

T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



FETAL KALP HIZI MONİTÖRİZASYON SİSTEMİ (FKHMS) VE
MOBİL ENTEGRE DOPPLER (M-DOPPLER) CİHAZININ
GELİŞTİRİLMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ
Mehmet Uğur YÜKSEL

Bilgisayar Mühendisliği Ana Bilim Dalı
Bilgisayar Mühendisliği Programı

KASIM 2017

T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



FETAL KALP HIZI MONİTÖRİZASYON SİSTEMİ (FKHMS) VE
MOBİL ENTEGRE DOPPLER (M-DOPPLER) CİHAZININ
GELİŞTİRİLMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ
Mehmet Uğur YÜKSEL
Y1413.010042

Bilgisayar Mühendisliği Ana Bilim Dalı
Bilgisayar Mühendisliği Programı

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Duygu ÇELİK ERTUĞRUL

KASIM 2017



T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLER ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ

Yüksek Lisans Tez Onay Belgesi

Enstitümüz Bilgisayar Mühendisliği Ana Bilim Dalı Bilgisayar Mühendisliği Tezli Yüksek Lisans Programı **Y1413.010042** numaralı öğrencisi **Mehmet Uğur YÜKSEL** 'in "FETAL KALP HIZI MONİTÖRİZASYON SİSTEMİ (FKHMS) VE MOBİLE ENTEGRE DOPPLER (M-DOPPLER) CİHAZININ GELİŞTİRİLMESİ" adlı tez çalışması Enstitümüz Yönetim Kurulunun 10.10.2017 tarih ve 2017/23 sayılı kararıyla oluşturulan jüri tarafından ile Tezli Yüksek Lisans tezi olarak *kabul* edilmiştir.

Öğretim Üyesi Adı Soyadı

İmzası

Tez Savunma Tarihi : 03/11/2017

1)Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Duygu ÇELİK ERTUĞRUL

2) Jüri Üyesi : Prof. Dr. Ali GÜNEŞ

3) Jüri Üyesi : Yrd. Doç. Dr. Farzad KİANİ

Not: Öğrencinin Tez savunmasında **Başarılı** olması halinde bu form **imzalanacaktır**. Aksi halde geçersizdir.



YEMİN METNİ

Yüksek Lisans tezi olarak sunduğum “**Fetal Kalp Hızı Monitörizasyon Sistemi (FKHMS) ve Mobil Entegre Doppler (M-Doppler) Cihazının Geliştirilmesi**” adlı çalışmanın, tezin proje safhasından sonuçlanmasına kadarki bütün süreçlerde bilimsel ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yardıma başvurulmaksızın yazıldığını ve yararlandığım eserlerin Bibliyografya ’da gösterilenlerden oluştuğunu, bunlara atıf yapılarak yararlanılmış olduğunu belirtir ve onurumla beyan ederim. (01/10/2017)

Mehmet Uğur YÜKSEL







Aileme, arkadaşlarıma ve Özlem'e,



ÖNSÖZ

Yüksek lisans eğitimini almamda büyük katkı sağlayan ve beni teşvik eden, sabrı, bilgi birikimi ve tecrübesiyle çalışmam süresince benden desteğini esirgemeyen, Sayın Yrd. Doç. Dr. Duygu ÇELİK ERTUĞRUL'a saygı ve şükranlarımı sunarım. Eğitimim süresince birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum sınıf arkadaşım Pelin HÜRKAN'a saygı ve sevgilerimi sunarım.

Kasım 2017

Mehmet Uğur YÜKSEL
Biyomedikal Teknikeri



İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	vii
İÇİNDEKİLER	ix
KISALTMALAR	xi
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xiii
ŞEKİL LİSTESİ.....	xv
ÖZET.....	xv
ABSTRACT	xvii
1. GİRİŞ	1
1.1 Çalışma Konusu	1
1.2 Tezin Amacı	4
1.3 Literatür Araştırması	5
1.3.1 FKH klasifikasyon sistemi	5
1.3.2 Sensörler.....	7
1.3.3 Ultrasonik sensör.....	8
1.3.4 Yük sensörü (Kuvvet sensörü).....	8
1.3.5 Modülatör	9
1.3.6 Demodülatör.....	10
1.3.7 Band geçiren filtre.....	10
1.3.8 Yükselteç.....	11
1.3.9 Mikroişlemci	11
1.3.10 Bluetooth modül.....	12
2. NST (NON-STRESS TEST) CİHAZI.....	13
2.1 NST Cihazı Nedir?	13
2.2 NST Nasıl Yorumlanır?.....	14
2.3 NST Neden Yapılır?	15
2.4 Fetüsün (Bebeğin) İyilik Hali Nedir?	16
2.5 Sağlıklı Fetüs Nasıldır?	16
2.6 Sağlıksız Fetüs Nasıldır?	16
3. MOBİL ENTEGRE DOPPLER (M-DOPPLER) CİHAZ PROTOTİPİNİN GELİŞTİRİLMESİ	17
3.1 FKH Algılama Modülü	21
3.1.1 Ultrasonik sensörler	21
3.1.2 Modülatör	22
3.1.3 Demodülatör.....	25
3.1.4 Band geçiren filtre.....	26
3.1.5 Yükselteç.....	27
3.1.6 Uterus kasılması algılama modülü	29
3.2 Mikroişlemci Modülü.....	30
3.2.1 Donanım.....	30
3.2.2 Yazılım.....	31
3.3 Kablosuz Haberleşme Modülü	38

3.4	Kullanılan Malzemeler ve Araçlar	38
4.	MOBİL UYGULAMADA KULLANILAN ARAÇLAR.....	41
5.	SONUÇ VE ÖNERİLER.....	43
KAYNAKÇA		45
ÖZGEÇMİŞ.....		47



KISALTMALAR

GDO	: Genetiği Değiştirilmiş Organizma
FKH	: Fetal Kalp Hızı
FKHMS	: Fetal Kalp Hızı Monitörizasyon Sistemi
UK	: Uterus Kasılması
NST	: Non-Stress Test
dB	: Desi Bel
pH	: Power Of Hydrogen
V	: Volt
mA	: mili Amper
KHz	: Kilo Hertz
GHz	: Giga Hertz
µP	: mikro Processor
CPU	: Central Processing Unit
IC	: Integrated Circuit
IDE	: Integrated Development Environment
IR	: Infra Red
RF	: Radyo Frekansı
AM	: Amplitude Modulation
FM	: Frekans Modülasyonu
WPAN	: Wireless Personal Area Network
ISM	: Industrial Scientific Medical Band
MBPS	: Mega Bit Per Seconds
IEEE	: Institute of Electrical and Electronics Engineers
IOS	: iPhone Operation System
Tx	: Transmitter Data
Rx	: Receiver Data
ADC	: Analog to Digital Converter
UART	: Universal Asynchronous Receiver Transmitter
UUID	: Universally Unique Identifier
HIMSS	: Healthcare Information and Management Systems Society
PDIP	: Plastic Dual In Line Package
SMD	: Surface Mount Device



ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 1-1: FKH (Fetal Kalp Hızı) Paternlerinin Tanımları [6].	6
Çizelge 3-1: Ana Program Kaynak Kodları.....	33
Çizelge 3-2: Kesme Programı Kaynak Kodları	36
Çizelge 3-3: Prototip İçin Gerekli Devre Elemanları.	39





ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2-1: NST Cihazı Bağlantı Şekli.....	13
Şekil 2-2: Farklı Markalar Tarafından Üretilmiş NST Cihazları.....	14
Şekil 2-3: NST Grafiği	15
Şekil 3-1: Farklı Üreticilere ait Fetal Doppler Cihazları.	17
Şekil 3-2: Unborn Hearth Firması Fetal Doppler Cihazı.....	18
Şekil 3-3: mDoppler Cihazı Blok Şeması.....	20
Şekil 3-4: Half Moon Piezo Ultrasonik Sensör	22
Şekil 3-5: Tx Ultrasonik Sensör ve Modülatör Devre Bağlantı Şeması.....	23
Şekil 3-6: 3 MHz Sinüs Sinyali Grafiği.....	23
Şekil 3-7: Tx Ultrasonik Sensör Elektrik Sinyali Grafiği.....	24
Şekil 3-8: Taşıyıcı Sinyal Grafiği.....	24
Şekil 3-9: Rx Ultrasonik Sensör ve Modülatör/Demodülatör Devre Şeması.	25
Şekil 3-10: Ön Yükselteç ve Band Geçiren Devre Şeması.	27
Şekil 3-11: Yükselteç Devre Şeması.	28
Şekil 3-12: FKH Algılama Modülü.	28
Şekil 3-13: Toco Probu ve Yük Sensörü.	29
Şekil 3-14: Yük Sensörü Devre Şeması.....	30
Şekil 3-15: Arduino Nano Pin Bağlantı Şeması.	31
Şekil 3-16: 7805 Voltaj Regülatör Entegresi Bağlantı Şeması.....	31
Şekil 3-17: Ana Program Akış Diyagramı.	34
Şekil 3-18: Kesme Programı Akış Diyagramı.....	37
Şekil 5-1: Mobil Uygulama Ana ve Ölçüm Ekranı [24].	42
Şekil 5-2: FKH ve UK Değerlerinin Gösterilmesi Ekranı [24].	42



FETAL KALP HIZI MONİTÖRİZASYON SİSTEMİ (FKHMS) VE MOBİLE ENTEGRE DOPPLER (M-DOPPLER) CİHAZININ GELİŞTİRİLMESİ

ÖZET

m-Sağlık (m-Health), teknoloji kökenli mobil sağlık çözümleri olup, e-Sağlık uygulamaları çatısı altında giderek büyüyen bir sektördür. Hem hasta hem de sağlık çalışan grubunun sektöre yönelik sıkıntılarını giderebilen akılcı ve teknoloji odaklı çözümler sunan ve günden güne kullanımı giderek artması sebebiyle, sağlık hizmet sektöründe değer gören bir alan olmuştur. m-Sağlık, bireylerdeki rahatsızlıkların teşhis, tanı ve tedavi süreçlerinde yardımcı olmasından kaynaklı, hastalara sunulan hizmetin verimliliğini arttırmaktadır. Özellikle, planlı takip m-Sağlık sistemleri kullanımıyla, bireylerin her türlü sağlık parametrelerinin takibi, mevcut hastalıklarının seyri gibi bilgiler sayısal ortama medikal veri olarak aktarılmış olur.

Anne karnında ölen bebek anne sağlığını da riske atmakta ve sağlıklı bir gebelik süresince de anne devamı anksiyete ve korku hissi yaşamaktadır. Olası acil durumlarda erken müdahale edilebilmesi anne ve bebek sağlığı için önem taşımaktadır. Tüm bu nedenler ve istatistiksel sonuçlara bakıldığında evde kullanıma uygun, mobil cihazlara ve m-Sağlık hizmetlerine entegre bir Doppler cihazına olan ihtiyacı ortaya koymaktadır. Bu sayede sistem, anne adaylarının hamilelik sürecinde hem annenin hem de fetüsün takibini yaparken, anlık sağlık verilerinin elde edilmesini, standart hamilelik takip ve değerlendirme süreçlerinin uzaktan yürütülmesine yardımcı olabilmektedir.

Genelde, hamilelik sürecinde, anne ve bebek sağlık parametrelerinin takibini sağlayan Non Stress-Test (NST) cihazı, bu süreçte bireylerin sağlıklı bir şekilde takip edilebilmesi için hastane ortamında kullanılan yaygın bir cihazdır. Günümüz NST cihazlarının halen yaygın kullanımı hastane ortamında kalmıştır. Hâlbuki, hastaneye gitmeden ihtiyacı olan hamile bireylere, bu tür sağlık hizmetlerinin mobil ortamdaki verilebilmesi teknolojik olarak mümkün iken, bireylerin normal yaşamına halen dâhil edilememiş veya mevcut muadil ürünlerin yetersiz kalması sebebiyle yaygınlaşmamıştır.

Bu nedenle, bu çalışmada Sanayi Tezleri (SAN-TEZ) programı kapsamında destek olarak, günümüz teknolojisi ile güncellenmiş bir Mobil Entegre Doppler (m-Doppler) cihazının geliştirilmesi ve üretilen prototipi anlatılmıştır. Cihazın tasarım ve işletme ayrıntılarına tez içerisinde yer verilmiştir. Geliştirilen mDoppler cihazı ile fetüse ait anlık medikal verilerin, ev ortamında toplanması ve bu verilerin mobil ortamdan hastane veri tabanına aktarılması sağlanmıştır. Bu cihaz sayesinde, bireylerin kayıtlı doktorlarına uzaktan anlık veri aktarımını kolaylaştırılmış ve doktorun hastası hakkında karar verirken, toplanan anlık medikal verilere bağlı bazı istatistiksel veriler sunarak, doktorlara uzaktan bağlantı ile dolaylı olarak yardımcı olmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Mobil Sağlık Hizmetleri, mDoppler, m-Sağlık, Mobil Entegre Doppler, NST Cihazı.



DEVELOPMENT OF FETAL HEART RATE MONITORIZATION SYSTEM (FKHMS) AND MOBILE INTEGRATED DOPPLER (M-DOPPLER) DEVICE

ABSTRACT

m-Health is a technological mobile health solutions. It is a growing sector field of health applications. It provides rational and technology-focused solutions to both the patient and the health care group to deal with the difficulties facing the sector. It has become an important area in the healthcare sector with the increasing use of healthcare services. m-Health improves the efficiency of the service provided during diagnosis and treatment processes. Especially, with using planned follow-up m-Health systems, all kinds of health parameters of patients and the progress of diseases are transferred as a digital data.

A dead baby in the womb also threatens maternal health and the mother continues to experience anxiety and fear during a healthy pregnancy. Early intervention is important for maternal and infant health in an emergency situation. All these reasons and statistical results reveal the need for a Doppler device which is suitable for using at home and integrated with mobile devices and m-Health services. In this way, the system can help the mother candidates to obtain instant health data and follow the standard pregnancy follow-up and evaluation processes remotely while following pregnancy, both mother and fetus. In general, the Non-Stress Test (NST) device, which provides maternal and infant health parameters in the pregnancy process, is a common device used in the hospital environment so that individuals can be followed up in a healthy way. The widespread using of NST devices still remains in the hospital environment. However, while it is possible for such health services to be offered to pregnant women without going to the hospital, the mobile technology has not been able to be introduced into the normal life, or has not become widespread due to the insufficiency of existing equivalent products.

For this reason, the development and production prototype of a Mobile Integrated Doppler (m-Doppler) device updated with today's technology has been explained in this study with the support of Industrial Thesis (IND-THESIS) program. The details

of the design and operation of the device are described in the thesis. With the developed mDoppler device, fetal instantaneous medical data were collected in the home environment and transferred from the mobile environment to the hospital database. This device has facilitated remote data transfer to patients' doctors. When the doctor decides on his or her patient, it helps with some statistical data depending on the instantaneous medical data collected.

Keywords: Mobile Health Services, mDoppler, m-Health, Mobile Integrated Doppler, NST Device.



1 GİRİŞ

1.1 Çalışma Konusu

Günümüzde çoğunlukla Genetiği Değiştirilmiş Organizmalar (GDO) ile üretilmiş besinlerin tüketilmesi ile birlikte genetik hastalıkların arttığı bilinmektedir. Hastalıkların artması ile birlikte bireylerin sağlık kuruluşlarına olan ihtiyacı her geçen gün artmaktadır. Bu sebeple, sağlık kuruluşlarının, hasta bireylerin sağlık kuruluşlarına gelerek tanı ve teşhis konulması için gerekli olan tesis, donanım ve personel gibi yüksek olduğu bilinen işletme maliyetlerine katlanması gerekmektedir. Sağlık kuruluşları, bu yüksek işletme maliyetlerini en aza indirmek için çözüm arayışları içerisindeyler. Sağlık kuruluşlarına başvuran bireylerin sayısındaki artış ile birlikte (Birinci basamak sağlık kuruluşları 214.564.156 Başvuru/Yıl, İkinci ve Üçüncü basamak sağlık kuruluşları 445.535.291 Başvuru/Yıl¹) sağlık kuruluşlarındaki yetersizlikler sonucunda randevu sürelerinin uzamasına ve/veya bu sebeple hasta bireylerin sağlık hizmetine ulaşamamasına neden olmaktadır. Kuruluşlar ve tedarikçiler tarafından, işletme maliyetlerinin düşürülmesi arayışı ve hasta bireylerin kısa sürede sağlık hizmetine ulaşmasını sağlayabilmek için, evde sağlık hizmetleri konusunda çalışmalara devam etmektedirler. Evde sağlık hizmetlerinin sunulmasını sağlayan sistemler genellikle m-Sağlık çatısı altında tasarlanmış mobil cihazlar ile uygulanmaktadır.

Dünyada, sağlık sisteminin gelişmişlik seviyesinin değerlendirilmesinde kullanılan kriterlerden bir tanesi de anne ve bebek ölüm oranlarıdır. TÜİK verilerine göre 2016 yılında 1.309.771² canlı doğum gerçekleşmiş ve bebek ölüm oranı (2016 yılı bebek ölüm sayısı 13.036) binde 10³, gebeliğe bağlı anne ölüm oranının yüz binde 14,7⁴ olduğu kayıtlara geçmiştir. İstatistiksel sonuçlara bakıldığında hamile bireylerin ve fetüs sağlığının ev ortamında izlenebilmesi bebek ve anne ölüm sayılarının

¹ Sağlık İstatistikleri Yıllığı, 2016

² TÜİK, Doğum İstatistikleri, 2016

³ tuik.gov.tr

⁴ Sağlık İstatistikleri Yıllığı 2015 Haber Bülteni

düşürülebilmesi açısından önem kazandığı öngörülmektedir.

