

**T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

GÖMÜLÜ BİLGİSAYARLI ELEKTRONİK STETOSKOP YAPIMI

HÜSAMETTİN UYSAL

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRONİK VE HABERLEŞME MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
ELEKTRONİK PROGRAMI**

**DANIŞMAN
PROF. DR. TÜLAY YILDIRIM**

İSTANBUL, 2014

T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

GÖMÜLÜ BİLGİSAYARLI ELEKTRONİK STETOSKOP YAPIMI

Hüsamettin UYSAL tarafından hazırlanan tez çalışması 24.07.2014 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı'nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Tülay YILDIRIM
Yıldız Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri

Prof. Dr. Tülay YILDIRIM
Yıldız Teknik Üniversitesi

Prof. Dr. Sezgin ALSAN
İstanbul Ticaret Üniversitesi

Prof. Dr. Herman SEDEF
Yıldız Teknik Üniversitesi

ÖNSÖZ

Çalışmamda bilgi ve tecrübeleri ile bana yol gösteren, yardımlarını ve hoşgörüsünü benden esirgemeyen saygıdeğer danışman hocam Prof. Dr. Tülay YILDIRIM'a ve hayatımın her aşamasında yanımda bulunan sevgili eşime en içten teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca, değerli görüşlerini benden esirgemeyen tez jüri üyelerim Prof. Dr. Herman SEDEF ve Prof. Dr. Sezgin Alsan'a teşekkür ederim.

Başta değerli dostum Gökmen AŞCIOĞLU olmak üzere Mehmet Ali BELEN, Peyman MAHOUTI, Hayri ASLAN ve Emrah DOKUR'a çalışmamdaki katkılarından ötürü teşekkürü bir borç bilirim.

Eğitim hayatım boyunca her zaman en iyisine ulaşmam için gayret eden, maddi ve manevi destekleri ile her zaman yanımda olan sevgili aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Temmuz, 2014

Hüsamettin UYSAL

İÇİNDEKİLER

Sayfa

SİMGE LİSTESİ	vi
KISALTMA LİSTESİ	vii
ŞEKİL LİSTESİ.....	viii
ÇİZELGE LİSTESİ	x
ÖZET	xi
ABSTRACT	xiii
BÖLÜM 1	
GİRİŞ	1
1.1 Literatür Özeti	1
1.2 Tezin Amacı	6
1.3 Orijinal Katkı.....	6
BÖLÜM 2	
GENEL BİLGİLER.....	8
2.1 Kalbin Anatomisi ve Fizyolojisi.....	8
2.1.1 Kalbin Vücuttaki Konumu ve Yapısı	8
2.1.2 Kalbin Çalışması	9
2.1.3 Kalbin Elektriksel-Mekanik Aktivitesinin İncelendiği İşaretler.....	11
2.1.4 Normal Kalp Sesleri	11
2.1.5 Anormal Kalp Sesleri	13
2.1.6 Kalp Sesi Dinleme Odakları	14
2.1.6.1 Mitral Odak (apeks).....	14
2.1.6.2 Triküspit odak.....	14
2.1.6.3 Aortik odak.....	14
2.1.6.4 Pulmoner odak.....	15

2.1.6.5	Erb Noktası (Mezokardiyak odak)	15
2.2	Solunum Sistemi ve Akciğerler	15
2.2.1	Solunum Sisteminin Anatomisi	15
2.2.1.1	Akciğerler	16
2.2.2	Akciğer Seslerinin Oluşum Mekanizması	16
2.2.3	Akciğer Sesleri	16
2.2.4	Akciğer Sesleri Dinleme Odakları	18
2.3	Stetoskop	19
BÖLÜM 3		
DONANIM		23
3.1	Analog Sinyal İşleme Birimi	24
3.1.1	Mikrofon ve Bağlayıcı Eleman	24
3.1.2	Mikrofon Sürücü ve Ön Yükseltme Devresi	26
3.1.3	Alçak Geçiren Süzgeç	28
3.1.4	Yüksek Geçiren Süzgeç	30
3.1.5	Sürücü Yükseltici ve DC Seviye Belirleme Devresi	34
3.2	Gömülü Bilgisayar	37
3.2.1	BeagleBone	37
3.2.1.1	BeagleBone Özellikleri	38
3.2.1.2	BeagleBone ile Analog Sinyallerin Sayısallaştırılması	40
3.2.1.3	USB Wi-Fi Adaptör	42
3.2.1.4	BeagleBone ile Sayısal Verilerin Gönderimi	44
BÖLÜM 4		
YAZILIM		47
4.1	Sunucu	48
4.2	Masaüstü ve WEB Uygulaması	51
4.3	Sayısal Sinyal İşleme	57
BÖLÜM 5		
SONUÇLAR VE TARTIŞMA		63
KAYNAKLAR		66
EK-A		
BEAGLEBONE YAZILIMLARI		70
A-1	Python Dilinde ADC Yazılımı	70
A-2	Python Dilinde TCP/IP Yazılımı	71
A-3	Python Dilinde ADC ve TCP/IP Yazılımı	72
A-4	Python Dilinde Sistem Yazılımı	74
ÖZGEÇMİŞ		77

SİMGE LİSTESİ

A_2	Aort kapağına ait olan ses
f_{clock}	Üst kesim frekansı
K	Kazanç
P_2	Pulmonere ait olan ses
Q	Kalite faktörü
R_f	Geri besleme direnci
R_i	Giriş direnci
V_{it-}	Negatif giriş eşik gerilimi
V_{it+}	Pozitif giriş eşik gerilimi
ω_0	Açısal frekans

KISALTMA LİSTESİ

ADC	Analog dijital dönüştürücü
AGS	Alçak geçiren süzgeç
ARM	Acorn RISC makinesi
CMRR	Ortak mod bastırma oranı
DD	Dalgacık dönüşümü
DM	Dinamik mikrofon
EKG	Elektrokardiyogram
EM	Elektret mikrofon
HFD	Hızlı Fourier dönüşümü
PCB	Baskı devre
PM	Piezoelektrik mikrofon
RISC	İndirgenmiş komut takımıyla hesaplama
SBC	Tek kart bilgisayar
WiFi	Kablosuz bağlantı alanı
YGS	Yüksek geçiren süzgeç

ŞEKİL LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 2.1 Kalbin dış yapısı [24]	8
Şekil 2.2 Kalbin iç yapısı [24]	9
Şekil 2.3 (a) Kalbin kasılması (sistol) (b) Kalbin gevşemesi (diyastol) [25]	10
Şekil 2.4 Kalpteki mekanik, akustik ve elektriksel kardiyak sinyallerin bir kardiyak döngüde zamana göre ilişkileri [27]	12
Şekil 2.5 Kalp sesleri dinleme odakları [27]	14
Şekil 2.6 Solunum sistemi [27]	15
Şekil 2.7 Akciğer seslerinin sınıflandırılması [9]	18
Şekil 2.8 Akciğer sesleri dinleme odakları [9]	19
Şekil 2.9 Stetoskobun gelişimi [33]	20
Şekil 2.10 Günümüzde klasik stetoskop [34]	20
Şekil 2.11 Günümüzde elektronik stetoskop [34]	21
Şekil 3.1 6 kanallı elektronik stetoskop blok diyagramı	24
Şekil 3.2 Bağlayıcı eleman klasik stetoskop ve elektret mikrofon	26
Şekil 3.3 Mikrofon sürücü ve ön yükseltme devresi	27
Şekil 3.4 (a) Test sinyali (b) ön yükselteç çıkışı (test sinyali)	27
Şekil 3.5 (a) Mikrofon sürücü çıkışı (b) ön yükselteç çıkışı (kalp sesi)	28
Şekil 3.6 Alçak geçiren süzgeç devresi	29
Şekil 3.7 Alçak geçiren süzgeç devresi bode diyagramı	30
Şekil 3.8 (a) Alçak geçiren süzgeç girişi (b) çıkışı (test sinyali)	30
Şekil 3.9 (a) Alçak geçiren süzgeç girişi (b) çıkışı (kalp sesi)	30
Şekil 3.10 (a) Yüksek geçiren süzgeç devresi 1. kat (b) 2. Kat	32
Şekil 3.11 Yüksek geçiren süzgeç devresi bode diyagramı	33
Şekil 3.12 (a) Alçak geçiren süzgeç girişi (b) çıkışı (test sinyali)	33
Şekil 3.13 (a) Alçak geçiren süzgeç girişi (b) çıkışı (kalp sesi)	34
Şekil 3.14 Sürücü yükseltici ve DC seviye belirleme devresi	35
Şekil 3.15 (a) Sürücü yükseltici ve DC seviye belirleme girişi (b) çıkışı (test sinyali) ..	36
Şekil 3.16 (a) Sürücü yükseltici ve DC seviye belirleme girişi (b) çıkışı (kalp sesi)	36
Şekil 3.17 (a) Analog sinyal işleme birimi çıkışı DC Mod (b) AC Mod (akciğer sesi) ...	36
Şekil 3.18 (a) Elektronik stetoskop analog sinyal işleme birimi PCB ön yüzeyi (b) analog sinyal işleme birimi PCB arka yüzeyi	37
Şekil 3.19 BeagleBone	38
Şekil 3.20 BeagleBone kart içeriği	39

Şekil 3.21	BeagleBone’da gömülü Linux ile ADC örneği.....	41
Şekil 3.22	Python dili ile BeagleBone ADC işlemi	42
Şekil 3.23	TL-WN725N USB Wi-Fi Adaptör	43
Şekil 3.24	BeagleBone ile basit TCP/IP haberleşmesi.....	45
Şekil 3.25	BeagleBone ile temel ADC okuma ve TCP/IP haberleşmesi	45
Şekil 3.26	Gömülü bilgisayarlı elektronik stetoskop	46
Şekil 4.1	6-kanallı elektronik stetoskop blok diyagramı.....	48
Şekil 4.2	Temel mesajlaşma programı (a) C sharp dili ile yazılan sunucu programı (b) Hercules programı.....	49
Şekil 4.3	BeagleBone ve C sharp ile yazılan sunucu programı temel ADC okuma ve TCP/IP haberleşmesi (a) C sharp ile yazılan sunucu programı (b) gömülü bilgisayar BeagleBone terminal çıktısı	49
Şekil 4.4	BeagleBone ve Sunucu programının TCP/IP protokolü ile veri transferi ve verilerin veritabanına kaydedilmesi.....	50
Şekil 4.5	Verilerin veritabanına kaydedilmesi (a) kayıt listesi (b) sayısal veriler.....	51
Şekil 4.6	Masaüstü uygulaması arayüz programı kayıt başlat sekmesi.....	52
Şekil 4.7	Masaüstü uygulaması ile verilerin eş zamanlı çizdirilmesi	53
Şekil 4.8	Masaüstü uygulaması arayüz programı kayıt ara sekmesi	54
Şekil 4.9	Çeşitli T.C. kimlik numaraları ile kayıt arama işlemi gösterimi	54
Şekil 4.10	WEB uygulaması kullanıcı arayüz bölümü kayıt başlat sekmesi	55
Şekil 4.11	WEB uygulaması ile verilerin eş zamanlı çizdirilmesi.....	56
Şekil 4.12	WEB uygulaması kullanıcı arayüz bölümü kayıt ara sekmesi.....	56
Şekil 4.13	WEB uygulaması ile kayıt arama işlemi	57
Şekil 4.14	Matlab GUI’de hazırlanan arayüz programı.....	58
Şekil 4.15	Ses verilerinin zaman ve frekans domeninde çizdirilmesi	59
Şekil 4.16	Kanal 1 için Dalgacık katsayıları	59
Şekil 4.17	Kanal 2 için Dalgacık katsayıları	60
Şekil 4.18	Kanal 3 için Dalgacık katsayıları	60
Şekil 4.19	Kanal 4 için Dalgacık katsayıları	61
Şekil 4.20	Kanal 5 için Dalgacık katsayıları	61
Şekil 4.21	Kanal 6 için Dalgacık katsayıları	62

ÇİZELGE LİSTESİ

	Sayfa
Çizelge 2.1	Kardiyak sesler 13
Çizelge 3.1	Çalışma prensiplerine göre mikrofonlar ve özellikleri 25
Çizelge 3.2	BeagleBone özellikleri [38]..... 39
Çizelge 3.3	TL-WN725N USB Wi-Fi adaptör özellikleri 43

GÖMÜLÜ BİLGİSAYARLI ELEKTRONİK STETOSKOP YAPIMI

Hüsamettin UYSAL

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Tülay YILDIRIM

Klasik stetoskop ile dinleme yöntemi (oskültasyon), günümüzde hastalık teşhisinde kullanılan oldukça yaygın bir yöntemdir. Fakat klasik stetoskop, zayıf yapısı nedeniyle birçok bilgiyi hekime aktaramamaktadır. Bu nedenle klasik stetoskobun aktaramadığı ve insan kulağının duyamadığı sesleri görme ve kaydetme isteği doğmuştur. Bu amaçla elektronik stetoskoplar geliştirilmiş ve hastalık teşhisinde bilgisayar tabanlı analiz yöntemleri kullanılmaya başlanmıştır.

Bu tez çalışmasında gömülü bilgisayarlı elektronik stetoskop yapılmıştır. Günümüzde yaygın olarak kullanılan standart tek kanallı elektronik stetoskoplardan farklı olarak aynı anda kalp ve solunum seslerinin alınmasına olanak sağlayan 6 kanallı kablosuz bir elektronik stetoskop gerçekleştirilmiştir. Çalışmada tasarlanan stetoskop ile kanallardan alınan ses verileri eş zamanlı olarak analog sinyal işleme biriminde sırasıyla mikrofon sürücü, ön yükselteç, alçak geçiren süzgeç, yüksek geçiren süzgeç, sürücü yükselteci ve DC seviye belirleyiciden geçmektedir. DC seviye belirleyicinin çıkışından alınan ses verileri gömülü bilgisayarda dâhili olarak bulunan analog sayısal dönüştürücü ile sayısallaştırılmaktadır. Burada gömülü bilgisayar sayısallaştırdığı ses verilerini TCP/IP protokolü üzerinden sunucuya göndermekte ve sunucu ise aldığı verileri anlık olarak veritabanına kaydetmektedir. Veritabanına kaydedilen veriler, eş zamanlı olarak C sharp dili kullanılarak yazılan masaüstü ve ASP.Net ve C sharp dilleri kullanılarak yazılan WEB uygulaması üzerinden T.C. kimlik numarası kaydedilerek görüntülenebilmektedir. Bunun yanı sıra kaydedilen veriler istenildiği zaman masaüstü veya WEB uygulaması

üzerinden indirilebilmekte ve MATLAB GUI'de yazılmış program aracılığı ile görüntülenebilmektedir. Program ayrıca Sayısal Süzgeçleme, Hızlı Fourier Dönüşümü ve Dalgacık Dönüşümü gibi sinyal işleme tekniklerini ses verilerine uygulamaktadır.

Anahtar Kelimeler: Çok Kanallı Elektronik Stetoskop, Gömülü Bilgisayar, Analog Sinyal İşleme, C Sharp, ASP.Net, Hızlı Fourier Dönüşümü, Dalgacık Dönüşümü.

DESIGN OF AN EMBEDDED ELECTRONIC STETHOSCOPE

Hüsamettin UYSAL

Department of Electronics and Communication Engineering

MSc. Thesis

Adviser: Prof. Dr. Tülay YILDIRIM

Auscultation method with classic stethoscope is very common method used in disease diagnosis nowadays. But it is not able to transmit much of the information to physician because of its weak structure. Therefore requirement of seeing and recording the sound which ear can't hear and classic stethoscope is not able to transmit has been appeared. For this purpose, stethoscopes are developed and computer-based analysis methods in disease diagnosis have been used.

In this thesis, the embedded electronic stethoscope was designed. But in contradistinction to standard single channel electronic stethoscope used in common nowadays, 6 channel electronic stethoscopes which allow to receive heart and respiratory sounds simultaneously is designed. In the study, audio data received from six channels simultaneously pass through analog signal processing unit which consists of microphone driver, pre-amplifier, low pass filter, high pass filter, driver amplifier and DC level shifter respectively. Audio data received from output of DC level shifter is digitized with analog digital converter which is available internal in embedded computer. Embedded computer sends digitized audio data to server through TCP/IP protocol and server records received data to database momentarily. Data recorded database displayed recording T.C. identification number through desktop application developed using C sharp language and WEB application developed using ASP.Net and C Sharp languages. On the other hand recorded data can be downloaded through desktop and WEB application and can be displayed over a program developed in

interface of Matlab GUI. Program can also apply to audio data using signal processing method like Digital Filtering, Fast Fourier Transform and Wavelet Transform.

Keywords: Multi Channel Electronic Stethoscope, Embedded Computer, Analog Signal Processing, C Sharp, ASP.Net, Fast Fourier Transform, Wavelet Transform.

1.1 Literatür Özeti

Oskültasyon uzun yıllardır tıp alanında teşhiste çok önemli bir rol oynamaktadır. İlk olarak Hipokrat döneminde (460-370 M.Ö.) hastanın karın ve göğüs bölgesine kulağın direk teması ile uygulanmış ve doğrudan oskültasyon olarak adlandırılmıştır. 1816 yılında Fransız Doktor René Théophile Hyacinthe Laënnec'in doğrudan oskültasyon tekniğinden rahatsız olması ve hastanın vücudu ile kulağının arasına dürülmüş bir kâğıt koyması ile stetoskop icat edilmiştir [1],[2]. Daha sonra stetoskop yıllar içerisinde birçok gelişme kaydederek günümüzdeki halini almıştır.

İcadından günümüze kadar kullanımı hızla artan ve neredeyse her hekimin kullandığı klasik stetoskobun bazı dezavantajları bulunmaktadır. Örneğin, stetoskobun vücudun yerleştirilen bölgesine bağlı olarak, bazı sesler zayıflayabilir veya farklılık gösterebilir. Aynı zamanda stetoskop 112 Hz üzerindeki ses sinyalinin frekans bileşenlerini zayıflatan bir frekans tepkisine sahiptir [3]. Düşük frekansların yükseltilmesi ile bu frekans aralığında yer alan kalp seslerinin duyulması mümkün olmasına rağmen insan kulağı, düşük frekans bileşenlerine sahip sesleri duymada oldukça zayıftır [4]. Tüm bu eksiklikler insan vücudundan alınan ses sinyallerinin gösterilmesi veya kaydedilmesi ihtiyacını doğurmuştur. Bu ihtiyaca karşılık olarak "Elektronik Stetoskop" icat edilmiştir.

Elektronik stetoskoplar akustik ses dalgalarını elektrik ses sinyaline dönüştürerek dinleyicilere bir kablo üzerinden sesi iletmektedir. Elektronik stetoskop sesi mikrofon aracılığı ile alarak sırasıyla ön yükseltme, süzme ve yükseltme işlemlerine tabi tutarak elektriksel sinyali hoparlöre veya ekrana vermekte ve ayrıca kayıt edebilmektedir.

Böylece insan kulağının duyamadığı düşük frekans aralığı görüntülenebilmektedir. Bununla birlikte ayarlanabilir yükseltme ve süzgeç aralığı ile klasik stetoskopta karşılaşılan, yüksek frekans ses bileşenlerinin zayıflaması problemi de giderilmektedir. Son yıllarda elektronik stetoskop üzerine yapılan çalışmalarda görülen hızlı artış, bu cihazların önemini ayrıca göstermektedir.

L. Yip ve Y. T. Zhang 2001 yılında yaptıkları çalışmalarında, otomatik kazanç kontrollü (AGC) ve adaptif filtreli elektronik bir stetoskop tasarlamışlardır. Kalp seslerini bastırmada Laplacian Electrocardiographic Signal (LECG)'i adaptif filtrede kullanmışlar ve AGC algoritması ile zayıf LECG sinyallerini eş zamanlı olarak yükseltmişlerdir. Bu çalışma ile akciğer seslerinden kalp seslerini ayırmada başarı oranını %75'e kadar çıkarmayı başarmışlardır [5]. K. Hung Ve Y.T. Zhang, 2002 yılında yaptıkları çalışmalarında Bluetooth Tabanlı Elektronik Stetoskop tasarlamışlardır. Kalp ve akciğer seslerini, tasarladıkları küçük boyutlu ve düşük güç tüketimli elektronik stetoskoplara bluetooth üzerinden kayıpsız bir şekilde aktarmayı başarmışlardır. Burada tek amaç sinyal kalitesinde herhangi bir bozulma olmaksızın sinyali bir noktadan bir başka noktaya kablosuz olarak aktarımını sağlamaktır [6]. Y.W. Bai ve C.L. Lu, 2005 yılında yapmış oldukları çalışmalarında tasarladıkları elektronik stetoskop ile kalp seslerini ön işleme tabi tutarak gömülü LCD ekranda ve PC'deki bir kullanıcı ara yüzünde göstermeyi amaçlamışlardır. Geleneksel bir stetoskoba yerleştirdikleri 2 mikrofon ile aldıkları biyolojik sesleri sırasıyla yükseltip, sayısallaştırarak DSP'nin girişine sürmüşler ve DSP'de tasarladıkları "Adaptive Noise Cancellation" ve "The Type I Chebyshev IIR Bandpass" filtrelerini kullanarak sinyalden gürültüleri temizlemeyi başarmışlardır [7]. J. Johnson ve arkadaşları, 2006 yılında yapmış oldukları çalışmalarında DSP sisteminde "Over-Sampled Filterbank" kullanarak sinyal işleme yaklaşımını ve çok düşük güç tüketimli elektronik stetoskop tasarlamayı hedeflemişlerdir. DSP kullanarak dijital filtreleme işlemlerini gerçekleyen ve PC gerektirmeden ön sinyal işleme kısmını stetoskop üzerinde gerçekleyen, bununla birlikte DSP kullanımı ve az çevre elemanı ile düşük güç tüketimini sağlayan ekip, çalışmalarını başarılı bir şekilde gerçekleştirmişlerdir [8]. H. Polat ve İ. Güler, 2006 yılında yapmış oldukları doktora tez çalışmasında, akciğer seslerinin göğüs duvarı üzerinden çok kanallı ve eş zamanlı biçimde gerçek zamanlı gözlenmesi, kaydedilmesi ve daha sonra analizlerinin yapılması için PC tabanlı çok

kanallı veri toplama ve işleme düzeneği geliştirilmiştir. Bu düzenek, özel tasarlanmış ses alma sistemi, veri toplama sistemi ile bilgisayar kayıt ve analizleri için grafik kullanıcı program arayüzlerinden oluşmaktadır. Çok kanallı olarak elde edilen akciğer seslerinin zaman ve frekans düzlemlerindeki çeşitli analizleri yapıp sonuçları gözlenmiştir [9]. Y. Luo, 2008 yılında yapmış olduğu çalışmasında Bluetooth tabanlı bir elektronik stetoskop tasarlamıştır. Bu stetoskop ile eş zamanlı olarak kardiyopulmoner sesteki kalp sesini ayırabilmekte ve kablosuz olarak bilgisayara gönderebilmektedir. Ayrıca yine eş zamanlı olarak kalp sesini bilgisayarda işlemekte ve kaydedebilmektedir [10]. F. Yu ve arkadaşları, 2008 yılında yapmış oldukları çalışmalarında mikrofon yoluyla aldıkları kalp sesini filtreleyerek ve yükselterek mikroişlemci girişine vermişlerdir. Mikroişlemci aracılığı ile de USB yoluyla bilgisayara verileri aktararak LabView yazılımı ile hazırladıkları grafik ara yüzünde kalp seslerini S1 ve S2 olmak üzere ikiye ayırmışlardır. Hastalardan aldıkları örneklerle kendilerine bir veritabanı oluşturarak “pattern approximation method” ile kalp rahatsızlığı olup olmadığını teşhis etmeye çalışmışlardır [11]. Y. Tang ve arkadaşları, 2010 yılında yapmış oldukları çalışmalarında Bluetooth ve gömülü işlemciyi temel aldıkları bir elektronik stetoskop tasarlamışlardır. Cihaz mikrofondan aldığı sinyali, sırasıyla ön yükseltme, filtreleme ve ikinci yükseltme işlemlerine tabi tuttukten sonra gömülü işlemciye sürmektedir. Burada sayısallaşan sinyal hem anlık olarak LCD ekranda gösterilmekte hem de Bluetooth üzerinden PC’ye gönderilmektedir. Ayrıca sistemde “Kalp Atışı Tespiti” ve “PC Tabanlı Teşhis” yapılabilmektedir [12]. N. Jatupaiboon ve arkadaşları, 2010 yılında yapmış oldukları çalışmalarında sinyal işleme yöntemleri ile sinyal kalitesini geliştirme hedefli bir elektronik stetoskop tasarlamışlardır. Çalışmada sırasıyla mikrofondan alınan sinyal ön kuvvetlendiriciye ve anti-aliasing filtreye tabi tutulmuş ve bu sinyal DSP’de ilk olarak sayısala çevrilerek tercihe bağlı 3 çeşit FIR filtreden birine ve adaptif filtreye (“the Least Mean Square” ve “the Normalized Least Mean Square” algoritmalarına sahip) sürülmüş ve bu işlemlerin sonunda PWM (Pulse Width Modulation) ile sinyal tekrar analog sinyale çevrilerek SP çıkışına verilmiştir. Burada tekrar RC filtresine ve ses kuvvetlendiricisine tabi tutulan sinyal son olarak kulaklığa verilmiştir [13]. A. Harsola ve arkadaşları, 2011 yılında yapmış oldukları çalışmalarında kalp seslerini kaydedebilen ve eş zamanlı olarak USB üzerinden PC’ye aktarabilen bir elektronik stetoskop

tasarlamışlardır. PC’de ise ses sinyali LabView’de hazırlanan arayüzde anlık olarak gösterilmektedir [14]. C. McMechan ve P. So, 2011 yılında yapmış oldukları çalışmalarında çok düşük maliyetli ve çok küçük ölçülere sahip bir elektronik stetoskop yapmayı hedeflemişlerdir. Çalışmada mikrofondan aldıkları sinyali ses kuvvetlendiriciye sürmüşler ve çıkıştaki sinyali mikroişlemciye vermişlerdir. Mikroişlemcide filtrelenen sinyal Bluetooth ile PC’ye aktarılabilen ve hafızada saklanabilmektedir. Sonuç olarak sinyal kalitesi çok yüksek olmayan az çevre elemanlı, çok küçük ve düşük maliyetli bir elektronik stetoskop tasarlanmıştır [15]. A. Giorgio, 2012 yılında yapmış olduğu çalışmada bir noktadan diğer noktaya internet üzerinden eş zamanlı olarak akciğer ve kalp seslerini gönderebilen bir sistem tasarlamıştır. İlk olarak insan vücudundan aldığı akciğer ve kalp seslerini Bluetooth üzerinden PC’ye gönderen bir elektronik stetoskop geliştirilmiştir. Elektronik stetoskoptan sesleri alan PC ise internet üzerinden ses verilerini yayınlamaktadır. Bir başka noktadaki PC’den ise eş zamanlı olarak sesler alınabilmekte ve bilgisayarda hazırlanmış bir yazılım aracılığı ile seslerin “Kısa Süreli Fourier Dönüşümü” (STFT) alınabilmekte ve gösterilebilmektedir. Çalışmada fakir ülkelerdeki doktor açığına, internet üzerinden erişim sağlanarak çözüm bulmaya çalışılmıştır [16]. R.L. Moedomo ve arkadaşları, 2012 yılında yapmış oldukları çalışmalarında insan vücudundan akciğer seslerini alıp PC’ye aktarabilecek bir elektronik stetoskop yapmayı hedeflemişlerdir. Oluşturdıkları sistemde çok hassas bir mikrofondan aldıkları solunum seslerini kaydederek mobil telefona göndermeyi ve mobil telefondan PC’ye aktarmayı başarmışlardır. PC’de bu seslerin periodogramını alarak ve frekans bandını inceleyerek kişinin sağlıklı olup olmadığına karar verilmiştir [17]. C.T. Chao ve arkadaşları, 2012 yılında yapmış oldukları çalışmalarında akciğer seslerinden kalp seslerini ayıklayan bir elektronik stetoskop tasarlanmıştır. Yapılan çalışmada FPGA kullanılmış olup, FPGA platformuna “adaptive line enhancer” filtre yapısı uygulanmıştır. Bu filtre ile akciğer seslerinden kalp seslerinin ayıklanması çalışılmıştır. FPGA daha hızlı ve esnek olması nedeniyle tercih sebebi olmuştur [18]. I. Foche-Perez ve arkadaşları, 2012 yılında yapmış oldukları çalışmalarında özellikle gelişmekte olan fakir ülkelerde kullanılmak üzere uzaktan kontrol edilebilen kablosuz elektronik stetoskop tasarlamışlardır. Bu stetoskop ile kişinin anlık olarak görüntüsü ve stetoskobun tutulduğu noktadaki biyolojik ses sinyali, WiFi modülü üzerinden karşı

tarafa kaliteli bir şekilde aktarılması hedeflenmiş ve gerçekleşmiştir [19]. K. Patil ve R. K. Shastri, 2012 yılında yapmış oldukları çalışmalarında fonksiyonel bir kablosuz elektronik stetoskop tasarlamışlardır. Kesim frekansı değiştirilebilen bir filtre ile farklı biyolojik seslerin ön işleme tabi tutulmalarını sağlamışlar ve maksimum 20 kat gerilim kazancı sağlayacak şekilde analog ayarlanabilir bir ön yükselteç ile de sinyalleri yükselterek bilgisayara aktarmışlardır. Sinyaller kablo aracılığı ile direkt olarak seri port üzerinden bilgisayara aktarıldığı gibi, Zigbee üzerinden de kablosuz olarak bilgisayara aktarılmakta ve depolanmaktadır [20]. S. Nur Hidayah Malek ve arkadaşları, 2013 yılında yapmış oldukları çalışmalarında Zigbee temelli elektronik stetoskop tasarlamışlardır. Çalışmada mikrofondan aldıkları kalp sesi sinyalini Arduinio Nano mikrodenetleyicinin girişine vermişlerdir. Burada sayısallaştırılan sinyal verici Zigbee ile kablosuz olarak alıcı Zigbee'ye gönderilmekte ve buradan da Arduinio Mega mikrodenetleyicisine ulaştırılmaktadır. Arduinio Mega mikrodenetleyicisi ise sinyali USB port üzerinden bilgisayara eş zamanlı olarak aktarmaktadır. Matlab GUI programında hazırlanan arayüz programında ise kalp atımı görüntülenmektedir [21]. J.Y. Shin ve arkadaşları, 2013 yılında yapmış oldukları çalışmalarında akıllı telefon temelli bir elektronik stetoskop tasarlamayı amaçlamışlardır. Bu çalışmada kalp seslerini eş zamanlı görüntüleyebilmek ve kaydetmek için bir uygulama geliştirilmiştir. Dahili veya harici bir mikrofondan ya da elektronik stetoskoptan aldıkları kalp sesi sinyalini iPhone veya iPad'e aktarmışlar ve iPhone ve iPad'de geliştirdikleri yazılım üzerinde sinyali görüntülemiş ve kaydetmişlerdir. Ayrıca kalp sinyalindeki S1 ve S2'ler tespit edilmiş ve kalp atım sayısı hesaplanmıştır [22]. B.Y. Lu ve arkadaşları, 2014 yılında yapmış oldukları çalışmalarında uzaktan sağlık bakımı için elektronik stetoskoptan aldıkları ses sinyalini bir telefon üzerinden başka bir telefona göndermeyi amaçlamışlardır. 3M Littmann Model 3200 elektronik stetoskobunun kulak tüpüne akıllı bir telefonun kulaklığını yerleştirmişlerdir. Kulaklıktan aldıkları ses sinyalini 3G-4G mobil iletişim üzerinden bir başka telefona aktarmayı başarmışlardır. Aynı zamanda 3M Littmann Model 3200 elektronik stetoskobundaki ses sinyalini Bluetooth aracılığı ile bilgisayarda "StethAssist" programı üzerinden eş zamanlı olarak görüntülemişlerdir [23].

