

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KABLOSUZ İLETİŞİM KULLANILARAK KALP SESLERİNİN GERÇEK
ZAMANDA DEPOLANMASI, GÖRÜNTÜLENMESİ VE ANALİZİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Cemil OVACIK

Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Mekatronik Mühendisliği Programı

Ekim 2014

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KABLOSUZ İLETİŞİM KULLANILARAK KALP SESLERİNİN GERÇEK
ZAMANDA DEPOLANMASI, GÖRÜNTÜLENMESİ VE ANALİZİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Cemil OVACIK
(518111014)**

**Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Mekatronik Mühendisliği Programı**

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Tamer ÖLMEZ

Ekim 2014

İTÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 518111014 numaralı Yüksek LisansÖğrencisi **Cemil OVACIK**, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “**KABLOSUZ İLETİŞİM KULLANILARAK KALP SESLERİNİN GERÇEK ZAMANDA DEPOLANMASI, GÖRÜNTÜLENMESİ VE ANALİZİ**” başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Prof. Dr. Tamer ÖLMEZ**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. A. Coşkun Sönmez**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Yrd. Doç. Dr. Gülay Öke
İstanbul Teknik Üniversitesi

Teslim Tarihi : **14 Kasım 2014**

Savunma Tarihi : **02 Ekim 2014**

ÖNSÖZ

Çalışmalarım sırasında danışmanlığı ve yol göstericiliğini esirgemeyen Sayın Prof. Dr. Tamer ÖLMEZ'e saygıyla teşekkürü bir borç bilirim. Ayrıca bu çalışmanın hazırlanması sırasında emeği geçen ailem ve arkadaşlarıma teşekkürü bir borç bilirim. Ayrıca bu tez çalışmasının hazırlanması sırasında yardımlarını esirgemeyen Ömer Faruk CENGİZ, Yasemin KILIÇ, Mehmet SONUGUR ve Kıvılcım ERTAŞ'a tekrardan teşekkürlerimi sunarım.

Ekim 2014

Cemil OVACIK
(Elektronik Mühendisi)

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖNSÖZ	v
İÇİNDEKİLER	vii
ŞEKİL LİSTESİ	xi
ÖZET	xiii
SUMMARY	xv
1. GİRİŞ	1
1.1 Tezin Amacı	2
1.2 Literatür Araştırması	3
2. KALP SESLERİ	5
2.1 Kalbin Yapısı ve İşlevi	5
2.2 Kalbin Çalışması	6
2.3 Kalbin Elektriksel İletim Sistemi	7
2.4 Kalbin Mekanik Aktivitesi	8
2.5 Kalbin Elektriksel-Mekanik Aktivitesinin İncelendiği İşaretler	9
2.6 Kalp Sesleri	10
2.6.1 Normal Kalp Sesleri	12
2.6.2 Anormal Kalp Sesleri	13
3. KALP SESLERİNİN ALGILANMASI VE KABLOSUZ İLETİMİ	15
3.1 Amaç	15
3.2 Sensör Özellikleri ve Sistem Üzerine Etkisi	16
3.2.1 Kalp Seslerini Algılamak İçin Kullanılan Sensör	17
3.2.1.1 Stetoskop ve mikrofon	18
3.2.1.2 Piezoelektrik sensör	20
3.2.1.3 İvme sensörü (Accelerometer – G-Sensör)	22
3.2.2 Sensör Seçimi	24
3.3 Kuvvetlendirici	24
3.3.1 Piezoelektrik Sensörden Alınan İşaretlerin Kuvvetlendirilmesi	25
3.4 Kablosuz Modül	27
3.4.1 Kablosuz İletişim Yöntemi	27
3.4.2 Kablosuz Modül Seçimi	29
3.4.3 Spark-Core Wi-Fi Modülü	31
3.5 Mikro Kontrolör Kod Tasarımı	34
4. KALP SESLERİNİN BÖLÜTLENMESİ	37
4.1 Kalp Sesi Sinyallerinin Kablosuz Olarak Bilgisayara Alınması	38
4.2 Alınan Sinyalin Filtrelenmesi	39
4.3 İşaret Enerjisinin Hesaplanması	40
5. SONUÇLAR VE YORUMLAR	43
5.1 Çalışmanın Uygulama Alanı	43

5.2 Problem ve Öneriler	44
KAYNAKLAR.....	47
EKLER.....	49
EK A.....	50
ÖZGEÇMİŞ.....	61

KISALTMALAR

S1	: Birinci Kalp Sesi
S2	: İkinci Kalp Sesi
FFT	: Hızlı Fourier Dönüşümü
ADC	: Analog / Sayısal Dönüşüm

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1 : Biyomedikal işaretlerin işlenmesini anlatan akış şeması	2
Şekil 2.1 : Kalbin fizyolojik yapısı	5
Şekil 2.2 : Kalbin kasılma (sistol) ve gevşeme (diyastol).evreleri	6
Şekil 2.3 : Kalbin elektriksel iletim sistemi.....	7
Şekil 2.4 : Kardiyak siklus fazları.....	9
Şekil 2.5 : Kalpteki mekanik, akustik ve elektriksel kardiyak sinyallerin bir kardiyak döngüde zamana göre ilişkileri	10
Şekil 2.6 : Sistol ve diyastol	11
Şekil 2.7 : S1, S2 ve S3 kalp sesleri.	12
Şekil 3.1 : Kalp sesi işaretinin algılanıp, kablosuz olarak aktarılmasını gösteren akış şeması.....	16
Şekil 3.2 : Kalp seslerini algılamak için kullanılan diyafram ve mikrofon.....	19
Şekil 3.3 : Kuvvetlendirici ve alçak geçiren filtre devre şeması	19
Şekil 3.4 : Kalp sesi işareti	20
Şekil 3.5 : Kalp seslerini toplamak için kullanılan piezoelektrik sensör.....	24
Şekil 3.6 : Sol tarafta yerçekimsiz ortamda kuvvet uygulanmazken, sağ tarafta ise +X yönünde 1 kg kuvvet uygulanırken.....	22
Şekil 3.7 : Kalp seslerinin elektriksel sinyale dönüştürülmesi için kullanılan ivme sensörü.....	23
Şekil 3.8 : Piezoelektrik sensörün eşdeğer devre modelleri	25
Şekil 3.9 : Kuvvetlendirici devre şeması ve devrenin kazancını gösteren eğri	26
Şekil 3.10 : Kablosuz iletişim yöntemlerinin karşılaştırılması	29
Şekil 3.11 : Karşılaştırılan 3 farklı Wi-Fi kartı.....	30
Şekil 3.12 : Spark-Core Wi-Fi modülü.....	31
Şekil 3.13 : Wi-Fi modülünü oluşturan devre elemanları	32
Şekil 3.14 : Kablosuz iletişim sağlayan Wi-Fi modülü	33
Şekil 3.15 : Dijital pinler	34
Şekil 4.1 : S1 seslerinin segmente edilmiş bilgisayar görüntüsü.....	37
Şekil 4.2 : Kablosuz olarak alınan ham kalp sesi sinyali.....	38
Şekil 4.3 : Tasarlanan bant geçiren filtrenin zaman dönemindeki çıktısı.....	39
Şekil 4.4 : Tasarlanan bant geçiren filtrenin frekans dönemindeki çıktısı.	39
Şekil 4.5 : Filtrelenmiş kalp sesi sinyali	40
Şekil 4.6 : Sinyalin ortalama Shannon enerjisi ve kalp sesi sinyali.....	41
Şekil 4.7 : Kalp sesi sinyalinin S1 ve S2 işaretlenmiş hali.....	41

KABLOSUZ İLETİŞİM KULLANILARAK KALP SESLERİNİN GERÇEK ZAMANDA DEPOLANMASI, GÖRÜNTÜLENMESİ VE ANALİZİ

ÖZET

Kalp sesleri, kalbin atışı sırasında kalp kapakçıklarının acilip kapanması ve kanın kalp içerisinde akması nedeniyle oluşan seslerdir. Kalp sesleri, birincil kalp sesi (S1) ve ikincil kalp sesi (S2) olarak iki ana bileşenden oluşur. Bu kalp sesleri kullanılarak pek çok kalp rahatsızlığı etkili kullanılarak teşhis edilebilir. Klasik yöntemde kalp seslerinin dinlenmesinde stetoskop kullanılır. Ancak ortam gürültüsü, dinleyicinin kulağının iyi duymaması ya da deneyim eksikliği gibi sebeplerden oturma stetoskopla dinlenen kalp sesi yetersiz kalabilmektedir. Bilgisayar ve sinyal işleme alanındaki gelişmelerle birlikte, tıbbi uygulamalarda bilgisayar destekli hızlı ve doğru bir biçimde ölçüm, teşhis ve depolama yapılabilir. Bu sebepten dolayı, kalp sesinin dinlenmesi, kayıt edilmesi, görüntülenmesi hızlı bir şekilde tanı konulabilmesi için gelişmiş bilgisayar destekli yöntemlerin kullanılması gerekli hale gelmiştir.

Bu tez çalışmasında amaç, fizyolojik kalp sesinin elde edilip, elektriksel sinyale dönüştürülmesi, elde edilen sinyalin kablosuz olarak bilgisayara gönderilmesi ve sayısal işaret işleme teknikleri ile analiz edilmesidir.

Bu tez çalışmasında, insan vücudundan kalp sesinin elde edilebilmesi için 3 sensör tasarlanmış ve denenmiştir. Tasarlanan 3 sensör kullanılarak elde edilen kalp sesi sinyali üzerinde işlem yapılamayacak kadar düşük genlikte olduğundan, sinyal ilk olarak kuvvetlendirilmiştir. Kuvvetlendirilen bu kalp sesi sinyali, tasarlanan analog bir bant geçiren filtreden geçirilip, gürültü kaynakları (insan vücudu, dış ortam sesi, konuşma, elektriksel vb.) sinyal üzerinden temizlenmiş ve kalp sesi bileşenleri belirgin hale getirilmeye çalışılmıştır. Kuvvetlendirilmiş ve ardından filtreden geçirilmiş kalp sesi sinyali, mikrodenetleyicinin analog-sayısal dönüştürücü (ADC) girişi kullanılarak sayısal işarete dönüştürülmüş ve sayısal işarete dönüştürülen bu sinyal, mikrodenetleyicinin bağlı olduğu wifi modül ile TCP-IP protokolu kullanılarak, kablosuz olarak bilgisayar ortamına aktarılmıştır. Bilgisayar ortamına aktarılan bu sayısal kalp sesi işaretleri bir takım sayısal işaret işleme yöntemleri kullanılarak analiz edilmiştir. Sayısal işaret işleme yöntemleri kullanılarak segmente edilen birincil (S1) ve ikincil (S2) kalp sesleri bilgisayar ortamında gerçek zamanlı olarak gösterilmiş ve kayıt edilmiştir.

REAL TIME HEART SOUND STORAGE, MONITORING AND ANALYSIS USING WIRELESS COMMUNICATION

SUMMARY

The heart sounds are produced during the opening and closing of the heart and the flow of blood through the heart. There are two main heart sound component: the first heart sound (S1) and the second heart sound (S2). Using this heart sounds, many heart diseases can be diagnosed effectively. In classical method, stethoscope is used to listen heart sounds. However, auscultation of heart sounds may be insufficient because of ambient noise or lack of experience. With the developments in computing and signal processing, computer-aided fast and accurate measurements, diagnosing and storing can be done in medical applications. For that reason, it becomes necessary to use advanced computer-aided methods for auscultation, storing, imaging and diagnosing of heart sounds fastly and accurately.

The purpose of this thesis is to obtaining the physiological heart sound from human body, converting them into electrical signals and sending these obtained signals to the computer wirelessly to be analysed using digital signal processing techniques.

In this thesis, three sensors are designed and tried to obtain heart sound for human body. The first sensor is designed by unifying a microphone and a stethoscope. Stethoscope is used to mechanically obtain and amplify the physical heart sound from human body and microphone is used to convert physical heart sounds to the analog electrical signals. Output of the sensor is connected to the opamp amplifier to amplify low amplitude analog heart signals and to filter them from noise (human body noise, external ambient sounds, conversation sounds, electrical noise, etc.) sources. To be able to design this opamp circuit small and more portable, a single power supply circuit design has been chosen. Purpose of this circuit is to amplify low amplitude heart signal by 100 times and filter it between 10 Hz to 2000 Hz. Filtering bandwidth is chosen between 10 Hz to 2000 Hz because most of the important heart sound component is known to be in that band. The experiments performed using this sensor and opamp circuit showed that obtained heart sounds are very sensitive to other sound sources (or noise). When this sensor is used in loud area, ambient and conversation sounds are also amplified with heart sounds so it becomes hard to obtain desired heart sound signals. However, when used in silent area, this sensor is the best choice for obtaining desired heart sound signals from human body.

For the second sensor, a piezoelectric transducer is used to obtain mechanical heart sound signals and convert them to the analog electrical signals. Piezoelectric materials converts the applied mechanic pressure, strain, vibration or force to the electric signal. Using this feature of piezoelectric materials, heart sounds vibrations are converted into electrical signals. But output of the piezoelectric transducer has

very high impedance (at the level of Mega-ohm) so amplifier opamp circuit need to be design very carefully in order to obtain heart sound signals properly. A JFET input opamp which has very high input impedance (at the level of Giga-ohm) is chosen to amplify and filter heart sound signal coming from piezoelectric sensor. But the main problem is that when using such high impedance levels (such as output of the piezoelectric sensor or input of the opamp), the circuit becomes very sensitive to electrical noise so the circuit must be designed carefully, shielded and well-grounded. Otherwise the heart sound signal will be lost in noise and can not be obtained. The opamp circuit has two main job : amplifying the heart sound signal coming from piezoelectric sensor by 100 times (from order of mili-volt to volt) and filtering the signal between 10 Hz to 2000 Hz (most of the significant heart sound component is in that bandwidth). Main advantage of using this sensor is its small size, size of the sensor and opamp circuit is very compact and it can be attached to human body for all day usage without discomfort. Another advantage is that this sensor is not effected by ambient or conversation sounds, it only gather sounds and vibrations from human body. The main disadvantage of the sensor is that this sensor can be easily affected from electrical noise because output of piezoelectric sensor and input of the opamp has very high impedance and it makes the sensor unguarded to electrical noise. One of the other disadvantage is that while gathering the desired heart sounds, other sound sources like breathing and blood flow sounds are also gathered from human body and it makes difficult to recognize heart sound from the sound gathered by piezoelectric sensor and opamp circuit.

Third and last sensor used in this thesis study to obtain heart sound signals is an accelerometer. Accelerometer is used to measure vibrations caused by heart beat on the human skin. A very sensitive sensor is used, it can measure the vibration accuracy of 0.1*. A digital output accelerometer chip is used to measure heart sounds so no amplifier and filter circuit or analog to digital conversion is needed for this sensor. 4 wire SPI protocol is used to communicate between accelerometer chip and microcontroller. The main advantage of this sensor is that this sensor is not affected by electrical noise sources because of digital communication and is not affected by sound noise sources like ambient or conversation sounds, it only measures the vibration of heart beat. The main disadvantage of this sensor is that programming of SPI protocol is a bit tough to communicate between sensor and microcontroller. Other disadvantage of accelerometer sensor is that movement of human body is a noise sources for this sensor, for clean heart sounds measurements, human body needs to be stood still.

To acquire analog and digital heart sound signals from 3 designed sensor, a microcontroller system is used. If the used sensor is analog, it converts analog electric signals to digital using ADC ports of microprocessor or if the sensor output is digital, microcontroller communicates it via SPI protocol to collect heart sound signals. Microcontroller collects 2000 samples per second from sensors and saves them to a buffer to be sent, it means that microcontroller collects heart sounds at 2 KHz sampling rate. Every collected 500 samples of heart sound signal are sent to Wifi module via serial communication. When Wifi chip gets the data, it sends the data to the computer using TCP/IP protocol wirelessly.

Heart sound signals obtained by three different sensors and processed by microcontroller and WiFi module are sent to the computer wirelessly. Using the code

written in Matlab, firstly TCP/IP protocol is set to wait for incoming connection request from Wifi module. When the request comes, written code starts the communication and waits for collecting heart sound signals. Incoming heart sound signals firstly normalized and then filtered to remove noise. Then using the mentioned algorithms in section 5, S1 and S2 heart sound components are tried to be segmented. Then segmented heart sound components S1 and S2 are shown in real time graph.

1. GİRİŞ

Kalp hastalıkları, sağlık sorunları arasında önemli bir yer kaplar ve ölümlerle sonuçlanan rahatsızlıkların büyük bir bölümünü oluşturur. Bununla birlikte kalp hastalıklarında erken teşhis, tedavi sürecinin daha kolay ve ekonomik olmasını sağlar. Kalp hastalıkları, kalbin atış seslerini dinleyerek doğru, hızlı ve ekonomik bir biçimde teşhis edilebilir. Kalp sesi dinleme, az ekipman gerektiren ve uygun maliyetli bir yöntemdir. Dünya Sağlık Örgütü'ne göre, kardiyovasküler hastalıklar (KVH), dünyada bir numaralı ölüm sebebidir. 2004 yılında dünya çapında ölümlerin % 29'unu temsil eden, yaklaşık olarak 17.1 milyon insan kardiyovasküler hastalıklardan ölmüştür. Bu ölümlerin, yaklaşık 7,2 milyonluk kısmı koroner kalp hastalıklarına bağlıdır. Bu nedenle dünya sağlığı üzerinde önemli bir etkiye sahip pek çok kalp rahatsızlığı, kalp sesi dinleme teknikleri etkili kullanarak teşhis edilebilir. Potansiyel olarak ölümlerle sonuçlanacak kalp hastalıklarında, kalp sesi dinleme, doğal veya protez kalp kapak disfonksiyonu, kalp yetmezliği gibi sorunlarda erken tanı için en güvenilir, ucuz ve başarılı yöntemdir.

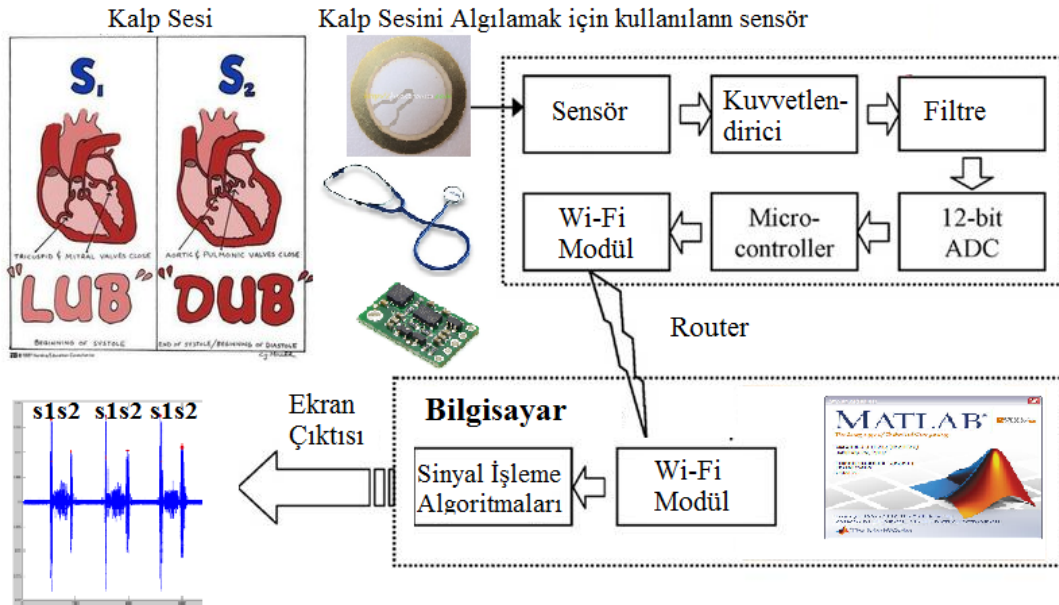
Ön tanı konulmasında kardiyolojik klinik uygulamalarda kalp seslerinin dinlenmesi, büyük önem taşımaktadır. Doktorlar, kalp seslerini dinleyerek elde ettikleri bilgileri elektrokardiyografik ve ekokardiyografik bilgilerle birleştirerek tanı koyarlar.