Gebeliğin 20. haftasından sonra veya 500 gramdan büyük, doğumda ve doğumdan sonra hiçbir canlılık belirtisi olmayan doğumlar ölü doğum olarak adlandırılır [1]. 500 gramın üzerindeki ölümlere ölü doğum denirken, 500 gramın altındakilere düşük denir. Anne karnında bebeğin öldüğünün tespit edildiği durumlarda bir an önce bebeğin normal doğumla veya sezaryenle doğurtulması amaçlanır. Ölmüş olan bebeğin anne karnında uzun süre kalması anne kanına bazı maddelerin geçmesine sebep olabilir ve annede kanama-pıhtılaşma bozukluğuna sebep olabilir [2].

Günümüzde fetal sağlığın değerlendirilmesi, perinatolog veya kadın doğum uzmanlarının başlıca uğraşları arasındadır. Bu değerlendirme, fetüsteki olası sıkıntıları önceden tanıma, teşhis etme ve tedaviyi erken dönemde başlatmayı gerekli kılmaktadır. Önceleri anne adayının olası hastalıklarının önlenmesi ve tedavisi birincil amaçken, günümüzde aynı ölçüde fetüse de önem verilmektedir. Günümüzde fetüsün, gerektiğinde bir 'hasta' olarak değerlendirilmesi anlayışı giderek yerleşmekte ve fetüs haklarından söz edilmektedir [3].

Fetal sağlığın değerlendirilmesinde en önemli kriter Fetal Kalp Hızı (FKH) ve Uterus Kasılması (UK) değerlerinin ölçülmesi ve yorumlanmasıdır. Bu ölçümler ileri teknoloji ve yüksek maliyetli Non-Stress Test (NST) cihazları ile klinik veya hastane ortamında yapılabilmektedir. NST ölçümünün uygulanabilmesi için hamile bireyin sağlık kuruluşlarından önceden randevu alması, klinik veya hastane ortamına ulaşması ve NST cihazına bağlanarak en az 20 dakikalık ölçüm kaydı alınması gerekmektedir. Gebeliğin durumuna ve risk grubuna göre, gebeliğin sonlanmasına kadar bu işlemlerin periyodik olarak tekrarlanması gerekmektedir. NST ölçümleri eksternal veya internal uygulamalarla yapılabilir. Çoğu eksternal ölçümlerde, ultrasonik ses dalgası sinyallerini kullanarak FKH'ni hesaplayan ve anlık UK'sını ölçen ve yorumlayarak NST çıktısı veren mikroişlemci tabanlı fetal Doppler cihazları kullanılmaktadır.

Günümüzde eksternal veya internal FKH ölçülmesi ve takibi ancak klinik ortamda mümkün olabilmekte iken teknolojinin gelişmesiyle birlikte FKH ölçülebilmesi için Doppler cihazlarının el tipi ev kullanımına uygun modelleri geliştirilmiş ve kullanıcıların kullanımına sunulmuştur. Ancak mobil cihazlar ile bütünleşmiş hasta takibi, veri toplama veya görüntülemesi gibi işlemler uluslararası platformda henüz teknolojik çalışmalar arasına girmiştir. Bunların yanı sıra toplanan verilerin bir akıllı

sistem tarafından takibi, analizi, yorumlaması ve sonucunda alarm durumları algılayarak sağlık personelinin tetikleyen sistemler henüz geliştirilmemiştir. Bu sebeplerle ciddi sıkıntıları önleyebilecek bu tür çözümlere ebeveynler, aile hekimleri, sağlık personelleri önemle ihtiyaç duymaktadır.

Teknolojinin, elektronik sistemlerin (özellikle aktif ve pasif devre elemanlarının boyutlarının küçülmesi ve tümleşik devre üretimlerinin artması sonucu) ve yazılım sistemlerinin gelişmesi ile birlikte gelecekte hastaların sağlık kuruluşlarına gelmeden evde kullanabilecekleri mobil sistemlerle tanı ve teşhisin yapılabilmesinin mümkün olacağı öngörülmekte ve bu yönde çalışmalar artarak devam etmektedir. Bu teknolojiler m-Sağlık adı altında birleşerek bireylerdeki rahatsızlıkların teşhis, tanı ve tedavi süreçlerinde yardımcı olmasını sağlamak ve hastalara sunulan hizmetin verimliliğini arttırmaktadır. Özellikle, planlı takip süreçlerinde, m-Sağlık sistemleri kullanımıyla birlikte, bireylerin her türlü sağlık parametrelerinin takibi, mevcut hastalıklarının seyri hakkında bilgi veren ölçüm sonuçlarını içeren sayısal bilgiler dijital ortama aktarılmış olmaktadır.

HIMSS⁵ (Healthcare Information and Management Systems Society- Sağlık Bilgi ve Yönetim Sistemleri Topluluğu): 1961 yılında kurulmuş; Amerika, Avrupa ve Asya'da yapılanmaları bulunan ve kâr amacı gütmeyen bir organizasyondur. Bilgi teknolojilerinin, sağlık hizmetlerinin sunumunda ve geliştirilmesinde en uygun ölçüde kullanımını sağlamayı hedefler. HIMSS, kendine başvuruda bulunan hastanelerin dijital süreçlerini değerlendirerek, geldikleri seviyeyi tespit etmek için dünyaca kabul edilen akreditasyon ve standart modelini (1 ile 7 arası) kullanmakta ve dijital süreçlerini altıncı ve yedinci seviyeye kadar tamamlamış olan hastaneleri ise ödüllendirmektedir.

HIMSS kapsamında tanımlanan ve Dijital Hastane olarak anılan sistemler açısından, geliştirmiş olduğumuz mDoppler cihazı, gebeliğin seyri sırasında periyodik olarak ölçülen ve kaydedilen FKH ve UK verilerinin, dijital hale getirilerek sistem adaptasyonunun sağlanması sağlık kuruluşları için önemli olmaktadır. mDoppler cihazı ile birlikte, anne ve bebeğin doğum süreci içerisinde, gebeliğin seyrinde gelişebilecek risklerin önceden belirlenmesi, tanımlanması ve müdahalesi sağlanarak anne ve bebek ölümleri önlenebilecektir.

⁵ <http://dijitalhastane.saglik.gov.tr>

1.2 Tezin Amacı

Bazı gebelik (özellikle yüksek riskli gebeliklerde) durumlarında, anne adaylarının gebelik süresince fiziksel hareketlerine dikkat etmeleri ve mümkün olduğunca da hareket etmemeleri gerekmektedir. Hamile bireylerin gebelik durumlarının izlenebilmesi ve takip edilebilmesi sürecinde gerekli olan NST ölçümlerinin yapılabilmesi için ise hastane veya klinik ortamına transfer edilmesi gerekmektedir. Bu durum riskli gebelik sürecini yaşayan hamile bireylerin bu süreçte yaşamak zorunda kaldıkları güçlüklerden birisi olduğu bilinmektedir. Hamile bireyin sağlık kurumlarına transferleri sırasında yaşanabilecek olumsuzluklar (düşme, çarpma gibi), anne ve fetüs sağlığını sona erdirebilecek istenmeyen sonuçları da beraberinde getirebilmektedir.

Tezimizin amacı, günümüzde yalnızca kliniklerde ve hastanelerde, NST cihazları ile uygulanabilen NST ölçümünün, özellikle yüksek riskli gebeliklerde, tasarlanmış olduğumuz mDoppler cihazı ile, hamile bireyin kendi kendine kolaylıkla uygulayarak, ev ortamında alınabilmesidir. Böylece hamile bireyin güvenli olarak kabul ettiği ev ortamından ve konforundan ayrılmadan, ölçüm stresini yaşamadan, ölçüm işlemini tamamlanması sağlanmaktadır. Ayrıca, evde mobil cihazlara bütünleşmiş Doppler cihazı ve mobil uygulaması ile mobil ortamdan hamile hasta takip sistemi henüz ülkemizde oluşturulmamış ve dolayısıyla buna bağlı merkezi bir veri sistemi bulunmamaktadır. Bu bağlamda tasarlanmış olduğumuz cihaz ve sistem muadilleri tarafından karşılanamayan önemli bir fonksiyon eksikliğini de gidermektedir.

Böylece gebeliğin 30. Haftası itibariyle, birçok uzman tarafından periyodik olarak (genellikle haftalık) uygulanması tavsiye edilen ve istenilen NST ölçümünün, tasarlanmış olduğumuz mDoppler cihazı kullanılarak alınması, hazırlanmış olan mobil bir uygulama ile akıllı cihazlara (telefon, tablet gibi) kaydedilmesi, kablosuz bağlantı ile bir merkeze anlık olarak gönderilmesi, yorumlanması, alarm durumunun oluşturulması, sorumlu doktorun bilgilendirilmesi, alınan tüm ölçümlerin saklanması ve istenildiği zaman tekrar incelenebilmesi sağlanacaktır. Tanımlanan bu fonksiyonları ile tasarlanmış olduğumuz mDoppler cihazı ve Fetal Kalp Hızı Monitörizasyon Sistemi uygulamada ilk olma özelliğini de taşımaktadır.

1.3 Literatür Araştırması

1.3.1 FKH klasifikasyon sistemi

1997’de, National Institute of Child Health and Human Development Research Planning Workshop, intrapartum FKH takibi için alanındaki uzman çalışmacıları bir araya getirmiş ve birtakım tanımlamalar önermiştir [4]. Direk fetal elektrot veya eksternal doppler aleti ile alınan FKH tiplerinin tanımlamaları altında yatan düşünceler, görsel yorumlamalar için olduklarından, FKH tiplerinin toplam etyolojileri (gestasyonel yaş, ilaçlar, daha önceki fetal değerlendirme, obstetrik ve diğer tıbbi durumlar) veya hipoksemi/metabolik asidoz ile ilişkileri hakkında yapılmış öngörüler yoktur [5].

FKH’ın klinik olarak tam anlaşabilmesi için; bazal hızın, variabilitenin, akselerasyonların varlığı, periyodik veya epizodik deselerasyonlar ve bu karakteristiklerin zaman içindeki değişiminin tartışılması gerekmektedir. Çizelge 1-1’de, National Institute of Child Health and Human Development Research Planning Workshop’un bulgularına dayanarak FKH paternlerinin tanımları ve anlatımları vardır [5]. Çizelge 1-1’de tanımlanan dakikadaki FKH, FKH değişkenlikleri ve sabit kaldığı süreler dikkate alınarak yapılan değerlendirmeler sonucunda akselerasyonlar ve deselerasyonlar değişkenlikleri belirlenebilmektedir. Ayrıca anlık FKH değerine göre bradikardi ve taşikardi durumları da değerlendirilebilmektedir. İzlenen FKH değerindeki değişkenlikler UK değerleri de dikkate alınarak fetüsün durumu hakkında bilgi sahibi olunabilmektedir.

Ayrıca, Dr. Nadir Comart tarafından 2006 yılında hazırlanan uzmanlık tezinde de Elektronik Fetal Kalp Hızı Monitörizasyonu ile Normal Monitör, Fetal Stres, Fetal Distres Atım – Atım Variabilitesi, Hafif Variabl Deselerasyonlar, Orta Variabl Deselerasyonlar ve Ağır Variabl Deselerasyonlar sınıflandırmaları tanımlanmıştır [6].

Tasarlamış olduğumuz mDoppler cihazı alınan verilerin kablosuz olarak Semantik Web tabanlı çalışan bir sisteme alınması ile birlikte, bilimsel çalışmalarda belirtilen tanımlamalar referans alınarak oluşturulan algoritmalar ile fetüsün geçmiş verileri de değerlendirilerek sistemin çıkarsama yapması sağlanabilmektedir. Böylece sağlık kuruluşuna gelen ölçüm sonuç yığınlarının içerisinde alarm durumu olan sonuçlar öncelik sırasına alınabilmektedir.

Çizelge 1-1: FKH (Fetal Kalp Hızı) Paternlerinin Tanımları [7].

PATERN	TANIM
Baseline (Bazal Hız)	Ortalama FKH 10 dk'lık süre boyunca dakikada 5 atımlık artışların yuvarlanmasıdır, aşağıdakiler hariç; -Periyodik veya epizodik değişiklikler -Belirgin FKH variabilitesi periyodları -Dakikada 25 atımdan daha fazla değişen bazal segmentler
Bazal Variabilite	Bazal hız herhangi 10 dk'lık kısımda en az 2 dakika için olmalıdır. Dakikada 2 siklus veya daha fazla FKH dalgalanması Variabilite görsel olarak, dakikalık atımlarda zirveden tabana yükseklik olarak nitelendirilir -YOK = Yükseklik değişkenliği belirlenemeyen -MİNİMAL = Yükseklik değişkenliği var ama dakikalık 5 atım veya daha az -ORTA (Normal) = Yükseklik değişkenliği 6-25 atım/dk -BELİRGİN = Dakikada >25 atım
Akselerasyon	Görsel olarak FKH en son hesaplanan bazalden belirgin artış (başlangıçtan zirveye 30 saniyeden az) Akselerasyon süresi, FKH'nın bazalden başlangıç değişim zamanından bazale dönüş zamanı olarak tanımlanır. - >32 haftada, akselerasyon dakikada bazalden 15 atım veya daha fazla artış, 15 saniye veya daha fazla, ama 2 dakikadan kısa süren - <32 haftada, bazalden dakikada 10 atım veya daha fazla artış, 10 saniye veya daha fazla, ama 2 dakikadan kısa süren Uzamış akselerasyon, 2 dakika veya daha fazla süren ama 10 dakikadan kısa süren Eğer bir akselerasyon 10 dk veya fazla sürüyor ise bu bazal hız değişimidir.
Bradikardi	Bazal FKH'nın dakikada 110 atımın altında olmasıdır
Erken Deselerasyon	Uterus kontraksyonu ile birlikte FKH'nın görsel olarak belirgin olarak (başlangıçtan en dip noktaya 30 sn veya daha fazla sürede ulaşım) azalıp bazale dönmesi Deselerasyonun en dip noktası kontraksyonun zirvesi ile aynı andadır.
Geç Deselerasyon	Uterus kontraksyonu ile birlikte FKH'nın görsel olarak belirgin olarak (başlangıçtan en dip noktaya 30 sn veya daha fazla sürede ulaşım) azalıp bazale dönmesi Sırasıyla, deselerasyonun başlangıç, dip ve düzelmesi, kontraksyonun başlangıç, zirve ve sonundan sonra gerçekleşir.
Taşikardi	Bazal FKH 'ın dakikada 160 atımın üstünde olması
Variabl Deselerasyon	FKH'nın görsel olarak belirgin olarak (başlangıçtan en dip noktaya 30 saniyeden kısa sürede ulaşım) azalıp bazale dönmesi Azalma dakikada 15 atım veya daha fazla, 15 saniye veya daha fazla fakat 2 dakikadan az süren
Uzamış Deselerasyon	FKH'da bazalin altına görsel olarak belirgin azalma Deselerasyon, dakikada 15 atım veya daha fazla azalma, başlangıçtan bazale dönüşü 2 dakika veya daha fazla ama 10 dakikadan az süren

(National Institute of Child Health and Human Development Research Planning Workshop [7])

Yukarıda belirtilen bilimsel çalışmalardan da anlaşılacağı üzere NST cihazı ile alınan FKH ve UK ölçüm sonuçlarının gebeliğin seyri sırasında fetüs sağlığı için önemli verileri içerdiği, uzmanlar tarafından vazgeçilemez bir test işlemi olduğu ve periyodik olarak uygulanması gerektiği anlaşılmaktadır. Bu sebeple geliştirmiş olduğumuz mobil Doppler cihazının ev ortamında bu ölçümleri yapabilmesi, anne ve fetüs sağlığının takibinde ve yaşanacak risklerde karşı sağlık ekibinin erken müdahalede şansını da arttırmaktadır. Ayrıca tüm ölçümlerin kayıt altına alınması ile birlikte geçmiş durumlar dikkate alınarak gebeliğin gelecek projeksiyonu ve oluşabilecek risklerin belirlenebilmesi üzerine yorumlamalar yapılabilecektir.

1.3.2 Sensörler

Sensör ya da algılayıcı, otomatik kontrol sistemlerinin duyu organlarına verilen addır. İnsanların çevrelerinde olup bitenleri duyu organlarıyla algılamasına benzer biçimde, makineler de sıcaklık, basınç, hız ve benzeri değerleri algılayıcıları vasıtasıyla algırlar [8].

Sensörler ile mekanik, termal, elektriksel, manyetik, ışığa ve kimyasal olarak meydana gelen değişiklikler algılanabilmektedir. Sensörler algılanan bu değişikliklerin sonucunu doğrudan sayısal bir sonuç olarak dijital veya değişken bir analog çıkış sinyali değerlerinde verebilmektedir. Ayrıca çıkış sinyallerini sensörün herhangi bir güç kaynağına ihtiyaç duymadan kendiliğinden üretip üretememe şekillerine göre aktif ve pasif sensörler olarak sınıflandırılmaktadır.

Sensör ile ölçülmesi istenilen değişkenin gerçeğe yakın doğrulukta sonuç verebilmesi için uygun ölçüm aralığında ve hassasiyetinde sensörün seçimi, sensör çıkışının değerlendirileceği elektronik devrenin uygun bir şekilde tasarlanması önemlidir. Ayrıca sensörden çıkan sonucun kullanıcının anlayabileceği bir dile çevrilmesi için gerekli olacak algoritma ile birlikte mikroişlemci seçimine, sensörün çıkış değerine ve sensörün aktif veya pasif çalışma şekline dikkat edilmesi gerekmektedir. Oluşturulan algoritmanın sonucunda alınan ölçüm değerlerinin gerçeğe yakın doğru sonuç vermesinin güvenilirlik testi için referans bir sensör ile birlikte varsa bir standarda göre kalibrasyonun ve kalibrasyon sonucuna göre gerekli ayarlamaların yapılması gerekmektedir. Bu kalibrasyon işlemlerin standarda göre belirlenmiş periyotlarda uygulanması sensörün çalışma süresi boyunca güvenilir olmasını sağlamaktadır.

