



**T.C.**  
**KONYA TEKNİK ÜNİVERSİTESİ**  
**LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ**



**HAMİLE KADINLARI İZLEMEK İÇİN**  
**AKILLI GİYİLEBİLİR KEMER**

**Mohamed SIDIBE**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Şubat-2024**  
**KONYA**  
**Her Hakkı Saklıdır**

## TEZ KABUL VE ONAYI

Mohamed SIDIBE tarafından hazırlanan “ **Hamile Kadınları İzlemek İçin Akıllı Giyilebilir Kemer**” adlı tez çalışması 15/02/2024 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği / oy çokluğu ile Konya Teknik Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Elektrik – Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı’nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

### Jüri Üyeleri

### İmza

#### Başkan

Prof. Dr. Adem Alpaslan ALTUN

.....

#### Danışman

Prof. Dr. Salih GÜNEŞ

.....

#### Üye

Doç. Dr. Bayram AKDEMİR

.....

Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Prof. Dr. Mevlüt UYAN  
Enstitü Müdürü

## **TEZ BİLDİRİMİ**

Bu tezdeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edildiğini ve tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

## **DECLARATION PAGE**

I hereby declare that all information in this document has been obtained and presented in accordance with academic rules and ethical conduct. I also declare that, as required by these rules and conduct, I have fully cited and referenced all material and results that are not original to this work.

Mohamed SIDIBE

Tarih:

## ÖZET

### YÜKSEK LİSANS TEZİ

#### HAMİLE KADINLARI İZLEMEK İÇİN AKILLI GİYİLEBİLİR KEMER

Mohamed SIDIBE

Konya Teknik Üniversitesi  
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü  
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Salih GÜNEŞ

2024 \_78\_ Sayfa

Jüri

Prof. Dr. Adem Alpaslan ALTUN

Prof. Dr. Salih GÜNEŞ

Doç. Dr. Bayram AKDEMİR

Hamile kadınlar küresel olarak artan sağlık sorunları ile karşı karşıyadır. Özellikle az gelişmiş yada gelişmekte olan ülkelerde yenidoğan ve anne ölümlerinin arttığı görülmektedir. Bu sorunların azaltılmasında zamanında tıbbi müdahale çok önemlidir. Hamileliğin izlenmesine yönelik standart teknik olan kardiyotokograf(CTG)'ın, belirli periyotlarda kontrol ve yüksek maliyetler gibi dezavantajları vardır. Özellikle kırsal Afrika ve Asya'daki birçok hastane CTG'yi karşılayamamaktadır. Bu tez çalışmasında, özellikle hamileliğin son dönemlerinde anne adayının, vücut ısısı, kalp atış hızı, kan şekeri ve doğuma yol açan kasılmalarla ilgili anormalliklerinin tespit edilmesi amaçlanmaktadır. Önerilen sistem, evde kullanım için harici klinisyen ihtiyacını ortadan kaldıran taşınabilir bir elektronik doğum kontrol cihazıdır. Cihazın evlerde kullanılması ile hastane ziyaretlerinin sıklığını azaltarak fetal/hamilelik takibinde önemli maliyet tasarrufu sağlanırken bir yandan da hamile kadınlar için genel bakım kalitesini artıracakı düşünülmektedir. Bu tez çalışması, doğum öncesi hamile kadınların uzaktan izlenebilirliğinin yanında ona daha erişilebilir ve komplikasyonlara karşı daha duyarlı hale getirmeye katkıda bulunmaktadır. Dünyanın her yerindeki hamile kadınlar, gelişmiş izleme ve azaltılmış sağlık bakım maliyetlerinden yararlanabilmektedirler. Önerilen sistem, dünya çapında anne ve yenidoğan bebek sağlığını iyileştirmeye yönelik yapılan çalışmalarla da uyumludur. Hamile kadınların hekime gitmeden bu tür uygulamalarla kendini ve bebeğini izlemesi daha kapsayıcı sağlık hizmetlerine doğru atılmış önemli bir adımdır. Bu tez çalışmasında önerilen sistem sayesinde doğum öncesi anne-bebek-doktorarasındaki sağlıklı döngüyü teknolojik olarak daha da zenginleştirmektedir. Geliştirilen giyilebilir sistem, anne-bebek sağlığı uygulamalarında önemli paradigma değişimlerine de katkıda bulunmaktadır.

**Anahtar Kelimeler:** Giyilebilir, Hamileler, Nesnelerin İnterneti, İzleme, Teknoloji, Teletıp

## **ABSTRACT**

## **MS THESIS**

## **SMART WEARABLE BELT FOR MONITORING PREGNANT WOMEN**

**Mohamed SIDIBE**

**Konya Technical University  
Institute of Graduate Studies  
Department of Electrical - Electronics Engineering**

**Advisor: Prof. Dr. Salih GÜNEŞ**

**2024 - 78 Pages**

**Jury**

**Prof. Dr. Adem Alpaslan ALTUN  
Prof. Dr. Salih GÜNEŞ  
Doç. Dr. Bayram AKDEMİR**

Pregnant women face increasing health problems globally. Especially in underdeveloped or developing countries, neonatal and maternal mortality rates are increasing. Timely medical intervention is crucial in reducing these problems. The standard technique for monitoring pregnancy, the cardiotocograph (CTG), has disadvantages such as periodic check-ups and high costs. Many hospitals, especially in rural Africa and Asia, cannot afford CTG. This thesis study aims to detect abnormalities in the expectant mother, especially in the last stages of pregnancy, regarding body temperature, heart rate, blood sugar, and contractions leading to birth. The proposed system is a portable electronic pregnancy monitoring device that eliminates the need for external clinicians for home use. Home use of the device is expected to reduce the frequency of hospital visits, resulting in significant cost savings in fetal/pregnancy monitoring, while improving the overall quality of care for pregnant women. This thesis work contributes to the remote monitoring of pregnant women before birth, as well as making it more accessible and more susceptible to complications. Pregnant women around the world can benefit from improved monitoring and reduced healthcare costs. The proposed system is in line with global efforts to improve maternal and newborn health. The ability of pregnant women to monitor themselves and their babies without visiting a physician is an important step towards more inclusive healthcare. The system proposed in this thesis further technologically enriches the healthy prenatal mother-baby-doctor cycle. The developed wearable system also contributes to important paradigm shifts in maternal-infant health applications.

**Keywords:** IoT, Monitoring, Pregnant women, Technology, Telemedicine, Wearable

## ÖNSÖZ

Bu tez çalışmam boyunca değerli katkılarıyla ve bilgi birikimiyle beni yönlendiren danışmanım Konya Teknik Üniversitesi Mühendislik ve Doğa Bilimleri Fakültesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü Öğretim Üyesi Sayın Prof. Dr. Salih GÜNEŞ'e, bölümümüz öğretim elemanlarına, maddi ve manevi desteğini hiçbir şekilde esirgemeyen anneme, babama, kardeşlerime ve öğrenci arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Mohamed SIDIBE  
KONYA-2024

## İÇİNDEKİLER

|                                                                  |            |
|------------------------------------------------------------------|------------|
| <b>ÖZET .....</b>                                                | <b>iv</b>  |
| <b>ABSTRACT.....</b>                                             | <b>v</b>   |
| <b>ÖNSÖZ .....</b>                                               | <b>vi</b>  |
| <b>İÇİNDEKİLER .....</b>                                         | <b>vii</b> |
| <b>SİMGELER VE KISALTMALAR .....</b>                             | <b>ix</b>  |
| <b>1. GİRİŞ .....</b>                                            | <b>1</b>   |
| 1.2. Tez Çalışmasının Amacı .....                                | 2          |
| 1.2.1 Tez çalışmasında ulaşılmak istenen hedefler .....          | 2          |
| 1.3. Tez Çalışmasının Önemi.....                                 | 2          |
| 1.4. Metodoloji.....                                             | 4          |
| 1.5. Erken Doğum ve Etkileri .....                               | 5          |
| 1.6. Çalışmanın Arka Planı ve Yapılma Gerekçesi .....            | 6          |
| 1.7. Tezin Organizasyonu .....                                   | 9          |
| <b>2. KAYNAK ARAŞTIRMASI .....</b>                               | <b>10</b>  |
| <b>3. GİYİLEBİLİR TEKNOLOJİLER.....</b>                          | <b>15</b>  |
| <b>4. MATERYAL VE YÖNTEM.....</b>                                | <b>26</b>  |
| 4.1 Sistemde Kullanılan Donanımsal Bileşenler .....              | 27         |
| 4.1.1 ESP32 mikrodenetleyici .....                               | 27         |
| 4.1.2 LM 35 sıcaklık sensörü.....                                | 29         |
| 4.1.3 Nabız sensörü.....                                         | 31         |
| 4.1.4 Piezorezistif sensör FSR406 .....                          | 32         |
| 4.1.5 TCRT5000 sensörü .....                                     | 33         |
| 4.2 Sensörlerden Veri Toplama ve Verilerin İşlenmesi.....        | 35         |
| 4.2.1 Piezo dirençli FSR406 sensörü ile veri toplama.....        | 35         |
| 4.2.2 SEN-11574 nabız sensörü ile veri toplama.....              | 39         |
| 4.2.3 LM35 sıcaklık sensörü ile veri toplama.....                | 41         |
| 4.2.4 TCRT5000 sensörü ile veri toplama .....                    | 43         |
| 4.2.5 Tüm sensörlerin ESP32 ile birleştirilmesi .....            | 45         |
| 4.3 Sensör Verilerinin İletimi .....                             | 46         |
| 4.3.1 Supabase sunucusu veri birimi .....                        | 47         |
| 4.4 Sensör Verilerinin İzlenmesi .....                           | 48         |
| 4.4.1 Sensör verilerinin görüntülenmesi .....                    | 49         |
| <b>5. SENSÖR VERİLERİ TEST SONUÇLARI VE ANALİZİ.....</b>         | <b>52</b>  |
| 5.1 FSR406 Piezodirençli Sensörü Test Sonuçları ve Analizi ..... | 52         |

|                                                             |           |
|-------------------------------------------------------------|-----------|
| 5.2 LM35 Sıcaklık Sensörü Test Sonuçları ve Analizi.....    | 54        |
| 5.3 Kalp Atışı Sensörü Test Sonuçları ve Analizi .....      | 55        |
| 5.4. TCRT5000 Glikoz Sensörü Test Sonuçları ve Analizi..... | 56        |
| 5.5 GPS Koordinatları Sonucu.....                           | 57        |
| <b>6. ÖZ SONUÇLAR VE ÖNERİLER .....</b>                     | <b>58</b> |
| 6.1 Öz Sonuçlar.....                                        | 58        |
| 6.2 Öneriler .....                                          | 58        |
| <b>KAYNAKLAR .....</b>                                      | <b>60</b> |



## SİMGELER VE KISALTMALAR

### Simgeler

|           |                    |
|-----------|--------------------|
| °C        | : Santigrat Derece |
| °         | : Derece           |
| mm        | : Milimetre        |
| mA        | : Miliamper        |
| g         | : Gram             |
| Mhz       | : Megahertz        |
| N         | : Kuvvet           |
| R         | : Direnç           |
| T         | : Sıcaklık         |
| V         | : Gerilim          |
| $V_{out}$ | : Çıkış voltajı    |
| $V_{cc}$  | : Besleme gerilimi |
| mmHg      | : Milimetre civa   |

### Kısaltmalar

|         |                                                        |
|---------|--------------------------------------------------------|
| AI      | : Artificial Intelligence (Yapay Zeka)                 |
| AC      | : Alternating Current (Alternatif Akım)                |
| ADC     | : Analog to Digital Converter(Analog Dijital Çevirici) |
| AGPS    | : Assisted Global positioning system                   |
| API     | : Application Programming Interface                    |
| AT      | : Attention                                            |
| BPM     | : Beats Per Minute                                     |
| CTG     | : Cardiotocography                                     |
| DC      | : Direct Current                                       |
| EHG     | : Electrohysterography                                 |
| EEPROM  | : Electrically Erasable Programmable Read Only Memory  |
| ECG     | : Electrocardiogram                                    |
| ETSI    | : European Telecommunication Standards Institute       |
| FHR     | : Fetal Heart Rate                                     |
| FSE     | : Fetal Scalp Electrode                                |
| FRS 406 | : Force Sensing Resistor                               |
| FECG    | : Fetal Electrocardiogram                              |
| GSM     | : Global System for Mobile Communication               |
| GND     | : Ground                                               |
| GPS     | : Global Positioning System                            |
| GPIO    | : General Purpose Input Output                         |
| HIV     | : Human Immunodeficiency Virus                         |
| IOMT    | : Internet of Medical Things                           |
| IOT     | : Internet Of Things                                   |
| IMU     | : Integrated Multi-point                               |
| I2C     | : Inter-Integrated Circuit                             |
| IC      | : Integrated Circuit                                   |
| I/O     | : Input/Output                                         |
| LED     | : Light Emmiting Diode                                 |
| LM35    | : Integrated Analog Temperature Sensor                 |

|        |                                                                     |
|--------|---------------------------------------------------------------------|
| MCPS   | : Medical Cyber-Physical System                                     |
| PTF    | : Polymer Thick Film                                                |
| PCB    | : Printed Circuit Board                                             |
| PWM    | : Pulse Width Modulation                                            |
| RFID   | : Radio Frequency Identification                                    |
| SIM    | : Subscriber Identity Module                                        |
| STM32  | : Microcontroller Integrated Circuit by STMicroelectronics          |
| SPI    | : Serial Peripheral Interface                                       |
| SOS    | : Save Our Ship                                                     |
| TCP/IP | : Transmission Control Protocol/Internet Protocol                   |
| USB    | : Universal Serial Bus                                              |
| USART  | : Universal Synchronous/Asynchronous Receiver/Transmitter           |
| UC     | : Uterine Contraction                                               |
| URL    | : Uniform Resource Locators                                         |
| VR     | : Virtual Reality                                                   |
| WHO    | : World Health Organization                                         |
| WIFI   | : Wireless Fidelity                                                 |
| 3G     | : Third Generation of Wireless mobile Telecommunication Technology  |
| 4G     | : Fourth Generation of Wireless mobile Telecommunication Technology |
| 5G     | : Fifth Generation of Wireless mobile Telecommunication Technology  |

## 1. GİRİŞ

Dünya Sağlık Örgütü'nün tanımladığı şekliyle anne sağlığı, özellikle hamilelik, doğum ve doğum sonrası dönemlerde daha önemlidir. Anne ölümlerinde, kanama, enfeksiyon, yüksek tansiyon, güvenli olmayan kürtaj ve doğumun engellenmesi gibi faktörler önemli yer tutmaktadırlar. Her bir birey için cinsel sağlık ve üreme sağlığının korunması temel insan hakkıdır.

Hem anne hem de çocuk için yaşam ve ölüm arasındaki hassas dengeyi sağlayan doğum gibi önemli bir deneyimin gerek hastane ortamı gerekse doğumu gerçekleştiren ekibin deneyimi oldukça önemlidir. Doğum sırasında yetersiz tıbbi bakım, erken doğum veya zamanında müdahale eksikliği, ciddi sağlık sorunlarına yol açabilmektedir. Kardiyotokografi (CTG) cihazı 1960 yılından beri fetal ve standart antepartum izleme olarak sıklıkla kullanılmaktadır. Fetal kalp hızı (FHR) ölçümlerini uterus kasılma kayıtlarıyla birleştiren CTG cihazı çoğunlukla hastane ortamlarında deneyimli ve sağlık uzmanları tarafından kullanılmaktadır.

Hamileliğin son dönemlerinde, rutin doğum öncesi kontroller özellikle yapılmakta ve hastane ve doktor ziyaretleri de artmaktadır. Bu süreç kırsal kesimde yaşayanlar için zorluklarla doludur. Bu kontrollerin zaman alıcı olması veya kırsal bölgelerde yakın hastanelerin bulunmaması hamile kadınlar üzerinde ciddi bir stres oluşturmaktadır.

Şekil 1.1'de hamile bir kadının normal kontrol için kardiyotokografi cihazı altındaki görünümü gösterilmektedir.



Şekil 1.1. Kardiyotokografi altında hamile kadın (Obstetrics & Gynecology of Atlanta, 2023)

## 1.2. Tez Çalışmasının Amacı

Bu tez çalışmasında, hamile kadınların özellikle hamiliklerinin son dönemlerinde vücut ısısı, kalp atış hızı, kan şekeri ve doğuma yol açan kasılmalarla ilgili anormalliklerinin tespit edilmesine yönelik anne sağlığını ve refahını artırmak için kapsamlı ve gerçek zamanlı izleme sağlayan akıllı giyilebilir kemer tasarımı amaçlanmaktadır.

### 1.2.1 Tez çalışmasında ulaşılmak istenen hedefler

Bu tez çalışması için belirlenen temel hedefler şunlardır:

- Rahim Kasılması İzleme Cihazının Geliştirilmesi:

Özellikle hamileliğin üçüncü trimesterinde rahim kasılmalarını izleme konusunda yetkin giyilebilir bir cihaz tasarlamak.

- Hamile Kadınların Kapsamlı Sağlık Takibi:

Hamile kadınlarda vücut ısısı, kalp atış hızı ve kan şekeri düzeylerini kapsayan önemli sağlık göstergelerinin gerçek zamanlı izlenmesine yönelik işlevleri entegre etmek.

- Uyarı Sisteminin Uygulanması:

Doğumun başlaması veya herhangi bir anormallik tespit edilmesi durumunda, ilgili tıbbi uzmanı derhal bilgilendiren bir uyarı sistemi geliştirmek.

- Coğrafi Konum Takibi:

Uyarı anlarında hamile kadının coğrafi konumunun belirlenmesi ve takibinin yapılması için bir mekanizma oluşturmak.

- Erken Doğumun Önlenmesi:

Erken tespit ve müdahale yoluyla erken doğumların oluşumunu en aza indirmeyi amaçlayan özellikleri ve işlevleri uygulamak.

- Anne ve Yenidoğan Ölümünün Azaltılması:

Doğum süreci sırasında tıbbi müdahalenin gecikmesinden kaynaklanan riskleri azaltarak anne ve yenidoğan ölümünün azaltılmasına katkıda bulunmak.

## 1.3. Tez Çalışmasının Önemi

Giyilebilir cihazların sağlık hizmetlerine entegrasyonu, özellikle hamilelik takibi alanında hem hastalar hem de sağlık hizmeti sağlayıcıları için çok sayıda avantaj

sunmaktadır. Hastalıkların zamanında tespiti, hızlı müdahale için çok önemlidir ve giyilebilir cihazlar bu hedefe ulaşmada çok önemli bir rol oynamaktadır. Sürekli kullanım sayesinde giyilebilir cihazlar, kullanıcılar için kişiselleştirilmiş sağlık modelleri oluşturabilmekte ve anormallikleri günün her saatinde titizlikle tarayabilmektedir. Böylece, hamile kadınlarda akut hastalıkların erken tespitine ve kronik veya önceden var olan rahatsızlıkların ilerlemesinin önüne geçebilmektedir.

Bu tez çalışması, doktorların hamile kadınları evlerinin rahatlığında bile sorunsuz bir şekilde izlemelerine imkân tanıyarak sağlık hizmetleri ortamına önemli ölçüde katkıda bulunabilecektir. Bu çalışma, erken doğum oranının %60'ı aştığı Afrika ve Doğu Asya gibi bölgelerde erken doğum sıklığını azaltmayı ve yenidoğan ölüm riskini azaltmayı amaçlamaktadır. Bu yüksek oran, bu ülkelerdeki sağlık hizmetlerindeki sistematik zayıflıklara, kırsal kesimdeki kadınların yetersiz eğitime ve zorlu yaşam koşullarına bağlanmaktadır.

Kliniklerin, kadın doğum doktorlarının az olduğu ve gelişmiş tıbbi ekipmanlarının bulunmadığı sınırlı tıbbi altyapıya sahip yerlerde, yapılan tez çalışmasının önemi daha da değerli olmaktadır. Böyle yerlerde sorumlu doktorun hamile kadınların doğum öncesi önemli verilerini uzaktan izleyebilmesi şüphesiz doğum sırasındaki komplikasyonların önemli ölçüde azalmasına katkıda bulunabilecektir. Şekil 1.2'deki görsel temsil, küçük yerlerdeki hamile kadınların karşılaştığı zorlukları tasvir ederek, sağlık hizmetlerine erişilebilirliği ve sonuçları iyileştirmek için yenilikçi çözümlere duyulan ihtiyacı göstermektedir.



**Şekil 1.2.** Tıbbi kontrol için uzun bir kuyrukta olan hamile kadınlar (Jagran, 2019).

## 1.4. Metodoloji

Bu tez çalışması için seçilen araştırma metodolojisi doğası gereği niceliksel olup, grafiksel ve istatistiksel verilerin analizi yoluyla geçmişteki benzer sistemlerin incelenmesinin yanı sıra temel operasyonel ilkelerin araştırılmasına odaklanmaktadır. Bu yaklaşımın, akıllı giyilebilir kemerin geliştirilmesinde önemli olduğu düşünülmektedir. Metodolojik çerçeve özellikle aşağıdaki proje aşamalarında faydalı olacaktır:

- Sorun Tanımı, Bilgi Toplama ve Kavram Oluşturma:

Sorunları tanımlamak, ilgili bilgileri toplamak ve önerilen sistemin hedeflerine ulaşmak için kavramsal çerçeveler oluşturmak için niceliksel analizden yararlanmak.

- Sistem Bölümlerinin ve Alt Sistem Bileşenlerinin Tanımlanması:

Önerilen giyilebilir cihazın etkili işleyişi için hayati önem taşıyan farklı bölümleri ve alt sistem bileşenlerini belirlemek için niceliksel araştırma kullanmak.

- Çeşitli Alt Sistem Bileşenlerinin Derlenmesi:

Belirtilen hedeflere ulaşmak için gerekli olan çeşitli alt sistem bileşenlerinin kapsamlı bir listesini derlemek için istatistiksel ve grafiksel verileri kullanmak.

- Sistem Blok Şemasının Tasarımı:

Çeşitli bileşenler arasındaki karşılıklı ilişkileri ve bağımlılıkları özetleyen sistematik bir blok diyagram tasarlamak için niceliksel analiz tekniklerinin uygulanması.

- Sistem Ara Bağlantılarının Belirlenmesi:

Önerilen sistemdeki farklı alt sistemleri birbirine bağlamanın en uygun yollarını belirlemek için niceliksel yöntemlerin kullanılması.

- Sistem Bileşenlerinin Özellikleri ve İşlevselliği:

Bireysel sistem bileşenlerinin işlevlerini ve teknik özelliklerini belirlemek için niceliksel araştırmadan yararlanmak.

- Donanım Ara Bağlantılarıyla Sistem Devre Şemasının Tasarımı:

Hassas donanım ara bağlantılarıyla ayrıntılı devre şemaları oluşturmak için tasarım sürecine niceliksel analizin dahil edilmesi.

- Performans Optimizasyonu için Arayüz Sistemi Donanımı:

Genel performansı artırmak için sistem donanımını birbirine bağlamanın etkili yollarını belirlemek ve uygulamak için niceliksel tekniklerin uygulanması.

Niceliksel bir araştırma metodolojisi benimseyen bu tez, Akıllı Giyilebilir Kemerin kapsamlı geliştirme sürecine bilgi sağlamak için istatistiksel verilerden ve grafiksel gösterimlerden yararlanmayı ve projenin her aşamasında hassasiyet ve verimliliği sağlamayı amaçlamaktadır.

### 1.5. Erken Doğum ve Etkileri

Erken doğumların etkileri, yenidoğan ölümleri ve solunum zorlukları ve beyindeki gelişimsel sorunlar da dahil olmak üzere ciddi sağlık komplikasyonları ile büyük ölçüde ilişkili olduğu ile ilgili Maged Shendy ve arkadaşları (2021) tarafından bir çalışma yapılmıştır. Yapılan istatistiksel çalışma sonucunda erken doğumların tüm doğumlar içerisinde yaklaşık %5-10 arasında değiştiği gözlemlenmiştir.

Garfield RE, Lucovnik M ve Kuon RJ. (2014) erken doğumun obstetrik bir ikilem olarak çözüm bekleyen bir durum olarak devam ettiğinin altını çizmiştir. Perinatal ölümlerin %70'e kadarı erken doğumdan kaynaklandığı hayatta kalanlarında büyük bir çoğunluğunun bebeklerde serebral palsi, körlük, işitme bozukluğu, öğrenme güçlüğü ve diğer kronik durumlar gibi kalıcı hastalıklara yol açtığı rapor edilmiştir. Dünya Sağlık Örgütü'nün (2022) tanımladığı gibi, her yıl tahminen 15 milyon bebek erken doğmaktadır. Erken doğumlardan kaynaklanan komplikasyonlar, 5 yaşın altındaki çocuklar arasında birincil ölüm nedeni olarak görülmektedir.