1.2 Tezin Amacı

Dünya genelinde hekimler tarafından en çok kullanılan alet olan stetoskop ile yapılan dinleme yani oskültasyon, kalp ve akciğerdeki rahatsızlıkların teşhisinde kullanılan en yaygın ve temel metottur. Klasik stetoskoplar ile yapılan dinleme hastalık teşhisinde önemli bir yardımcı rolündedir. Fakat stetoskop, kendi yapısından ve insanın doğasından dolayı birçok bilgiyi de hekime aktaramamaktadır. Bununla birlikte klasik stetoskoplar ile ses kaydı yapılamaması hastalık takibini zorlaştırmakta ve sinyal analiz tekniklerini kullanmayı mümkün kılmamaktadır. Ayrıca insan vücudundan alınan ses sinyalleri stetoskobun koyulduğu yüzeye göre farklılık göstermekte ve hastalık teşhisinde etkili yeri olan ek seslerin duyulmasında önemli bir rol üstlenmektedir.

Özellikle tecrübeli hekimlerin yükünü azaltabilmek, tecrübesiz hekimlere yardımcı olabilmek ve hastane ortamına gerek kalmaksızın uzaktan hastalık analizi ve takibi yapabilmek için yardımcı sistemlerin geliştirilmesi önem taşımaktadır.

Bu tezin hazırlanma amacı, klasik stetoskop ve insan doğasından kaynaklanan sorunları en aza indirerek günümüz teknolojisinin verdiği imkânlar ile kalite faktörü yüksek, mobil ve WEB platformlarından erişim imkânı olan hızlı, güvenilir ve kullanışlı, çok kanallı bir elektronik stetoskop tasarlamaktır.

1.3 Orijinal Katkı

1960'lı yıllardan bu yana elektronik stetoskop üzerine çalışmalar yapılmaktadır. Elektronik stetoskobun zaman içerisinde gelişmesi ve klasik stetoskoba göre birçok açıdan üstünlük sağlaması son yıllarda bu konuda yapılan çalışmaları arttırmıştır. Literatüre baktığımızda son yıllarda yapılan çalışmaların, kablosuz ve mobil sistemler üzerine yapıldığı görülmektedir.

Bu çalışmada standart tek kanallı elektronik stetoskoplardan ayrı olarak çok kanaldan veri alabilen bir kablosuz elektronik stetoskop tasarımı yapılmıştır. 6 kanaldan alınan ses verileri öncelikle analog sinyal işleme biriminden geçirilerek yükseltmekte ve istenmeyen sinyallerden ayrıştırılmaktadır. Daha sonra gömülü bilgisayarda sayısallaştırılan ses verileri kablosuz olarak uzaktaki bir sunucuya gönderilmektedir. Sunucu tarafından eş zamanlı olarak alınan ses verileri veritabanına kaydedilmektedir.

Bu alışma için hazırlanmış masaüstü ve WEB uygulamasında da bu ses verileri eř zamanlı olarak görüntülenebilmektedir. Ayrıca kaydedilen ses verilerine, Matlab GUI’de hazırlanan program ile çeşitli sinyal işleme teknikleri uygulanabilmektedir.

Daha önceki çalışmalarda ses verilerinin tek kanal üzerinden kablosuz olarak iletilebilmesi üzerinde durulmuş ve bu iletim için de bir ara cihaza veya kişisel bir bilgisayara ihtiyaç duyulmuştur. Bu çalışmada, herhangi bir ara cihaza ihtiyaç duyulmaksızın direk olarak elektronik stetoskop üzerinden ses verileri internet ortamında bir veritabanına kaydedilmekte ve dünyanın herhangi bir noktasındaki kişisel bilgisayar, akıllı telefon ve tablet üzerinden eř zamanlı olarak görüntülenebilmektedir. Ayıca ses verileri 6 farklı kanaldan alınarak aynı zamanda kalp ve solunum seslerinin görüntülenebilmesine ve kaydedilmesine imkân tanımaktadır. Bununla birlikte kaydedilen ses verileri ne zaman istenirse internet ortamından indirilebilmekte ve ses verilerinin üzerinde çeşitli sinyal işleme teknikleri uygulanabilmektedir. Bu sayede doktora ve hastane ortamına bağlı kalmaksızın dünyanın herhangi bir yerinde kaydedilen sesler istenilen her yerde görüntülenebilmektedir.

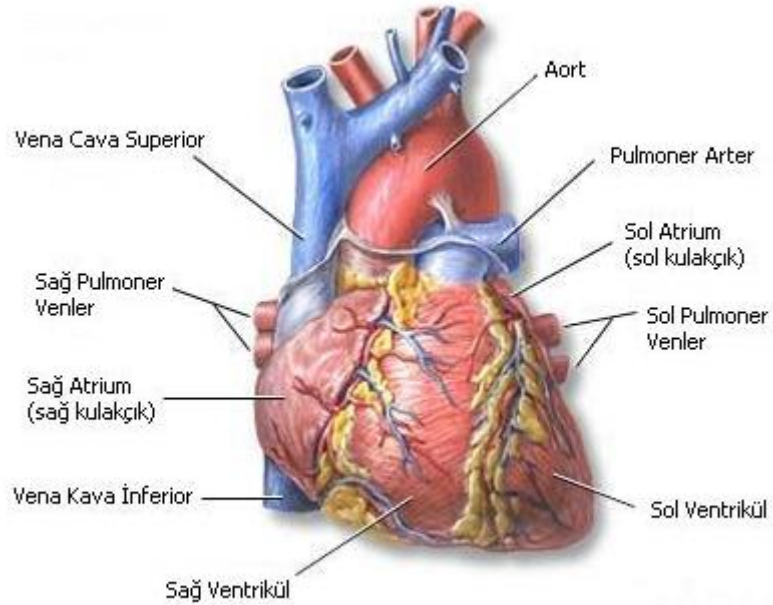
BÖLÜM 2

GENEL BİLGİLER

2.1 Kalbin Anatomisi ve Fizyolojisi

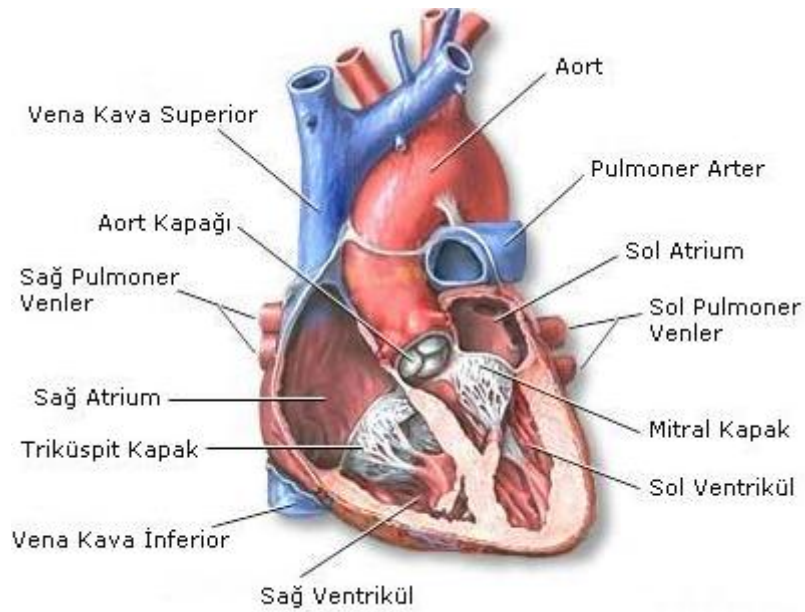
2.1.1 Kalbin Vücuttaki Konumu ve Yapısı

Kalp, göğüs ön duvarı arkasında, orta kısımda iki akciğer arasında yer alır. Kas dokusundan oluşmuştur. Temel işi kanı pompalamak olan hayati bir organdır. Şekil 2.1 de kalbin dış görünümü verilmiştir.



Şekil 2.1 Kalbin dış yapısı [24]

Sağda ve solda birer kulakçık (atrium) ve karıncık (ventrikül) olmak üzere dört boşluktan oluşur. Sağdaki kulakçık ve karıncığı triküspit kapak; soldaki kulakçık ve karıncığı ise mitral kapak ayırır. Kalbin sol karıncığının bitimi ile kalpten çıkan ve insanın en büyük atardamarı olan aort damarının başlangıcı arasında aort kapağı vardır. Benzer olarak pulmoner kapak sağ karıncık ile pulmoner damar arasındadır. Kalbin sağ sistemine tüm vücuttan gelen kan toplayan damarlar (vena cava inferior ve vena cava superior) açılır. Bu kan akciğer atardamarı (Pulmoner arter) ile sağ sistemden ayrılır. Akciğerlerden akciğer toplardamarları (pulmoner venler) ile dönen kan, sol kulakçık ve sol karıncığı dolaşarak aort damarları ile tüm vücuda pompalanır [24].



Şekil 2.2 Kalbin iç yapısı [24]

2.1.2 Kalbin Çalışması

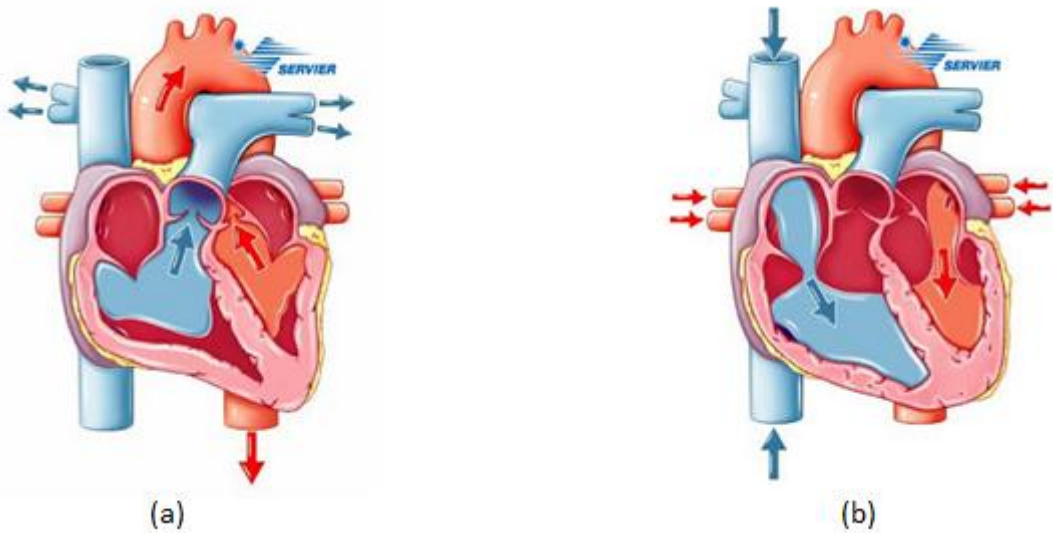
Kalbimiz, atriumlar (kulakçıklar) yoluyla kendisine gelen kanı, kasılarak büyük damarlara atar. Bu damarlar sol ventrikül (karıncık) için aort, sağ ventrikül için de akciğer atardamarıdır (pulmoner arter). Bu kasılma dönemine sistol denir. Kalbin kasılması sağ atriumun üst taraflarında bulunan sinoatrial (sinüs) düğümün belirli aralıklarla düzenli olarak çıkardığı elektrik uyarıları ile olur. Bu uyarılar kalbin her tarafına iletim sistemi ile ulaşır.

Sistol:

Atriumlardan ventriküllere gelen kan geçişi tamamlanınca, ventrikül kasılmaya başlar. Kasılmanın ilk safhasında önce ventriküllerin hacmi değişmeksizin içindeki basınç artar. Bu basınç, kulakçıkların içindeki basıncı geçtiği an, atriumlarla ventriküller arasındaki kapaklar (kalbin sol tarafı için mitral, sağ tarafı için triküspit kapak) kapanır ve 1. kalp sesi (S1) oluşur. Sonra basınç artmaya devam eder ve aort ve pulmoner kapaklar açılır ve kan aort ve pulmoner artere atılır.

Diyastol:

Sistol ile kanın atımı sona erdikten sonra ventriküllerde gevşeme başlar. Bu döneme ise diyastol denir. Diyastolün en başında ventriküllerin hacmi henüz değişmeksizin içindeki basınç gevşeme başladığından dolayı düşmeye başlar. Ventriküllerin içindeki basınç aort ve pulmoner arterin basıncının altına indiği an, aort ve pulmoner kapaklar kapanır ve böylece 2. kalp sesi (S2) oluşur. Daha sonra basınç düşmeye devam eder, mitral ve triküspit kapaklar açılarak içlerindeki kan ventriküllere boşalır ve döngü bu şekilde devam eder [24].



Şekil 2.3 (a) Kalbin kasılması (sistol) (b) Kalbin gevşemesi (diyastol) [25]

Her bir kalp atışı bir kasılma ile bir gevşemeden meydana gelir. Bir kalp atışı yaklaşık 0,85 saniye sürer. Bunun 0,15 saniyesinde kulakçıklar, 0,30 saniyesinde karıncıklar

kasılır. Geri kalan 0,40 saniyelik sürede ise kalp dinlenir [26]. Sağlıklı bir insanda kalp atışının sayısı dakikada 70-80 arasındadır.

2.1.3 Kalbin Elektriksel-Mekanik Aktivitesinin İncelendiği İşaretler

Şekil 2.4, bir kardiyak döngü süresince gözlenen mekanik, akustik ve elektriksel işaretlerin ilişkilerini özetlemektedir (kalbin sol lobunda) . Elektriksel R dalgası, ventriküler kasılmanın başlangıcından önce gelen ventriküler depolarizasyonu gösterir. Ventriküler kasılma sol ventrikül basıncının bir basamak yükselmesine neden olur. Ventriküler basınç atrium basıncını geçer geçmez mitral kapak kapanır ve bu anda S1 titreşimi başlar. Ventriküler basınç aortik basınçtan fazla olduğunda, aortik kapak açılır ve kan ventrikülden aorta akmaya başlar. Ventriküldeki kan boşaldığında, ventrikül basıncı aortik basıncın altına düşer ve aortik kapak kapanır. Bu esnada S2 titreşimleri duyulur. Ventrikül basıncı daha da azalır atrial basıncın altına düştüğünde mitral kapak açılır ve atriumdan ventriküle kan dolmaya başlar (Hızlı dolum fazı = Rapid filling phase). Bu esnada S3 titreşimleri duyulabilir [26].

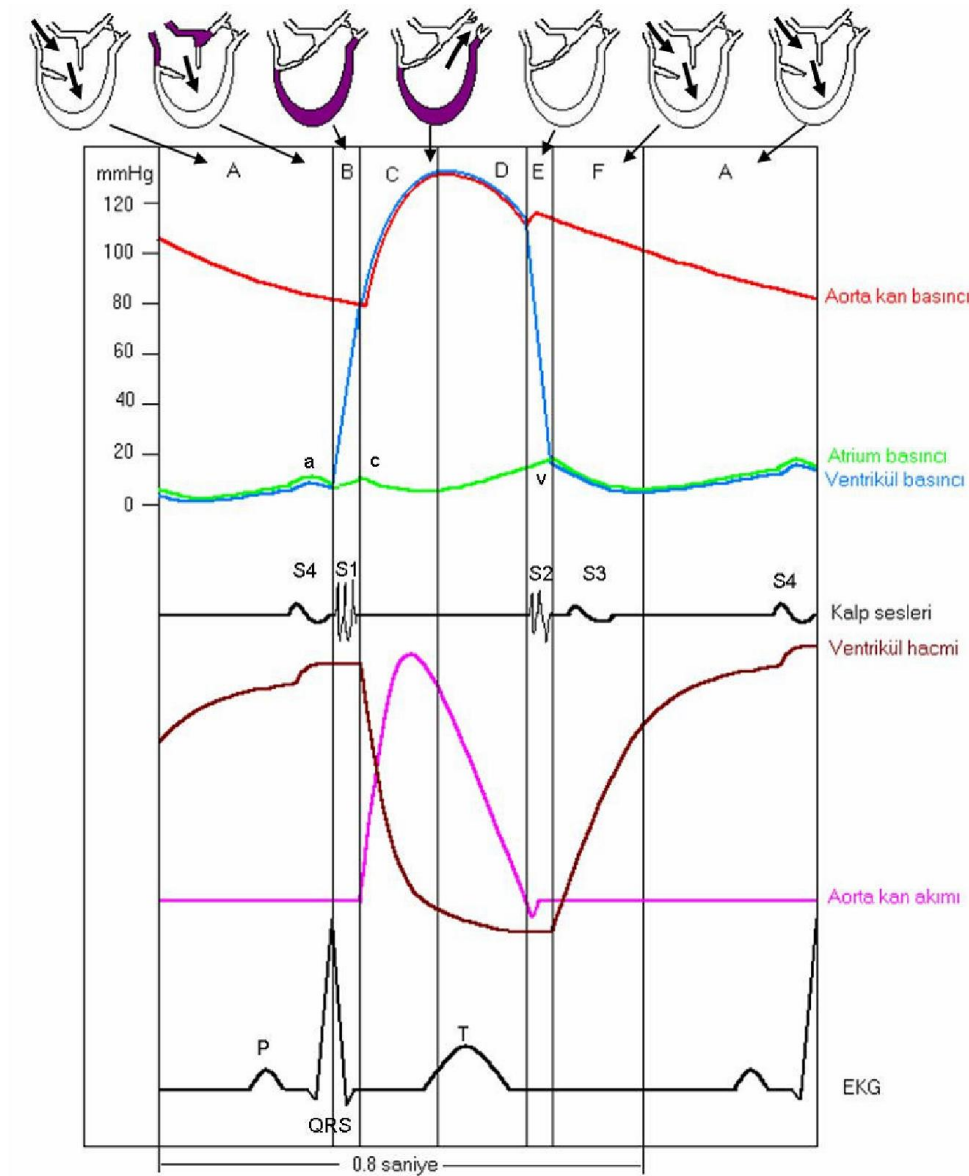
2.1.4 Normal Kalp Sesleri

S1, birinci kalp sesidir. Atrio-ventriküler (solda mitral ve sağda triküspit) kapakların kapanması esnasında apekten (mitral odaktan) duyulur. Bu kapanma, kanda ve kalp duvarlarında titreşim yaratır. Bu titreşimler de göğüs duvarına iletilir. S1 duyulan en yüksek sestir; S2'den daha kuvvetli, uzun süreli ve düşük frekanslıdır. Fonetik olarak "LAB" şeklinde duyulur.

Basitçe, birinci sesin mitral ve triküspit kapakların kapanması sırasında oluştuğu varsayılır. Ancak incelendiğinde birinci sesin sadece kapakların kapanması sonucu oluşan bir ses olmadığı, üç veya dört titreşimden oluşan genişçe bir ses olduğu görülmüştür. EKG ile eş zamanlı yapılan kayıtlarda, birinci ses başlangıcının Q dalgasından yaklaşık 0.04 saniye sonra başladığı görülür. İlk dalgalar küçük genlikli ve alçak frekanslıdır. Bu titreşimler ventriküllerin izometrik kasılma döneminde oluşmaktadır. Bu küçük titreşimlerden sonra gelen yüksek genlikli ve yüksek frekanslı titreşimler mitral ve triküspit kapakların kapanması ile oluşmaktadır. Mitrale ait olan titreşimler öndedir. Bazen mitral ve triküspite ait olan titreşimler birbirlerinden ayrı

olarak kaydedilir. Birinci sese karakterini veren kapak bileşenleridir ve bu büyük titreşimlerden sonra birinci sesin son kısmı, kanın aorta ve pulmonere doğru atılması sırasında oluşan küçük genlikli titreşimler kaydedilir.

S2, ikinci kalp sesidir. İkinci sesi oluşturan semilunar kapakların kapanmasıdır. Aort ve pulmonalis odaklarında en güçlü duyulur. Aort kapağına ait olan ses (A2) pulmonere ait olandan (P2) daha kuvvetlidir. Normalde aort kapağı pulmoner kapaktan önce kapanır, ancak aradaki süre çok kısa olduğundan bu fark edilmez ve S2 tek ses gibi duyulur. S1 den daha kısa ve “DAP” hecesi niteliğinde tanımlanmaktadır [28].



Şekil 2.4 Kalpteki mekanik, akustik ve elektriksel kardiyak sinyallerin bir kardiyak döngüde zamana göre ilişkileri [27]

2.1.5 Anormal Kalp Sesleri

S3, üçüncü kalp sesidir. Diyastol başında ventriküllerin hızlı doluş döneminde atrioventriküler halka birden yükselmekte ve kordonlar ile kapaklar gerilip bu sesi oluşturmaktadır. Hasta sol yan yattığında stetoskobun çan kısmı ile apekten (mitral odaktan) dinlenebilir. S2'den (aort kapağının kapanma sesinden) yaklaşık 150 ms sonra duyulur. Sol ventriküler yetmezlikte duyulur, ventriküler gallop da denir. Atriallardan kan ventriküle hızla atılırken içerde kalan hacime çarpar ve dolgun bir ses oluşur. Düşük frekans ve düşük genliklidir. Hamile, çocuk ve yaşlılarda patoloji olmadan da duyulur. Fonetik olarak "Di" şeklinde duyulur.

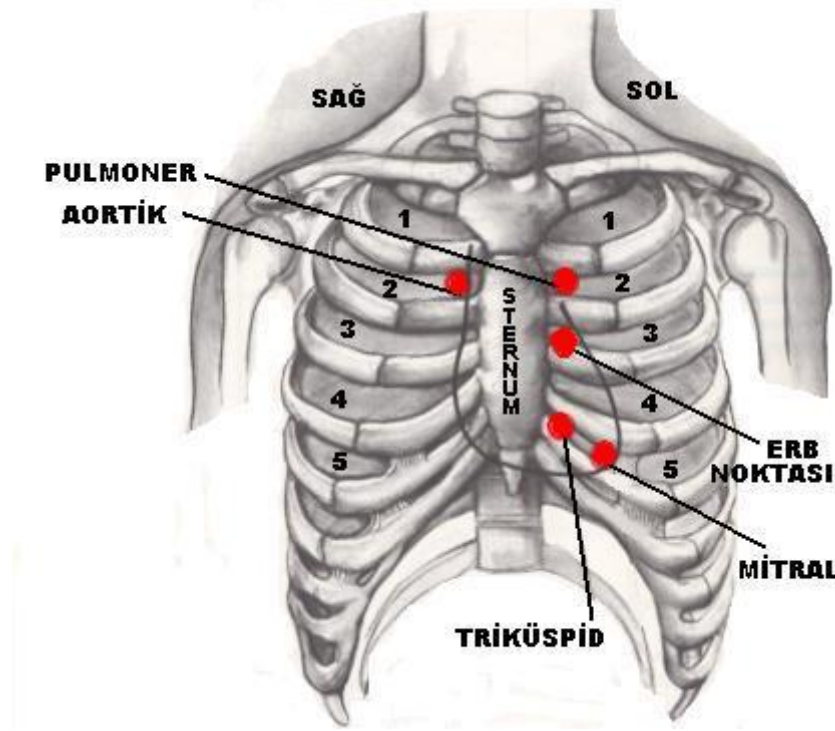
S4, dördüncü kalp sesidir. Normalde kulakla duyulmaz. Ventriküller dolu iken basınç atriumlara yayılır. Bu basınç atriumdaki kanı dalgalandırır, duyulan bu dalgalanma sesidir. En iyi apekten ve S1'den hemen önce duyulur. Akut miyokart enfarktüsüne bağlı gelişir. Koroner arterlerdeki bir hastalık, atrio-ventriküler yetmezlik sonucu ortaya çıkar. Fonetik olarak "Ti" şeklinde duyulur [27].

Çizelge 2.1 Kardiyak sesler

	Faz	Karakter	Frekans Aralığı (Hz)	Süre (s)	Meydana Geldiği Yer	Mekanizma
S1	izovolumetrik kasılma fazı	Basık	~10-60	~0.1	Apikal bölge	Mitral ve triküspit kapakların kapanması
S2	izovolumetrik gevşeme fazı	Keskin	~60-150	~0.08	Bazal bölge	Aortik ve Pulmoner kapakların kapanması
S3	Ventriküler hızlı dolum fazı sonu	Zayıf ve Basık	~150<	~0.04 (S2'den 0.12–0.18 s sonra duyulur)	Apeks (üst ve alt)	Ventriküler titreme
S4	Ventriküler diyastol fazı sonu	Zayıf	~150<	~0.1 (S1'den hemen önce duyulur)	Apeks	Atrium kasılması

2.1.6 Kalp Sesi Dinleme Odakları

Kalp seslerinin göğüs bölgesi üzerinde en net dinlendikleri odaklardır. Göğüs bölgesinde 5 tane ana odak bulunmaktadır.



Şekil 2.5 Kalp sesleri dinleme odakları [27]

2.1.6.1 Mitral Odak (apeks)

Mitral kapakçığın kapanması nedeniyle oluşan seslerin en net duyulabileceği odaktır. Sol midklavikuler hattın beşinci interkostal aralığı kestiği yerdir. Sol karıncık ile ilgili hastalıklar nedeniyle oluşan sesler ve üfürümler en net bu odaktan duyulur [29].