Kalp sesi, hastanın göğsü üzerinde uygun bir yere steteskop yerleştirilerek doğru miktarda kuvvet uygulanarak elde edilir. Ancak kalp sesini doğru algılamak kolay değildir, ortamın gürültüden arındırılmış olması, hastanın kas hareketlerinin minimuma indirilmesi gerekir. Bununla birlikte dinleyen kişinin de sesi iyi duyabilmesi (duyma problemi olmaması) gerekir. Duyulan seslerin ayırt edilebilmesi de ayrıca bir tecrübe ve eğitim gerektirir. Bu durumlar göz önünde bulundurulduğunda, sesi algılayan ve hem görsel hem de işitsel olarak işlenmeye hazır hale getiren bir sistem, ön tanı koyma işleminin daha hızlı ve doğru yapılmasında gerekli olacaktır. Edinilen kalp sesi, sağlıklı ya da hastalıklı kalp analizinde kullanılır. Sayısal işlemcilerin hızlarının artmasıyla birlikte, görüntü ve işaret verilerinin sayısal olarak işlenebilirliği artmıştır.

1.1 Tezin Amacı

Bu tezin ana amacı fiziksel kalp sesi sinyallerinin etkin bir biçimde insan vücudundan alınıp, elektriksel sinyallere çevrilmesi ve bu elektriksel kalp sesi sinyallerin TCP/IP protokolü kullanılarak kablosuz olarak bilgisayar ortamına aktarılıp, bilgisayar ortamına aktarılan kalp sesi sinyallerinin sayısal işaret işleme teknikleri kullanılarak analiz edilmesidir.

Canlı organizmadan alınan fiziksel kalp sesi, sensör (mikrofon, piezoelektrik kristal, ivme ölçer vb.) vasıtası ile elektriksel işarete dönüştürülür. Elektriksel işarete dönüştürülen kalp sesi sinyali, ilk önce kuvvetlendirilmiş sonra filtreden geçirilmiş ve son olarak analog-sayısal dönüştürücüden geçirilerek sayısal forma dönüştürülmüştür. Sayısal işarete dönüştürülen kalp sesi sinyali bundan sonra kablosuz olarak bilgisayara aktarılmış, bilgisayara aktarılan bu kalp sesi sinyali gürültülerden (çevre gürültüsü, konuşma, elektriksel gürültü vb) arındırılmak için bir takım sayısal işaret işleme yöntemlerine tabi tutulur. Gürültüden temizlenen ve belirgin hale gelen kalp sesi sinyali, S1 ve S2 kalp sesi işaretlerinin bölütlenmesi için bir takım sayısal işaret işleme algoritmaları kullanılarak işlenir. Alınan biyolojik işaretlerin örneklenmesi, sayısal forma dönüştürülmesi, işaretin işlenmesi ve analizi aşamalarını gösteren akış şeması Şekil 1.1’de verilmiştir.



Şekil 1.1 : Biyomedikal işaretlerin işlenmesini anlatan akış şeması.

1.2 Literatür Araştırması

Geçmişten bu yana kalp sesi işaretleri çok çeşitli yöntemlerle incelenmiştir. 1816'da Laennec tarafından stetoskopun kullanılmaya başlanması ve 1880 yılında George Cammann tarafından ilk akustik stetoskopun geliştirilmesi önemli çalışmalardır, ayrıca kalp seslerinin Fonokardiyogram (FKG) ile kaydedilmesi ile bu alandaki çalışmalar yoğunluk kazanmıştır [1]. Bilgisayar destekli kalp sesi analizi ile ilgili yapılan araştırmalarda baslarda kalp sesi üzerindeki gurultuyu bastırmak için klasik filtreleme algoritmaları kullanıldığında, yeni geliştirilen algoritmalar ve bilgisayarların artan işlem gücü ile beraber, yapılan yeni çalışmalarda kalp sesi sinyalinin analizinde dalgacık dönüşümünün (wavlet transform) daha yüksek performans sergilediği görülmüştür. Karpman ve arkadaşları, 80 hasta üzerinde çeşitli kalp hastalıklarında ses işaretlerinin zaman içindeki özellikleri hakkında bir çalışma yapmışlardır [4]. 1977 de Tokoi ve sonrasında Arnott ve arkadaşları kalp ses işaretlerinin frekans bileşenleri hakkında çalışmalar gerçekleştirmişlerdir [5]. En yaygın kullanılan yöntem güç spektral yoğunluğu (PSD) hesabında Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD)'dür. Kohen, işaretlerin zaman frekans dağılımlarıyla ilgili çalışmalarıyla öne çıkmış ve White ve arkadaşları kısa zamanlı fourier dönüşümü (KZFD) ile kalp işaretlerinin incelenmesi hakkında dikkat çekici araştırmalar yapmışlardır [7,8]. Yakın geçmişte yayınlanan dikkat çekici makalelerden birine konu olan Debbal ve arkadaşlarının gerçekleştirdiği kalp ses üfürümlerini sekiz farklı patolojik durumda KZFD ile inceleyen çalışmalarıdır [4,6]. Shen ve Sun bu konuyla ilgili bir çok araştırma yapmıştır. Bu çalışmalar ilgili olduğu alanlar; spektral özelliklerin daha iyi ortaya çıkarılabilmesi için ses işaretleri [9] , parametrik yöntemlerin Burg ve Marple algoritmaları ve FKG işaretlerinin non-gaussian AR modellenmesi'dir [10]. FKG işaretlerinin modellenmesinden çıkarılan spektrumun çözümlenmesi hakkında benzer bir araştırma Ergen ve Tatar vasıtasıyla hayata geçmiştir. Bu araştırmada lineer öngörü ve autoregressivve (AR) modellenmesi karşılaştırılmış ve yüksek seviyeli istatistiklerle AR modellenmesine yer verilmiştir.

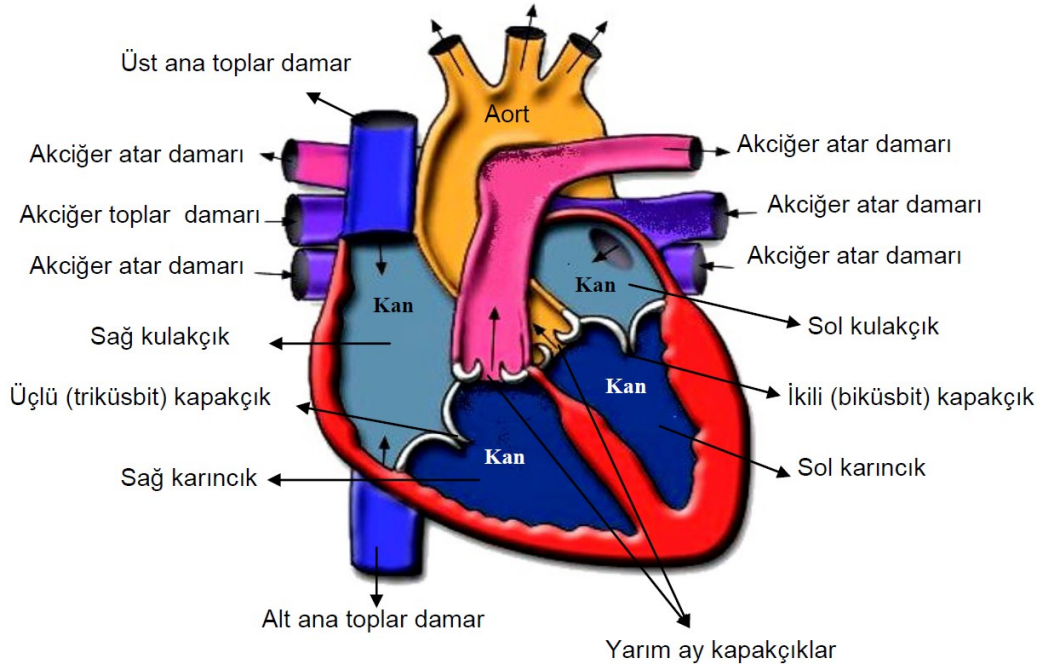
Kalp hastalığı otomatik tanı aracı tasarlamada en önemli adım kalp sesini kliniksel olarak anlamlı öğelerine ayırmaktır (S1 ve S2 ses bileşenleri). Önce öğeler elde edilir (S1, S2, S3, vb.) daha sonrasında ise bunlara bakarak bir tanı koymak mümkün olabilir. İlaveten, kalp sesi analizinde önemli ve zor olan sorun ise S1 ve S2 seslerinin birbirinden ayrılmasıdır. Kalp sesi segmentasyon algoritmaları EKG

cihazı kullanılanlar ve kullanılmayanlar olarak iki ana başlık altında incelenebilir. Bu tez çalışmasında referans olarak EKG cihazı kullanılmamıştır, kalp sesi bileşenlerinin bölütlenmesi için bir tek kalp sesi kullanılmıştır.

2. KALP SESLERİ

2.1 Kalbin Yapısı ve İşlevi

Kalp, temel görevi dolaşım sistemi içerisindeki kanı tüm vücuda pompalamak olan, kalp kası olarak bilinen özel bir tip çizgili kastan oluşmuş, sağ ve sol akciğer arasında (üçte ikisi orta çizginin solunda, üçte biri ise sağında), göğüs kemiğinin arkasında bulunan, sola dönük koni şeklinde bir organdır [4]. Kalp insanda dakikada 60-80 çarpma arasında değişen bir hızla dakikada 5-35 litre arası, günlük ise 9000 litre kanı vücuda pompalar. Günde yaklaşık 100 bin, yılda 40 milyon, tüm insan hayatı boyunca yaklaşık 2,5 milyar kere, hiç durmadan yaklaşık 8 bin ton kanı vücuda pompalar. Normal bir kadında ortalama ağırlığı 200-280 gram, yetişkin bir erkekte ise 250-390 gram ağırlığındadır. Her kişinin kalbi kendi yumruğu büyüklüğündedir [5]. Kalbin fizyolojik yapısını gösteren resim Şekil 2.1'de verilmiştir.



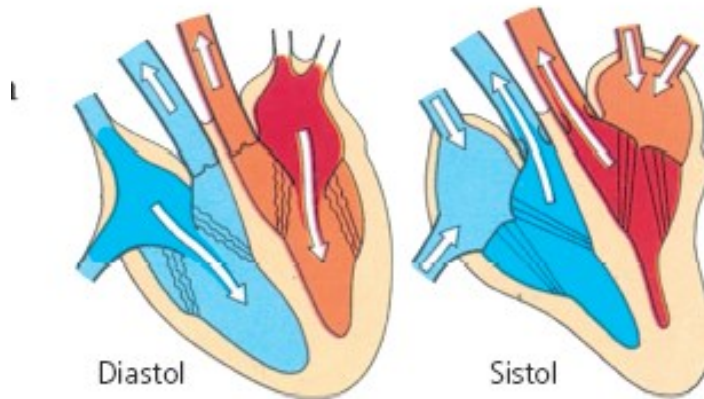
Şekil 2.1 : Kalbin fizyolojik yapısı [4].

Kalp, üstte iki kulakçık (atrium) altta iki karıncık (ventrikül) olmak üzere dört odacıklıdır. Kulakçıkların karıncıklara açıldığı yerde kapakçıklar bulunur. Sağ kulakçıkla sağ karıncık arasında üçlü kapakçık (triküspit), sol kulakçıkla sol karıncık arasında ikili kapakçık (biküspit, mitral) yer alır. Ayrıca kalbin sol karıncığından çıkan aort ve sağ karıncığından çıkan akciğer atardamarında yarım ay şeklinde kapakçıklar vardır. Bu kapakçıklar kalpten pompalanan kanın geri dönmesini engeller ve kanın tek yönde akmasını sağlar [5].

2.2 Kalbin Çalışması

Sağlıklı ve dinlenme durumundaki bir insanda kalp dakikada yaklaşık olarak 70 – 80 kez atar. Her kalp atışı sırasında kalp kasılır (sistol evresi) ve gevşer (diyastol evresi). Dakikada 75 kez atan bir kalp için, bir kalp atışı yaklaşık 0,80 saniye sürer. Bu 0.80 saniyelik kalp atışı evresinin; 0,27 saniyesi sistol, 0,53 saniyesi diastol evresinde geçer.

Kalp, 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 evresine sistol denir. Kalbin kasılması sağ atriumunun (kulakçık) üst taraflarında bulunan sinoatrial (sinüs) düğümün belirli aralıklarla düzenli olarak çıkardığı elektriksel uyarılar ile olur. Bu uyarılar kalbin her tarafına elektriksiz iletim sistemi ile ulaşır [6]. Şekil 2.2'nin sağ tarafında, kalbin sistol evresi gösterilmiştir.

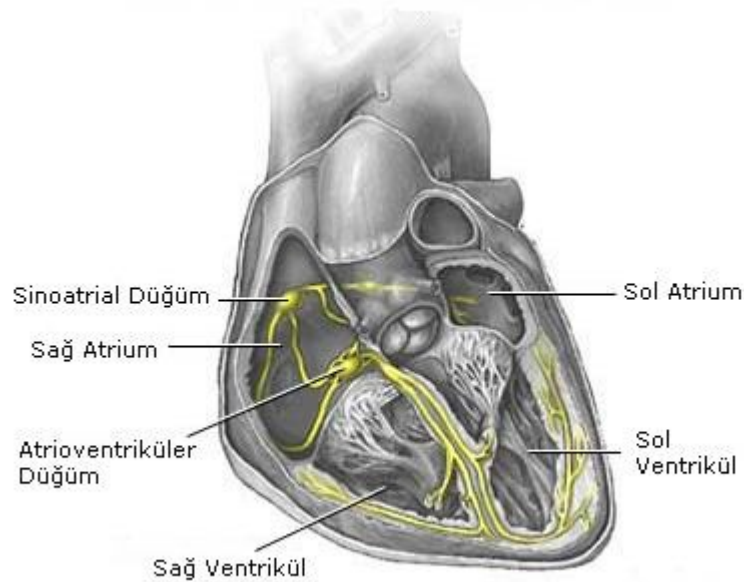


Şekil 2.2 : Kalbin kasılma (sistol) ve kalbin gevşeme (diyastol) evreleri [5].

Sistol ile kalpten kanın atımı sona erdikten sonra ventriküllerde (karıncık) 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 [6]. Şekil 2.2'nin sol tarafında kalbin diyastol evresi gösterilmiştir.

2.3 Kalbin Elektriksel İletim Sistemi

Kalp kası uyarılması için sinirsel impulsa gereksinimi olmayan, kendi uyarılarını kendisi oluşturabilme özelliği olan bir kasdır. Kalp atım hızı, otonom sinir sistemi tarafından kontrol edilir. Kalp kası otonom sinir sisteminin etkisi altındadır, ancak bu etki kalpteki uyarıları başlatma değil, kalbin kendiliğinden oluşturduğu kasılmayı düzenleyici niteliktedir. Kalp elektromekanik bir organdır. Mekanik fonksiyon, bir takım kimyasal olaylar sonucunda oluşan potansiyel farkın kalp kasını uyarmasıyla başlar, uyarılan kalp kası yine bir takım kimyasal olaylar sonucunda kasılır. Bu potansiyel fark milivoltlar düzeyindedir. Şekil 2.3'te kalbin elektriksel iletim sistemi gösterilmektedir [7].



Şekil 2.3 : Kalbin elektriksel iletim sistemi [7].

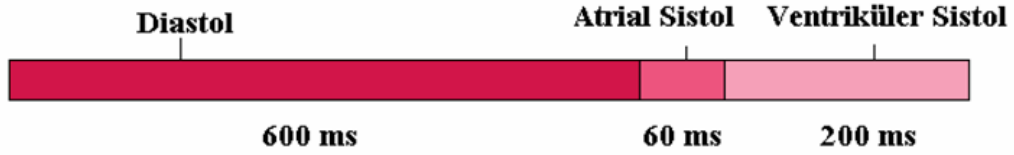
Bir kalp atımı, kalbin sağ kulakçığının üst taraflarında bulunan ve sinoatrial (veya sinüs) düğüm adı verilen özelleşmiş bir hücre demetinden oluşan bölgenin elektriksel bir uyarı çıkarması ile başlar. Bu hücrelerin özelliği eşit aralıklarla ve belli bir hızda (istirahatte dakikada ortalama 60-80 defa) uyarı çıkarmasıdır. Bu bölge kalbin doğal pili olarak bilinir (pacemaker). Sinüs düğümünden çıkan bu uyarı kalbin her iki kulakçığı boyunca, yine bu iş için özelleşmiş iletim yolları boyunca ve aşağıya doğru yayılır ve bu uyarı ile kulakçıklar kasılarak içlerindeki kanı karıncıklara gönderirler. Daha sonra uyarı kulakçıklar ile karıncıklar arasında bulunan başka bir özel bölgeye; atrioventriküler (AV) düğümüne gelir. Elektrik iletisi karıncıklara ulaştırılmadan önce atrioventriküler düğümde kısa bir süre bekletilir. Böylelikle kulakçıklarla karıncıklar aynı anda kasılması engellenir (Çünkü aynı anda kasılmış olsalar kanı belli bir yönde gönderme işi başarısız olurdu. Kanın önce kulakçıkların kasılmasıyla kulakçıklardan karıncıklara ve sonra da karıncıkların kasılmasıyla karıncıklardan aort ve akciğer atardamarına (pulmoner arter) atılması sağlanmış olur, bakınız kan dolaşımı). Daha sonra atrioventriküler düğümünden geçen akım, His-Purkinje sistemi adı verilen bir elektriksel ağ ile uyarı tüm karıncıklara yayılır ve karıncıklar kasılarak içlerindeki kanı akciğerlere ve aort yoluyla vücuda pompalarlar. Daha sonra sinüs düğümü tekrar başka bir uyarı çıkararak yeni bir döngüyü başlatır. Normalde sinüs düğümünden istirahatatta dakikada 60-80 civarında uyarı çıkar. Bu da kalp hızını oluşturur [7].

2.4 Kalbin Mekanik Aktivitesi

Kalbin mekanik aktivitesi, vücuda temiz kan göndermek ve vücuttan gelen kirli kanı temizlenmek üzere akciğerlere pompalamaktır. Kalp, dolaşım sisteminin ana organıdır. Yetişkin bireylerde kalp, her bir kasılmada yaklaşık olarak 100 ila 500 ml arasında kanı vücuda pompalar. Dakikada 75 kere atan bir kalp için, her bir atım yaklaşık olarak 0.8 sn içinde gerçekleşir ve bu süre içinde kalp vücuda yaklaşık olarak 7.5 ila 30 litre kan pompalar ($75 \times 100 \text{ ml} = 7500 \text{ ml}$) [8].

Kalp döngüsü, sistol olarak isimlendirilen atrium ve ventriküllerin kasılması ve diyastol olarak isimlendirilen atrium ve ventriküllerin gevşemesinden oluşmaktadır. Bir kalp döngüsü (bir kalp atışı) yaklaşık 0,8 saniye sürer. Bunun 0,5 saniyesi diyastol, 0,3 saniyesi sistoldür. Kalpten kanın pompalandığı, tek bir atışına denk gelen kalp döngüsü 4 fazda incelenebilir. Bunlar, atrium diastolü (atriumun

gevşeme), ventrikül sistolü (ventrikül gevşeme), atrium sistolü (atriumun kasılması) ve ventrikül sistolü (ventrikül kasılması). Şekil 2.4'te kalbin tek bir atışındaki her bir fazın yaklaşık süreleri verilmiştir [8].