Blencowe H. ve arkadaşları (2012) 2,010 yılında tahminen 14,9 milyon bebeğin prematüre doğduğunu, bunun dünya çapındaki tüm canlı doğumların %11,1'ini oluşturduğunu ve belirli Afrika bölgelerinde %18'e ulaştığını belirtmiştir. Peter Wagura ve arkadaşlarına göre (2018), erken doğumlardan en derinden etkilenen bölgeler, toplu olarak küresel doğumların yarısından fazlasını, dünyadaki erken doğmuş bebeklerin %60'ından fazlasını temsil eden ve yıllık 1,1 milyon yenidoğanın %80'inden fazlasını oluşturan Sahra Altı Afrika ve Asya ülkeleri olduğunu belirtmişlerdir.

Sağlıkla ilgili konularda anormallikler nadiren kendiliğinden ortaya çıkar. İnsan vücudunda hastalık olması durumunda bazı belirtiler verebilmektedir. Bazı hastalıklar bu erken aşamada müdahale ile iyileştirilebilmektedir. Şekil 1.3'de yoğun tıbbi tedavi gören erken doğmuş bir bebeği göstermektedir.



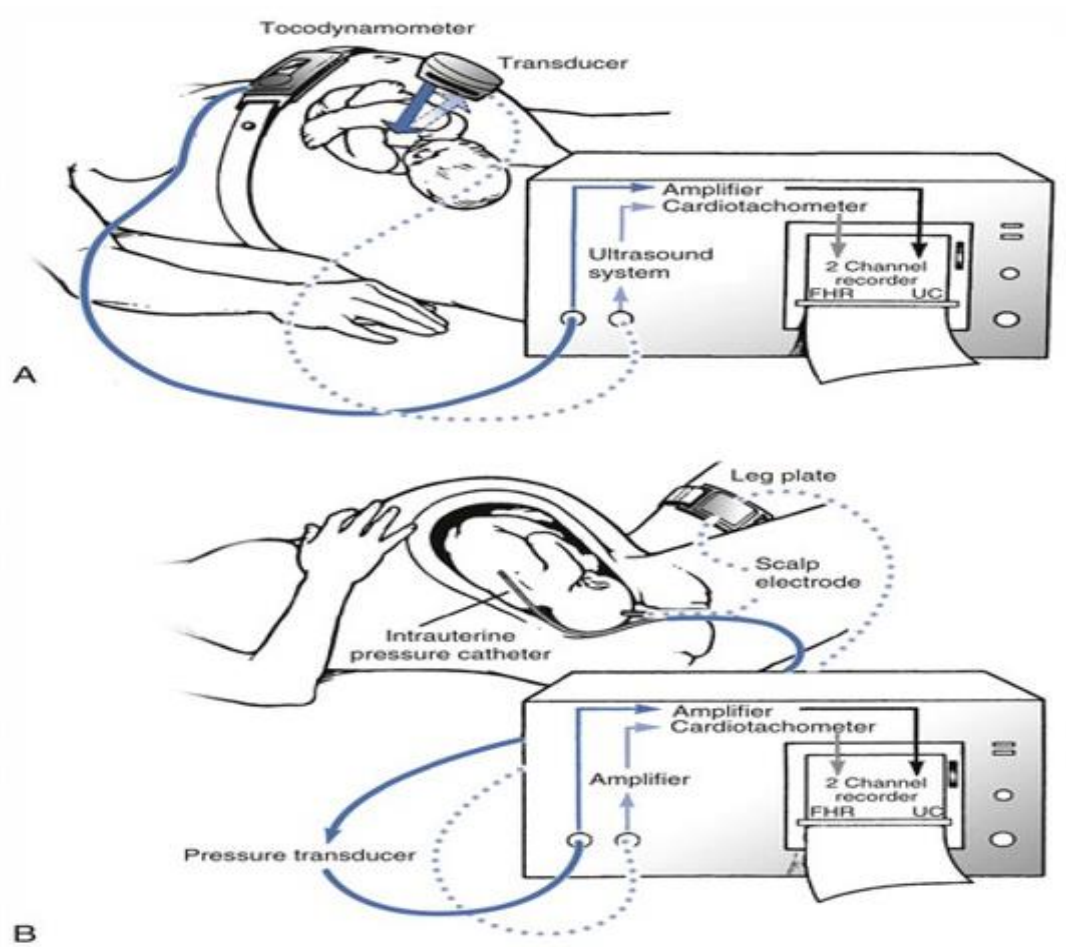
**Şekil 1.3.** Yoğun tıbbi tedavi altında erken doğan bebek (Sadhbhavna Clinic, 2023)

### 1.6. Çalışmanın Arka Planı ve Yapılma Gerekçesi

Hamileliğin son haftalarında, periyodik kontrollerin sıklığı haftada 5 defaya kadar artabilmekte bu da hem anneler hem de doğum uzmanları üzerinde büyük bir yük oluşturmakta ve yoğun kadınlar için bir sorun haline gelmektedir. Bu durum hastanenin bulunmadığı Sahra altı Afrika'da birçok soruna neden olabilmektedir. Bu nedenlerden dolayı, hamile kadınların hamileliğin son zamanlarında yapılan bu kontrolleri evde kendi başlarına yapabilmeleri çok yararlı olacaktır.

Kardiyotokografi (CTG), hamilelik sırasında, tipik olarak üçüncü trimesterde, fetal kalp atışını (kardiyo) ve uterus kasılmalarını (toko) kaydetmenin (grafi) teknik bir yoludur. İzlemeyi gerçekleştirmek için kullanılan makineye daha yaygın olarak elektronik fetal monitör olarak bilinen Kardiyotokografi denir. Eşzamanlı kayıtlar, biri fetal kalp atış hızının ölçümü için ve ikincisi uterus kasılmaları için olmak üzere iki ayrı dönüştürücü tarafından gerçekleştirilir. Dönüştürücüler Şekil 1.4-A'da gösterildiği gibi harici veya dahili olabilir. Dış ölçüm, iki dönüştürücünün annenin karın duvarına bağlanması ve Şekil 1.4-A'da gösterildiği gibi bağlantı kabloları aracılığıyla merkezi üniteye bağlanır.

- Tokodinamometre (toco) olarak adlandırılan basınca duyarlı kasılma dönüştürücüsü, maternal karın duvarının gerginliğini intrauterin basıncın dolaylı bir ölçüsü olarak ölçer.
- Fetal kafa derisi elektrodu kullanılarak Fetal kalp atış hızı dönüştürücüsü kalp atış hızını ölçer ve sadece doğum sırasında bebeğin kalp atış hızını izlemek için kullanılır, genellikle harici izleme güvenilir değilse dahili izleme de aktif hale getirilebilir (Şekil 1.4-B). Şekil 1.4 harici (A) ve dahili (B) iki tip fetal monitörizasyonu göstermektedir.



**Şekil 1.4.** Fetal izleme türleri “A harici ve B dahili”, (Obgyn Key, 2016)

Dahili izleme, bir elektrotun doğrudan fetal kafa derisine yerleştirilmesini içermesi nedeniyle harici benzerinden farklıdır. Dahili izleme, gerçek fetal durumu değerlendirmede en doğru yöntem olarak öne çıksa da doğası gereği invaziftir ve bazı sağlık riskleri taşır. Elektrotların doğru konumlandırılması kritik öneme sahiptir; çünkü herhangi bir yanlış yerleştirme bebeğe zarar verme riski oluşturabilir veya hem anne hem de yenidoğan için enfeksiyonlara yol açabilir. Herpes, Hepatit B veya C veya HIV

virüslerini taşıyan kadınların, bebeğe enfeksiyon bulaşma riskinin yüksek olması nedeniyle dahili izlemeden kaçınmaları önerilmektedir.

Şu anda fetal izleme cihazları, klinik veya hastane ortamlarında kullanılmaktadır. Bu cihazların mobil olmayışı önemli bir eksiklik olarak karşımıza çıkmaktadır. Hamilelik boyunca kadınlar, farkındalık ve yoğunluk açısından değişen bir deneyim olan rahim kasılmaları yaşarlar. Bazı kasılmalar fark edilmeden geçerken, diğerleri doğumun başlangıcına benzer şekilde ağrılı ve ritmik olabilir. Hamilelik sırasında normal kabul edilen kasılmalar ile potansiyel olarak erken doğumun başladığını gösteren kasılmalar arasında ayırım yapmak zorlayıcıdır. Bu ayırımı yapabilen bir sistemin geliştirilmesinin, doğum sırasındaki komplikasyonları azaltmada ve erken doğumu önlemede çok değerli olduğu kaçınılmazdır.

Şekil 1.5'de tokodinamometre basınç sensörü, ultrason dönüştürücü ve merkezi/baskı ünitesi içeren standart bir fetal izleme cihazı gösterilmektedir.



**Şekil 1.5.** Bir tokodinamometre basınç sensörü, bir ultrason dönüştürücü ve merkezi / baskı ünitesi içeren standart bir fetal izleme cihazı (HealthDay, 2022).

Tez çalışmasında geliştirilecek cihaz mobil olacaktır. Bu sistem, bir kadının servikal yetmezlik geçmişine sahip olduğu ve pozitif fetal fibronektin testi aldığı durumlar gibi özel durumlarda özellikle önem taşımaktadır. Bu gibi durumlarda, ev monitörü tarafından tespit edilen artan kasılma sıklığı, yakın doğum riskinin arttığına işaret eden çok önemli bir sinyal görevi görebilir.

Sistem, hastane tesislerinden uzak bölgelerde yaşayan kadınlar için tıbbi yardıma başvurmak için en uygun zamanın belirlenmesinde proaktif bir yaklaşım sunabilmektedir. Ayrıca evde tek başına kasılma yaşayan kadınlar için de sistemde bir uyarı mekanizması bulunmaktadır. Bu tür durumlarda uyarılar hem hastaneye hem de kadının eşine sorunsuz bir şekilde iletilerek zamanında ve duyarlı tıbbi müdahale sağlanabilecektir.

### **1.7. Tezin Organizasyonu**

Tez çalışması 6 ana bölümden oluşmaktadır.

Birinci bölüm, tezin amacı, önemi, hedefleri ve yapılma gerekçesini anlatan giriş kısmından oluşmaktadır.

İkinci bölümde kaynak araştırmasına yer verilmiştir.

Üçüncü bölümde, giyilebilir teknolojiler hakkında detaylı bilgiler verilmiştir.

Dördüncü bölümde, tez çalışmasında kullanılan metodoloji, sistemin nasıl geliştirileceği ve sistemi oluşturan yazılımsal ve donanımsal bileşenlerden bahsedilmiştir.

Beşinci bölümde, sistem tasarımı ve uygulaması anlatılarak sistemde kullanılan temel bileşenlerin test sonuçları ve analizleri değerlendirilmiştir.

Altıncı bölümde yapılan tez çalışmasının sonuçlarına ve bu alanda çalışma yapmayı düşünenler için önerilere yer verilmiştir.

## 2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

Kadın doğum kontrolleri, hamilelik sırasında uterus kasılmalarının (UC) doğumun başlangıcını gösterdikleri aşamaya kadar izlenmesini içerir. Uterus kasılmalarını belirlemek için hem iç hem de dış yöntemler mevcuttur. Birincisi, amniyotik boşluğa yerleştirilmiş bir cihaz kullanarak doğum sırasında uterus kasılmalarının gücünü ölçerken, ikincisi kadının karnına bağlanmış bir cihaz kullanılır. Teknik nedenlerden dolayı, uterus kasılmalarını kaydetmenin dahili yöntemi, intrauterin basıncın değerinin ne olduğunu bilmenin önemli olduğu durumlar dışında, pratikte enfeksiyon riski olduğundan genellikle kullanılmaz. Uterus kasılmalarını izlemek için genelde harici yöntem kullanılmaktadır. Uterus aktivitelerini değerlendirmeye yönelik geleneksel yaklaşım, kardiyotokografi (CTG), UC'nin bir kaydı ve fetal kalp atış hızı (FHR) sinyalleri ile temsil edilir. CTG sadece klinik bir ortamda kullanılabilir, çünkü uzman klinisyenler ve ekipman gerektirir. Hamileliğin son haftalarına yakın ve sürekli takibi engelleyen CTG'nin dezavantajlarının üstesinden gelmek için kapsamlı çalışmalar yapılmış ve giyilebilir hamilelik monitörlerinin kullanılmaya başlanmasına yol açmıştır. Bu bölümde tez konusu ile ilgili, yapılan çalışmalar özetlenmiştir.

Hamile kadınların uzaktan izlenmesi, doğum öncesi ölümlerin artmasından bu yana dünya sağlık örgütünün ana odak noktası olmuştur.

Andrea F., M.G. Signorini, Paolo P. ve Giovanni M. (2012) yaptıkları çalışmada, Telefetal Bakım adlı bir cihaz geliştirmişlerdir. CTG'nin yaptığı gibi Doppler Ultrasonları kullanarak fetal kalp atışlarını tespit etmek yerine, abdominal EKG'nin kaydedilmesi esasına dayanmaktadır. Hamile kadınların, hamileliğin son üç ayında, klinisyenlerin desteği olmadan evde kullanabilecekleri hasta odaklı bir fetal monitör tasarlamak için giyilebilir teknolojilerin sunduğu yetenekler kullanılır. Maternal karın EKG'si giyilebilir bir giysi kullanılarak kaydedilmektedir. Fetal EKG ve fetal kalp atış hızı değişkenliği, fetal refahı ölçmek ve IUGR gibi fetüs için riskli koşulları tespit etmek için kullanılmıştır.

Owen Montgomery ve arkadaşları (2014) yaptıkları çalışmada, uterus kasılmalarını ve fetal kalp atış hızını izleyecek bir göbek bandı üretmek için kumaşı RFID teknolojisi ile birleştirdiler. Uterus kasılmalarının yoğunluğunu ve anne ve fetüsten gelen diğer tıbbi bilgileri ölçmek için RFID özellikli banttan alınan sinyaller işlenerek değişiklikler kaydedilmekte ve istenmeyen bir durum olduğunda kablosuz olarak hastanın bilgileri uzaktan izlenebilmektedir.

Yu Fu ve Jian Liu (2015) yaptıkları çalışmada, gerçek zamanlı giyilebilir bir yansıtma bilek nabız oksimetresinin tasarımı üzerinde çalışmışlardır. Tasarlanan kartta 3.3 V'ta çalışan düşük güçlü bir STM32 mikrodenetleyici kullanılmıştır. Oksijen satürasyonu ve kalp atış hızından toplanan veriler, depolama ve analiz amacıyla istenen bir merkeze aktarılabilir.

Fatih Alisinanoğlu (2015) tezinde, Arduino UNO kartı, e-Sağlık Sensörü Platformu, Kan Basıncı Sensörü ve ZigBee kablosuz sensör ağ teknolojisi kullanarak, Kablosuz Kan Basıncı Monitörü tasarlamıştır.

Komal Lawand, Mahesh Parihar ve Shital N.Patil (2015) yaptıkları çalışmada, diyabetik hastalar için kullanımı kolay ve non invazif kan şekeri optik olarak ölçme ve izleme sistemi geliştirdiler. Tasarlanan cihaz, parmak ucuna yerleştirilen ve 900 ila 1100 nm dalga boyuna sahip kızılötesi LED'den oluşmaktadır. Parmaktan alınan ışığın yoğunluğu kandaki glikoz konsantrasyonuna bağlıdır. Bireyin yaklaşık glikoz seviyesinin belirleneceği durumlarda, gelen ışığın yansımından sonra alınan voltajlardaki değişimin analiz edilerek tahmin edilmiştir.

Mohammad Abul Kashem ve arkadaşları (2016) yaptıkları çalışmada, Tıbbi Siber-Fiziksel Sistemin (MCPS), geliştirerek riskli hamilelik durumlarında hayati risk faktörlerini yönetmek için telemonitörizasyonun kullanılabileceğini göstermişlerdir.

Eric Dy (2016) yaptığı çalışmada sensörler yardımıyla giyilebilir bir uterus kasılma izleme sistemi geliştirdi. Hamile kadınlar kasılma izleyicisini yapışkan bir şerit aracılığıyla midelerine yerleştirmektedirler. Kasılma verileri yazılan bir uygulama sayesinde cep telefonlarına gönderilmekte ve takip edilmektedir.

D. Yotha ve arkadaşları (2016) yaptıkları çalışmada, diyabet hastalarında kan şekeri seviyesini kontrol etmek için hipoglisemiye tespit eden giyilebilir bir sistem tasarlamışlardır. Sensörler tarafından ölçülen veriler risk seviyesini analiz eden bir web sitesine gönderilmekte ve hastanın sonucu bir cep telefonunda gerçek zamanlı olarak görüntüleyebilmektedir.

Hisham Allahem ve Srinivas Sampalli (2017) yaptıkları çalışmada, erken doğum riski yüksek olan hamile kadınları izlemek için bir sistem geliştirdiler. Sistem bir sensör ve bir akıllı telefonda oluşmaktadır. Sensör, uterusun elektrohisterografi (EHG) sinyallerini sürekli olarak ölçmek için hamile kadının karnına yapıştırılmakta ve buradan alınan veriler akıllı telefona gönderilmektedir. Akıllı telefon daha sonra alınan verileri analiz ederek gelen kasılma verileri normal eşiğin dışındaysa, bir uyarı sinyali vermektedir.

Yu. A. Zhivolupova, and Yu. O. Bobrova, (2017), yaptıkları çalışmada, sensörlerin hasta vücuduna sabitlendiği ve sensörlerin hayati indekslerdeki sinyallerin alınıp kaydedildiği bir uzaktan izleme sistemi geliştirdiler. Transabdominal elektrokardiyogram sinyalleri, torasik ve abdominal solunum sinyalleri, arteriyel kan basıncı, annenin motor aktivitesi, oksimetre sinyalleri, fetal hareket sinyalleri, uterusun elektromiyografik sinyalleri geliştirilen sistemde giyilebilir cihaza bağlı olan sensörler aracılığı ile alınabilmektedir. Alınan sinyaller ön işlenmeden geçirildikten sonra ve bunlara dayalı olarak önceden belirlenen hastalıkların tanısına uygun olarak otomatik olarak belirlenen standartla karşılaştırılarak hesaplanmaktadır.

Gayathri S. ve arkadaşları (2018) yaptıkları çalışmada, nesnelerin interneti (IoT) tabanlı, hamile kadınların bazı parametrelerini, sıcaklık, kalp atışı ve mems sensörleri kullanarak uzaktan izleyebilen bir sistem geliştirdiler. Sensörlerden alınan veriler depolanmakta ve istendiği zaman hekimler tarafından uzaktan erişilebilmektedir.

S. Shiny Amala ve Dr. S. Mythili (2018) yaptıkları çalışmada, hamile kadınların, fetüs hareketi, vücut sıcaklığı, kalp atış hızı ve kan basıncı gibi bazı hayati parametrelerini farklı sensörler kullanılarak ölçtüler. IoT'nin yardımıyla da ölçülen veriler android tabanlı bir sistemde görüntülenmiştir.

Gayathri S, Bharathi T, Devleena Jerusha AR ve Ajay Kumar A. (2018) yaptıkları çalışmada, nesnelerin interneti teknolojisini, sıcaklık(LM35), mems ve kalp atışı sensörü kullanarak Arduino'dan (ATmega328) oluşan IOT tabanlı bir hamile kadın sağlığı izleme sistemi geliştirdiler. Bu sensörlerden alınan değerler bir Wi-Fi modülü aracılığıyla cep telefonuna aktarılmakta ve doktor istediği zaman görebilmektedir.

Suman Kumar, Yashi Gupta ve Vijay Mago (2019) yaptıkları çalışmada, hamile kadınlara ait hastanelerde yapılan sağlık hizmetlerindeki ihtiyaçlar ve karşılaştıkları zorlukları özetlemişlerdir. Mobil cihazlar, vücut sensörleri, verilerin izlenmesi ve depolanmaları ve istenen yere aktarılımları hususunda detaylı bilgiler vermişlerdir.

Pratik Prakash Gawande, Shivam Ashok Kumar Gupta ve Kajal Deepak Shende (2019) yaptıkları çalışmada, hastanın kalp atış hızı, kan basıncı, sıcaklık, fetüsün kalp atış hızı gibi canlı belirtilerinin yakalandığı ve değerlerin veritabanına aktarıldığı ardından verilerin thinkspeak sunucusuna yüklendiği bir sistem geliştirdiler.

Gilles Emmanuel Bissafi ve Afefa Mireille Akoumany (2019) yaptıkları çalışmada, bir GSM modülü, GPS modülü ve uterus kasılmasını tespit edecek sensörden oluşan giyilebilir bir sistem geliştirdiler. Mikrodenetleyici olarak Arduino Uno

kullanılmıştır. Herhangi bir anormallik tespiti durumunda, kadının bir yakınına konum adresiyle birlikte bir mesaj gönderilebilmektedir.

Rajkumar Ettiyan ve Geetha. V. (2020) yaptıkları çalışmada, hamilelerin karşılaştıkları değişik komplikasyonlarının neden olduğu ve bunlara çözüm olabilecek sonuçları yaptıkları anketler sayesinde eksiklikleri tespit ettiler. Anket sonuçlarına göre en çok ihtiyaç duyulan, nesnelerin internetinin (IoT) bu amaçla rahatla kullanılabileceğidir.

Sedat Akleyek ve arkadaşları (2020) yaptıkları çalışmada, sağlık hizmetlerinde erken tanı veya tahminlerin önemine dikkat çekmişlerdir. Mevcut durumda hastanelerde kullanılan sistemlerin genel analizlerini yaptıkları çalışmada özellikle hamile kadınların ihtiyaç duyulan verilerinin farklı sensörler yardımıyla alınıp izlenebildiğini, gerektiğinde hekime ve istenen yerlere bu bilgilerin aktarılabildiğini ve istenmeyen bir durum olduğunda da ikaz verdiğini söylediler.

Zafar Yuldashev, Aleksander Sergeev ve Natalia Nastueva (2021) yaptıkları çalışmada, hamile kadınlar için uzay dağıtılmış izleme sistemleri için giyilebilir çevrimiçi monitörlerin temeli olarak IoMT teknolojisi adlı bir sistem geliştirdiler. Bu, hesaplamalı yüke sahip giyilebilir bir sistem olup, basınç, sıcaklık, kalp ve solunum hızları ve fetüsün fetal hareketliliği ölçülebilmektedir. Sistem, hamile kadının evde medikal nesnelerin interneti (IoMT) iletişim protokolünü kullanmakta ve bilgiler bir doktor tarafından gözlenebilmektedir.

B. Priyanka ve arkadaşları (2021) yaptıkları çalışmada, hamile kadının sağlığını izlemeye yardımcı olmak için IoT tabanlı bir sistem geliştirdiler. Geliştirilen sistemde, sıcaklık, kalp atışı sensörleri, kan basıncı ve doğmamış bir çocuğun tekme/kuvvet sayısını ölçmek için tasarlanmış ivmeölçerden oluşmaktadır. Tüm bu veriler mikrodenetleyiciye aktarılmakta ve hastada bir anormallik olması durumunda cep telefonuna bir mesaj gönderilmektedir.

Yi-Chun Du, Lim Bee Yen, Pao-Lin Kuo ve Pei-Yin Tsai (2021) yaptıkları çalışmada, hasta pozisyonu, kuvvetin ve sürenin değerlendirilmesi de dahil olmak üzere fetal hareketin uzun süreli izlenmesi için giyilebilir bir cihaz geliştirdiler. Cihazın duyarlılığını ve klinik fizibilitesini doğrulamak için 13 hamile kadın üzerinde hayalet simülasyon testleri ve klinik testleri gerçekleştirilmiştir.

Anusha Tata ve arkadaşları (2022) yaptıkları çalışmada, yakın kızılötesi optik tabanlı bir Glikoz seviyelerini görüntüleyen bir cihaz önerdiler. Cihaz elektromanyetik spektrumda 750 ila 2500 nm dalga boyu aralığına sahip, ışığın düşük yoğunluklu

radasyonla 0,5 mm'nin ötesinde cilde nüfuz etmesine izin veren kızılötesi bir LED'den oluşmaktadır. Kanda glikoz moleküllerinin varlığı, belirli bir dalga boyunda zirveye ulaşan NIR ışık emilimini artırmaktadır. Problemin çözümünde, beer lambert yasası matematiksel olarak kullanılmıştır.



