

T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KONTROLLÜ YÜK VERMEYİ SAĞLAYAN
MEDİKAL AKILLI TABANLIK TASARIMI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Betül TATAR

Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Teoman KARADAĞ

ŞUBAT 2024

T.C
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KONTROLLÜ YÜK VERMEYİ SAĞLAYAN
MEDİKAL AKILLI TABANLIK TASARIMI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Betül TATAR
36203615043

Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Teoman KARADAĞ

ŞUBAT 2024

TEŞEKKÜR VE ÖNSÖZ

Bu tez çalışmasının her aşamasında yardım, öneri, bilgi, tecrübe ve desteklerini esirgemedi beni her konuda yönlendiren danışman hocam Sayın Doç. Dr. Teoman KARADAĞ'a,

Yapılan çalışma ile ilgili mesleki deneyimlerini paylaşan, çalışmamızı yönlendiren ve tasarımı kullanıcılar üzerinde deneyimleyen İnönü Üniversitesi Araştırma hastanesinde Ortopedi ve Travmatoloji bölümünde görev yapan Sayın Prof. Dr. Ahmet HARMA'ya,

Çalışmalarında ayrıca tüm hayatım boyunca olduğu gibi bu çalışmalarım süresince benden her türlü desteklerini eksik etmeyen annem Fatma MADEN'e, babam Abdullah MADEN'e, kardeşlerime ve eşim Yusuf Enes TATAR'a,

Tezin uygulama aşamasında vermiş oldukları maddi ve manevi destekten dolayı, İnönü Üniversitesi BAP birimine

teşekkür ederim.

ONUR SÖZÜ

Yüksek lisans tezi olarak sunduğum “Kontrollü Yük Vermeyi Sağlayan Medikal Akıllı Tabanlı Tasarımı” başlıklı bu çalışmanın bilimsel ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yardıma başvurmaksızın tarafımdan yazıldığına ve yararlandığım bütün kaynakların hem metin içinde hem de kaynakçada yöntemine uygun biçimde gösterilenlerden oluştuğunu belirtir, bunu onurumla doğrularım.

Betül TATAR



İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR VE ÖNSÖZ	i
ONUR SÖZÜ.....	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	v
SEMBOLLER VE KISALTMALAR	vii
ÖZET	viii
ABSTRACT	ix
1. GİRİŞ	10
1.1 Tezin Amacı.....	13
1.1.1 Akıllı tabanlık sistemleri	16
1.1.2 Tabanlık özellikleri	20
1.1.3 Sensör çeşitleri ve özellikleri.....	21
1.2 Akıllı Tabanlık İle İlgili Yapılan Çalışmalar	28
2. YÖNTEM	39
2.1 Sistem Özellikleri	39
2.2 Kart Tasarımı	41
2.2.1 ARM Cortex M3.....	41
2.2.1.1 STM32F103CBU6... ..	42
2.2.2 Sensörler	44
2.2.2.1 ADS1115BQDGSRQ1.....	44
2.2.2.2 ADXL345BCCZ	45
2.2.2.3 BC817-25-7-F ile titreşim motorunun kontrolü	46
2.2.2.4 BC817-25-7-F ile buzzer kontrolü	47
2.2.2.5 DS1307	48
2.2.3 USART	49
2.2.3.1 CP2102-GMR.....	50
2.2.3.2 USB micro B	50
2.2.4 Hafıza.....	50
2.2.5 Basınç sensörü	51
2.2.5.1 LM358 ile basınç ölçümü.....	52
2.2.5.2 JST-XH2.54 SMD	52
2.2.6 Güç.....	52
2.2.6.1 AMS1117-5,0 / AMS1117-3,3.....	53
2.2.6.2 ICL7660ACBAZA	53
2.3 Sistem arayüzü	54
2.4 Tasarım sonucu	61
2.5 Kod.....	65
2.6 Çalışmanın Uygulama Alanı.....	76
3. SONUÇ VE ÖNERİLER	77
KAYNAKLAR	78
EKLER.....	85
ÖZGEÇMİŞ	85

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 1.1 : Piyasada bulunan platform sistemler ve özellikleri.	17
Çizelge 1.2 : Piyasada bulunan ayakkabı içi sistemler ve özellikleri.	19
Çizelge 1.3 : Sensör seçiminde ihtiyaç duyulan parametreler, sensörler ve sensör çıktıları.	25
Çizelge 2.1 : Kullanılan kartın bilgi şeması.....	43



