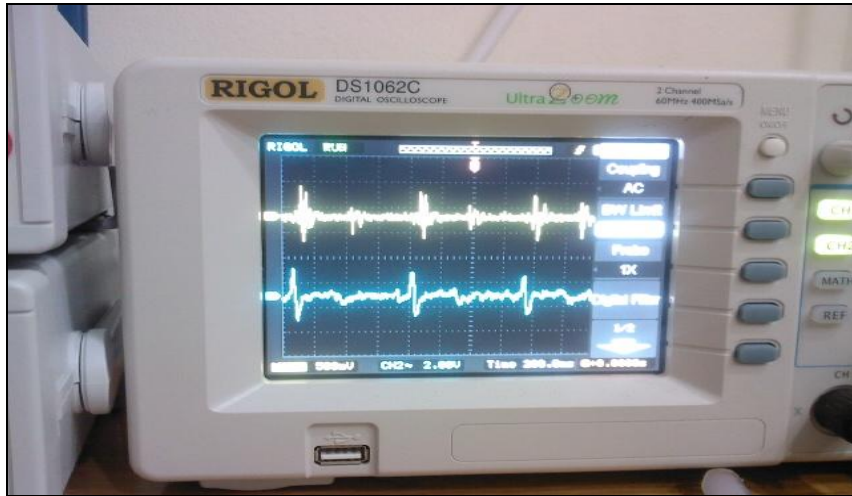
1. Kablosuz Steteskop Verici Ünitesi
2. EKG Elektrot Girişi
3. EKG çıkışı
4. Steteskop Girişi
5. Ses Çıkışı
6. İ-scope Elektronik Steteskop
7. Elektrotlar
8. 220 V-AC güç girişi
9. 4+1 Hoporlör Ünitesi

Alıcı Birimi

10. IP-Kamera
11. Dizüstü Bilgisayar
12. USB kapısı
13. Kablosuz Steteskop Alıcı Ünitesi
14. 220 V-AC Güç Girişi

4.2 EKG ve Oskültasyon Verilerinin Alınması

Alıcı biriminden gönderilen verilerin doğruluğunun kontrolü için yazılıma girmeden önce Rigol Ds1062C sayısal osiloskop üstünde görüntülendi. 1. Kanaldan kişiye ait FKG bilgisi, 2.Kanaldan ise EKG bilgisi gönderilerek Resim 4.2’deki gibi görüntülendi. Gönderilen verilerin doğru bir şekilde geldiği test edildikten sonra KES V.1 yazılımı içerisinde aynı kanallardan veriler alınarak yazılımın kontrolü yapılmış oldu.



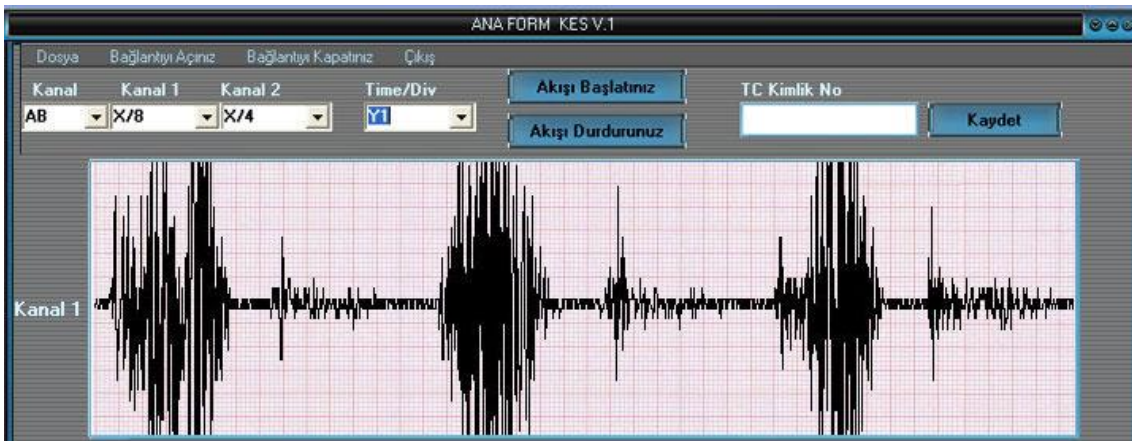
Resim 4.2 Rigol Osiloskop Üzerinde Alınan Verilerin Kontrol Edildiği Görüntü

Doğruluğu test edilen veriler, DAQ kartı üzerinden akışı başlatılarak KES V.1 yazılımı ile Resim 4.3’ de gösterildiği gibi grafik ekranda eş zamanlı olarak görüntülendi. İstenildiğinde form üzerinde bulunan “TC Kimlik No” metin kutusu ve “Kaydet” butonları kullanılarak kişiye ait sayısal veriler kayıt edildi.