1.3.3 Ultrasonik sensör

Ultrason, insan kulağının duyamayacağı seviyede olan yüksek frekanslı ses dalgalarıdır. Bu ses dalgalarının frekansı 20.000 Hertz üzerindedir.

Ultrasonik frekanslarda belli bir ortamdaki ses hızı sabit olduğu için;

Hız = Frekans × Dalga Boyu, denklemine göre frekans artınca, sesin dalga boyu kısalmaktadır. Aradaki ilişki ters orantılı olduğu için, sert dokuda ses frekansı 888 MHz'den 3 MHz'e çıkınca, dalga boyu da 0,5 mm'den 1 mm'ye çıkar. Ses şiddeti Watt/cm² birimi ile ölçülür. Pratikte ses şiddeti Bel ile ölçülür (1 B = 10 dB) [9].

Ultrasonik sensörler uygulanan elektrik sinyalini ses dalgasına veya ses dalgasını elektrik sinyallerine dönüştürmek için kullanılmaktadır. Ultrasonik sensörler aktif ve pasif olarak ikiye ayrılmaktadır. Aktif sensörler ses dalgaları oluşturmak için kullanılır. Pasif ultrasonik sensörler ise yüzeyine çarpan ses dalgalarını elektrik sinyaline dönüştürmektedir. Ultrasonik sensörler sonar ve radar sistemlerinde algılama ve mesafe ölçümlerinde kullanıldığı gibi medikal cihazlarda da organların görüntülenmesinde, hareketlerinin algılanmasında ve boyutlarının ölçülmesi amacıyla Ekokardiyografi ve Ultrasonografi cihazlarında kullanılmaktadır. Medikal cihazlarda kullanılan ultrasonik sensörler (problar) görüntülenmek istenilen organ, doku gibi vücut bölgelerine göre çalışma frekansları 2-15 MHz aralığında değişmektedir. Tüm sensörlerde olduğu gibi medikal amaçlı kullanılan ultrasonik sensörlerin de belirli periyotlarda ve uygun standartlarda kalibrasyonun uygulanması gerekmektedir. Kalibrasyon cihaz ile yapılan ölçümler sonucunda doğru tanı ve teşhis konulabilmesi için oldukça önemlidir.

1.3.4 Yük sensörü (Kuvvet sensörü)

Yük hücresi, bir kuvveti, elektrik sinyali hâline dönüştürmek için kullanılan dönüştürücüdür. Mekanik bir düzenleme ile algılanan kuvvet bir gerinim ölçerin şeklini değiştirir. Gerinim ölçer şekil değişikliğini (gerinim) bir elektrik sinyali olarak ölçer. Çünkü gerinim, telin etkin elektriksel direncini değiştirir [10].

Sensör üzerine uygulanan bir kuvvet sonucunda oluşan direnç değişiminin algılanabilmesi için sensör genellikle Wheatstone köprüsü düzeneğine bağlanır. Bu düzenekte iki kola güç kaynağının artı ve eksi uçları bağlanır. Diğer kol üzerinden direnç değişimi sonucunda oluşan analog bir çıkış sinyali alınması beklenir. Bu

düzenek ile uygulanan kuvvet sonucunda oluşan direnç değışikliği çok küçük genlikte bir gerilim değışikliğine çevrilir. Mili volt seviyesinde olan bu değışik mikroişlemci tarafından algılanamayacak seviyededir ve uygun seviyede bir elektrik sinyali yükseltilmelidir. Çıkış sinyali bu yükseltme işlemi için bir yükselteç devresine aktarılır. Mikroişlemci tarafından algılanabilecek seviyeye yükseltelen elektrik sinyalinin, uygulanan kuvvet ile ilişkilendirilerek sayısal bir sonuç alınabilmesi için mikroişlemci içerisinde çalışacak bir algoritma oluşturulmalıdır. Oluşturulan algoritma sonucunda uygulanan kuvvetin sayısal bir değere dönüştürülmesi sağlanmaktadır. Devamında alınan sonucunun kullanıcının anlayabileceği bir dile dönüştürülmesi gerekmektedir. Uygulanan kuvvet değerin sayısal sonuç ile ilişkilendirilmesinde bir referans değeri ve uygun standart kullanılarak kalibrasyonun yapılması ve belirli periyotlarda tekrar uygulanması gerekmektedir.

1.3.5 Modülatör

Modülatör, taşıyıcı bir sinyali başka bir sinyalle modüle eden ağıttır. Genelde taşıyıcı sinyalin frekansı radyo frekansları (RF) bandındadır. Modern alıcı ve vericilerde hem modülasyon hem de demodülasyon işlemini gerçekleştiren versiyonuna modülatör-demodülatör kelimelerinin ilk heceleri birleştirilerek modem denir [11]. Modülasyon işlemi ile taşınmayacak seviyede düşük frekans değerlerine sahip olan sinyallerin, yüksek frekans değerine sahip bir sinyal kullanarak ve bu sinyal üzerine bindirilerek yüksek hızda ve düşük kayıplarla iletilebilmesi sağlanmaktadır.

Kalp sesine ait frekansı değeri de oldukça düşük değerlerde olan frekans bandında (20 Hz - 70 Hz) bulunmaktadır. Yüksek frekans ile çalışan ultrasonik sensörler ve elektronik bir devre ile kalp sesinin algılanabilmesi için modülasyon işleminin uygulanması gerekmektedir.

Modülasyon teknikleri Genlik ve Frekans modülasyonu olarak ikiye ayrılmaktadır. Genlik (Amplitude) modülasyonunu (AM) için radyo frekans (RF) yükseltecinin kazancının girişine modülasyon sinyali uygulanmalıdır. Frekans modülasyonunda (FM) ise sinyal gerilim kontrollü bir osilatörün kontrol girişine uygulanmalıdır. Taşınacak sinyalin frekansı modülatöre ait osilatör sinyalinin frekansından büyük olmamalıdır.

1.3.6 Demodülatör

Modülatör bölümünde modem olarak tanımlanan ve birlikte çalışan yapının demodülatör kısmı, modüle edilmiş taşıyıcı bir sinyalden orijinal sinyali çıkartarak, taşınan sinyali çıkış olarak sağlayan elektronik bir devredir. Demodülatörülerin taşınmak istenilen sinyalin çeşitliliğine göre birçok türü bulunmaktadır. Taşınmak istenilen sinyal analog ses sinyali, analog video sinyali veya ikili veri (binary) olan dijital sinyaller olabilmektedir. Kullanılan modülasyon tekniğine göre demodülasyon tekniği belirlenmelidir.

Kalp sesi modülasyon işlemi ile yüksek frekanslı ultrasonik ses dalgası içerisine bindirilerek taşınabilmektedir. Demodülasyon işlemi gelen sinyal ile taşıyıcı sinyal arasındaki farkın alınarak kalp sesinin algılanması sağlanmaktadır. Böylece algılanan kalp sesine ait elektrik sinyali elektronik devre tarafından kullanılabilir.

1.3.7 Band geçiren filtre

Elektronik filtreler farklı frekanslara sahip sinyallerden kimilerini geçirip, kimilerini geçirmeyen bir devredir [12].

Elektronik devrelerde çeşitli frekanslara sahip birden fazla elektronik sinyaller kullanılabilir. Bazı durumlarda, farklı frekanslara sahip elektronik sinyaller içerisinden, kullanılmak istenilmeyen sinyallerin bastırılması yani teknik anlamda gürültülerden temizlenmesi gerekebilir. Bu temizleme işlemi için aktif veya pasif elektronik filtre devreleri kullanılmaktadır. Pasif filtrelerde direnç, kondansatör ve bobinlerden oluşan temel devre elemanları kullanılmaktadır. Aktif filtreler ise transistör veya hazır entegrelerden oluşan ve güç kaynağı gereksinimi bulunan elektronik devrelerdir.

Bant geçiren filtreler temel olarak kullanılmak istenilen sinyale ait alt limit ve üst limit frekanslarının belirlenmesi ile oluşmaktadır. Bu filtrelerde alçak geçiren filtre ile yüksek geçiren filtre seri olarak bağlanmaktadır. Böylece elektronik devrelerde farklı frekanslarda olan elektrik sinyalleri içerisinden kullanılmak istenilen sinyallere ait frekans aralığı belirlenerek hazırlanan elektronik devre ile kullanılmak istenilen frekanstaki sinyal elde edilmiş olur. Kalp sesinin gürültüsüz bir temiz sinyal olarak algılanabilmesi için uygun şekilde tasarlanmış bir band geçiren filtre kullanılması gerekmektedir.

1.3.8 Yükselteç

Elektronik sistemlerle işlenecek sinyallerin hemen hemen hepsi düşük genlikli yani zayıf sinyallerdir. Örneğin insan vücudundan alınan biyoelektrik sinyaller ya da cep telefonumuza ulaşan elektromanyetik dalgalar son derece zayıf elektriksel sinyallerdir [13].

Düşük güçteki biyoelektrik sinyallerinin, elektronik sistemler tarafından kullanılabilen güçte sinyal seviyelerine yükseltilmesi gerekmektedir. Elektronik devrelerde yükseltme işlemi yükselteç devreleri tarafından yapılmaktadır. Bu işlem sırasında yükselteç devreleri, güç kaynağından aldığı enerji ile devre üzerinde bulunan aktif devre elemanlarını kullanarak, giriş sinyalinin frekansını ve özelliğini bozmadan genliğini arttırmış yani yükseltmiş olur. Sensörler tarafından algılanan ve mili voltlar seviyesinde olan elektrik sinyalleri, mikroişlemci tarafından algılanabilecek değerlerdeki elektrik sinyallerine yükseltilmesi için, uygun yapıda tasarlanmış yükselteç devrelerine ihtiyaç duymaktadırlar.

1.3.9 Mikroişlemci

Mikroişlemci, işlemci (bazen kısaltma olarak μP kullanılır) ana işlem biriminin (CPU) fonksiyonlarını tek bir yarı iletken tüm devrede (IC) birleştiren programlanabilir bir sayısal elektronik bileşendir [14].

Arduino bir Giriş/Çıkış kartı ve Processing/Wiring dilinin bir uygulamasını içeren geliştirme ortamından oluşan bir fiziksel programlama platformudur. Arduino tek başına çalışan interaktif nesnelere geliştirmek için kullanılabilen gibi bilgisayar üzerinde çalışan yazılımlara da bağlanabilir. Arduino kartları bir Atmel AVR mikro denetleyici, programlama ve diğer devrelere bağlantı için gerekli yan elemanlardan oluşur. Her kartta en azından bir 5 voltluk regüle entegresi ve bir 16 MHz kristal osilatör bulunur. Mikro denetleyiciye önceden bir bootloader programı yazılı olduğundan programlama için harici bir programlayıcıya ihtiyaç duyulmaz. Arduino IDE kod editörü ve derleyici olarak görev yapan, aynı zamanda derlenen programı karta yükleme işlemi de yapabilen, her platformda çalışabilen Java programlama dilinde yazılmış bir uygulamadır [15].

Ardunio geliştirme kartları tümleşik yapısı içerisinde birçok protokolü (ADC, UART gibi) bulundurmaktadır. Bu özellikleri ile birlikte regülasyon, dahili osilatör, kolay programlanabilme özellikleri nedeniyle prototip oluşturma aşamalarında mikroişlemci ihtiyacını karşılamaktadır.

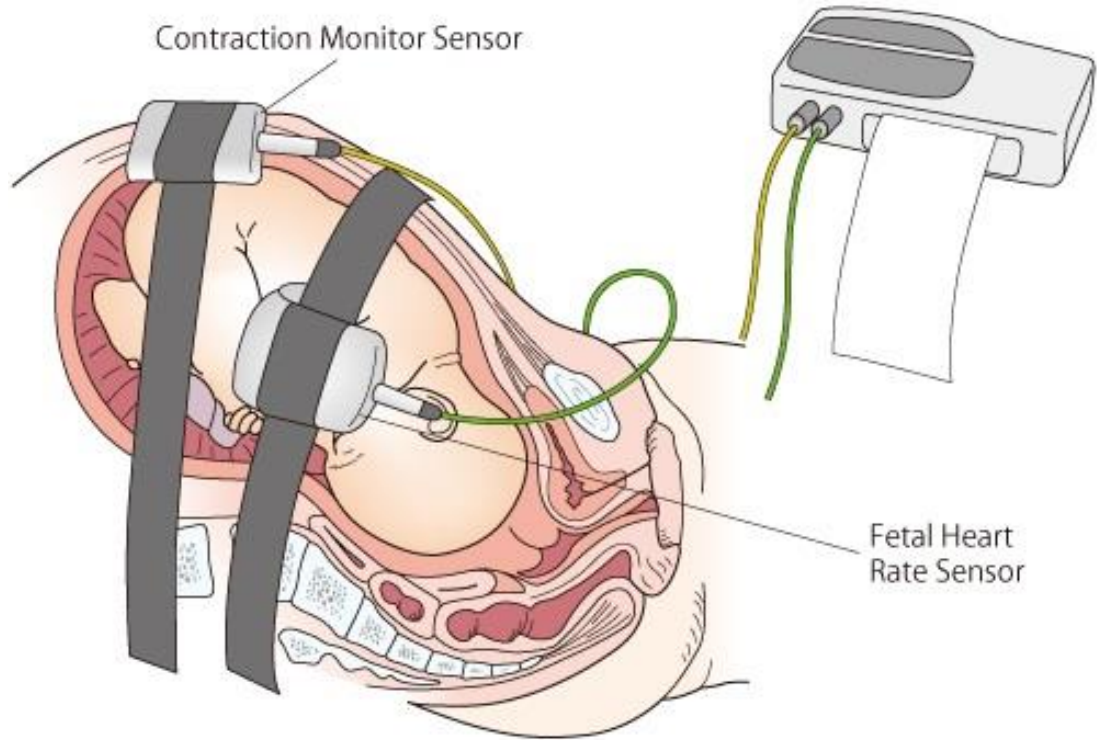
1.3.10 Bluetooth modül

Kablo bağlantısını ortadan kaldıran kısa mesafe radyo frekansı teknolojisinin adıdır. Bluetooth, 1994 yılında Ericsson firması tarafından cep telefonları ve diğer mobil cihazları kablosuz olarak birbirine bağlamak ve aralarında iletişim kurmak için geliştirilmiştir [16]. Bu bağlantı biçimi, cihazların herhangi bir kablo bağlantısı ve birbirlerinin görüş doğrultusunda olmadan haberleşmelerini sağlamaktadırlar. Sinyal gücüne bağlı olarak yaklaşık 100 metre mesafeye kadar veri aktarabilirler. IEEE tarafından belirlenmiş 802.15.1 standardına uygundur. Mobil cihaz uygulamalarda kullanılan veri transferlerinde düşük güç tüketimi ve kullanım kolaylığı nedeniyle sıklıkla tercih edilmektedir.

2 NST (NON-STRESS TEST) CİHAZI

2.1 NST Cihazı Nedir?

Fetüsün kalp atışlarının seyrini ve bebek hareketleriyle olan ilişkisini temel alarak bebeğin oksijensiz kalma olasılığının taramasında kullanılan bir testtir. Bu nedenle nonstres test her zaman doğum başlamadan önce yapılan bir test olma özelliğine sahiptir. Bu amaçla kullanılan cihaza NST veya kardiyotokografi cihazı adı verilir. Anne adayının karnına biri bebeğin kalp atışlarını, diğeri kasılmaları algılayan iki adet ayrı prob yerleştirilir [17]. Şekil 2-1'de NST cihazının hamile bireyde ölçüm yapabilmesi için gerekli olan bağlantı şekli görülmektedir. Problar anne karnında doğru biçimde konumlandırıldıktan sonra, sabitleme kemerleri ile hareket etmesi engellenmiş olur. Genellikle üst düzey cihazlarda ikiz gebelikler için ek bir FKH probu bulunmaktadır. Ayrıca annenin elindeki bir buton aracılığıyla sancı anları da kayıt edilebilmektedir.



Şekil 2.1: NST Cihazı Bağlantı Şekli.

Günümüzde NST cihazları kliniklerde ve sağlık kuruluşlarında kullanıma uygun yüksek maliyetli ve boyut olarak büyük cihazlardır. Şekil 2-2’de farklı üreticiler tarafından üretilmiş NST cihazları görölmektedir. Cihazların üzerinde anlık FKH ve UK değerlerinin görölebilmesi için dahili bir ekran bulunmaktadır. Bu ekran üzerinden anlık FKH ve UK değerleri izlenebildiği gibi tüm ölçüm sonuçlarına ait trend kayıtları izlenebilmektedir. Yapılan tüm ölçüm sonucunun hasta ve uzman ile paylaşılabilmesi için dahili bir yazıcı ile, NST çıktısı oluşturmak üzere, grafiksel olarak, ölçekli bir kâğıda yazdırılmaktadır. Bazı üst düzey olarak nitelendirilen cihazlar, yapılan ölçüm sonuçlarını hastanenin bilgi sistemine gönderebilmektedir. Cihazlar, sağlık kuruluşlarında transport olarak kullanılabilmesi için, tekerlekli taşıma arabaları ile kullanılabilir. Cihazlar bu özelliklerinden dolayı elle taşımaya ve evde kullanıma uygun değildir.