2.1.6.2 Triküspit odak

Sağ 4. kostanın, sternumun sol kenarıyla kesiştiği yerdir. Sağ karıncık ve triküspit kapakçığına ait seslerin en net duyulduğu odaktır [29].

2.1.6.3 Aortik odak

2. interkostal aralık ile sternumun sağ kenarının kesiştiği bölgedir. Aort ve aortik kapakçıkla ilgili hastalıkların neden olduğu sesler bu odakta net duyulur [29].

2.1.6.4 Pulmoner odak

2. interkostal aralık ile sternumun sol kenarının kesiştiği bölgedir. Pulmoner kapakçıkla ilgili hastalıkların neden olduğu seslerin en net duyulduğu odaktır [29].

2.1.6.5 Erb Noktası (Mezokardiyak odak)

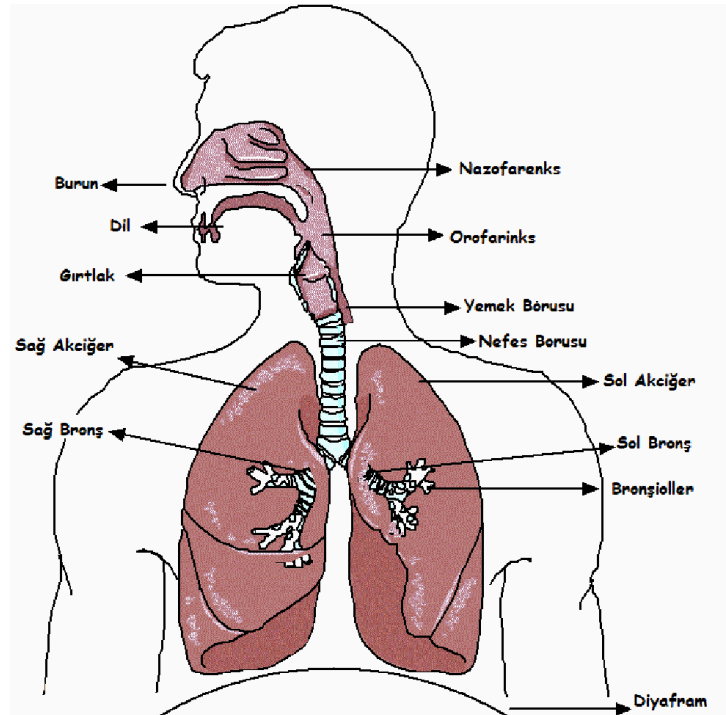
3. İnterkostal aralıkla sternumun sol kenarının kesiştiği bölgedir. Aort ve aortik kapakçıkla ilgili hastalıklar bu bölgede de iyi duyulur [29].

2.2 Solunum Sistemi ve Akciğerler

Solunum fizyolojik bir olay olup, kişinin yaşamı için gerekli oksijeni sağlar. Bu nedenle soluk alma ve hayatta kalma ile eş anlamda algılanır. Solunum sisteminin temel fonksiyonu dokulara oksijen sağlamak ve dokularda oluşan karbondioksiti dışarı atmaktır [27],[30].

2.2.1 Solunum Sisteminin Anatomisi

Solunum sistemi, solunum yolları ve akciğerlerden oluşur. Solunum yolları; burun boşlukları, farenks, larenks, trakea, bronşlar, bronşiyoller ve alveolleri içerir.



Şekil 2.6 Solunum sistemi [27]

2.2.1.1 Akciğerler

Göğüs boşluğunda yer alan sağ ve sol akciğerlerin arasındaki boşluğa mediasten denilir ve burada kalple, akciğere giren çıkan damarlar bulunur. Sağ akciğer, altında yer alan karaciğerin yukarı doğru itmesi nedeniyle, sol akciğere göre daha yukarıdadır. Sol akciğer ise kalbin baskısı nedeniyle, sağ akciğere göre daha küçüktür. Akciğerlere giren ana bronşlar, birçok dallara bölünerek ağaç görünümü oluştururlar.

Dallanma: Bronşlar → bronşiyoller → terminal bronşiyaller → alveol kanalları → alveoller şeklindedir [27].

2.2.2 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 de (zatürre vb.) akciğer dokusunun filtreleme özelliklerinde değişime sebep olmakta, dolayısıyla akciğer seslerinin değişmesi ile sonuçlanmaktadır [9].

2.2.3 Akciğer Sesleri

Şekil 2.10 da görüldüğü gibi akciğer sesleri normal ve ek sesler olmak üzere 2 sınıfa ayrılmaktadır. Normal akciğer sesleri, akciğerlerde bir problem olmadığı durumda duyulan seslerdir. Normal olan sesler oluşum yerlerine ve şekline göre üçe

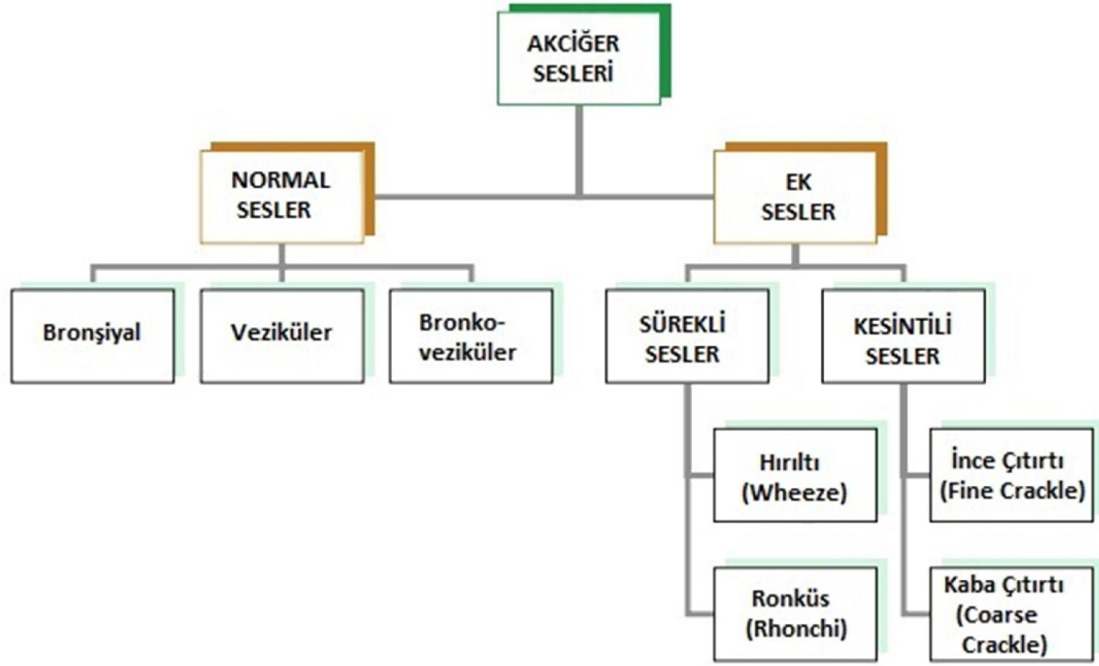
ayrılmaktadır. Bunlardan ilki veziküler ses, ikincisi bronkoveziküler ses ve diğeri de bronşiyal ses olarak adlandırılmaktadır. Bu seslerden ilk ikisi göğüs duvarından duyulan akciğer sesleri ve diğeri de soluk borusundan duyulan soluma sesi olarak da bilinmektedir. Veziküler sesler, 200-600 Hz arasında frekansa sahiptir ve akciğerlerin etrafındaki hemen hemen bütün kısımlarda duyulabilirler.

Patolojik Ek Akciğer Sesleri, patolojik durumlarda iç ve dış solumada işitilen akciğer seslerine eklenen sesler olarak değerlendirilmektedir. Ek sesler normal durumlarda duyulmazken patolojik durumlarda ortaya çıkmaktadırlar. Ek seslerin iç veya dış soluma 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. Bu sesler kısa duraklamalarla birbirini izleyen sesler topluluğudur. 100–2000 Hz arasında frekans bandına yayılabilen, kısa patlamalı, müzikal karakterde olmayan ve süreleri 20 ms den daha kısa olan seslerdir. Çıtırtıların 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 incelenirler. 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. Isık sesleri ağızdan ve akciğerlerden duyulabilen, tek sesli (monophonic) veya çok sesli (polyphonic) olabilen sürekli müzikal karakterdeki seslerdir. Tek sesli ısıklar tek bir yerden kaynaklanırlar ve sesin frekansı ile zamanlaması değişmez. Ancak bronş içi

basınç farkına bağlı olarak frekans değişiklikleri olabilmektedir. Frekans spektrumları incelendiğinde ıslık sesleri spektrumunda, genellikle 1000 Hz in altında ve egemen frekansı 400 Hz civarında ortaya çıkan dar tepelikler olarak gözükürler. Sadece dış solumada duyulan ve birbiri ile harmonik ilişkisi olmayan melodik doğası bulunmayan yapıdaki ıslık sesleri de Ronküs (Rhonchi) olarak bilinir ve egemen frekansı 200 Hz civarında veya daha düşüktür [9].

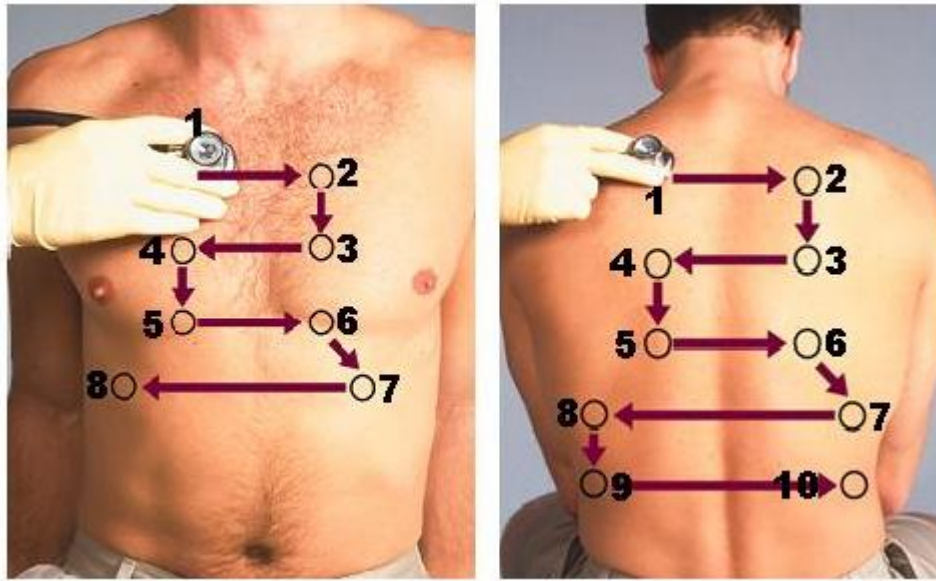


Şekil 2.7 Akciğer seslerinin sınıflandırılması [9]

2.2.4 Akciğer Sesleri Dinleme Odakları

Akciğer seslerinin dinlenmesi 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 [27]. Oskültasyonda stetoskop sağ ve sol köprücük kemiğinin hemen altına, sağ ve sol orta kısma (sekizinci veya dokuzuncu kaburga aralığı, köprücük kemiğinin orta hattına), sağ ve sol koltuk altı orta hattına (dördüncü veya beşinci kaburga aralığına, göğsün yan tarafına) yerleştirilir. Sırt bölgesinde stetoskop sekiz noktaya yerleştirilerek akciğer sesleri dinlenebilmektedir. Kalp sesleri ile akciğer seslerinin birbirine karışmaması için hastanın durumu uygunsa sırttan dinleme önden dinlemeye göre tercih edilmektedir.

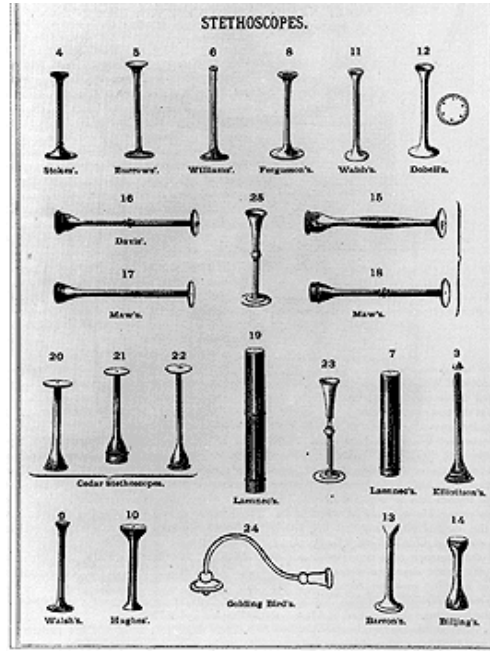
Ancak hastanın soluk yolunu açık tutmak üzere hasta sırt üstü yatıyorsa önden ve yandan dinleme yapılabilir [31].



Şekil 2.8 Akciğer sesleri dinleme odakları [9]

2.3 Stetoskop

Stetoskop kullanımı, 1816 yılında Fransız hekim Dr. Rene Theophile Hyacinthe Laennec in (1781–1826) bir kâğıdı rulo yapıp bir ucunu hastanın göğsüne diğer ucunu kulağına dayayarak, kalp ve akciğer seslerini dinlemesi ile başladı [1],[2]. Kısa bir süre sonra rulo kâğıt yerine tüp kullanılarak steteskobun 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 kauçuktan yapılmış ve doktorların kalp ve akciğer seslerini açisal hareketlerle dinlemesine olanak sağlayan mekanik steteskoplar geliştirildi. 1843’de Amerikalı George P. Cammann tarafından ilk çift kulaklılı 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 geliştirildi [32].



Şekil 2.9 Stetoskobun gelişimi [33]

Günümüzde stetoskobun kullanılmakta olan mekanik ve elektronik olmak üzere iki çeşidi vardır.



Şekil 2.10 Günümüzde klasik stetoskop [34]

Mekanik stetoskop diyafram, tüp ve kulaklık olmak üzere genelde üç ana kısımdan oluşur. Diyafram, stetoskobun tüp kısmının ucunda bulunan ve dinlenmek istenen bölgeye değdirilen yassı koni şeklinde içinde ortamdaki yalıtılmış bir zar bulunan bir parçadır. Yüzeydeki sesle titreten 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. Mekanik stetoskoplar hafif ve taşınabilir oldukları

için kullanımları kolaydır ancak sadece uzman kişiler tarafından yorumlanabilecek veri sunar ve yapısından dolayı her sesi iletmezler.

İlk elektronik stetoskop 1961 yılında Amplivox tarafından geliştirilmiştir. Elektronik stetoskoplar günümüzde giderek yaygınlaşmakta olup, mekanik stetoskoplara göre pahalıdır. Doktorlar hala yaygın olarak klinikte mekanik stetoskopları tercih etmektedir ancak kalp ve akciğer seslerine uygulanan işaret işleme teknikleriyle kalp ve akciğer seslerinde ve hastalıklarında elde edilen sayısal bilgilerin kıyaslanması ve nitel verilere göre standart ve güvenilir bir yorum sağlanabilmesi ile yakın zamanda tamamen mekanik stetoskopa tercih edileceğı düşünölmektedir. Elektronik stetoskop, sesi öncelikle bir dönüştürücü yardımıyla elektriksel bir niceliğe dönüştürerek kuvvetlendirme ve filtreleme yapabilir. Havanın titreşimini elektriksel işaretlere dönüştüren basınç algılayıcılar kullanılarak vücuttaki sesler elektronik ortama aktarılır. Bu iş için genellikle mikrofonlar kullanılır. Kullanılan mikrofonların yalıtılmış olmaları gerekir, çünkü ortamdaki sesler vücuttan gelen sese eklenerek kalp ve akciğer sesini bozabilir.



Şekil 2.11 Günümüzde elektronik stetoskop [34]

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

analog-dijital dönüştürücüyle sayısal değerlere dönüştürülür ve daha sonra da bir işlemci tarafından işlenerek çıktı halini alır [35].

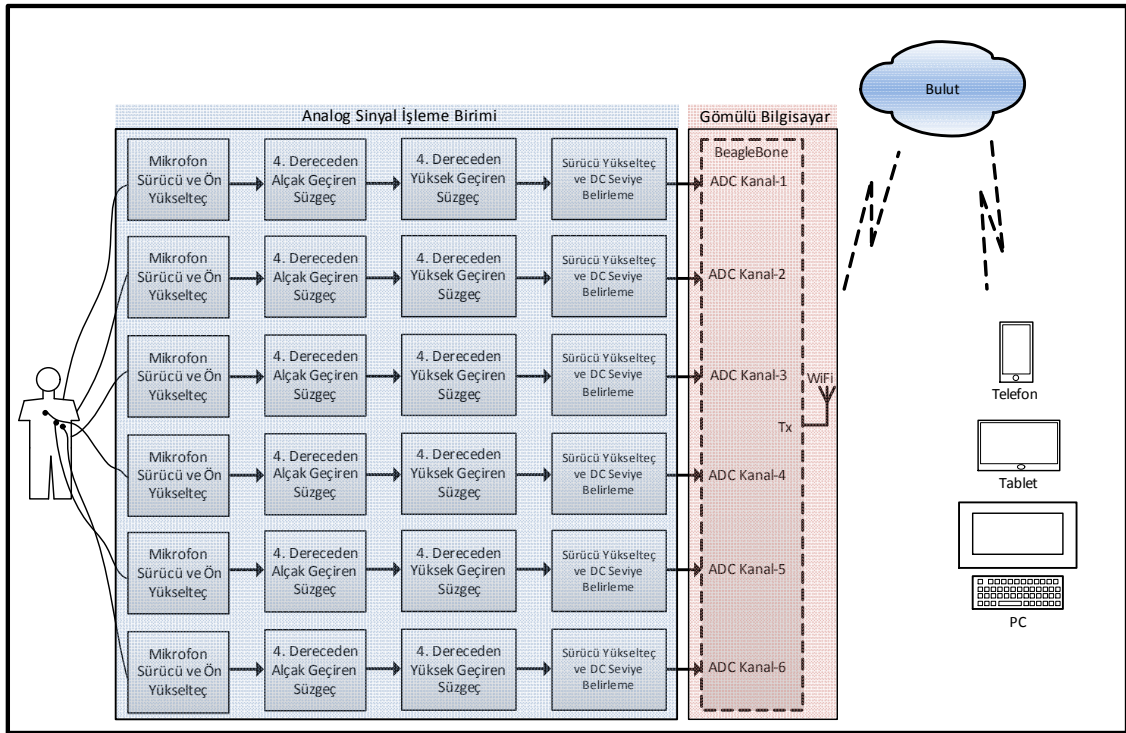
BÖLÜM 3

DONANIM

Dinleme yöntemi ile hastalık teşhisi günümüzde kullanılan oldukça yaygın bir yöntemdir. Özellikle oskültasyon yerine ses sinyallerinin sayısal olarak görüntülenmesi ve bilgisayarda çeşitli sinyal analiz metotları ile incelenmesi son yıllarda büyük bir artış göstermektedir. Bundan yola çıkarak kalp ve akciğer hastalıklarının teşhisinde kullanılmak üzere 6 kanallı kablosuz gömülü bilgisayarlı elektronik bir stetoskop tasarımı ve gerçekleştirilmesi amaçlanmıştır.

Tasarlanan elektronik stetoskop donanım ve yazılım olmak üzere 2 bölümden oluşmaktadır. Donanım kısmı için başlangıçta, ses verilerinin elektrik sinyale dönüştürülmesi amacı ile mikrofon kullanılmaktadır. Mikrofondan alınan sinyaller, analog sinyal işleme biriminde sırasıyla ön yükseltme, filtreleme ve sürücü yükseltme ve DC seviye belirleme işlemlerine tabi tutulmaktadır. Analog sinyal işleme birimi çıkışındaki analog sinyaller, gömülü bilgisayara verilmektedir. Gömülü bilgisayar ile sayısallaştırılan analog sinyaller WiFi adaptör kullanılarak kablosuz olarak uzaktaki sunucuya gönderilmektedir.

Şekil 3.1’de 6 kanallı elektronik stetoskobun donanım ağırlıklı blok diyagramı verilmiştir.



Şekil 3.1 6 kanallı elektronik stetoskop blok diyagramı

3.1 Analog Sinyal İşleme Birimi

Elektret mikrofonlar hava bağlaşımı için bağlayıcı elemanlara yani mikrofon yuvalarına ihtiyaç duyar. Bu çalışmada oluşturulan düzenekte bağlayıcı eleman olarak klasik stetoskop başlıkları kullanılmıştır.

Bu bağlamda ilk olarak mikrofon bağlayıcı eleman olarak kullanılan klasik stetoskop başlıklarından gelen ses verileri elektret mikrofonlar aracılığı ile elektrik sinyaline dönüştürülür ve analog sinyal işleme birimine verilir. Analog sinyal işleme biriminde,

- Sesleri yükseltme,
- Yüksek frekans bileşenlerine sahip gürültüleri süzme,
- Düşük frekans bileşenlerine sahip gürültüleri süzme,
- Seviye kaydırma

işlemleri gerçekleştirilir.

3.1.1 Mikrofon ve Bağlayıcı Eleman

Kalp ve akciğer sesleri dinlenirken birkaç fiziksel doğal olay gerçekleşmektedir. Göğüs duvarındaki titreşimler klasik stetoskobun içindeki havadaki basınç değişimlerine

dönüşmekte ve bu basınç değişimleri sonra kulak diyaframına iletilmektedir. Böylelikle klasik stetoskoplar vasıtasıyla sesler işitilmektedir. Akciğer seslerini bilgisayara kaydetmek için de sesler mikrofon dönüştürücüler yardımıyla algılanmaktadır. Mikrofon insan kulağında olduğu gibi daima bir diyaframa sahiptir ve göğüs duvarının harekete geçirdiği basınç dalgalarına maruz kalan mikrofon diyaframının hareketi elektriksel sinyale dönüştürülür. Göğüs duvarı hareketleri öyle zayıftır ki bir kapalı hava boşluğu boyunca göğüs duvarı ile akustik olarak diyafram bağlantısı gereklidir. Dolayısıyla bir hava boşluğu ile göğüs duvarına bağlantımlı bir elektret mikrofon akciğer seslerini algılamada kullanılabilir [9].

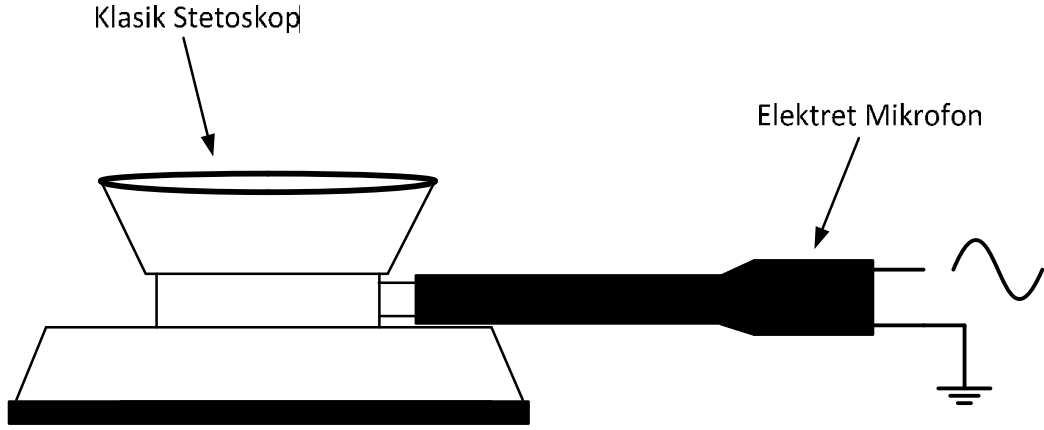
Bu çalışmada mikrofon olarak Project Unlimited POM-5246L-R model elektret mikrofon kullanılmıştır. Seçilen elektret mikrofonun çalışma gerilimi 2 V, akım tüketimi 0.5 mA, sinyal gürültü oranı 60 dB, hassasiyeti -46 dB ve empedansı 2.2 k Ω 'dur. Bu mikrofonun çalışma frekansının 20Hz-19kHz aralığında olması ve özellikle insan kulağının duymakta güçlük çektiği ses aralığı olan 100 Hz altındaki frekansları başarılı bir şekilde alması tercih sebebi olmuştur.

Çizelge 3.1'de elektret mikrofonun diğer mikrofon türleriyle karşılaştırılması verilmiştir.

Çizelge 3.1 Çalışma prensiplerine göre mikrofonlar ve özellikleri

	Elektret Mikrofon (EM)	Dinamik Mikrofon (DM)	Piezoelektrik Mikrofon (PM)	Tercih
Maliyet	Düşük	Düşük	Yüksek	EM
Hassasiyet	Yüksek	Düşük	Yüksek	PM/EM
Boyut	Küçük	Büyük	Küçük	PM/EM
Sadelik	Evet	Hayır	Evet	PM/EM
Devre Gereksinimi	Daha Az	Yüksek	Yüksek	EM
Çalışma Frekansı	20-20000 Hz	50-20000 Hz	10-20000 Hz	PM/EM

Hava bağlaşımlı elektret mikrofonlar ses iletimini sağlamak için kapalı bir boşluk içeren bağlayıcı elemanlar ile vücut yüzeyine birleştirilmiştir. Bu şekilde göğüs duvarında oluşan titreşimler mikrofon diyaframını hareket ettirmekte ve sesler algılanabilmektedir. Şekil 3.2’de mikrofon bağlayıcı eleman ile elektret mikrofonun yerleşimi gösterilmektedir.



Şekil 3.2 Bağlayıcı eleman klasik stetoskop ve elektret mikrofon

3.1.2 Mikrofon Sürücü ve Ön Yükseltme Devresi

Mikrofon sürücü devre, elektret mikrofonun çalışması için uygun gerilim değerini sağlamak amacıyla kullanılmaktadır. Ön yükseltme devresi ise mikrofondan aldığı düşük genlikli sinyali yaklaşık 21 kat yükselterek çıkışına vermektedir. Çalışmada her kanal için ayrı ön yükseltme devresi kullanılmakta ve her kanal eş zamanlı olarak yükseltilmektedir.

Şekil 3.3’de gösterilen ön yükseltme devresinde kullanılan Opamp, Texas Instruments firmasının üretmiş olduğu OPA335 model düşük gürültülü, düşük beslemeli ve yüksek CMRR (Ortak Mod Bastırma Oranı) sahip bir Opamp olup biyomedikal uygulamalarda sıklıkla kullanılmaktadır.

Çalışmada kalp sinyali referans alınarak mikrofon sürücü devre çıkışında ortalama olarak tepeden tepeye 20 mV genlik değerine sahip bir sinyal olduğu gözlemlenmiş ve bu bilgiler ışığında tek kanal için devreye 1 kHz frekans değerine sahip tepeden tepeye 20 mV genlikli bir sinüs test sinyali uygulanmıştır. Şekil 3.4’te tek kanal için ön yükselteç devre girişine uygulanan sinüs test sinyalinin ve ön yükselteç devre çıkışında elde edilen yaklaşık 21 kat kazançla sahip sinüs sinyalinin osiloskop görüntüleri

verilmiştir. Şekil 3.5'te ise kalp sinyali için mikrofon sürücü devre çıkışının ve ön yükselteç devre çıkışının osiloskop görüntüleri verilmiştir.

Test sinyali için osiloskop Volt/Div kademesi Şekil 3.4 (a)'da bir kare için 10 mV, Şekil 3.4 (b)'de 200 mV, Time/Div kademesi ise bir kare için 500µs belirlenmiştir. Kalp sinyali için ise osiloskop Volt/Div kademesi Şekil 3.5 (a)'da bir kare için 10 mV, Şekil 3.5 (b)'de bir kare için 200 mV, Time/Div kademesi ise bir kare için 250ms olarak alınmıştır.