### 3. GİYİLEBİLİR TEKNOLOJİLER

Kullanıcının vücuduna takılmak üzere tasarlanmış her türlü elektronik cihaz giyilebilir cihaz olarak isimlendirilmektedir (Kinza Yasar (2022)). Bu tür cihazlar, mücevherler, aksesuarlar, tıbbi cihazlar ve giysiler veya giysi unsurları dahil olmak üzere birçok farklı biçimde olabilir. Giyilebilir bilgi işlem terimi, işleme veya iletişim yeteneklerini ima eder, ancak gerçekte, giyilebilir cihazlar arasındaki karmaşıklık değişebilir. Giyilebilir teknolojinin en sofistike örnekleri arasında yapay zeka (AI) işitme cihazları, Google Glass ve Microsoft'un HoloLens'i ve sanal gerçeklik (VR) başlığı şeklinde holografik bir bilgisayar bulunmaktadır. Giyilebilir teknolojinin daha az karmaşık bir formuna bir örnek, hasta verilerini kablosuz olarak bir sağlık kuruluşundaki bir kontrol cihazına ileten sensörlere sahip tek kullanımlık bir cilt yamasıdır.

Çok sayıda çağdaş teknoloji üreticisi tarafından inovasyonun önemli bir alanı olarak kabul edilen giyilebilir teknolojinin gelişimi de ilginçtir. Giyilebilir teknoloji görünüşte yeni ortaya çıkmasına rağmen, minyatürleştirme, çoklu görev yetenekleri, depolama kapasitesi geliştirme ve moda trendleriyle entegrasyon konularındaki kilometre taşları ile işaretlenmiş kapsamlı bir tarihsel sürece sahiptir. Giyilebilir teknolojinin kronolojik gelişimi, Otago Üniversitesi'nden Sophie Wilson ve Raechel M Laing gibi araştırmacıların dikkate değer katkılarıyla, bilimsel araştırmaların konusu olmuştur:

Giyilebilir teknolojinin tarihsel gelişimi, resmi patentleri olmasa da adım ölçerlerin kavramsallaştırılmasında Leonardo da Vinci'nin yaşadığı 15. yüzyıla kadar götürülenler vardır. Ancak 1965 yılına kadar adımsayarlarda önemli gelişmeler yaşanmadı ve popülerlik kazanmadı. Tudor-Locke tarafından 2002'de belgelendiği üzere, Thomas Jefferson, adımsayarların icadına önemli katkılarda bulunanlardan biri olarak kabul edilmektedir. Bu bağlamda, ilk adımsayarın (pedometrenin) görsel bir temsili Şekil 3.1 de görülmektedir.



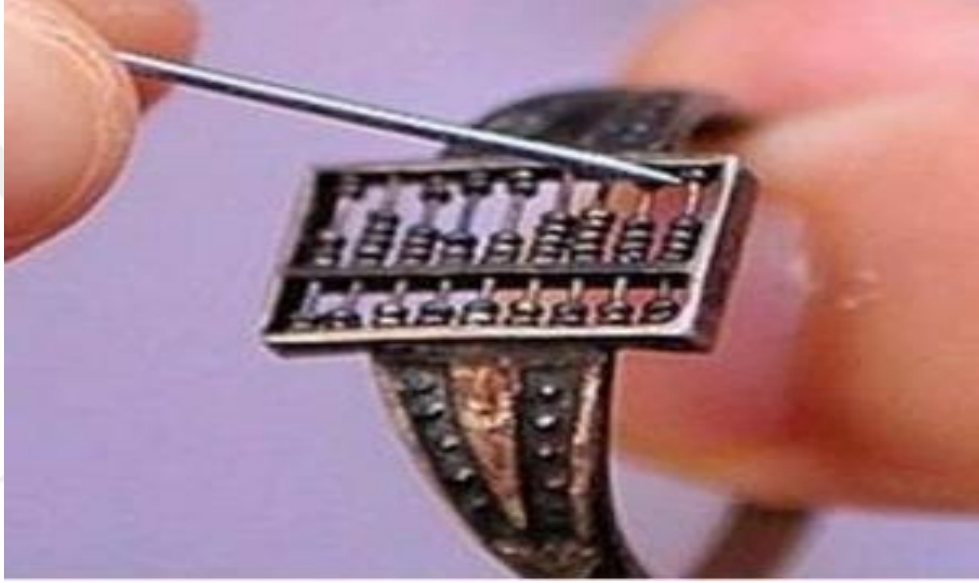
Şekil 3.1. İlk pedometre (Wikipedia, 2002)

16. yüzyılda kol saatinin ortaya çıkışı, öncelikle kadınlar tarafından benimsenmiş, erkekler ise cep saati kullanmaya devam etmişlerdir. 20. yüzyıl ilerledikçe kol saatleri mekanik, kuvars ve dijital teknolojileri kapsayacak şekilde bilinçli bir şekilde geliştirildi. Gelişim, iletişim cihazları ve kameraların dahil edilmesiyle devam etti ve kol saatlerini çok işlevli cihazlara dönüştürüldü. Daha sonra, 2010 yılı civarında, akıllı saatlerin piyasaya sürülmesiyle bir paradigma değişikliği meydana geldi ve Güler ve arkadaşları tarafından detaylandırıldığı gibi mesajlaşma, arama, e-posta gönderme ve internette gezinmeyi kapsayacak fonksiyonları daha da artırıldı. Bugünlerde artık sağlık fonksiyonları da saate adapte edilerek kullanımı daha da geniş bir alana yayıldı. Şekil 3.2 ilk cep saatinin resmini göstermektedir.



Şekil 3.2. Bir zamanlar Philip Melachthhon'a ait olan 1530 tarihli bir pomander saati (Wikipedia, 2023)

17. yüzyılda, Qing Hanedanlığı'ndan kalma giyilebilir teknolojinin erken bir örneğini temsil eden Çin abaküs halkası biçiminde dikkate değer bir teknolojik eser ortaya çıktı. Yalnızca 1,2 santimetre uzunluğunda ve 0,7 santimetre genişliğinde olan bu dahiyane cihaz, tarihi yeniliğin bir ispatı olarak duruyor. Tamamen işlevsel bir sayma aracı olarak işlev gören minyatür abaküs, karmaşık bir işçilik sergilemekte, ancak küçültülmüş boyutu her birinin uzunluğu bir milimetreden daha kısa olan boncukları işlemek için toplu iğne gibi eşit derecede hassas aletlerin kullanılmasını gerektirmektedir. Şekil 3.3'te gösterildiği gibi eski Çin kültüründe pratiklik ile giyilebilir teknolojinin erken kullanılmasına örnek teşkil etmektedir.



**Şekil 3.3.** Çin abaküs halkası (Flashbak, 2014)

2016 yılında, gelişmiş ses algılama özellikleri ve arka plan gürültüsünün etkili bir şekilde azaltılmasıyla karakterize edilen akıllı işitme cihazlarının geliştirilmesiyle kayda değer bir teknolojik gelişme ortaya çıktı. Bu yenilik, televizyonlar, kapı zilleri ve duman alarmları da dahil olmak üzere ses yayan harici cihazlarla kusursuz bağlantıyı daha da genişletti. Bu ilerlemelerin önemi, 2016'da Kawamoto ve 2017'de Woollaston tarafından belgelendi; bu işitsel yardımcı teknolojiler alanında önemli bir ilerlemeyi de beraberinde getirdi. Şekil 3.4 ilk akıllı işitme cihazını göstermektedir



Şekil 3.4. Akıllı işitme cihazları (Cody Audiology Clinic, 2023)

1960'lı ve 1970'li yıllarda kumar alanında giyilebilir teknolojinin gizli bir uygulaması ortaya çıktı. Rulet gibi oyunların sonuçlarını tahmin etmek için özel olarak tasarlanan bu cihazlar, zamanlama mekanizmalarını ve ayakkabılara ustaca yerleştirilmiş gizli kameraları içeriyordu. Güler ve arkadaşları tarafından 2016'da yayınlanan çalışmada, giyilebilir cihazların kumar bağlamında stratejik avantajlar sağlamak için kullanıldığı bu tarihi dönemeç hakkında fikir vermektedir. Bu gizli uygulama, giyilebilir teknolojinin geleneksel alanları aşan ve oyun sonuçlarını tahmin etme arayışında alışılmadık bir kullanım alanı olarak karşımıza çıkmaktadır.

1970 yılında hesap makinesi saatlerinin ortaya çıkışı, zaman işleyişi ve hesaplama yeteneklerinin yeni bir birleşimini ortaya çıkardı. Hareket halindeyken yapılan matematik görevleri için tasarlanan bu saatler, teknolojinin günlük aksesuarlara öncü bir şekilde entegre edilmesini temsil etti ve giyilebilir teknolojiye daha sonraki gelişmelerin temelini oluşturdu. Şekil 3.5 ilk hesap makineli saatler görülmektedir



Şekil 3.5. Hesap makineli saatler (The Watchismo Times Vintage & Modern Horology, 2007)

1979'da Sony, taşınabilir müzik dinleme için tasarlanmış ufuk açıcı bir yenilik olan Walkman'i tanıttı. Walkman, kullanıcılara müziğin keyfini çıkarabilecekleri taşınabilir ve kompakt bir cihaz sunarak kişisel ses deneyimlerinde devrim yarattı. Bu öncü buluş, teknoloji ve eğlencenin kesişiminde dönüştürücü bir döneme işaret ederek kişisel ses cihazları alanında daha sonraki gelişmelere örnek teşkil etti. Şekil 3.6 ilk Sony Walkman'lerden biridir



Şekil 3.6. Sony walkman (Original Sony Walkman With A Bracket Of Horror, 2020)

1996 yılında Georgia Teknoloji Enstitüsü, kurşunların ve şarapnellerin neden olduğu asker yaralanmalarının tespiti için tasarlanmış, elektriksel olarak iletken entegre fiberler içeren çığır açan bir gelişme olan Giyilebilir Anakartı tanıttı. Teknoloji aynı zamanda kalp atış hızı izleme yetenekleri de dahil olmak üzere vücut izleme sensörlerini de içeriyordu. 2003'te Park ve Jayaraman, 2009'da Malmivaara ve Güler ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada, başlangıçta askeri uygulamalar için tasarlanmış olup daha sonra 2016 yılında bu öncü çalışma, giyilebilir teknolojide dönüştürücü bir değişimin temelini attı. Askeri uygulamaların ardından bu yenilik, giyilebilir teknoloji devrimini hızlandırdı ve giysilere kusursuz bir şekilde entegre edilen kullanıcı dostu cihazların ortaya çıkmasına yol açtı. Park ve Jayaraman'ın 2017'de ana hatlarını çizdiği bu paradigma değişikliği, giyilebilir cihazların yalnızca vücuttan bilgi toplamakla kalmayıp aynı zamanda çevredeki ortamla arayüz oluşturarak kullanıcı merkezli giyilebilir teknolojinin özünü kapsadığı bir çağ başlattı. Şekil 3.7, kurşunların neden olduğu asker yaralanmalarının tespiti için tasarlanmış Entegre Elektriksel iletken fiberleri göstermektedir.



Şekil 3.7. Kurşunlardan kaynaklanan asker yaralanmalarının tespiti için tasarlanmış entegre elektrik iletken fiberler (Textile Details, 2023)

2000 yılında Reima®, kullanıcı güvenliğini ve izleme yeteneklerini geliştirmeyi amaçlayan elektronik özellikler içeren avangart bir giyilebilir cihaz olan Cyberia hayatta kalma giysisini piyasaya sürdü. Teknolojik açıdan gelişmiş olan bu cihaz, kalp atış hızı, sıcaklık ve nem takibi gibi verileri izleyen özelliklere sahipti. Daha sonra cihaza, anten, küresel konumlandırma sistemi ve kısa mesaj hizmeti yeteneklerini kapsayan iletişim özellikleri de entegre edildi. Cyberia hayatta kalma kıyafeti aynı zamanda gelişmiş bir yo-yo kullanıcı arayüzü ile kolaylaştırılan hareket sensörleri, duruş izleme ve darbe algılama gibi konumlandırma cihazlarını da içeriyordu. Malmivaara tarafından 2009 yılında yayınlanan bu yenilikçi ürün hayatta kalma ve ilgili verileri izleme ihtiyaçlarını karşılamak için elektronik teknoloji ile giyilebilir tasarımın birleşimini özetledi. Şekil 3.8'de sıcaklığı, kalp atış hızını ve konumu GPS aracılığıyla kontrol eden giyilebilir giysilere bir örnek görülmektedir.



**Şekil 3.8.** GPS aracılığıyla sıcaklığı, kalp atış hızını ve konumu kontrol eden giyilebilir giysiler (Empowstudios, 2022)

2009 yılında fitness bantlarının ortaya çıkışı, geleneksel adımsayarın çağdaş bir versiyonuna işaret ederek kişisel sağlık izlemede yeni bir çağın habercisi oldu. Marshall'ın 2016'da açıkladığı gibi, bu cihazların yaygın kabulü birkaç yıl sonra, 2012 civarında gerçekleşti. Fitbit®, Samsung®, Jawbone®, TomTom® ve Huawei® gibi çeşitli şirketler ve önde gelen markalar, cihazın yaygınlaşmasına katkıda bulundu. Bu cihazlar, adım sayısı gibi günlük izleme ölçümlerinin yanı sıra koşu, yüzme, bisiklete binme ve top sporları gibi belirli spor disiplinlerine hitap ederek çok yönlü amaçlara hizmet etti. Bu gelişim, giyilebilir teknolojilerin hayatın her alanında çeşitli uygulamalarda kullanılabileceğini gösterdi. Şekil 3.9 bir gelişmiş kondisyon saatidir



**Şekil 3.9.** Gelişmiş kondisyon izleme (Chron, 2021)

2010 yılında Apple® akıllı saatlerin geliştirilmesiyle önemli bir dönüm noktasına ulaştı ve sonuçta 2017 yılına kadar giyilebilir ürünler pazarına önceki pazar lideri Fitbit®'i geride bırakarak en büyük ilerleme ve katkı sağlayan şirket haline geldi (Kharpal, 2017). Bu başarı, giyilebilir teknolojinin gelişiminde önemli bir dönüm noktası oldu. Kalp atış hızı izleme, adım takibi, küresel konumlandırma sistemleri ve jiroskopik yetenekler gibi fonksiyonları bir araya getiren sensör teknolojilerinde kayda değer ilerlemeler kaydedildi. Ayrıca bu akıllı saatler mesajlaşma, telefon aramaları ve saat işlevlerini kapsayan geniş bir yetenek yelpazesi sunarak Apple'ın giyilebilir cihazlar dünyasını şekillendirmedeki etkili rolünün altını çizdi. Şekil 3.10'da Apple'ın akıllı saat örneği gösterilmektedir.



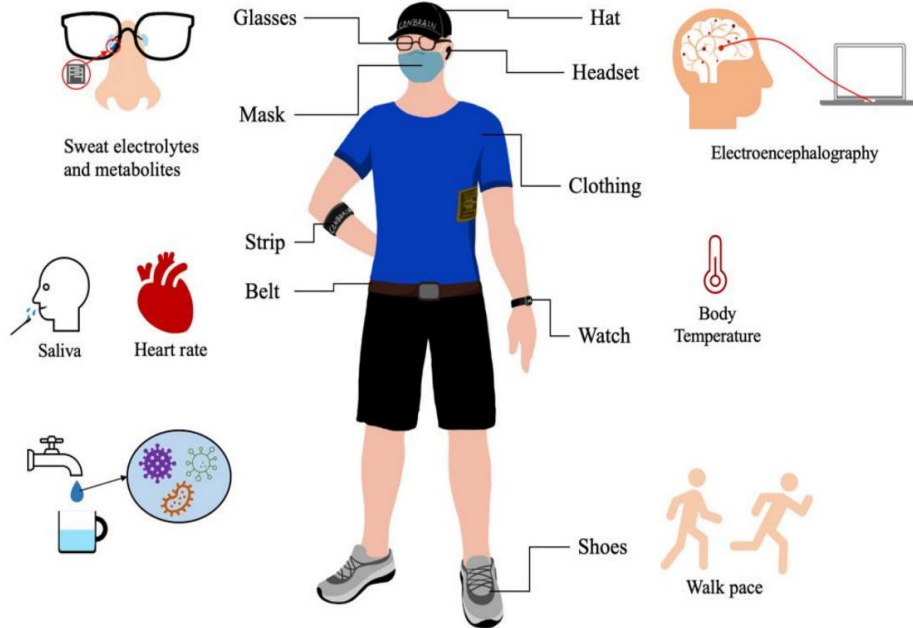
Şekil 3.10. Apple akıllı saat (Apple Watch, 2010)

2013 yılında, giyilebilir teknoloji alanında devrim niteliğinde bir gelişme olan Google Project Glass'ın kullanıma sunulmasıyla önemli bir teknolojik dönüm noktasına ulaşıldı. Bu akıllı gözlükler, akıllı telefonların işlevlerine paralel olacak şekilde tasarlanmış ve doğrudan kullanıcının önüne dinamik bir ekran yansıtarak sürükleyici bir deneyim sağlamıştır. Vandrigo Solutions Inc. tarafından 2016 yılında detaylandırılan bu yenilik, giyilebilir cihazların dönüştürücü potansiyelini vurgulamakta ve bilgi teknolojisinin kullanıcıların günlük yaşamlarına kusursuz bir şekilde entegrasyonunu sunmaktadır. Şekil 3.11'de Google Project Glass'ın bir örneği verilmiştir.



Şekil 3.11. Google proje gözlük (Google Glass, 2014)

2015 yılında, kalp atış hızı, solunum hızı, cilt sıcaklığı, vücut duruşu ve düşme algılama gibi hayati sağlık ölçümlerini ölçmek için tasarlanan sağlık yaması MD'nin piyasaya sürülmesiyle tıbbi giyilebilir teknolojide kayda değer ilerlemeler gözlemlendi. Eş zamanlı olarak Abbott, sürekli glikoz takibi için öncü bir cihaz olan Freestyle Libre Flash giyilebilir glikoz monitörünü tanıttı. Kawamoto'nun 2016'da öne çıkardığı bu yenilikler, özellikle tıbbi uygulamalar için tasarlanmış giyilebilir cihazların gelişen yelpazesinin altını çizdi. 2018'e kadar olan dönemde, çeşitli tıbbi ihtiyaçları karşılamak üzere tasarlanan çeşitli giyilebilir cihazların geliştirilmesinde ve benimsenmesinde önemli bir büyüme yaşandı. Şekil 3.12'de bazı tıbbi giyilebilir teknolojilerin bir örneği verilmektedir.



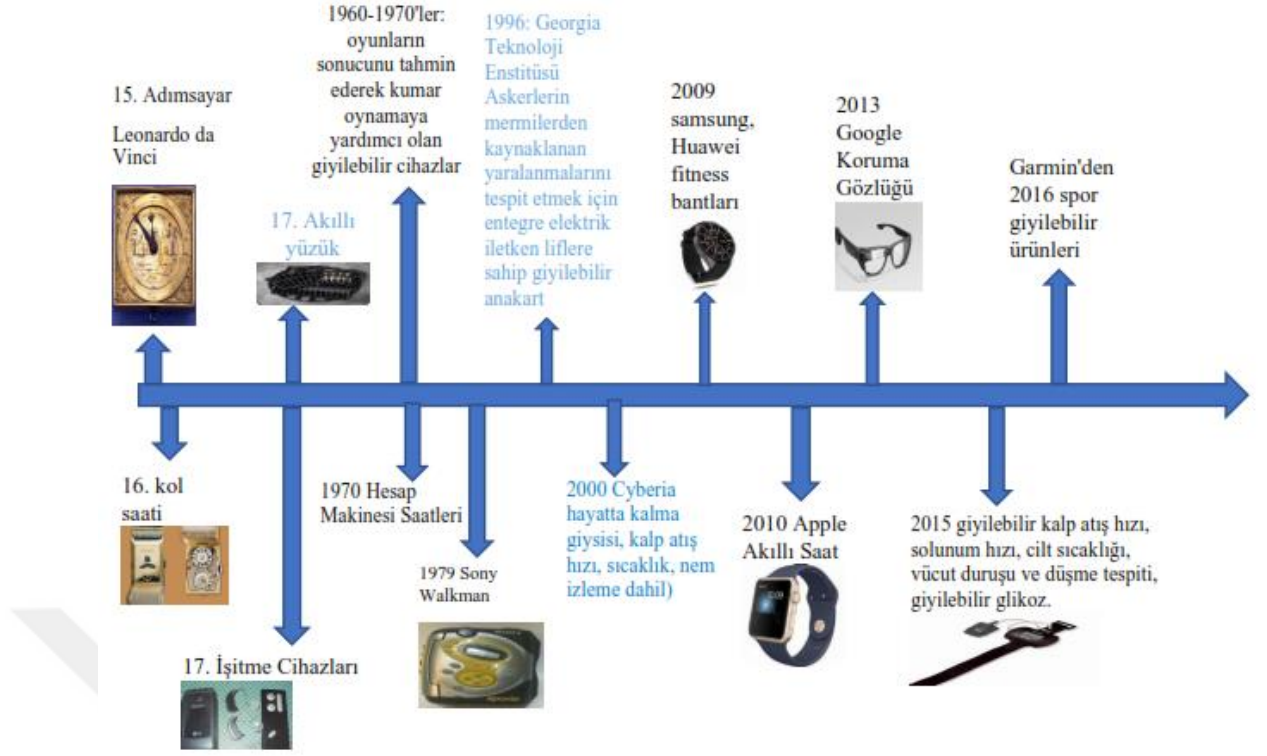
Şekil 3.12. İnsan vücudunun farklı bölgelerine yönelik giyilebilir cihaz(Energy Solutions for Wearable Sensors, 2021)

Garmin®, 2016 yılında Vandrico Solutions Inc. tarafından aynı yıl, Vivo aktif yüzme takip cihazı, Approach X40 golf bandı ve Edge 520 bisiklet bandının örneklerini oluşturduğu kapsamlı bir spor giyilebilir ürün yelpazesini piyasaya sürdü. Garmin'in portföyündeki bu stratejik çeşitlilik, belirli atletik disiplinlere yönelikti ve çeşitli spor tutkunları için özel çözümler sunma konusundaki kararlılığı ortaya koyuyordu. Garmin'in girişiminin ardından Moov ve Jawbone'un da aralarında bulunduğu birçok şirket bu trendi benimseyerek yenilikçi spor giyilebilir ürünlerle pazarı daha da zenginleştirdi. Bu toplu endüstri değişimi, spor ve fitness için giyilebilir teknolojiler alanında uzmanlaşmış uygulamaları da beraberinde artırmıştır. Şekil 3.13 Garmin spor saatinin bir örneği görülmektedir.



**Şekil 3.13.** Garmin yüzme takibi (Garmin, 2019)

Mengjie Zhang ve arkadaşları (2020) giyilebilir teknolojilerle ilgili olarak kapsamlı bir çalışma yaparak bu teknolojide kullanılan bileşenleri etraflıca izah etmişlerdir. Giyilebilir cihazlardaki sensörler, Bluetooth, Zigbee ve 3G / 4G / 5G dahil iletişim protokolleri, bulut bilişimi, veri füzyon algoritmaları hususunda bilgi paylaşmışlardır. Şekil 3.14 de giyilebilir teknolojinin tarihsel gelişimi verilmiştir.