Resim 4.3 KES V.1 Yazılımıyla FKG ve EKG Verilerinin Görüntüleme Ekranı

FKG sesleri yanında aynı kişiye ait akciğer seslerinin de Resim 4.4’de görüldüğü gibi görüntülendi. Burada DAQ kartı üzerinden tek kanaldan sadece akciğer ses verisi gönderildiği için Kanal 1 kullanıldı ve Kanal 2 grafik ekranı form üzerinden otomatik olarak kaldırıldı.

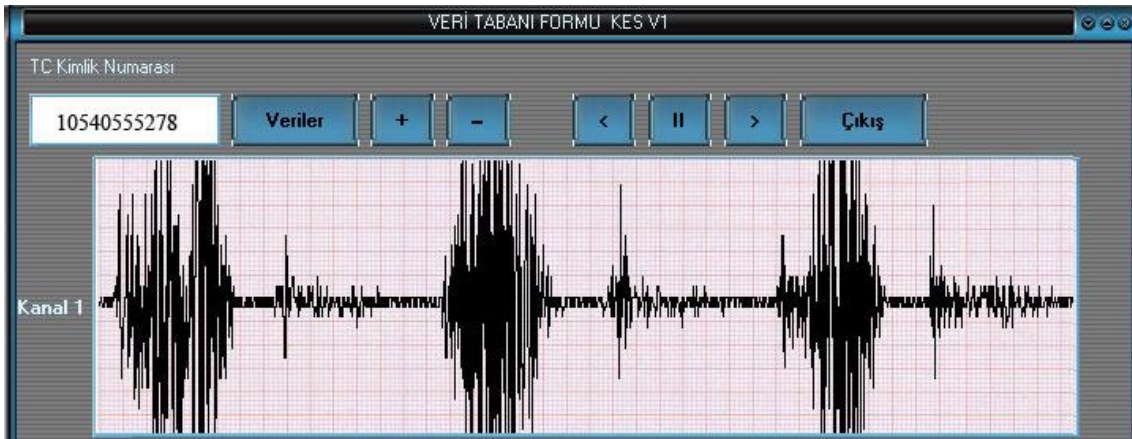


Resim 4.4 KES V.1 Yazılımıyla Akciğer Ses Verilerinin Görüntüleme Ekranı

TC Kimlik Numarası bilgisiyle kayıt edilen kişinin FKG verisi ile bareber EKG verisi veri tabanından okunarak Veri Tabanı Formunda (Resim 4.5) görüntülendi. Aynı şekilde, akciğer sesi alınan başka bir kişinin verileri Resim 4.6’da görüntülendi.



Resim 4.5 Kayıtlı EKG ve FKG Verilerin KES V.1 Yazılımıyla Görüntüleme Ekranı



Resim 4.6 Kayıtlı Akciğer Ses Verilerinin KES V.1 Yazılımıyla Görüntüleme Ekranı

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Ülkemizde uzman hekim yetersizliğinden dolayı acil olan vakalarda tedavi yöntemi belirlenememekte ve hasta nakil esnasında kayıp edilmektedir. Bunun örnekleri yakın zamana kadar sıklıkla görülmektedir. Gelişen teknoloji ile beraber ülkemizde hekimler arası konsültasyon imkanı sağlayacak sistemlerin bulunmaması, var olan sistemlerin ise ithal edilerek yüksek maliyetlerle sahip olunması, biyomedikal alanındaki bilimsel araştırmalara yön vermiştir.

Bu çalışmanın amacı özellikle yeni mezun doktorların ve tıp öğrencilerinin, kalp ve akciğer oskültasyon seslerini gürültüden yalıtılmış yüksek ses kalitesi ile dinleyebilecekleri elektronik stetoskobu tasarlamak ve bu sesleri radyo dalgaları ile bilgisayar ortamına aktarmaktır. Aktarılan ses bilgisi, istendiğinde veri tabanına kayıt edilerek tekrar erişim sağlanmış olacaktır. Aynı zamanda, görüntülenen ses verisi video-kamera ile uzaktaki bir uzman hekime aktarılarak konsültasyon imkanı verilmiş olacaktır.