Şekil 2.4 : Kardiyak siklus fazları [8].

Yukarıda bahsedilen kalbin kardiyak fazlarından kısaca bahsedilecek olursa:

Atrium sistolü; her iki atriumunda kasıldığı ve kanın ventriküllere itildiği devre.

Ventrikül sistolü; her iki ventrikülünde kasıldığı ve kanın pulmoner arterler(akciğerler) ve aortaya(tüm vücuda) pompalandığı devre.

Atrium diastolü; ventriküllerin kasılı durumda olduğu, atriumların büyük venlerden gelen kan ile dolmaya başladığı devre.

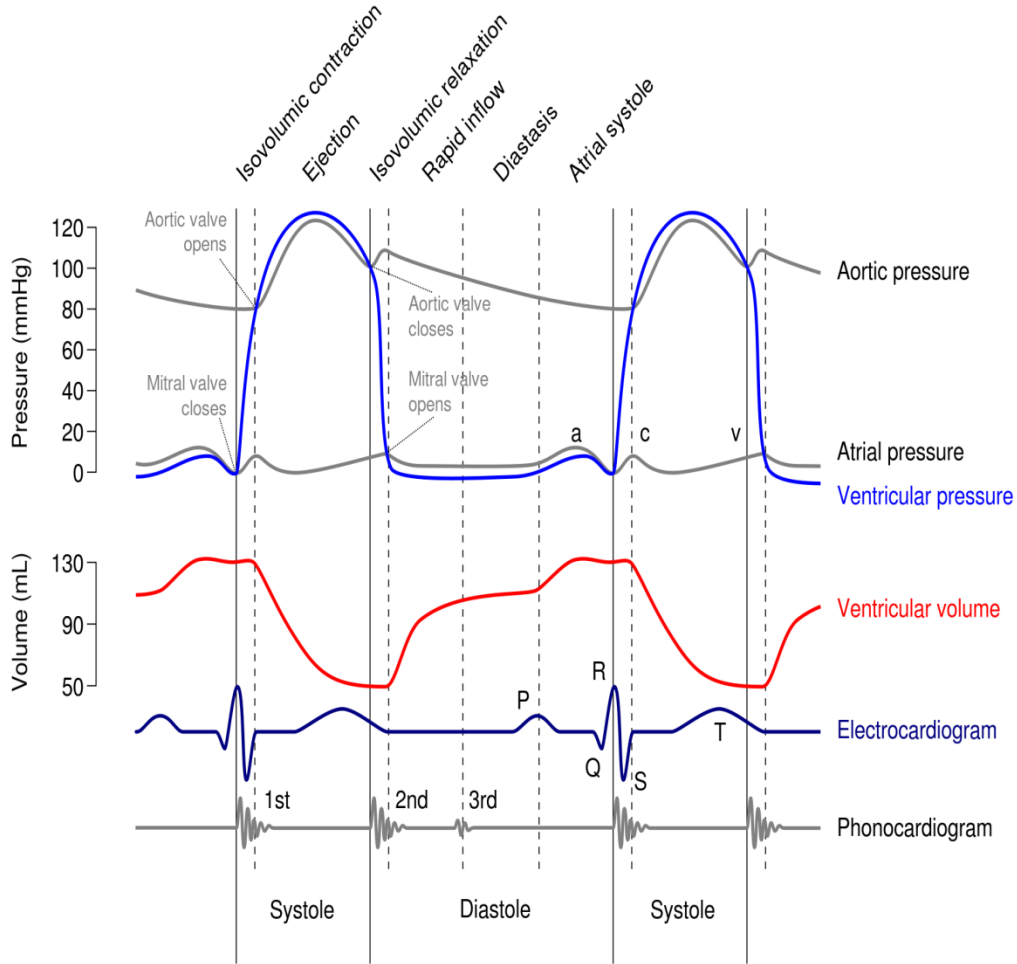
Ventrikül diastolü; atriumların sistolü ile ventriküllerin kan ile dolmaya başladığı devredir.

2.5 Kalbin Elektriksel-Mekanik Aktivitesinin İncelendiği İşaretler

Şekil 2.5 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 [9].

Ventriküler basınç aortik basınçtan fazla düştüğünde, 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 dolun fazı = Rapid filling phase). Bu fazda S3 titreşimleri en net biçimde duyulabilir [9].



Şekil 2.5 : Kalpteki mekanik, elektriksel ve akustik ve aktivitelerin bir kardiyak döngüde eş zamanlı gösterimi [5].

2.6 Kalp Sesleri

Titreşimler oluşur, iletilir ve farkına varılır; bunlar bir sesin oluşumunda rol oynayan üç sistemdir. Şiddet, frekans, kalite ve süre sesi oluşturan titreşimlerin dört ana bileşenidir [8].

Şiddet: Titreşimler genişlerken sesin şiddetini belirler. Buna bağlı olarak şiddetin fazlalığı genlikle doğru orantılıdır. Fakat genlikleri önemsenmeksizin yüksek

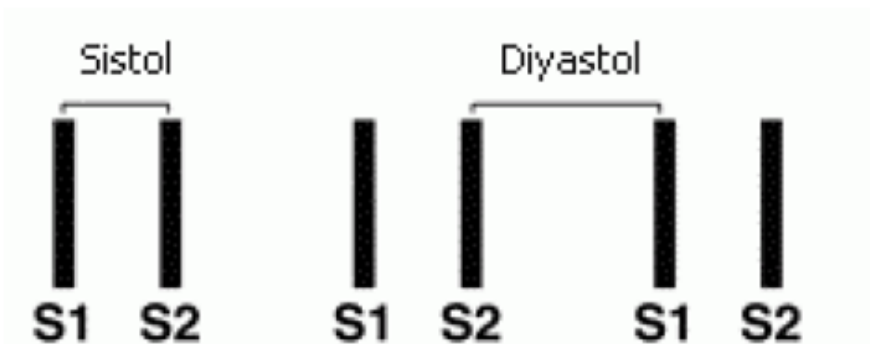
frekanslı sesler alçaklardan daha iyi duyulmasının yanı sıra daha şiddetliymiş gibi zannedilebilirler.

Frekans: 20 ila 20000 Hz arası frekanslar insan kulağının duyabileceği frekanslardır. Yaşlandıkça bu sınır aşağıya iner. Frekansı düşük olsada eğer sesin genliği büyükse duyulmasa da dokunma duyusuyla fark edilebilirler. 20 Hz altı frekansa sahip sesler normalde duyulamazlar. Kalp sesleri alçak frekansa sahiptirler ve frekansları 10-500 Hz arasında değişir. Üfürümler ise kalp seslerine göre yüksek frekanslıdır ve 1000 Hz'e kadar çıkabilirler.

Kalite: Saflık derecesi sesin kalitesini belirleyen ana etmendir. İşitilen sesin saf ve pürüzsüz olması titreşimin tek bir frekansta kalmasına bağlıdır. Ancak cisim farklı frekans ve genliklerde titreşirse saf bir ses duyulmaz sadece gürültü oluşur, buna örnek olarak kalp titreşimleri verilebilir.

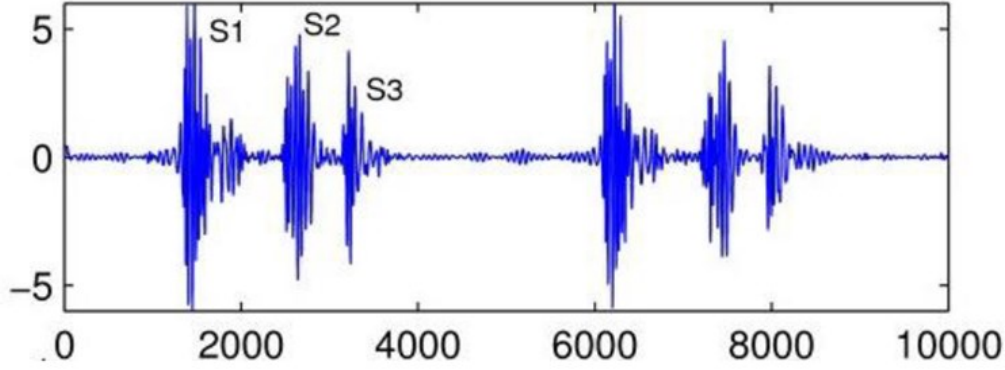
Süre: Sesin süresini titreşimlerin süresi belirler. Kalp seslerinin kısa süreli olması çevresindeki dokulardan kayaklanmaktadır.

Yukarıda anlatılan ses özelliklerine baktığımızda kalp seslerini şiddet, kalite ve sistol/diastol süreleri ve zaman kategorilerine ayırarak inceleyebiliriz. Burada amaç normal kalp seslerini diğerlerinden ayırt edebilmek ve patolojik olanları algılayabilmektir. Dinlenme halinde olan kalp ilk olarak hız ve ritim açısından incelemeye alınır, daha sonrasında sistol ve diastol birinci ve ikinci kalp sesi olarak ayırt edilir. Sistol (kasılma) birinci kalp sesiyle ikinci kalp sesinin arası olurken ikinci kalp sesiyle diğer birinci kalp sesi arası diastol (gevşeme) olmaktadır. Şekil 2.6 'de sistol ve diastol evreleri gösterilmektedir [9].



Şekil 2.6 : Sistol ve diastol [9]

Dinlenme durumundayken kalbin sistol evresi, diastolden kısadır çünkü kalp hızı yüksek değildir.



Şekil 2.7 : S1, S2 ve S3 kalp sesleri.

İstirahat durumundayken ölçülen, düşük, orta ve yüksek titreşimli olarak 3 kategoriye ayrılan kulağın algılayabildiği ses ve üfürümler aşağıda anlatılmaktadır [9].

- 1- Titreşim sayısı saniyede 30-60 Hz arası olan sesler ve üfürümler düşük titreşimli olarak tanımlanır ve bu kategoriye S3, S3G (3 kalp sesi dalgalanması) ve S4G (4. Kalp sesi dalgalanması) dalgalanmaları dâhil edilir.
- 2- Titreşim sayısı saniyede 60-150 Hz'in arası olan sesler ve üfürümler ise orta titreşimlidirler. S1,S2 ve sistolik üfürümler bu kategoriye dahildir.
- 3- Saniyede 150 Hz'in üzerindeki titreşimler ise yüksek titreşimli sesler olarak tanımlanırlar. Müzikal ses ve üfürümlerle pulmonalis ve aort yetmezliğinin diastolik üfürümleri yüksek sesli titreşimler kategorisinde yer alır.

2.6.1 Normal Kalp Sesleri

Birinci kalp sesi S1 dir. Atrio-ventriküler kapakları kapanırken kanda ve kalp duvarında bir titreşim meydana gelir ve bu apekten işitilir. Daha sonrasında oluşan titreşimler göğüs duvarına ulaşır. S2 ile kıyaslandığında daha güçlü uzun süreli olan ve düşük frekansa sahip olan en yüksek ses S1 dir ve sesbiliminde “LAB” şeklinde duyulur. Mitral ve triküspit kapaklarının kapanmasıyla birinci sesin oluştuğu düşünülse de bu durum incelendiğinde birinci sesin oluşma sürecine ulaşılmış ve öğrenilenlere göre birinci ses üç veya dört titreşimden oluşan genişçe bir ses bilgisine

ulaşmıştır. EKG ile yapılan kayıtlara göre birinci ses Q dalgasından 0.04 saniye sonra başlamaktadır. Oluşan ilk dalgalar alçak frekanslı olup titreşimlerin oluşma dönemi olarak ventriküllerin izometrik kasılma dönemi belirlenmiştir [9].

Daha sonrasında ise mitral ve triküspit kapaklarının kapanmasıyla beraber yüksek genlikli ve frekanslı titreşimler meydana gelir. Mitralin titreşimleri daha önde olduğu için mitral ve trisküspite titreşimleri ayrı olarak kaydedilir. Kapak bileşenleri birinci sesin oluşumunda etkili olurken birinci sesin son kısmı olan kanın aorta ve pulmonere doğru pompalanması esnasında küçük genlikli titreşimler meydana gelir [9].

İkinci kalp sesi ise S2 dir ve bu sesi semilunar kapaklarının kapanması oluşturur. En güçlü duyulduğu yer ise aort ve pulmonalis odalarıdır. Bu odalarda ise aort kapağı sesi A2 pulmoner sesinden P2 daha güçlüdür. S1 den farklı olarak S2 tek bir ses gibi duyulur çünkü aort kapağı daha önce kapanmasına rağmen aralarındaki kapanma mesafesi çok kısa olduğu için bu ayırım fark edilemez, ayrıca bu ses S1 den daha kısadır ve sesbilimde “DAP” şeklinde duyulur. [9].

2.6.2 Anormal Kalp Sesleri

S3, kalp seslerinin üçüncüsüdür. Atrioventriküler halka diyastol basında ventriküllerin hızla dolduğu sırada yükselir ve gerilen kordonlarla kapaklardan bu ses meydana gelir. Steteskopla hasta sol tarafına yatırılarak mitral odaktan dinlenebilir ve hemen hemen aort kapağının kapanma sesinden 150 ms sonra işitilir. Ventriküler yetmezlikte bu ses duyulur ve duyulan ses dolgun bir sestir. Düşük frekans ve düşük genlikli olan bu ses yaşlılarda, çocuklarda ve hamilelerde herhangi bir rahatsızlık olmadan da duyulabilir. Sesbiliminde “Di” olarak duyulur [9].

S4, kalp seslerinin dördüncüsüdür. Kulakla duyulamayan bu ses, ventriküllerin dolu olmasıyla oluşan basıncın atriümlara atılması aşamasında kanın dalgalanmasıyla duyulan sestir. Akut miyokart enfarktüsü ile kendini gösterirken S1’den hemen önce duyulur ve apeks en iyi duyulma noktasıdır. Ortaya çıktığı nedenler kroner arterdeki bir hastalık olabilir veya atrio-ventriküler yetmezlik olabilir. Ses biliminde “Ti” olarak duyulmaktadır [9].

Gallop ritmi (S4) : S3 ve S4 ün; S1 ve S2 ile birlikte duyulmasıdır. Nabız dakikada 110 un üstünde olup, koşan at sesi gibi ses duyulur [9].

Murmur (üfürüm): Anormal girdap sonucu oluşan seslerdir. Frekans aralığı yaklaşık 100–500 Hz arasındadır. Kan, dar ya da hasarlı kapaktan geçerken girdap oluşur.

Girdaba yol açan nedenler:

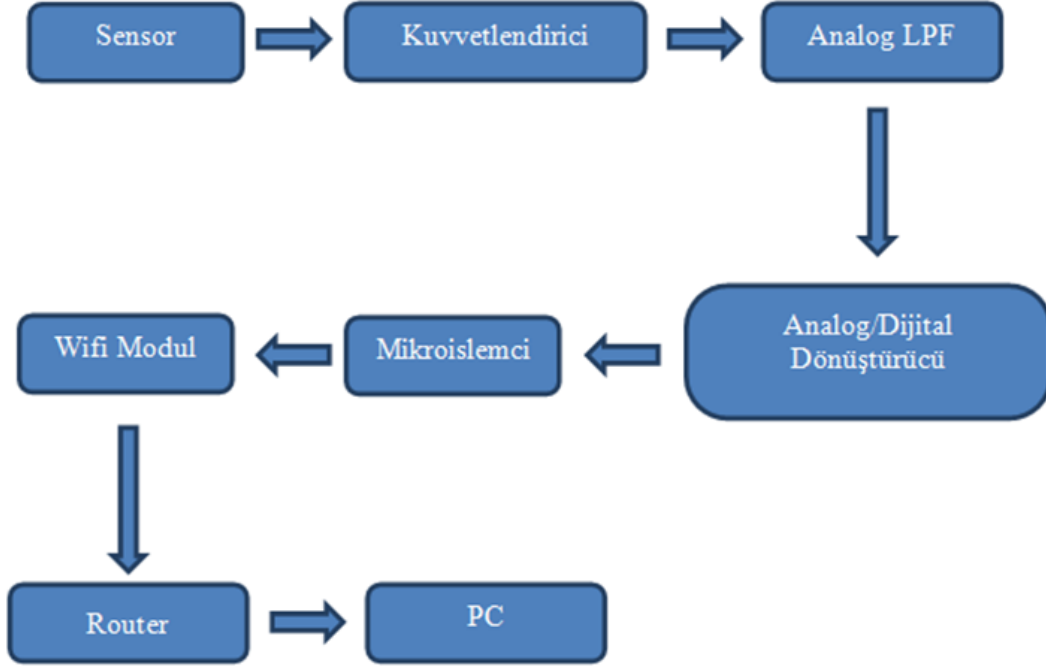
- 1- Kanın akışı yönünde bir lezyon varsa, düzgün akış bozularak girdaplar oluşur ve üfürümler ortaya çıkar.
- 2- Kanın akışı yönünde etraftaki yapılarda fiziksel değişiklikler varsa, titreşimler meydana gelir ve üfürümler duyulur.
- 3- Kan, dar bir aralıktan geçerken,
- 4- Kan, dar olmayan fakat pürüzlü bir kapak sistemi içinden geçerken,
- 5- Normal bir kapak sistemi içinden geçen akımın hızlanması halinde,
- 6- Dar bir yerden geniş bir sisteme geçtiği zaman üfürümler duyulur. Murmurlar zaman, yoğunluk, yer, frekans, kalite ve yayılmalarına göre sınıflandırılırlar [9].

3. KALP SESLERİNİN ALGILANMASI VE KABLOSUZ İLETİMİ

3.1 Amaç

Tez çalışmasının bu kısmında, kalp seslerinin algılanıp, elektriksel işarete dönüştürülmesi ve kablosuz olarak bilgisayar ortamına aktarılıp, nasıl analiz edildiğiadım adım anlatılacaktır.

Bu tez çalışmasında 3 farklı sensor kullanılarak kalp sesi elektriksel işarete dönüştürülmüştür. Bu senyörler mikrofon, piezoelektrik kristal ve ivme ölçerdir. Bu üç sensor üzerinde yapılan denemelerden sonra kalp seslerinin ivme ölçer kullanılarak elektriksel işarete dönüştürülmesine karar verilmiştir. Ama öteki sensörlerle yapılan denemeler de kısaca anlatılacaktır. 3 sensörün genel olarak çalışma prensipleri farklı olsa da, amaç kalp sesini alıp kablosuz olarak bilgisayara aktarmaktır. 3 sensör için yapılan işlemleri adım adım anlatacak olursak; ilk aşamada sensöryardıımı ile kalp sesi elektriksel işarete dönüştürülür. Sensör kullanılarak elektriksel işarete dönüştürülen kalp seslerinin genliği [mV] seviyesindedir ve üzerinde işlem yapılabilmesi için sinyalin genliğinin kuvvetlendirilip, [V] seviyesine yükseltilmesi gerekir. Bu yüzden devrede sensör çıkışı kuvvetlendirici girişine bağlanmıştır. Kuvvetlendirilerek genliği 0-3 [V] seviyesine yükseltilen kalp sesi sinyali, 2 [Khz] kesim frekansına sahip analog alçak geçiren filtreden geçirilerek gereksiz titreşim ve dış ortam seslerinden arındırılır. Fakat elektriksel sinyale dönüştürülen kalp sesi halen analog işarettir ve bilgisayar ortamında işlenebilmesi için sayısallaştırılması gerekir. Tasarımda analog-sayısal dönüşüm mikroişlemcinin ADC portu kullanılarak, 2 Khz örnekleme hızı ile yapılmaktadır. Bu işlem sonucunda sayısallaşan kalp sesi sinyali, mikroişlemcinin seri haberleşme portu (UART) kullanılarak Wifi modülüne gönderilir. Wifi modülü seri port üzerinden alınan sayısal kalp sesi sinyalini kablosuz olarak istenilen ip ve port numarasına gönderir. Bundan sonraki kısım bilgisayarın veriyi kablosuz olarak alması ve alınan verinin Matlab ortamında işlenmesi olacaktır. Tez çalışmasının bu kısmı bölüm 4’de ayrıntılı olarak anlatılacaktır. Anlatılan işlemler sırası ile şekil 3.1’de ki akış diyagramında gösterilmiştir.