Şekil 3.14. Giyilebilir teknolojinin tarihsel gelişimi

#### 4. MATERYAL VE YÖNTEM

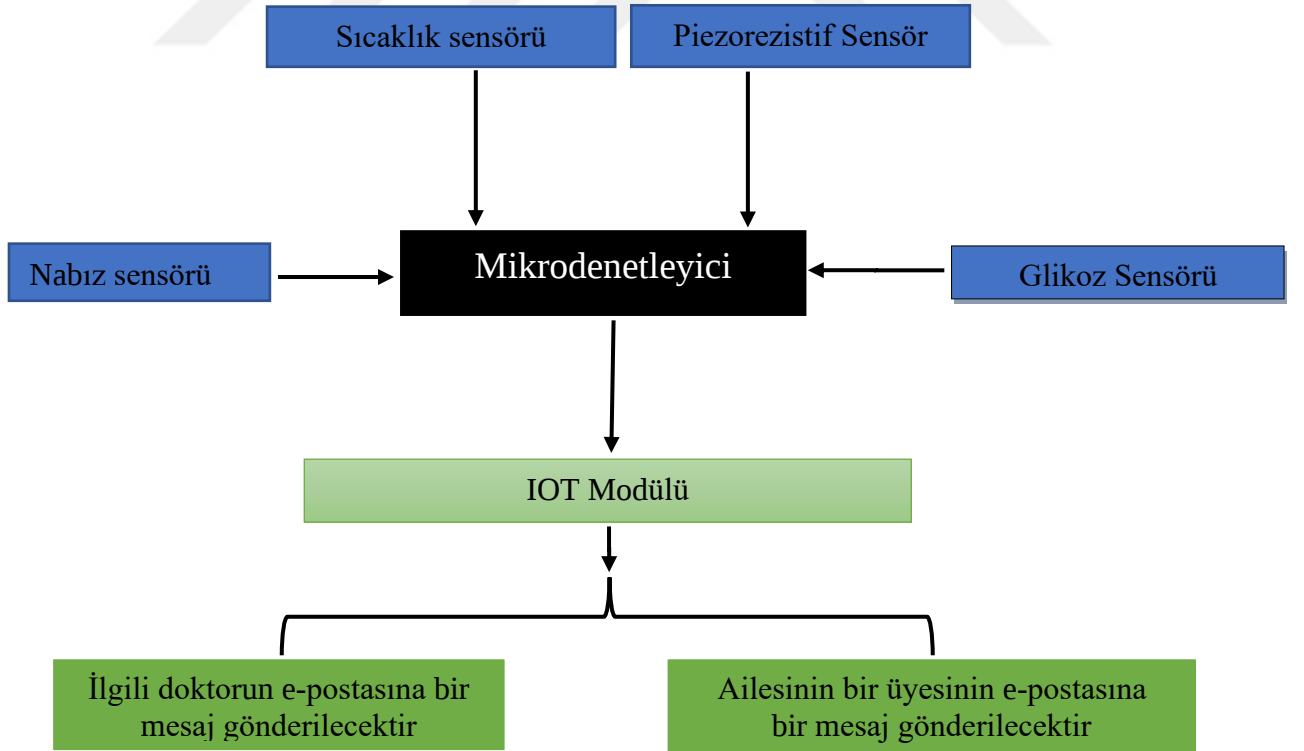
Bu bölüm, hamile kadınları izlemeye yönelik akıllı giyilebilir kemeri geliştirmek için yapılan tez çalışmasında kullanılan bileşenleri, tasarım süreçlerini, metodolojileri ve teknikleri açıklamaktadır. Tasarlanan sisteminin özü üç önemli bileşeni kapsamaktadır:

**Veri Toplama ve İşleme Birimi:** Sistemin çekirdeğini oluşturan bu birim, rahim kasılmaları, vücut ısısı, kalp atış hızı ve kan şekeri düzeyleriyle ilgili önemli verilerin algılanıp işlenmesinden sorumludur.

**Verilerin iletilmesi:** Sistemin ayrılmaz bir parçası olan bu bileşen, işlenen verilerin anlaşılır bir formatta sunulmasına odaklanarak hem sağlık hizmeti sağlayıcıları hem de hamile kadınlar için erişilebilirlik ve yorum kolaylığı sağlamaya odaklanmaktadır.

**Verilerin İzlenmesi:** İzleme mekanizması, hamile kadının konumunun belirlenip istenen hedefe iletilmesi ve genel izleme yeteneklerini geliştirmek için tasarlanmıştır.

Şekil 4.1'de sistemde gerçekleşen işlemlerin blok şeması görülmektedir.



Şekil 4.1. Gerçekleştirilen sistemin blok diyagramı

Gerçekleştirilen sistem aşağıdaki görevleri yerine getirmektedir:

- Anne karnından rahim kasılmalarının tespiti.
- Vücut sıcaklığının, kalp atış hızının ve kan şekeri seviyelerinin izlenmesi.
- Mantıksal işlemler için çeşitli verilerin mikrodenetleyiciye iletilmesi.
- Mikrodenetleyici tarafından işlenen verilerin Supabase bulut hesabına gönderilmesi.
- Mobil uygulama aracılığıyla rahim kasılma sinyalleri, vücut sıcaklığı, kalp atışı ve glikoz düzeylerine ilişkin görsel oluşturma.

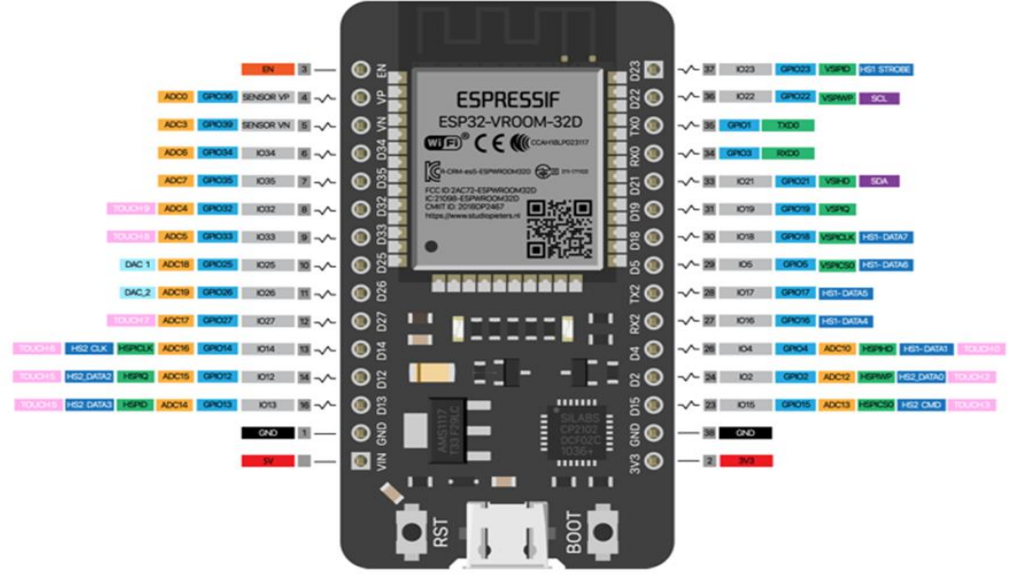
İlk aşamada gerçekleştirilen sistemde kullanılan donanımsal bileşenler izah edilecektir. Daha sonrasında veri toplama, veri iletimi ve verilerin izlenmesi aşamaları ayrı ayrı izah edilecektir.

#### **4.1 Sistemde Kullanılan Donanımsal Bileşenler**

Bu projede kullanılan ana bileşenler; ESP32 mikrodenetleyici (IOT modülü), LM35 sıcaklık sensörü, piezo dirençli sensör FRS406, SEN-11574 kalp atış hızı (nabız) sensörü, transistör çıkışlı TCRT 5000 optik sensör, dirençler ve aktarma kablolarıdır.

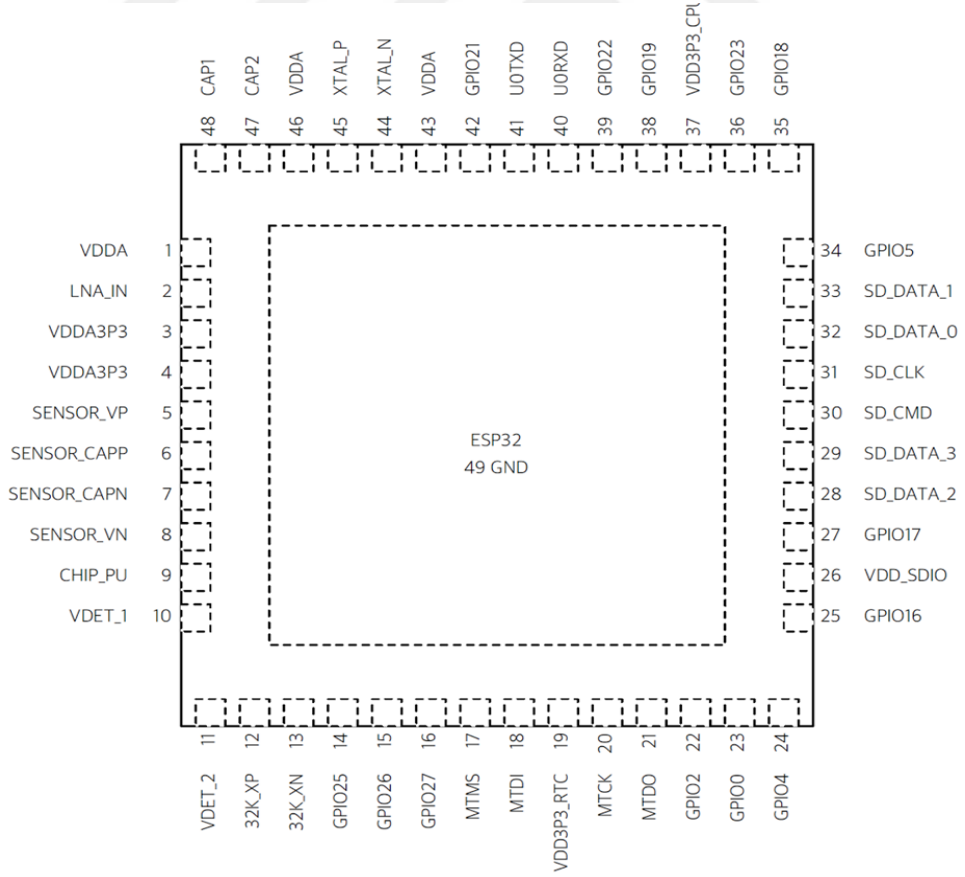
##### **4.1.1 ESP32 mikrodenetleyici**

ESP32 Şangay merkezli bir Çinli şirket olan Espressif Systems tarafından geliştirildi ve TSMC tarafından 40 nm prosesi kullanılarak üretildi. ESP8266 mikrodenetleyicisinin devamı niteliğindedir. ESP32 entegresi Wi-Fi ve çift modlu Bluetooth'a sahip çip mikrodenetleyicileri üzerinde düşük maliyetli, düşük güçlü bir sistem serisidir. ESP32 serisi, hem çift çekirdekli hem de tek çekirdekli varyasyonlarda bir Tensilica Xtensa LX6 mikroişlemciyi, Xtensa LX7 çift çekirdekli mikroişlemciyi veya tek çekirdekli bir RISC-V mikroişlemciyi kullanmakta ve yerleşik anten anahtarları, RF filtre ve güç amplifikatörlerini içermektedir. Şekil 4.2'de ESP32 mikrodenetleyicisinin genel bir görünümü verilmektedir.



Şekil 4.2. ESP32 mikrodnetleyici (Espressif Systems, 2023)

Şekil 4.3’de, ESP32 mikrodnetleyicisinin pin düzeninin ayrıntılı gösterimi verilmiştir.



Şekil 4.3. ESP32'nin Pin gösterimi (Espressif Systems, 2023)

Tablo 4.1’de ESP32 modülünün teknik özellikleri gösterilmiştir.

Tablo 4.1. ESP32 Modülü Özellikleri ve Teknik Özellikleri (Espressif Systems, 2023)

| No | Parametre adı             | Parametre değeri                           |
|----|---------------------------|--------------------------------------------|
| 1  | Maksimum Çalışma Frekansı | 240MHz                                     |
| 2  | Mikroişlemci              | Tensilica Xtensa LX6                       |
| 3  | Çalışma gerilimi          | 3.3V                                       |
| 4  | DAC Pinleri               | 8 bit, 2 Kanal                             |
| 5  | Analog Giriş Pinleri      | 12 bit, 18 kanal                           |
| 6  | G/Ç Pinlerinde DC Akımı   | 40 mA                                      |
| 7  | Dijital G/Ç Pinleri       | 39 (34 normal GPIO pinidir)                |
| 8  | 3.3V Pinde DC Akımı       | 50 mA                                      |
| 9  | İletişim                  | SPI(4), I2C(2), I2S(2), CAN, UART(3)       |
| 10 | SRAM                      | 520 KB                                     |
| 11 | Bluetooth                 | V4.2 – BLE ve Klasik Bluetooth'u destekler |
| 12 | Wi-Fi                     | 802.11 b/g/n                               |

#### 4.1.2 LM 35 sıcaklık sensörü

LM35 serisi, santigrat sıcaklığa orantılı bir çıkış voltajına sahip hassas entegre devre sıcaklık cihazlarıdır. -55 ° C ila 150 ° C arasındaki herhangi bir yerde sıcaklığı ölçmek için kullanılabilir. ADC işlevine sahip herhangi bir Mikrodenetleyici veya Arduino gibi herhangi bir geliştirme platformu ile kolayca bağlanabilir. Sıcaklığı Şekil 4.4’de gösterildiği gibi voltaj şeklinde ölçeriz.



- Drenaj akımı  $60\mu A$ 'den az
- Düşük maliyetli sıcaklık sensörü
- Küçük ve dolayısıyla uzak uygulamalar için uygun
- TO-92, TO-220, TO-CAN ve SOIC paketlerinde mevcuttur

#### 4.1.3 Nabız sensörü

Kalp atış hızı verilerini algılamak için kullanılan tak ve çalıştır sensörü, nabız sensörü olarak bilinir. Bu sensör sporcular, öğrenciler, mobil ve oyun geliştiricileri vb. tarafından sıklıkla kullanılmaktadır. Bu sensör, jumper kabloları aracılığıyla bir Arduino kartına bağlanarak bir kulak memesi veya parmak ucunda klipslenir. Gerçek zamanlı olarak, nabız hızı açık kaynaklı bir izleme uygulaması aracılığıyla izlenebilmektedir. Şekil 4.6'da nabız sensörü görülmektedir.



Şekil 4.6. Nabız sensörünün Pin konfigürasyonu (WatElectronics, 2021)

Bu kalp atış hızı sensörünün çalışma prensibi çok basittir. Kalp atışı hızı ardışık iki kalp atışı arasındaki zaman oranıdır. Benzer şekilde, insan kanı insan vücudunda dolaştığında bu kan kılcıl dokularda sıkılır. Sonuç olarak, kılcıl dokuların hacmi artar ancak her kalp atışından sonra bu hacim azalır. Kılcıl dokuların hacmindeki bu değişiklik her kalp atışından sonra ışığı ileten kalp atış hızı nabız sensörünün LED ışığında değişime sebep olur. Işıktaki bu değişim çok küçüktür ancak bu herhangi bir kontrolörü bu darbe sensörüne bağlayarak ölçülebilir. Parmak bu nabız sensörünün önüne yerleştirildiğinde, LED ışığının yansımaları kılcıl damarların içindeki kan değişiminin hacmine bağlı olarak değiştirilir. Kalp atışı sırasında kılcıl damarlardaki

kan hacminin yüksek olacağı ve her kalp atışından sonra düşük olacağı anlamına gelir. Böylece, bu ses seviyesini değiştirerek LED ışığı değiştirilir. LED ışığındaki bu değişiklik, parmağın kalp atış hızını ölçer. Tablo 4.2’de SEN-11574 sensörünün bazı önemli özellikleri gösterilmektedir.

**Tablo 4.2.** SEN-11574 sensörünün özellikleri (WatElectronics, 2021).

|                     |               |
|---------------------|---------------|
| Çalışma Sıcaklığı   | -40°C - +80°C |
| Giriş Voltajı (VCC) | 3V - 5.5V     |
| Çıkış Voltajı       | 0.3V - VCC    |
| Besleme Akımı       | 3mA - 4mA     |
| Boyutlar (U x G)    | 15.8mm        |

#### 4.1.4 Piezorezistif sensör FSR406

FSR406 tek bölgeyi kuvvet algılama direnci TM ailesinin bir parçasıdır. kuvvet algılama dirençleri veya FSR'ler, sensörün yüzeyine uygulanan kuvvet artışı ile dirençte bir azalma sergileyen sağlam polimer kalın film (PTF) cihazlarıdır. Bu kuvvet hassasiyeti, otomotiv elektroniği, tıbbi sistemler gibi elektronik cihazların insan dokunuşuyla kontrolünde ve endüstriyel ve robotik uygulamalarda kullanılmak üzere optimize edilmiştir. FSR406 çok hassastır ve sinyali algılamak için bir amplifikatör gerektirir. Bu özellik onu uterus kasılmalarının tespiti için en ideal sensör yapar. Şekil 4.7’de FSR406 Piezorezistif sensörü görülmektedir..



**Şekil 4.7.** FSR406 Piezorezistif sensör (Interlink Electronics, 2021)

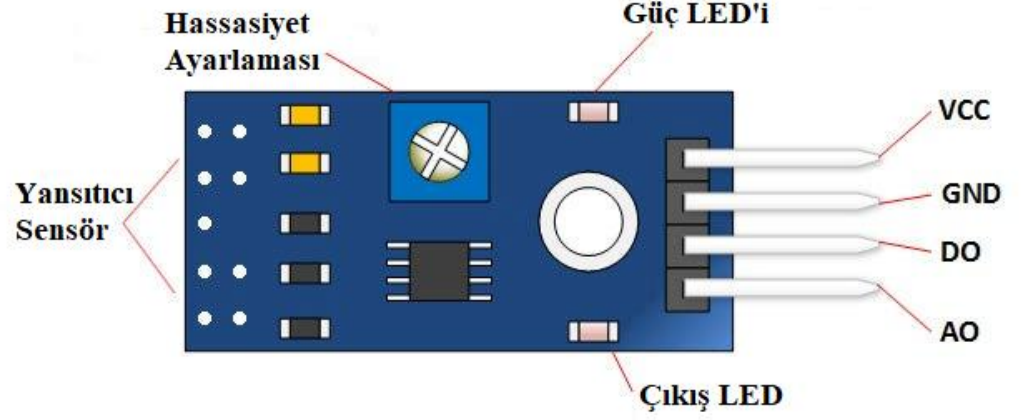
Piezorezistif basınç sensörünün temel prensibi, gerildiğinde direncini değiştiren iletken bir malzemeden yapılmış bir gerinim ölçer kullanmasıdır. Gerinim ölçer, sensör elemanı deforme olduğunda dirençteki bir değişikliği tanıyan bir diyaframa takılabilir. Dirençteki değişim bir çıkış sinyaline dönüştürülmektedir. Bir iletkenin direncindeki değişime sebep olan üç ayrı etki vardır, bunlar:

- Bir iletkenin direnci uzunluğu ile orantılıdır, bu nedenle gerilme direnci artırır.
- İletken gerildikçe kesit alanı azalır ve bu da direnci artırır.
- Bazı malzemelerin doğal direnci, gerildiğinde artar.

Bunlardan sonuncusu piezorezistif etki malzemeler arasında büyük farklılıklar gösterir.

#### **4.1.5 TCRT5000 sensörü**

TCRT5000 Kızılötesi sensör, bir IR vericisi (Tx) ve bir IR alıcısı (Rx) içerir; verici ve alıcı bileşenleri sırasıyla bir Fotodiyot ve bir Fototransistördür. IR Tx ünitesine voltaj uygulanması üzerine IR sinyalleri yayar. Bu sinyaller bir nesneyle karşılaşıldığında IR Rx tarafından alınır. Vericinin çalışması, baz terminalinin ışıkla etkinleştirilmesi farkıyla, bir transistörünkine benzer. Şekil 4.8 tez çalışmasında kullanılan TCRT5000'i göstermektedir. Tablo 4.3'de TCRT5000 sensörünün giriş ve çıkış test durumunun açıklaması verilmektedir.



Şekil 4.8. TCRT5000 sensörü (Autodesk Instructable, 2023)

Tablo 4.3. TCRT5000'in giriş ve çıkış sinyali test koşulları (Vishay Telefunken, 2000)

| Giriş (Verici)             |                                |           |              |            |
|----------------------------|--------------------------------|-----------|--------------|------------|
| Parametre                  | Test Durumu                    | Sembol    | Değer        | Birim      |
| Ters gerilim               |                                | $V_R$     | 5            | V          |
| İleri akım                 |                                | $I_F$     | 60           | mA         |
| İleri dalgalanma akımı     | $t_p \leq 10 \mu A$            | $I_{FSM}$ | 3            | A          |
| Güç dağılımı               | $T_{amb} \leq 25^\circ C$      | $P_V$     | 100          | mW         |
| Birleşme sıcaklığı         |                                | $T_i$     | 100          | $^\circ C$ |
| Çıkış (Dedektör)           |                                |           |              |            |
| Parametre                  | Test Durumu                    | Sembol    | Değer        | Birim      |
| Kollektör emitör gerilimi  |                                | $V_{CEO}$ | 70           | V          |
| Verici kollektör gerilimi  |                                | $V_{ECO}$ | 5            | V          |
| Kollektör akımı            |                                | $I_C$     | 100          | ma         |
| Güç dağılımı               | $T_{amb} \leq 55^\circ C$      | $P_V$     | 100          | mW         |
| Birleşme sıcaklığı         |                                | $T_i$     | 100          | $^\circ C$ |
| Sensör                     |                                |           |              |            |
| Parametre                  | Test Durumu                    | Sembol    | Değer        | Birim      |
| Toplam güç dağılımı        | $T_{amb} \leq 25^\circ C$      | $P_{tot}$ | 200          | mW         |
| Çalışma sıcaklığı aralığı  |                                | $T_{amb}$ | -25 ila +85  | $^\circ C$ |
| Depolama sıcaklığı aralığı |                                | $T_{stg}$ | -25 ila +100 | $^\circ C$ |
| Lehimleme sıcaklığı        | kasadan 2 mm,<br>$t \leq 10$ s | $T_{sd}$  | 260          | $^\circ C$ |

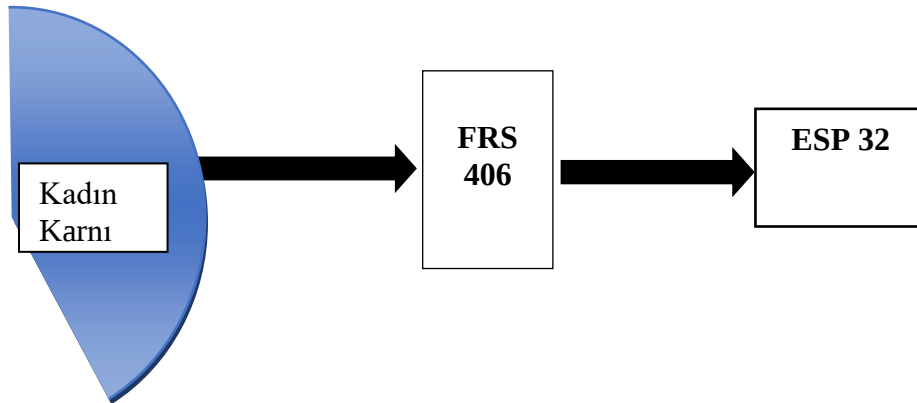
Tezin bu bölümünde sistemin ana bileşenlerini oluşturan; sensörlerden veri toplama ve verilerin işlenmesi, sensör verilerinin iletimi ve sensör verilerinin izlemenin nasıl gerçekleştirildiği anlatılmaktadır.

## 4.2 Sensörlerden Veri Toplama ve Verilerin İşlenmesi

Bu tez çalışmasında, çeşitli fizyolojik parametreleri kapsayan veri setleri elde edilmiştir. Bu veri kümeleri, FSR406 piezo dirençli sensör aracılığıyla ölçülen rahim kasılmaları, LM35 sensörü aracılığıyla izlenen vücut sıcaklığı, SEN-11574 sensörü tarafından tespit edilen kalp atış hızı ve TCRT5000 sensörü aracılığıyla elde edilen glikoz seviyeleridir.

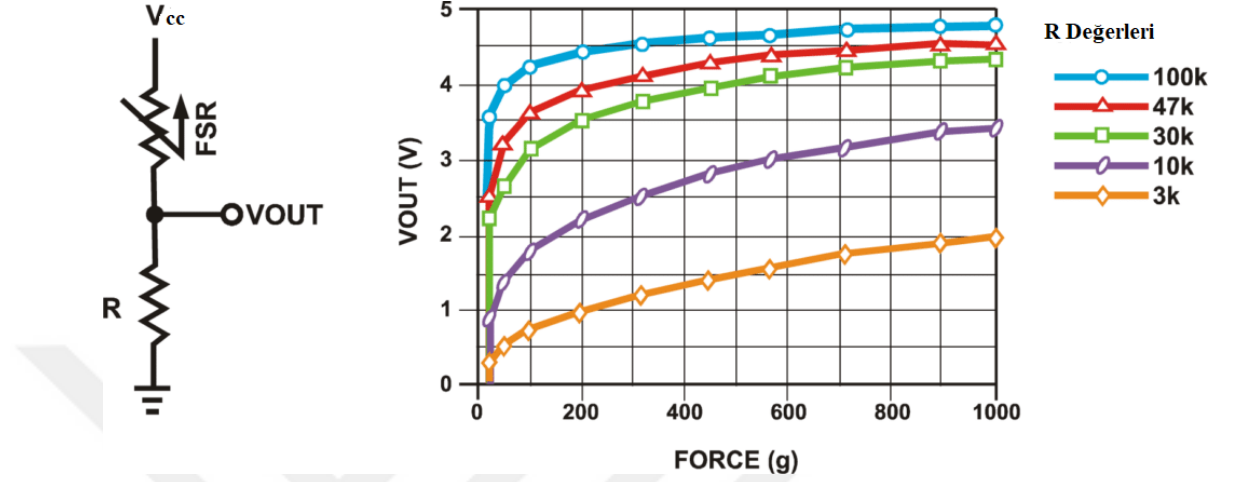
### 4.2.1 Piezo dirençli FSR406 sensörü ile veri toplama

İlk veri seti, annenin karnına yerleştirilen piezo dirençli bir sensör aracılığıyla elde edilir. Bu sensör, doğum öncesi ve sırasında uterus kasılmalarını izlemek için tasarlanmış bir cihaz olan tokodinamometre görevi görür. Bir kemer kullanılarak uterusun fundus bölgesine yerleştirilen bir basınç transdüserinin kasılma süresini ve aralıklarını bir monitör veya grafik üzerine kaydetmesini içerir. Uygulamamızda basınç dönüştürücünün işlevini taklit etmek için piezo dirençli bir sensör, özellikle FSR406 modeli kullanılmıştır. FSR sensörü, mikrodenetleyiciden 5V ile çalıştırıldığında rahim kasılmalarını algılar ve bunları elektrik sinyallerine dönüştürür. Düşük basınca karşı oldukça hassas olan ve sinyal koşullandırma gerektirmeyen FSR sensörü ham haliyle kullanılır. Şekil 4.9 annenin karnı ile FSR 406 sensörü arasındaki etkileşimi ve ESP32 mikrokontrolörüne sinyal aktarımını göstermektedir.