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1 : Nesnelerin internetinin uygulama alanları.....	11
Şekil 1.2 : Tıbbi nesnelerin internetinin mimarisi.	11
Şekil 1.3 : Tıbbi nesnelerin internetinin kullanımına genel bir bakış.....	12
Şekil 1.4 : Kablosuz vücut alan ağlarının tıbbi nesnelerin internetinde kullanım alanları.....	13
Şekil 1.5 : Zemine uygulanan adımların fazları.....	14
Şekil 1.6 : Pedar ayakkabı içi tabanlığın sensör konumu ve sistem görünümü..	14
Şekil 1.7 : F-Scan ayakkabı içi sistemin gösterimi.....	15
Şekil 1.8 : Platform sistem ve kullanılan elemanların gösterimi.	17
Şekil 1.9 : Parotec tabanlılıkta bulunan sensörlerin yerleşimi.	19
Şekil 1.10 : 24 ayrıklı sensörlü Parotec tabanlılık ve 99 sürekli sensör matrisli Novel Pedar tabanlılık.....	19
Şekil 1.11 : Ayağın anatomik yapısı ve bölgeleri.	20
Şekil 1.12 : Gerinim ölçer sensörü ve wheatstone köprüsü ile kullanımı.	21
Şekil 1.13 : Kapasitif sensörlerin iç yapısı.	22
Şekil 1.14 : Piezoelektrik sensörün iç yapısı.....	22
Şekil 1.15 : AX, AY, AZ ile ivme ölçerin konumu ve GX, GY, GZ ile jiroskopun konumunun gösterimi.	24
Şekil 1.16 : FSR çeşitleri.....	24
Şekil 1.17 : Esneklik sensörü.	25
Şekil 1.18 : Tabanlılık tasarımında kullanılan sensörlerin yerleşimi.	26
Şekil 1.19 : Yürüme esnasında ayak tabanında yer alan sensörlerin konumları ve ölçülen basınçların yoğunluğu.....	29
Şekil 1.20 : Kistler kuvvet platformu ve sıçrama etkinliğindeki kullanımı.	30
Şekil 1.21 : Palrod Pelmobarograph'ın gösterimi.	30
Şekil 1.22 : Ayağın bölgeleri.	31
Şekil 1.23 : Tabanlılıkta bulunan sensörlerin konumlarının gösterimi.....	33
Şekil 1.24 : GaitShoe tasarımının uygulaması.	34
Şekil 1.25 : Kıyafete yerleştirilen dijital tekstil sensörlerinin konumu.	35
Şekil 1.26 : Tabanlılık tasarımı ve ayakkabıda uygulanması.	36
Şekil 1.27 : Topuklu ayakkabıya yerleştirilen sensörler.	36
Şekil 1.28 : SnowPro'nun çoraptaki sensör yerleşimi ve çorabın kullanımı.....	38
Şekil 2.1 : Tabanlılığa yerleştirilecek sensörlerin konumu.....	39
Şekil 2.2 : Tasarlanan kartın ARM Cortex M3 bölümünün şeması.....	42
Şekil 2.3 : STM32F103C6U6 kartının pinlerinin gösterimi.....	43
Şekil 2.4 : Tasarlanan kartın sensör bölümünün şeması.....	44
Şekil 2.5 : ADS1115-Q1 entegresinin pinlerinin ve iç yapısının gösterimi.	45
Şekil 2.6 : ADS1115BQDGSRQ1 entegresinin tabanlılığın tasarımında kullanılan devre şeması.	45
Şekil 2.7 : ADXL345 entegresinin pinlerinin ve iç yapısının gösterimi.....	46
Şekil 2.8 : ADXL345BCCZ entegresinin akıllı tabanlılığın tasarımında kullanılan devre şeması.	46
Şekil 2.9 : BC817 transistörün entegresinin pinlerinin gösterimi.	47
Şekil 2.10 : Titreşim motorunun akıllı tabanlılığın tasarımında kullanılan devre şeması.....	47
Şekil 2.11 : Buzzer sensörünün tabanlılığın tasarımında kullanılan devre şeması.....	48
Şekil 2.12 : DS1307 entegresinin pinlerinin gösterimi.	48