Şekil 3.1 : Kalp sesi işaretinin algılanıp, kablosuz olarak aktarılmasını gösteren akış şeması

3.2 Sensör Özellikleri ve Sistem Üzerine Etkisi

Sensörler fiziksel büyüklükleri elektrik sinyallerine dönüştürmek için kullanılırlar. Termal, mekanik, kimyasal, akustik, radyoaktif ve fizyolojik sensörler bunlardan bazılarıdır. Sensör çıkışı daima elektriksel bir işarettir. Örneğin, bir mikrofon çeşidi olan kapasitif mikrofon, üzerine düşen sesin şiddetine bağlı olarak kapasitesi değişmektedir ve bu kapasite değişimi sonucu üzerine düşen voltaj değeri değişmektedir.

Kullanılan piezoelektrik sensör, bu projedeki ölçme düzeninde hem canlı sistem hem de ölçüm sistemiyle temas halindedir. Bu nedenle sensörün hem canlı sistemi hem de ölçüm sistemini nasıl etkilediğinin bilinmesi gerekir. Bir sensörün çalışmasını belirleyen altı tasarım parametresi vardır: Bunlar; örnek yüklenmesi, çıkış empedansı, sönüm, cevabı, doğrusallık ve gürültü olarak sayılabilir[1].

Bu parametreleri kısaca inceleyecek olursak:

Örnek yüklenmesi: Sensörün, üzerinde ölçüm yapılan objeye yaptığı etkidir. İdeal olarak dönüştürücü, dönüştürmeye çalıştığı büyüklüğü hiçbir şekilde değiştirmemelidir.

Çıkış empedansı: Sensörün çıkış empedansı, işaret işleme biriminin giriş empedansı ile uyumlu olmalıdır. İşaret işleme birimi çoğu sistemlerde bir kuvvetlendiricidir. Dolayısıyla dönüştürücünün çıkış empedansı ile kuvvetlendiricinin giriş empedansı arasındaki ilişki önemlidir.

Sönüm: Sensörün fizyolojik olayı aslına sadık kalarak izleyemediği durumlarda çeşitli sönüm durumları söz konusudur. Sensör darbe ya da basamak şeklindeki bir giriş işaretine hızlı ya da yavaş cevap verirse, sönüm noktaları oluşur. İdeali bu giriş işaretlerine ne hızlı ne de yavaş cevap veren, olduğu gibi takip eden bir dönüştürücüdür.

Frekans cevabı: Eğer sensörün frekans cevabı fizyolojik büyüklüğün bant genişliğinden düşük ise işaretle önemli bir bilgi kaybı olur. Eğer frekans cevabı olan bant genişliğinden büyük ise bu kez de işaretle ilgisi olmayan bir takım işaretler (gürültüler) de alınır ve anlamsız sonuçlar ortaya çıkar. Sensörün frekans cevabı, sezildiği ve cevap verebildiği frekans bandı ile tanımlanır.

Doğrusallık: Sensör çıkış işaretinin dönüştürücü girişindeki fizyolojik işaretle işleme yeteneğini etkileyen bir özelliktir. Sensörün geçiş karakteristiği doğrusal ise dönüştürücü çıkışındaki elektriksel işaret, fizyolojik işaretin benzeri olacaktır.

Sensör gürültüsü: Üç ayrı gürültü kaynağı vardır: Fizyolojik gürültü, termal gürültü ve çevre gürültüsü. Burada fizyolojik gürültü, dönüştürücünün, algılayıp ölçmeye çalıştığı fizyolojik değişkenin doğal frekansına yakın frekanslarda meydana gelen diğer fizyolojik değişimleri sezmesinden kaynaklanır. Bu gibi gürültüler, kas titreşimi, vücut uzuvlarının hareket etmesi ve diğer organların faaliyetleri gibi durumlarda ortaya çıkar[1].

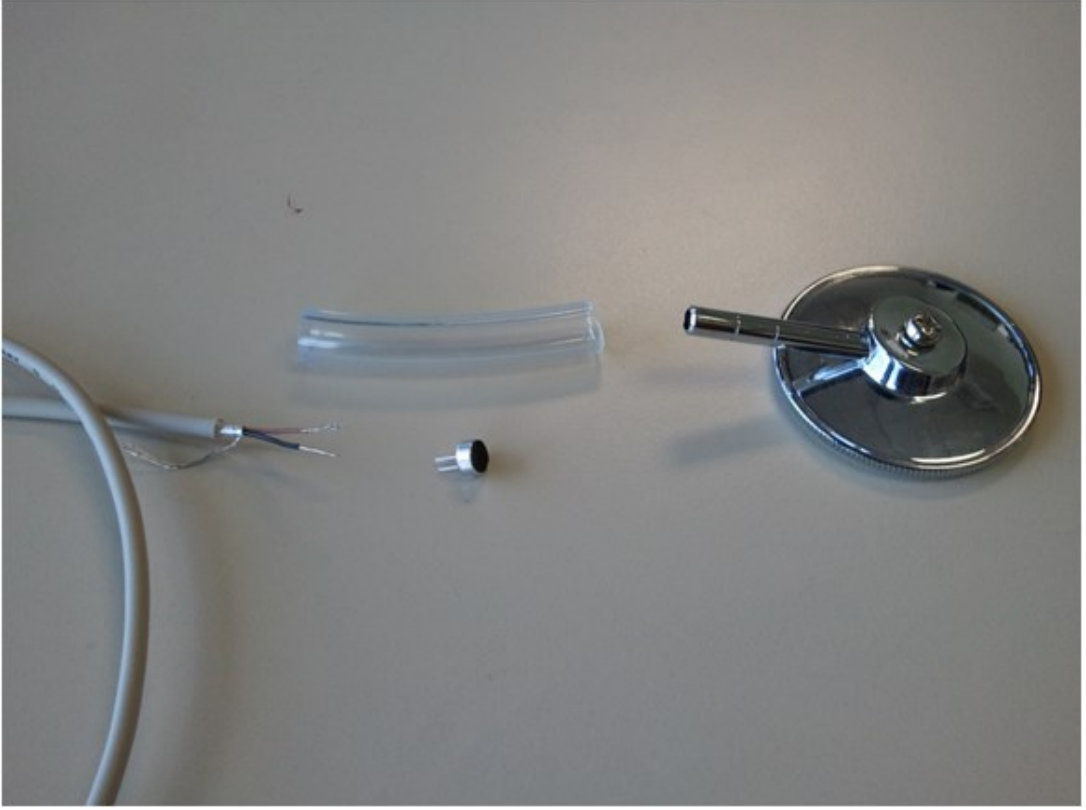
3.2.1 Kalp Seslerini Algılamak İçin Kullanılan Sensör

Bu tez çalışmasında, fizyolojik bir işaret olan kalp sesleri incelenmek istenmektedir. Bu işaretleri algılayabilmek ve elektriksel işarete dönüştürebilmek için projede ilk olarak stetoskop diyaframı ve buna bağlı kapasitif bir mikrofon kullanılarak ses denemeleri yapılmıştır. Projenin ikinci kısmında ise tasarımda; boyutlarının küçük olması ve ölçüm değerlerinin daha doğru olması sebebi ile piezoelektrik krista kullanılmış ve kalp sesleri piezoelektrik sensör yardımı ile elektriksel işaret dönüştürülmüştür.

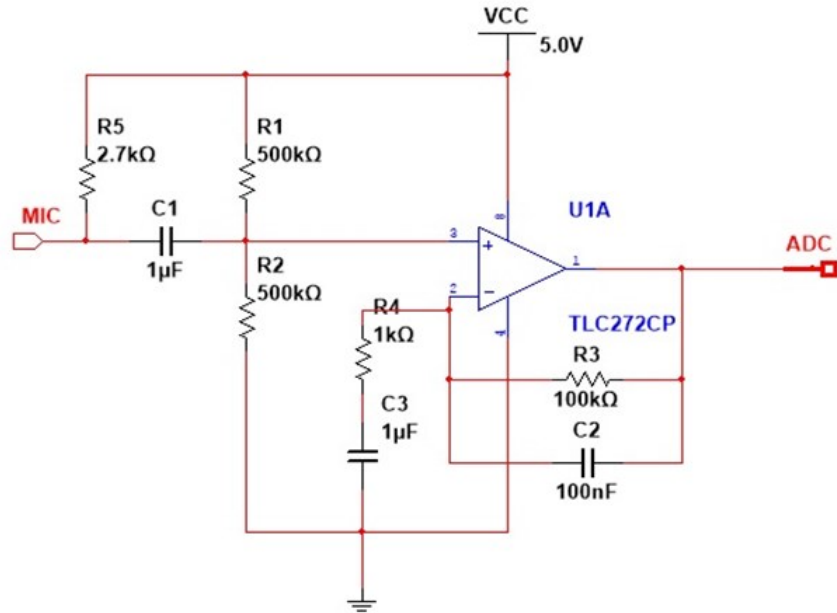
3.2.1.1 Stetoskop ve mikrofon

Bu tez çalışmasında ilk olarak, klasik stetoskop ve bu stetoskobun çıkışına bağlanan mikrofon kullanılarak kalp sesleri elektriksel işarete dönüştürülmüştür. Kullanılan diyafram ve mikrofon kalitesi, ölçülen kalp ses sinyali üzerinde yapılan analizlerin kalitesini doğrudan etkilemektedir. Bu sebepten kalp sesi sinyallerinin kaliteli olarak algılayabilmek ve elektriksel analog işarete dönüştürebilmek için bir sensör tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir. Gerçeklenen bu sensörde; akustik kalp seslerini algılamak ve mekanik olarak kuvvetlendirmek için stetoskop diyaframı ve bu stetoskop diyaframına bağlı mekanik kuvvetlendirilmiş kalp seslerini algılamak ve elektrik sinyaline dönüştürmek için kapasitif bir mikrofon kullanılmıştır. Sesin kaliteli olarak algılanabilmesi için mikrofon seçimi kritik önem taşımaktadır. Kalp sesini oluşturan bileşenlerin 10-400 [Hz] bant aralığında frekansa sahip olduğu bilinmektedir. Kalp seslerini doğru bir biçimde algılayabilmek için 0-20 [KHz] bant genişliğine sahip mikrofon seçilmiştir. Seçilen mikrofonun çıkış empedansı 2.2 [KOhm] ve çalışma gerilimi 1-10 [V] aralığındadır. Diyafram ve mikrofon kullanılarak elektriksel sinyale dönüştürülen kalp sesi [mV]'lar düzeyindedir ve üzerinde işlem yapılabilmesi için kuvvetlendirilmesi gerekir.

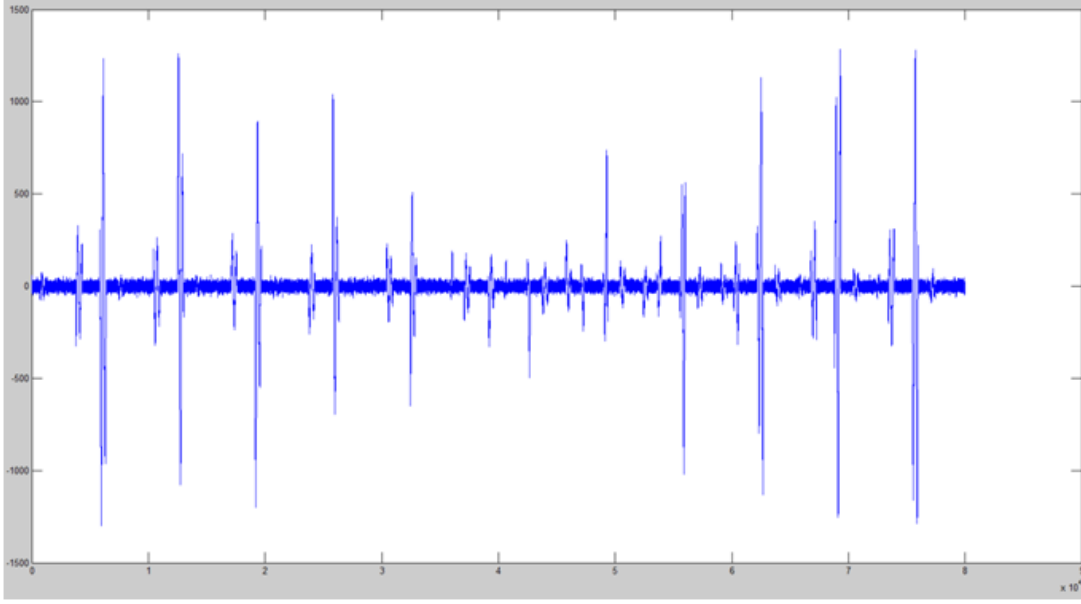
Projenin ilk kısmında kullanılan, kalp seslerini toplamak ve elektrik sinyaline dönüştürmek için tasarlanan sensörde kullanılan diyafram ve kapasitif mikrofon şekli 3.2'de, mikrofon çıkışının bağlı olduğu kuvvetlendirici ve alçak geçiren filtre devre şeması Şekil 3.3'de ve son olarak elde edilen kalp sesi işareti Şekil 3.4'de gösterilmiştir. Devrede kullanılan opamp ve tasarlanan baskı devre sayesinde, elektriksel gürültüden minimum etkilenilmiştir bu da alınan kalp sesi sinyalinin kalitesini arttırmış, tezin sonraki aşamalarında kullanılmak üzere kaliteli kalp sesi sinyalleri elde edilmiştir. Devre, kuvvetlendirme bant aralığında 100 kat kuvvetlendirmekte ($100/1 = 100$ kat) ve 10-2000 Hz aralığında bant geçiren filtre olarak çalışmaktadır. Devrenin hem kuvvetlendirici hemde filtre gibi çalışması, opamp'ın geri besleme bacağındaki 100 Kohm'luk dirence paralel bağlanan 100 nF'lık kondansatör sayesinde olmuştur. Devre çıkışında mikrokontrolörün analog/sayısal çevirim (ADC) girişine bağlıdır.



Şekil 3.2 : Kalp seslerini algılamak için kullanılan diyafram ve mikrofon



Şekil 3.3 : Kuvvetlendirici ve alçak geçiren filtre devre şeması



Şekil 3.4 : Kalp sesi işareti

3.2.1.2 Piezoelektrik sensör

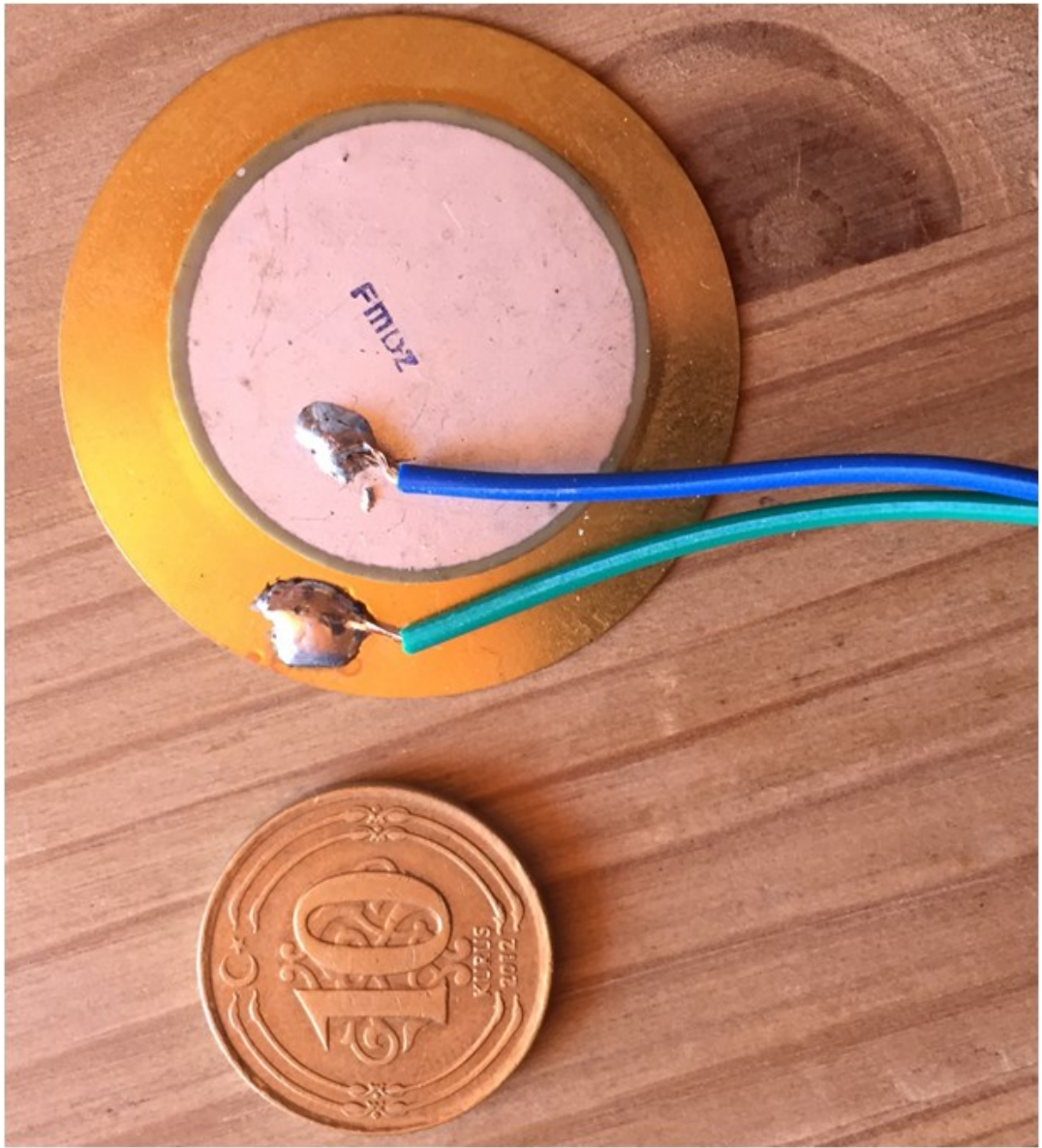
Bu tez çalışmasının ikinci aşamasında ise, kalp seslerini elektriksel işaretedönüştürmek için piezoelektrik dönüştürücü kullanılmıştır. Mekanik kalp sesi ve titreşimleri piezoelektrik etkiden faydalanılarak elektriksel işarete dönüştürülür.

Piezoelektrik etki 19. yüzyılın ikinci yarısında Pierre ve Jacques Curie tarafından keşfedilmiştir. Pierre ve Jacques, turmalin ve kuvars gibi özel kristal yapıya sahip bazı minerallerin mekanik enerjiyi, elektrik enerjisine dönüştürebildiğini keşfettiler. Turmalin, galyum fosfat, kuvars gibi kristal yapıya sahip birçok malzeme piezoelektrik sensörleri yapmak için kullanılabilir. Fakat kuvars kristali üzerine birçok araştırma yapıldığı için, çoğu elektronik uygulamada kuvars kristali kullanılır. Piezoelektrik özelliğe sahip kristalin çıkışındaki voltajın genliği, kristale uygulanan basıncın (Yunanca: piezo) büyüklüğü ile doğru orantılıdır. Piezoelektrik sensörlerin en önemli özelliği; temas ettikleri yüzeydeki en küçük mekanik titreşimleri bile ölçmede yüksek hassasiyet ve doğruluğa sahip olmalarıdır. Boyutları küçüktür ve hafiftir. Üretim maliyetleri ucuzdur. Bunların yanında yüksek sıcaklıklara dayanıklıdır, sıcaklık değişimlerinde, çıkış gerilimleri lineer olarak değişir.