Bu amaç doğrultusunda gerçekleştirilen sistem, verici ve alıcı birimlerden oluşmakta, elektronik stetoskopla alınan oskültasyon sesleri kablosuz olarak bilgisayara aktarılmaktadır. Yapılan denemeler sonucunda verici birimle alıcı birim arasındaki iletim mesafesi maksimum 50 m olarak ölçülmüştür. Konsültasyon ihtiyacı doğduğunda sistem içinde bulunan bir video-kamera sayesinde görüntü uzman hekime aktarılarak konsültasyon başarılı bir şekilde gerçekleştirilebilecektir. Bu sistemin klinik ortamda uygulamasıyla biyoteleometri alanında ülkemizin dışa bağımlılığı bir nebze de olsa azaltılmış ve ekonomik olarak katma değer sağlanmış olacaktır.

Bu sistem, bluetooth teknolojisinin kullanılarak alıcı birimdeki ünitelerin kaldırılmasıyla sadeleştirilerek daha kullanışlı bir hale getirilecektir. Aynı zamanda yazılım, oskültasyon verisini sayısal işaret işleme yöntemlerini kullanarak analiz edebileceği ve karar sistemleri ses verisinden teşhis yapabileceği bir şekilde geliştirilecektir.

6. KAYNAKLAR

- Abdullah, M.D. 2001. The history of the stethoscope ,Pediatric Cardiology, Vol. 22, pp. 371–372.
- Ahlström, C. 2006. Processing of the Phonocardiographic Signal – Methods for the intelligence Stethoscope ,Phd Thesis, Linköping University, Institute of Technology, Sweden.
- Arthur C. and Guyton, M D. 1986. Textbook of Medical Physiology pp. 455-456 .
- Bloch, H. 1993. The inventor of the stethoscope: René Laennec , J. Fam. Pract. Vol. 37(2), pp. 91 .
- Bimes-iScope 200 Kullanma Klavuzu, ISO13485
- Cheng W., Ming-Feng Y., Kuang-Chiung C., Ren-Guey L. 2007. Real-time ECG telemonitoring system design with mobile phone platform, Elsevier
- Dahl, L. B., Hasvold, P., Arild, E., Hosvold, T. 2002. Heart Murmurs Recorded by a Sensor Based Elektronik Stethoscope e mailed for remote assessment ,Arch Dis Child, Vol. 87, pp.297-301 .
- Filho P.B. and Azevedo F.M. 1997. Proposal of a Telemetry System for Bioelectrical Signals Monitoring, XV Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica, Valência Espanha, pp. 140 – 143.
- Folland, R., Hines, E. L., Boilot, P., Morgan, D. 2002. Classifying Coronary Dysfunction Using Neural Networks Through Cardiovascular Auscultation, Med.Biol. b Eng. Comput., Vol. 40, pp.339–343.
- Griffits, D. 2008. Development of Ionic Polymer Metallic Composites as Sensors, Virginia Blacksburg, pp. 54.
- Güler, N. F ve Ubeyli, E. D. 2002. Theory and applications of biotelemetry, Journal of Medical Systems, Vol. 26(2), pp. 159–178.
- Holzer, W. H. 1974. Telemedicine: New application of communications technology, IEEE Transactions On Communications, pp. 685–688.
- 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.