Şekil 2.2: Farklı Markalar Tarafından Üretilmiş NST cihazları.

2.2 NST Nasıl Yorumlanır?

FKH klasifikasyonu üzerine yapılan bilimsel çalışmalarda da açıklandığı üzere, fetüsün iyi olduğu durumlara ait tanımlanmiş bazı bulgular bulunmaktadır. Şekil 2-3’te görölenen NST çıktısında, reaktif olarak tanımlanan bir NST ölçüm sonucu görölmektedir. Bu çıktıdaki dakikadaki FKH atımı 120-160 arasındadır. FKH yükselmeleri akselerasyonları, düşmeleri deselerasyonları işaret etmektedir. Fetüs hareketleri sırasında FKH artışı gözlenir ve sonra normale döner. Akselerasyonlar arasındaki bölgeler ortalama FKH’ni temsil etmektedir ve bu çıktıda dakikadaki ortalama atım 145 civarındadır. Çıktıda ayrıca FKH dalgalanmaları ile birlikte bu dalgalanmalara etki etmesi beklenen UK’da gözlenebilmektedir. UK çıktı üzerinde alt bölgede FKH ile eş zamanlı olarak 0-100 değerleri arasında kayıt edilmektedir. Ayrıca anne tarafından tetiklenen sancı anları UK alanında koyu renkte işaretlenmektedir.



Şekil 2.3: NST grafiği.

NST ölçüm sonucu reaktif olarak tanımlanmış ise fetüs çok yüksek olasılıkla iyi durumdadır ve farklı bir incelemeye ihtiyaç kalmaz. NST ölçüm sonucunun nonreaktif çıkması fetüste doğrudan bir sorun olduğu anlamına gelmemektedir. Bu durumda ileri tetkik testleri uygulanarak fetüs sağlığının son durumu hakkında kesin bilgi edinilebilmektedir.

2.3 NST Neden Yapılır?

Rahim kapalı bir kutu gibidir. Doğum bilimi ile uğraşan doktorların tarih boyunca hedefi "açma zamanı henüz dolmamış bu kutuyu açmadan içeriğini görmek" olmuştur. Bu hedef günümüzde de geçerlidir [18].

Fetüsün anne karnındaki yapısal durumunu belirlemek ve değerlendirmek için NST ölçümü uygulanmaktadır. Böylece fetüsün yaşamsal ihtiyaçlarının karşılanıp karşılanmadığı yorumu yapılabilmektedir. NST ölçümü, özellikle gelişimi riskli fetüslerin incelenmesinde, sonucunun yorumlanmasında ve bebekte sıkıntı olasılığı şüphelenilen her durumda öncelikli test olarak uygulanmaktadır. Geçmişte uzmanlar riskli durumlarda NST ölçümü uygularken, günümüzde uzmanlar fetüs gelişimine göre 25.-30. hafta itibarıyla her kontrolde periyodik olarak NST ölçümü uygulamaktadırlar. NST ölçümü olumsuz çıktığında ileri tetkik uygulamaları da değerlendirilerek fetüsün erken doğumu gündeme getirilebilmektedir. Aynı zamanda NST ölçümü sonucu doğumun başlangıcı hakkında da bilgileri içermektedir.

2.4 Fetüsün (Bebegin) İyilik Hali Nedir?

Bebek rahim içinde yaşamını devam ettirebilmek için gerekli oksijen ve besin maddelerini elde etmede annesine bağımlıdır. Çeşitli nedenlerle besin kaynaklarının azalması durumunda kendi depolarını kullanarak uzun bir süre bu "açlık" durumuna dayanabilir. Bebek kendisine gelen oksijen azaldığında bu durumu bazı tali yollarla atlatmaya çalışır. Ancak oksijen azlığı devam ederse durumu kısa sürede bozulur ve tali yollar etkisiz kaldığında kaybedilebilir. Bu bilgiden yola çıkarak Fetal iyilik halinin bebeğin anneden yeterli oksijeni alması ve bunu uygun şekilde kullanabilmesi olduğunu söyleyebiliriz [19].

2.5 Sağlıklı Fetüs Nasıldır?

Oksijeni ve besin maddeleri yeterli bir fetüs, kendisinin organları da iyi çalışıyorsa gebelik haftasına uygun gelişim gösterir, gebelik ilerledikçe kilo almaya devam eder. Oksijeni yeterli olduğundan enerji kaynaklarını en verimli bir şekilde kullanır. Sağlıklı fetüsün rengi, kandaki yeterli oksijen sayesinde pembedir. Sağlıklı fetüs gün boyunca uyanıklık ve uyku dönemleri geçirir. Uykuda çok fazla hareket etmezken uyanırken çeşitli hareketler yapar. Sağlıklı fetüs dış dünyadaki yaşama hazırlık olarak belli aralıklarla solunum hareketleri yapar. Kalp atım hızı belirli bir sınır içinde seyreder, atım hızı saniyeler içinde değişerek dalgalanmalar gösterir. Dış uyaranlarla (kuvvetli bir ses, elle uyarı gibi) ya da kendi yaptığı hareketlerle kalp atım hızında geçici akselerasyonlar (yükselmeler), nadiren de hafif çökmeler meydana gelir [19].

2.6 Sağlıksız Fetüs Nasıldır?

Anneden yeterince oksijen gelmemesi ya da bebeğin kendisindeki çeşitli hastalıklar nedeniyle aldığı oksijen ve diğer maddeleri organlarına ihtiyaç oranında dağıtamaması durumunda, kalp ritim bozuklukları, kordonun boyna sıkı şekilde dolanması ya da düğümlenmesi, bazı enfeksiyonlar, yapısal ve genetik kusurlar gibi) kan dolaşımındaki oksijen miktarı azalır. Bu hipoksi (oksijensizlik) bebekte algılanır algılanmaz hasarı engellemek için bazı koruyucu mekanizmalar devreye girmeye başlar. Sağlıksız fetüsün rengi, kandaki oksijenin yetersiz olması nedeniyle giderek koyulaşır ve ileri durumlarda yandaki gibi mor hale gelebilir [19].

3 MOBİL ENTEGRE DOPPLER (M-DOPPLER) CİHAZ PROTOTİPİNİN GELİŞTİRİLMESİ

Gebelik takibi sırasında NST ölçümü için kullanılan ve hali hazırda üretilerek piyasada satışa sunulan mevcut NST cihazları, ancak hastane ve klinik ortamlarda kullanılabilecek boyutlarda ve profesyonel kullanım gerektiren medikal cihazlardır. Teknolojinin gelişmesiyle birlikte fetal doppler cihazları, ev ortamında kullanılabilen, el tipi tıbbi cihaz boyutlarına kadar indirgenmiştir. Bunlardan cihazlardan bazıları Angel Talk⁶, VRN⁷, Angel Sound⁸ gibi el tipi medikal cihazlar olup, bazı üretici firmalar sayesinde, evde kullanım için modellenmiş, geliştirilmiş ve satışa sunmuştur. Bu teknolojiye sahip cihazlardaki temel amaç, kullanıcıların, fetüs kalp seslerini, hastane ortamına gitmeden, bir kulaklık yardımıyla duymalarını sağlamaktır. Bu amaçla geliştirildiğinden, bu tür cihazlar, henüz hastanelerde kullanılan NST cihazlarının yaptığı FKH ve UK ölçümlerini aynı anda yapamamakta, ölçüm sonuçlarını kaydedememekte ve sonucunda NST çıktısını oluşturamamaktadır. Şekil 3-1’de piyasadaki kolaylıkla satın alınabilecek farklı üretici firmalara ait el tipi, evde kullanıma uygun fetal doppler cihazlarından yaygın olarak kullanılanları görülmektedir.



Şekil 3.1: Farklı Üreticilere ait Fetal Doppler Cihazları.

⁶ www.angeltalk.co.za

⁷ www.veronsaglik.com

⁸ www.angelsounds.de

Bu modellere ilaveten ebeveynler, ev ortamında bebeklerinin kalp seslerini, akıllı mobil cihazları aracılığıyla daha rahat duymak için, bu cihazlar ile entegre edilmiş fetal doppler cihaz türlerini tercih etmeye başlamışlardır. Bu cihazlardan biri, Unborn Heart⁹ firmasının geliştirmiş olduğu, Unborn Heart Mobil Doppler cihazıdır. Bu cihazın bir prob başlığı bulunmakta olup, anne karnına yerleştirildiğinde, anne karnından gelen fetüs kalp sesini, bir mobil uygulama ile akıllı mobil cihazın kulaklık girişinden alıp, aynı zamanda anlık olarak dakikadaki FKH değerini hesaplayıp, akıllı mobil cihazın ekranında görüntülenmesini sağlayan bir mobil sağlık hizmetidir. Bu proje, aynı zamanda anlık okunan bu FKH değerlerini kaydedip, geçmiş ölçüm kayıtları olarak sistemin veri tabanında tutar ve böylece istenilen her anda verilere ulaşılmasını sağlamaktadır.

Şekil 3-2’de Unborn Hearth firmasına ait Unborn Heart Mobil Doppler cihazı ve mobil uygulamasına ait görsel görüntülenmektedir.



Şekil 3.2: Unborn Hearth Firması Fetal Doppler Cihazı.

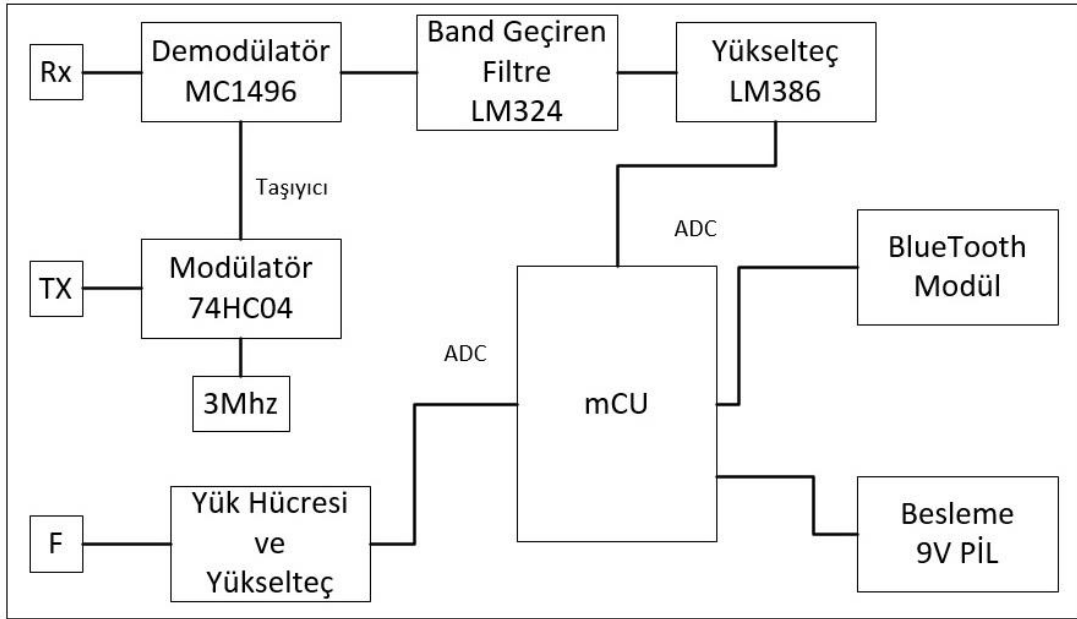
Geliştirmiş olduğumuz mDoppler cihazı, benzerlerinde olmayan özellikleri sayesinde, anne karnındaki bebeğin kalp ritmi ile birlikte annenin uterus kasılma sinyallerini de algılayarak hesaplayıp, mobil uygulama aracılığıyla akıllı mobil cihazlara gönderilmesini sağlamaktadır. Sistem ultrasonik sensör ile kalp ritmini, kuvvet (yük) sensörü ile uterus kasılmaları algılayacak el tipi bir cihazdan ve bu cihazdan gelen verileri alıp değerlendirebilen bir mobil uygulamadan oluşmaktadır. Akıllı mobil cihazlara kablosuz veri aktarımı sağlamak için bluetooth haberleşme modülü

⁹ www.unbornheart.com

kullanılmaktadır. Akıllı mobil cihazlara alınan veriler, geliştirilen mobil uygulama ile değerlendirilerek, orijinal bir NST çıktısı halinde kaydedilmekte ve istenildiği anda istenilen hekime gönderilebilmektedir. Böylece annenin hamilelik sürecinde belirli periyotlar ile uygulaması gerektiği NST ölçümlerinin, herhangi bir sağlık kuruluşuna gitmeden ev ortamında rutin olarak uygulamasını sağlamaktadır. mDoppler cihazımız bu özelliklerinden dolayı NST cihazının işlevini gerçekleştirmekle beraber m-Sağlık işlevini ve aynı zamanda HIMSS'de tanımlanan dijital hastane fonksiyonunu da sağlamaya yardımcı olmaktadır.

Unborn Heart, Angel Talk ve Angel Sound gibi evde kullanımına uygun fetal doppler cihazlarının elektronik donanımları incelendiğinde, bu cihazlara ait ultrasonik sensörlerin çalışma frekanslarının, 1,5 MHz ile 3 MHz arasında değişmekte ve çoğunlukla 3 MHz olduğu tespit edilmiştir. Bu sebeple projemizde geliştirmiş olduğumuz mDoppler cihazının ultrasonik sensörlerine ait çalışma frekansı 3 Mhz olarak seçilmiştir. Ürün geliştirmenin ilerleyen dönemlerinde ultrasonik sensör çalışma frekansının 1,5 MHz ile 3 MHz arasında seçilebilir olması sağlanması ve bebeğin anne karnındaki konumuna göre, cihazın algılama mesafesinin kullanıcı tarafından ayarlanabilmesi seçeneğinin eklenmesi planlanmaktadır. Bu sayede fetüsün anne karnındaki konumuna ve mesafesine bakılmaksızın kalp sesinin cihaz tarafından algılayabilmesi sağlanmaktadır.

Fetal Kalp Hızı Monitörizasyon Sisteminin (FKHMS) ölçüm bileşeni olan mDoppler cihazına ait prototip devresine ait ana bileşenler; ultrasonik ses dalgası kaynağı olarak kullanılan sinyalin oluşturulabilmesi sağlamak için 3 MHz kristal, modülatör ve demodülatör devresi, ultrasonik verici ve algılayıcı sensörler, band geçiren filtre devresi, elektrik sinyali yükselteç devresi, yük (kuvvet) sensörü devresi ile birlikte bu devrelerden gelen verileri analiz eden mikroişlemci modülü ve mobil cihazlar ile kablosuz veri aktarımını sağlayan bluetooth haberleşme modülünden oluşmaktadır. Prototip devrenin enerji ihtiyacı 9 Volt kare pil ile sağlanmaktadır. Şekil 3-3'de mDoppler cihazı prototipine ait tüm bileşenlerin görüldüğü blok şeması görülmektedir.



Şekil 3.3: mDoppler Cihazı Blok Şeması.

Ölçüm sonuçlarının değerlendirilebilmesi ve kullanıcı tarafından değerlendirilebilecek anlamlı verilere dönüştürülmesi için gerekli olan bütün süreçler mikroişlemci tarafından kontrol edilmektedir. Mikroişlemci, ultrasonik alıcı sensörden gelen sinyali ADC bacağından algılar ve gerçek kalp sesini değerlendirerek dakikadaki FKH değerine (Beat Per Minute-bpm) hesaplayarak çevirir. Prototip devre, 40-220 bpm arasında ölçüm yapabilmektedir. Mikroişlemci içerisinde, ultrasonik alıcı sensörden gelen analog sinyal, işlemciye gömülü bir algoritma yardımıyla, peş peşe 200 ölçüm kaydedilerek analiz edilir. Kaydedilen bu sinyaller, algoritma içerisinde filtre edilerek, kalp sesinin tepe değerine, yani vuru olarak kabul edilebilecek bir sinyal değerine ulaşmış ve ulaşmadığı kontrol edilir. Kalp sesi vuru değerine ulaştığı tespit edilen sinyal işaretlenerek, ADC bacağından gelen sinyaller kaydedilmeye devam edilir. Aynı çalışma döngüsü ile kalp sesine ait ikinci, üçüncü ve sıradaki kalp sesi vuruları tespit edilir. Kalp sesi vuruları arasındaki zaman mesafesi hesaplanarak ortalama bir periyot süresi hesaplanır. Periyot süresinin bir dakikadaki tekrarı ile ortalama FKH değeri hesaplanır. Mikroişlemci kasılma sensöründen gelen sinyalleri baseline çizgisine göre karşılaştırarak analiz eder ve sayısal değere çevirir. Prototip mDoppler cihazının, Android/IOS işletim sistemine sahip akıllı telefonlara kablosuz olarak veri gönderebilmesi için bluetooth modülü kullanılmıştır. Veri paketleri FKH ve UK değerlerini içermekte ve saniyede dört veri paketi gönderilmektedir.