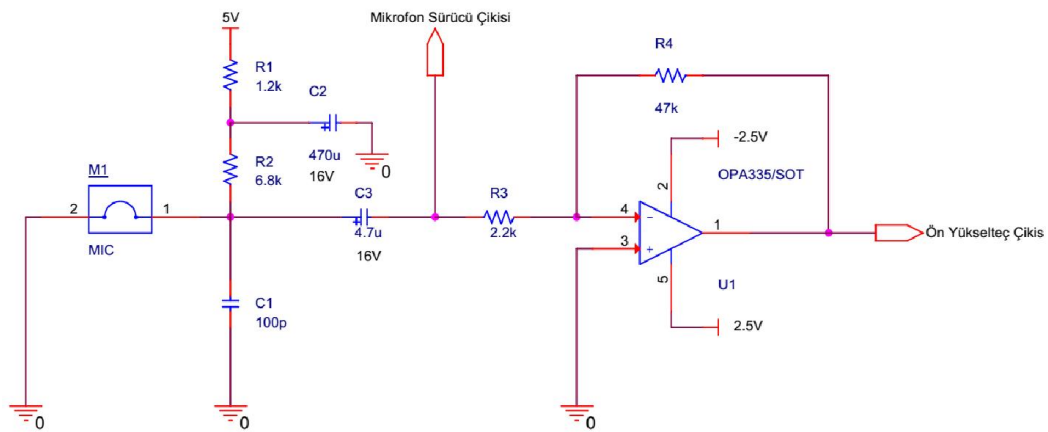
Ön yükseltme devresinin kazancı (3.1) eşitliği kullanılarak hesaplanmıştır.

$$K = -\frac{R_4}{R_3} \quad (3.1)$$

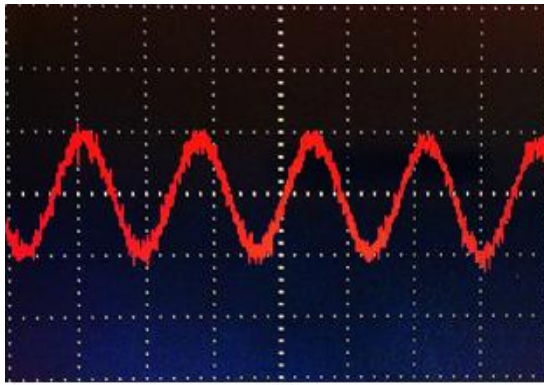
R_4 : Geribesleme Direnci

R_3 : Giriş Direnci

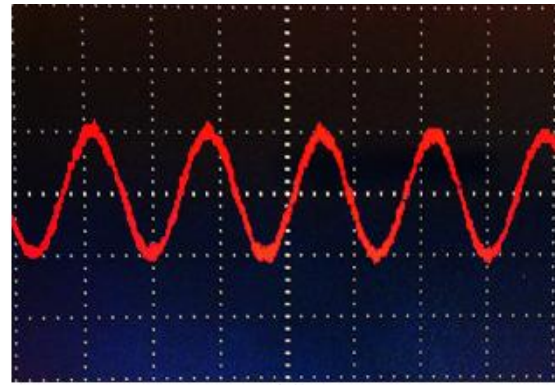
(3.1) eşitliğinde R_4 direnç değeri 47 kΩ, R_3 direnç değeri ise 2.2 kΩ olarak belirlenmiş ve 21.36 kat kazanç elde edilmiştir.



Şekil 3.3 Mikrofon sürücü ve ön yükseltme devresi

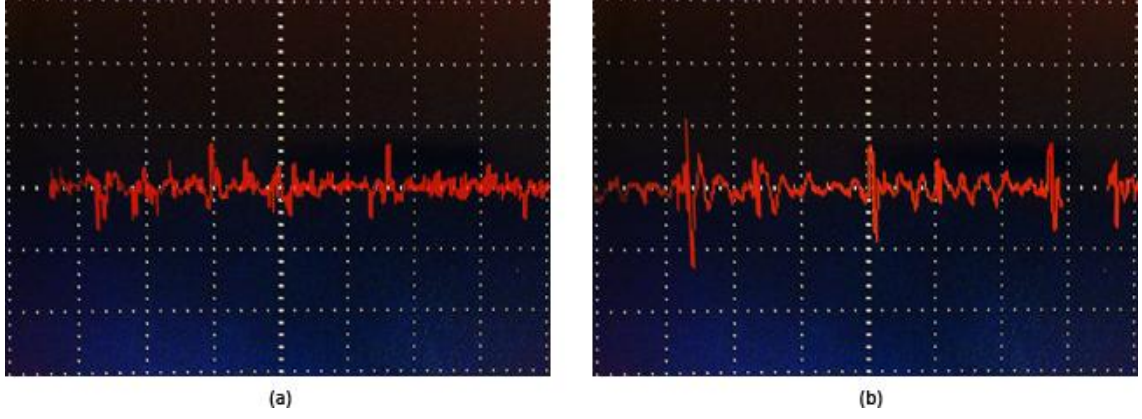


(a)



(b)

Şekil 3.4 (a) Test sinyali (b) ön yükselteç çıkışı (test sinyali)



Şekil 3.5 (a) Mikrofon sürücü çıkışı (b) ön yükselteç çıkışı (kalp sesi)

3.1.3 Alçak Geçiren Süzgeç

Alçak Geçiren Süzgeç (AGS), yüksek frekans bileşenlerine sahip istenmeyen sinyalleri temizlemek ve sayısallaştırılmış sinyallerin örtüşmesini engellemek için kullanılır. Tavsiye edilen AGS, sinyalin üst kesim frekansında 3 dB zayıflatmaya sahip olmalı ve sinyalin bant genişliğinde örtüşme üreten frekansta da en azından 24 dB/oct zayıflatma sağlamalıdır [9]. Kalp sesi sinyali 20-600 Hz, solunum sesi sinyali ise 37.5-1200 Hz frekans aralığında bulunmaktadır. [36]. Nyquist kriterine göre örnekleme frekansının yarısı üzerindeki sinyaller örtüşmeye neden olmaktadır. Bu kriter gereğince sinyalin üst kesim frekansı örnekleme frekansının yarısı değerine sahip olmalıdır. Sinyalin örneklenmesinde kullanılan analog-sayısal çevirici yaklaşık olarak 100 kHz örnekleme frekansına olanak tanımaktadır ve bu her kanal için yaklaşık 16 kHz örnekleme frekansına karşılık gelmektedir. Bu çalışmada örnekleme ve kesim frekansları sırasıyla 4 kHz ve 2 kHz olarak belirlenmiştir. Belirlenen üst kesim frekansı, solunum sesleri için seçilen 1.2 kHz frekans değerinin üzerindedir. Kullanılan süzgecin, dördüncü dereceden Butterworth süzgeç (24 dB/oct eğim) olması kararlaştırılmış ve her kanal için ayrı alçak geçiren süzgeç devresi kullanılmıştır (Şekil 3.6). Şekil 3.7’de kullanılan alçak geçiren filtre devresinin bode diyagramı gösterilmiştir.

Bir kanal kullanılarak Şekil 3.8’de test sinyali için, Şekil 3.9’da ise kalp sesi için alçak geçiren süzgeç devresinin giriş ve çıkış osiloskop görüntüleri verilmiştir.

Test sinyali için osiloskop Volt/Div kademesi Şekil 3.8 (a) ve (b)’de 200 mV, Time/Div kademesi ise bir kare için 500µs belirlenmiştir. Kalp sinyali için osiloskop Volt/Div

kademesi Şekil 3.9 (a) ve (b)'de bir kare için 200 mV, Time/Div kademesi ise bir kare için 250ms olarak alınmıştır.

Süzgecin gerçekleştirilmesi için TLC04 (Texas Instruments) dördüncü dereceden alçak geçiren kesim frekansı ayarlanabilir Butterworth süzgeç kullanılmıştır. Kesim frekansı ayarlaması, tümleşik devrenin CLK ve CLKR bacaklarına bağlanan direnç ve kapasitörün değeri ile yapılır. (3.2) eşitliğinde, TLC04 için saat darbesi hesabı verilmiştir. Filtre kesim frekansının değeri ise saat darbesi frekans değerinin, 50'ye bölünmesi ile bulunmaktadır.

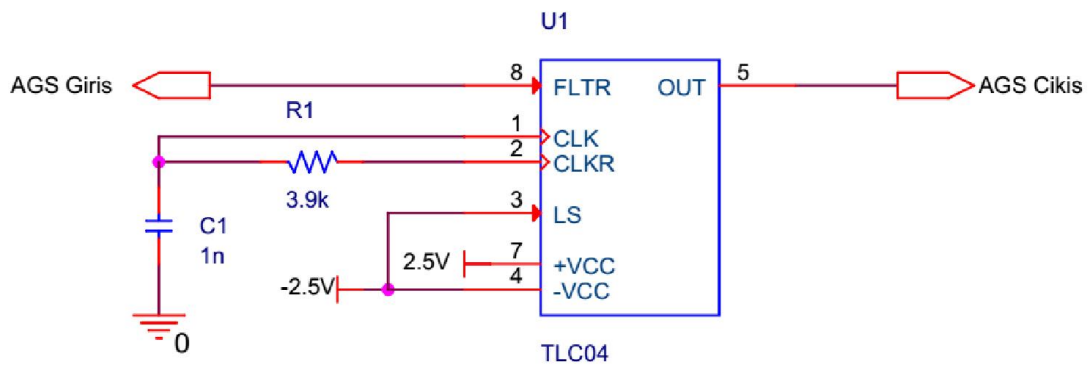
$$f_{clock} = \frac{1}{R_1 C_1 \ln \left[\left(\frac{V_{CC} - V_{IT-}}{V_{CC} - V_{IT+}} \right) \left(\frac{V_{IT+}}{V_{IT-}} \right) \right]} \quad (3.2)$$

f_{clock} : Üst kesim frekansı

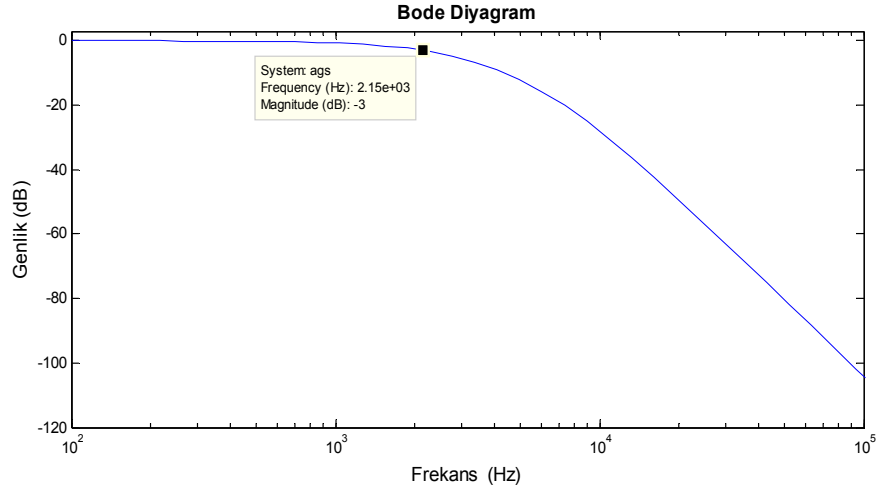
V_{IT-} : Negatif giriş eşik gerilimi

V_{IT+} : Pozitif giriş eşik gerilimi

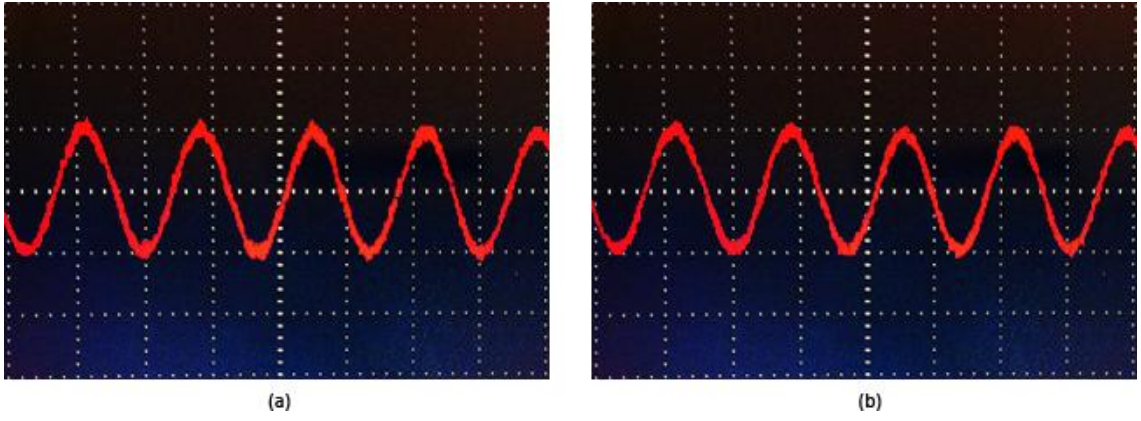
Katalog verileri incelendiğinde, V_{CC} değerinin 5 V olması durumunda ($V_{CC+} = 2.5$ V, $V_{CC-} = -2.5$ V), V_{IT+} 'nin 3.1 V, V_{IT-} 'nin ise 0.6 V gerilim değerlerini alacağı görülmektedir. 2 kHz'lik kesim frekansı için f_{clock} değeri, kesim frekansının 50 kat büyüklüğündeki değer olan 100 kHz olarak bulunmuştur. Bu bilgiler doğrultusunda (3.2) eşitliği kullanılarak bilinen değerler yerine konulduğunda, RC değerinin yaklaşık olarak 4×10^{-6} olacağı hesaplanmıştır. Elde edilen sonuç itibarı ile R_1 değeri 3.9 k Ω ve C_1 değeri 1 nF belirlenmiştir.



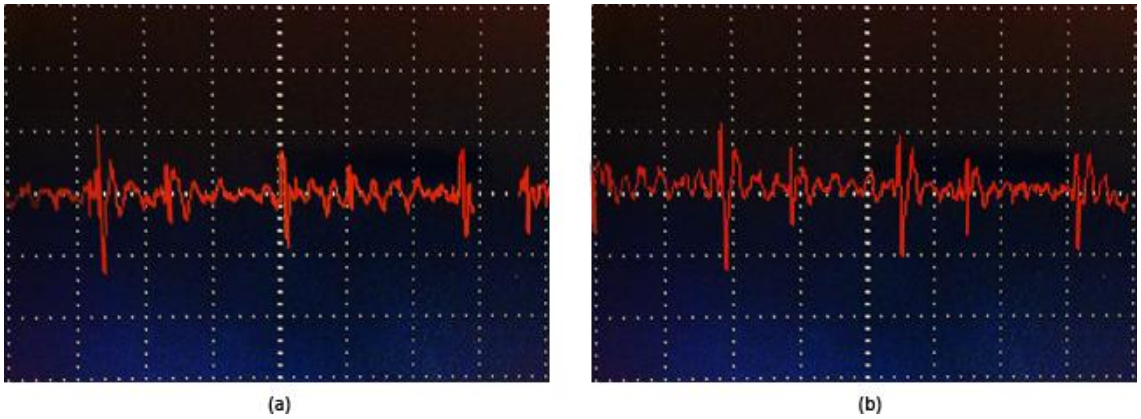
Şekil 3.6 Alçak geçiren süzgeç devresi



Şekil 3.7 Alçak geçiren süzgeç devresi bode diyagramı



Şekil 3.8 (a) Alçak geçiren süzgeç girişi (b) çıkışı (test sinyali)



Şekil 3.9 (a) Alçak geçiren süzgeç girişi (b) çıkışı (kalp sesi)

3.1.4 Yüksek Geçiren Süzgeç

Yüksek Geçiren Süzgeç (YGS), kas sesleri, sürtünmeden ve mikrofonun deneğe teması sırasındaki basınçtan doğan düşük frekanslı gürültüleri süzmek için kullanılır. Yapılan

çalışmalarda kesim frekansı 30-150 Hz arasında ve durdurma bandı zayıflaması da 18 dB/oct'dan büyük seçilmiştir [37]. Bu çalışmada düşük frekanslı bileşenleri yok etmek için 2. dereceden 2 adet yüksek geçiren süzgecin kaskad bağlanması ile elde edilen dördüncü dereceden (24 dB/oct eğim) Butterworth yüksek geçiren süzgeç kullanılmıştır (Şekil 3.10). Kullanılan yüksek geçiren süzgecin alt kesim frekansı 20 Hz olarak belirlenmiş ve her kanal için ayrı yüksek geçiren süzgeç devresi kullanılmıştır. Bir kanal kullanılarak Şekil 3.12'de test sinyali için, Şekil 3.13'te ise kalp sesi için yüksek geçiren süzgeç devresinin giriş ve çıkış osiloskop görüntüleri verilmiştir.

Test sinyali için osiloskop Volt/Div kademesi Şekil 3.12 (a)'da bir kare için 200 mV, Şekil 3.12 (b)'de 500 mV, Time/Div kademesi ise bir kare için 500µs belirlenmiştir. Kalp sinyali için osiloskop Volt/Div kademesi Şekil 3.13 (a)'da bir kare için 200 mV, Şekil 3.13 (b)'de bir kare için 500 mV, Time/Div kademesi ise bir kare için 250ms olarak alınmıştır.

Süzgecin gerçekenmesi için NE5532 (TI) düşük gürültülü iki Opamp'lı yükselteç kullanılmıştır. Süzgecin yapılanması, ikinci dereceden kazançları sırasıyla 1.15 ve 2.22 olan Sallen-Key topolojisine sahip katlardan iki tanesinin peş peşe bağlanması şeklindedir. 2. dereceden yüksek geçiren Sallen-Key süzgecinin transfer fonksiyonu (3.3) eşitliğinde verilmiştir.

$$H(s) = \frac{s^2}{s^2 + s\left(\frac{1}{R_2C_1} + \frac{1}{R_2C_2}\right) + \frac{1}{R_1R_2C_1C_2}} \quad (3.3)$$

$$\omega_0^2 = \frac{1}{R_1R_2C_1C_2} \quad (3.4)$$

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{1}{R_1R_2C_1C_2}} \quad (3.5)$$

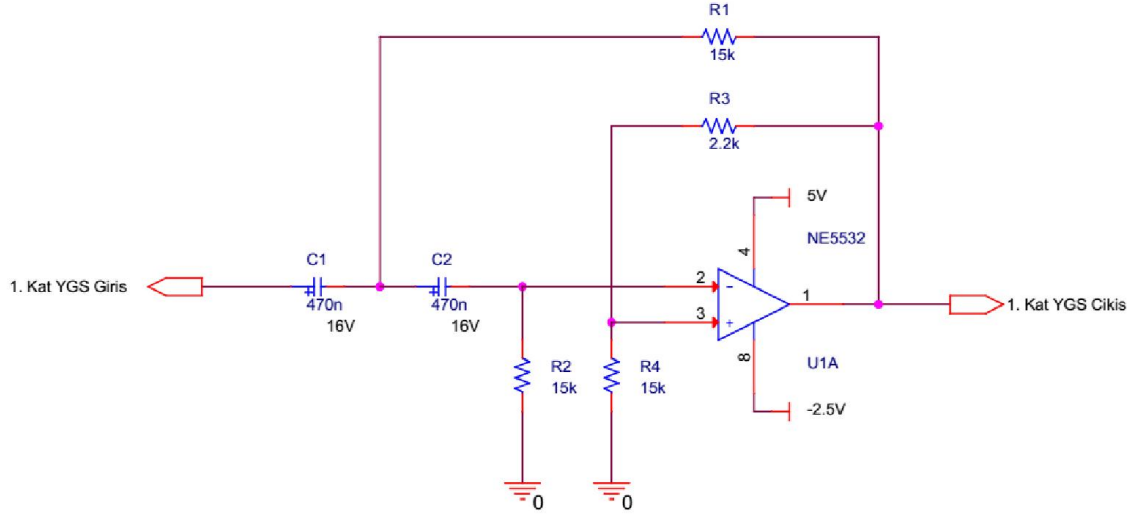
$$Q = \frac{\sqrt{R_1R_2C_1C_2}}{R_1(C_1 + C_2)} \quad (3.6)$$

Yüksek geçiren filtre tasarımının her katı için $R_1=R_2$ ve $C_1=C_2$ alınmıştır. Bu değerler (3.3) ve (3.5) eşitliğinde yerine konulduğunda (3.7) ve (3.8) eşitlikleri elde edilmiştir.

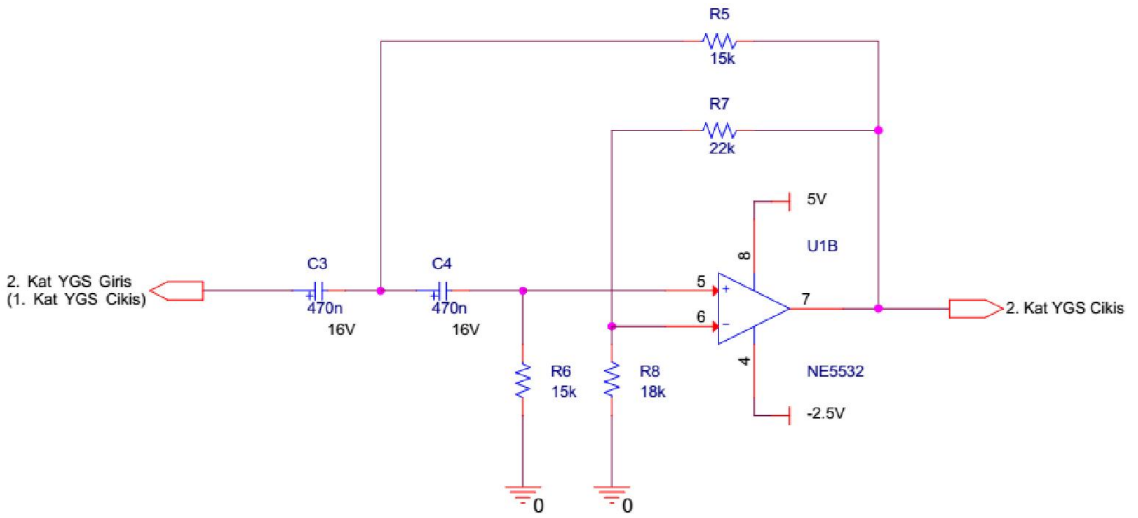
$$H(s) = \frac{s^2}{s^2 + 2s\left(\frac{1}{RC}\right) + \frac{1}{(RC)^2}} \quad (3.7)$$

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.8)$$

(3.8) eşitliği kullanılarak, kesim frekansının 20 Hz olarak alınabilmesi için RC çarpımının $7,96 \cdot 10^{-3}$ olması gerektiği bulunmuş ve bu sonuç doğrultusunda R değeri 15 k Ω ve C değeri 470 nF olarak belirlenmiştir.



(a)



(b)

Şekil 3.10 (a) Yüksek geçiren süzgeç devresi 1. kat (b) 2. Kat

Tasarlanan süzgeçlerden birinci katın transfer fonksiyonu,

$$H_1(s) = \frac{1,15s^2}{s^2 + 284s + 20120} \quad (3.9)$$

ikinci katın transfer fonksiyonu,

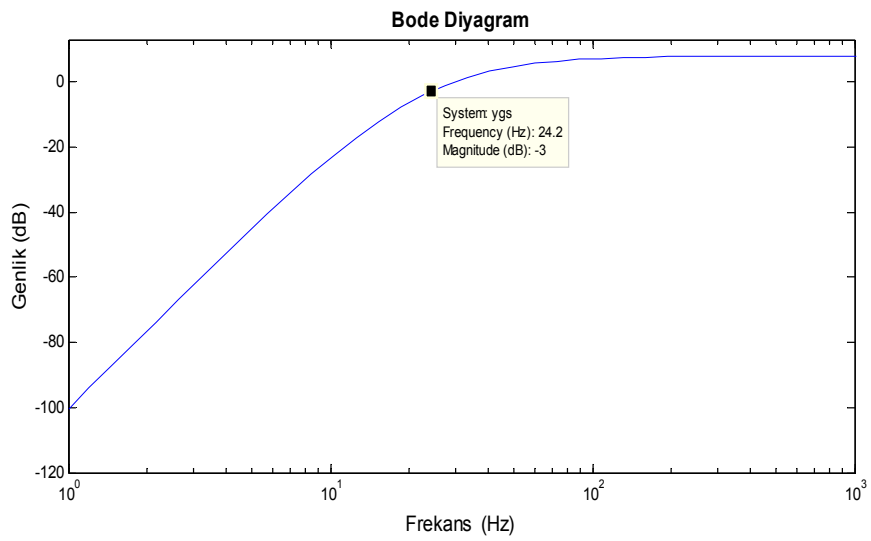
$$H_2(s) = \frac{2,22s^2}{s^2 + 284s + 20120} \quad (3.10)$$

olarak hesaplanmıştır.

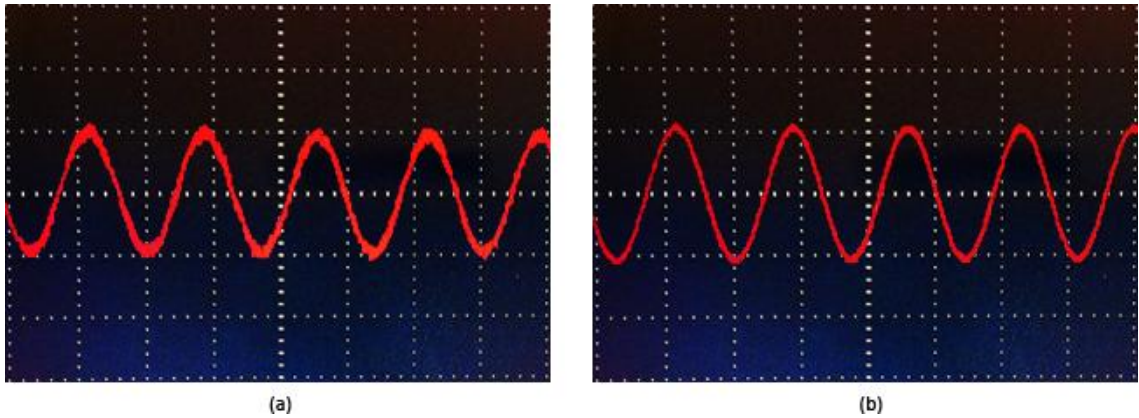
(3.9) ve (3.10) eşitliklerinin çarpılması sonucunda, birinci ve ikinci katın peş peşe bağlanması ile oluşturulan 4. dereceden Butterworth yüksek geçiren süzgecin transfer fonksiyonu,

$$H_2(s) = \frac{2.5s^4}{s^4 + 567s^3 + 1,2 \cdot 10^5 s^2 + 1,14 \cdot 10^7 s + 4,04 \cdot 10^8} \quad (3.11)$$

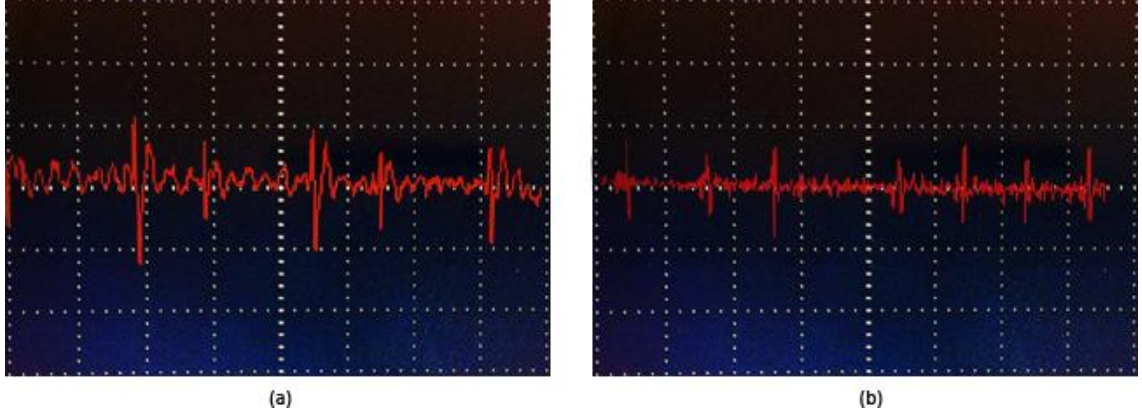
olarak bulunmuştur. Şekil 3.11’de tasarlanan yüksek geçiren süzgeç devresinin bode diyagramı gösterilmiştir.