Şekil 2.13 : DS1307 entegresinin akıllı tabanlığın tasarımında kullanılan devre şeması.....	49
Şekil 2.14 : Tasarlanan kartın USART bölümünün şeması.	49
Şekil 2.15 : CP2102/9 entegresinin pin yapısı.	50
Şekil 2.16 : Tasarlanan kartın hafıza bölümünün şeması	51
Şekil 2.17 : Tasarlanan kartın basınç sensörlerini kontrol eden kısım.....	51
Şekil 2.18 : LM358 opampının pinleri, isimleri ve iç yapısının gösterimi.....	52
Şekil 2.19 : JST-XH2.54 SMD konnektörün şekli ve devreye bağlama şeması.	52
Şekil 2.20 : Tasarlanan kartın güç/enerji bölümünün şeması.....	53
Şekil 2.21 : AMS1117 entegresinin pinleri ve isimleri.	53
Şekil 2.22 : ICL7660ACBAZA entegresinin pinleri.	54
Şekil 2.23 : Arayüzde bulunan ‘Cihaz Kontrol’ paneli.	54
Şekil 2.24 : Arayüzde bulunan ‘Sensör Bilgileri’ paneli.....	55
Şekil 2.25 : Arayüzde bulunan ‘Hasta Veri Bilgileri’ paneli.....	56
Şekil 2.26 : Bağımsız ve ortalama ağırlık ile sensör tanımlama.	58
Şekil 2.27 : Arayüzde bulunan ‘Veri Tablosu’ paneli.....	59
Şekil 2.28 : Arayüzde bulunan ‘Veri Grafiği’ paneli.	60
Şekil 2.29 : Arayüzde bulunan ‘Ortalama Grafik’ paneli.....	60
Şekil 2.30 : Kartın PCB tasarımı.	61
Şekil 2.31 : Tabanlığa içine yerleştirilen sensörlerin gösterimi.	62
Şekil 2.32 : Sensör verilerini toplayan kart.	62
Şekil 2.33 : JST-XH2.54 SMD konnektör kablonun gösterimi.....	63
63	
Şekil 2.34 : Kart kutusunun gösterimi.	63
Şekil 2.35 : Tasarım sonucu tabanlığın (a) PCB görünümü (b) tabanlı sensör bağlantısı ve (c) kullanıma uygun tasarımın görünümü.....	65

SEMBOLLER VE KISALTMALAR

NEİN	: Nesnelerin İnterneti
IoT	: Internet of Things (Nesnelerin İnterneti)
RFID	: Radio-Frequency Identification (Radyo Frekansı Tanımlama)
WSN	: Wireless Sensor Networks (Kablosuz Sensör Ağları)
IoMT	: Internet of Medical Things (Tıbbi Nesnelerin İnterneti)
FSR	: Force Sensing/Sensitive Resistor (Kuvvet/e Algılama/Duyarlı Direnci)
MEMS	: Mikro-elektromekanik sistemler
PVDF	: Poliviniliden Florür
IMU	: Inertial Measurement Unit (Atalet Ölçüm Birimi)
Pa	: Pascal (Basınç birimi)
ADC	: Analog-to-Digital Converter (Analogdan Dijitale Dönüştürücü)
COP	: Center of Pressure (Basınç Merkezi)
T	: Temperature (Sıcaklık)
P	: Pressure (Basınç)
H	: Humidity (Nem)
MCU	: Microcontrol Unit (Mikrodenetleyici Birim)
FES	: Fonksiyonel Elektrik Stimülasyonu
ARM	: Advanced RISC Machine (Gelişmiş RISC Makineleri)
RISC	: Reduced Instruction Set Computer (İndirgenmiş Komut Takımlı Bilgisayar)
MUX	: Multiplexer (Çoklayıcı)
RTC	: Real Time Clock (Gerçek Zaman Saati)

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

KONTROLLÜ YÜK VERMEYİ SAĞLAYAN MEDİKAL AKILLI TABANLIK TASARIMI

BETÜL TATAR

İnönü Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektronik Anabilim Dalı

76+IX sayfa

2024

Danışman: Doç. Dr. Teoman KARADAĞ

Nesnelerin interneti kavramı ile birçok alanda insan gücüne gerek duymadan yaşamı kolaylaştıran internete ve cihaza bağlı yeni teknolojik fikirleri ortaya çıkmaktadır. Bu sayede hem günlük yaşamda kullanıma uygun, pratik ve küçük cihazlar üretilmektedir. Bu cihazlar ile hem veri takibi yapılmakta hemde cihazın verimliliği sayesinde kullanılan alanlarda da hızlı ve sürdürülebilir gelişmeler elde edilmektedir.