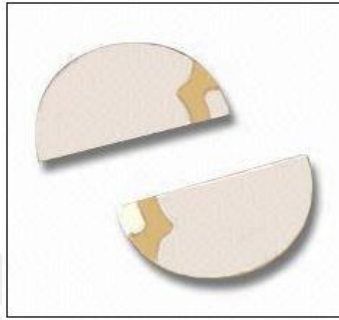
3.1 FKH Algılama Modülü

Fetal Kalp Hızı algılama modülü anne karnındaki bebeğin kalp sesini algılamak için kullanılmaktadır. FKH algılama modülü; Tx ve Rx olarak adlandırılan verici ve alıcı ultrasonik sensörlerden ve bu ultrasonik sensörleri kontrol eden modülatör ve demodülatör devresinden oluşmaktadır. Rx ultrasonik sensöründen algılanan kalp sesi sinyalinin beraberindeki elektriksel gürültülerden temizlenebilmesi için sinyal bir dizi elektronik filtreden geçirilir. Elektronik filtrelerden ilki IF transformatör ve bağlı kondansatör ile uygulanmaktadır. İlk filtreden geçen sinyal demodülatör devre katında taşıyıcı sinyalden ayrılarak bir fark sinyali oluşturacak şekilde tasarlanmıştır. Alınan fark sinyali ikinci elektronik filtre olan band geçiren filtreden geçirilir ve kalp sesi dışında kalan gürültülerden temizlenir. Temizlenmiş olan sinyal kalbin hareketleri sonucu yansıyan ve ultrasonik sensörler tarafından algılanan kalp sesinin elektriksel sinyalidir. Bu elektrik sinyali, mikroişlemci tarafından algılanabilmesi için oldukça küçük genlikte bir elektrik sinyali değerine karşılık gelmektedir. Elektrik sinyalinin mikroişlemci tarafından algılanabilecek bir elektrik sinyali seviyesine yükseltebilmesi için elektronik yükselteç devre katından geçmesi sağlanmaktadır. Böylece elektrik sinyali mikroişlemci tarafından algılanabilir seviyeye yükseltilmiş olur. Aynı zamanda prototip devre üzerinde bulunan bir kulaklık bağlantısı yardımıyla, kullanıcı tarafından kullanılan bir kulaklık ile duyulabilecek bir kalp sesi seviyesine (elektrik sinyaline) ulaşılmış olunur. Kulaklık, kalp sesinin duyulmasını sağlamak ile birlikte aynı zamanda, mDoppler cihazının kullanıcı tarafından bebeğin konumuna göre doğru pozisyonlandırılmasına ve cihazın ölçüme hazırlanmasında yardımcı olmaktadır.

3.1.1 Ultrasonik sensörler

Ultrasonik sensörler temelde, uygulanan elektrik sinyalini ses sinyaline dönüştürmede veya sensör üzerine çarpan ses sinyalini elektrik sinyaline dönüştürmek için kullanılır. Ultrasonik sensörler aktif ve pasif çalışma özelliği ile alıcı ve verici olarak iki yönlü çalışabilmektedir. Prototip devremizde kullanılan, benzer yapıda olan iki sensörden ilkinde frekansı 3 MHz değerine ait bir elektrik sinyali uygulanır ve ultrasonik verici olarak adlandırılır. Ultrasonik sensör bu elektrik sinyalini 3 MHz değerinde ultrasonik bir ses dalgasına çevirir ve ortamda yayılmasını sağlar. Ses dalgalarının ortamda herhangi bir cisme çarpması sonucunda yansıyan ses dalgaları oluşmaktadır. Devre üzerinde pasif olarak çalışan ultrasonik sensör yani alıcı sensör, cisimlere çarparak

yansıyan ses dalgalarını algılar ve küçük genlikte bir elektrik sinyaline dönüştürür. Bu elektrik sinyali IF transformatör ve kondansatörden oluşan ilk filtreden geçerek demodülatör katına aktarılmaktadır. Şekil 3-4’de prototip olarak geliştirilen mDoppler cihazında kullandığımız Yarım Ay (Half Moon) olarak adlandırılan ultrasonik sensör yapısı görülmektedir. İki yarım ay şeklinde olan sensörler daire oluşturacak şekilde yerleştirilerek bir ultrason probu yapısını oluşturması sağlanmaktadır. Böylece yansıyan sinyaller en az kayıp ile Rx alıcı ultrasonik sensör tarafından algılanabilmektedir.

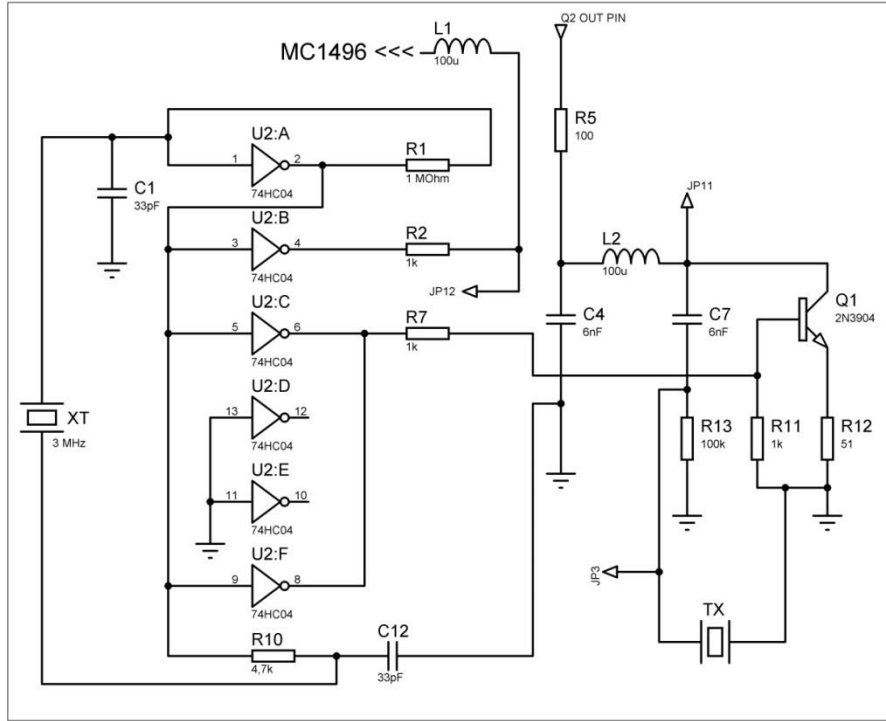


Şekil 3.4: Half Moon Piezo Ultrasonik Sensör.

3.1.2 Modülatör

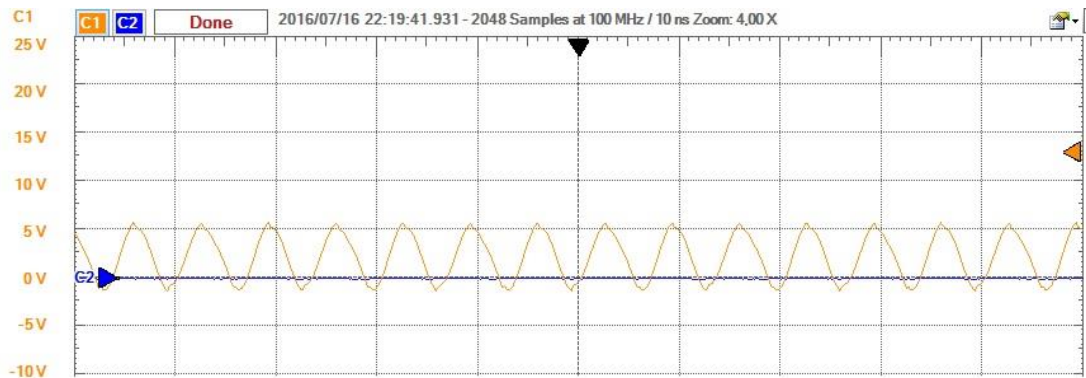
FKH algılama modülünün modülatör devresi, frekans modülasyonu tekniği uygulanabilecek şekilde tasarlanmaktadır. Kristal tarafından üretilen 3 MHz frekans değerindeki sinüs elektrik sinyali, 74HC04 kapı entegresinden geçerek sırasıyla 2N3904 transistörün beyz bacağına bağlanır ve böylece transistöre anahtarlama yapılması sağlanır. Seçilen transistörün yüksek frekans ile çalışabilecek değerde olması önemlidir. Transistör kollektörüne bağlı bobin bağlantısı ve bobinin endüktif özelliği sayesinde anahtarlama olarak uygulanan elektrik sinyali yükseltilmektedir. Bu yükseltme işlemi güçlü bir ultrasonik ses dalgası oluşturulması için gerekmektedir. Yükseltile 3 MHz değerindeki elektrik sinyali verici Tx verici ultrasonik sensörüne uygulanır ve böylece güçlü bir ultrasonik ses dalgası elde edilmesi sağlanır. Modülatör devresinden işlenmemiş 3 MHz frekans değerindeki örnek bir taşıyıcı elektrik sinyali daha sonra demodülasyon işleminde kullanılmak üzere demodülatör devresine katına uygulanır.

Şekil 3-5’de prototip mDoppler cihazı devresi için tasarlanan modülatör devresine ait Tx verici ultrasonik sensörü, 3 MHz kristal (XT), transistör ve bobin devre elemanlarına ait elektrik devre bağlantı şeması görülmektedir.



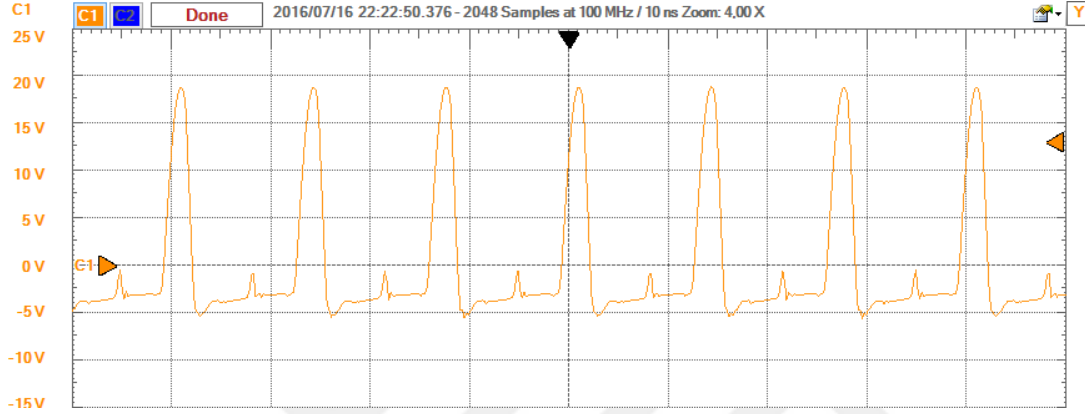
Şekil 3.5: Tx Ultrasonik Sensör ve Modülatör Devre Bağlantı Şeması.

Şekil 3-6’da kristal tarafından üretilen 3 MHz frekans değerindeki sinüs elektrik sinyaline ait ölçüm grafiği görülmektedir. Ölçüm grafiğinde de görüldüğü üzere kristal tarafından üretilen 3 MHz değerindeki sinüs elektrik sinyalinin genliği 5 Volt düzeyindedir. 5 Volt değerindeki genlik, güçlü bir ultrasonik ses dalgası oluşturulabilmesi için oldukça düşüktür. Kristalden elde edilen sinüs elektrik sinyalinin uygun genlikte yükseltilmesi gerekmektedir.



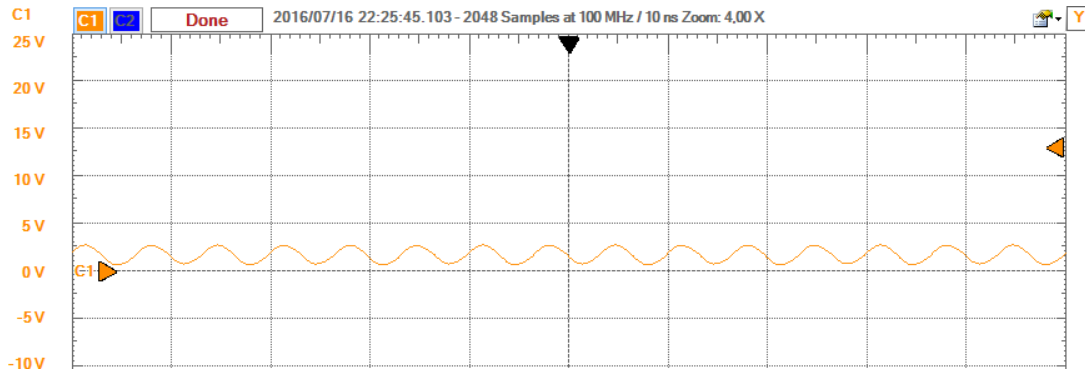
Şekil 3.6: 3 MHz Sinüs Sinyali Grafiği.

Şekil 3-7’de kristal tarafından üretilen, transistör ve bobin bağlantısı ile güçlendirilerek verici Tx ultrasonik sensörüne uygulanan 3 MHz frekans değerindeki elektrik sinyalinin ölçüm sonucuna ait grafik görülmektedir. Ölçüm grafiğinde de görüldüğü üzere 5 Volt düzeyinde uygulanan sinüs elektrik sinyali, güçlü bir ultrasonik ses dalgası oluşturulabilmesi için tepe değerleri 20 Volt düzeyinde olan bir elektrik sinyaline yükseltilmektedir. Elektrik sinyalinin 3 MHz frekans değerindeki yapısının bozulmamasına dikkat edilmelidir.



Şekil 3.7: Tx Ultrasonik Sensör Elektrik Sinyali Grafiği.

Şekil 3-8’de demodülasyon işleminde kullanılmak üzere, demodülatör devre katına gönderilen örnek taşıyıcı sinyale ait ölçüm grafiği görülmektedir. Bu elektrik sinyalinde önemli olan parametre 3 Mhz frekans değerindeki sinüs sinyali yapısının bozulmamasıdır. Bu elektrik sinyali demodülasyon işleminde fark sinyalinin alınabilmesi için kullanılmaktadır.

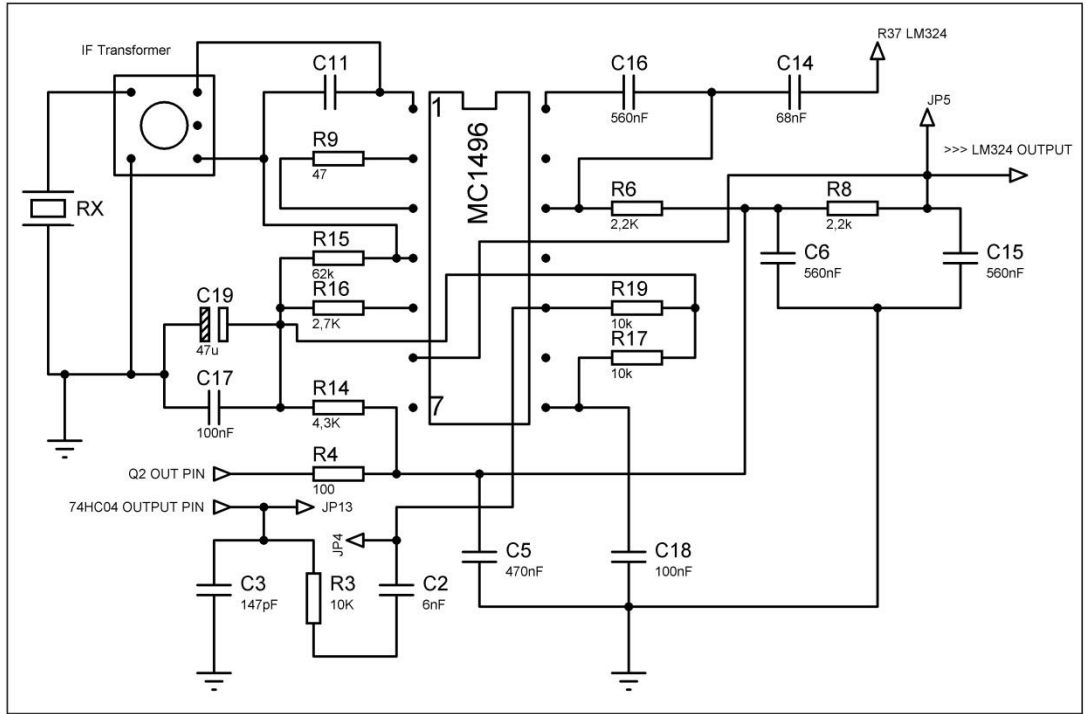


Şekil 3.8: Taşıyıcı Sinyal Grafiği.

3.1.3 Demodülatör

FKH algılama modülünde Rx alıcı ultrasonik sensörü tarafından algılanan elektrik sinyalinin (kalp sesinin) işlenmesi, yani fark sinyalinin oluşturulması işlemi MC1496 Modülatör Demodülatör entegresi ile yapılmaktadır. Tx verici ultrasonik sensörü tarafından ortama yayılan ses dalgası, ortamda çaptığı herhangi bir cisimden yansıdığı taktirde, Rx alıcı ultrasonik sensörü tarafından algılanmaktadır. Kalbin hareketlerine göre bu yansıyan ses dalgası değişkenlikler göstermektedir. Yansıyan ses dalgalarını algılayan Rx algılayıcı ultrasonik sensörü, ses dalgalarını oldukça küçük genlikte bir elektrik sinyaline dönüştürülür. Algılanan elektrik sinyali pasif bir filtre olan IF transformatörü ve kondansatör devresinden geçirilerek ön filtre işlemini görmektedir.

Şekil 3-9'da geliştirmiş olduğumuz prototip devremizde kullanılan, demodülatör devresi olarak tasarlanan devre katına ait, Rx alıcı ultrasonik sensörü, MC1496 Modülatör/Demodülatör entegresi, IF Transformatör ve diğer pasif devre elemanlarına ait elektriksel devre bağlantı şeması görülmektedir.