Şekil 3.11 Yüksek geçiren süzgeç devresi bode diyagramı



Şekil 3.12 (a) Alçak geçiren süzgeç girişi (b) çıkışı (test sinyali)

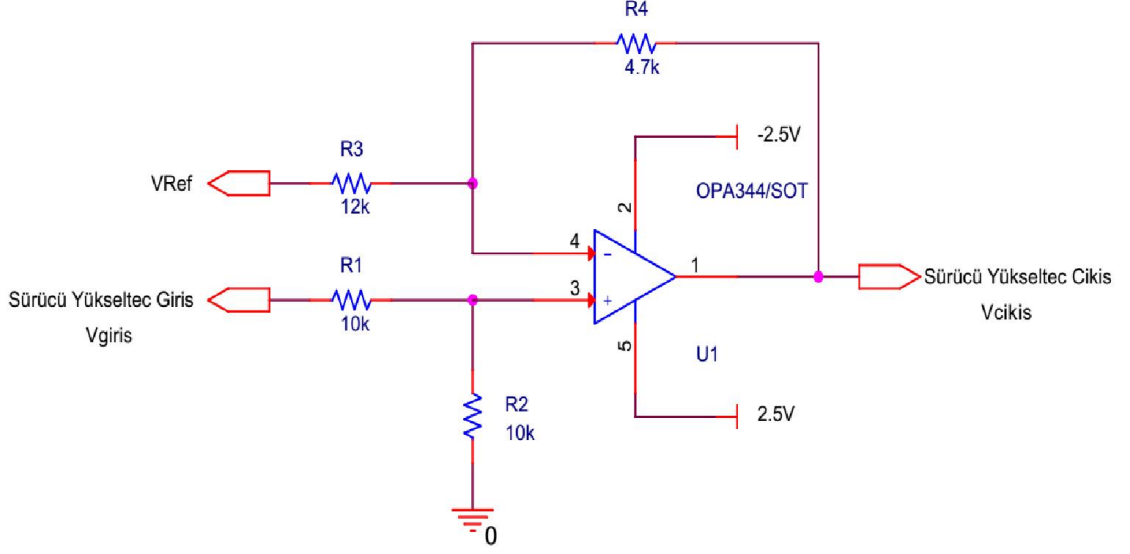


Şekil 3.13 (a) Alçak geçiren süzgeç girişi (b) çıkışı (kalp sesi)

3.1.5 Sürücü Yükselteci ve DC Seviye Belirleme Devresi

Sürücü yükselteci ve DC seviye belirleme devresi, analog sinyalin sayısal sinyale dönüştürülmesi sırasında sinyalin, analog sayısal dönüştürücü (ADC) koşullarına hazır hale getirilmesi amacı ile kullanılmaktadır. Çalışmada kullanılan analog sayısal dönüştürücü yalnızca 0-1.8 V arasında gerilim değerine sahip analog sinyalleri sayısal sinyale dönüştürebilmektedir. Bu nedenle ADC girişine verilecek sinyalin sıfır noktasının, analog sayısal dönüştürücü üst gerilim değeri olan 1.8 V gerilim değerinin yarısı olan 0.9 V gerilim değerine kaydırılmasına karar verilmiştir. Bu nedenle sinyale 0.9 V DC gerilim eklenmiştir. Bununla birlikte yüksek geçiren süzgeç devresi çıkışındaki sinyalin, ortalama olarak tepeden tepeye 1 V genliğe sahip olduğu gözlemlenmiştir. Bu bilgiler doğrultusunda sinyalin 0.4-1.4 V arasında değişen bir gerilime sahip olacağı hesaplanmıştır. Oluşturulan sürücü yükselteci ve DC seviye belirleme devresinin aynı zamanda evirmeyen yükselteç olması, kazancının her zaman 1'den yüksek olmasına neden olacaktır. Bu sebeple yüksek geçiren süzgeç devresi çıkışından alınan sinyal, gerilim bölücü ile yarıya düşürülmüş ve yükseltecin girişine verilmiştir. Her kanal için ayrı sürücü yükselteci ve DC seviye belirleme devresi kullanılmıştır.

Şekil 3.14'te gösterilen sürücü yükselteci ve DC seviye belirleme devresinde kullanılan opamp, Texas Instruments firmasının üretmiş olduğu OPA344 model opamp'tır. Düşük gürültülü, düşük beslemeli ve yüksek CMRR'ye sahip bir opamp olması nedeni ile tercih edilmiştir.



Şekil 3.14 Sürücü yükselteci ve DC seviye belirleme devresi

Tasarlanan sürücü yükselteci ve DC seviye belirleme devresinin çıkışı,

$$V_{\text{çıkış}} = V_{\text{giriş}} \left(\frac{R_2}{R_1} + \frac{R_2 R_4}{R_1 R_3} \right) + V_{\text{Ref}} \left(\frac{R_4}{R_3} \right) \quad (3.12)$$

olarak hesaplanmıştır.

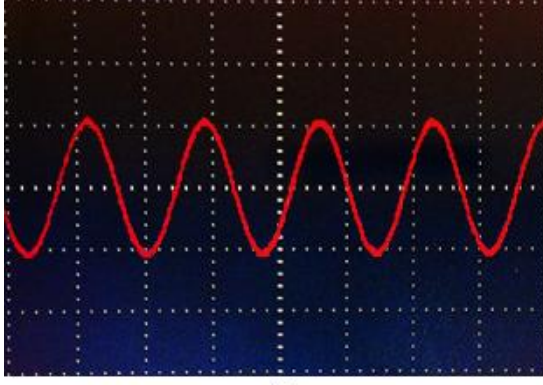
Sürücü yükselteci ve DC seviye belirleme devresi tasarımında R_1 , R_2 , R_3 ve R_4 değerleri sırası ile 10, 10, 12 ve 4.7 k Ω ve V_{Ref} değeri -2.5 V olarak belirlenmiştir. Bu değerler (3.12) eşitliğinde yerine konulduğunda devrenin çıkışı,

$$V_{\text{çıkış}} = 0.7V_{\text{giriş}} + 0.97 \quad (3.13)$$

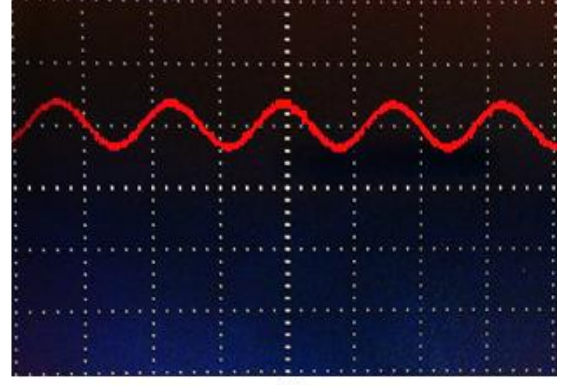
olarak bulunmuştur.

Bir kanal kullanılarak Şekil 3.15'te test sinyali için, Şekil 3.16'da ise kalp sesi için sürücü yükselteci ve DC seviye belirleme devresinin giriş ve çıkış osiloskop görüntüleri verilmiştir.

Test sinyali için osiloskop Volt/Div kademesi Şekil 3.15 (a)'da bir kare için 500 mV, Şekil 3.15 (b)'de 1 V, Time/Div kademesi ise bir kare için 500 μ s belirlenmiştir. Kalp sinyali için osiloskop Volt/Div kademesi Şekil 3.16 (a) ve (b)'de bir kare için 500 mV, Time/Div kademesi ise bir kare için 250ms olarak alınmıştır.

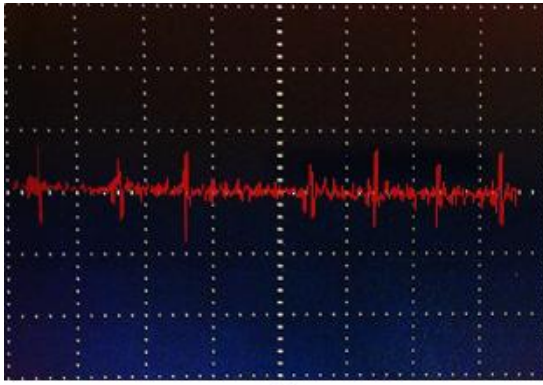


(a)

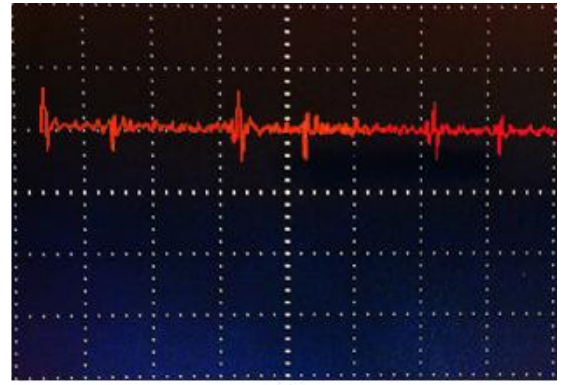


(b)

Şekil 3.15 (a) Sürücü yükselteci ve DC seviye belirleme girişi (b) çıkışı (test sinyali)



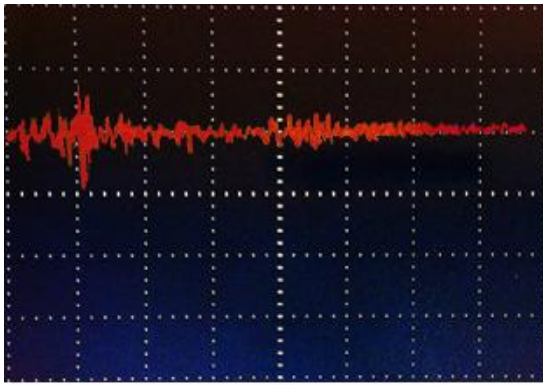
(a)



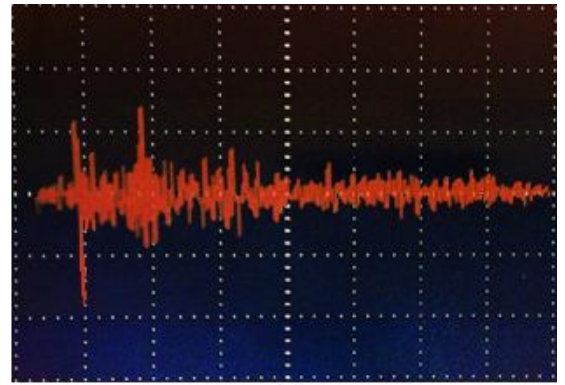
(b)

Şekil 3.16 (a) Sürücü yükselteci ve DC seviye belirleme girişi (b) çıkışı (kalp sesi)

Bir kanal kullanılarak Şekil 3.17’de akciğer sesi için analog işleme birimi çıkışı osiloskop görüntüleri verilmiştir.



(a)



(b)

Şekil 3.17 (a) Analog sinyal işleme birimi çıkışı DC Mod (b) AC Mod (akciğer sesi)

Şekil 3.18’de analog sinyal işleme biriminin tek kanal için PCB (baskı devre) ön ve arka yüzeyleri gösterilmiştir.



Şekil 3.18 (a) Elektronik stetoskop analog sinyal işleme birimi PCB ön yüzeyi (b) analog sinyal işleme birimi PCB arka yüzeyi

3.2 Gömülü Bilgisayar

Günümüz teknolojisinde artık neredeyse her alanda kullanılan gömülü sistem ekipmanlarının sürekli gelişmesi piyasada farklı özellikte farklı kartların oluşması durumunu ortaya çıkarmıştır. Mikrodenetleyicilerin performansı sınırlı iken komple bir sistem olarak ortaya çıkan BeagleBone, pcDunio, Raspberry pi ve intel galileo gibi gömülü bilgisayarlar daha kullanışlı hale gelmiştir.

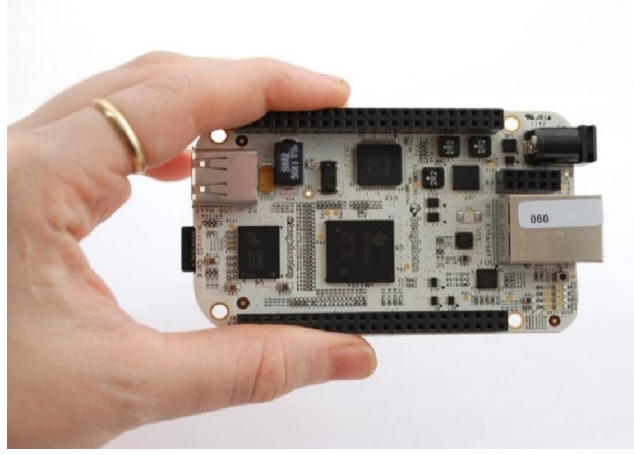
Bu çalışmada işlemci performansının yüksek olması ve analog sayısal dönüştürücü biriminin bulunması nedeni ile BeagleBone tercih edilmiştir.

3.2.1 BeagleBone

BeagleBone TI (Texas Instruments) firması tarafından SBC (Single-Board Computer) mantığı ile piyasaya sürülmüştür. Diğer bir deyişle mikroişlemcilerin yetersiz geldiği ve bilgisayarların kullanılmasının gerektiği yerlerde, düşük maliyetli ve sadece gerekli donanımları üzerinde bulunduran bir bilgisayar demektir.

BeagleBone'un üzerinde 720 MHz AM3359 işlemci bulunmaktadır. Cihaza verilen gücün şekline göre bu hız 500 ile 720 MHz arasında değişiklik göstermektedir. Cihaz ayrıca 256 MB 400 MHz DDR2 RAM bulundurmaktadır. Üzerinde dahili ethernet ve USB portu ile birlikte I2C, PWM, SPI, MMC, ADC, seri port, GPIO çıkışları mevcuttur. Cihaz

debug özelliğine sahip olup dahili jtag-usb debug desteği de sağlamaktadır [38]. Şekil 3.19'de BeagleBone kartı gösterilmektedir.



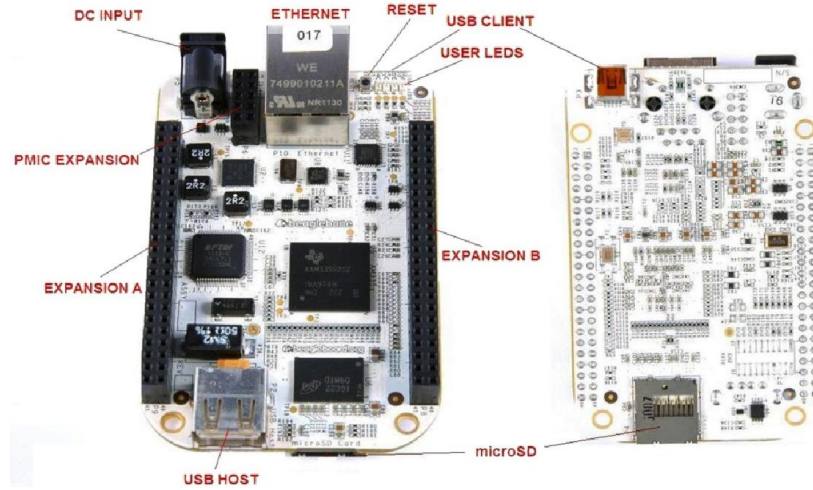
Şekil 3.19 BeagleBone

3.2.1.1 BeagleBone Özellikleri

İşlemci: BeagleBone üzerinde 720 MHz saat hızına sahip ARM Cortex-A8 (ARMv7) Sitara AM3359 işlemci barındırmaktadır ve bu işlemci Texas Instruments (TI) firması tarafından üretilmektedir. Mevcut işletim sistemlerinin çok büyük kısmı ARM mimarili işlemcileri ARMv7 serisinden başlamak üzere desteklemektedir ve bu sayede BeagleBone Ubuntu, Debian, Fedora ve Android gibi popüler işletim sistemlerini rahatlıkla çalıştırabilmektedir [38].

I/O (Giriş/Çıkış): Bir gömülü bilgisayarın çevresindeki diğer donanımlarla (sensörler, motor sürücüler vs.) haberleşme gereksinimi girdi/çıkış özelliklerinin önemini arttırmaktadır. BeagleBone 65 adet GPIO, 7 adet ADC, 8 adet PWM, 2 adet SPI, 3 adet UART, 3 adet I2C, 2 adet CANBus ve 4 adet zamanlayıcı barındırmaktadır ve bu özelliklere bakılınca giriş/çıkış pinleri bakımından oldukça kullanışlıdır [38].

Programlanabilir Gerçek-Zaman Birimi (PRU): Programlanabilir Gerçek-Zaman Birimi (PRU) Texas Instruments'ın AM3359'u geliştirirken üzerine eklediği bir özelliktir. AM3359 üzerindeki PRU, Cortex-A8'den bağımsız olarak çalışan, 200 MHz saat hızına sahip, 32-Bitlik mikrodenetleyicidir ve BeagleBone'da 2 adet bulunmaktadır [38]. BeagleBone özellikleri Çizelge 3.2'de ve kart içeriği de Şekil 3.21'de verilmiştir.



Şekil 3.20 BeagleBone kart içeriği

Çizelge 3.2 BeagleBone özellikleri [38]

	Özellik	
İşlemci	AM3359 500MHZ-USB 720MHZ-DC	
Hafıza	256MB DDR2 400MHZ (128MB Opsiyonel)	
Debug Desteği	USB'den Seri Adaptöre	miniUSB konnektör
	USB ile On Board JTAG	4 kullanıcı LED'i
		Opsiyonel 20-pin CTI JTAG
Güç	USB	5VDC Harici jak
PCB	8.6cm x 5.4cm	6 Kat
İndikatörler	Güç LED'i	
	4-Kullanıcı Kontrollü LED	
HS USB 2.0 İstemci Portu	USB1 İstemci Moda Erişim	
HS USB 2.0 Sunucu Portu	A Soket Tip USB, 500mA LS/FS/HS	
Ethernet	10/100, RJ45	
SD/MMC Konnektör	microSD , 3.3V	
Kullanıcı Arayüzü	1-Reset Butonu	
Koruma	5.6V mak.'da kapanma	
Diğer Konnektörler	Güç 5V, 3.3V, VDD_ADC(1.8V) 3.3V I/O McASP0, SPI1, I2C, GPIO(65), LCD, GPMC, MMC1, MMC2, 7 AIN(1.8V MAX), 4 Zamanlayıcı, 3 Seri Port, CAN0, EHRPWM(0,2),XDMA Kesmesi, Güç butonu,	
5V Güç	USB ya da 5.0VDC - 5.2VDC	
Ağırlık	39.68 gram	

3.2.1.2 BeagleBone ile Analog Sinyallerin Sayısallaştırılması

BeagleBone dahili olarak 8 adet analog sayısal dönüştürücüye (ADC) sahiptir. Bu analog sayısal dönüştürücülerden birisi güç bölümüne ayrıldığı için geliştiricinin kullanımına 7 adet analog sayısal dönüştürücü ayrılmıştır.

Analog sayısal dönüştürücü saniyede 100.000 örnek yakalayabilmektedir ve bütün kanallar aktif iken kanal başına yaklaşık olarak 15.000 örnek düşmektedir. Burada dikkat edilmesi gereken nokta analog sinyal işleme birimi çıkışından gelen sinyalin üst kesim frekans değeridir. Nyquist kriterine göre bir sinyalin ulaşabileceği en yüksek frekans değeri örnekleme hızının yarısı ile sınırlandırılır. Yani kayıt sırasında 15 kHz ile örnekleme yapılıyorsa, en yüksek sinyal frekansı 7.5 kHz ile sınırlanır. Bu çalışmada kullanılan alçak geçiren süzgeç 2 kHz kesim frekansına sahiptir ve sinyalin en yüksek frekans değerini belirlemektedir.

Analog sinyaller sayısal hale getirilirken, analog sinyale dair veriler önceden belirlenmiş bir aralıkta yer alan sayılar haline dönüştürülürler. Örneğin her değer için 12 bit kullanılırsa, herhangi bir andaki sinyal genişliğine 0–4095 arası bir değer verilebilir. Ancak sinyal sayısal hale dönüştürülürken verilecek bu değerler tam olmak zorundadır, yani sinyal genişliği iki rakamın ortasında bir yere denk geldiği anlar için verilebilecek değer ancak ona en yakın tam sayı olabilir. Bu nedenle de birçok yerde ufak tefek sapmalar oluşur. Bu sapmanın miktarı her nokta için farklıdır. Tüm bunların sonunda elde edilen sinyalin, orijinal sinyal ile olan farklılığı ise sinyale eklenti olarak yansır ve eklenen bu sinyale de kuantalama gürültüsü “quantization noise” adı verilir. Bununla birlikte, kuantalama gürültüsü sayısal dönüştürme işlemi sırasında kaçınılmaz olarak araya giren parazitlerle kıyaslandığında önemsenmeyecek ölçüde düşük kalır [9].

Bu düzenekte analog sayısal çevirici olarak 12 bitlik BeagleBone’un dahili ADC sistemi kullanılmıştır. Üst ve alt referans gerilim değerleri farkı FSR (full-scale range) olarak adlandırılır ve ADC çözünürlük hesabında kullanılmaktadır. (3.14) eşitliğinde kullanılan ADC’nin çözünürlüğü verilmiştir.

$$Q = \frac{E_{FSR}}{2^M} = LSB \text{ volt} \quad (3.14)$$

$$E_{FSR} = V_{Ref+} - V_{Ref-} \quad (3.15)$$

Q = Çözünürlük

LSB = En az duyarlı bit gerilim değeri

V_{Ref+} = Üst referans gerilim değeri

V_{Ref-} = Alt referans gerilim değeri

M = Bit olarak ADC çözünürlüğü

V_{Ref+} değeri 1.8 V, V_{Ref-} 0 V olarak alınmış ve bu değerler (3.15) eşitliğinde yerine koyularak FSR değeri 1.8 V olarak hesaplanmıştır. Kullanılan ADC'nin bit olarak çözünürlük değeri 12 bit ve FSR değeri 1.8 V olarak alındığında (3.14) eşitliği kullanılarak LSB değeri yaklaşık olarak 439 μ V olarak bulunmuştur.

Analog sayısal dönüştürücünün sayısallaştırabildiği maksimum gerilim değeri 1.8 V'tur. Bu değerden yüksek sinyaller için gerilim bölücü gereklidir ve analog sinyaller ADC'ye verilmeden hemen önce DC seviye kaydırıcı kullanılmalıdır. DC seviye kaydırıcı için analog sinyal işleme biriminde sürücü yükseltici ve DC seviye belirleme devresi tasarlanmış ve kullanılmıştır.

Şekil 3.21'de, Linux üzerinden Bash Scripts ile BeagleBone ADC port sorgulaması ve 7 kanal için anlık analog sinyal okuma işlemi yapılması gösterilmektedir.

```
/sys/devices/ocp.2/helper.9/AIN1
/sys/devices/ocp.2/helper.9/AIN2
/sys/devices/ocp.2/helper.9/AIN3
/sys/devices/ocp.2/helper.9/AIN4
/sys/devices/ocp.2/helper.9/AIN5
/sys/devices/ocp.2/helper.9/AIN6
/sys/devices/ocp.2/helper.9/AIN7
root@beaglebone:~# cat /sys/devices/ocp.2/helper.9/AIN0
1757
root@beaglebone:~# cat /sys/devices/ocp.2/helper.9/AIN1
1670
root@beaglebone:~# cat /sys/devices/ocp.2/helper.9/AIN2
1723
root@beaglebone:~# cat /sys/devices/ocp.2/helper.9/AIN3
905
root@beaglebone:~# cat /sys/devices/ocp.2/helper.9/AIN4
575
root@beaglebone:~# cat /sys/devices/ocp.2/helper.9/AIN5
1121
root@beaglebone:~# cat /sys/devices/ocp.2/helper.9/AIN6
1301
root@beaglebone:~# cat /sys/devices/ocp.2/helper.9/AIN7
4
root@beaglebone:~#
```

Şekil 3.21 BeagleBone'da gömülü Linux ile ADC örneği

BeagleBone’da giriş çıkış işlemleri Linux komutlarının yanı sıra Python dili kullanılarak da yapılabilmektedir. Veri gönderiminde kullanılacak olan TCP/IP protokolünün ve daha performanslı çalışması nedeni ile ADC okuma işleminin de Python dilinde yazılmasına karar verilmiştir.

Şekil 3.22’de, Python dili ile 6 kanaldan veri okuma ve ekrana yazdırma işlemi gösterilmektedir. Python dilinde oluşturulan yazılım Ek A-1’de verilmiştir.



```
978.0
- AIN1
1713.0
- AIN2
1015.0
- AIN3
1695.0
- AIN4
1635.0
- AIN5
-----
799.0
- AIN0
1115.0
- AIN1
1713.0
- AIN2
936.0
- AIN3
1736.0
- AIN4
1652.0
- AIN5
```

Şekil 3.22 Python dili ile BeagleBone ADC işlemi

3.2.1.3 USB Wi-Fi Adaptör

Beaglebone ile internet ağına, üzerinde bulundurduğu RJ45 tipi ethernet portu ile kablolu, yine üzerinde bulundurduğu A soket USB portuna bağlanacak harici USB Wi-Fi adaptör ile kablosuz olarak bağlanmak mümkündür. Çalışmamızda herhangi bir kablo veya sokete bağlı kalmaksızın veri transferi gerçekleşmesi esas alınmış ve USB portuna bağlanacak bir USB Wi-Fi adaptör ile veri transferi tercih edilmiştir.

USB Wi-Fi adaptör olarak TP-Link firmasının üretmiş olduğu TL-WN725N model adaptör seçilmiştir. Çok küçük boyutta olması, 150Mbps'e kadar kablosuz N hızları ve WPA-PSK/WPA2-PSK güvenlik türlerini desteklemesi ürünün seçilmesinde tercih sebebi olmuştur. Şekil 3.23'te kullanılan Wi-Fi Adaptör'ün temsili resmi gösterilmiş ve çizelge 3.3'te adaptöre ait teknik bilgi verilmiştir.



Şekil 3.23 TL-WN725N USB Wi-Fi Adaptör

Çizelge 3.3 TL-WN725N USB Wi-Fi adaptör özellikleri

DONANIM ÖZELLİKLERİ	
Arabirim	USB 2.0
LED	Durum
Boyutlar (W X D X H)	0.73x0.59x0.28in.(18.6x15x7.1mm)
Ağırlık	0.07 ons / 2.1 gram (ambalajsız)
Anten	Dahili anten

KABLOSUZ ÖZELLİKLERİ	
Kablosuz Standartları	IEEE 802.11b, IEEE 802.11g, IEEE 802.11n
Frekans	2.400-2.4835GHz
Sinyal Oranı	11b: 11Mbps'e kadar (dinamik) 11g: 54Mbps'e kadar (dinamik) 11n: 150Mbps'e kadar (dinamik)
EIRP	<20dBm
Alıcı Hassasiyeti	130M: -68dBm@10% PER 108M: -68dBm@10% PER 54M: -68dBm@10% PER 11M: -85dBm@8% PER 6M: -88dBm@10% PER 1M: -90dBm@8% PER
Kablosuz Güvenlik	64/128 WEP, WPA/WPA2, WPA-PSK/WPA2-PSK (TKIP/AES) destekli, IEEE 802.1X destekli
Modülasyon Teknolojisi	DBPSK, DQPSK, CCK, OFDM, 16-QAM, 64-QAM

3.2.1.4 BeagleBone ile Sayısal Verilerin Gönderimi

Analog sinyal işleme biriminde sırasıyla yükseltme, filtreleme ve seviye kaydırma işlemlerine tabi tutulan sinyaller, Beaglebone'un dahili analog-sayısal dönüştürücüsü kullanılarak sayısal veriler haline getirilmiştir. Çalışmamızda sayısallaştırılan verilerin internet ağı kullanılarak uzaktaki bir sunucuya gönderilmesi planlanmaktadır. Bu amaç doğrultusunda Beaglebone ile USB Wi-Fi adaptör üzerinden kablosuz olarak internet ağına bağlanması ve TCP/IP protokolü ile verilerin gönderilmesi amaçlanmıştır.

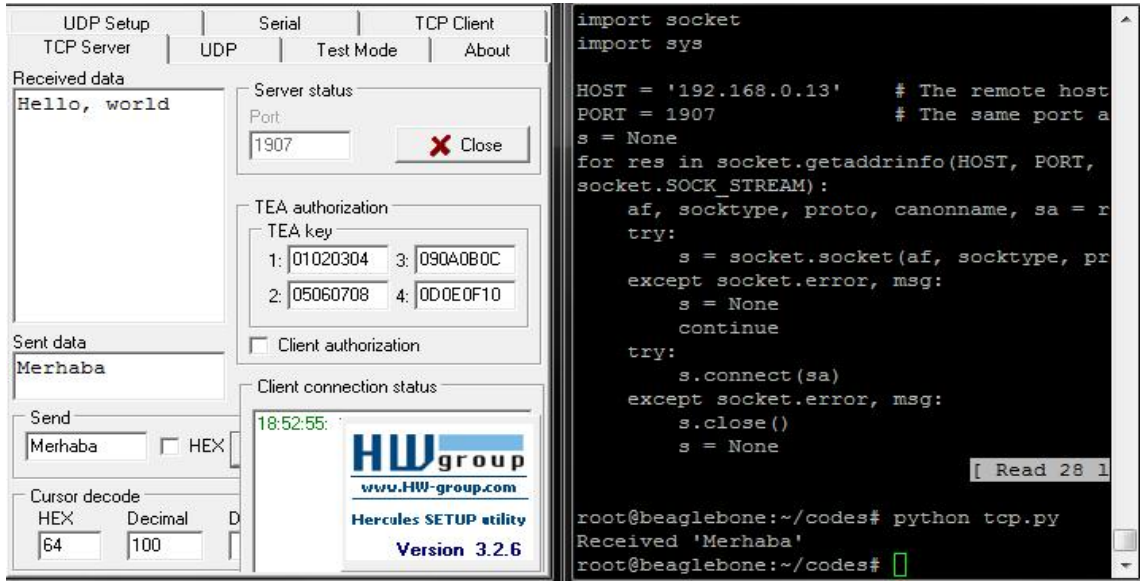
İlk olarak Beaglebone'da veri transferinin gerçekleştirilmesi için bir yazılım oluşturulmuştur. Oluşturulan bu yazılım için Python dili tercih edilmiştir. Bu seçimde Python dilinin Linux'a uyumlu olması ve TCP/IP protokolünün Python dilinde hızlı ve problemsiz bir şekilde çalışması etkili olmuştur.