Bu çalışmada nesnelerin internetinin giyilebilir teknolojide kullanılarak akıllı tabanlık tasarımı ve kullanımı yer almaktadır. Tabanlık ile rehabilitasyon ve yürüme sorunu yaşadktan sonra iyileşme sürecine giren hastaların yürümeleri kolaylaşmaktadır. Tabanlıkta kullanılacak basınç sensörleri ile kullanıcının ayak tabanındaki basıncı ölçülmektedir. Tasarlanmış olduğumuz kart ile tabanlığı kullanan kişiye sesli, görsel ve titreşimli geri bildirim sunulmaktadır. Geri bildirim ise sadece zemine olması gerekenden fazla basınç uygulandığında sağlanmaktadır. Böylece tabanlığı kullanan hasta zemine uyguladığı basınç değerinin ne oranda olduğunu tahmin edebilecek ve iyileşmesini kolaylaştırmak için bu geri bildirimlere göre hareketine devam edecektir.

Yapılan çalışma ile hastaların iyileşme süreci hızlandırılmakta, veri kaydı sayesinde geriye dönük kontroller yapılmakta ve tedaviden sorumlu doktorun hakları da korunmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Nesnelerin İnterneti, Giyilebilir Teknoloji, Akıllı Tabanlık

ABSTRACT

Master Thesis

DESIGN OF MEDICAL INTELLIGENT INSOLES PROVIDE CONTROLLED LOADING

Betül TATAR

Inonu University
Graduate School of Nature and Applied Sciences
Department of Electronis

76+IX paper

2024

Supervisor: Dr. Teoman KARADAĞ

With the concept of the Internet of Things, new technological ideas related to the Internet and devices that make life easier in many areas without the need for human power are emerging. In this way, practical and small devices suitable for use in daily life are produced. With these devices, data is monitored and rapid and sustainable developments are achieved in the areas used thanks to the efficiency of the device.

This study covers the design and use of smart insoles by using the internet of things in wearable technology. With the insoles, it is easier for the patients who are in the recovery process after experiencing rehabilitation and walking problems to walk. With the pressure sensors to be used in the insoles, the pressure on the sole of the user's foot is measured. Audible, visual and vibratory feedback is provided to the person using the insoles with the card we have designed. Feedback is provided only when more pressure is applied to the ground than it should be. Thus, the patient using the insoles will be able to estimate the amount of pressure applied to the floor and will continue to act according to these feedbacks to facilitate recovery.

With the study, the recovery process of the patients is accelerated, retrospective controls are carried out thanks to the data recording, and the rights of the doctor responsible for the treatment are protected.

Keywords: Internet of Things, Wearable Technology, Smart Insole

1. GİRİŞ

Nesnelerin interneti ve endüstri 4.0 gibi kavramların ortaya çıkması ve gelişmesiyle beraber her alanda teknolojik yenilikler, fikirler ortaya çıkmakta ve hayatımızı kolaylaştırmaktadır. Kablosuz iletişimle beraber her alana uygun sensörlerin üretilmesi sayesinde ve minimal boyutta kullanıma uygun olması ile düşük güç kullanarak birçok fayda sağlaması bu alandaki yeni gelişmelerin ortaya çıkmasına katkıda bulunmuştur.

Nesnelerin interneti (NEiN) (Internet of Things – IoT) terimi 1999 yılında Kevin Ashton tarafından ortaya çıkmış ve günümüze kadar gelişerek ve farklı alanlarda yenilikler ortaya çıkararak varlığını sürdürmüştür (Ercan & Kutay, 2016; Khalil & Özdemir, 2018; Özdemir et al., 2018). IoT sayesinde cihazlar arası iletişim insana ihtiyaç duymadan kolaylıkla sağlanmaktadır. Bu kolaylık radyo frekansı tanımlama (Radio-Frequency Identification – RFID) ve kablosuz sensör ağlarının (Wireless Sensor Networks – WSN) birlikte kullanımı sonucu ortaya çıkmaktadır (Gomathi et al., 2018; Landaluce et al., 2020).

Nesnelerin internetinde üzerinde sensör bulunan nesneden/cihazdan veriler alınır/toplanır ve ağ katmanı sayesinde veri iletimi gerçekleşir. Verinin işleneceği yere iletilmesi sonucunda yapılan değerlendirme ile cihazın yaydığı sinyale göre yapması gereken işlem geri iletilerek cihazın çalışmasına yön verilmektedir. Bu şekilde nesne-arayüz ya da nesne-nesne arasında veri alış verişi gerçekleştirerek insana gerek duymadan nesne kontrolü ve takibi kolaylıkla gözlemlenmektedir (Buyya & Dastjerdi, n.d.; N. Lin & Shi, 2014).