Yukarıda sayılan olumlu özelliklerinin yanında piezoelektrik sensörlerin iki büyük dezavantajı vardır. Bunlardan ilki kristal yapının çıkış empedansının çok yüksek olması ve kapasitif etkiye sahip olmasıdır. Bu sebepten piezoelektrik sensörlerin, CMOS teknolojisi gelişip, yüksek giriş empedansına sahip

kuvvetlendiriciler üretilmeye başlanılmasına kadar pratik bir kullanım alanı yoktu. Piezoelektrik sensörlerin sahip olduğu kapasitif etkiden dolayı, bu kristaller yüksek geçiren filtre gibi davranır, kullanılacak olan kuvvetlendirici devre doğru bir biçimde tasarlanmazsa düşük frekanslı işaretler kaybolacaktır.

Piezoelektrik sensörlerin bir diğer dezavantajı ise, kristalin üzerine uygulanan basıncın büyüklüğüne bağlı olarak anlık olarak çok büyük genliğe sahip çıkışlar üretebilir. Bu nedenle sensör çıkışına bağlanan kuvvetlendirici devrenin giriş kısmı yüksek gerilimden korunmalıdır. Şekil 3.5’de bu tez çalışmasında kalp seslerini toplamak için kullanılan piezoelektrik sensör gösterilmiştir.



Şekil 3.5 : Kalp seslerini toplamak için kullanılan piezoelektrik sensör.



Şekil 3.7 : Kalp seslerinin elektriksel sinyale dönüştürülmesi için kullanılan ivme sensörü.

Kalp titreşimlerinin elektriksel sinyale dönüştürülmesi için Analog Devices firmasına ait ADXL345 entegresi kullanılmıştır. Bu entegre 3 eksen (x, y, z), istenilen genliğinde ($\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$, $\pm 16g$), yüksek çözünürlüklü (13 bit) ölçüm yapabilmektedir. Sahip olduğu yüksek çözünürlük sayesinde 0.5° hassasiyetle ölçüm yapmaktadır. Entegre 2.0 V – 3.6 V arası çalışmakta ve ölçüm modunda 100 μA akım çekmektedir. Bu düşük güç tüketimi batarya ile çalışan projeler için yüksek önem arz etmektedir. Bu entegrenin seçimindeki bir diğer etken ise ölçüm sonuçlarını analog olarak değil dijital olarak vermesidir. Bu özelliği sayesinde hem ölçüm bilgisi gürültüden etkilenmemekte, hemde işlemci üzerinden analog – dijital çevirim için gerekli olan yük kalkmaktadır. Entegre işlemci ile haberleşmek için SPI ya da I2C dijital haberleşme protokolünü kullanabilmektedir. Bu tez çalışmasında SPI haberleşme protokolü tercih edilmiştir. Ayrıca kalp titreşimlerinin algılanması için kullanılan ADXL345 entegresi $\pm 2g$ ölçüm aralığında ve 13 bit

çözünürlük seçilerek 2Khz örnekleme hızına ayarlanmıştır. Buda bize saniyede 2000 örnek ve 4mghassasiyetle ölçüm yaptığımızı gösterir.

3.2.2 Sensör Seçimi

Bölüm 3.2.1’de anlatılan avantajlar ve dez avantajlar göz önünde bulundurulduğunda, kalp seslerinin elektriksel işarete dönüştürülmesinde kondensermikrofon, piezoelektrik sensör ve ivme sensörü arasında bir seçim yapılması gerekmektedir.

Bu üç algılayıcı ile yapılan denemeler sonucunda; kondenser mikrofon ile elde edilen işaret gürültü oranı (SNR) sessiz bir odada maksimum 10dB olarak ölçülmüştür. Aynı şartlar altında piezoelektrik sensör ile yapılan denemelerde ise, elde edilen SNR değeri 20dB olarak ölçülmüştür. Aynı şartlar altında ivme ölçer ile yapılan teslerde SNR değeri 20dB olarak ölçülmüştür. Fakat sesli ortamda yapılan denemelerde ivme ölçerin SNR değeri sabit 20dB olarak kalırken, mikrofon ve piezoelektik sensörün SNR oranları bariz şekilde düşmüştür. Buna ek olarak ivme ölçer sensör dış gürültülerden (ölçümün yapıldığı ortamdaki dış sesler, nefes sesi, göğüs hırıltıları, kas sesleri vb.) kondenser mikrofon ve piezoelektrik sensöre göre çok daha az etkilenmekte, algılanmak istenilen kalp seslerini çok daha belirgin bir şekilde elektriksel işarete dönüştürmektedir. Bu sebeple yapılan denemeler sonucu kalp sesinin algılanmasında ivme olcer sensör kullanılmasına karar verilmiştir.

3.3 Kuvvetlendirici

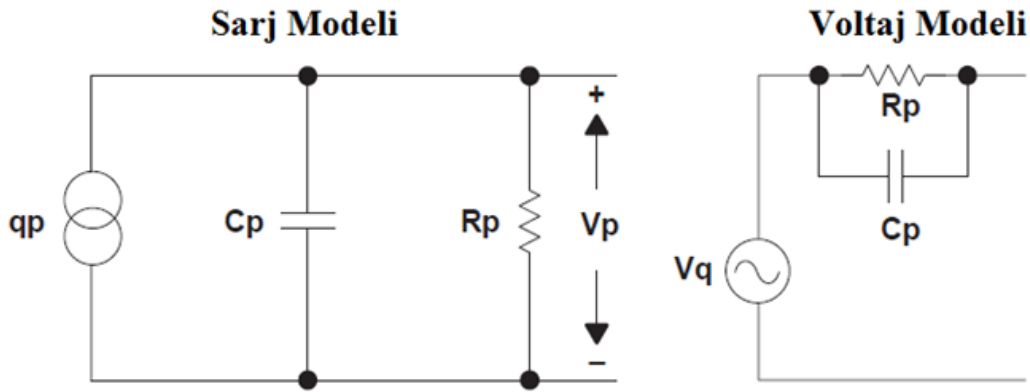
Bu bölümde piezoelektrik sensör ile yapılan denemelerde kullanılan kuvvetlendiricidevre tasarımı anlatılmaktadır. Piezoelektrik sensörün çıkış gerilimi çok küçük olduğundan ve çıkışempedansı çok yüksek olduğundan mikroişlemciye direk bağlanıp analog ölçüm yapılamamaktadır. Ölçüm yapılabilmesi için sinyalinkuvvetlendirilmesi ve empedansın uygun hale getirilmesi gerekmektedir. İvme ölçümleri için kullanılan ADXL345 entegresi kendi içinde kuvvetlendiriciye sahip olduğu ve dijital çıkış verdiği için kuvvetlendirici devreye ihtiyaç duymamaktadır.

Bu bölümde anlatılan bilgiler piezoelektrik sensör ve mikrofon için geçerlidir.

3.3.1 Piezoelektrik Sensörden Alınan İşaretlerin Kuvvetlendirilmesi

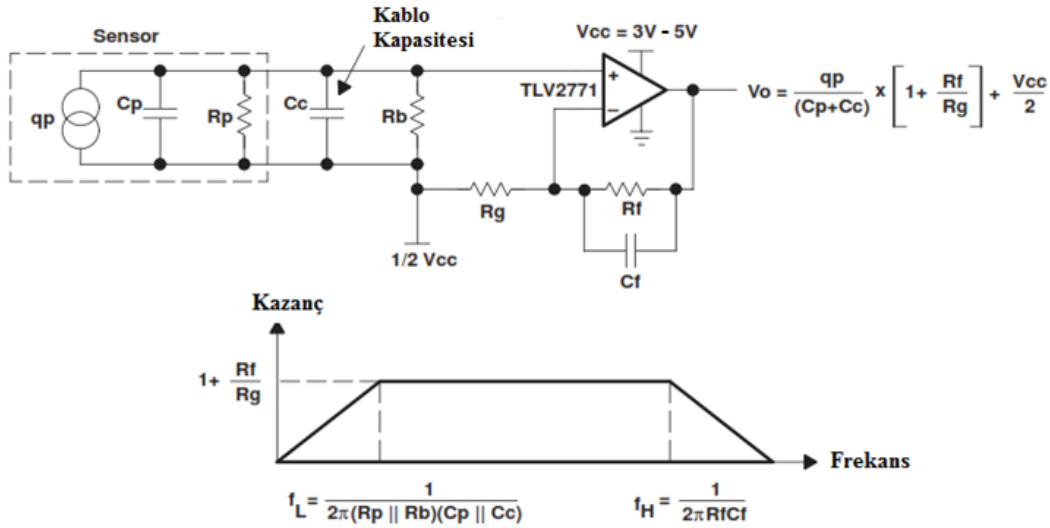
Piezoelektrik sensörden alınan kalp sesi işaretlerinin kuvvetlendirilmesi diğer sensörlere göre önemli ölçüde daha zordur. Bu zorluğun iki temel sebebi vardır; birincisi piezoelektrik sensörün sahip olduğu yüksek (Mega-Ohm seviyesinde) çıkış empedansı, ikincisi ise piezoelektrik sensörlerin üzerlerine uygulanan basınç ile anlık olarak çok yüksek genlikli (100 V seviyesinde) gerilim farkı oluşturabilmeleridir.

Bir piezoelektrik sensör, şarj ve voltaj olmak üzere iki şekilde modellenebilir. Şarj modelinde; bir şarj kaynağı buna paralel olarak bağlı bir kapasite ve dirençten ibarettir. Voltaj modelinde ise; piezoelektrik sensör, bir gerilim kaynağı ve bu kaynağa seri olarak bağlanmış, kendi aralarında paralel olan direnç ve kondansatör kullanılarak modellenmiştir. Anlatılan bu modellerin çizimleri Şekil 3.8’de gösterilmiştir.



Şekil 3.8 : Piezoelektrik sensörün eşdeğer devre modelleri.

Kuvvetlendirme işleminde kullanılacak olan modelin seçimindeki kriter sensör ile kuvvetlendirici arasındaki mesafedir. Piezoelektrik sensör ile kuvvetlendirici arasındaki mesafe çok yakın ise voltaj modeli, aradaki mesafe uzak ise şarj modeli kullanılır. Bu tez çalışmasında piezoelektrik sensör ve kuvvetlendirici devre birbirine yakınlığı için, devre tasarlanırken voltaj modeli esas alınmıştır. Voltaj modeli için üretici tarafından tavsiye edilen devre şeması ve bu devrenin alt ve üst frekans kesim bantları Şekil 3.9’da verilmiştir.



Şekil 3.9 : Kuvvetlendirici devre şeması ve devrenin kazancını gösteren eğri.

Şekil 3.9’da verilen devre şemasında; R_p piezoelektrik sensörün çıkış direncini temsil etmekte ve yaklaşık olarak $2.2k\Omega$ seviyesindedir. C_p piezoelektrik sensörün çıkış kapasitesini temsil eder ve yaklaşık olarak 10 nF seviyesindedir. Bu kapasite değeri sensörün yapıldığı kristalin türüne, boyutuna ve kesim şekline göre değişir. Geniş çaplı sensörlerde bu kapasite değeri artar, çap azaldıkça bu değer azalır. Sensörün düşük frekans tepkisini etkileyen en etkili eleman bu kapasite değeridir. Bu kapasite değeri ne kadar küçükse sensörün düşük frekans tepkisi o kadar az olur, bu kapasite değeri arttıkça sensörün düşük frekans tepkisi artar.

Kullanılan piezoelektrik sensörde en uygun boyut-en iyi bant genişliği ilişkisi 2.7 cm çaplı disk kullanılarak elde edilmiştir. Devre şemasında verilen bir diğer eleman olan C_c ise sensör ile kuvvetlendirici arasındaki iletken kablonun kapasitesidir. Bu kapasite değeri ihmal edilebilir düzeyde küçüktür ,bu yüzden hesaplamalarda kullanılmayacaktır ($C_c=0$).

Verilen bu bilgiler ışığında devrenin alt kesim frekansı;

$$f_{alt} = \frac{1}{2\pi(R_p || R_b) * C_p} \quad (3.1)$$

formülü; devrenin üst kesim frekansı;

$$f_{üst} = \frac{1}{2\pi R_f C_f} \quad (3.2)$$

formülü, devrenin maksimum kazancı ise;

$$k = 1 + \frac{R_f}{R_g} \quad (3.3)$$

formülü kullanılarak hesaplanabilir.

Bu durumda bir tek R_b direnci belirsizdir. Bu direncin değeri, kuvvetlendiricinin alt kesim frekansını, yani sensörün algılayacağı en düşük frekans değerini belirler. Bu durumda kalp seslerini algılayabilmek için gerek duyulan, en düşük frekans değerini 10 Hz olarak seçersek ve denklem 3.1'den R_b direncini çekecek olursak, bu direnç değerinin en az 1.3 M Ω olması gerektiği görülür. Bu yüksek dirençli sensör çıkışından dolayı birçok klasik kuvvetlendirici devre topolojisi elenir. Düşük giriş empedansına sahip kuvvetlendiriciler ile yapılan simulasyonlarda devre çıkışında elde edilen sinyalin genliği çok zayıftır. Bu yüzden devrede kullanılacak olan kuvvetlendiricinin giriş empedansının çok yüksek olması gerekmektedir. Seçilen JFET Opamp'ın giriş empedansı $10^{13}\Omega$ düzeyindedir.

3.4 Kablosuz Modül

Tez çalışmasının bu kısmında, analog elektriksel işaretin sayısallaştırıldıktan sonra kablosuz olarak nasıl bilgisayar ortamına aktarıldığı anlatılacaktır.

3.4.1 Kablosuz İletişim Yöntemi

Cihazların ve sensörlerin kablosuz olarak izlenmesi gün geçtikçe daha yaygın hale gelmiş ve popüleritesi artmıştır. Kablosuz sistemler, hareketi kısıtlamaz, kablo maliyeti yoktur, kurulum süresini azaltırlar. Kablosuz teknoloji sensörlerin rahatlıkla bir yerden bir yere taşınmasına ve sensörden alınan bilginin uzaktan izlenmesine olanak tanır. Anlatılan bu sebeplerden ötürü bu tez çalışmasında kalp seslerinin bilgisayar ortamına aktarılması için kablosuz iletişim kullanılmıştır. Fakat birçok kablosuz iletişim yöntemi vardır ve her birinin ötekine göre avantajları ve dezavantajları vardır. Dünya çapında en popüler olan ve kullanılan bazı kablosuz iletişim protokolleri aşağıda verilmiştir. Bunlar;

- 1) Bluetooth
- 2) WI-FI
- 3) ZigBee
- 4) Uygulamaya özel kablosuz protokoller.

Yukarıda adı geçen seçeneklerden kısaca bahsedilecek olursak;

Bluetooth, kısa mesafeler için kablo yerine kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Alıcı ve verici arası uzaklık 10m'den fazla olamaz. Dünya çapında geniş desteğe sahiptir, ucuzdur, basit bir protokole sahiptir, kullanması kolaydır. Güç tüketimi düşüktür, batarya gerektiren uygulamalarda tercih edilir. Fakat uzun mesafe, yüksek bant genişliği, çoklu kullanıcı ve internet gerektiren uygulamalar için uygun değildir.

Wi-Fi, dünya çapında yaygınlaşmış ve hemen her yerden erişilebilir hale gelmiştir, en önemlisi ise internete doğrudan erişim sağlamaya izin veren bir protokoldür. Yüksek bant genişliği gerektiren uygulamalarda tercih edilir, 100 Mbit/s hızlara ulaşabilir. Kapsama alanı yüksektir, alıcı ile verici arasındaki uzaklık 100 m kadar çıkabilir. Bunun yanında karmaşık bir topolojidir, yüksek güç tüketimine sahiptir.

ZigBee protokolünün en önemli özellikleri; düşük güç tüketimi, uzun mesafede haberleşme ve çoklu kullanıcı desteğidir. Zigbee modüllerinin hızı 250 Kbit/s ulaşabilir, bu hız endüstriyel uygulamalarda yeterli olsada, geniş bant genişliği gerektiren multimedya uygulamaları için yeterli değildir. Ayrıca görece yeni bir teknoloji olduğu için Wi-Fi ve bluetooth gibi yaygın desteği yoktur. Bir alanda Zigbee protokolünü kullanan cihazların çalıştırılabilmesi için öncelikle alt yapı çalışması yapılması gerekmektedir.

Uygulamaya özel kablosuz sistemlerde bir alıcı ve verici modülden oluşur. Haberleşme tasarlanmış olan kablosuz modül ve protokol ile yapılır. Böyle bir uygulama geliştirildiği takdirde sistem tamamen kendine özgü ve dünya üzerinde başka hiçbir sistemle iletişime geçemeyecektir. Bu yüzden böyle bir iletişim aracı tercih sebebi olmamıştır. Bu projede kullanılan Wi-Fi teknolojisi ile mevcut bütün kablosuz ağlara bağlanıp veri alış verişi yapılabilmektedir (hastanın kalp sesi sürekli olarak istenilen bir merkeze aktarılabilir). Şekil 3.10'da, yukarıda anlatılan kablosuz iletişim protokollerinin birbiri ile karşılaştırılmasını içeren tablo verilmiştir. Verilen tablodan gözüktüğü üzere veri aktarım hızı ve çekim alanı dikkate alındığında en uygun seçimin Wi-Fi teknolojisi olduğu gözükmektedir.

	ZigBee	802.11 (Wi-Fi)	Bluetooth	UWB (Ultra Wide Band)	Wireless USB	IR Wireless
Data Rate	20, 40, and 250 Kbits/s	11 & 54 Mbits/sec	1 Mbits/s	100-500 Mbits/s	62.5 Kbits/s	20-40 Kbits/s 115 Kbits/s 4 & 16 Mbits/s
Range	10-100 meters	50-100 meters	10 meters	<10 meters	10 meters	<10 meters (line of sight)
Networking Topology	Ad-hoc, peer to peer, star, or mesh	Point to hub	Ad-hoc, very small networks	Point to point	Point to point	Point to point
Operating Frequency	868 MHz (Europe) 900-928 MHz (NA), 2.4 GHz (worldwide)	2.4 and 5 GHz	2.4 GHz	3.1-10.6 GHz	2.4 GHz	800-900 nm
Complexity (Device and application impact)	Low	High	High	Medium	Low	Low
Power Consumption (Battery option and life)	Very low (low power is a design goal)	High	Medium	Low	Low	Low
Security	128 AES plus application layer security		64 and 128 bit encryption			
Other Information	Devices can join an existing network in under 30ms	Device connection requires 3-5 seconds	Device connection requires up to 10 seconds			
Typical Applications	Industrial control and monitoring, sensor networks, building automation, home control and automation,	Wireless LAN connectivity, broadband Internet access	Wireless connectivity between devices such as phones, PDA, laptops, headsets	Streaming video, home entertainment applications	PC peripheral connections	Remote controls, PC, PDA, phone, laptop links

Şekil 3.10 : Kablosuz iletişim yöntemlerinin karşılaştırılması.