Daha sonra Beaglebone ile internet ağına bağlanması ve uzaktaki bir sunucuya doğru bir şekilde veri gönderilmesi test edilmiştir. Buradaki amaç veri transferinin gerçekleşmesidir.

Beaglebone ile oluşturulan yazılım ile başarılı bir şekilde internet ağına bağlanılmıştır. Fakat verilerin doğru bir şekilde sunucuya ulaştığını görebilmek için bir sunucu programına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu nedenle hem sunucu hem de istemci olarak çalışabilen bir terminal programı olan Hercules programı tercih edilmiştir. Bu tercihte Hercules programının internet üzerinden kolayca ulaşılması, kullanımının ücretsiz olması ve alanında iyi bir başarıya sahip olması etkili olmuştur.

Python dili kullanılarak hazırlanan BeagleBone yazılımı, Hercules programının sunucu modunda çalıştırılması ile test edilmiştir. Burada BeagleBone, sunucu olarak çalıştırılan Hercules programına istemci olarak bağlanarak "Hello, World" yazısını göndermiş ve sunucudan gelen "Merhaba" yazısını başarılı bir şekilde almıştır. Şekil 3.24'te Hercules programı kullanılarak basit bir veri transferi örneği gösterilmektedir.

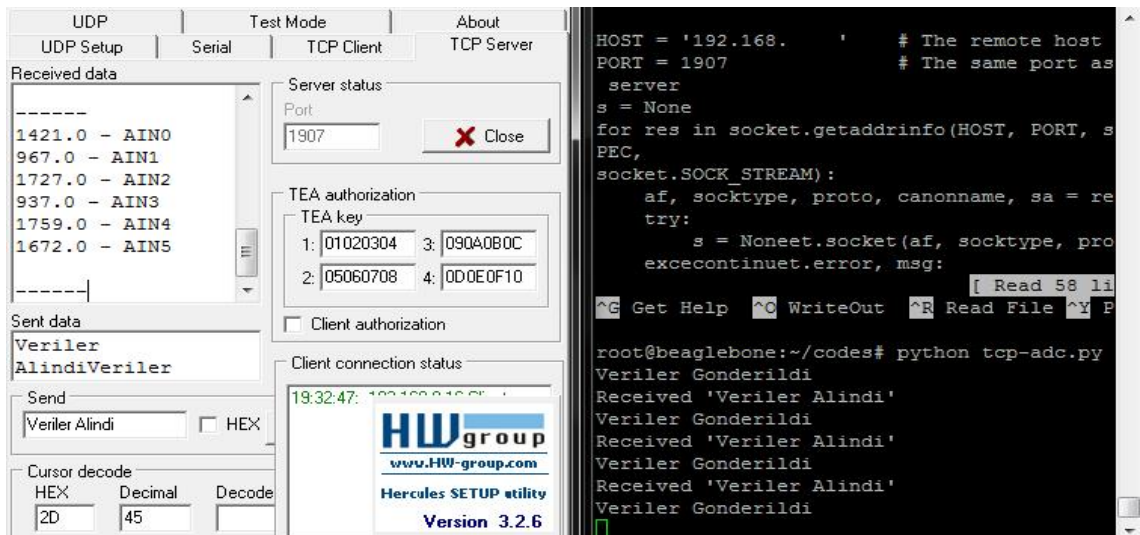
Python dilinde oluşturulan yazılım Ek A-2'de verilmiştir.



Şekil 3.24 BeagleBone ile basit TCP/IP haberleşmesi

Veri transferi örneği genişletilmiş ve yine Python dili kullanılarak ADC ve TCP/IP protokolünün birlikte kullanıldığı temel bir program daha yazılmıştır. BeagleBone'un dahili analog sayısal dönüştürücüsü ile 6 kanaldan okunan analog bilgiler sayısal değere dönüştürülerek TCP/IP protokolü ile sunucuya gönderilmekte ve sunucudan, verilerin alındığı bilgisi beklenmektedir. Bu örnekte de sunucu olarak yine Hercules programı kullanılmıştır. Şekil 3.25'te örnekle ilgili ekran çıktısı gösterilmektedir.

Python dilinde oluşturulan yazılım Ek A-3'de verilmiştir.



Şekil 3.25 BeagleBone ile temel ADC okuma ve TCP/IP haberleşmesi

Yukarıda hazırlanan örnek yazılım ile veriler başarılı bir şekilde sayısal olarak okunmuş ve uzaktaki sunucuya gönderilmiştir. Bu program üzerinde düzeltmeler yapılarak sisteme uygun yazılım gerçekleştirilmiştir. Bu yazılıma göre Beaglebone uzaktaki sunucudan veri transferine başlaması için komut beklemekte ve komut gelmesi durumunda 6 kanaldan okuduğu sayısal verileri her kanal için 100'lü paketler şeklinde sunucuya göndermektedir. Her gönderdiği veri sonrası sunucudan devam veya tamam komutu beklemekte ve gelen komuta göre veri transferini sonlandırmakta veya yukarıdaki işlemlere devam etmektedir. Oluşturulan yazılım uygun sunucu programının yazılması ile test edilmiş ve başarı ile çalıştırılmıştır (Şekil 4.4).

Python dilinde oluşturulan yazılım Ek A-4'de verilmiştir.

Şekil 3.26'de tasarlanan sistem verilmiştir.



Şekil 3.26 Gömülü bilgisayarlı elektronik stetoskop

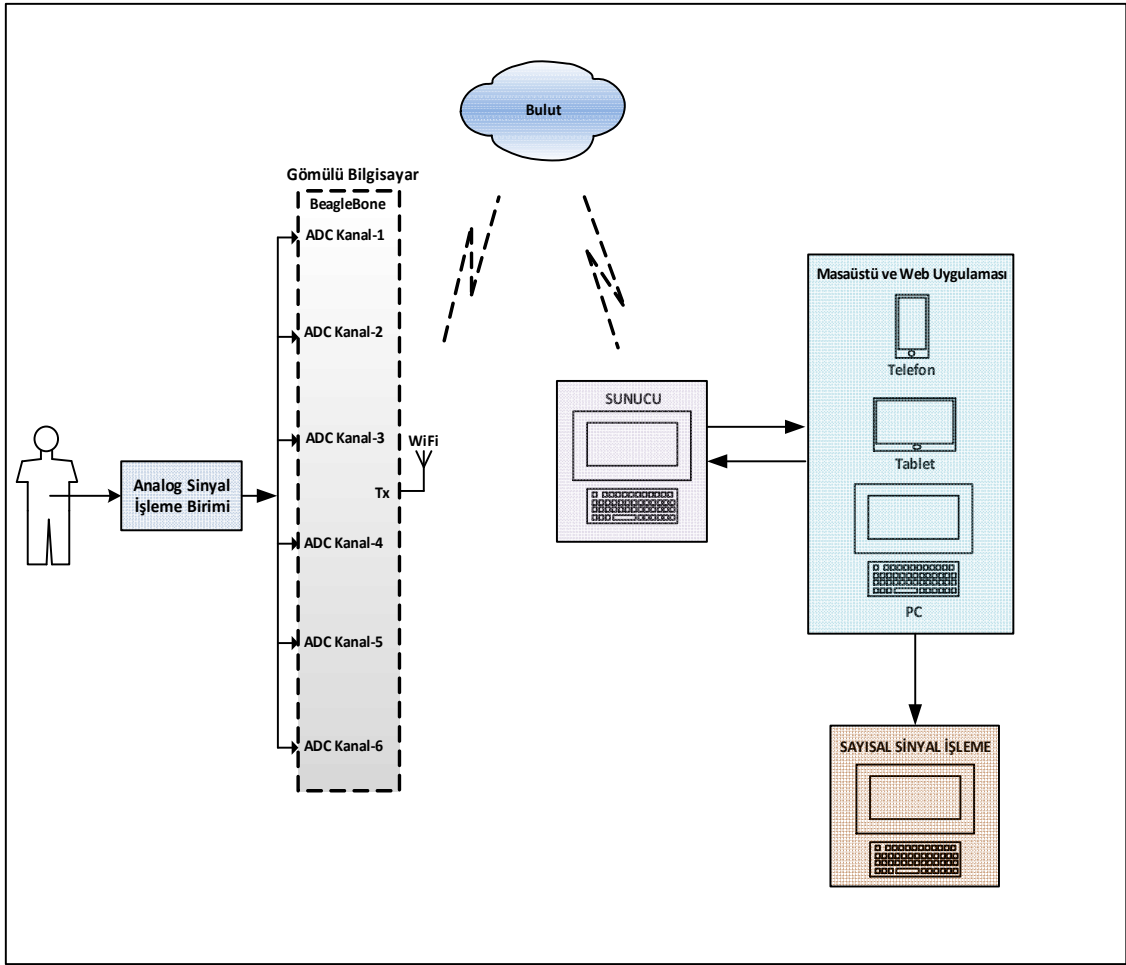
BÖLÜM 4

YAZILIM

Analog ses sinyallerini sayısallaştırarak kalıcı kayıt oluşturmaları ve görsel olarak çizdirebilmesi elektronik stetoskobun avantajlarının başında gelmektedir. İnsan kulağının algılayamadığı düşük frekanstaki ses sinyalleri bazı hastalıklarla ilişkin önemli bilgiler içermektedir. Özellikle düşük frekanslı kalp seslerinde hastalığa ait önemli ipuçları bulunmaktadır. Kaydı oluşturulmuş ses sinyallerinin çeşitli sinyal işleme teknikleri ile analiz edilmesi ve hastalık teşhisinde yardımcı olarak kullanılması insan kaynaklı hataları en aza indirmektedir.

Tasarlanan sistemin yazılım kısmı 3 bölümden oluşmaktadır. Birinci bölüm, sistemin donanım kısmından gelen sayısal verilerin eş zamanlı alınarak veritabanına anlık olarak kaydedildiği sunucu uygulamasından oluşmaktadır. İkinci bölüm, T.C. kimlik numarası ile kayıt yapıldığı ve kayıt süresince verilerin anlık olarak sunucudan okunduğu ve görsel olarak çizildiği ve istenirse kayıt zamanı aralığının excel dosyası olarak indirilebildiği masaüstü ve WEB uygulamasından oluşmaktadır. Üçüncü ve son bölüm ise kaydedilmiş ve sunucudan indirilmiş excel dosyalarının MATLAB GUI programında açılarak dosya içeriğindeki verilerin zaman ve frekans domeninde çizdirilmesi ve çeşitli sinyal işleme teknikleri ile incelenmesinden oluşmaktadır.

Şekil 4.1’de 6 kanallı elektronik stetoskobun yazılım kısmını içeren blok diyagramı gösterilmektedir.

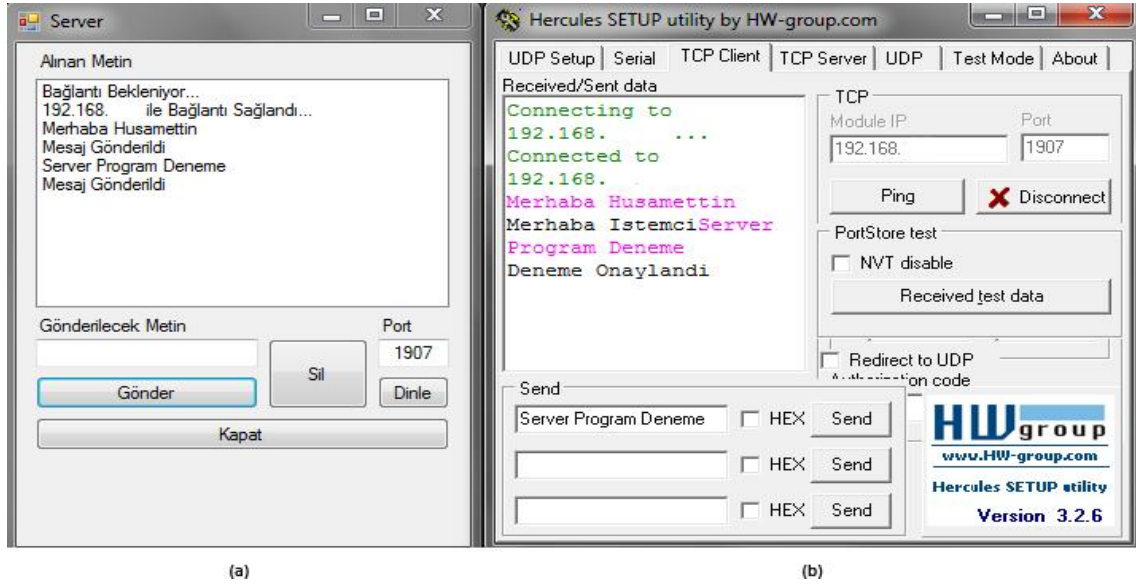


Şekil 4.1 6-kanallı elektronik stetoskop blok diyagramı

4.1 Sunucu

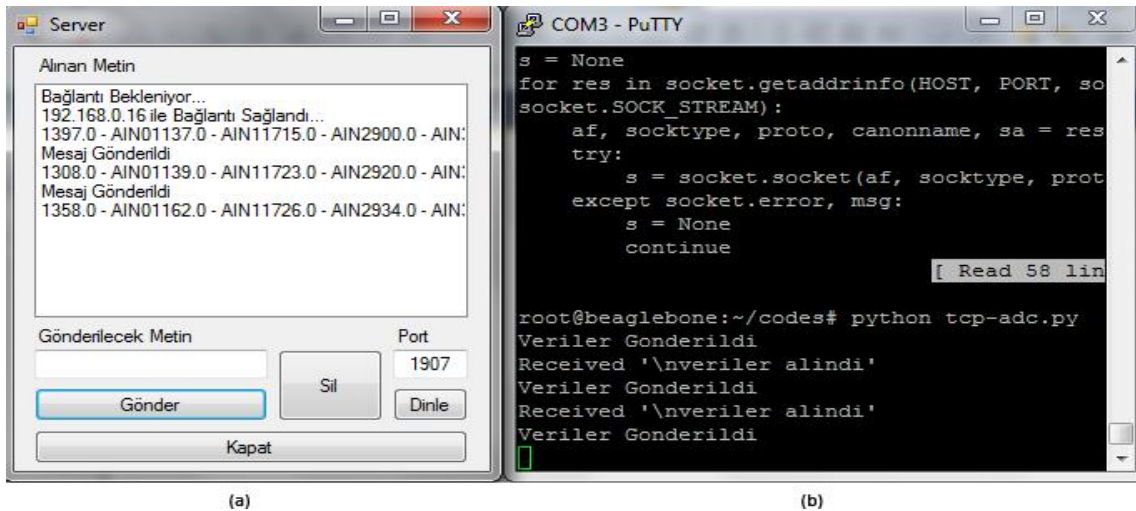
Analog sinyal işleme biriminde sırasıyla yükseltme, filtreleme ve sürücü yükseltici ve DC seviye belirleme işlemlerinden geçirilen sinyaller sayısallaştırılmaya hazır duruma getirilmektedir. Bu sinyaller gömülü bilgisayar olarak kullandığımız BeagleBone'un dahili analog sayısal dönüştürücüsü ile sayısallaştırılıp TCP/IP protokolü üzerinden sunucuya gönderilmektedir. Sistemde, BeagleBone tarafından sunucuya gönderilen verilerin bir program aracılığı ile eş zamanlı alınarak veritabanına kaydedilmesi istenmektedir. Ayrıca sunucunun masaüstü ve WEB uygulamasından gelen bilgiye göre T.C. kimlik numarası ile kayıt işlemi başlatması gerekmektedir. Bu şekilde belirli özellikleri bulunan bir yazılımı hazır bir program üzerinden çalıştırmak mümkün gözükmemektedir. Bu nedenle istenenleri yerine getirebilecek bir sunucu programı yazılmıştır.

Sunucu programı yazılımında C sharp dili tercih edilmiştir. İlk olarak sunucu yazılımı olarak temel bir mesajlaşma programı yazılmış ve sistemin doğruluğu denetlenmiştir. Şekil 4.2’de temel bir sunucu programı gösterilmektedir.



Şekil 4.2 Temel mesajlaşma programı (a) C sharp dili ile yazılan sunucu programı (b) Hercules programı

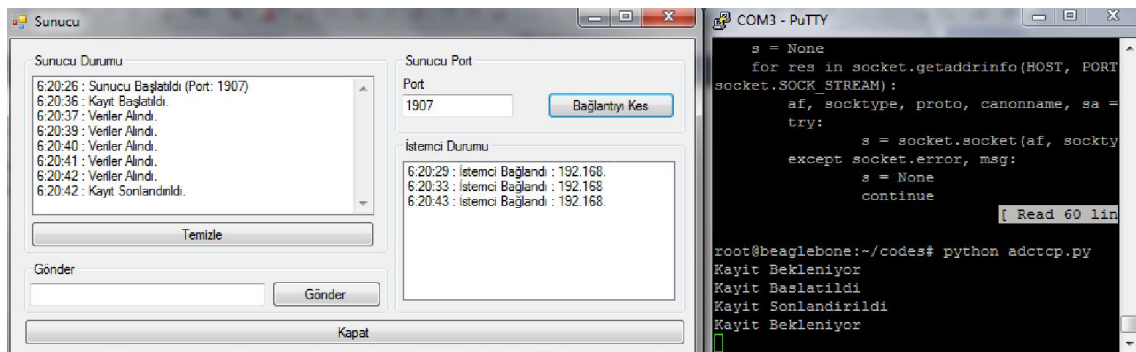
C sharp dilinde yazılan temel mesajlaşma programının doğru bir şekilde çalıştığı test edildikten sonra aynı program üzerinde küçük değişiklikler ile BeagleBone ile bağlantı sağlanmış ve Şekil 3.25’te Hercules programı ile yapılan deneme yazılan sunucu programı ile tekrarlanmıştır.



Şekil 4.3 BeagleBone ve C sharp ile yazılan sunucu programı temel ADC okuma ve TCP/IP haberleşmesi (a) C sharp ile yazılan sunucu programı (b) gömülü bilgisayar BeagleBone terminal çıktısı

C sharp dilinde yazılan sunucu programı belirlenen port numarasını dinlemekte ve sunucu IP ve dinlenilen port numarası üzerinden kendisine istek yapan istemciye bağlantı sağlamaktadır. Sunucu programı bağlantı sağladığı istemciden gelen bilgileri alarak eş zamanlı olarak ekrana yazdırmaktadır ve istenirse istemciye bilgi de gönderebilmektedir.

Son olarak sunucu programı tam olarak sisteme uygun duruma getirilmiştir. Masaüstü veya WEB uygulamasından gelecek kayıt işlemi bilgisini bekleyen sunucu programı, kayıt işlemi başlatma isteği ve kişinin T.C. kimlik numarası bilgisinin kendisine ulaşması durumunda BeagleBone'a veri transferine başlaması gerektiği yönünde bilgi gönderir. BeagleBone ise verileri her kanal için 100, toplamda 600 veri olacak şekilde paketler halinde sunucuya gönderir. Her kanal arasına “;”, her 6 kanal sonuna ise “|” ayracı konularak gönderilen veriler sunucuda bu bilgiler doğrultusunda ayrılmaktadır. Her kanal ayrı bir şekilde alınış tarih ve saat bilgisi ve kişi T.C. kimlik numarası ile veritabanına eş zamanlı olarak kaydedilmektedir. Sunucu işlemler sonucu BeagleBone'a verilerin doğru bir şekilde alındığı bilgisini gönderir ve yeni bilgi alımını bekler. Son olarak sunucu masaüstü veya WEB uygulamasından kaydın sonlandığına dair bilgi alırsa BeagleBone'a veri transferini durdurması bilgisini gönderir ve yeni kayıt için tekrar portu dinlemeye devam eder. Şekil 4.4'te sistemin BeagleBone ve sunucu arasındaki veri transferi gösterilmiştir.



Şekil 4.4 BeagleBone ve Sunucu programının TCP/IP protokolü ile veri transferi ve verilerin veritabanına kaydedilmesi

id	tc	baslangic	bitis	beaglebone
30	01234567890	2014-07-14 13:47:07	2014-07-14 13:47:41	H

(a)

id	tarih	val1	val2	val3	val4	val5	val6	TC
46029	2014-07-14 13:47:08	912	900	882	921	936	896	01234567890
46030	2014-07-14 13:47:08	905	895	891	921	921	894	01234567890
46031	2014-07-14 13:47:08	907	878	889	919	939	899	01234567890
46032	2014-07-14 13:47:08	903	897	887	915	909	894	01234567890
46033	2014-07-14 13:47:08	899	919	900	924	947	904	01234567890
46034	2014-07-14 13:47:08	903	875	889	924	949	892	01234567890
46035	2014-07-14 13:47:08	899	927	892	921	929	886	01234567890
46036	2014-07-14 13:47:08	905	897	899	919	941	897	01234567890
46037	2014-07-14 13:47:08	904	910	894	919	948	904	01234567890
46038	2014-07-14 13:47:08	905	913	871	925	950	889	01234567890
46039	2014-07-14 13:47:08	911	911	903	919	931	892	01234567890
46040	2014-07-14 13:47:08	901	924	893	919	949	898	01234567890
46041	2014-07-14 13:47:08	912	888	889	925	929	897	01234567890
46042	2014-07-14 13:47:08	907	907	889	916	941	890	01234567890
46043	2014-07-14 13:47:08	897	908	888	932	947	900	01234567890
46044	2014-07-14 13:47:08	909	906	885	926	946	899	01234567890
46045	2014-07-14 13:47:08	906	874	897	925	942	903	01234567890

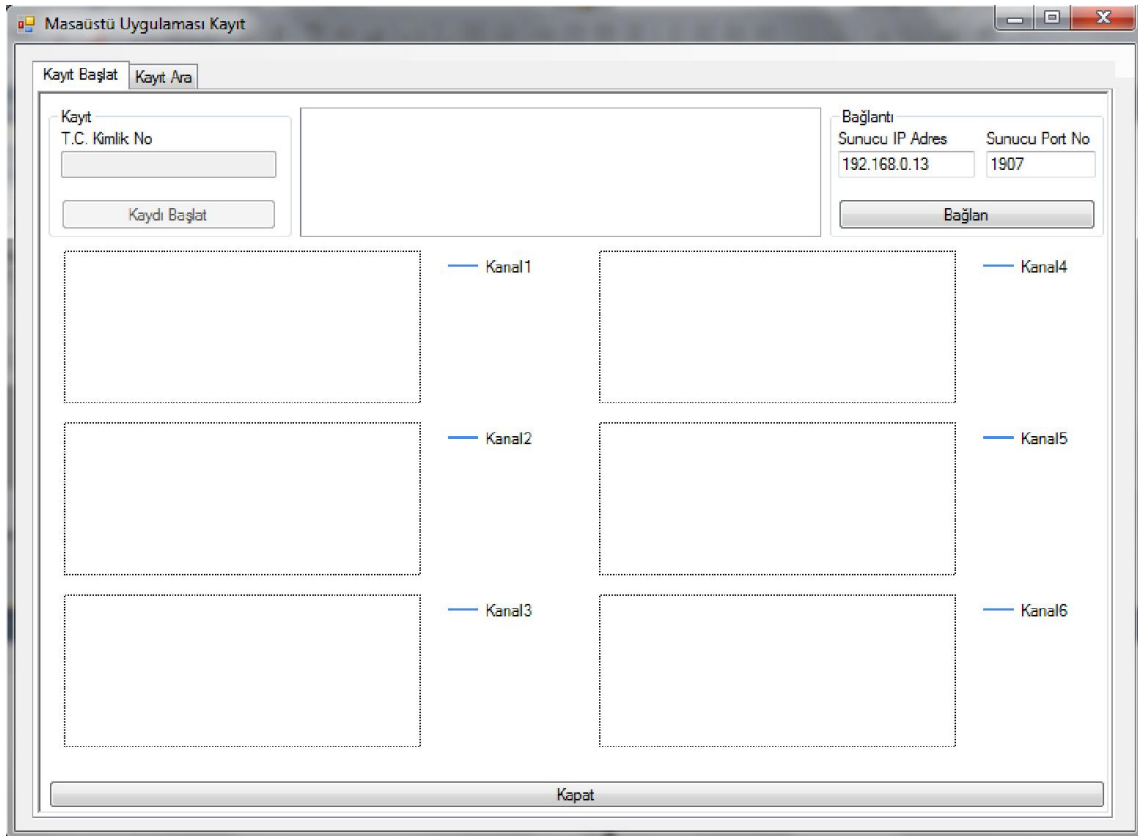
(b)

Şekil 4.5 Verilerin veritabanına kaydedilmesi (a) kayıt listesi (b) sayısal veriler

4.2 Masaüstü ve WEB Uygulaması

Sistemin amaçlarından biri 6 kanaldan alınan ses verilerinin uzaktaki bir kullanıcı tarafından eş zamanlı olarak görüntülenmesidir. Bu nedenle herhangi bir kişisel bilgisayar, akıllı telefon veya tablette kullanılmak üzere masaüstü ve WEB uygulamasına ihtiyaç duyulmaktadır. Buradan yola çıkarak kişisel bilgisayarlarda kullanılmak üzere bir masaüstü uygulaması, akıllı telefonlar ve tabletlerden sisteme ulaşım sağlamak amacı ile bir WEB uygulaması geliştirilmiştir.

İlk olarak C sharp dili kullanılarak masaüstü uygulaması geliştirilmiştir. Geliştirilen masaüstü uygulaması 2 kısımdan oluşmaktadır. Birinci kısım olan kayıt başlat sekmesi ile masaüstü uygulaması, uzaktaki sunucuya bağlantı sağlayarak, girilen T.C. kimlik numarası bilgisi ile başlangıç sinyalini sunucuya göndermektedir. Sunucu aldığı bilgiler ile gömülü bilgisayara başlangıç sinyali göndererek gömülü bilgisayar ile veri transferini ve kayıt işlemini başlatmaktadır. Veritabanına kaydedilen veriler de eş zamanlı olarak geliştirilen masaüstü uygulamasında görüntülenmektedir. Kayıt işleminde süre kısıtlaması bulunmamaktadır ve kullanıcı herhangi bir süre sonunda kaydı, masaüstü programı üzerinden sonlandırabilmektedir. Kayıt sonlandırma işlemi ile masaüstü uygulaması, uzaktaki sunucuya bitiş sinyali göndermektedir. Bitiş sinyali kendisine ulaşan sunucu ise kayıt işlemine son vererek gömülü bilgisayar ile veri transferi sonlandırmakta ve gömülü bilgisayara bitiş sinyali göndermektedir. Bitiş sinyalini alan gömülü bilgisayar ise ADC ve veri transferi işlemine son vererek tekrar yeni kayıt işlemini bekleyeme başlamaktadır.



Şekil 4.6 Masaüstü uygulaması arayüz programı kayıt başlat sekmesi

Şekil 4.6’da geliştirilen masaüstü uygulamasının kullanıcı arayüz programının kayıt başlat sekmesi gösterilmiştir. Şekil 4.7’de ise 01234567890 numaralı T.C. kimlik numarası ile başlatılan kayıt işlemi esnasında eş zamanlı olarak verilerin çizdirilmesi gösterilmektedir.