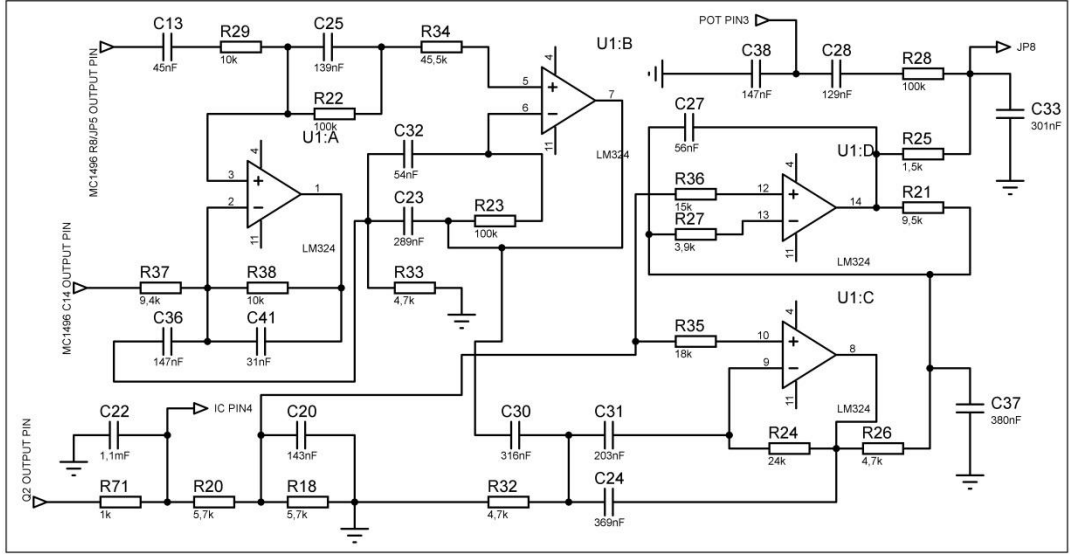


Şekil 3.9: Rx Ultrasonik Sensör ve Modülatör/Demodülatör Devre Şeması.

Rx alıcı ultrasonik sensöründen gelen elektrik sinyali, yani kalp hareketleri sonucunda oluşan kalp sesi sinyali, IF transformatörden geçerek MC1496 entegresinin girişine (1 numaralı bacak) bağlanmaktadır. 7404 entegresinden gelen 3 MHz frekans değerindeki örnek taşıyıcı elektrik sinyali, entegrenin taşıyıcı girişine (10 numaralı bacak) uygulanmaktadır. Taşıyıcı sinyal ile algılanan sinyale demodülasyon işlemi MC1496 entegresi içerisinde uygulanmaktadır. Rx algılayıcı ultrasonik sensöründen gelen elektrik sinyali (kalp sesi) demodülasyon işlemi sonucunda taşıyıcı sinyalden ayrılmış olur. MC1496 entegrenin +Vo (6 numaralı bacak) ve -Vo (12 numaralı bacak) çıkışlarından alınan elektrik sinyalleri toplanarak kalp sesine ait elektriksel sinyal elde edilmektedir. Bu noktada alınan elektrik sinyali ham sinyal olarak değerlendirilir ve bir veri olarak değerlendirilemeyecek kadar farklı frekans değerlerinde elektriksel gürültülere sahiptir. Temiz kalp sesinin elde edilebilmesi için sinyalin band geçiren filtreye taşınması gerekmektedir.

3.1.4 Band geçiren filtre

FKH algılama modülünde elektriksel olarak elde edilen elektrik fark sinyali, kalp sesi elektriksel sinyali ile birlikte birçok gürültülü yani farklı frekanslarda elektrik sinyali içermektedir. Elektriksel gürültülerin temizlenerek kalp sesine ait temiz elektriksel sinyalin değerlendirilebilmesi için bir dizi yükseltme ve filtre işlemi uygulanması gerekmektedir. Band geçiren filtre ve ön yükselteç işlemi LM324 entegresi ile uygulanmaktadır. LM324 entegresi içerisinde dört adet operasyonel yükselteç (Op-Amp) bulunmaktadır. Bu yükselteçler bant geçiren filtre şeklinde tasarlanarak ve elektriksel olarak bağlanarak MC1496 entegresinden gelen elektrik sinyali içerisinde kalp sesine ait elektrik sinyalinin temiz ve gürültüsüz bir sinyal olmasını sağlamaktadır. Band geçiren filtre ile alt ve üst limit frekansları dışında kalan frekanstaki elektrik sinyalleri bastırılmış olur. Şekil 3-10'da ön yükselteç ve band geçiren filtre devresi olarak tasarlanan LM324 entegresi ve filtre devresinde kullanılan ve pasif devre elemanları olan direnç ve kondansatörlerle birlikte elektrik devre bağlantı şeması görülmektedir.

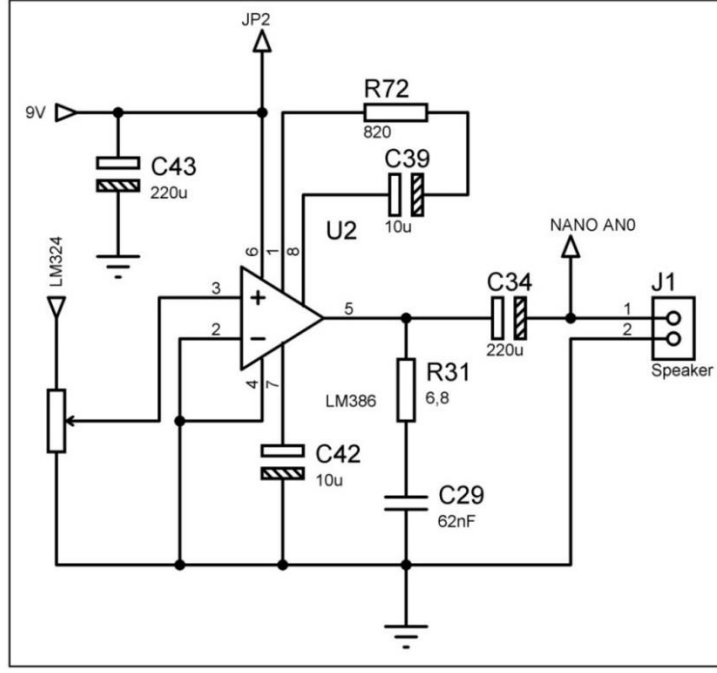


Şekil 3.10: Ön Yükselteç ve Band geçiren Devre Şeması.

3.1.5 Yükselteç

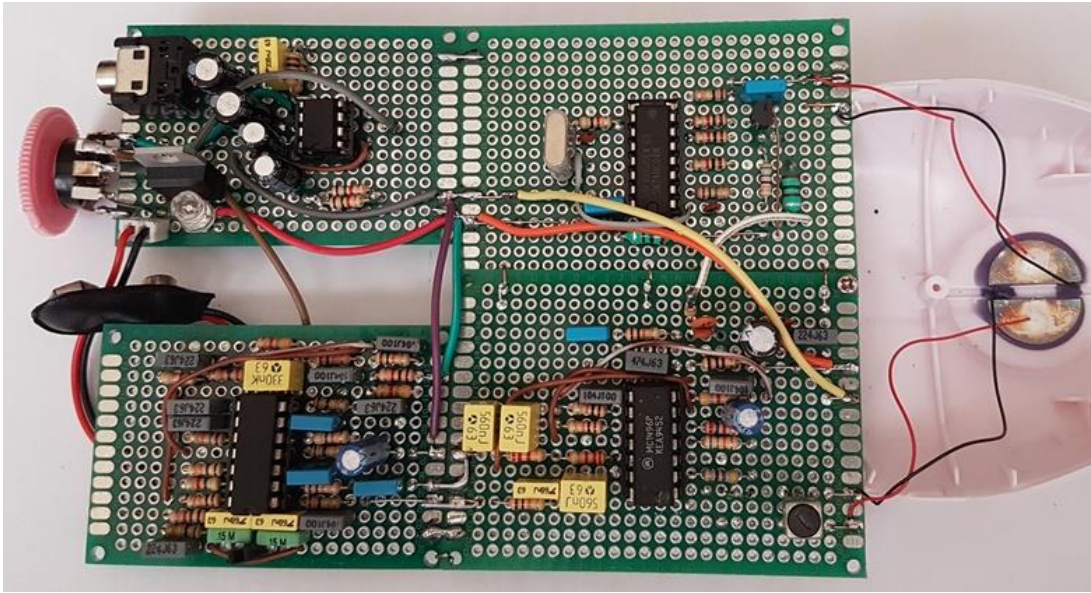
FKH algılama modülünde son devre katı, ön yükselte işlemi yapılmış ve bant geçiren filtre ile temizlenmiş kalp sesine ait düşük genlikteki elektriksel sinyalinin, mikroişlemci tarafından algılanabilecek ve kulaklık yardımıyla insan kulağı ile duyulabilir düzeyde yükseltilmesi işlemidir. LM386 entegresi içerisinde düşük voltaj güç yükselteci bulunmaktadır. LM324 entegresinden (band geçiren filtreden) alınan çıkış sinyali yani kalp sesine ait elektriksel sinyal, yükselteç devresi üzerinde bulunan 10 Kilo ohm değerindeki kazanç potansiyometresine aktarılır. Kazanç potansiyometresi düşük güçte veya yüksek güçte gelen kalp sesi sinyalinin istenilen seviyede ayarlanabilmesini sağlamaktadır. Bu noktada elde edilen ve işlenmiş elektrik sinyali, kullanıcının bir kulaklık yardımıyla kalp sesini duymasını sağlayan kulaklık çıkışına aktarılmaktadır. Bu sayede kullanıcının kalp sesini duyarak cihazı en doğru pozisyonda konumlandırıldığından emin olması sağlanmaktadır.

Yükseltilmiş kalp sesine ait elektrik sinyali mikroişlemcinin ADC (AN0) girişine bağlanmaktadır. Şekil 3-11’de LM386 entegresi ile oluşturulmuş yükselteç devresine ait elektriksel bağlantı şeması görülmektedir. Devre şeması üzerinde görülen J1 konektörü kulaklık bağlantısı jak girişi ile birlikte mikroişlemcinin ADC bağlantısı için kullanılmaktadır.



Şekil 3.11: Yükselteç Devre Şeması.

Fetal Kalp Hızı algılama modülünde ait ultrasonik sensörler, modülatör ve demodülatör katları, band geçiren filtre ve yükselteç katları olan ve önceki sayfalarda teknik detayları anlatılan tüm bileşenler elektriksel olarak bağlanarak FKH algılama modülü oluşturulmuştur. Şekil 3-12'de mDoppler cihazının FKH modülünün tüm bileşenler ile oluşturulmuş ve çalışan prototip devresi görülmektedir.



Şekil 3.12: FKH Algılama Modülü.

3.1.6 Uterus kasılması algılama modülü

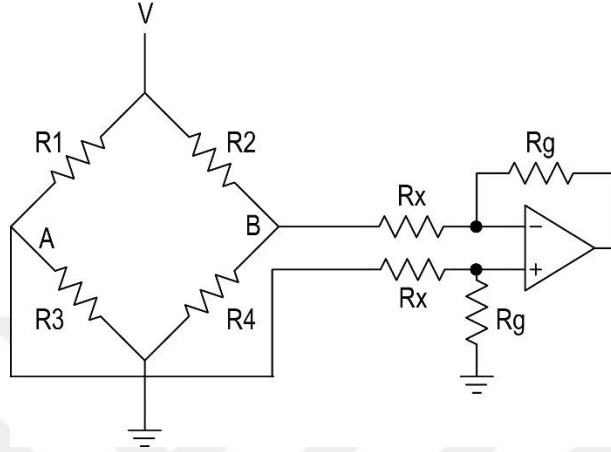
NST ölçümünde Fetal Kalp Hızı ile birlikte ölçülen diğer önemli parametre ise Uterus Kasılmasıdır. Uterus Kasılmaları, Fetal Kalp Hızında değişiklik olmasını sağladığı gibi, uterus kasılmalarındaki sıklık sayısındaki artış, doğum başlangıcı ile ilgili bilgileri de içermektedir. Uterus Kasılması, anne bireyin kasık bölgesine yerleştirilen bir yük (kuvvet) sensörü yardımıyla algılanmaktadır. Şekil 3-13'de günümüz NST cihazlarında kullanılan ve Uterus Kasılmalarının algılanmasını sağlayan Toco probu ve bu probun içerisinde kullanılan yük sensörü görülmektedir.



Şekil 3.13: Toco Probu ve Yük Sensörü.

Uterus Kasılmasının algılanabilmesi için kullanılan yük (kuvvet) sensörü whetstone köprüsüne bağlanmıştır. Yük sensörü kasılmalar sırasında üzerinde meydana gelen kuvvet değişiklikleri, sensör üzerinde bulunan direnç değerindeki değişikliğe neden olur. Bu direnç değişimi whetstone köprüsü üzerinde çok düşük genlikte gerilim değişimine neden olmaktadır. Bu sayede yük sensörü üzerinde kasılmalar ile meydana gelen kuvvet değişiklikleri elektrik sinyaline çevrilmektedir. LM471 entegresi devre üzerinde operasyonel yükselteç olarak kullanılmakta olup, whetstone köprüsünde meydana gelen küçük gerilim değişiklikleri mikroişlemcinin algılayabileceği elektrik sinyali seviyesine yükseltilir. Bu yükseltme ile elektrik sinyali, mikroişlemci tarafından algılanabilecek bir analog sinyal seviyesine yükseltilir ve mikroişlemci tarafından ADC (AN2) bacağına bağlanır. Mikroişlemcinin ADC çevrimi 10 bit ayarlanarak, uterus kasılmasının şiddeti ile oluşan analog sinyal değişimi algılanmakta, mikroişlemci içerisinde yazılan bir algoritma komut dizisi ile hesaplanarak ve 0 ila 100 değeri arasında sayısal bir sonuç vermesi sağlanmaktadır.

Şekil 3-14'te Yük Sensörü, Whetstone köprüsü ve Yükselteç katı devre bağlantı şeması görülmektedir. Whetstone köprüsünde oluşturan R1, R2, R3 ve R4 direnç setleri içerisinde bir tanesi yük sensörü olarak bağlanmaktadır. Diğer direnç değerleri sabit olarak atanıp kollardan alınan düşük güçteki elektrik sinyali LM471 ile mikroişlemci tarafından algılanabilecek seviyeye yükseltilmektedir.

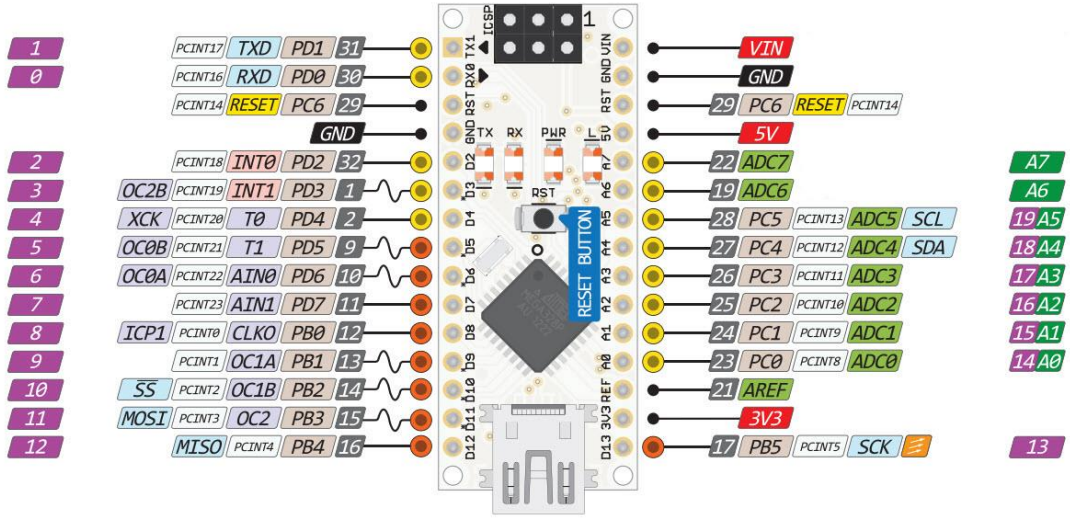


Şekil 3.14: Yük Sensörü Devre Şeması.

3.2 Mikroişlemci Modülü

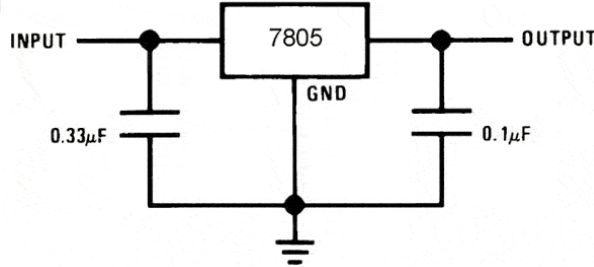
3.2.1 Donanım

Tasarlamış olduğumuz prototip devremizde Fetal Kalp Hızı ve Uterus Kasılma sinyallerinin algılanması ve kullanıcı tarafından anlamlı sayısal verilere çevrilebilmesi için Arduino firmasına ait Nano model mikroişlemci geliştirme kartı kullanılmaktadır. Arduino Nano, prototip için gerekli tüm fonksiyonların işlemci üzerinde bulunması ve açık kaynak kodlarına ulaşım kolaylığı nedeniyle kullanılmıştır. Geliştirme kartı üzerinde bulunan ADC girişlerinden iki tanesi Fetal Kalp Hızı (AN0) ve Uterus Kasılma sinyalini (AN2) algılamak üzere tanımlanmıştır. Prototip devre üzerinde kullanılan bluetooth modülü işlemcinin UART haberleşme protokolüne tanımlı olan TXD ve RXD bacaklarına bağlanmıştır. Geliştirme kartı üzerinde hazır bulunan (LED_PIN) ve indikatör olarak kullanılan led üzerinden, FKH modülünden gelen ve mikroişlemci tarafından anlamlı olan kalp vurularının tepe değerleri görsel olarak izlenebilmektedir. Mikroişlemciye yazılan programın yüklenmesi, geliştirme kartı üzerinde bulunan USB bağlantısı üzerinden uygulanmaktadır. Şekil 3-15'de Arduino Nano model geliştirme kartına ait bacak bağlantı şeması bulunmaktadır.