Şekil 4.9. FRS406 sinyal toplama

FSR406 sensörünün “Interlink Electronics” üretiminin veri sayfasına göre, Şekil 4.10’da voltaj bölücü devre ve dirençlerin direncinin çeşitli değerlerine ilişkin çıkış voltajı ve kuvveti grafiği gösterilmiştir.



Şekil 4.10. Gerilim bölümü için doğru direncin seçilmesi (Interlink Electronics, 2023)

$V_{OUT} = \frac{V_{CC} \times R}{R + FSR}$  burada  $V_{CC} = 5\text{ V}$ ,  $V_{out}$  üzerine bir kuvvet uygulandığında FSR406 sensörünün çıkış voltajıdır.

Şekil 4.10'a göre  $R = 10\text{ K}\Omega$  seçildiğinde FSR406 sensörü optimum performansında çalışır. Amacımız FSR406 sensörünün optimum şekilde çalışması olduğundan gerçekleştirilen sistem tasarımında  $R = 10\text{ K}\Omega$  kullanılmıştır.

FSR406 sensörünün çıkış direncini bulmak için bu formülü yeniden yazabiliriz. Eşitlik 4.2 FSR406 sensörünün çıkış voltajı eşitlik 4.3 de ise sensörün çıkış (ayarlanabilen) direnç ifadeleri verilmiştir.

$$V_{out} = \frac{V_{CC} \times R}{R + FSR} \quad (4.2)$$

$$V_{out} (R + FSR) = V_{CC} \times R$$

$$R + FSR = \frac{V_{CC} \times R}{V_{out}}$$

$$FSR = \frac{V_{CC} \times R}{V_{out}} - R$$

$$FSR = \frac{(V_{CC} \times R) - (R \times V_{out})}{V_{out}} \quad \text{dolayısıyla} \quad FSR = \frac{(V_{CC} - V_{out}) R}{V_{out}} \quad (4.3)$$

- Şimdi bu formüle bakıldığında iki bilinmeyen vardır. Bunlar FSR direncinin ve  $V_{out}$  çıkış voltajının değerleridir.
- FSR406 sensörünün yüzeyine bir kuvvet uygulandığında analog bir sinyal üretecektir.
- Analog sinyalin doğru değerini üretecek bir C++ kodu yazılmıştır. Bunun için C++ kütüphanesinin Map fonksiyonu kullanılmıştır.

Örneğin FSR406 sensörünün çıkış değerini saklayacak değişken olarak `fsr_Reading`'i ele alalım. Sensöre bir kuvvet uygulandığında sensör bir değer üretir ve bu değer oluşturulan “fsrReading” değişkeninde saklanır. Böylece, C++ Map fonksiyon kütüphanesini kullanmak, “fsrReading”de saklanan değeri karşılık gelen voltaj değerine dönüştürmeye olanak sağlayacaktır.

Örneğin: `fsrVoltage = map(fsReading, 0, 4095, 0, 5000);`

Kullanılan ESP32'nin analog okuması 0 ila 4095 arasında değişmektedir, dolayısıyla sensörün çıkış değeri olan `fsr_Reading` 0 ila 4095 arasında verilmektedir. Sağlanan voltaj 5 Volt yani 5000mV olduğundan Map fonksiyonu karşılık gelen voltajı bu değere dönüştürecektir.

**Not 1:** ESP32 12 bitlik bir cihazdır ancak analogdan dijitale dönüşümünde

$(2^{12} - 1) = 4095$ 'i kullanılmıştır.

Map fonksiyonunun yardımıyla çıkış voltajının değeri elde edilir.

$(V_{out} = \text{fsrVoltage})$

Şimdi  $V_{out}$  değeriyle devam edip aşağıdaki eşitlik 4.3 ile verilen FSR406 sensörünün direnç değeri hesaplanır.

Ayrıca eşitlik 4.2 değeri ile, eşitlik 4.4 ile verilen iletkenlik değerini hesaplayabiliriz:

$$\text{fsrConductance} = \frac{1}{\text{FSR}} \quad (4.4)$$

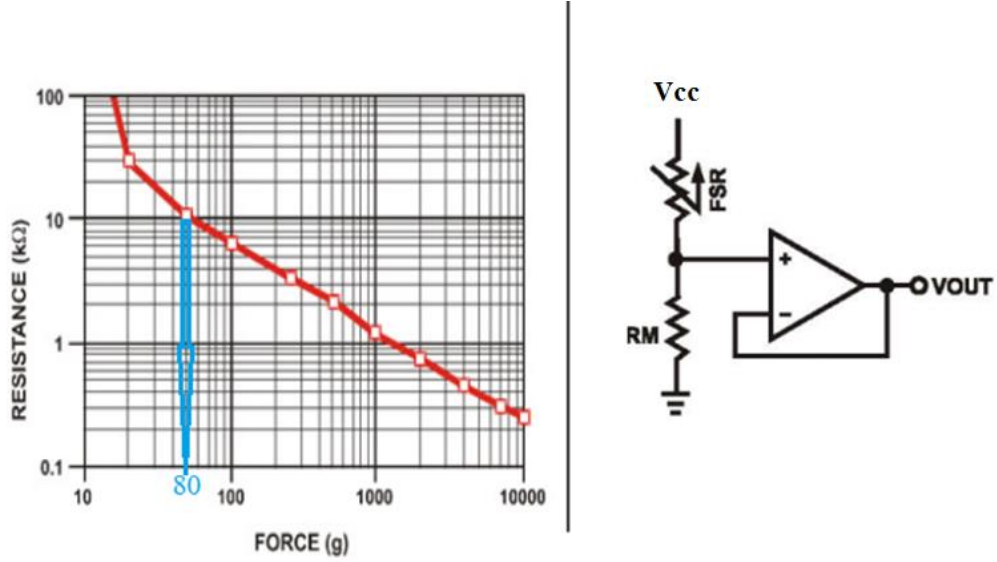
Bu aşamada FSR406 sensörünün üreticisinin vermiş olduğu kalibrasyon rakamları yardımıyla FSR406 sensörünün kuvveti doğru olarak hesaplanır.

İletkenlik ve direnç ters ilişkili olduğu bilinmektedir.

İletkenlik 1000'den küçük veya eşitse, iletkenliği hesaplamak için eşitlik 4.5'i kullanacağız:

$$fsrForce = \frac{fsrConductance}{80} \quad (4.5)$$

80'in seçilmesinin sebebi 80'in FSR406 sensör üreticisinin verdiği ikinci kalibrasyon rakamının dönüm noktası olmasıdır. Şekil 4.11 direnç-kuvvet kalibrasyon grafiğini göstermektedir.



Şekil 4.11. Direnç-Kuvvet grafiğinin kalibrasyonu

Yukarıdaki iletimden farklı herhangi bir şey için FSR'nin kuvvetini hesaplamak için aşağıdaki eşitlik 4.6'yı kullanılır

$$fsrForce = \frac{fsrConductance - 1000}{30} \quad (4.6)$$

Neden 30? Çünkü seçilen dirençlerin tüm dirençleri için 30, yukarıdaki şekil 4.10'daki ilk kalibrasyon grafiğindeki dönüm noktasıdır.

**Not 2:** Kuvveti hesaplamak için kullanılan iki formülde referans değeri olarak 1000 değeri kullanılmıştır. Çünkü sensörün üreticisi manualde: "Özellikler 1000 gramda alınan ölçümlerden türetilmiştir ve aksi belirtilmedikçe tek standart sapma / ortalama olarak verilmiştir." Şeklinde belirtmiştir.

Artık FSR 406 sensörüne uygulanan kuvvetin değeri hesaplanır ve aşağıdaki eşitlik 4.7 yardımıyla basıncı (P) buluruz:

$$\text{Fiziksel Basıncı (Pa)} = \frac{\text{kuvvet}}{\text{Alan}} \quad (4.7)$$

Tez çalışmasında kullanılan FSR406 versiyonunun boyutu 43,69 x 43,69 mm'dir ancak aktif alan 39,6 mm X 39,6 mm'dir ve bu da bize  $A = 0,00156816 \text{ m}^2$ 'lik bir alan verir.

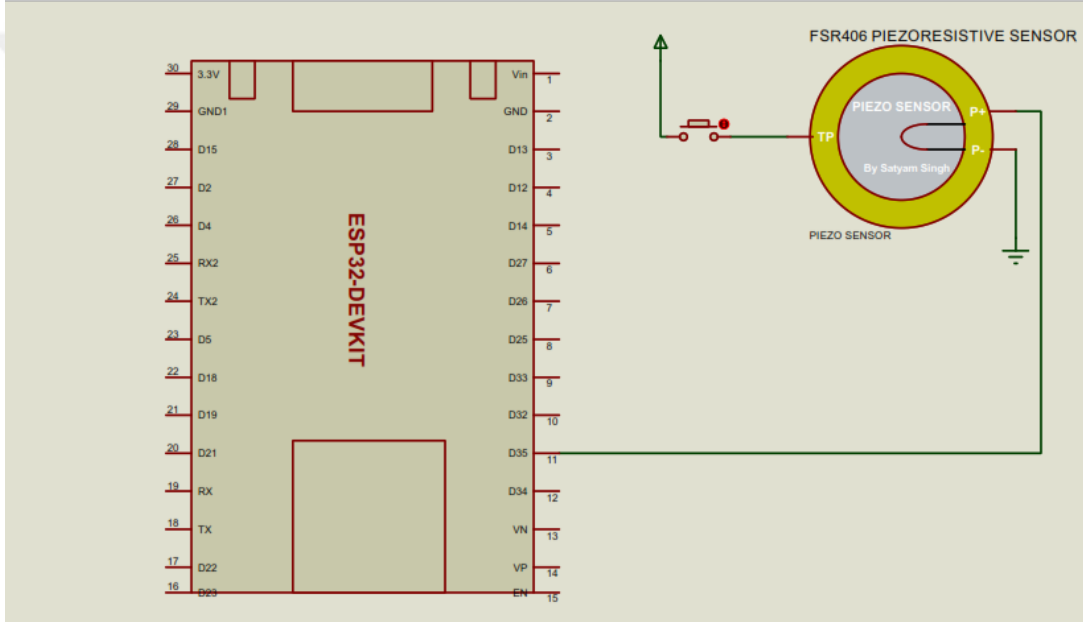
Basınç değerini aldıktan sonra Milimetre civa formülüne ifade etmemiz gerekir.

1 mmHg = 133,322 paskal (Pa)

Bu nedenle mmHg cinsinden kasılmamız eşitlik 4.8 ile verilir:

$$\text{Bu nedenle daralmamız (mmHg)} = \frac{\text{Basınç (Pa)} \times 1 \text{ mmHg}}{133.322 \text{ (Pa)}} \quad (4.8)$$

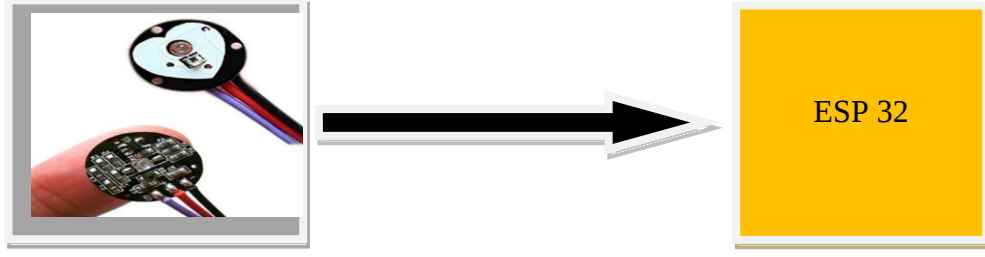
Şekil 4.12 proteus simülasyon yazılımında FSR406'nın ESP32 ile bağlantısını göstermektedir.



Şekil 4.12. FSR406'nın ESP32 ile bağlantısı

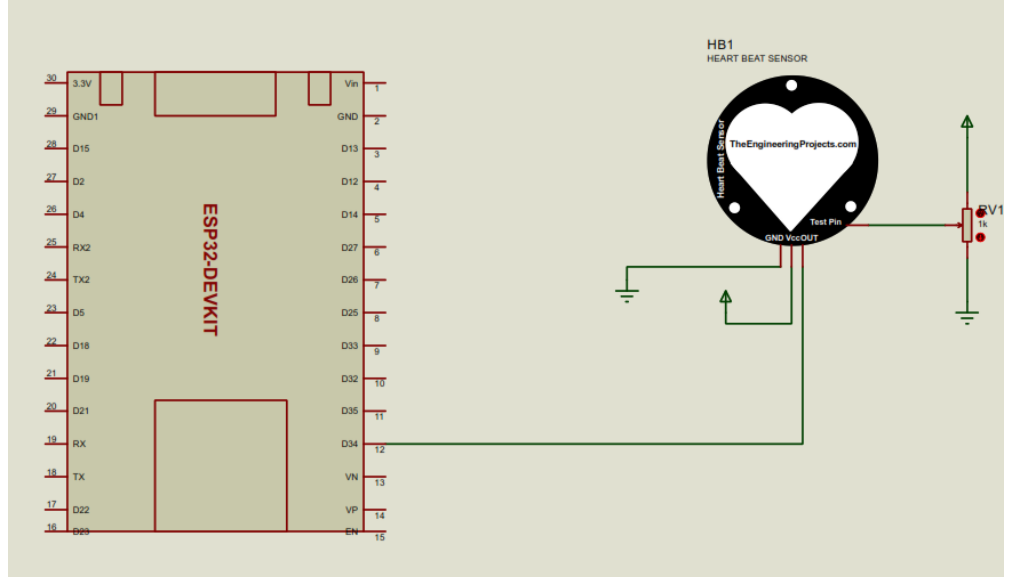
#### 4.2.2 SEN-11574 nabız sensörü ile veri toplama

İkinci veri kümesi, kalp atışı sensörü (SEN-11574) kullanılarak kaydedilen, dakikadaki kalp atışı sayısıdır. Bu sensör kulak memesine veya parmak ucuna kolayca takılır ve ESP32'den gelen 3,3 V veya 5 V güç kaynağına veya pile bağlanır. Tasarımda kalp atışı sensörü hamile kadının parmağına bağlanmaktadır. Darbe sensörü modülü  $V_{CC}$ , toprak ve çıkış sinyali olmak üzere üç terminalden oluşur. ESP32 ile arayüz oluşturmak için nabız sensörü modülünün çıkış pini ESP32'nin GPIO 34'üne bağlanır.  $V_{CC}$ , ESP32'nin 3,3V<sub>DC</sub> çıkışına bağlanırken, Toprak ortak toprağa bağlanır. Şekil 4.13 kalp atışı sensörünün parmak ucuna ve ESP32'ye nasıl bağlandığını göstermektedir.



**Şekil 4.13.** Nabız sensörü sinyal edinimi

Nabız sensöründe kızılötesi bir LED ve parmağın veya kulak memesinin ucundaki nabızın tespit edilmesine yardımcı olan bir fototransistör bulunur. Bir darbe algılandığında IR LED'i yanıp söner. IR LED'in flaşı fototransistör tarafından algılanır ve darbe değiştiğinde direnci değişir. Normal bir yetişkinin kalp atışı dakikada 60 ila 100 arasında değişir. Dakikadaki atış sayısını (BPM) tespit etmek için öncelikle her 2 Milisaniyede bir tetiklenen bir kesinti ayarlanır. Yani ESP 32'nin nabız tespit etmek için örnekleme hızı 500 Hz'dir. Bu örnekleme hızı herhangi bir nabız hızını tespit etmek için yeterlidir. Böylece her 2 milisaniyede bir ESP32, nabız sensöründen analog voltaj çıkışını okur. Nabız sensöründen gelen analog çıkış, dahili bir ADC kanalı kullanılarak dijital değere dönüştürülür. ESP32'nin 12 bit uzunluğunda bir ADC kanalı vardır, bu nedenle sayısallaştırılmış değer 0 ila 4096 arasında değişebilir. Bu aralığın orta değeri 2048'dir. Başlangıçta ilk vuruş true olarak ayarlanır ve ikinci vuruş şu koşul oluştuğunda sayılır: Darbe sensöründen gelen analog çıkış, 2048'in karşılandığı orta noktadan daha büyüktür. Daha sonra, nabız sensöründen gelen analog çıkış orta nokta olan 2048'den büyük olduğunda ve önceki döngüde kaydedilen atımlar arasındaki sürenin 3/5'i geçtiğinde, sonraki her atım sayılır. Atım her algılandığında BPM'yi temsil eden bir değişken güncellenir. Bu değişkendeki bu değer her dakika bir diziye aktarılır ve gerçek dakikadaki atış sayısını veya kalp atış hızını temsil etmek için kullanılır. Arduino entegre geliştirme ortamı (IDE) ayrıca her vuruşta LED sönmüleme efekti sağlayan bir işlev kullanır. Şekil 4.14 proteus simülasyon yazılımı kullanılarak SEN-11574 pluse sensörünün ESP32 ile bağlantısını göstermektedir.



Şekil 4.14. ESP32'li SEN-11574 nabız sensörünün devre şeması

#### 4.2.3 LM35 sıcaklık sensörü ile veri toplama

LM35 sıcaklık sensörünün çıkış voltajı, ortam sıcaklığındaki her santigrat derece "°C" artış veya düşüşe yanıt olarak 10 mV değişir; bu, ölçek faktörünün 0,01 V/ °C olduğu anlamına gelir. Normal koşullar altında, sensör tarafından ölçülen sıcaklık, sensör üreticisi tarafından belirlenen -55 °C ile 150 °C arasındaki çalışma aralığını aşmaz veya bu aralığın altına düşmez. ADC negatif gerilimleri ölçemediği için yukarıdaki mantık tasarımında 0 °C ila 155 °C arasındaki sıcaklık aralıkları için geçerlidir. Sensörün voltaj çıkışı eşitlik 4.9 ile verilmektedir.

$$V_{out} = 10 \times 10^{-3}/^{\circ}\text{C} \times T \quad (4.9)$$

burada,  $V_{out}$  = LM35 sensörünün çıkış voltajı ve milivolt cinsindendir,  $T$  = santigrat derece cinsinden sıcaklık. Sıcaklık değeri 4.10 denklemi ile verilir :

$$\text{Dolayısıyla } T (^{\circ}\text{C}) = V_{OUT} / (10 \times 10^{-3} / ^{\circ}\text{C}) \quad (4.10)$$

Sensörün verebileceği maksimum voltaj = 1500mv'dir ve ayrıca LM35 Sensörü 10bit ADC'dir ve 1024-bittir (0-1023)

Örneğin, besleme voltajı (VCC) 5 V, yani 5000 mV ise, ESP32'nin 12 bit aralığı üzerinden sensör analog okumasına ilişkin sensörün çıkış voltajı denklem 4.11 ile verilir:

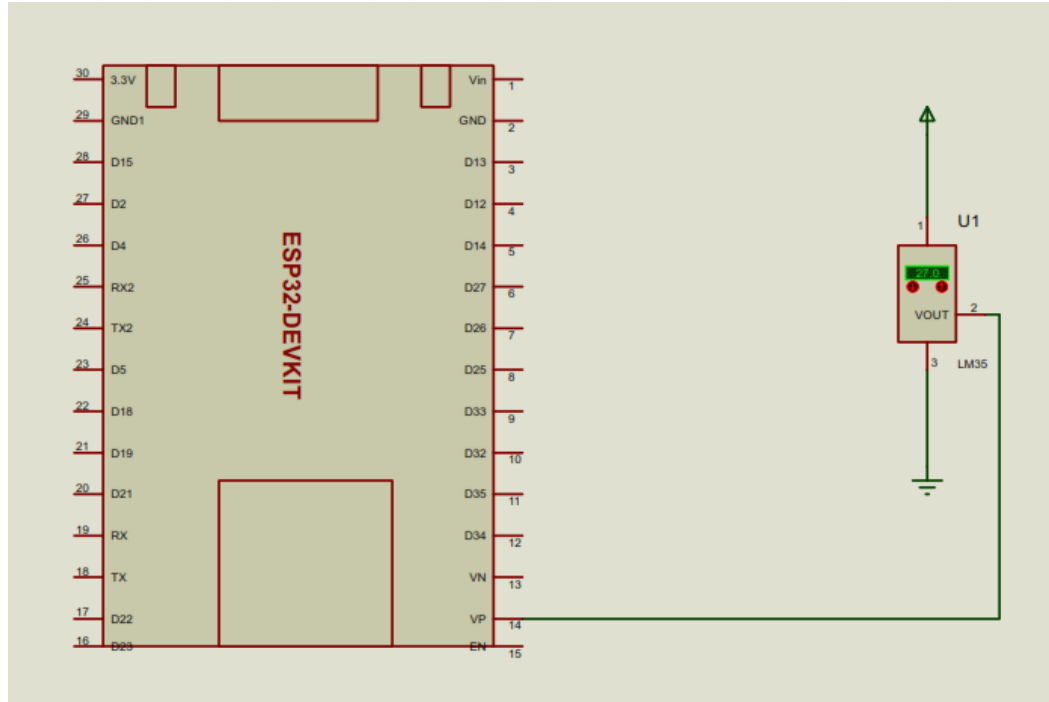
$$V_{out} = (5000/4096) \times \text{Analog Okuma} \quad (4.11)$$

Dolayısıyla, LM35 sensörünün karşılık gelen sıcaklık değerini elde etmek için, yukarıda belirtilen 4.10 eşitliğindeki Vout değerini değiştirilir. Şekil 4.15 ESP32'nin sıcaklık sensöründen veri topladığını göstermektedir.



Şekil 4.15. LM35 Sensör sinyal alımı

Şekil 4.16 Proteus yazılımı aracılığıyla LM35 ve ESP32'nin simülasyonunu göstermektedir.



Şekil 4.16. Proteus aracılığıyla ESP32 simülasyonlu LM3

#### 4.2.4 TCRT5000 sensörü ile veri toplama

Hamile kadının glikoz düzeyini hesaplamak için ESP32'li TCRT5000'i kullanılmıştır. Non-invazif glukoz takibi için tasarlanmış bir sistemin çalışma adımları aşağıda anlatılmıştır:

- Işık İletimi:

Kızılötesi ışık, TCRT5000'in kızılötesi sensörü tarafından kullanıcının parmağına doğru yayılır.

- Yansıma Spektroskopisi:

Yansıma spektroskopi sisteminin bir parçası olan TCRT5000'in fototransistörü, parmaktan yansıyan ışığı yakalar ve onu analog voltaj sinyaline dönüştürür.

- Sinyal Koşullandırma:

Bu bölümde Komal Law ve Mahesh Parihar ve Shital N.Patil'in (2015) makalelerinde geliştirdikleri formül uygulanmış, analog voltaj sinyali daha iyi işlenmesi için sinyal koşullandırmaya tabi tutulur. Bu iki ana bileşeni içerir:

- Aktif Düşük Geçişli Filtre (2,3 Hz): Yüksek frekanslı gürültüyü filtreleyerek temel glikozla ilgili sinyallerin geçmesine izin verir. Bir insanın normal nabız hızı dakikada 60 ila 180 nabız arasında değişir ve kesme frekansı eşitlik 4.12 ile verilir:

$$\text{Kesme frekansı: } K_F = \frac{1}{2 \pi \times R_4 \times C_2} \quad (4.12)$$

$\pi$ ,  $R_4$  direncinin direnci ve  $C_2$  kondansatörünün kapasitansını eşitlik 4.12'deki değerleriyle değiştirelim:

$$K_F = \frac{1}{2 \times 3.14 \times 680 \times 10^3 \times 100 \times 10^{-9}}$$

$K_F = 2,342$  dolayısıyla  $K_F$ 'miz 2,3'tür.