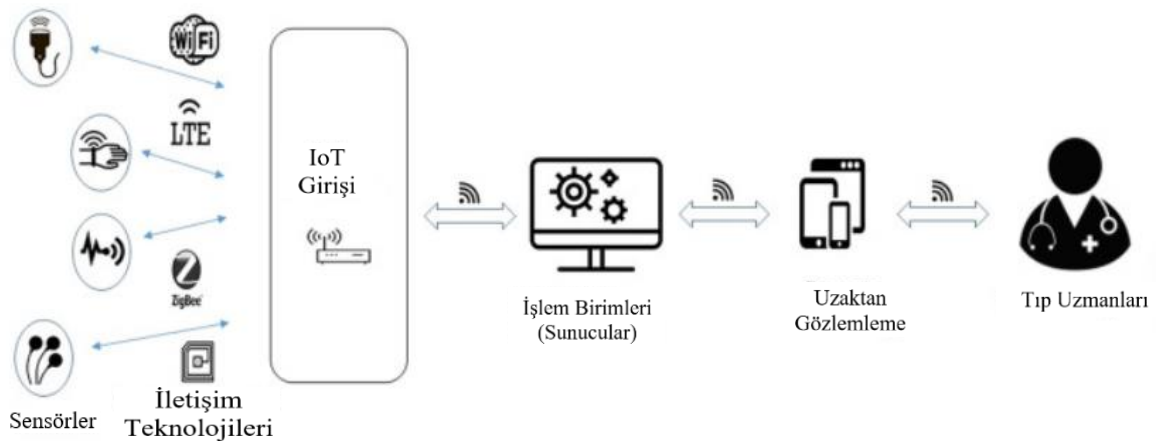
IoT'nin kullanım alanları Şekil 1.1'de gösterilmektedir (Aktaş et al., 2016). Ayrıca bazı uygulama örnekleri ise aşağıdaki gibi sıralanmaktadır.



Şekil 1.1 : Nesnelerin internetinin uygulama alanları.

IoT sisteminin kullanım alanlarının gelişmesi sayesinde hayatın her anında bu yeni teknolojiyle karşılaşmak mümkündür. Örnek olarak apartmana girdiğimizde varlığımızı algılayarak çalışan aydınlatma sistemi verilebilir. Ayrıca akıllı saat, akıllı şebeke, akıllı araç, akıllı tahta ve akıllı sera uygulamalarında bu teknolojinin başlıca örnekleri olarak değerlendirilmektedir (Chi et al., 2020; Kaleem et al., 2019; Sojuyigbe & Daniel, 2015).

IoT teknolojisinin bir alt kolu olarak ele alınan Tıbbi Nesnelerin İnterneti (Internet of Medical Things – IoMT) sağlık alanındaki IoT çalışmalarını ele almaktadır. Bu teknolojik gelişme ile tek bir ağ üzerinden veri transferi ile hızlı ve kolay sonuçlar almak mümkündür. IoMT'nin çalışma prensibi Şekil 1.2'de gösterilmektedir (Swayamsiddha & Mohanty, 2020).



Şekil 1.2 : Tıbbi nesnelerin internetinin mimarisi.

IoMT sayesinde sağlık alanında ortaya çıkan teknolojik fikirler ile hem zor görülen hastalıklar erken teşhis ve tedavi edilebilmekte hem de insanların yaşamlarını kolaylaştıran teknolojiler ortaya çıkmaktadır (Vishnu et al., 2020). İnternet tabanlı nesneler ile hastaların sağlık kontrolleri randevu almadan uzaktan verilerin aktarılması ile doktorlar tarafından takip edilmektedir. Bu sayede kişi hastaneye gitmeden kan değeri, bilinç düzeyi ve tansiyon gibi hayati parametlerde doktora bilgisayar arayüz aracılığıyla hızlı bir şekilde aktarılmaktadır. Aynı zamanda geçmişe dönük hastaya ait verileri hızlı bir şekilde görmek ve hastalık teşhisinde bulunmak kolaylaşmaktadır (Vishnu et al., 2020).

şekil 1.3'te görüldüğü gibi hastanın parmağına takılı olan nabız ölçer ile hastanın kolundaki akıllı saate bilgiler aktarıldıktan sonra anlık sağlık verileri telefon/bilgisayar aracılığıyla bulutta depolanarak doktorun isteği zaman bu bilgilere ulaşmasına olanak sağlamaktadır (cal et al., 2018).