Yukarıda verilen tablo ve anlatılan yöntemler değerlendirildiğinde, bu tez çalışmasında geniş bant genişliğine sahip olduğu, geniş kapsama alanına sahip olduğu ve en önemlisi de internete ulaşım sağlayıp, internet üzerinden iletişim sağlayan Wi-Fi teknolojisine kullanılmaya karar verilmiştir.

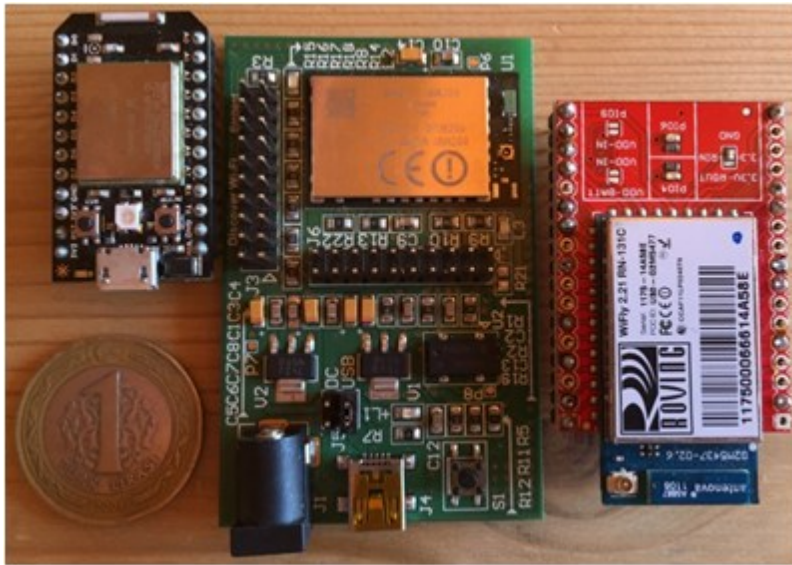
3.4.2 Kablosuz Modül Seçimi

Bu tez çalışmasında elektriksel işarete dönüştürülen kalp sesinin bilgisayara gönderimi Wi-Fi üzerinden yapılmaktadır. Kablosuz ağlara bağlanmak için hazır WiFi modüller bulunmaktadır. Bu modüller ile kablosuz olarak haberleşmenin nasıl sağlandığı incelendiğinde, kullanılan 2 temel modül türü olduğu gözlemlenmiştir. Bu modül türlerini kısaca anlatacak olursak;

1) Ayrık modüller: Bu tip modüller sadece Wi-Fi çipi ve baskı devre antenden oluşmaktadır. Bu modülleri kontrol edebilmek için ekstradan mikroişlemciye ihtiyaç

vardır. Bu modül, mikroişlemciden gönderilen komutlar (Hangi ağa bağlanılacağı, ağ şifresi, gönderilecek ve alınacak bilgiler vs.) ile çalışır. Kullanıcı mikroişlemciye yazdığı yazılımda Wi-Fi haberleşme standartlarını bilmek zorunda değildir, bağlantı ve veri gönderimi modül tarafından yapılır. İstenildiği zaman modül veya kullanılan mikroişlemci değiştirilebilir fakat bu modülün seçimi, kullanıcıya ekstradan elektronik yük (lehim,kablolama, baskı-devre çizimi vb.) getirir.

2) Birleşik modüller: Bu modül tipinde kablosuz iletişim için gerekli olan Wi-Fi çipi, mikroişlemci ve anten aynı kart üzerindedir.Başka ek bir donanıma gerek kalmadan sadece besleme kaynağı ve kart üzerindeki mikroişlemciye yazılacak olan yazılımla kart kablosuz iletişim kurabilir. Bu kartın avantajlı yanı kullanıcıya bir yük (lehim, kablolama, baskı-devre çizimi vb.) getirmemesidir. Dez avantajı ise modülde bulunan Wi-Fi çip ve mikroişlemciye bağımlı kalmaktır.Bu iki modül tipi arasından seçim yapabilmek için 4 farklı modül test edilmiş ve kullanım kolaylığı (yazılım + donanım) bakımından 2. tip modül (birleşik tip) seçimine karar verilmiştir. Kullanılacak olan modülün seçiminde ise ana etken elektronik kart boyutu olmuştur.Buna ek olarak modülde kullanılan işlemcinin üreticisi, üreticinin sağladığı hazır haberleşme kütüphaneleri, işlemcinin maksimum çalışma frekans hızı ve modülde kullanılan Wi-Fi çipin markası modül seçiminde dikkat edilen noktalardır.Yukarıda verilen kriterler göz önünde tutularak, Murata - SN8200, Microchip – RN131 ve Spark – Core modülleri alınmış ve karşılaştırılmıştır. Bu 3 modülün yan yana koyularak çekilmiş fotoğrafı Şekil 3.11’de verilmiştir.

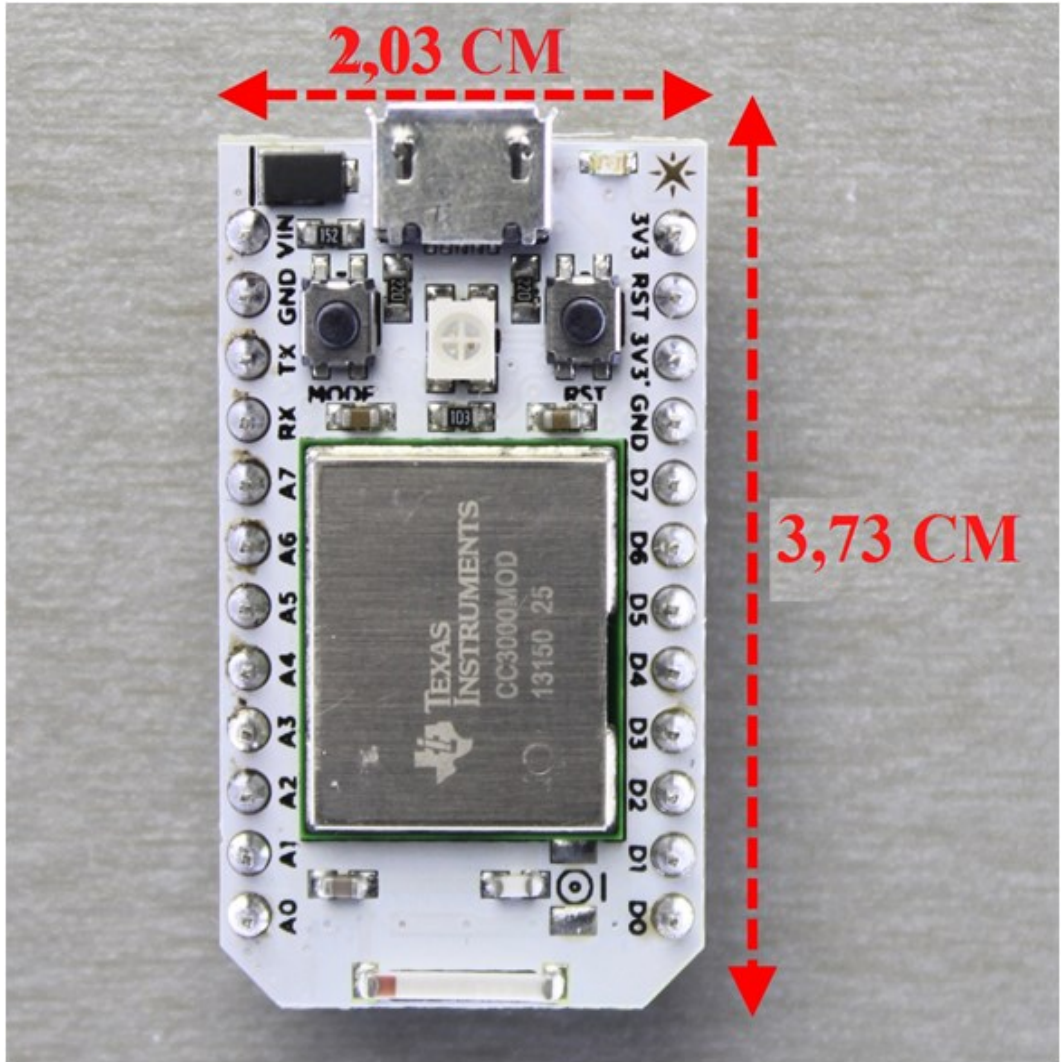


Şekil 3.11 : Karşılaştırılan 3 farklı Wi-Fi kartı

Yapılan karşılaştırmalar sonucu, kart boyutunun en küçük olması, işlemci frekansının en yüksek olması, programlama kolaylığı ve ekta donanım ihtiyacı duymadan çalışabilmesi sebebi ile Spark Core Wi-Fi modül tercih edilmiştir. Modül firmanın internet sitesi olan, <http://www.spark.io> adresinden, 39\$'a temin edilmiştir.

3.4.3 Spark-Core Wi-Fi Modülü

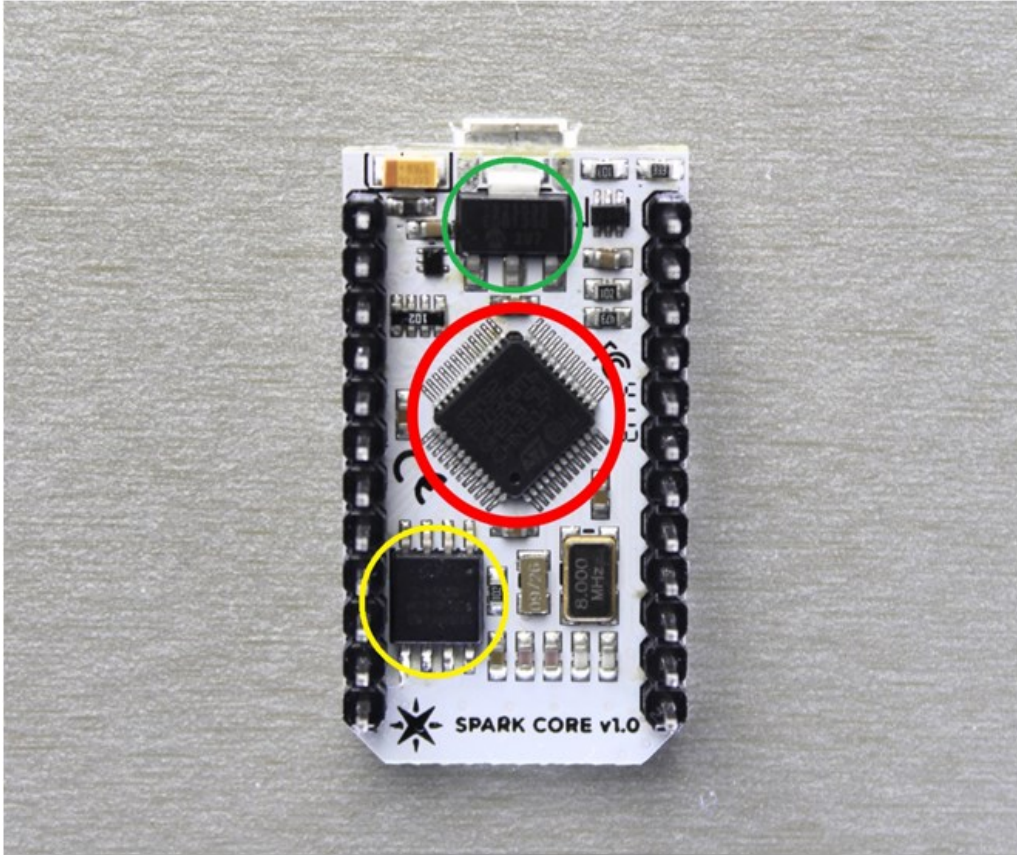
Spark Core Wi-Fi modülü, Spark firmasının ürettiği, üzerindeki dahili mikroişlemci ve Wifi çipi kullanarak kablosuz (Wi-Fi) bağlantılar oluşturup, bilgisayar sistemleri veya diğer gömülü sistemler ile internet veya dahili ağ üzerinden haberleşmeyi sağlayan bir modüldür. Modülün üstten görüntüsü ve boyutları Şekil 3.12'de verilmiştir.



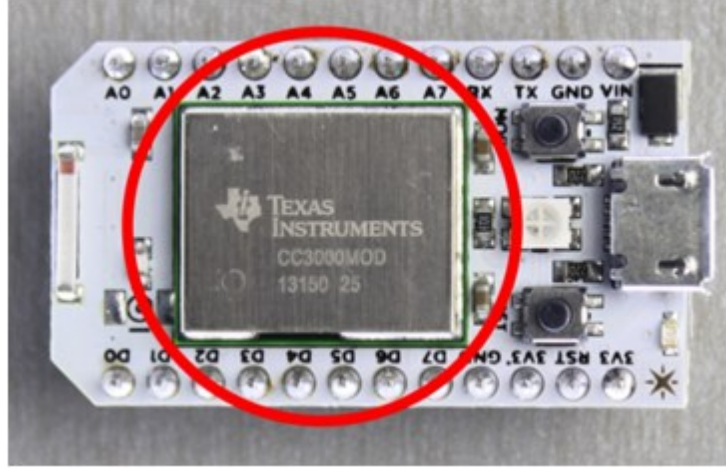
Şekil 3.12 : Spark Core Wi-Fi Modülü

Bu modülü oluşturan donanımlara ve özelliklerine kısaca değinecek olursak;

Mikroişlemci: Spark Core, ARM 32-bit Cortex M3 tabanlı STM32F103 işlemcisini kullanır. Bu işlemci 72 Mhz çalışma frekansına sahiptir. 128KB program hafızası ve 20KB SRAM'e sahiptir. Bunlara ek olarak, 12 bit ADC, USB 2.0, USART, SPI ve I2C gibi çevresel donanımlara sahiptir. Kart üzerinde işlemcinin yeri Şekil 3.11'de kırmızı renkle işaretlenmiştir. Wi-Fi modül: Spark Core, kablosuz haberleşme için TI'nin CC3000 modülüne sahiptir. Bu modül, IEEE 802.11 b/g uyumludur, Veri gönderim gücü : +18.0 dBm (11 Mbps), Veri alma hassasiyeti: – 88 dBm (11 Mbps), Çalışma sıcaklığı: – 20° C to 70° C WEP, WPA Personal, WPA2 Personal gibi güvenlik protokollerini destekler. Bütünleşik çip anteni FCC, IC ve CE uyumludur. Mikroişlemci ile haberleşme SPI üzerinden yapılır. Kart üzerinde işlemcinin yeri Şekil 3.14'de kırmızı renkle işaretlenmiştir.



Şekil 3.13 : Wi-Fi modülünü oluşturan devre elemanları (Yeşil işaretli bölge: Güç regülatörü, Kırmızı işaretli bölge: İşlemci, sarı işaretli bölge: 2 MB Flash).



Şekil 3.14 : Kablosuz iletişim sağlayan Wi-Fi modülü.

Güç Regülatörü: Devredeki bütün elemanlar 3.3V DC ile çalışmaktadır. Devreyi Usb'den veya harici güç kaynağından çalıştırabilmek için voltajın 3.3V seviyesine düşürülmesi gereklidir. Bu ihtiyacın karşılanması için, devrede Microchip firmasına ait MCP1825S güç entegresi kullanılmıştır. Bu entegrenin bazı özelliklerini inceleyecek olursak: 500mA çıkış akımı, 3.3V çıkış için 3.6 – 6V aralığında giriş gerilimi, 500mA maksimum çıkış akımında en fazla 210 mV voltaj düşümü ve kısa devre korumasıdır. 3.6V ile 6 V arası giriş gerilimi ile çalıştırılabilir. Buda demek oluyor ki, modül 3.7V'luk LiPo pil ile, 4xAA pil ile, USB çıkışı (5V) olan adaptörler ile kullanılabilir. Kullanılan entegre Şekil 3.11'de yeşil renkli gösterilmiştir.

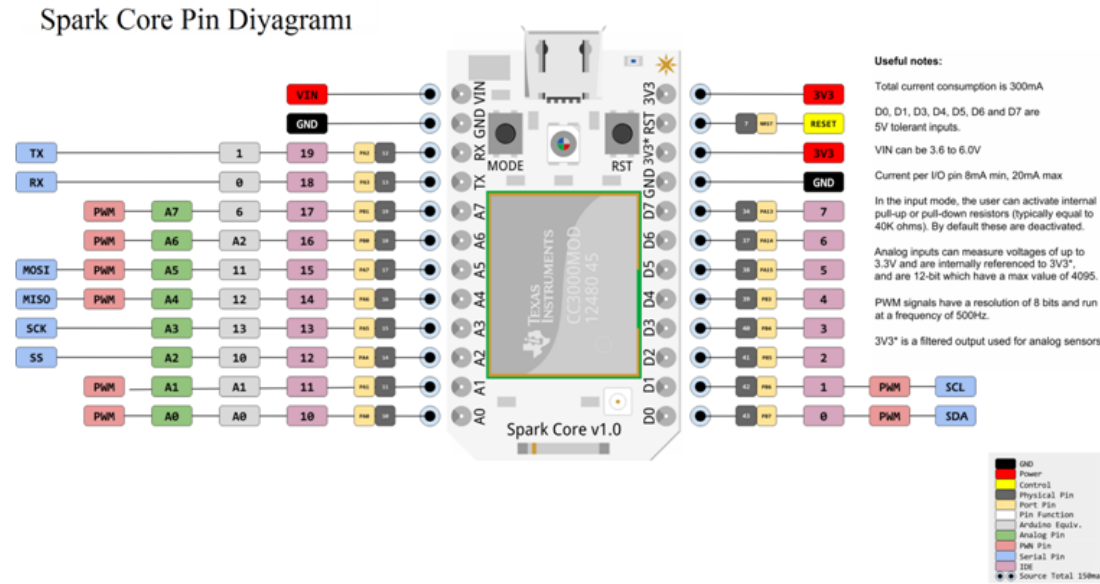
Harici Flash: Mikroişlemcinin firmware için sahip olduğu 128Kb'lık hafızaya ek olarak, ST firmasına ait, 2Mb hafızaya sahip SST25VF016B çipi devrede kullanılmıştır. Bu bellek alanında, fabrika çıkış firmware, yedek firmware ve OverTheAir (OTA) güncelleştirmesi sırasında kullanılan firmware'in yedeği bulunur. Kullanılan bu alanlar hariç boş kalan kısım ise kullanıcının kullanımına bırakılmıştır, ihtiyaca yönelik kullanılabilir. Bu hafıza alanı Şekil 3.13'de sarı renk ile gösterilmiştir.

Bunlara ek olarak, Spark Core 18 adet giriş-çıkış pin'ine sahiptir. D0'dan D7'ye ve A0'dan A7'ye vede Seri haberleşme için Tx ve Rx pinleri. D0 – D7 arasındaki pinler hariç tüm pinler 3.3V ile çalışmaktadır ve yüksek voltaja karşı korumaları yoktur. Yapılacak yanlış veya yüksek gerilime sahip bir bağlantı cihazı bozabilir. D0 – D7 arası pinler 5V teloranslıdır.

Dijital Pinler: Modül üzerindeki her bir pin dijital giriş yada çıkış olarak ayarlanabilirler. Pinler giriş veya çıkış olarak ayarlandıktan sonra pinlerin değeri okunabilir yada pinlere değer yazılabilir. Pinler en fazla 20 mA akım geçişine dayanıklıdır, geçecek yüksek akım modülü arızalandıracaktır.

Analog Giriş: A0 – A7 arası pinler analog giriş olarak ayarlanırsa, bu pinler kullanılarak 3.3 V'a kadar olan gerilimler 12 Bit çözünürlük ile okunabilir.

Analog Çıkış: A0 - A7 arası pinler analog çıkış olarak ayarlanırsa, 8 Bit çözünürlüğünde 500 Hz yenileme hızı ile analog çıkışlar elde edilebilir. Diğer pinlerde olduğu gibi bu pinde 3.3V ve 20 mA çıkış ile sınırlıdır. Şekil 3.15'de anlatılan pinler gösterilmiştir.