- Amplifikasyon (101 Kazanımı): Gelişmiş doğruluk için filtrelenen sinyalin gücünü artırır.

Bizim durumumuzda, evirmeyen bir İşlemsel Yükselteç kullanıyoruz. Evirmeyen İşlemsel Yükseltecin gerilim kazancı aşağıdaki eşitlik 4.13 ile verilir:

$$\text{Gerilim kazancı: } G_K = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{R_5 + R_4}{R_5} \quad (4.13)$$

Eşitlik 4.13'ü yeniden yazarak aşağıdaki eşitlik 4.14'ü elde edilir:

$$G_K = 1 + \frac{R_4}{R_5} \quad (4.14)$$

$R_4 = 680\text{Kohm}$  ve  $R_5 = 6,8\text{Kohm}$  ile

$$G_K = 1 + \left( \frac{680000}{6800} \right) = 1 + 100 = 101$$

- Mikrodenetleyici İşleme:

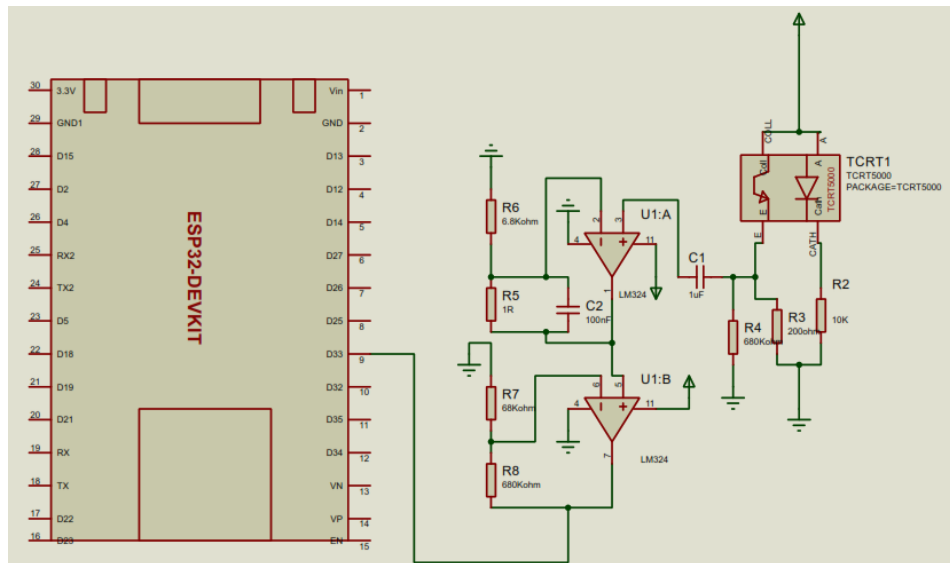
- Şartlandırılmış analog sinyal mikro denetleyiciye, özellikle ESP32'nin analog pinine yönlendirilir. Mikrodenetleyici, sinyali dijitalleştirerek daha fazla analiz için analogdan dijital forma dönüştürür.

- Regresyon analizi:

- Dijital sinyal ikinci dereceden regresyon analizine tabi tutulur. Bu istatistiksel analiz yöntemi, alınan sinyaller ile glikoz seviyeleri arasında bir ilişki kurmak için kullanılır. Analiz, glikoz değerini doğru bir şekilde tahmin etmeyi amaçlamaktadır. Regresyon analizi için formül 4.15 eşitliği ile verilmektedir:

$$Y = 24.763X + 37.626 \quad (4.15)$$

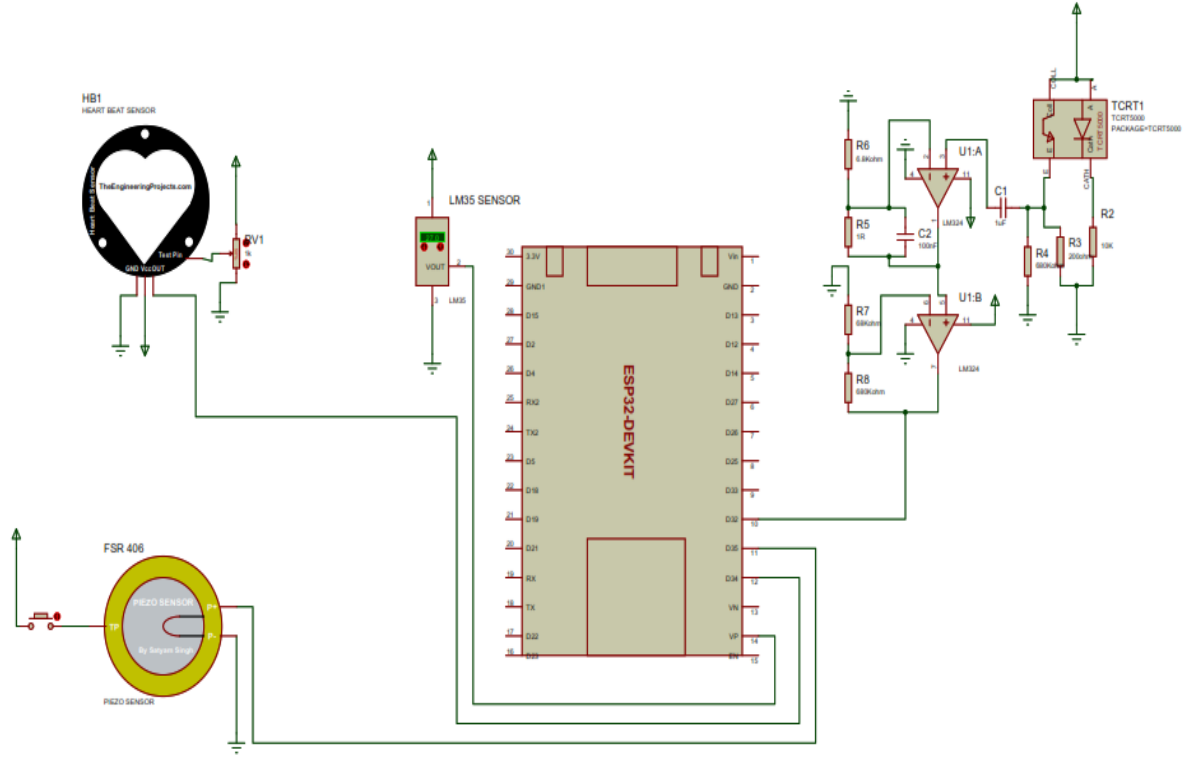
Proteus yazılımı ile yapılan simülasyon Şekil 4.17'de gösterilmektedir.



Şekil 4.17. Proteus ile ESP32 simülasyonlu TCRT5000

#### 4.2.5 Tüm sensörlerin ESP32 ile birleştirilmesi

İlk aşamada tüm sensörler ESP32 ye bağlantısı yapılarak proteus programında simülasyonları yapılmış ve donanımsal olarak birleştirilmişlerdir. Şekil 4.18 de dört sensörün ESP32 ile olan bağlantısı gösterilmektedir.

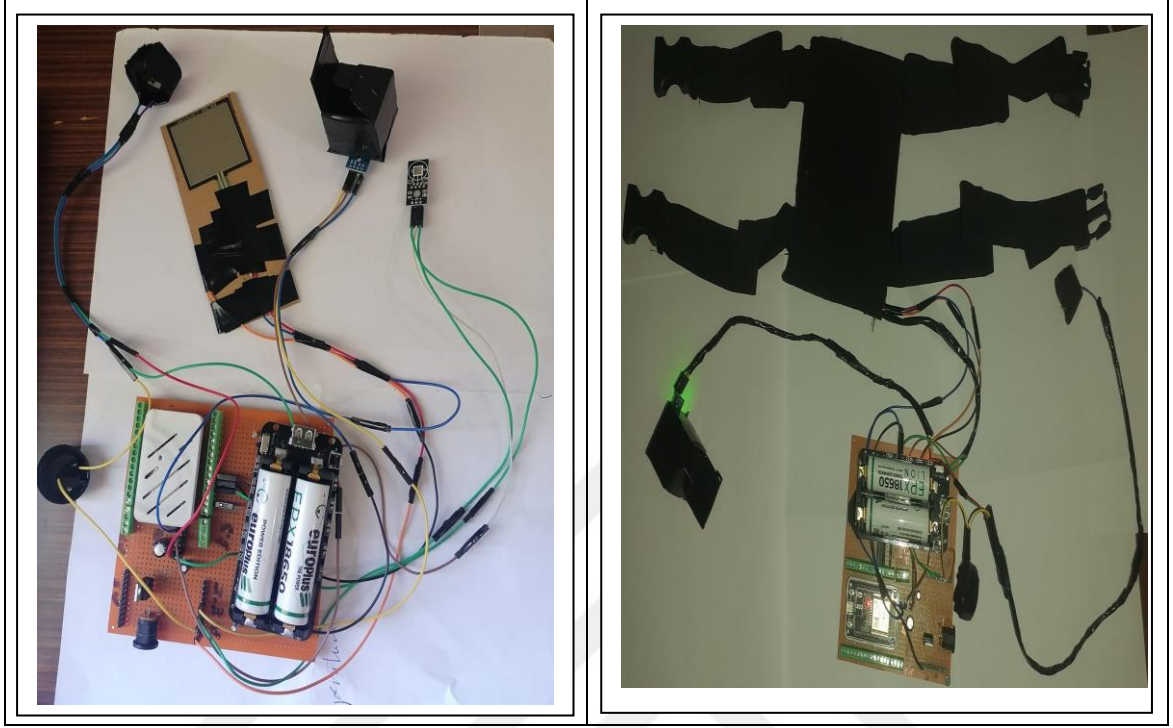


Şekil 4.18 Proteus ortamında sensörlerin ESP32 ye bağlantısı

Bu aşamada dört sensörün tümü aynı anda çalışmaktadır. FRS 406, hamile kadının karnına basınç uygulandığında rahim kasılmalarını tespit ederken, SEN-11574 sensörü dakikadaki atım sayısını algılar, LM35 sensörü vücut sıcaklığını algılar ve TCRT5000 sensörü ise sensör kutusuna parmak yerleştirildiğinde kandaki glikoz seviyesini algılar. Sensörler fiziksel sinyalleri elektrik sinyallerine dönüştürür. Bu elektrik sinyallerinin ESP32 mikrodeneleyicisi tarafından dijital verilere dönüştürülmesi gerekir. İşleme, ESP32 mikrodeneleyicisine yüklenen bir C++ algoritması kullanılarak yapılır.

Proteus yazılımının dijital dünyasında, entegre bileşenler ve bunların mekânsal bağlantıları, orijinal tasarım konseptinin pratik ve çalışan bir prototipe başarılı bir

şekilde dönüştürülmesini temsil eden ve tez çalışmasında gerçekleştirilen ürün Şekil 4.19'da gösterilmektedir.



Şekil 4.19 Gerçekleştirilen sistemin donanımsal prototipi

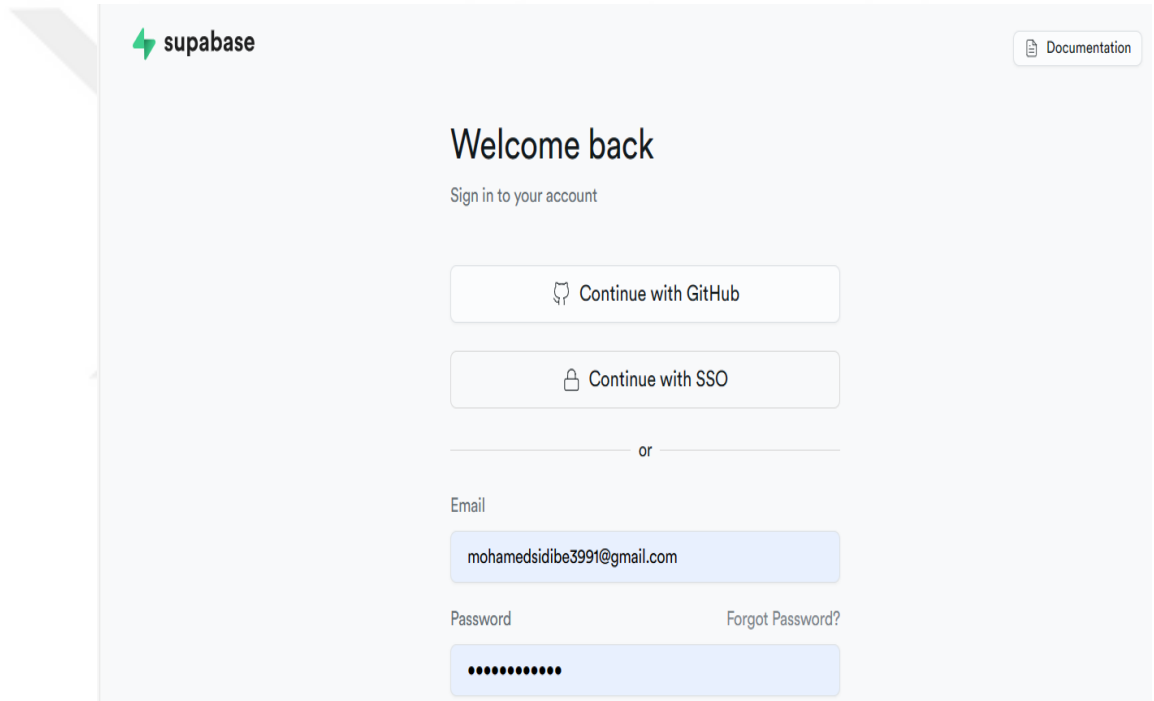
### 4.3 Sensör Verilerinin İletimi

Piezo dirençli sensörden, kalp atışı sensöründen, sıcaklık sensöründen ve glikoz seviyesi sensöründen gelen verilerin Supabase sunucusuna iletilmesi gerekir. Veri aktarımı, Supabase bulutuna erişim için Wi-Fi yönlendiricisine bağlantı sağlayan ESP32 Wi-Fi modülünün kullanılmasıyla kolaylaştırılır. Entegre TCP/IP protokol yığınınına sahip bağımsız bir çip üzerinde sistem (SOC) olarak çalışan ESP32 Wi-Fi modülü, bir Wi-Fi ağıyla arayüz oluşturur.

ESP32 modülü, bir uygulamayı barındırma veya tüm Wi-Fi ağ işlevlerini başka bir uygulama işlemcisinden boşaltma konusunda uzmandır. AT komut seti donanım yazılımı ile önceden programlanmış olan ESP32 modülü, sunucumuzun uygulama programlama arayüzü (API) ile belirtilen port numarası üzerinden etkileşime girerek modeme erişim için güvenli bir sistem sağlar ve sensör okumalarını Supabase sunucusuna iletir.

### 4.3.1 Supabase sunucusu veri birimi

Gelecekte kullanmak üzere sensör verilerinin depolanmasını ve uzaktan erişimini kolaylaştırmak için Supabase bulut platformunda ücretsiz bir hesap oluşturulmuştur. Supabase, esnek ve ölçeklenebilir bir arka uç altyapısı sunarak uygulama geliştirmeyi kolaylaştırmak için tasarlanmış açık kaynaklı bir veritabanı çerçevesini temsil eder. Bu platform, bir veritabanının, gerçek zamanlı sunucunun ve API ağ geçidinin işlevlerini, birleşik ve kullanıcı dostu bir çözüme kusursuz bir şekilde entegre ederek uygulama geliştirme süreçlerinde artırılmış verimlilik sunar. Şekil 4.20 de Supabase platformunda oturum açma işlemi gösterilmektedir.



Şekil 4.20 Supabase platformunda oturum açma

Hesap oluşturulduktan sonra altı adet veri seti oluşturulmuştur. Bu veriler şunlardır: tarih ve saat verileri, kasılma verileri, sıcaklık verileri, kalp atışı verileri, glikoz seviyesi verileri ve tanımlama verileri. Tarih ve saat verilerinin ana rolü, sensörlerden gelen her veriyi karşılık gelen veri ve saatle birlikte saklamaktır. Kimlik verileri için sunucudaki her veri deposuna benzersiz bir numara atanır ve bu benzersiz numara, verileri sunucudan almak için kullanılır. Şekil 4.21 oluşturulan çeşitli verileri göstermektedir.

Table Editor

mohamedsidibe3991@gmail.com's Org Free / sensor records

Refresh Filter Sort Insert Realtime off API Docs Data Definition

WARNING: You are allowing anonymous access to your table. [Enable Row Level Security](#) Dismiss

|  | id int4 | temperat... i... | heart_b... i... | pressure int4 | glucose_level int4 | create |
|--|---------|------------------|-----------------|---------------|--------------------|--------|
|  | 1       | 1                | 1               | 1             | 1                  | 2023-1 |
|  | 2       | 0                | 1               | 0             | 0                  | 2023-1 |
|  | 3       | 0                | 1               | 0             | 0                  | 2023-1 |
|  | 4       | 0                | 1               | 0             | 0                  | 2023-1 |
|  | 5       | 0                | 0               | 0             | 1                  | 2023-1 |
|  | 6       | 80               | 0               | 0             | 0                  | 2023-1 |
|  | 7       | 80               | 20              | 0             | 0                  | 2023-1 |
|  | 8       | 80               | 20              | 0             | 0                  | 2023-1 |
|  | 9       | 80               | 20              | 0             | 0                  | 2023-1 |

Page 1 of 6 100 rows 557 records

Şekil 4.21 Supabase veri tabanımızdaki sensör veri değerleri

#### 4.4 Sensör Verilerinin İzlenmesi

Bu tez çalışmasının ana hedeflerinden biri “hamile kadınların izlenmesine yönelik akıllı kemerleri” uygun fiyatlı hale getirerek her kadının kemeri satın alabilmesini sağlamaktır. Bir ürünün satın alınabilirliği, o ürünü yapmak için kullanılan bileşenlerin sayısı ile doğrudan ilgilidir. İzleme bileşeni, rahim kasılmaları, kalp atış hızı, vücut ısısı veya glikoz seviyesinde anormallik olması durumunda hamile kadınların yerini tespit etmek için çok önemlidir. Başlangıçta bu amaç için GPS ve GSM modülünün kullanımını düşünürken, olası maliyet etkileri fark edilmiştir. Sistemin uygun maliyetli olmasını sağlamak için, tez çalışmasının beyin fırtınası aşamasında alınan bir karar olan Android telefon GPS'sini (AGPS) kullanma tercih edilmiştir.

Gerçek zamanlı veri görselleştirmesi için kullanıcı dostu bir arayüz sağlamak amacıyla bir Android uygulaması tasarlanmıştır. Bu uygulama, bulutumuzda depolanan sensör verilerini alır ve sensör değerlerini gerçek zamanlı olarak cep telefonu ekranında görüntüler. Android uygulaması, görüntülenen verilerdeki değişiklikleri dinamik olarak kontrol ederek hamile kadınların geçmiş verileri görüntülenmesine imkân tanır.

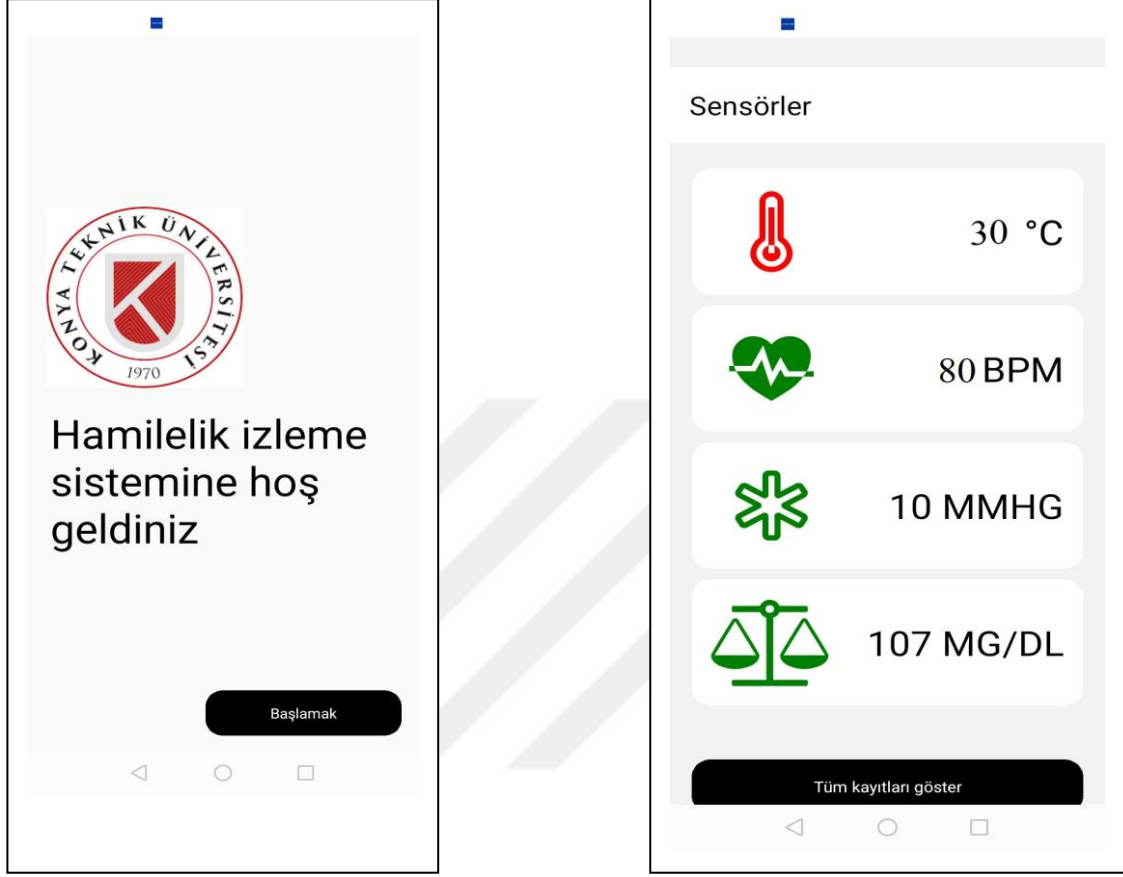
Günümüzde Android akıllı telefonların GPS destekli (AGPS) çiplerini içerdiğini biliyoruz. AGPS, yakındaki konumların belirlenmesini hızlandırmak için ağ

kulelerinden ve Wi-Fi bağlantı noktalarından yararlanır ve GPS uydularıyla hızlı kilit edinimini kolaylaştırır. Geliştirilen Android uygulaması hamile kadından Android telefonunun konumunu açmasını ister. Konumu açtığında uygulama, konum verilerini otomatik olarak okuyacak ve saklayacaktır. Sağlık verilerini doktoruna veya hastaneye göndermek istemesi durumunda Android uygulaması, göndermek istediği verilere mevcut konumunu ekleyecektir. Böylece sağlık verilerinde herhangi bir anormallik olması durumunda doktor veya hastane onun yerini tespit edebilecektir. Bu yaklaşım, e-postayı aldıktan sonra alıcının, konunun konumunu doğru bir şekilde takip etmek için Google Haritalar'ı kullanabilmesini sağlar.