- Johnson J., Hermann D., Witter M., Cornu E., Brennan R., Dufaux A. 2006. An Ultra-Low Power Subband-Based Electronic Stethoscope, IEEE, pp. 1156 – 1159, ICASSP .
- Kabalıcı E. 2006. Pc Tabanlı Kablosuz EKG Biyotelemetri Sistemi Tasarımı ve Yapımı s. 37-38.
- Karasekreter N. 2009. S1 ve S2 Kalp Seslerinin Ayırıştırılmasında ve Teşhisinde Sayısal Analiz Yöntemlerinin Uyulanması s. 6–9.
- Kemaloğlu, S. ve Kara, S. 2002. EKG İşaretleri İle Kalp Seslerinin Eşzamanlı Alınması İçin Ölçüm Düzeneği, Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi, 18,(1-2), s. 28-33.
- Koksoon, P. Jianfeng, C. Tran Huy, D. Louis, S. 2007. Heart sound as a biometric, Elsevier, pp:906-919.
- Moghavvemi, M. Tan,B.H. Tan, S.Y. 2003. A non-invasive PC-based measurement of fetal phonocaediography, Sensors and Actuators A, pp.107,96-103.
- Noponen,A.L., Lukkarinen,S., Angerla, A.,Sepponen,R. 2007. Phono-spectrographic analysis of heart murmur in children, BMC Pediatrics.
- Pastacı, H. 1996. Modern Elektronik Sistemler, Yıldız Teknik Üniversitesi Yayın Komisyonu, İstanbul, s. 271-280.
- Pico Technology 2007. Test & Measurement Catalogue.
- Polat,H. 2006. Pc Tabanlı Çok Kanallı Bir Elektronik Stetoskop Tasarımı ve Gerçekleştirilmesi, s. 12-24.
- Reiser, S.J. 1979. The medical influence of the stethoscope, Sci. Am., Vol. 240(2), pp.148-150 ,153-156.
- Salvatore Mangione, Linda Z. Nieman, Edward G., Donald K. 1993. The Teaching And Practice of Cardiac Auscultation during Internal Medicine and Cardiology Training , pp.47.
- Tachakra S., Wang H., Song H. 2003. Mobile e-Health: The Unwired Evulation of Telemedicine, Telemedicine Journal of Telemedicine, Vol:9,No:3, pp:247.
- Onat A, Şurdum-Avcı G., Şenocak M., Örnek E.,Gözükara Y., Karaaslan Y.,Özışık U, İşler M.,Tabak F., Özcan R. 1991. Türkiye'de Erişkinlerde Kalp Hastalığı ve Risk Faktörleri Sıklığı Taraması: 3.Kalp Hastalıkları Prevalansı .

- Opei, L. 2004. Heart physiology: From Cell to Circulation, Lippincott Williams & Wilkins, 4. Edition, USA.
- Bayhan Ö. ve Sogukpınar İ. 2001. Web Tabanlı Tıbbi Görüntüleme ve Hasta Takip Sistemi Tasarımı, Akademik Bilisim, 1-2 Subat 2001, 19 Mayıs Üniversitesi SAMSUN.
- UDEA, UVA-TR10 Versiyon 2.0 Kullanım Kılavuzu, Aralık 2005.
- Welkowitz W., Deutsch S., Akay M. 1991. Biomedical Instruments Theory and Design”, Academic Press, pp. 313-330.
- Yazgan, E. ve Korürek, M. 1994. Elektrokardiyogram İşaretlerinin Ölçülmesi, Tıp Elektroniği, İ.T.Ü. Yayınları, İstanbul, pp. 5.1-5.41 .

6.1 İnternet Kaynakları

Tarih

1. <http://www.aof.anadolu.edu.tr/kitap/EHSM//1211/unite06.pdf> 10.10.2009
2. <http://yazarlikyazilimi.meb.gov.tr/Materyal/afyon/afyon4/dolasimsistemi/resimler/dolasim.jpg> 11.10.2009
3. <http://www.acilveilkyardim.com/acilbakim/akcigerkalpsedin.htm> 10.10.2009
4. <http://tip.sdu.edu.tr/akademikyapi/dersnotlar/Fizyoloji/KALPSESLELERI.pdf> 22.06.2009
5. <http://www.yenifrm.com/solunum-acillerinde-acil-bakim-t204121.html?s=7934a59d9b067570a0b27397b0c08247&> 11.10.2009
6. <http://tr.wikipedia.org/wiki/Stetoskop> 10.05.2009

7. ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Gülin ÜTEBAY
Doğum Yeri : Afyonkarahisar
Doğum Tarihi : 16.01.1977
Medeni Hali : Bekâr
Yabancı Dili : İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise : Afyon Lisesi (1990-1993)
Lisans : Yakındoğu Üniversitesi Mühendislik Fakültesi (1994-1998)
Yüksek Lisans: AKÜ Fen Bilimleri Bilgisayar Bölümü (2007-)

Çalıştığı Kurumlar, Görev ve Yıl Aralığı

AKÜ Bilgi İşlem Dairesi Bilgisayar Uzmanı (1999 -2007)
AKÜ Uygulama Araştırma Hastanesi (BİM Müdürü) (2007-)