Şekil 3.15 : Dijital pinler.

3.5 Mikro Kontrolör Kod Tasarımı

Tez çalışmasının bu bölümünde, Spark Core kartının üzerinde bulunan mikroişlemcinin gerekli görevleri yerine getirmesi için yazılan kod anlatılacaktır. Bu çalışmada mikroişlemcinin ana görevi; sensörden elektriksel işarete dönüştürülmüş kalp titreşimlerinin belli aralıklarla alınıp, bir taraftanda alınan bu kalp sesi işaretlerinin kablosuz olarak bilgisayara gönderilmesidir. Mikroişlemcinin yerine getirmesi gereken işlemler aşağıda sıralanmıştır;

Modüle enerji verilmesi ile modülün bilgisayar ile iletişime geçebilmesi ve kalp sesi işaretlerini bilgisayara gönderebilmesi için, mikroişlemcinin Wi-Fi entegresi ile

haberleşmesi ve ona kablosuz ağa bağlanması için gereken bilgileri (ağ ismi, ağ şifresi vb.) vermelidir.

Modül kablosuz ağa bağlandıktan sonra mikroişlemci TCP/IP protokolünü devreye sokar.

TCP/IP protokolünde istemci (client) olarak çalışan modül 27024 portundan bilgisayardan yani sunucudan(server) gelecek bağlantı isteklerini dinlemeye başlar.

Bu işlemler devam ederken mikroişlemci bir yandan da sensörden gelen bilgileri okuyabilmek için gerekli pin ayarlamalarını yapar.

Yukarıda anlatılan işlemlere ek olarak mikroişlemcinin 2 Khz'de örnek alabilmesi için 500 μ S'de bir çalışan kesme (interrupt) ayarlanır.

Bilgisayardan gelen bağlantı isteği ve buna ek olarak başla komutu ile sensörden bilgi okunmaya başlanır ve her 500 μ S'de bir çalışan kesme(interrupt) aktif edilir.

Sensörden gelen her değer bir diziye kaydedilir ve bu dizinin boyutu 500'dür. Bu dizi dolduğunda yani 500 örnek diziye kaydedildiğinde TCP/IP protokolü üzerinden bu dizi kablosuz olarak bilgisayara gönderilir. Örnekleme hızımız 2 Khz olduğundan 500 örnek saniyenin 4'te birinde alınarak diziye kaydedilir ve bilgisayara gönderilir.

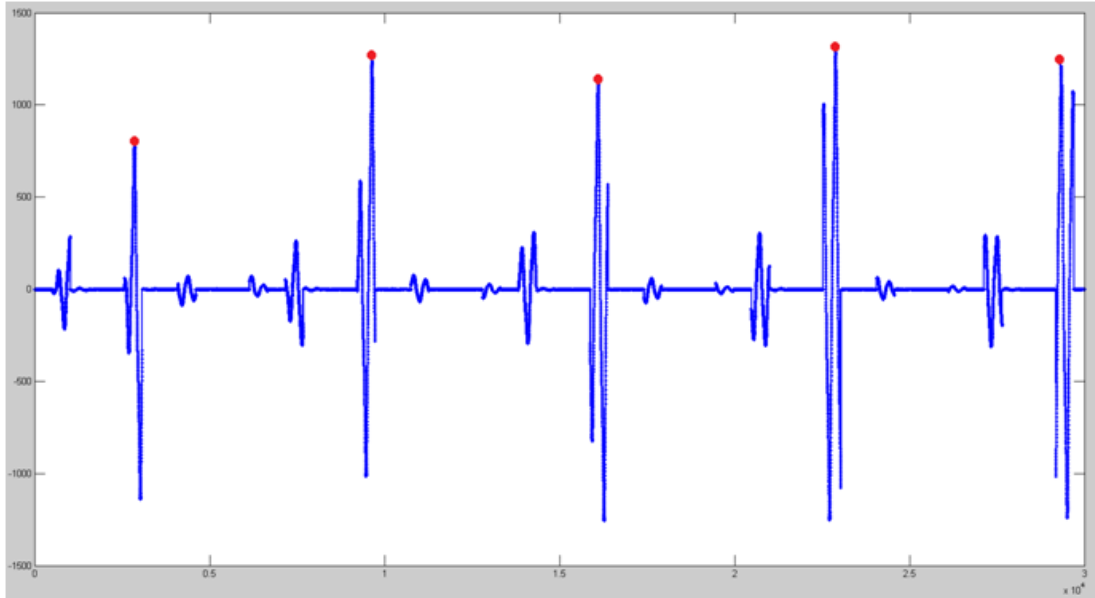
Bilgisayar dur komutu gönderene kadar 7. basamak tekrar edilir ve her çeyrek saniyede bir alınan 500 örnek bilgisayara gönderilir.

4. KALP SESLERİNİN BÖLÜTLENMESİ

Tez çalışmasının bu bölümünde, kablosuz olarak iletilen kalp seslerinin bilgisayar tarafından toplanması, kaydedilmesi ve işlenmesinden sorumlu olan bilgisayar programının çalışma mantığı anlatılacaktır. Yazılan bilgisayar programının 4 ana görevi vardır. Bunlar;

- Kablosuz modülden gelen (Spark Core) kalp sesi sinyallerini almak,
- Alınan kalp sesi sinyallerini işlemek. (S1 ve S2'nin bulunması),
- İşlenen sinyalin gerçek zamanlı olarak görüntülenmesi,
- Alınan ve işlenen kalp sesi sinyallerinin bilgisayara kaydedilmesi.

Yukarıda anlatılan bu görevlerin yerine getirilebilmesi için, kullanım kolaylığı ve sahip olduğu geniş hazır kütüphanelerinden dolayı bilgisayar tarafında çalışacak olan program kodu Matlab 'da hazırlanmıştır. Şekil 3.16'da yazılan programın bir çıktısı olan S1 seslerinin segmente edilmiş halinin resmi vardır.

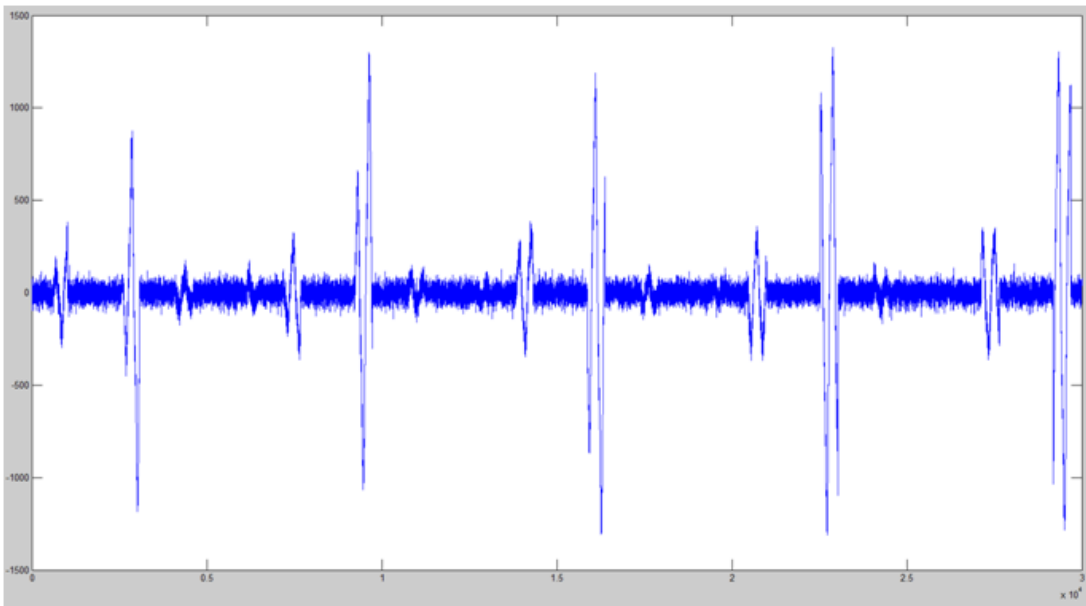


Şekil 4.1 : S1 seslerinin segmente edilmiş bilgisayar görüntüsü.

4.1 Kalp Sesi Sinyallerinin Kablosuz Olarak Bilgisayara Alınması

Tez çalışmasının bu bölümünde Spark Core Wi-Fi modülünün kablosuz olarak gönderdiği kalp sesi işaretlerinin bilgisayar ortamına nasıl alındığı anlatılacaktır. Kalp seslerinin bilgisayara kablosuz olarak aktarılması için bölüm 3.4.1’de anlatıldığı üzere Wi-Fi teknolojisi ve TCP/IP protokolü kullanılmıştır. TCP/IP protokolünde bir istemci (client) ve bir sunucu (server) bulunmaktadır. Bu tez çalışmasında bilgisayar istemci (client), Wi-Fi modül sunucu (server) olarak görev yapmaktadır.

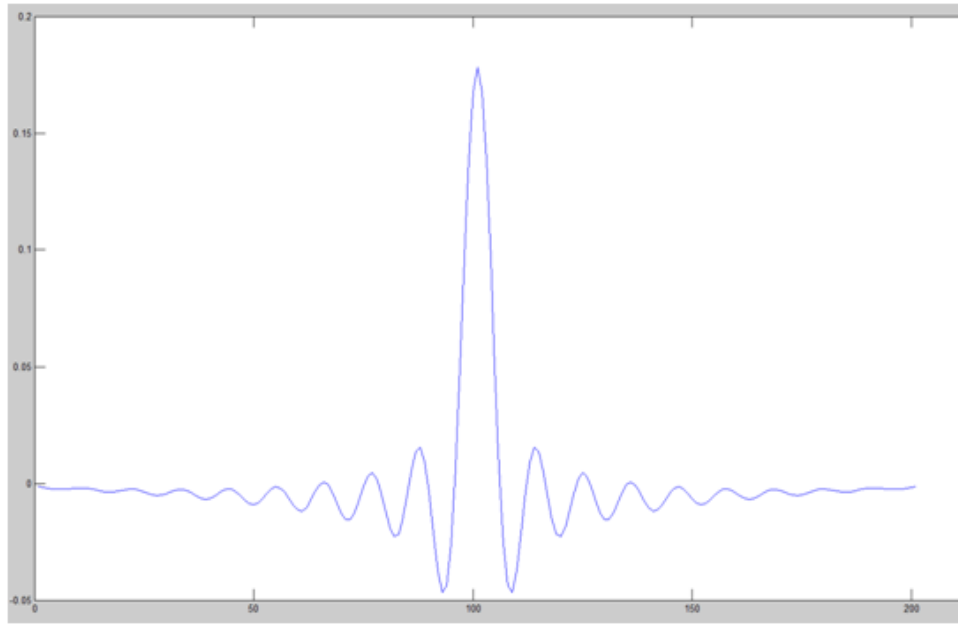
Wi-Fi modüle enerji verildiğinde, modül kablosuz ağa bağlandıktan sonra sunucu moduna geçer ve 27024 portundan gelecek olan bağlantı isteklerini beklemeye başlar. Bilgisayarda Matlab ortamında yazılan program çalıştırıldığında Wi-Fi modülün 27024 portuna bağlantı isteği gönderir. Bağlantı isteği Wi-Fi modül tarafından kabul edilir ve Wi-Fi modül bilgisayardan gelecek olan komutları beklemeye başlar. Bilgisayar tarafından Wi-Fi modüle gönderilen başla komutu ile Wi-Fi modül analog porttan okuduğu voltaj değerlerini 2 Khz örnekleme frekansı ile bilgisayara göndermeye başlar. Bilgisayar tarafında ise alınan her 500 örnek, bazı sayısal işaret işleme tekniklerine tabi tutulduktan sonra bilgisayar ekranında gösterilir. Alınan örnekler diziye kaydedilir ve 20.000 örnekte bir (10 sn’de bir) bilgisayar belleğine kayıt edilir. Şekil 3.17’de Wi-Fi modül üzerinden alınan ham kalp sesi sinyali gösterilmiştir.



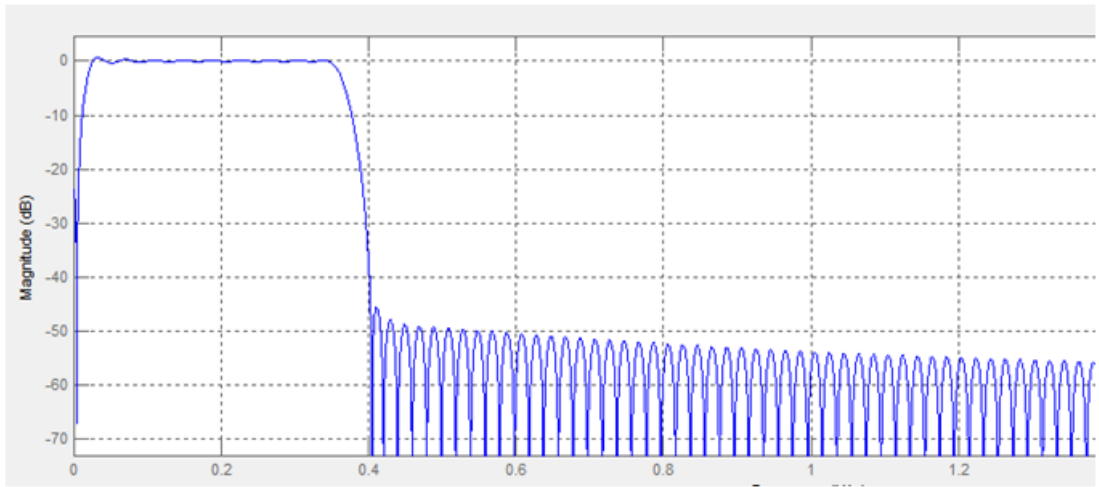
Şekil 4.2 : Kablosuz olarak alınan ham kalp sesi sinyali.

4.2 Alınan Sinyalin Filtrelenmesi

Tezin bu kısmında kablosuz olarak bilgisayara aktarılan kalp sesi sinyalini üzerindeki gürültünün giderilmesi için uygulanan bant geçiren filtre anlatılacaktır. S1 ve S2 işaretlerinin frekans aralıkları literatürde belirlenmiştir. Sağlıklı bir S1 sesi 20 – 140 Hz frekans aralığında ve S2 sesi 50 – 300 Hz frekans aralığındadır. Buna göre dış ortam sesleri, kan akışı, nefes alma, sürtünme gibi istenmeyen seslerin bastırılması için alt kesim frekansı 50 Hz ve üstü kesim frekansı 400 olan 200 elemanlı bant geçiren filtre tasarlanmıştır. Tasarlanan filtrenin zaman ve frekans çıktıları Şekil 4.3 ve Şekil 4.4’de gösterilmiştir.

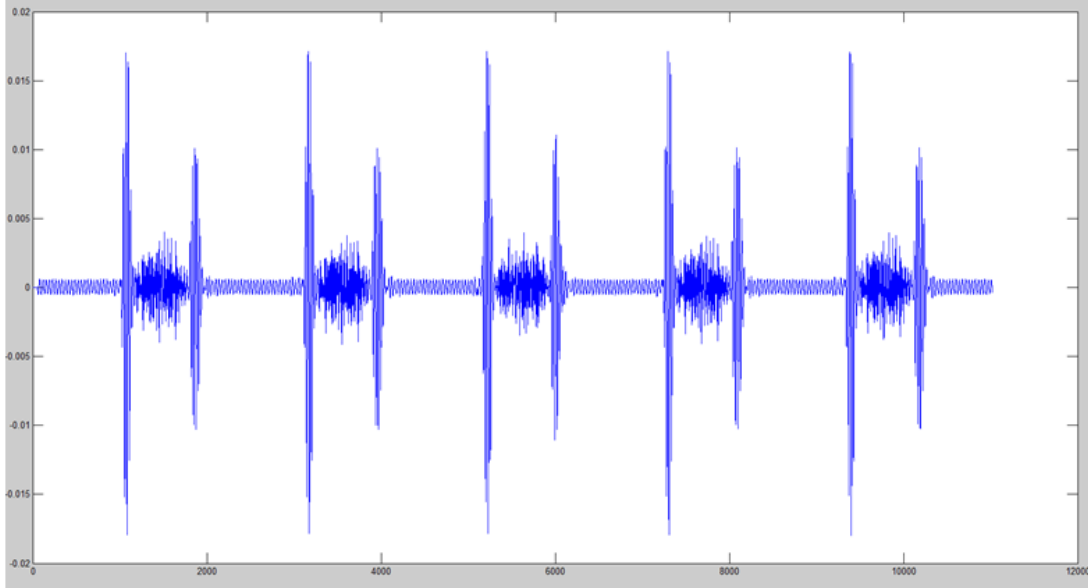


Şekil 4.3 : Tasarlanan bant geçiren filtrenin zaman dönemindeki çıktısı.



Şekil 4.4 : Tasarlanan bant geçiren filtrenin frekans dönemindeki çıktısı.

Tasarlanan 200 uzunluklu filtre, bilgisayara gelen her 500 uzunluklu kalp sesi sinyaline konvolüsyon işlemi ile uygulanır ve kalp sesi sinyalindeki istenmeyen gürültüler filtrelenmiş olur. Şekil4.5’de filtrelenmiş kalp sesi sinyali görülmektedir.