#### 4.4.1 Sensör verilerinin görüntülenmesi

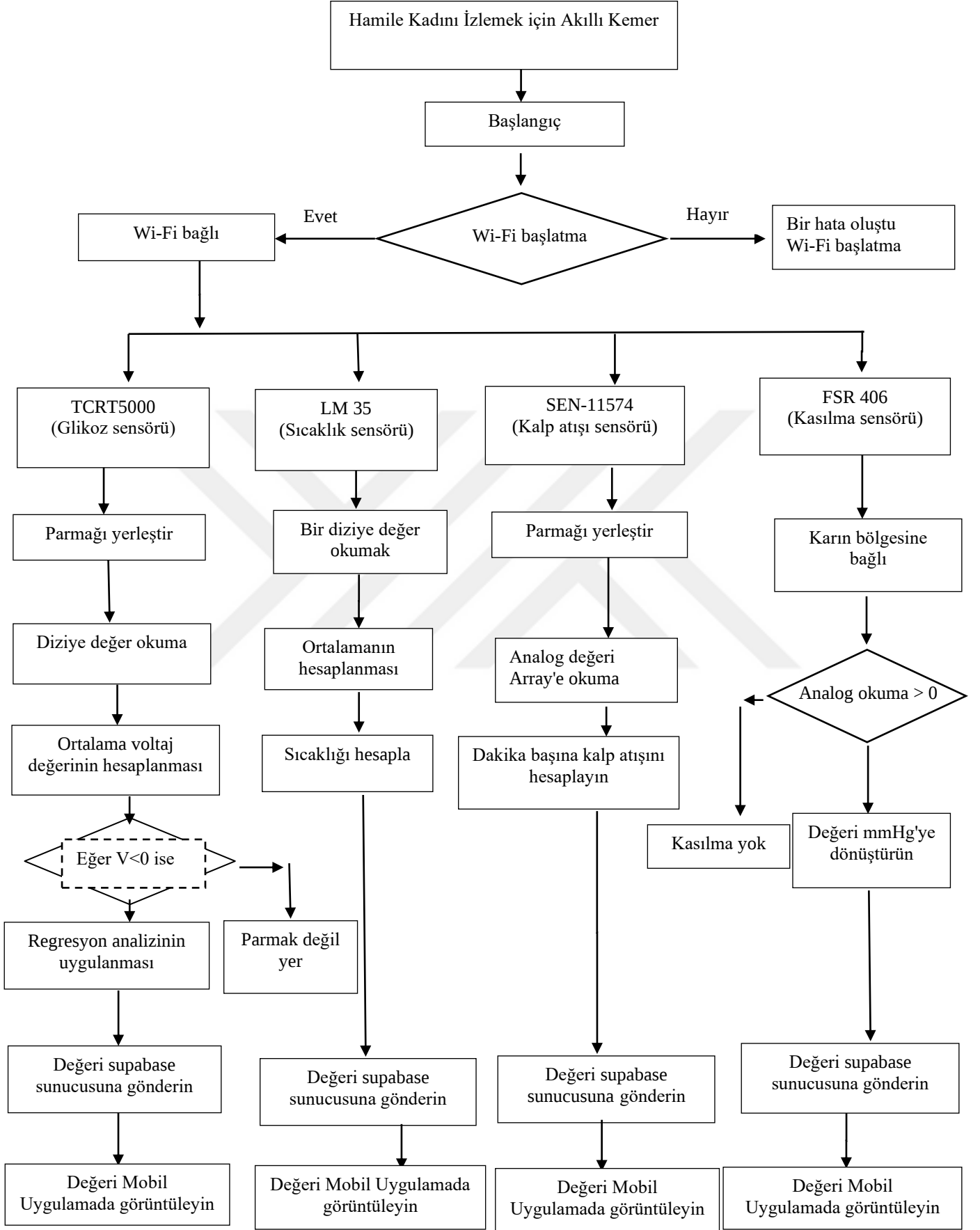
Görüntüleyen veri birimi Typescript ile programlanmış bir Android uygulamasıdır. Supabase Platformundan internet üzerinden veri almak için kullanılır. Alınan veriler, tüm veriler, verilerin tarih ve saatine bağlı olarak tablo ve grafik biçiminde görünecek şekilde uygulama tarafından kontrol edilir ve işlenir. Artık hamile kadın tüm geçmiş verilerini görüntüleyebilir ve hangisini doktora göndereceğine karar verebilir. Rahim kasılmasından, ısıya, kalp atışından glikoz seviyesine kadar tüm değerler aynı mantıkla yapılır. Bir insanın normal sıcaklığı kişinin cinsiyetine, yaşına, günün saatine, efor düzeyine ve sağlık durumuna bağlıdır. Sıcaklık normal aralığı yetişkinler için genellikle 36,5–37,5 °C'dir, ancak sıcaklık sensörünün vücutla doğrudan teması olmadığında, sıcaklığın çevresel değerini çıktı olarak verecektir. İnsan vücut sıcaklığı. Angela Ryan Lee'ye (2023) göre bir yetişkinin kalp atışı "Nabız" olarak da bilinen normal dinlenme kalp atış hızı yaşa göre değişir. Yetişkinlerin dinlenme kalp atış hızı dakikada 60 ila 100 atım (bpm) arasındadır ve bu genellikle normal kabul edilir. Artık hamile kadın cep telefonunda güncel değerleri görüntüleyebilmektedir. Sistemde hamile kadının tüm yeni değerleri görebilmesi için bir refresh butonu bulunmaktadır. Şekil 4.22 sistem arayüzünün bir görünümünü göstermektedir.

Gösterilen veriler, sunulan sistemin, annenin telefonundan, bir aile üyesinin cihazından veya hamile kadından sorumlu doktordan kolayca erişilebilen yazılım bileşenini örneklendirmektedir. Bu prototipte, ilk veri hesaplaması ESP32 mikrokontrolcüsü içerisinde gerçekleştirir.



Şekil 4.22 Android Uygulama Arayüzü

Daha sonra ESP32 sensör verilerini işlediğinde bilgiyi Supabase sunucusuna iletir. Bir Android uygulaması Supabase bulutu ile arayüz oluşturarak tüm sensör verilerini alır. Android uygulamasının arka ucu, hamile kadının mevcut durumunu tespit etmek için mantıksal işlemler gerçekleştirir. Sensör verilerinin görüntüleme yazılımının kısa ve öz bir açıklaması Şekil 4.23 de sunulan blok akış şemasında açıklanmıştır.



Şekil 4.23 Sensör verilerinin izlemenin blok diyagramı

## 5. SENSÖR VERİLERİ TEST SONUÇLARI VE ANALİZİ

Bu ana başlık altında, hamile kadına ait; vücut ısısı, kalp atış hızı, kan şekeri seviyesi, rahim kasılmaları dört sensörden alınan verilerin testleri sonuçları ve analiz ayrı ayrı yapılmıştır.

### 5.1 FSR406 Piezodirençli Sensörü Test Sonuçları ve Analizi

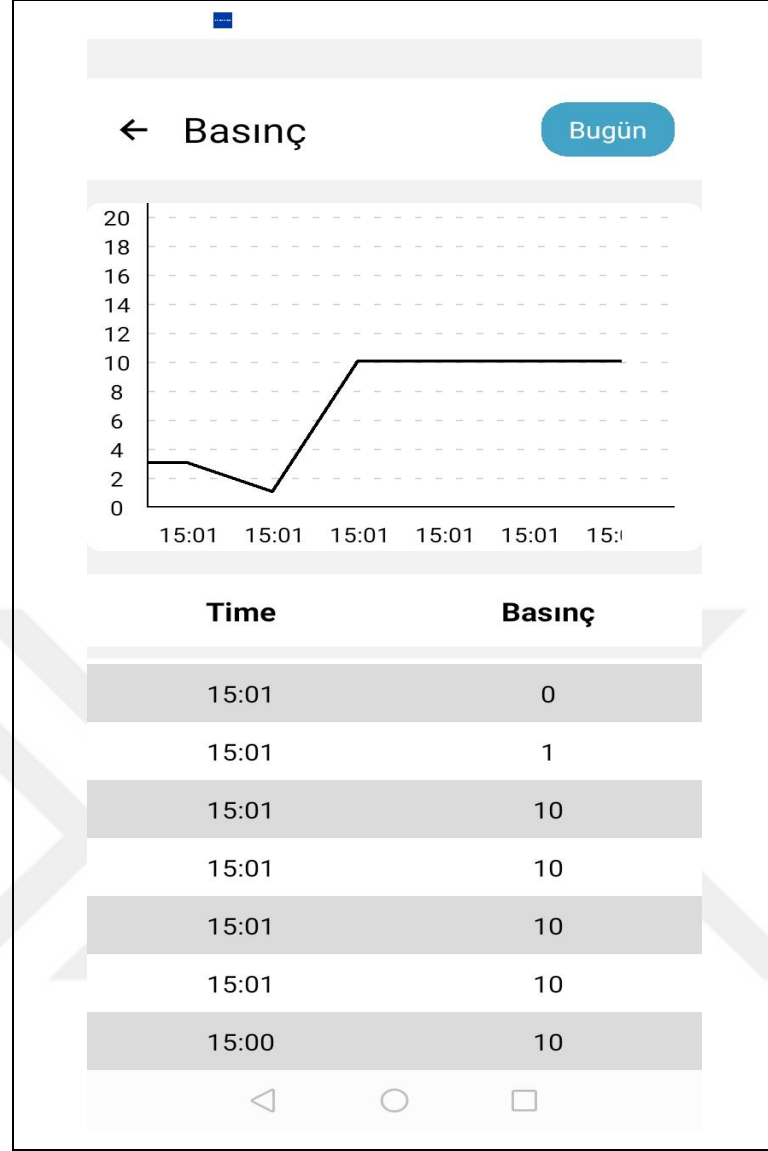
Test aşamasında ilk olarak FSR406 sensörüyle başlanmış olup, ikincisini değerlendirmek için FSR406 sensörünün yüzeyine kontrollü basınç uygulamak için farklı seviyelerde kuvvet kullanılmıştır. Kullanılan kuvvetler üç kategoriye ayrıldı: normal, orta ve aşırı güçlü. İlginç bir şekilde, ortaya çıkan veriler mmHg (milimetre cıva) cinsinden ifade edilen anormal kasılmaların doğru okumalarını göstermiştir.

MumeeMagic tablosu (2023) bir rehber olarak kullanılarak rahim kasılmaları üç faktöre göre kategorize edildi: frekans, süre ve yoğunluk; bunların tümü gebelik aşamasıyla yakından ilişkilidir. Tablo 5.1 kasılmaların izlenmesi ve yönetilmesi için gerekli parametrelerin kapsamlı bir görsel temsilini göstermektedir.

**Tablo 5.1** TOCO okumasıyla doğumun aşaması (MumeeMagic, 2023)

| Doğum Aşaması                     | Tipik TOCO Okuması                                                                     |
|-----------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------|
| Erken Birinci Aşama (Gizli Aşama) | Kasılmalar düzensizdir, başlangıç değerinin 5-30 mmHg üzerindedir                      |
| Aktif Birinci Aşama               | Kasılmalar düzenli hale gelir, genellikle başlangıç değerinin 30-50 mmHg üzerinde olur |
| İkinci Aşama (İtme/Teslimat)      | Kasılmalar başlangıç değerinin 50-70 mmHg üstüne kadar çıkabilir                       |
| Üçüncü Aşama (Plasentanın Doğuşu) | Kasılmalar daha az sıklıkta ve yoğun olduğundan daha düşük okumalar                    |

FSR406 sensörümüzden üretilen test sonuçları Şekil 5.1'de açıklanmakta olup, görsel olarak anlaşılması kolay olması açısından veriler grafiksel ve sayısal biçimde sunulmaktadır. Grafikler, kapsamlı test süreçlerinin sonuçlarını özetleyerek sistemin etkinliği ve performansının görsel bir tasvirini sağlamaktadır.

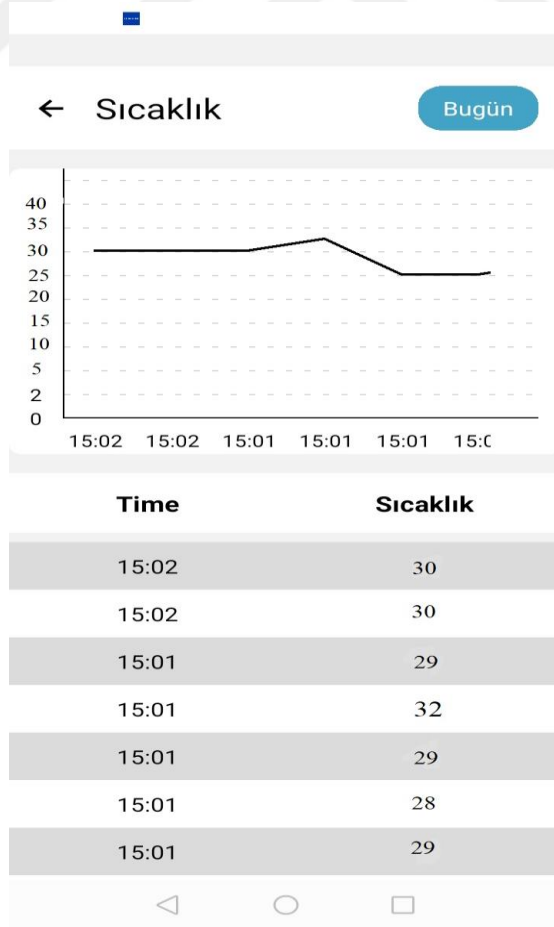


5.1 FSR Sensör Test Sonuçları

FSR406 sensör sonuçları Tablo 5.1'de belirtilen bilgilerle karşılaştırıldığında sistemin kasılmaların sıklığını, uzunluğunu ve gücünü takip edebildiği görülmektedir. Akıllı giyilebilir kemerin özellikleri, Tablo 5.1'de listelenen standartlarla eşleşerek cihazın hamilelik boyunca rahim kasılmaları hakkında kapsamlı ve kesin bilgi sunma yeteneğini doğrulamaktadır. Bu durum, geliştirilen yöntemin, kasılmaların dikkatli bir şekilde gözlemlenmesi için gerekli bilgileri güvenilir bir şekilde toplayabildiğini doğrulamaktadır. Bu, klinik değerlendirmeleri ve annelerin bakımını iyileştirecektir. Ancak gerçek test durumunda FSR406'nın maksimum kapasitesi 10 kg olduğundan büyük dayanıklılığa sahip bir piezo dirençli sensör kullanılmıştır.

## 5.2 LM35 Sıcaklık Sensörü Test Sonuçları ve Analizi

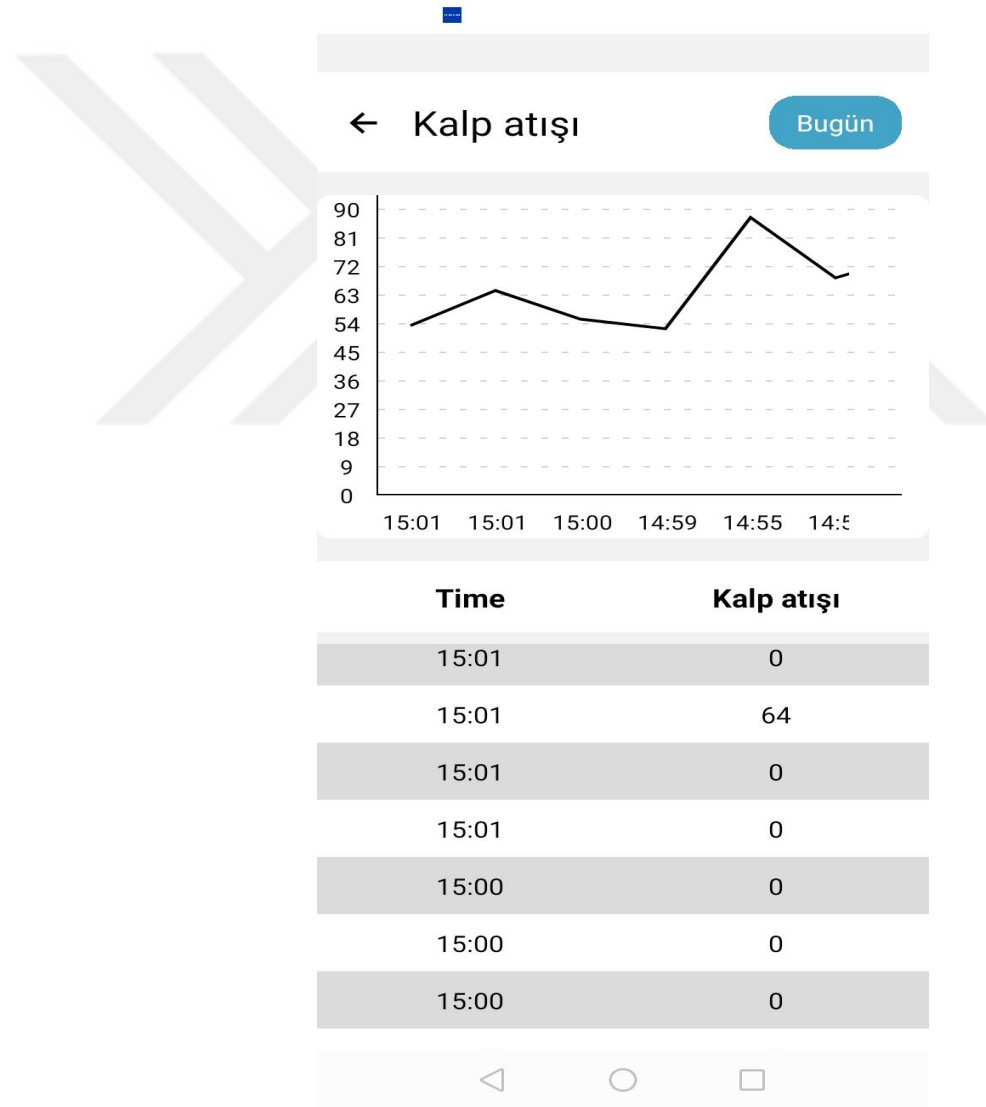
LM35 sıcaklık sensörü, hastanın başlangıç seviyesinden, normal vücut sıcaklığından, sensörün insanlar üzerinde yapılan testler gibi farklı koşullara, ayrıca düşük sıcaklık koşullarına (soğuk su) ve yüksek sıcaklık koşullarına dikkatlice maruz bırakılmasıyla elde edilen daha yüksek değerlere kadar uzanan sistematik bir yöntem kullanılarak test edilmiştir. Kaydedilen değerleri ifade etmek için Celsius derecesi ( $^{\circ}\text{C}$ ) kullanılır. Bilimsel bir yaklaşım kullanarak akıllı giyilebilir kemerin performansını geniş bir sıcaklık aralığında değerlendirmek ve çeşitli termal durumlarda doğruluğu ve duyarlılığı hakkında tam bilgi edinmek mümkündür. Deneysel tekniklerden elde edilen ayrıntılı test bulguları Şekil 5.2'de gösterilmektedir. Bu grafik tasvir, sıcaklık değerlendirmelerinin bulgularını da içermekte olup, cihazın başlangıçtaki normal vücut sıcaklığından ateşe ve soğuk suya kontrollü maruz kalmayla elde edilen artan seviyelere kadar bir sıcaklık spektrumu üzerindeki etkinliğini göstermektedir.



Şekil 5.2 LM 35 test sonuçları

### 5.3 Kalp Atışı Sensörü Test Sonuçları ve Analizi

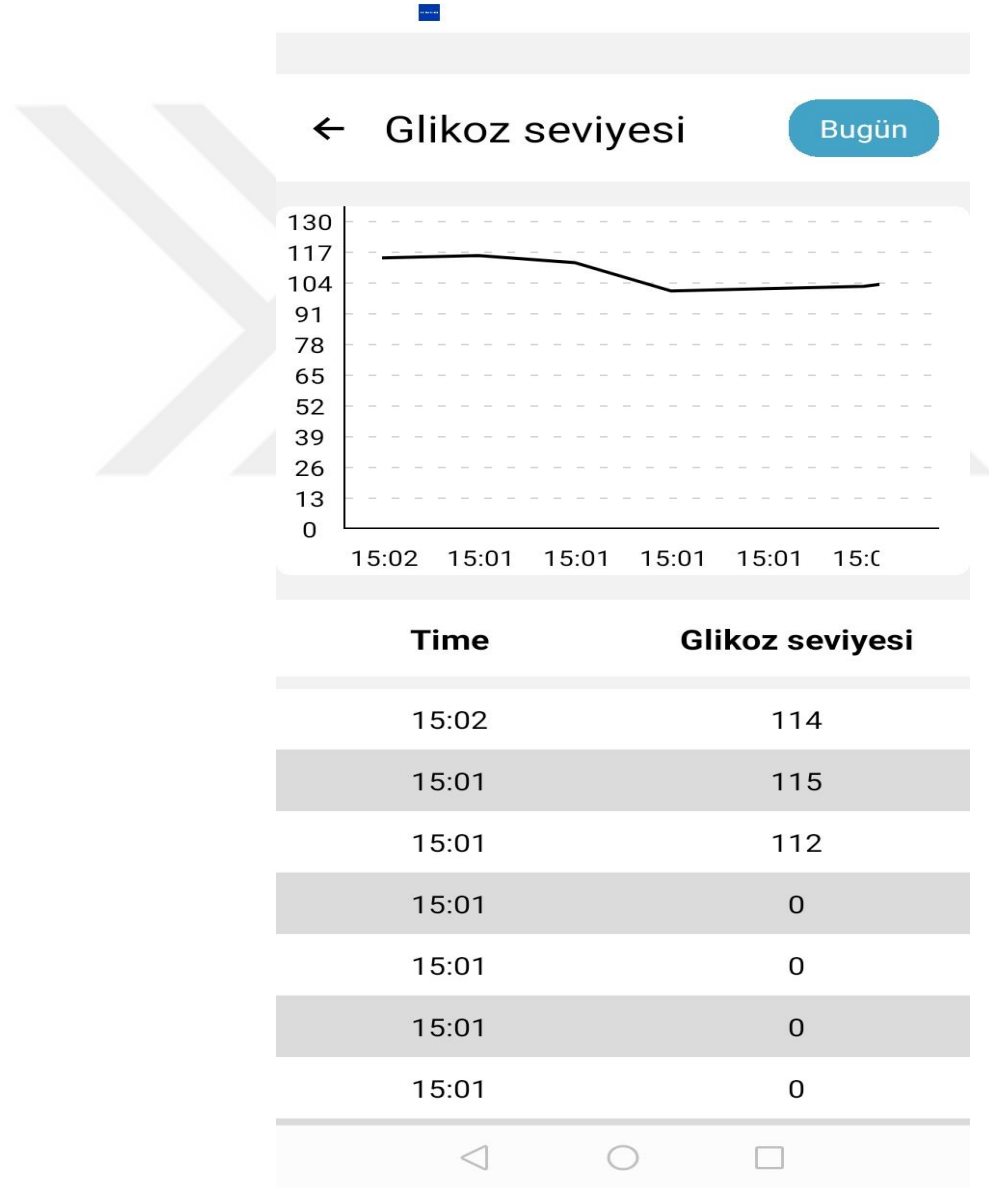
Kalp atışı sensörünü değerlendirirken farklı tepkiler uyandırmak için üç kişi parmak uçlarını SEN-11574 sensörünün yüzeyine yerleştirmiştir. Sonuçlar, toplanan verilerin rapor edilen değerleri ile birlikte dakika başına atım (BPM) cinsinden temsil edilmiştir. Bu bulguların kapsamlı bir analizi ve sensörün çeşitli kalp atışı verilerini kaydetme yeteneğinin tam görseli Şekil 5.3'te gösterilmektedir. Bu grafiksel gösterim, verilerin erişilebilirliğini ve netliğini geliştirerek akıllı giyilebilir kemerin çeşitli fizyolojik koşullarda kalp atış hızını ne kadar iyi izlediğinin daha derinlemesine incelenmesine olanak tanır.