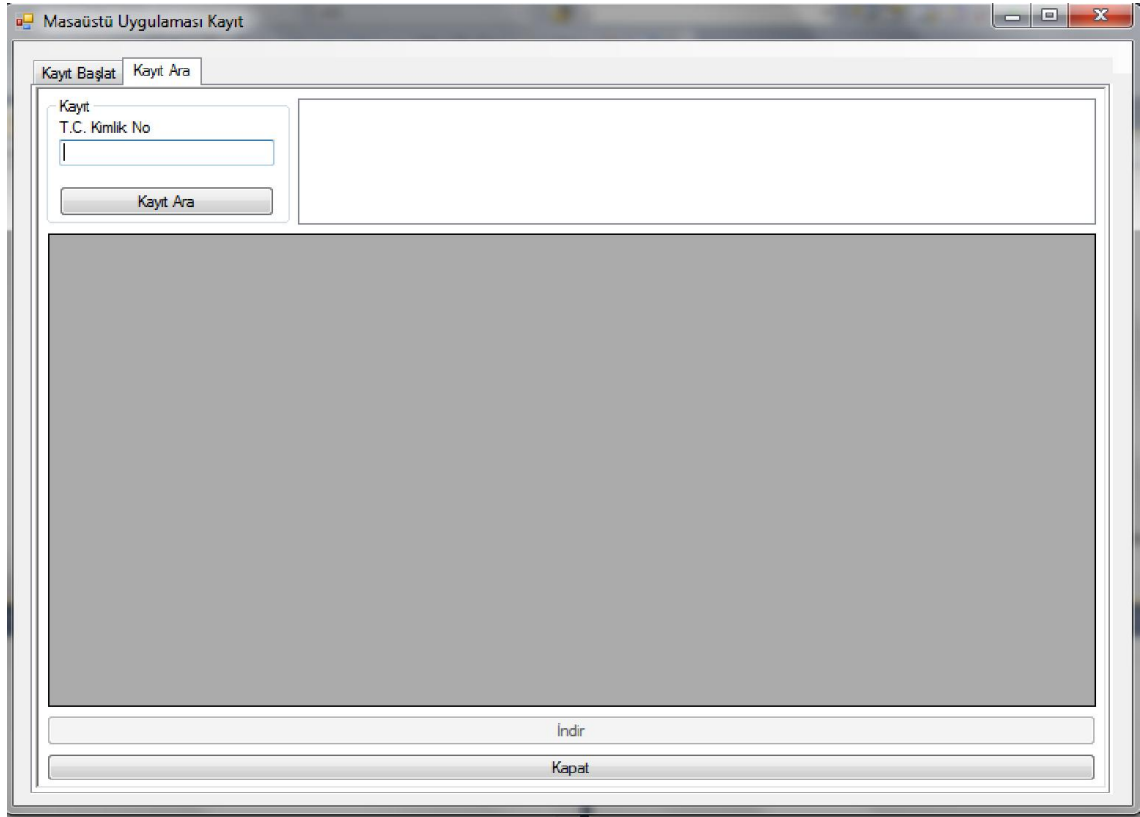


Şekil 4.7 Masaüstü uygulaması ile verilerin eş zamanlı çizdirilmesi

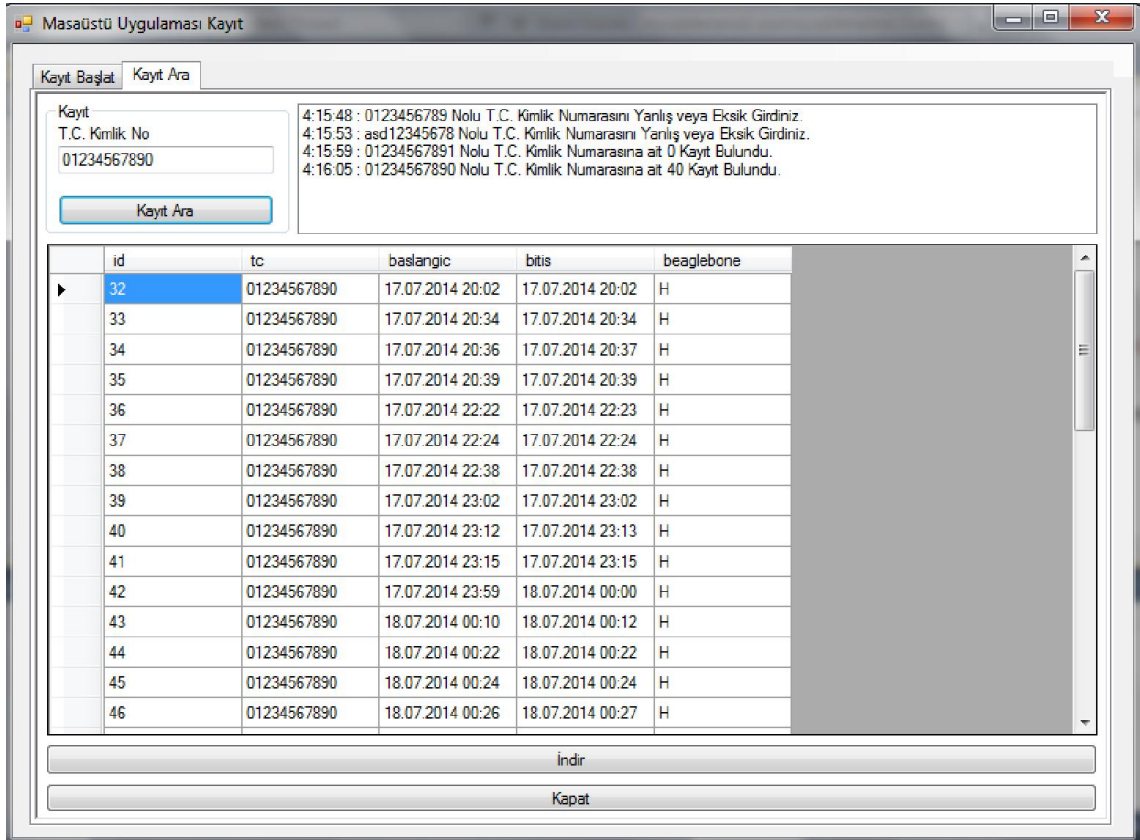
İkinci kısım olan kayıt ara sekmesi ise daha önce oluşturulmuş kayıtlar, girilen T.C. kimlik numarası bilgisi ile veritabanında aranmakta ve kayıt bulunması durumunda seçilen kayıt excel formatında indirililebilmektedir.

Şekil 4.8’de geliştirilen masaüstü uygulamasının kullanıcı arayüz programının kayıt ara sekmesi gösterilmiştir.

Kayıt ara sekmesinde T.C. kimlik numarası bilgisi ile veritabanında yer alan kayıtlar sorgulanmakta ve seçilen kayıt indirilmektedir. Şekil 4.9’da çeşitli T.C. kimlik numarası ile yapılan sorgular ve sistemin bu T.C. kimlik numaralarına verdiği cevaplar gösterilmiştir.



Şekil 4.8 Masaüstü uygulaması arayüz programı kayıt ara sekmesi



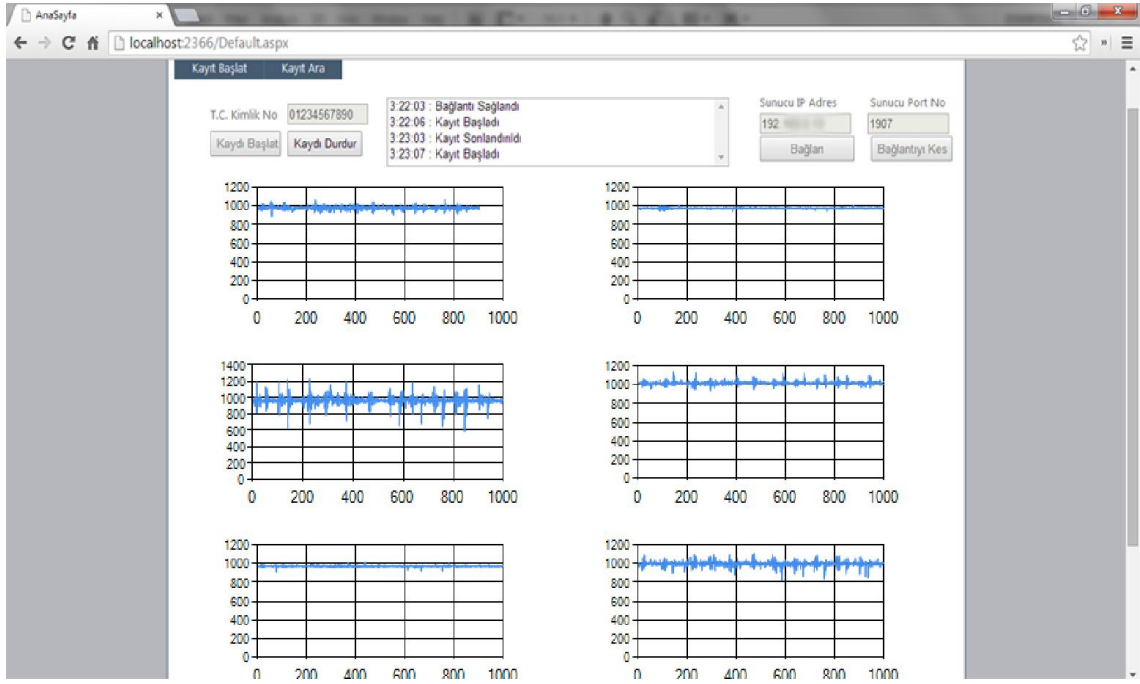
Şekil 4.9 Çeşitli T.C. kimlik numaraları ile kayıt arama işlemi gösterimi

C sharp dili kullanılarak geliştirilen masaüstü programı ile aynı fonksiyonlara sahip ve aynı formatta WEB uygulama programı geliştirilmiştir. WEB uygulama programı için C sharp ve ASP.Net dilleri tercih edilmiştir. Geliştirilen WEB uygulamasında, masaüstü uygulamasına benzer şekilde kayıt başlatılmakta ve veriler eş zamanlı alınarak çizdirilmektedir. Yine masaüstü uygulaması ile benzer biçimde T.C. kimlik numarası bilgisi ile kayıtlar sorgulanmakta ve seçilen kayıt indirilmektedir.

WEB uygulaması ile akıllı telefon, tablet ve kişisel bilgisayarlardan küçük bir WEB tarayıcı aracılığı ile sisteme ulaşım imkânı sağlanmaktadır.

Şekil 4.10'da geliştirilen WEB uygulamasının kullanıcı arayüz bölümünün kayıt başlat sekmesi gösterilmiştir. Şekil 4.11'de 01234567890 numaralı T.C. kimlik numarası ile başlatılan kayıt işlemi esnasında eş zamanlı olarak verilerin WEB uygulama programında çizdirilmesi gösterilmektedir.

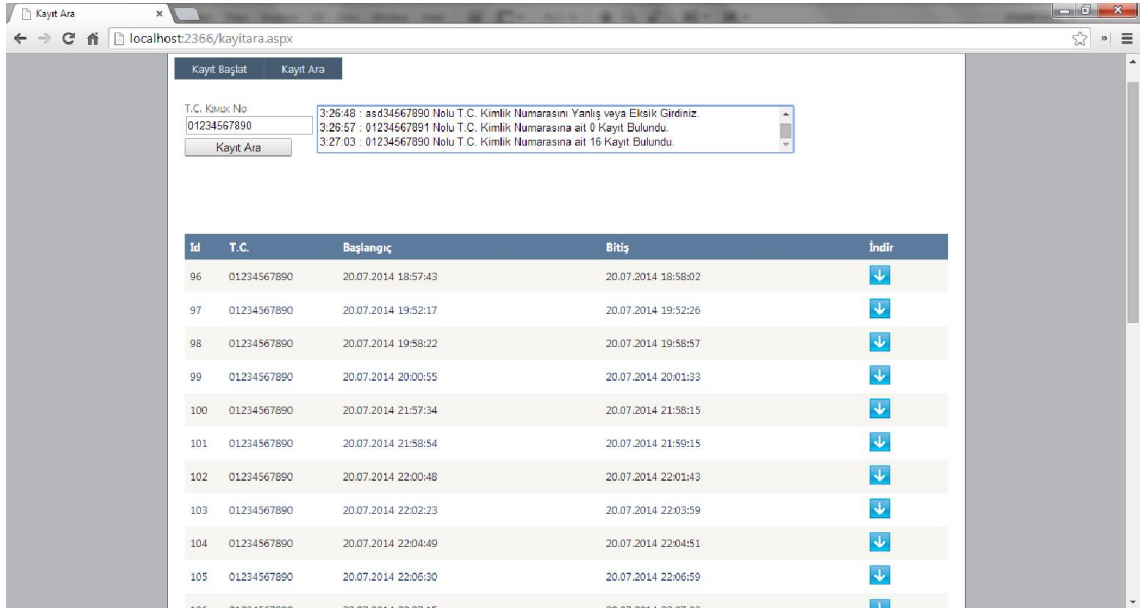
Şekil 4.10 WEB uygulaması kullanıcı arayüz bölümü kayıt başlat sekmesi



Şekil 4.11 WEB uygulaması ile verilerin eş zamanlı çizdirilmesi

Şekil 4.12’de geliştirilen WEB uygulamasının kullanıcı arayüz bölümünün kayıt ara sekmesi gösterilmiştir. Şekil 4.13’de 01234567890 numaralı T.C. kimlik numarası ile başlatılan kayıt arama işleminin sonucu verilmiştir.

Şekil 4.12 WEB uygulaması kullanıcı arayüz bölümü kayıt ara sekmesi



Şekil 4.13 WEB uygulaması ile kayıt arama işlemi

4.3 Sayısal Sinyal İşleme

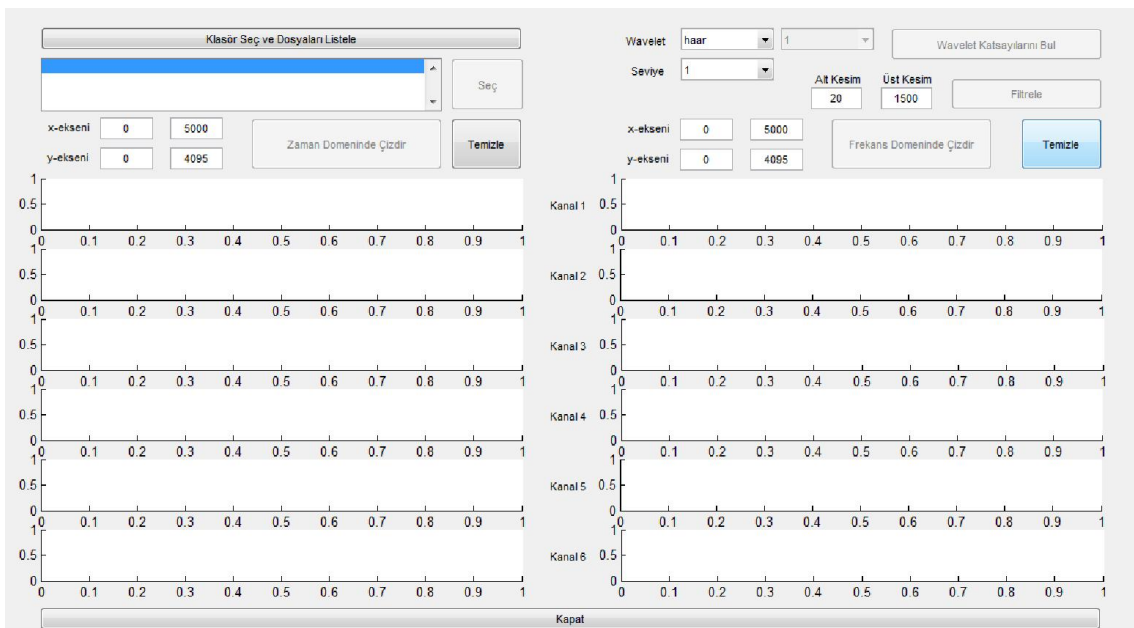
Sistemde ses verileri analog sinyal işleme biriminde işlenmekte, gömülü bilgisayar ile sayısallaştırılıp TCP/IP protokolü üzerinden kablosuz olarak gönderilmekte ve sunucu tarafından alınmaktadır. Bununla birlikte masaüstü veya WEB uygulaması ile kayıt işlemi başlatılmakta ve veriler veritabanına kaydedilmektedir. Bu noktada verilerin kaydedilme işlemi, özellikle hastalık teşhisinde yardımcı olmak üzere ses verilerine çeşitli sinyal işleme tekniklerinin uygulanması amacıyla büyük önem taşımaktadır.

Bu sebeple Matlab GUI programı kullanılarak bir arayüz programı hazırlanmıştır. Daha önce kaydedilen ve masaüstü veya WEB uygulaması ile excel formatında indirilen veriler, Matlab GUI'de hazırlanan program ile alınabilmektedir. Alınan ses verileri zaman domeninde ve Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD) kullanılarak frekans domeninde çizdirilmektedir. Alınan ve çizdirilen verilere istenildiği takdirde sayısal süzgeçleme işlemi uygulanabilmektedir. Ayrıca program ses sinyalinin Dalgacık Dönüşümünü alarak ekrana her alt bandı çizdirebilmektedir.

Burada Hızlı Fourier Dönüşümü ile her kanaldan alınan ses sinyalleri frekans domeninde incelenmekte ve ses sinyallerine ait frekans bileşenleri görüntülenmektedir.

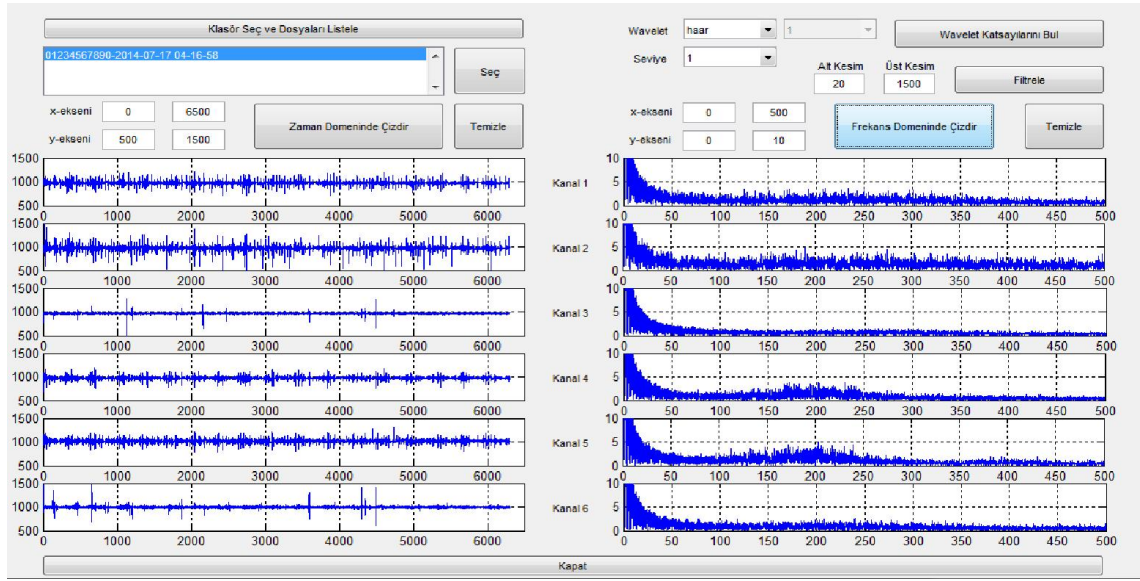
Programda kullanılması mümkün olan bir diğer sayısal sinyal işleme tekniği de sayısal süzgeçleme işlemidir. Programda sayısal süzgecin alt kesim ve üst kesim frekansı kullanıcı tarafından belirlenebilmektedir. Kullanıcı tarafından belirlenen kesim frekansları ile her kanaldan alınan ses verilerine sayısal süzgeç uygulanmakta ve sinyaller zaman ve frekans domeninde tekrar çizdirilmektedir. Çalışmada alçak geçiren süzgeç olarak Butterworth 9. derece süzgeç tercih edilmiştir. Yüksek geçiren süzgeç ise yine Butterworth olup 8. derece bir süzgeçtir.

Programda kullanılması mümkün olan son sayısal işleme tekniği ise Dalgacık Dönüşümüdür. Akciğer ve kalp sesleri zamanda durağan olmayan sinyallerdir ve zaman içerisinde farklı frekans bileşenlerine sahiptir. Bu nedenle sinyalin yalnız zaman domeninde veya yalnız frekans domeninde çizdirilmesi sinyal hakkında çok fazla bilgi vermez. Bu da sinyalin hem zaman hem de frekans domeninde çizdirilmesi ve incelenmesi gerekliliğini ortaya çıkarmıştır. Bu amaçla Dalgacık Dönüşümü kullanılarak sinyalin zaman-frekans domeninde çizdirilmesi ve incelenmesi sağlanmaktadır. Şekil 4.14’de Matlab GUI’de hazırlanan arayüz programı gösterilmiştir.



Şekil 4.14 Matlab GUI’de hazırlanan arayüz programı

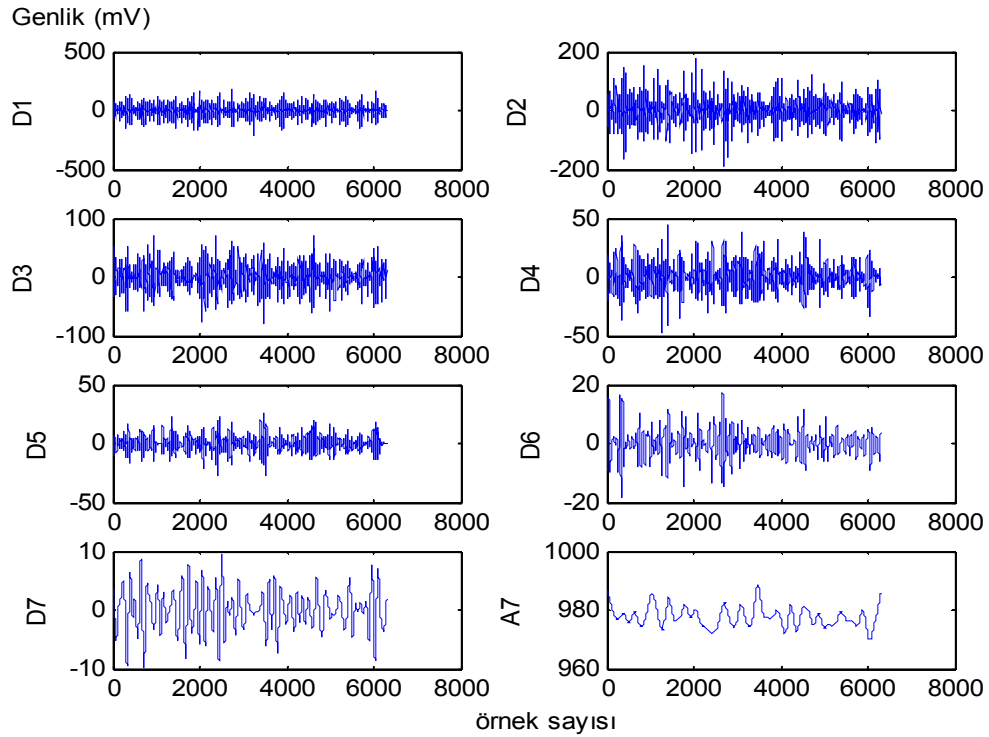
Şekil 4.15’de 6 kanal için daha önce kaydedilen ve indirilen ses verilerinin zaman ve frekans domeninde çizdirilmesi gösterilmiştir.



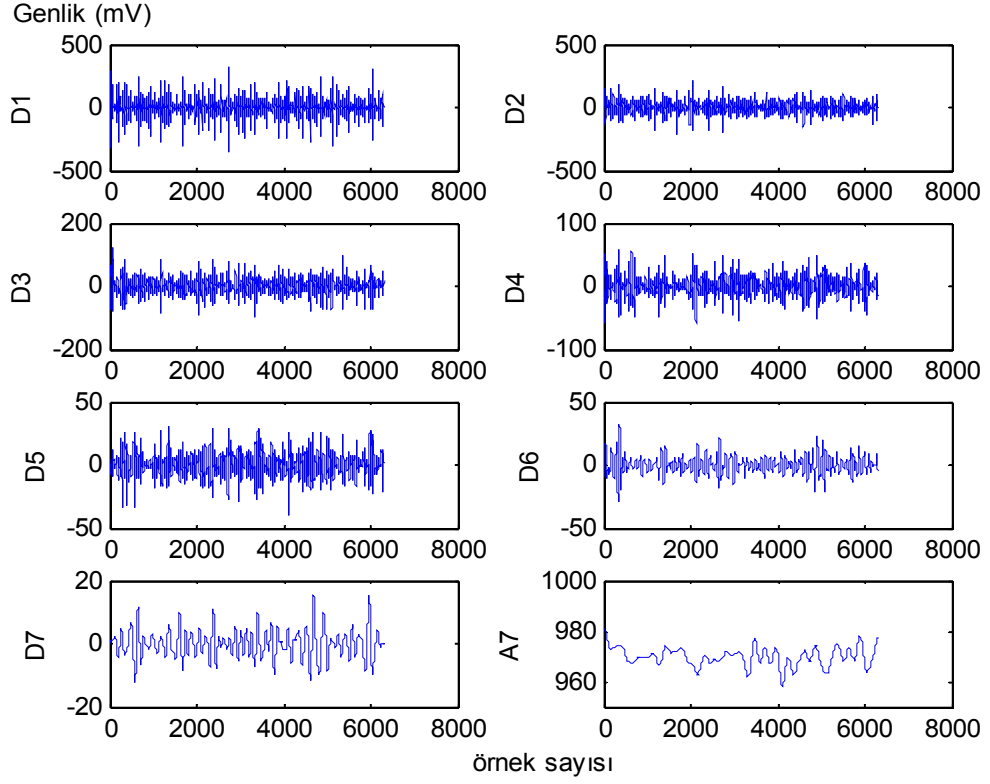
Şekil 4.15 Ses verilerinin zaman ve frekans domeninde çizdirilmesi

Bu kayıttaki veriler ilk iki kanal için kalp sesleri, son 4 kanal için akciğer seslerinden alınmıştır.

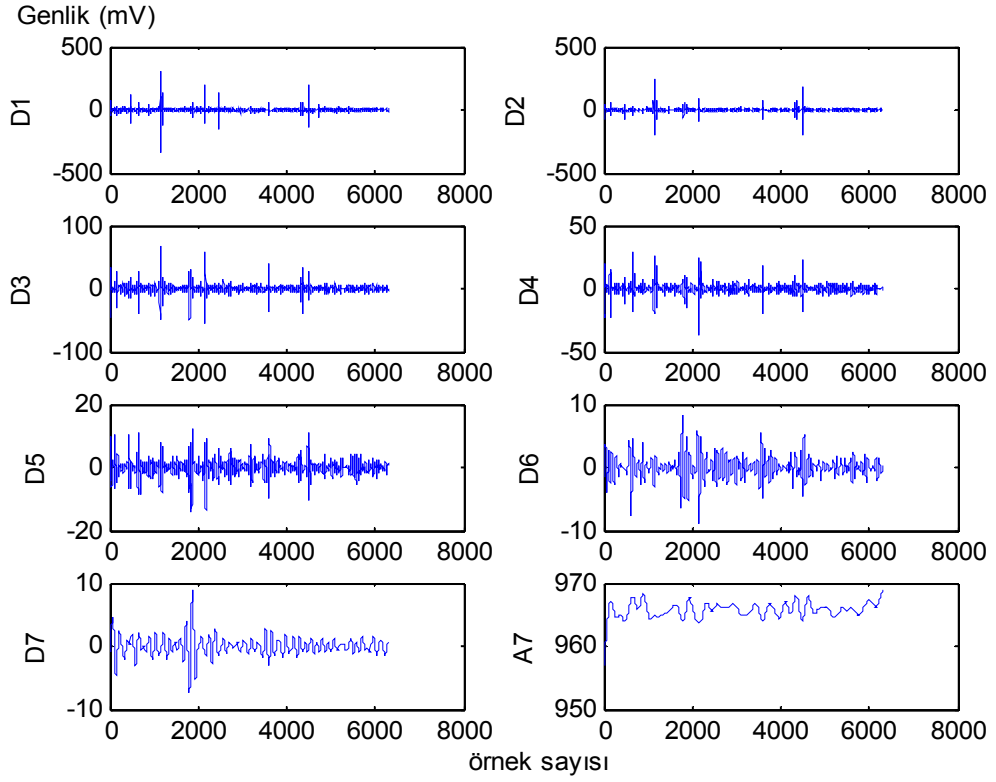
Aynı ses verilerine, daubechies (db7) dalgacık tipi ve ayırışma seviyesi 7 belirlenerek Dalgacık Dönüşümü uygulanmıştır ve her kanal için ekran çıktıları şekil 4.16-4.21 arasında gösterilmiştir.