Şekil 3.15: Arduino Nano Pin Bağlantı Şeması.

Tasarlamış olduğumuz prototip devremizin enerji ihtiyacı 9 Volt değerinde kare pil ile sağlanmaktadır. Arduino geliştirme kartı dışında kalan tüm devre katları 9 Volt besleme ile çalışmaktadır. Geliştirme kartı için gerekli olan 5 Volt besleme, 7805 voltaj regülatör entegresi ile sağlanmaktadır. Şekil 3-16'da 7805 voltaj regülatörü entegresinin prototip devre üzerinde uygulanan bağlantı şeması görülmektedir.



Şekil 3.16: 7805 Voltaj Regülatör Entegresi Bağlantı Şeması.

3.2.2 Yazılım

Prototip devremizin kontrol edilmesi ve çalıştırılması için hazırlanan mikroişlemci yazılımı Ana program ve Kesme programı olarak adlandırılan iki kısımdan oluşmaktadır. Ana program döngü içerisinde hesaplanmış FKH ve anlık UK değerini saniyede dört kez bluetooth haberleşme modülü ile mobil uygulamaya gönderebilecek şekilde hazırlanmıştır. Kesme programı algılanan kalp sesini dakikadaki ortalama kalp hızı verisi şeklinde hesaplayarak bir sonraki gönderilecek veri paketinin içerisine kayıt etmektedir.

3.2.2.1 Ana program kaynak kodları

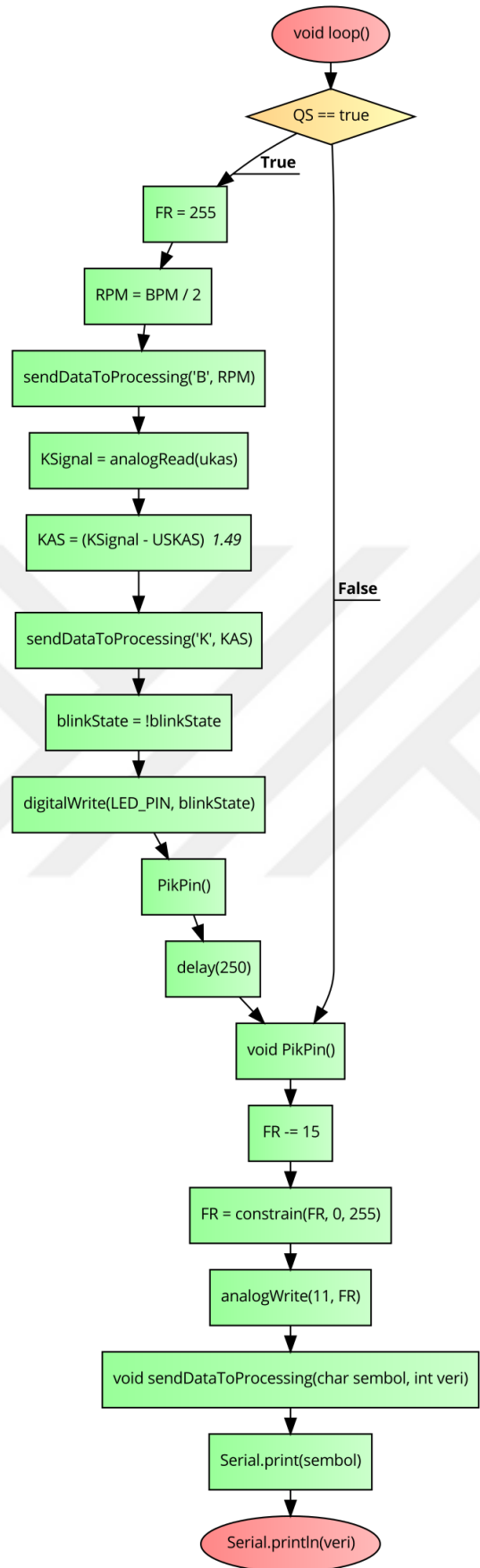
Ana program, hesaplanmış FKH ortalamasını ve hesaplanmış anlık UK değerini, saniyede dört kez, veri paketleri halinde mobil uygulamaya gönderecek şekilde sonsuz bir döngü içerisinde çalışmaktadır. Ana program döngüsü, mikroişlemcinin ADC bacağına bağlı, alıcı Rx alıcı ultrasonik sensöründen herhangi bir sinyal algılanıncaya kadar çalışmaya devam etmektedir. Çizelge 3-1’de ana program akış diyagramına ait kaynak kodlar görülmektedir. Şekil 3-17’de ana programa ait akış diyagramı görülmektedir.

Çizelge 3-1, 1-15 numaralı satırlar arasında ana programda kullanılacak gerekli register (yazmaç) tanımlamaları yapılmaktadır. Çizelge 3-1, 16-24 numaralı satırlar arasında gerekli bacak (pin) bağlantı ayarları yapılmaktadır. Mikroişlemciye ait AN0 bacağı ADC giriş olarak tanımlanmış ve program kesmesi (interrupt) AN0 bacağından gelen sinyal sonucunda çalışacak biçimde tanımlanmıştır. Uterus kasılması ölçümü için mikroişlemcinin AN2 bacağı ADC giriş olarak tanımlanmıştır. Çizelge 3-1, 19 numaralı satırda UART protokolü haberleşme hızı 9600 baud rate olarak ayarlanmış ve bluetooth haberleşme modülü için gerekli TX ve RX bacak bağlantı tanımlamaları yapılmaktadır.

Ana program normal döngüsü içerisinde Çizelge 3-1, 29 numaralı satırda “sendDataToProcessing('B', RPM);” komutu ile hesaplanmış dakikadaki ortalama kalp hızı verisini gönderilmektedir. Uterus kasılma seviyesi Çizelge 3-1, 30 numaralı satırda ADC bacağından ölçülerek 31 numaralı satırda hesaplanmakta ve 32 numaralı satırda “sendDataToProcessing('K', KAS);” komutu ile bluetooth haberleşme modülüne gönderilmektedir. Ayrıca mikroişlemciye ait 12 numaralı bacak, algılanan her kalp sesinde indikatör olarak kullanılmak üzere dijital çıkış olarak ayarlanmış ve geliştirme kartı üzerinde hazır bulunan led kullanılmıştır.

Çizelge 3-1: Ana Program Kaynak Kodları.

Satır	Kod
1	int pulsePin = 0;
2	int FR = 0;
3	int ukas = 2;
4	volatile int BPM;
5	volatile int RPM;
6	volatile int KAS;
7	volatile int KSignal;
8	volatile int USKAS;
9	volatile int Signal;
10	volatile int HRV;
11	volatile int value;
12	volatile boolean Pulse = false;
13	volatile boolean QS = false;
14	#define LED_PIN 12
15	bool blinkState = false;
16	void setup() {
17	pinMode(13, OUTPUT);
18	pinMode(11, OUTPUT);
19	Serial.begin(9600);
20	interruptSetup();
21	pinMode(LED_PIN, OUTPUT);
22	USKAS = analogRead(ukas);
23	RPM = 0;
24	}
25	void loop() {
26	if (QS == true) {
27	FR = 255;
28	RPM = BPM / 2;
29	sendDataToProcessing('B', RPM);
30	KSignal = analogRead(ukas);
31	KAS = (KSignal - USKAS) * 1.49;
32	sendDataToProcessing('K', KAS);
33	blinkState = !blinkState;
34	digitalWrite(LED_PIN, blinkState);
35	PikPin();
36	delay(250);
37	}
38	void PikPin() {
39	FR -- 15;
40	FR = constrain(FR, 0, 255);
41	analogWrite(11, FR);
42	}
43	void sendDataToProcessing(char sembol, int veri) {
44	Serial.print(sembol);
45	Serial.println(veri);}
46	}



Şekil 3.17: Ana Program Akış Diyagramı.

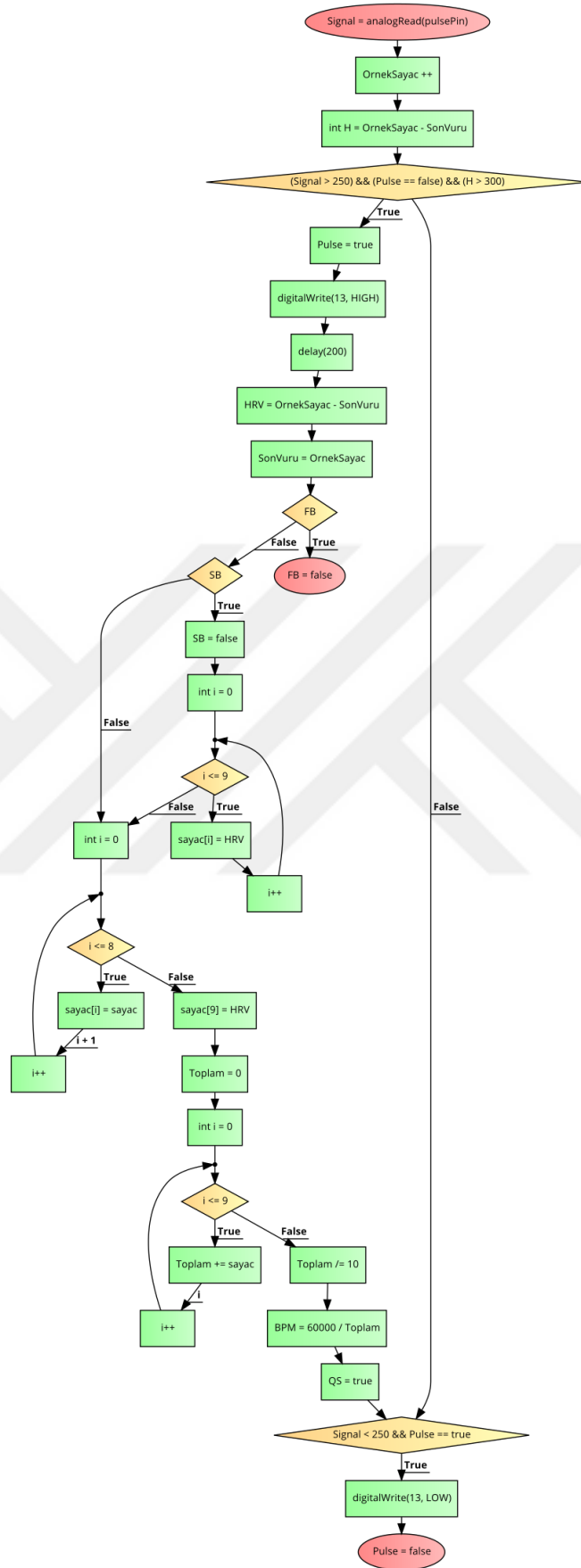
3.2.2.2 Kesme programı kaynak kodları

Mikroişlemci için hazırlanan yazılım, Rx algılayıcı ultrasonik sensör tarafından algılanan herhangi bir elektriksel sinyali, bağlı olduğu AN0 bacağından algıladığı anda kesme programı çalışmaya başlayacak şekilde tasarlanmıştır. AN0 bacağından algılanan elektrik sinyali hazırlanmış bir algoritma içerisinde analiz edilir. Sinyaller içerisinde genlik ve süre parametrelerine göre uygun olan veriler değerlendirilerek gerçek bir kalp sesi olup olmadığına karar verilir. Fetal Kalp Hızı, algoritma tarafından anlamlı olarak değerlendirilen, son on kalp sesi sinyalin hesaplanmış sürelerinin aritmetik ortalaması alınarak dakikadaki kalp hızı sayısı hesaplanır. Son on kalp sesi üzerinden yapılan hesaplama ile mDoppler cihazının doğruluğu sağlanmış olur. Mikroişlemci, kesme programı işlemi sona erdiği anda, ana programı çalıştırmaya devam etmektedir. Çizelge 3-2’de kesme programına ait kaynak kodlar görülmektedir. Şekil 3-18’de Kesme Programına ait akış diyagramı görülmektedir.

Çizelge 3-2, 1-6 numaralı satırlar arasında, kesme programında kullanılan register (yazmaç) tanımlamaları yapılmaktadır. Çizelge 3-2, 1 numaralı satırda dakikadaki kalp hızı sayısı hesaplanmasında kullanılan 10 adet kalp sesinin alınabilmesi için gerekli ayarlama yapılmaktadır. Çizelge 3-2, 7-14 numaralı satırlar arasında kesme programı çalıştırılması için gerekli ayarlamalar yapılmaktadır. Çizelge 3-2, 16 numaralı satırda elektrik sinyali okunur ve 19 numaralı satırda genlik ve zaman parametresi ile değerlendirilir. Anlamlı olarak kabul edilen ölçümler değerlendirilmek üzere 23-28 numaralı satırlar arasında algılanan kalp sesi bir önceki kalp sesi arasındaki süre farkı hesaplanır. Süreler 10 adet anlamlı kalp seslerinin toplam süresi hesaplanmak üzere 38-42 numaralı satırlar arasında toplanır. Sürelerin hesaplanmasında TIMER yazmacından yararlanır. Anlamlı her kalp sesine ait oluşma süresi ile bir önceki kalp sesi süresi arasındaki fark periyotu vermektedir. Anlamlı olarak algılanan kalp sesi sayısı 10 adete ulaşıncaya kadar periyot süreleri “sayac” yazmacı içerisinde toplanır. 43-46 numaralı satırlar arasında toplam sürenin aritmetik ortalaması alınarak dakikadaki ortalama kalp hızı sayısı hesaplanır. Hesaplanan bu değer ana program tarafından mobil uygulamaya gönderilmek üzere BPM yazmacı içerisine kayıt edilmektedir.

Çizelge 3-2: Kesme Programı Kaynak Kodları.

Satır	Kod
1	volatile int sayac[10];
2	volatile unsigned long SonVuru = 0;
3	volatile int OrnekSayac;
4	volatile int Toplam;
5	volatile boolean FB = true;
6	volatile boolean SB = true;
7	void interruptSetup() {
8	TCCR1A = 0x00;
9	TCCR1B = 0x11;
10	TCCR1C = 0x00;
11	TIMSK1 = 0x01;
12	ICR1 = 8000;
13	sei();
14	}
15	ISR(TIMER1_OVF_vect) {
16	Signal = analogRead(pulsePin);
17	OrnekSayac ++;
18	int H = OrnekSayac - SonVuru;
19	if ((Signal > 250) && (Pulse == false) && (H > 300)) {
20	Pulse = true;
21	digitalWrite(13, HIGH);
22	delay(200);
23	HRV = OrnekSayac - SonVuru;
24	SonVuru = OrnekSayac;
25	if (FB) {
26	FB = false;
27	return;
28	}
29	if (SB) {
30	SB = false;
31	for (int i = 0; i <= 9; i++) {
32	sayac[i] = HRV;
33	}
34	}
35	for (int i = 0; i <= 8; i++) {
36	sayac[i] = sayac[i + 1];
37	}
38	sayac[9] = HRV;
39	Toplam = 0;
40	for (int i = 0; i <= 9; i++) {
41	Toplam += sayac[i];
42	}
43	Toplam /= 10;
44	BPM = 60000 / Toplam;
45	QS = true;
46	}
47	if (Signal < 250 && Pulse == true) {
48	digitalWrite(13, LOW);
49	Pulse = false;
50	}
51	}



Şekil 3.18: Kesme Programı Akış Diyagramı.

3.3 Kablosuz Haberleşme Modülü

Prototip olarak geliştirdiğimiz mDoppler cihazının Android ve IOS işletim sistemine sahip akıllı mobil cihazlara veri gönderebilmesi için, bluetooth 2.0 protokolü bulunan ve piyasada yaygın olarak kullanılan HC-06 kablosuz haberleşme modülü kullanılmıştır. HC-06 kablosuz haberleşme modülü, mikroişlemci geliştirme kartı üzerinde bulunan TXD ve RXD bacakları bağlanmaktadır. Mikroişlemci geliştirme kartı ve HC-06 kablosuz haberleşme modülü, UART haberleşme protokolünü kullanacak şekilde veri gönderme hızı 9600 baud rate olarak programlanmaktadır. Mikroişlemci tarafından kablosuz haberleşme modülü ile akıllı mobil cihazlara gönderilen veri paketleri Fetal Kalp Hızı ve Uterus Kasılma değerlerini içermektedir. Ana program kablosuz haberleşme modülüne saniyede dört veri paketi göndermektedir. Mobil uygulamanın Fetal Kalp Hızı ve Uterus Kasılması değerlerini ayır edebilmesi için “B” harfi ile başlayan veri paketi (sendDataToProcessing('B', RPM);) dakikadaki kalp atışını, “K” harfi ile başlayan veri paketi (sendDataToProcessing('K', KAS);) ise Uterus Kasılması değerini ifade etmektedir.

3.4 Kullanılan Malzemeler ve Araçlar

mDoppler cihazının prototip devresinin oluşturulmasında, tez çalışması içerisinde anlatılan modülleri ve devre katlarını oluşturmak için, Çizelge 3-3’de belirtilen ana devre elemanları kullanılmıştır. Ana devre elemanlarının yanı sıra, devre ile uyumlu ve devre şemalarında belirtilen değerlerde kondansatör, direnç ve bobinlerden oluşan pasif devre elemanları da kullanılmıştır. Prototip devre üzerinde kullanılan malzemeler uygulama kolaylığı düşünülerek PDIP (Plastic Dual In Line Package) seçilmiştir. Üretim aşamasında son ürün olarak tasarlanacak devrede boyut ve güç tüketimi dikkate alınarak SMD (Surface Mount Device) paket malzemeler kullanılacaktır.