Şekil 5.3 Kalp atışı sensörü test sonuçları

#### 5.4. TCRT5000 Glikoz Sensörü Test Sonuçları ve Analizi

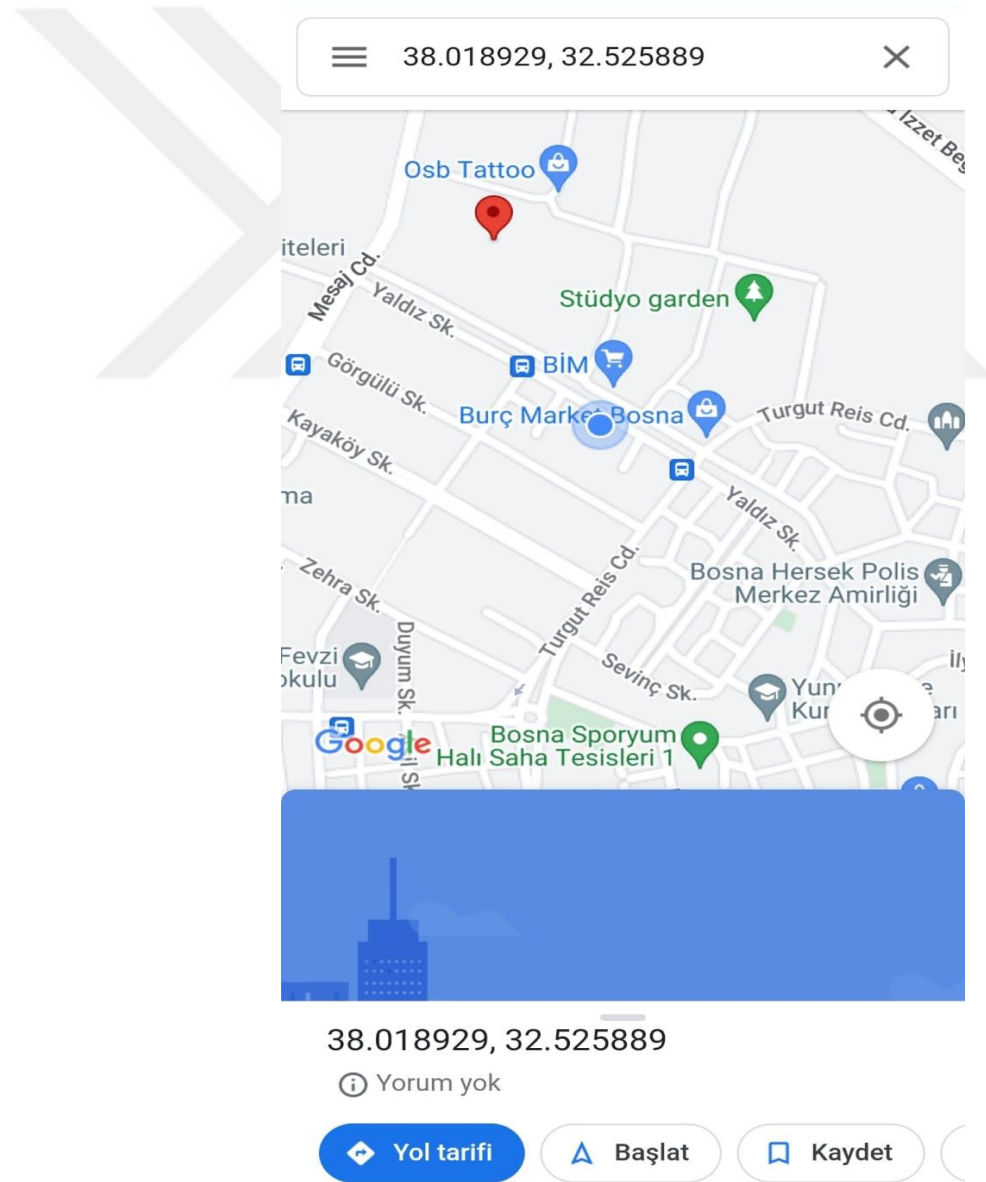
Glikoz sensörü testi sonuçları Şekil 5.4'de grafiksel ve tablo halinde gösterilmiş ve ayrıntılı bir şekilde rapor edilmiştir. Bu şema test sonuçlarını özetlemekte ve sensörün glikoz seviyelerini ne kadar iyi ölçtüğünü göstermektedir. Desilitre başına miligram veya mg/dL olarak verilen sonuçlar normalden sapmaya kadar değişir. Kapsamlı bir kaynak olan Şekil 5.4, akıllı giyilebilir kemerin glikoz izleme özelliklerinin etkinliği hakkında derinlemesine bilgi sunar ve çeşitli fizyolojik koşullar altında ne kadar iyi performans gösterdiğinin anlaşılmasını kolaylaştırır.



Şekil 5.4 Glikoz sensörü test sonuçları

## 5.5 GPS Koordinatları Sonucu

Hasta cep telefonunda akıllı kemerin Android uygulamasını açıp yenileme butonuna bastığında çeşitli sensörlerden gelen tüm değerler görüntülenecek ve aynı zamanda hastanın cep telefonundaki GPS konumunu da aktif etmesi gerekiyor. Hasta, “gönder butonu” olan ikinci butona bastığında, hastanın mevcut konumunu içeren tüm değerler, tıp doktoruna veya aile üyesine e-posta adresine gönderilir. Alıcı postayı aldığı anda, hastanın mevcut konumunun boylamı ve rakımı e-postanın içindeki ilk cümledir. Yani alınan verilerde herhangi bir anormallik olması durumunda tıp doktoru veya aile üyesi hastayı bulmak için e-postadaki konum adresini kullanabilir. Şekil 5.5 Google haritasındaki konumun bir örneğini göstermektedir.



Şekil 5.5 Hastanın konumunu gösteren Google haritası

## 6. ÖZ SONUÇLAR VE ÖNERİLER

### 6.1 Öz Sonuçlar

Çeşitli sensörlerle gözlemlenen sonuçlardan yola çıkarak, tez kapsamında geliştirilen Akıllı Giyilebilir kemerimiz, erken doğum gibi acil bir soruna ve doğum sırasında gecikmiş tıbbi müdahalenin bunun sonucunda ortaya çıkan etkilerine çözüm bulmak için Nesnelerin İnterneti (IoT) teknolojisini kullanan hamile bir kadını gerçek zamanlı olarak izleme yeteneğine sahiptir. Cihazımız rahim kasılmalarının yanı sıra vücut ısısı, kalp atış hızı, glikoz seviyesi gibi diğer hayati fizyolojik göstergeleri de titizlikle izlemektedir. Çıkış sinyalleri, bu izlemenin zirvesini temsil eden bir Android uygulaması tarafından yorumlanır ve tablo ve grafiksel gösterimlerle sunulur. Program, anne adaylarına sağlık verilerinin izlenmesine aktif olarak katılma olanağı vererek ve herhangi bir anormallik tespit edilmesi durumunda verilerin aile üyelerine veya tıp uzmanlarına sorunsuz bir şekilde iletilmesini mümkün kılarak iki hedefi aynı anda gerçekleştirir. Özellikle kullanılan teknoloji, resmi otorite olmadan canlılar üzerinde deney yapmayı yasaklayan kısıtlamalara uygundur ve bu da etik standartlara olan bağlılığı gösterir. Bu sınırlamalara rağmen sensör, çeşitli simülasyonlar kullanılarak yapılan bir dizi kontrollü deneyde tutarlı bir şekilde doğru ve pozitif sonuçlar üretmiştir. Sonuç olarak, tez çıktısının tasarım ve üretiminin başarılı olduğu doğrulanabilir; bu da ürünün anne sağlığıyla ilgili karmaşık sorunların çözümünde potansiyel etkinliğini vurgulamaktadır.

### 6.2 Öneriler

Gelecekteki gelişmelerin ışığında, kasılma tespit algoritmasının, fetal kalp atımının tespiti gibi fetal sağlık değerlendirmesini içerecek şekilde geliştirilmesi olasılığı vardır. Üstelik esnek elektrik devrelerinin nanomalzemelerle birleşimi, cihazın boyutunu ve ağırlığını azaltarak onu daha uygun fiyatlı ve daha küçük hale getirme potansiyeline sahiptir. Sistemin gelecekteki versiyonları, cihazı daha karmaşık hale getirmek ve cihaz izleme parametrelerini artırmak için kan basıncı sensörü ve EKG monitörleri gibi başka sensörlere sahip olabilir. Günümüzde insanlar WhatsApp'ı e-postadan çok bir iletişim aracı olarak kullanmakta, bu nedenle cihazın WhatsApp

yoluyla doktorun cep telefonuna alarm mesajları göndermesini sağlayacak SIM kart tabanlı bir otomatik uyarı mesajlaşma modülü dahil edilebilir.

Son olarak gelecekteki iyileştirmelerin yörüngesi, güneş enerjisi gibi alternatif enerji kaynaklarının potansiyel entegrasyonunu kapsamaktadır. Bu stratejik yükseltme, sistemin güneş enerjisinden yararlanmasını, geleneksel elektrik ve yedek pil kaynaklarını desteklemesini veya değiştirmesini sağlayacaktır. Bu tür bir evrim, sistemi yenilikçiliğin ön saflarında konumlandırarak ve çeşitli operasyonel bağlamlarda sürdürülebilirlik ve dayanıklılık sağlayacaktır.



## KAYNAKLAR

- Andrea F., M.G. Signorini, Paolo P., Giovanni M., (2012), “A Smart wearable prototype for fetal monitoring”, *ResearchGate*, ([PDF](#)) [A Smart Wearable Prototype for Fetal Monitoring \(researchgate.net\)](#).
- Anorak, (2014), This 17th century Chinese Abacus Ring Is The World’s Oldest Smart Ring, [This 17th century Chinese Abacus Ring Is The World's Oldest Smart Ring - Flashbak](#), [Ziyaret Tarihi: 20 Haziran 2023].
- Angela Ryan Lee, (2023), “Normal Resting Heart Rates by Age”, Verywellhealth, <https://www.verywellhealth.com/resting-heart-rate-by-age-5218932>
- Arduino Uno R3, 2023, PIJA Education, Arduino UNO . [Arduino UNO . Board Component. Arduino Shields. » PIJA Education](#)
- Avent Abacus, “Pressure Sensors: The design Engineer’s Guide”, [Piezoresistive Pressure Sensors | The Design Engineer's Guide | Avnet Abacus](#)
- Aman Bharti, 2018, Google, Arduino LM35 temperature sensor with simulation [Online], <https://circuitspedia.com/arduino-lm35-temperature-sensor-with-lcd-display/>, [Ziyaret Tarihi: 2 Aralık 2023].
- Apple Watch Series 6, 2010, Google, Apple Watch Series 6 (GPS + Cellular, 40mm, Space Gray Aluminum, Black Sport Band) [Online], [https://www.bhphotovideo.com/c/product/1594609-REG/apple\\_m02q3ll\\_a\\_watch\\_series\\_6\\_gps.html](https://www.bhphotovideo.com/c/product/1594609-REG/apple_m02q3ll_a_watch_series_6_gps.html), [Ziyaret Tarihi: 2 Aralık 2023].
- Autodesk Instructables, 2023, Google, How to Use TCRT5000 IR Sensor Module With Arduino UNO [Online], <https://www.instructables.com/How-to-Use-TCRT5000-IR-Sensor-Module-With-Arduino-/>, [Ziyaret Tarihi: 2 Aralık 2023].
- Blencowe H, Cousens S, Oestergaard M, Chou D, Moller AB, Narwal R, Adler A, Garcia CV, Rohde S, Say L, Lawn JE. “National, regional and worldwide estimates of preterm birth”. *The Lancet*, June 2012. 9;379(9832):2162-72. *Estimates from 2010*.
- B.Priyanka, Kalaivanan V.M, Pavish.R.A, and Kanageshwaran.M, (2021), “IOT Based Pregnancy Women Health Monitoring System for Prenatal Care”, *7th International Conference on Advanced Computing & Communication Systems (ICACCS)*, IEEE | DOI: 10.1109/ICACCS51430.2021.9441677.
- Catrine Tudor-Locke, Joel E Williams, Jared P Reis, Delores Pluto, 2002, Utility of pedometers for assessing physical activity: convergent validity, National Library of Medicine, Utility of pedometers for assessing physical activity: convergent validity - PubMed (nih.gov)

- Cody Audiology Clinic, 2023, Smart Hearing Aids [Online],  
<https://www.codyhears.com/smart-hearing-aids/>, [Ziyaret Tarihi: 1 Aralık 2023].
- Dilip Raja, 2015, Temperature Measurement using LM35 and AVR Microcontroller, Circuit Digest, <https://circuitdigest.com/microcontroller-projects/avr-microcontroller-lm35-temperature-sensor-based-digital-thermometer>, , [Ziyaret Tarihi: 2 Aralık 2023].
- Dreamstime, (2023), Pregnant woman with electrocardiograph check up for her baby, [Pregnant Woman with Electrocardiograph Check Up for Her Baby. Stock Image - Image of labor, machine: 174457047 \(dreamstime.com\)](#)
- Dy, E. (2016), “Smart pregnancy wearable”: Bloomlife, Retrieved from  
<http://ieexplore.ieee.org>.
- ELECTRONICS For BEGINNERS, 2023, Google, Resistors [Online],  
<http://beginerelectronics.blogspot.com/2015/11/resistor.html>, [Ziyaret Tarihi: 2 Aralık 2023].
- Elizabeth G. Livingston MD, 2016, Google, Intrapartum Fetal Assessment and Therapy [Online], <https://obgynkey.com/intrapartum-fetal-assessment-and-therapy/>, [Ziyaret Tarihi: 2 Aralık 2023].
- Empow Studios, 2022, Google, Artisan’s Asylum And Empow Studios Unveil New Stem Collaboration [Online], <https://empow.me/blog/empow-and-artisans-asylum>, [Ziyaret Tarihi: 1 Aralık 2023].
- Espressif Systems, 2023, Google, ESP 32 [Online],  
[https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32\\_datasheet\\_en.pdf](https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_datasheet_en.pdf), , [Ziyaret Tarihi: 2 Aralık 2023].
- Fatih Alisinanoglu, (2015), “Wireless Blood Pressure Monitor”, Department of Electrical and Electronics Engineering, *Hasan Kalyoncu University*, DOI: 10.13140/RG.2.1.2104.5609
- Fu Y. and Liu J., (2015), “System design for wearable blood oxygen saturation and pulse measurement device”, *6th International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics (AHFE 2015) and the Affiliated Conferences*.
- Gayathri S., and Al, (2018), “Pregnant Women Health Care Monitoring System Based on IoT”, *International Journal of Engineering Technology and Management Sciences*, Vol No.2.
- Gilles Emmanuel Bissafi and Afefa Mireille Akoumany, (2019), “Automatic Woman Labor Detector Using GSM and GPS”, *Accra Institute of Technology, Ghana*.

- Greta Good, (2021), Google, Apple Watch who? [Online], <https://www.chron.com/shopping/article/This-40-fitness-watch-is-the-boost-your-routine-16083790.php>, [Ziyaret Tarihi: 1 Aralik 2023].
- Google Glass, 2014, Google, How It Works Team [Online], <https://www.howitworksdaily.com/google-glass/>, [Ziyaret Tarihi: 2 Aralik 2023].
- Guoguang Rong, Yuqiao Zheng, Mohamad Sawan, 2021, Energy Solutions for Wearable Sensors, MDPI, <https://www.mdpi.com/1424-8220/21/11/3806>, [Ziyaret Tarihi: 2 Aralik 2023].
- Hai Prasaath K, “Arduino-based heartbeat and body-temperature monitoring IoT device”, [Arduino-based heartbeat and body-temperature monitoring IoT device \(engineersgarage.com\)](https://www.engineersgarage.com/arduino-based-heartbeat-and-body-temperature-monitoring-iot-device/).
- HealthDay, 2022, Google, Nonstress Tess (Fetal) [Online], <https://www.healthday.com/encyclopedia/pregnancy-33/pregnancy-news-543/nonstress-test-fetal-643335.html>, [Ziyaret Tarihi: 2 Aralik 2023].
- Hisham Allahem and Srinivas Sampalli, (2017),” Framework to Monitor Pregnant Women with a High Risk of Premature Labour Using Sensor Networks”, *IFIP/IEEE IM 2017 Workshop: 1st Workshop on Protocols, Applications and Platforms for Enhanced Living Environments*.
- Jagran, 2019, Google, Pregnant women are struggling to get treatment [Online], <https://www.jagran.com/haryana/kaithal-pregnant-women-who-are-fighting-for-getting-treatment-in-district-civil-hospital-long-queues-before-opd-opens-19522630.html>, [Ziyaret Tarihi: 2 Aralik 2023].
- Jess Gomez, (2014), New Approach May Help Prevent Preterm Births, Intermountain Healthcare, [New Approach May Help Prevent Preterm Births \(intermountainhealthcare.org\)](https://www.intermountainhealthcare.org/new-approach-may-help-prevent-preterm-births/)
- John Lyon, 2021, Google, Interlink Electronics [Online], <https://www.interlinkelectronics.com/blog>, [Ziyaret Tarihi: 2 Aralik 2023].
- Kawamoto, D. 2016. 10 medical-devices wearables to improve patients lives' [Online]. <https://www.informationweek.com/healthcare/mobile-and-wireless/10-medicaldevice-wearables-to-improve-patients-lives/d/d-id/1323544?> [Ziyaret Tarihi: 1 Mart 2023].
- Kevin Mackinnon, 2019, Google, Garmin Swim 2: GPS swim watch with underwater wrist-based heart rate [Online,] <https://triathlonmagazine.ca/feature/how-will-jan-frodeno-fare-against-the-norwegians/>, [Ziyaret Tarihi: 2 Aralik 2023].

- Kharpal, A. 2017. Fitbit 'golden era' is over as Apple Watch regains top spot in wearables after near two-year absence [Online].<http://www.cnbc.com/2017/05/05/applewatch-fitbit-shipments-market-share-q1-2017.html>. [Ziyaret Tarihi: 1 Mart 2022].
- Kinza Yasar, (2022), “wearable technology”, Mobile Computing, [What is Wearable Technology? Definition, Uses and Examples \(techtarget.com\)](https://techtarget.com/What-is-Wearable-Technology?Definition,UsesandExamples)
- LM35 Temperature Sensor, (2017), Components101, [LM35 Temperature Sensor Pinout, Diagrams, Equivalents & Datasheet \(components101.com\)](https://components101.com/LM35-Temperature-Sensor-Pinout-Diagrams-Equivalents-&-Datasheet/)
- Makerguides, 2023, Google, Force Sensing Resistor (FSR) with Arduino Tutorial [Online], <https://www.makerguides.com/fsr-arduino-tutorial/>, [Ziyaret Tarihi: 2 Aralık 2023].
- Marshall, G. 2016. The story of Fitbit: how a wooden box became a \$4 billion company the past, present and future of wearable tech's biggest success story [Online], <https://www.wareable.com/fitbit/youre-fitbit-and-you-know-it-how-a-wooden-box-became-a-dollar-4-billion-company> [Ziyaret Tarihi: 1 Mart 2022].
- MathWorks, (2023), “Learn More About ThingSpeak”, [https://thingspeak.com/pages/learn\\_more](https://thingspeak.com/pages/learn_more)
- Malmivaara, M. 2009. The emergence of wearable computing. In: Smart clothes and wearable technology. McCann, J. & Bryson, D. (eds.). Cambridge, England: Woodhead publishing Ltd, pp 3-24.
- Maged Shendy, Hend Hendawy, Amr Salem, Ibrahim Alatwi and Abdurahman Alatawi, (2021), “Preterm Labour”, IntechOpen, DOI: <http://dx.doi.org/10.5772/intechopen.96049>
- MD MAHEDI Hasan, 2023, Application of Smart Textiles has Changed World [Online], Textile Details, <https://textiledetails.com/application-of-smart-textiles/>, [Ziyaret Tarihi: 1 Aralık 2023].
- Mengjie Zhang, Rehan Saeed, Stevan Stankovski, and Zhang Xiaoshuan, (2020), “Wearable Technology and Applications: A Systematic Review”, Journal of Mechatronics, *Automation and Identification Technology Vol. 5, No. 3, pp. 5 – 16*,
- Mohammad Abul Kashem, and al, (2016), “Review on Telemonitoring of Maternal Health care Targeting Medical Cyber-Physical Systems”, *arXiv:1607.07712v1 [cs.CY]*
- MicrocontrollersLab, (2023),” Heart Rate Pulse Sensor Amped introduction”, [Heart Rate Pulse Sensor Amped introduction \(microcontrollerslab.com\)](https://microcontrollerslab.com/Heart-Rate-Pulse-Sensor-Amped-introduction/)

- Obstetrics & Gynecology of Atlanta, 2022, Test of Fetal Well Being, Obstetrics & Gynecology of Atlanta [Online], <https://www.obgynofatlanta.com/test-of-fetal-well-being>, [Ziyaret Tarihi: 1 Haziran 2023].
- Original Sony Walkman With A Bracket Of Horror, 2020, Google, A Brief History Of Earphones And Headphones [Online], <https://www.digisaurier.de/kleine-weltgeschichte-der-ohr-und-kopfhoerer-2/walkman-2/>, [Ziyaret Tarihi: 1 Aralık 2023].
- Owen Montgomery and al. (2014),” Smart ‘belly band’”, Innovation in Textiles Philadelphia Medical/Hygiene, [Smart ‘belly band’ could monitor high risk pregnancies \(innovationintextiles.com\)](https://www.innovationintextiles.com)
- Peter Wagura, Aggrey Wasunna, Ahmed Laving, Dalton Wamalwa, and Paul Ng’ang’a, (2018), “Prevalence and factors associated with preterm birth at Kenyatta national hospital”, *Springer Nature journal*, <https://doi.org/10.1186/s12884-018-1740-2>
- Pratik P. Gawande, Shivam Ashok kumar Gupta, Kajal Deepak Shende, (2019), “IoT Based Wearable Health Monitoring System for Pregnant Ladies”, International Journal of Innovations in Engineering and Technology (IJET), <http://dx.doi.org/10.21172/ijiet.132.12>.
- Rajkumar Ettiyana, and Geetha. V, (2020), “Survey on IoT Based Pregnant Women Health Monitoring System”, Proceedings of the Third International Conference on Intelligent Sustainable Systems [ICISS 2020], *IEEE Xplore Part Number: CFP20M19-ART; ISBN: 978-1-7281-7089-3*
- Robert E Garfield, Miha Lucovnik, Ruben J Kuon, (2014), “Diagnosis and Effective Management of Preterm Labor”, *MGM J Med Sci* 2014;1(1):22-37.
- Sadhbhavna Clinic, 2023, Google, Latest Blog [Online], <https://www.sadhbhavnaclinics.in/Preterm-Delivery.php>, [Ziyaret Tarihi: 2 Aralık 2023].
- Sedat Akleylek et al, (2020), “Nesnelerin İnterneti Tabanlı Sağlık İzleme Sistemleri Üzerine Bir Çalışma”, *Journal of Engineering Sciences and Design*, DOI:10.21923/jesd.831844.
- Sophie Wilson and Raechel M. Laing, (2018), “Wearable Technology: Present and Future”, *Research Gate*, <https://www.researchgate.net/publication/327542210>
- Suman Kumar, Yashi Gupta, and Vijay Mago, (2019), “Health-monitoring of pregnant women: Design requirements, and proposed reference architecture”, *16th IEEE Annual Consumer Communications & Networking Conference (CCNC)*,

S.Shiny Amala, Dr.S.Mythili, (2018), “IoT Based Health Care Monitoring System for Rural Pregnant Women”, *International Journal of Pure and Applied Mathematics*, <http://www.acadpubl.eu/hub/>, 837-843.

The Watchismo Times Vintage & Modern Horology, 2007, Google, Vintage Solar Powered Watches - A Partly Cloudy History Evolution of the Sundial, <https://watchismo.blogspot.com/2007/01/top-10-vintage-solar-powered-watches.html>, [Ziyaret Tarihi: 1 Aralık 2023].

Tudor-Locke, Catrine (June 2002). "Taking Steps toward Increased Physical Activity: Using Pedometers To Measure and Motivate". *President's Council on Physical Fitness and Sports Research Digest*, Washington, DC.

Vishay Telefunken, 2000, Google, Reflective Optical Sensor with Transistor Output [Online], <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/download/26406/VISHAY/TCRT5000.html>, [Ziyaret Tarihi: 2 Aralık 2023].

WatElectronics, 2021, Google, What is Pulse Sensor : Types & Its Applications [Online], <https://www.watelectronics.com/pulse-sensor/>, [Ziyaret Tarihi: 2 Aralık 2023].

Wikipedia, 2023, Wikipedia, Navigation [online], <https://en.wikipedia.org/wiki/Tool>, [date: 21.03.2023]

Wikipedia, 2023, Wikipedia, Navigation [online], [Watch - Wikipedia](#), [date: 20.03.2023]

Wikipedia, 2023, Google, Historical pedometer, Southern Germany [Online], <https://en.wikipedia.org/wiki/Pedometer#History>, [Ziyaret Tarihi: 20 Haziran 2023].

Wikipedia, (2023), “Human body temperature”, [https://en.wikipedia.org/wiki/Human\\_body\\_temperature](https://en.wikipedia.org/wiki/Human_body_temperature), [Ziyaret Tarihi: 18 Haziran 2023].

Wikipedia, 2023, Google, pomander watch [Online], [https://en.wikipedia.org/wiki/Watch\\_1505](https://en.wikipedia.org/wiki/Watch_1505), [Ziyaret Tarihi: 18 Haziran 2023].

World Health Organization (2022), Google, “Preterm birth” [Online], [Preterm birth \(who.int\)](https://www.who.int/), [Ziyaret Tarihi: 18 Haziran 2023].

Yi-Chun Du, Lim Bee Yen, Pao-Lin Kuo, and Pei-Yin Tsai, (2021), “A Wearable Device for Evaluation of Relative Position, Force, and Duration of Fetal Movement for Pregnant Woman Care”, *IEEE Sensors Journal*, Volume: 21, Issue: 17.

- Yu. A. Zhivolupova, and Yu. O. Bobrova, (2017), “The Concept of the Fetal Remote Monitoring System Development”, *IEEE II International Conference on Control in Technical Systems (CTS)*.
- Yotha, D., C.Pidthalek, S. Yimman, and, S. Niramitmahapanya (2016), “Design and Construction of the Hypoglycemia Monito Wireless System for Diabetic”, *BMEiCON*, 10.1109/BMEiCON.2016.7859603, 1-4.
- Zafar Yuldashev, Aleksander Sergeev, and Natalia Nastueva, (2021), “IoMT Technology as the Basis of Wearable Online Monitors for Space Distributed Monitoring Systems for Pregnant Women” 2021 Wave Electronics and its Application in Information and Telecommunication Systems (*WECONF*) | 978-1-7281-7730-4/21 IEEE | DOI: 10.1109/WECONF51603.2021.9470556