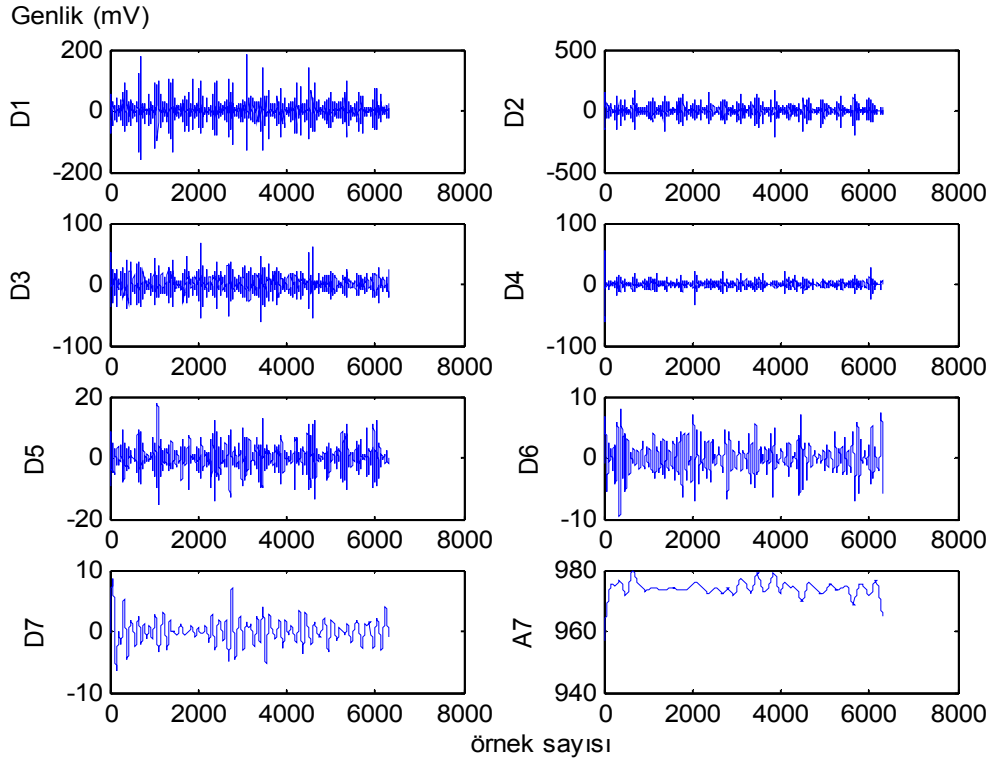
Şekil 4.16 Kanal 1 için Dalgacık katsayıları



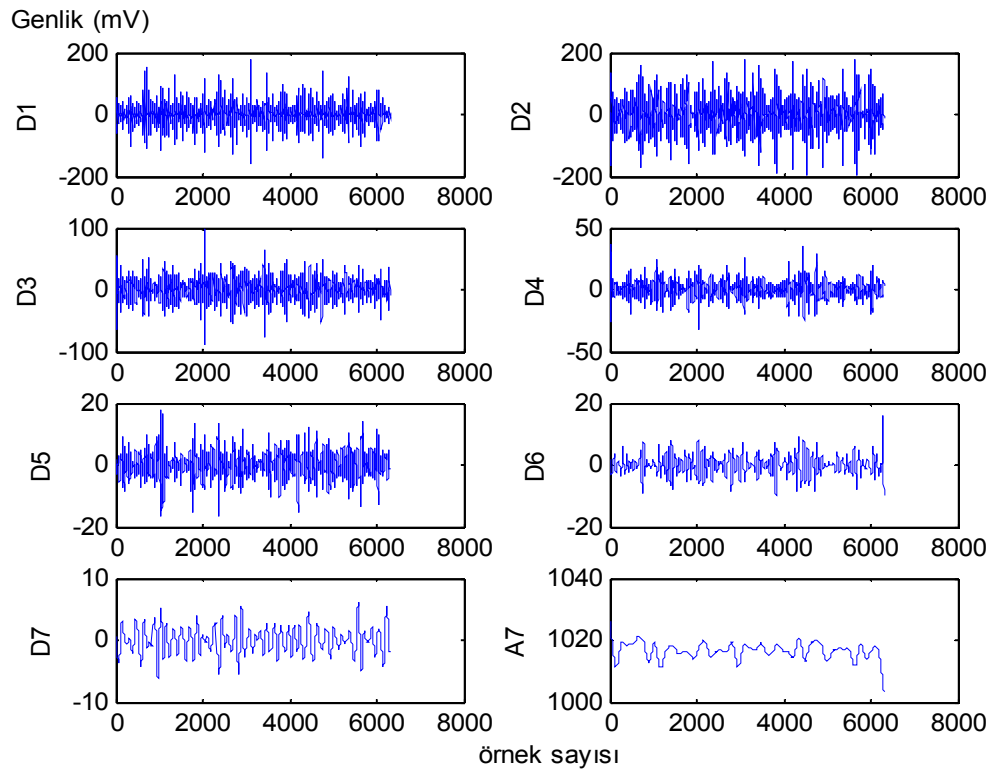
Şekil 4.17 Kanal 2 için Dalgacık katsayıları



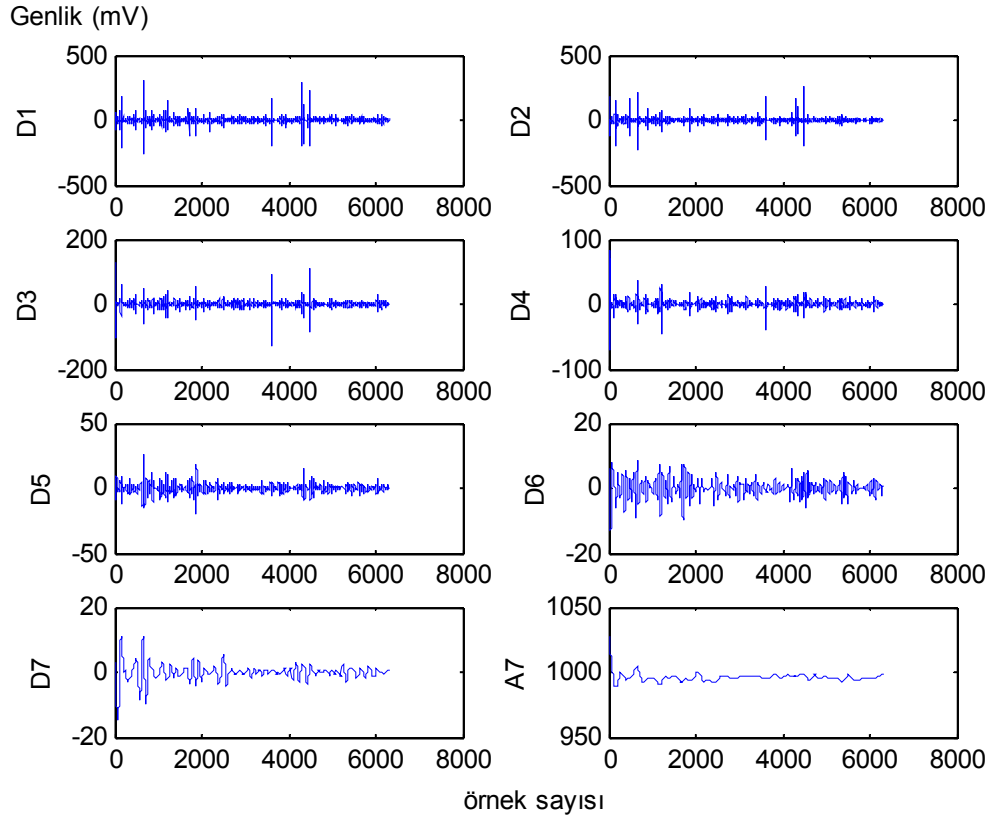
Şekil 4.18 Kanal 3 için Dalgacık katsayıları



Şekil 4.19 Kanal 4 için Dalgacık katsayıları



Şekil 4.20 Kanal 5 için Dalgacık katsayıları



Şekil 4.21 Kanal 6 için Dalgacık katsayıları

SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Oskültasyon uzun yıllardır kalp ve akciğer hastalıkları teşhisinde aktif bir rol oynamaktadır. Hekimlerin oskültasyon sırasında kullandıkları klasik stetoskop ise tıp alanında ve hastalık teşhisinde en yaygın kullanılan alet durumundadır. Fakat klasik stetoskobun yapısından kaynaklanan bazı eksiklikler ve insan doğasının zayıflıkları zaman içerisinde dinleme ile hastalık teşhisinin yetersiz kaldığını göstermiştir. Böylelikle insan vücudundan alınan kalp ve akciğer seslerini görme ve kaydetme ihtiyacı doğmuştur. Bu doğrultuda elektronik stetoskop icat edilmiştir ve kullanımı günden güne artmıştır. Bu bilgiler ışığında bu tez çalışmasında gömülü bilgisayarlı elektronik stetoskop tasarlanması ve gerçekleşmesi amaçlanmıştır. Tasarlanan sistem iki bölümden oluşmaktadır. Sistemin birinci bölümünü oluşturan donanım kısmında, 6 kanaldan alınan ses sinyalleri analog işleme biriminde işlenerek gömülü bilgisayarın analog sayısal dönüştürücü girişlerine verilmektedir. Burada sayısallaştırılan ses verileri kablosuz olarak gönderilmektedir. Sistemin ikinci bölümü olan yazılım kısmında ise gömülü bilgisayardan gönderilen sayısal ses verileri sunucu tarafından alınarak veritabanına kaydedilmekte ve aynı zamanda bir masaüstü veya WEB uygulaması ile eş zamanlı olarak çizdirilmektedir. Ayrıca kayıt edilen veriler indirilerek Matlab GUI’de hazırlanan arayüzde çeşitli sinyal işleme teknikleri ile incelenebilmektedir.

Sistemin birinci bölümü iki kısımdan oluşmaktadır. Birinci kısım için analog sinyal işleme birimi tasarlanmış ve 6 kanaldan kalp ve akciğer ses sinyallerinin analog olarak alınması sağlanmıştır. Sistemin girişinde klasik stetoskoplar mikrofon bağlayıcı eleman olarak kullanılmış ve klasik stetoskopların diyaframından alınan sesler elektret mikrofonlara

iletilmiştir. Mikrofonların çalışması ve bağlayıcı elemanlardan gelen ses verilerini alabilmesi için mikrofon sürücü devre tasarlanmış ve bu devrenin çıkışı ön yükseltme devresine verilmiştir. Mikrofonların çıkışındaki sinyallerin genliklerinin çok düşük olması sebebi ile tasarlanan ön yükseltme devresi mikrofondan aldığı analog sinyali yaklaşık olarak 21 kat yükseltmektedir. Yükseltilecek sinyal, örnekleme sırasında örtüşmeyi engellemek ve yüksek frekans bileşenlerine sahip gürültüleri süzmek amacıyla tasarlanan alçak geçiren süzgeç devresine verilmektedir. Benzer şekilde düşük frekans bileşenlerine sahip gürültüleri süzmek için tasarlanan yüksek geçiren süzgeç, alçak geçiren süzgeç devresinin devamında yer almaktadır. Analog sinyal işleme biriminin son basamağı ise sürücü yükselteci ve DC seviye belirleme devresidir. Bu devre ise sinyali, analog sayısal dönüştürücünün koşullarına uygun hale getirmek amacı ile kullanılmaktadır. Birinci bölümün ikinci kısmında ise gömülü bilgisayar yer almaktadır. Gömülü bilgisayar ile 6 kanaldan alınan analog ses sinyalleri, sayısallaştırılarak TCP/IP protokolü üzerinden paketler halinde kablosuz olarak sunucuya gönderilmektedir.

Sistemin ikinci bölümü üç kısımdan oluşmaktadır. Birinci kısım olan sunucu biriminde gömülü bilgisayardan paketler halinde gönderilen sayısal ses verileri anlık olarak alınarak veritabanına kaydedilmektedir. İkinci kısımda ise veritabanına kaydedilen veriler geliştirilen masaüstü ve WEB uygulaması ile eş zamanlı olarak çizdirilmekte ve excel formatında indirilebilmektedir. Son kısımda ise excel formatında indirilen veriler Matlab GUI'de hazırlanan arayüz programında zaman ve frekans domeninde çizdirilmektedir. Ayrıca sinyale istenirse sayısal süzgeç uygulanmakta ve Dalgacık Dönüşümü ile dalgacık katsayıları çizdirilmektedir. Burada durağan olmayan kalp ve akciğer seslerinin, Dalgacık Dönüşümü ile hem zaman hem de frekans domeninde incelenmesine imkân tanınmaktadır.

Çeşitli ortam ve saatlerde, farklı dinleme odaklarından sesler alınarak sistemin doğruluğu test edilmiştir. Yapılan her denemede ses verileri başarı ile alınarak veritabanına kaydedilmiş ve eş zamanlı olarak masaüstü ve WEB programlarında çizdirilmiştir.

Tasarlanan bu sistem ile doktor ve hastane ihtiyacı olan ülkelerdeki hastalardan WEB ortamında ses kayıtları alınarak uzaktan hastalık teşhisi yapılabilecektir. Ayrıca tecrübeli hekimlerin yükünü azaltabilmek ve tecrübesiz hekimlere yardımcı olabilmek sistemin hedeflerinden biridir. 6 kanal ile sistem hem kalp hem de akciğer seslerinin birlikte alınmasına imkân tanımaktadır. Ayrıca 6 kanal ile akciğer seslerin farklı dinleme odaklarından alınan sesler ile ek sesin doğru bir şekilde alınma ihtimali yükseltilmiştir. Verilerin kaydedilmesi ile hastalık takibi yapılmasına ve kayıt edilen sesler üzerinde sinyal işleme teknikleri uygulanmasına izin verilmiştir. Bu sayede dinleme ile farkedilmesi zor olan hastalıkların teşhisi sağlanmıştır.

Sistem ilerde daha küçük duruma getirilerek portatif hale getirilecek ve kullanılabilirliği arttırılabilir. Ayrıca mobil platformlar için uygulama geliştirilerek sistemin mobil platforma entegrasyonu sağlanabilir. Son olarak analog sinyal işleme biriminde yer alan süzgeçler çıkarılarak gömülü bilgisayar ile sayısal olarak gerçekleştirilebilir.

KAYNAKLAR

-
- [1] Hanna, I.R. ve Silverman, M., (2002). "A History of Cardiac Auscultation and Some of Its Contributors", The American Journal of Cardiology, 90:259-267.
 - [2] Duffin, J., (1998). To See with a Better Eye: A life of RTH Laennec, 1 edition, Princeton NJ: Princeton University Press, New Jersey.
 - [3] Abella, M., Formolo, J. ve Penny, D.G., (1992). "Comparison of acoustic properties of six popular stethoscopes", J. Acoust. Soc. Am., 91:2224-2228.
 - [4] Pasterkamp, H., Kraman, S.S. ve Wodicka, G.R., (1997). "Advances Beyond the Stethoscope", American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine, 156:974-987.
 - [5] Yip, L. ve Zhang, Y.T., (2001). "Reduction Of Heart Sounds From Lung Sound Recordings By Automated Gain Control And Adaptive Filtering Techniques", Proceedings Of The 23rd Annual International Conference of the IEEE, 25-28 October 2001, İstanbul, 2154-2156.
 - [6] Hung K. ve Zhang, Y.T., (2002). "Usage of Bluetooth TM in Wireless Sensors for Tele-Healthcare", 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society EMBS/BMES Conference, 23-26 October 2002, Houston, 1881-1882.
 - [7] Bai, Y.W. ve Lu, C.L., (2005). "The Embedded Digital Stethoscope Uses The Adaptive Noise Cancellation Filter And The Type I Chebyshev IIR Bandpass Filter to Reduce The Noise Of The Heart Sound", Healthcom 2005:Proceedings Of 7th International Workshop On Enterprise Networking And Computing in Healthcare Industry, 23-25 June 2005, Busan, 278-281.
 - [8] Johnson, J., Hermann, D., Witter, M., Cornu, E., Brennan, R. ve Dufaux, A., (2006). "An Ultra-Low Power Subband-Based Electronic Stethoscope", International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing, 14-19 May 2006, Toulouse, 1156-1159.
 - [9] Polat, H. ve Güler, İ., (2006). PC Tabanlı Çok Kanallı Bir Elektronik Stetoskop Tasarımı ve Gerçekleştirilmesi, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

- [10] Luo, Y., (2008). "Portable Bluetooth Visual Electrical Stethoscope research", 11th IEEE International Conference on Communication Technology, ICCT 2008, 10-12 November 2008, Hangzhou, 634-636.
- [11] Yu, F., Bilberg, A. ve Voss, F., (2008). "The Development of an Intelligent Electronic Stethoscope", IEEE/ASME International Conference on Mechtronic and Embedded Systems and Applications, MESA 2008, 12-15 October 2008, Beijing, 612-617.
- [12] Tang, Y., Cao, G., Li, H. ve Zhu, K., (2010). "The Design of Electronic Heart Sound Stethoscope Based on Bluetooth", 2010 4th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering (iCBBE), 18-20 June 2010, Chengdu, 1-4.
- [13] Jatupaiboon, N., Pan-ngum, S. ve Israsena, P., (2010). "Electronic Stethoscope Prototype with Adaptive Noise Cancellation", 2010 Eighth International Conference on ICT and Knowledge Engineering, 24-25 November 2010, Bangkok, 32-36.
- [14] Harsola, A., Thale, S. ve Panse, M.S., (2011). "Digital Stethoscope for Heart Sounds", 2nd International Conference and Workshop on Emerging Trends in Technology (ICWET) 2011, 25-26 February 2011, Mumbai, 42-45.
- [15] McMechan, C. ve So, P., (2011). "Design and Implementation of a Low Cost Electronic Stethoscope", 2011 IEEE Pacific Rim Conference on Communications, Computers and Signal Processing (PacRim), 23-26 August 2011, Victoria, BC, 714-718.
- [16] Giorgio, A., (2012). "The Last Generation Of Electronic Stethoscopes: The Internet Tele-Stethoscope", International Journal of Bioinformatics Research, 4:249-253.
- [17] Moedomo, R.L., Mardiyanto, M.S., Ahmad, M., Alisjahbana, B. ve Djatmiko, T., (2012). "Design and Implementation of a Low Cost Electronic Stethoscope", 2012 International Conference on System Engineering and Technology (ICSET), 11-12 September 2012, Bandung, 1-6.
- [18] Chao, C.T., Maneetien, N. ve Wang, C.J., (2012). "On The Construction of an Electronic Stethoscope with Real-Time Heart Sound De-Noising Feature", 2012 35th International Conference on Telecommunications and Signal Processing (TSP), 3-4 July 2012, Prague, 521-524.
- [19] Foche-Perez, I., Ramirez-Payba, R., Hirigoyen-Emparanza, G., Balducci-Gonzalez, F., Simo-Reigadas, F.J., Seoane-Pascual, J., Corral-Peñafiel, J. ve Martinez-Fernandez, A., (2012). "An Open Real-Time Tele-Stethoscopy System", BioMedical Engineering OnLine 2012, 11:57-73.
- [20] Patil D. D., K. ve Shastri, R.K., (2012). "Design of Wireless Electronic Stethoscope Based on Zigbee", International Journal of Distributed and Parallel Systems Journal, 1202:1680-1688.
- [21] Nur Hidayah Malek, S., Suhaimizan Wan Zaki, W., Joret, A. ve Mahadi Abdul Jamil, M., (2013). "Design and Development of Wireless Stethoscope with

- Data Logging Function”, 2013 IEEE International Conference on Control System, Computing and Engineering (ICCSCE), 29 November- 1 December 2013, Mindeb, 132-135.
- [22] Shin, J.Y., L'Yi, S., Jo, D.H., Bae, J.H. ve Lee, T.S., (2013). “Development of Smartphone-based Stethoscope System”, 13th International Conference on Control, Automation and Systems (ICCAS), 20-23 October 2013, Gwangju, 1288-1291.
- [23] Lu, B.Y., Hsu, L.Y., Wu, H.D., Hsueh, M.L., Sing, S.S., Tang, R.H., Su, M.J., Wang, J.C. ve Lai, J.S., (2014). “Real-time Mobile-to-Mobile Stethoscope for Distant Healthcare”, 16th International Conference on Advanced Communication Technology (ICACT), 2014, 16-19 February 2014, Pyeongchang, 151-156.
- [24] Alpman, A., (2010). Kalbin Anatomisi, <http://www.ahmetalpman.com>, 31 Mayıs 2014.
- [25] Servier Laboratories, Servier Medical Art, <http://www.servier.com>, 31 Mayıs 2014.
- [26] Amit, G., (2004). Heart Sound Analysis: Theory, Techniques and Applications, Advanced Research Seminar.
- [27] Acilveilkyardim.com, Akciğer ve Kalp Sesleri, <http://www.acilveilkyardim.com/acilbakim/akcigerkalpsesdin.htm>, 31 Mayıs 2014.
- [28] Düzgün, Ö.O., (2007). Kalp Seslerinin Gerçek Zamanda Algılanması ve Bilgisayarda Analiz Edilmesi, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- [29] Kotan, S., (2014). İkinci Kalp Sesi Çiftleşmesinin Anlık Frekans İzlenmesi Yöntemiyle Kestiriminde Farklı Zaman-Frekans Dönüşümü Yöntemlerinin Karşılaştırılması, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- [30] Seeley, R.R. ve Stephens, T.D., (1989). “Anatomy and physiology” , Times Mirror/Mosby College Publishing, St. Louis, 695-705.
- [31] Ütebay, G., (2010). Kablosuz Elektronik Steteskop Tasarımı ve Bilgisayar Ortamında Görüntülenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Afyon.
- [32] Abdullah, R., M.D., (2001). “The History Of The Stethoscope”, Pediatric Cardiology, 22:371-372.
- [33] S. Maw & Son, (1869). Book Of Illustrations To S. Maw, Son & Thompson's Quarterly Price-current, Nabu Press, London.
- [34] 3M, 3M™ Littmann® Master Classic II™ Stethoscope, <http://www.3m.com/product>, 31 Mayıs 2014.
- [35] Gengeç, Ş., (2012). Akciğer Seslerinden İşaret İşleme Teknikleri Kullanılarak Özellik Çıkarma Ve Sınıflandırma, Yüksek Lisans Tezi, Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kayseri.

- [36] Welsby, P.D., Parry, G. Ve Smith, D., (2003). "The Stethoscope: Some Preliminary Investigations", Postgrad Medicine, 79:695-698.
- [37] Şen, İ. ve Kahya, Y.P., (2005). "A Multi-Channel Device for Respiratory Sound Data Acquisition and Transient Detection", Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, 0-7803-8740.
- [38] Coley, G., (2012). BeagleBone Rev A5 System Reference Manual, http://elinux.org/Beagleboard:BeagleBone#Rev_A5, (11.06.2014).

BEAGLEBONE YAZILIMLARI

BeagleBone için ilk olarak Python dili kullanılarak 6 kanaldan ADC okuması yapılmış ve bu veriler anlık olarak ekrana yazdırılmıştır. Daha sonra internet ağına katılmak ve TCP/IP protokolü üzerinden sunucu ile haberleşmek için deneme yazılımı oluşturulmuştur. Oluşturulan TCP/IP protokolü yazılımı ile ADC okuması yazılımı birleştirilmiştir. Başarı ile sonuçlanan deneme yazılımları geliştirilerek sistem için gerekli yine Python dili kullanılarak nihai yazılım oluşturulmuştur. Oluşturulan yazılım,

- Sunucuya bağlantı sağlama
- Her kanal için ADC okuması yapma
- Verileri her kanal için 100'lü paketler haline getirme
- Toplam 600 veriyi bir seferde sunucuya gönderme

işlemlerini sırası ile bağlantı sağlandığı müddetçe devam ettirmektedir.

A-1 Python Dilinde ADC Yazılımı

```
import Adafruit_BBIO.ADC as ADC
```

```
import os,time
```

```
i = 35
```

```
j = 0
```

```
ADC.setup()
```

```

while(True):

    print ADC.read("P9_" + str(i))

    print " - AIN" + str(j)

    if i==40:

        i=35

j=0

    time.sleep(.5)

    print "-----"

else:

    i+=1

j+=1

    time.sleep(.1)

```

A-2 Python Dilinde TCP/IP Yazılımı

```

import socket

import sys

HOST = '192.168.xx.xx' # Uzak Sunucu IP Adresi

PORT = 1907          # Uzak Sunucu ile aynı PORT

s = None

for res in socket.getaddrinfo(HOST, PORT, socket.AF_UNSPEC, socket.SOCK_STREAM):
    af, socktype, proto, canonname, sa = res

    try:

        s = socket.socket(af, socktype, proto)

    except socket.error, msg:

```

```

        s = None

        continue

    try:

        s.connect(sa)

    except socket.error, msg:

        s.close()

        s = None

        continue

    break

if s is None:

    print 'Soket Açılmadı'

    sys.exit(1)

s.send('Hello, world')

data = s.recv(1024)

s.close()

print 'Received', repr(data)

```

A-3 Python Dilinde ADC ve TCP/IP Yazılımı

```

import socket

import sys

import Adafruit_BBIO.ADC as ADC

import os,time

HOST = '192.168.xx.xx' # Uzak Sunucu IP Adresi

PORT = 1907          # Uzak Sunucu ile aynı PORT

s = None

```

```

for res in socket.getaddrinfo(HOST, PORT, socket.AF_UNSPEC, socket.SOCK_STREAM):
    af, socktype, proto, canonname, sa = res

    try:
        s = socket.socket(af, socktype, proto)

    except socket.error, msg:
        s = None
        continue

    try:
        s.connect(sa)

    except socket.error, msg:
        s.close()
        s = None
        continue

    break

if s is None:
    print 'Soket Açılmadı'
    sys.exit(1)

i = 35
j = 0
son=""
ADC.setup()

while(True):
    son=son + str(ADC.read_raw("P9_" + str(i))) + " - AIN" + str(j)

    if i==40:

```

```

i=35

j=0

time.sleep(.5)

son=son + "-----"

s.send(son)

son=""

else:

    i+=1

    j+=1

    time.sleep(.1)

```

A-4 Python Dilinde Sistem Yazılımı

```

import socket

import sys

import Adafruit_BBIO.ADC as ADC

import os,time

HOST = '192.168.xx.xx' # Uzak Sunucu IP Adresi

PORT = 1907          # Uzak Sunucu ile aynı PORT

s = None

for res in socket.getaddrinfo(HOST, PORT, socket.AF_UNSPEC, socket.SOCK_STREAM):
    af, socktype, proto, canonname, sa = res

    try:

        s = socket.socket(af, socktype, proto)

    except socket.error, msg:

        s = None

```

```

        continue

try:

    s.connect(sa)

except socket.error, msg:

    s.close()

    s = None

    continue

break

if s is None:

    print 'Soket Açılamadı'

    sys.exit(1)

i = 0

j = 0

son=""

data=""

ADC.setup()

while data == "t":

    print 'Kayıt Bekleniyor'

    data = repr(s.recv(1))

    print 'Kayıt Baslatıldı'

while data == "b":

    data=""

    for i in range(0,100):

        for j in range(35,41):

```

```
        son=son+str(ADC.read_raw("P9_" + str(j))) + ";"  
    son=son + "|"   
    s.send(son)  
    data = repr(s.recv(1))  
    if data == "t":  
        print 'Kayit Sonlandirildi'  
    i=0  
    j=0  
    son=""  
s.close()
```

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Hüsamettin UYSAL
Doğum Tarihi ve Yeri : 26.08.1987 / Antalya
Yabancı Dili : İngilizce
E-posta : uysalh@yildiz.edu.tr

ÖĞRENİM DURUMU

Derece	Alan	Okul/Üniversite	Mezuniyet Yılı
Y. Lisans	Elektronik ve Haberleşme Müh.	Yıldız Teknik Üniversitesi	----
Lisans	Elektronik ve Haberleşme Müh.	Süleyman Demirel Üniversitesi	2011
Lise	Sayısal	Antalya Lisesi	2006

İŞ TECRÜBESİ

Yıl	Firma/Kurum	Görevi
2013-	Yıldız Teknik Üniversitesi	Araştırma Görevlisi
2012-2013	Bilecik Şeyh Edebali Üniversitesi	Araştırma Görevlisi

YAYINLARI

Bildiri

1. Uysal, S., Uysal, H., Bolat, B., Yildirim, T., (2014). "Classification of normal and abnormal lung sounds using wavelet coefficients", Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), Sayfa: 2138 – 2141.