Çizelge 3-3: Prototip İçin Gerekli Devre Elemanları.

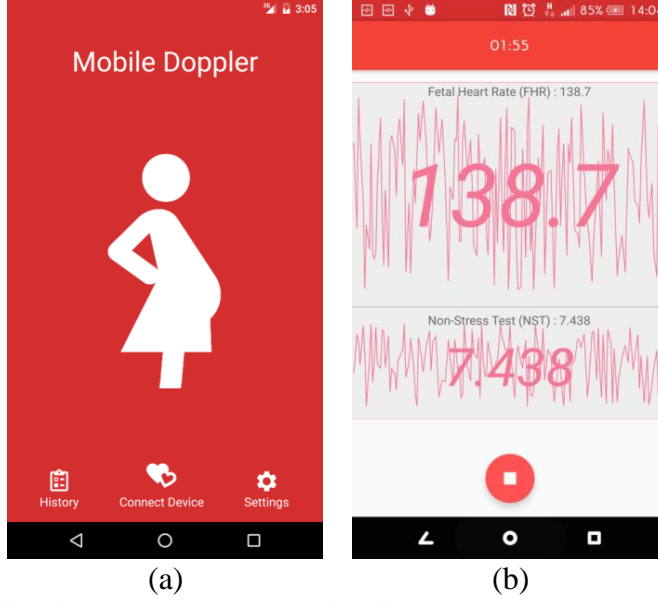
Sıra	Malzeme Tanımı	Marka/Model/Özellik	Miktar
1	Mikroişlemci Modülü	Arduinio Nano	1 Adet
2	Bluetooth Modülü	HC-06	1 Adet
3	Ultrasonik Sensör	3 MHz Half Moon	2 Adet
4	Yük (Kuvvet) Sensörü	Philips	1 Adet
5	Modülatör Entegresi	74HC04	1 Adet
6	Demodülatör Entegresi	MC1496	1 Adet
7	Band Geçiren Filtre Entegresi	LM324	1 Adet
8	Yükselteç Entegresi	LM386	1 Adet
9	Potansiyometre	10K	1 Adet
10	IF Transformatör	Xicon	1 Adet
11	Kristal	3 MHz	1 Adet
12	Besleme	9 V Kare pil	1 Adet
13	Voltaj Regülatörü	7805	1 Adet



4 MOBİL UYGULAMADA KULLANILAN ARAÇLAR

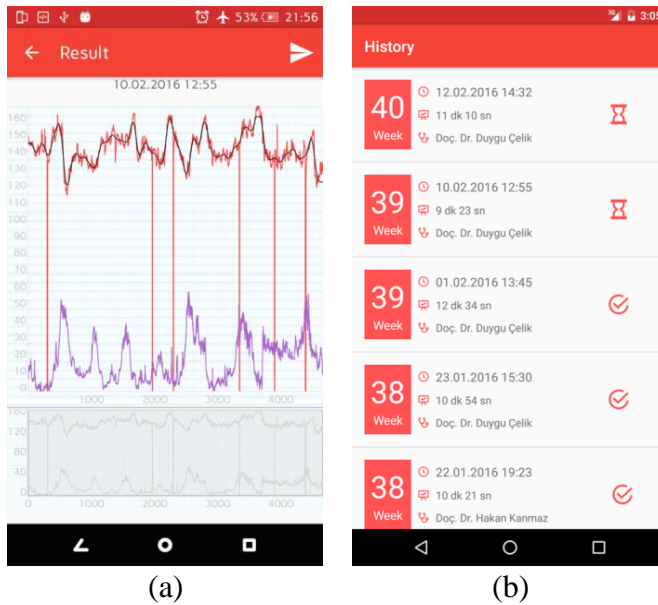
Sitemin mobil yazılımını hem IOS hem de Android olarak geliştirilmiştir. Native bir mobil uygulama olduğundan, Java programlama dili kullanılmıştır. Ayrıca, C#.NET dili, Database ile olan bağlantısını sağlayan web servisler için kullanılmıştır. Sistem, ORACLE veri tabanı ile desteklenmiştir. PL-SQL dili ile mevcut ORACLE veri tabanı üzerine prosedür, fonksiyon, trigger yazılmıştır. Ayrıca, IOS ve Android geliştirme ortamları ile geliştirilen mobil uygulama üzerinden toplanan anlık FKH ve Toco basınç değerlerinin yorumlanması gerekmiştir. Proje kapsamında, yapılan tüm saha çalışmaları, araştırma ve geliştirmeler sonucunda, hamile bireylerin karnına yerleştirilen bir adet mDoppler cihazı ve bir adet Toco probu ve wi-fi bağlantısıyla, anlık FKH/dk ve Uterus Kasılma (UK) sayıları hesaplanmış ve IOS veya Android sistemli bir akıllı cihaz üzerinde kablosuz gösterimi sağlanmıştır. Cihazdan okunan FKH ve UK sinyallerinin sunucu web servislerinde toplanması, yorumlanması ve anlık FKH ve UK değerlerinin hesaplanmasında, “Dawes-Redman” algoritması kullanılmıştır. Bunun için CTGViewerLite, libRASCH, Weka araçları kullanılmıştır. “Dawes-Redman” algoritmasının [20-21] seçilmesinin sebebi hastanelerde de kullanılan “SisPorto 2.0” programının [22] bu algoritmayı kullanıyor olmasıdır. Ayrıca, Chalmers Teknoloji Üniversitesi’nden Yüksek Lisans öğrencisi Susanne Andersson’ın “Acceleration and Deceleration Detection and Baseline Estimation” isimli tezinde Dawes-Redman Algoritmasından yararlanması bu çalışmada bize ilham verici olmuştur [23].

Hastaların sisteme tanımlanması cihazın UUID’si tarafından olacaktır. Her bir cihaz bir anneye tanımlanması gerektiği için, o cihazın UUID’sine göre web servis aracılığıyla hastanenin veri tabanı ile etkileşime geçilecektir. Giriş ekranında üç buton yerleştirilmiştir. Daha basit olması için tek bir butona basıp cihaza bağlanabileceği gibi, yine tek bir buton ile geçmiş veriler listelenebilecektir (Şekil 4-1a). Şekil 4-1b, ekranında mDoppler cihazından gelen FHR ve UK olmak üzere iki adet veri anlık olarak izlenebilmektedir. Anne isteğe bağlı olarak sadece izleme yapmakla birlikte gelen verileri kaydedebilmektedir [24].



Şekil 4.1: Mobil uygulama ana ve ölçüm ekranı [24].

Şekil 4-2a, ekranı “Real Time” ekranı olup; ölçülen FKH ve UK verilerinin değerlerini göstermektedir. Hastane ortamında çekilen NST trase çıktı yapısının aynısı olmasına dikkat edilmiştir. Grafik üzerinde istenen nokta yakınlaştırılıp uzaklaştırılarak veriler daha detaylı incelenebilmektedir. Sol üstteki “Gönder” butonuna basıldığında görüntülenen bu veriler, annenin kayıtlı olduğu doktora gönderilmektedir. Şekil 4-2b, ekranında geçmiş haftalara ait kayıtların listesi bulunmaktadır. Listelenen veriler iki tipte bulunmaktadır. İlki doktora gönderilmiş ve henüz cevaplanmamış olanlar, diğeri ise doktora gönderilmiş ve doktor tarafından cevaplanmış uzaktan konsültasyona ait doktor yorumlarını içermektedir [24].



Şekil 4.2: FKH ve UK değerlerinin gösterilmesi ekranı [24].

5 SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışması kapsamında, anne karnındaki fetüsün Fetal Kalp Hızı ve Uterus Kasılması ölçümlerinin, istenilen anda ve istenilen aralıklarda kaydedilmesi sağlanmıştır. Böylece geçmiş ve anlık verileri alarak fetüsteki anlık durumu analiz edebilen, sorumlu doktoruyla paylaşan, istenildiğinde ölçüm sonuçlarını kablosuz bağlantı ortamından farklı doktorlarla paylaşarak uzman yorumunu isteyebileceği, uzaktan konsültasyona imkân sağlayan, gelen FKH değerlerindeki alarm durumunda ambulans hizmetleri haberleşerek, sorumlu doktorunu ve hasta yakınına uyararak bir Fetal Kalp Hızı Monitörizasyon Sistemi (FKHMS) ile çalışan Mobile Entegre Doppler Cihazı (mDoppler) geliştirilmiştir.

Bu tez çalışması, Acıbadem Sağlık Grubu ve İstanbul Aydın Üniversitesine ait ortak bir SAN-TEZ projesi olup, 0763.STZ.2014 numarası ile, Bilim, Sanayi ve Teknoloji Bakanlığı tarafından, 2014 yılında destek almış ve 2016 yılı sonlarında başarıyla tamamlanmıştır.

Proje kapsamında yapılan tüm saha çalışmaları, araştırma ve geliştirmeler sonucunda, hamile bireylerin karnına yerleştirilen bir adet mDoppler cihazı ve bir adet Toco probu ile, bluetooth haberleşme bağlantısı üzerinden, FKH/dk ve anlık Uterus Kasılma sayıları hesaplanmış, ve Android/IOS sistemli bir akıllı mobil cihaz üzerinde yorumlanan veriler gösterilmiştir. Cihazdan okunan FKH ve UK sinyallerinin sunucu, web servislerinde toplanması, yorumlanması ve anlık FKH ve UK sayısal değerlerinin hesaplanmasında, “Dawes-Redman” algoritması kullanılmıştır.

Tasarlanan m-Doppler donanımı ile yapılan denemelerde, bebek kalp sesinin eş zamanlı alınabildiği görülmüştür. Mikroişlemci yazılımında, kullanılan algorithmada yapılan iyileştirmeler ile hesaplanan kalp hızı değeri hata payının uluslararası standartlarda kabul edilen ± 2 vuru/dakika toleransı içerisinde olduğu tespit edilmiştir. Tasarlanan donanım riskli gebeliklerde sürekli gözlem gerektiren durumlarda ve periyodik olarak yapılan NST ölçümlerinde evde kullanılabilmesi açısından kullanıcıya kolaylık sağlayacaktır. Ayrıca sağlık profesyonelinin yapılan ölçümlerden elde ettiği verileri sürekli takip ederek gebeliğin süreci hakkında anlık yorumlar

yapabilecek ve erken teşhis ile önlenmesi güç durumların önüne geçebilecektir.

Sistem için gelecekte verilerin Semantik Web tabanlı çalışan bir sisteme alınması ile annenin ve bebeğin sürekli takibinin sağlanması, önceki ölçümler ile karşılaştırılarak sürecin takip edilmesi ve veri tabanında bulunan ontolojiler ile karşılaştırarak gebeliğin seyri hakkında çıkarımlarda bulunması planlanmaktadır.



KAYNAKÇA

- [1] **Kale, A., Akdeniz, N., Erdemoglu, M., Yalınkaya, A. ve Yayla, M.** (2005). On Yıllık 660 Ölü Doğum Olgusunun Retrospektif Analizi. Perinatoloji Dergisi.13:101-4
- [2] **Doğum Tanımı**, <http://www.jinekolojivegebelik.com/2007/09/1-doum.html>, Alındığı Tarih: Nisan 2017.
- [3] **Çiçek, N., Akyürek, C., Çelik, Ç., ve Haberal, A.** (2006). Kadın Hastalıkları ve Doğum Bilgisi İstanbul. 239.
- [4] **GE Healthcare Technologies.** (1997). Electronic fetal heart rate monitoring: research guidelines for interpretation. National Institute of Child Health and Human Development Research Planning Workshop. Am J Obstet Gynecol. 177:1385-90.
- [5] **Comart, N.** (2006). Elektronik Fetal Kalp Hızı Monitörizasyonu: Normal Monitör, Fetal Stres, Fetal Distres İle İlişkili Erken Neonatal Sonuçlar (Uzmanlık Tezi), İstanbul. 7.
- [6] **Comart, N.** (2006). Elektronik Fetal Kalp Hızı Monitörizasyonu: Normal Monitör, Fetal Stres, Fetal Distres İle İlişkili Erken Neonatal Sonuçlar (Uzmanlık Tezi), İstanbul. 28-29.
- [7] **Dellinger, E.H., Boehm, F.H. and Crane, M.M.** (2000) Electronic fetal heart rate monitoring: Early neonatal outcomes associated with normal rate, fetal stress, and fetal distress. Am J Obstet Gynecol.182: 214-20.
- [8] **Sensör Nedir**, <https://tr.wikipedia.org/wiki/Sensör>, Alındığı Tarih: Nisan 2017.
- [9] **Ultrason Sinyali**, <https://tr.wikipedia.org/wiki/Ultrason>, Alındığı Tarih: Nisan 2017.
- [10] **Yük Hücresi**, https://tr.wikipedia.org/wiki/Y%C3%BCk_h%C3%BCresci, Alındığı Tarih: Nisan 2017.
- [11] **Modülatör**, <https://tr.wikipedia.org/wiki/Mod%C3%BClat%C3%B6r>, Alındığı Tarih: Nisan 2017.
- [12] **Elektronik Filtre**, https://tr.wikipedia.org/wiki/Elektronik_filtre, Alındığı Tarih: Nisan 2017.
- [13] **MEGEP.** (2007). Elektrik Elektronik Teknolojisi, İşlemsel Yükselteçler. 3 – 4.
- [14] **Mikro İşlemci**, <https://tr.wikipedia.org/wiki/Mikroi%C5%9Flemci>, Alındığı Tarih: Nisan 2017.
- [15] **Arduino**, <https://tr.wikipedia.org/wiki/Arduino>, Alındığı Tarih: Nisan 2017.
- [16] **Bluetooth Modül**, <https://tr.wikipedia.org/wiki/Bluetooth>, Alındığı Tarih: Nisan 2017.
- [17] **NST Cihazı**, <http://gebelik.org/dosyalar/iyilikhali/nst.html>, Alındığı Tarih: Nisan 2017.
- [18] **NST Ölçümü Neden Yapılır?**, <http://gebelik.org/dosyalar/iyilikhali/index.html>, Alındığı Tarih: Nisan 2017.

- [19] **Fetüs Durumu**, <http://gebelik.org/dosyalar/iyilikhali/tanim.html>, Alındığı Tarih: Nisan 2017.
- [20] **Dawes, G.S., Visser, G.H., Goodman, J.D., and Redman, C.W.** (1981). Numerical analysis of the human fetal heart rate: the quality of ultrasound records, *American journal of obstetrics and gynecology*, vol. 141 (1). 43-52.
- [21] **Dawes, G.S., Redman, C.W.** (1985). Improvements in the registration and analysis of fetal heart rate records at the bedside. *British journal of obstetrics and gynaecology*, vol. 92. 317-325.
- [22] **Campos, D.A., et al.** (2000). SisPorto 2.0 A Program for Automated Analysis of Cardiotocograms, *J Matern Fetal Med*, vol. 5.311-318.
- [23] **Erika, L.N.** (2011). An algorithm based on the Dawes/Redman criteria for automated fetal heart rate analysis, Master of Science Thesis, Chalmers University Of Technology, Department of Signals and Systems, Gothenburg, Sweden. Report No. EX018/2011, <http://publications.lib.chalmers.se/records/fulltext/148214.p>
- [24] **Ertuğrul, D.Ç., Kanmaz, H., Yüksel, M.U., Elçi, A., Ertuğrul, M.** (2016). Fetal Heart Rate Monitoring System (FHRMS), *IEEE ESAS 2016: The 11th IEEE International Workshop on E-Health Systems and Semantic Web, Held in conjunction with COMPSAC, IEEE 40th Annual Computer Software and Applications Conference (COMPSAC) in Atlanta, USD, 10–14.*

ÖZGEÇMİŞ



Ad-Soyad : Mehmet Uğur YÜKSEL
Doğum Tarihi ve Yeri : 26.10.1980-ANTALYA
E-posta : muguryksl@gmail.com

ÖĞRENİM DURUMU

- **Lisans** : 2009, Anadolu Üniversitesi, Açık Öğretim Fakültesi, İşletme.
- **Yüksek Lisans** : 2017, Okan Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Sağlıkta Kalite Yönetimi.
- **Yüksek Lisans** : 2017, İstanbul Aydın Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Bilgisayar Mühendisliği.

MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLER:

- 11 yıl, İstanbul, Dr. Siyami Ersek Hastanesi, Klinik Mühendisliği Bölüm Sorumlusu.
- 3 yıl, İstanbul, Alpler Medikal ve Sağlık Tic. Ltd. Şti., Operasyon Müdürü

TEZDEN TÜRETİLEN YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER:

- **Ertuğrul, D.Ç., Kanmaz, H., Yüksel, M.U., Elçi, A., Ertuğrul, M.** (2016). Fetal Heart Rate Monitoring System (FHRMS), IEEE ESAS 2016: The 11th IEEE International Workshop on E-Health Systems and Semantic Web, Held in conjunction with COMPSAC, IEEE 40th Annual Computer Software and Applications Conference (COMPSAC) in Atlanta, USD, 10–14.
- **Yüksel, M.U. ve Ertuğrul, D.Ç.** (2017). UBICTUS, 2. Ulusal Biyomedikal Cihaz Tasarımı ve Üretimi Sempozyumu. Fetal Kalp Hızı Monitörizasyon Sistemi için Mobile Entegre Doppler Cihazı Geliştirilmesi (mDoppler). İstanbul. 10-17.