Şekil 4.5 : Filtrelenmiş kalp sesi sinyali

4.3 İşaret Enerjisinin Hesaplanması

Bant geçiren filtreden geçip on işleme tabi tutulan kalp seslerinde, S1 ve S2 yi bulabilmek için sinyalin ortalama Shannon enerjisi hesaplanır. Bu hesaplama bize yüksek yoğunluklu enerji bölgelerini gösterir ve S1 ve S2’yi bulmamızı kolaylaştırır. Shannon enerjisi;

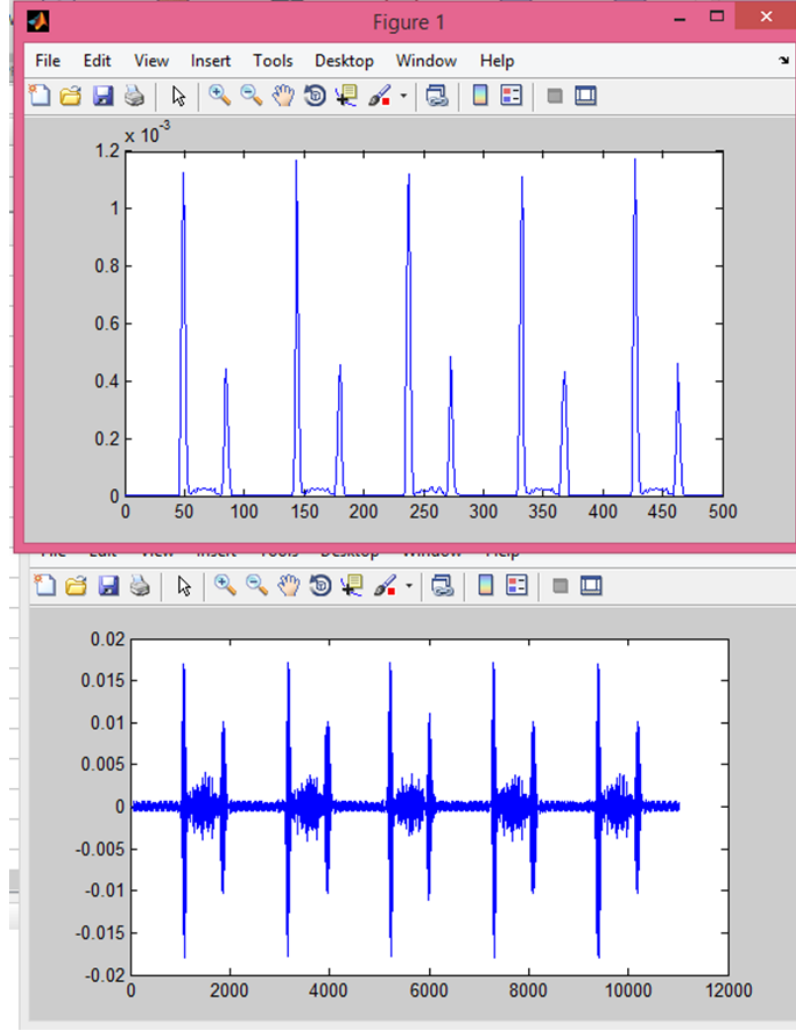
$$E = -x^2 \cdot \log x^2 \quad (1)$$

bağıntısı kullanılarak hesaplanır. Bu formül ile hesaplanan kalp sesi işaretlerinde, yüksek genlikli işaretler ile küçük genlikli işaretler arasındaki oranı arttırıp, küçük genlikli işaretlerin bulunmasını kolaylaştırır. Ortalama Shannon enerjisi ise, 0.02 sn’lik örnekler alınarak, 0.01 sn’lik örtüşme ile hesaplanır. Ortalama Shannon Enerjisi;

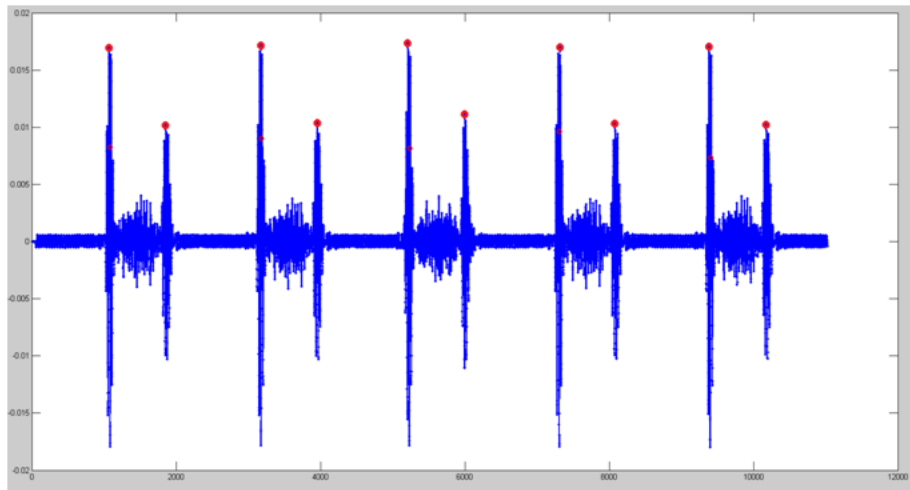
$$E_s = -\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N [x(i)]^2 \cdot \log [x(i)]^2 \quad (2)$$

bağıntısı ile hesaplanır. Şekil 4,6’de sinyalin ortalama Shannon enerjisi hesaplama sonucuve kalp sesi sinyali beraber görülmektedir. Sinyalin ortalama Shannon enerjisi hesaplandıktan sonra sinyalin yüksek enerji tepeleri olan yerler hesaplanır ve bu

bölgeler işaretlenir. İşaretlenen bu bölgeler S1 ve S2 seslerinin olduğu yerlerdir. Şekil 4.7’de işaretlenen S1 ve S2 sesleri gösterilmektedir.



Şekil 4.6 : Sinyalin ortalama Shannon enerjisi ve kalp sesi sinyali.



Şekil 4.7 : Kalp sesi sinyalinin S1 ve S2 işaretlenmiş hali.

5. SONUÇLAR VE YORUMLAR

5.1 Çalışmanın Uygulama Alanı

Bilindiği üzere günümüzde tıp dünyası ve bu alandaki çalışmalar her geçen gün artmaktadır. Gelişen teknoloji ile birlikte teknolojinin en çok kullanıldığı alanlardan biri de sağlık sektörüdür. Bu bağlamda canlı sağlığının önemi ve insan ömrünün uzaması temel amaç edinilmiştir. Ne ironiktir ki gelişen teknolojinin canlı sağlığını tehdit ettiği günümüzde insanoğlunun yardımına yine teknolojik buluşlar koşmaktadır.

Kalp; bir canlının sahip olduğu en önemli organdır, bir diğer deyişle kalp canlılık belirtisidir. Bu bağlamda kalbin korunması ve faaliyetlerini sürdürmesi canlıların hayatını sürdürmesi noktasında temel amaçtır. Bu nedenle bu muhteşem organın yapısı, işleyişi, farklı durumlarda verdiği tepkiler ve bunların ölçümü son derece önem arz etmektedir. Bu çalışmada da kalp atışlarının ölçümü noktasında 3 farklı sensör ve 3 farklı yöntemle kalp atışlarının ölçümü sağlanıp, her bir tekniğin birbirine göre avantajları ve dezavantajları incelenmiştir.

Klasik stetoskop ve bu stetoskobun çıkışına bağlanan mikrofon kullanılarak kalp sesleri elektriksel işarete dönüştürülmesi tekniğinde, kullanılan diyafram ve mikrofon kalitesi, ölçülen kalp sesi sinyali üzerinde yapılan analizlerin kalitesini doğrudan etkilemektedir. Bu sebepten kalp sesi sinyallerini kaliteli olarak algılayabilmek ve elektriksel analog işarete dönüştürebilmek için bir sensör tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir. Bu teknikle kaliteli ölçümler yapılabilirken, taşınabilirlik açısından diğer tekniklere göre daha kullanışsızdır. Stetoskobun büyüklüğü ve hasta üzerinde sürekli taşınabilmesi zorluğu bu tekniğin en önemli dezavantajıdır. Bir diğer teknikte ise mekanik kalp sesi ve titreşimleri piezoelektrik etkiden faydalanılarak elektriksel işarete dönüştürülür ve bir sensör yardımıyla ölçülür. Piezoelektronik sensörün kullanımı ve hastaya uygulanması stetoskoba göre çok daha kolayken çok yüksek çıkış empedansına sahip olduğu için elektriksel gürültüye olan hassaslığı nedeniyle elektronik devresinin tasarımı zordur. Son olarak,

kalbin üzerine yerleştirilen ivme ölçer, doğru ve hızlı bir biçimde kalp seslerini alıp, elektrik sinyallerine dönüştürmüştür. İvme ölçerin çok küçük boyutta olması taşınabilirliği arttırırke, dijital olması sebebiyle gürültüden etklenmemesine rağmen çok küçük frekanslı ve düşük genlikli sinyallerin ölçümündeki hassasiyeti zayıftır.

Ayrıca S1 ve S2 seslerini bölütleme için kullanılan algoritmanın çalışma performansını görmek için, 200 farklı hastadan alınmış kalp sesi kayıtlarının (hastalıklı kalp sesi, normal kalp sesi, sessiz ortam ve gürültülü ortam gibi değişik ortam ve hastalardan toplanmış kalp sesleri mevcuttur) üzerinde bu algoritma denenmiştir. Deneyin sonuçlarına göre S1 ve S2'nin otomatik tanımlanmasının doğruluk oranı yüzde 91'dir. Arka plandan gelen yüksek sesler ve ağır üfürümler sonucu yanlış yorumlamalar meydana gelmiştir. Kullanılan algoritmanın sahip olduğu başarı oranı, elde edilen S1 ve S2 bileşenlerinin ileriki analizlerde kullanılması için iyi bir zemin oluşturmaktadır.

Tüm bu teknikler ve ölçümler ışığında çalışmamız kalp ve kalp sağlığı ile ilgili tüm alanlarda kullanıma uygundur. Hasta sağlığının takibinde son derece yüksek önem arz eden kalp çalışmasının takibi noktasında faydalanılabilecek önemli bir başvuru kaynağı olması amaç edinilerek hazırlanan bu çalışmada kullanılan sensörler değiştirilerek wifi modül yardımıyla farklı alanlarda ve farklı ölçümlerde kullanılabilir. Wifi modüle eklenecek farklı ve amaca yönelik sensörler aracılığıyla tansiyon, şeker, kan basıncı ölçümü gibi alanlarda bu teknoloji rahatlıkla kullanılabilir.

5.2 Problem ve Öneriler

Bu çalışma esnasında karşılaştığımız belli başlı problemler ve çözümü noktasında bahsedilebilecek hususlar şunlardır:

Başta steteskop olmak üzere sensörlerin taşınabilirliği ve ölçümler esnasındaki sabit pozisyonu ölçümlerin hassasiyeti açısından oldukça önemlidir. Bu noktada sabit tutabilmek ve hassas ölçümler yapabilmek amacıyla sensörler kalp üzerine tansiyon aletlerinin ölçümü aletlerindeki benzer bir askı aparatı ile sabitlemiştir. Bu şekilde ölçüm yaparken olabilecek el oynamaları, kas hareketleri vs. minimuma indirgenmeye çalışılmıştır. Konuşma, ağlama ve diğer dış gürültüler gibi yüksek düzeyde parazit sesler yanlış tanımlamanın sebeplerinden biridir.

Analog devremiz yüksek frekanslı Wifi sinyallerinden etkilendiği için devredeki topraklamalar ayrılmıştır ve toprakla besleme arasına kondansatör eklenerek filtreleme yapılmıştır. Ayrıca Wifi modülümüz maksimum 150 mA akım çektiği ve tüm sistem 3.3 V ile çalıştığı için 3.7 V değerindeki 1000 mAh lik Lipo piller aracılığıyla sistem 8 saate kadar aksamadan çalışabilir.

Ölçümler esnasında hassasiyet çok önemli olduğu için herhangi bir kas hareketi, dış ortam sesleri, nefes alıp verme esnasındaki iç gürültüler, sinyallere dışardan binebilecek herhangi bir dış gürültü vb. etkileri minimuma indirmek amacıyla ölçümler mümkün olabildiğince izole bir ortamda yapılmıştır.

KAYNAKLAR

- [1] **Yazgan, E., Koruürek, M.** (1996). Tıp elektroniği, İstanbul.
- [2] **Philips, R.E.** (1990). The Heart and the Circulatory System.
- [3] **Ergen, B.; Tatar, Y.** (2001), “The analysis of heart sounds based on linear and high order statistical methods”, Engineering in Medicine and Biology Society, 32139 – 2141.
- [4] **DOLAŞIM VE SAVUNMA SİSTEMİ. (2012).** 14 Kasım 2014 tarihinde http://mebk12.meb.gov.tr/meb_iys_dosyalar/14/05/132943/dosyalar/2013_01/22022628_dolamvevcudunsavunmas.pdf adresinden erişildi.
- [5] **Kalp.** (2014). Wikipedia, The Free Encyclopedia içinde. 14 Kasım 2014 tarihinde <http://tr.wikipedia.org/wiki/Kalp> adresinden erişildi.
- [6] **Kalbin Fizyolojisi.** (2010). 14 Kasım 2014 tarihinde <http://www.ahmetalpman.com/defkonuoku.asp?id=484&konuindex=13> adresinden erişildi.
- [7] **Kalbin Anatomisi.** (2010). 14 Kasım 2014 tarihinde <http://www.ahmetalpman.com/defkonuoku.asp?id=144&konuindex=1> adresinden erişildi.
- [8] **Kardiyovasküler Sistem (kvs) Fizyolojisi.** (2009). 14 Kasım 2014 tarihinde <http://80.251.40.59/sports.ankara.edu.tr/koz/fizyoloji/dolasim.pdf>
- [9] **Düzgün, Ö.O.** (2006). “Kalp seslerinin gerçek zamanda algılanması ve bilgisayarda analiz edilmesi”, İTÜ
- [10] **Abaoğlu, C., Aleksanyan, V.** (1980). Semptomdan Teşhise, İstanbul.
- [11] **Url-1.** < http://library.med.utah.edu/kw/pharm/hyper_heart1.html >
- [12] **Kula, S.** Kardiyovasküler Sistem Muayenesi.

EKLER

EK A: Program Kodları

EKA

Ana_program.m

```
clear all;

[y,Fs] = audioread('02.mp3');
saniye=4;
y1(1:saniye*Fs)=y(1:saniye*Fs);

f=[0,1/180,1/160,1];m=[1,1,0,0];
fil=fir2(1000,f,m);
[h,w] = freqz(fil,1,128);
figure();
plot(f,m,w/pi,abs(h))
legend('Ideal','fir2 Designed')
title('Comparison of
FrequencyResponseMagnitudes')
y_fil=conv(y1,fil);

env=hilbert(y_fil);
env=abs(env);

figure();
plot(y1);
figure();
plot(y_fil);
figure();
plot(env);

peakfinder(env,0.4*max(env),0.5*mean(env));

hilbert.h
```

```

function x = hilbert(xr,n)
ifnargin<2, n=[]; end
if ~isreal(xr)
warning(message('signal:hilbert:Ignore'))
xr = real(xr);
end
[xr,nshifts] = shiftdim(xr);
if isempty(n)
n = size(xr,1);
end
x = fft(xr,n,1);
h = zeros(n,~isempty(x));
if n > 0 && 2*fix(n/2) == n

h([1 n/2+1]) = 1;
h(2:n/2) = 2;
elseif n>0

    h(1) = 1;
h(2:(n+1)/2) = 2;
end
x = ifft(x.*h(:,ones(1,size(x,2)))));

x = shiftdim(x,-nshifts);

peakfinder.h

function varargout = peakfinder(x0, sel, thresh,
extrema, include_endpoints)

error(nargchk(1,5,nargin,'struct'));
error(nargoutchk(0,2,nargout,'struct'));

s = size(x0);

```

```

flipData = s(1) < s(2);
len0 = numel(x0);
if len0 ~= s(1) && len0 ~= s(2)
error('PEAKFINDER:Input','Theinput data must be
a vector')
elseif isempty(x0)
varargout = {[], []};
return;
end
if ~isreal(x0)
warning('PEAKFINDER:NotReal','Absolutevalue of
data will be used')
x0 = abs(x0);
end

if nargin < 2 || isempty(sel)
sel = (max(x0)-min(x0))/4;
elseif ~isnumeric(sel) || ~isreal(sel)
sel = (max(x0)-min(x0))/4;
warning('PEAKFINDER:InvalidSel',...
'Theselectivitymust be a realscalar. A
selectivity of %.4g will be used',sel)
elseif numel(sel) > 1
warning('PEAKFINDER:InvalidSel',...
'Theselectivitymust be a scalar.
Thefirstselectivityvalue in thevectorwill be
used.')
sel = sel(1);
end

if nargin < 3 || isempty(thresh)
thresh = [];
elseif ~isnumeric(thresh) || ~isreal(thresh)
thresh = [];
warning('PEAKFINDER:InvalidThreshold',...
'Thethresholdmust be a realscalar. No
thresholdwill be used.')

```

```

elseif numel(thresh) > 1
thresh = thresh(1);
warning('PEAKFINDER:InvalidThreshold',...
'Thethresholdmust be a scalar.
Thefirstthresholdvalue in thevectorwill be
used.')
```

```

end

if nargin < 4 || isempty(extrema)
extrema = 1;
else
extrema = sign(extrema(1));
if extrema == 0
error('PEAKFINDER:ZeroMaxima','Either 1
(formaxima) or -1 (forminima) must be
inputforextrema');
```

```

end
end

if nargin < 5 || isempty(include_endpoints)
include_endpoints = true;
else
include_endpoints = boolean(include_endpoints);
end

x0 = extrema*x0(:);
thresh = thresh*extrema;
dx0 = diff(x0);
dx0(dx0 == 0) = -eps;
ind = find(dx0(1:end-1).*dx0(2:end) < 0)+1;

if include_endpoints
x = [x0(1);x0(ind);x0(end)];
ind = [1;ind;len0];
else
x = x0(ind);
```

```

end

len = numel(x);
minMag = min(x);

if len > 2

tempMag = minMag;
foundPeak = false;
leftMin = minMag;

if include_endpoints
signDx = sign(diff(x(1:3)));
if signDx(1) <= 0
if signDx(1) == signDx(2)
            x(2) = [];
ind(2) = [];
len = len-1;
end
else
if signDx(1) == signDx(2)
            x(1) = [];
ind(1) = [];
len = len-1;
end
end
end

if x(1) > x(2)
            ii = 0;
else
            ii = 1;

```

```

end

maxPeaks = ceil(len/2);
peakLoc = zeros(maxPeaks,1);
peakMag = zeros(maxPeaks,1);
cInd = 1;

while ii < len
    ii = ii+1;
    if foundPeak
        tempMag = minMag;
        foundPeak = false;
    end

    if ii == len
        break;
    end

    if x(ii) > tempMag && x(ii) > leftMin + sel
        tempLoc = ii;
        tempMag = x(ii);
    end

    ii = ii+1;
    if ~foundPeak && tempMag > sel + x(ii)
        foundPeak = true;
        leftMin = x(ii);
        peakLoc(cInd) = tempLoc;
        peakMag(cInd) = tempMag;
        cInd = cInd+1;
    elseif x(ii) < leftMin
        leftMin = x(ii);
    end
end

```

```

end

if x(end) >tempMag&& x(end) >leftMin + sel
peakLoc(cInd) = len;
peakMag(cInd) = x(end);
cInd = cInd + 1;
elseif ~foundPeak&&tempMag>minMag
peakLoc(cInd) = tempLoc;
peakMag(cInd) = tempMag;
cInd = cInd + 1;
end

peakInds = ind(peakLoc(1:cInd-1));
peakMags = peakMag(1:cInd-1);
else
    [peakMags,xInd] = max(x);
ifpeakMags>minMag + sel
peakInds = ind(xInd);
else
peakMags = [];
peakInds = [];
end
end

if ~isempty(thresh)
m = peakMags>thresh;
peakInds = peakInds(m);
peakMags = peakMags(m);
end

if flipData
peakMags = peakMags.';
peakInds = peakInds.';

```

```

end

ifextrema < 0
peakMags = -peakMags;
    x0 = -x0;
end

ifnargout == 0
ifisempty(peakInds)
disp('No significant peaks found')
else
    figure;
    plot(1:len0,x0, '-
',peakInds,peakMags, 'ro', 'linewidth',2);
end
else
varargout = {peakInds,peakMags};
end

```

Ek B:

Bu bölümde Spark Cora'a yazılan işlemci kodu verilmiştir.

```
SYSTEM_MODE(SEMI_AUTOMATIC);
int uz=1024;
int analogPin = A0;
int val = 0;
byte gelen=0;
byte val1;
byte val2;
byte vala[1024];

void setup() {
  Serial.begin(115200);
  delay(100);
  WiFi.on();
  delay(10);
  WiFi.clearCredentials();
  delay(10);
  WiFi.setCredentials("Matador", "qweasd12");
}

void loop() {

  if(gelen==0){while(gelen==0){
    if (Serial.available()) {gelen=Serial.read();
  } delay(50);
  }
}

  else if(gelen==1){
```

```

while(gelen==1){
    for(int k=0;k<1024;k=k+2){
        val = analogRead(analogPin);
        val1= val/100;
        val2=(val-val1*100);
        vala[k]=val1;
        vala[k+1]=val2;
        delayMicroseconds(5);
    }
    Serial.write(vala,1024);
    if(Serial.available())
    {
        gelen=Serial.read();
    }
}

else if(gelen==3){
Serial.end();delay(10);WiFi.disconnect();delay(10);WiFi.connect();while(!WiFi.ready()){delay(200);}delay(10);Spark.connect();gelen=0;Serial.begin(115200);
}

}

```


ÖZGEÇMİŞ

Ad Soyad: Cemil OVACIK
Doğum Yeri ve Tarihi: Balıkesir 18.07.1988
E-Posta: covacik@gmail.com