şekil 1.3 : Tıbbi nesnelerin internetinin kullanımına genel bir bakış.

Geçmiş uygulamaların aksine IoMT teknolojisi ile internet tabanlı nesneler daha küçük boyutta ve daha hafif olmasının yanı sıra düşük enerji tüketen sensörler sayesinde uzun ömürlü olmaları gibi avantajları da bulunmaktadır (Vishnu et al., 2020).

IoMT teknolojiisi ile ortaya çıkan birçok cihaz bulunmaktadır. Bunlardan biri olan yaşlıların düşmesini takip edip izleyen uygulamada jireskop, ivmeölçer ve titreşim sensörleri kullanılarak hastanın bulunduğu yerdeki konumu ve aktivitesi tespit edilmektedir. Bu sayede ani bir denge kaybı sonucu hastanın düşmesi sensörler aracılığıyla bilginin paylaşılacağı kişilere aktarılarak hızlı ve erken tedavi imkanı sağlamaktadır (Vishnu et al., 2020).

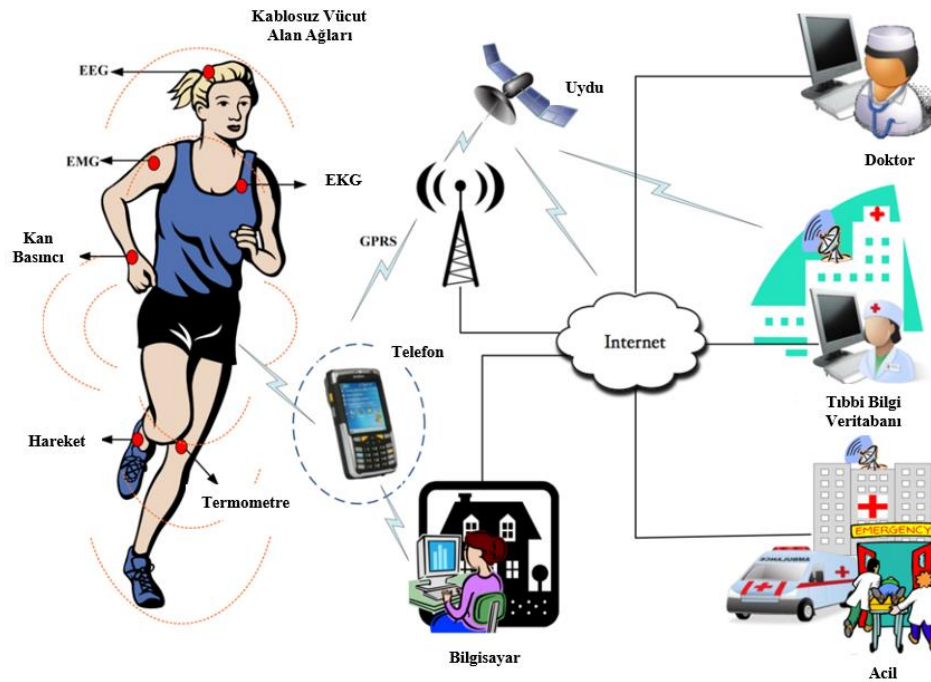
Diğer bir uygulama olan diyabet hastalarının takibinde hastanın şeker seviyesi takip edilmektedir. Piyasada satılan birçok izleme cihazı bulunmaktadır ancak eş zamanlı veri

paylaşımı yapılmamasından dolayı IoMT teknolojisinin kullanımı tercih edilmektedir. Bu sayede hastanın şeker seviyesi bluetooth aracılığıyla doktorun telefon/bilgisayar ekranına gönderilerek hastanın takibi eş zamanlı yapılmaktadır (Vishnu et al., 2020).

Günümüzde ise 2019 yılında Çinin Wuhan kentinde ortaya çıkan Covid-19 salgınında kullanılmak üzere eş zamanlı uzaktan izleme teknolojisi büyük önem kazanmıştır. Bu gelişme sayesinde bulaşıcı olan Covid virüsünü taşıyan hastaların evlerinde karantinada bulundukları süre boyunca takipleri uzaktan verilerin alınması ile mümkün olmuştur. Ayrıca hangi bölgede ne kadar hasta virüse yakalanmış ve durumları hakkında bilgilerin elde edilme imkanı bulunmaktadır (Swayamsiddha & Mohanty, 2020).

1.1 Tezin Amacı

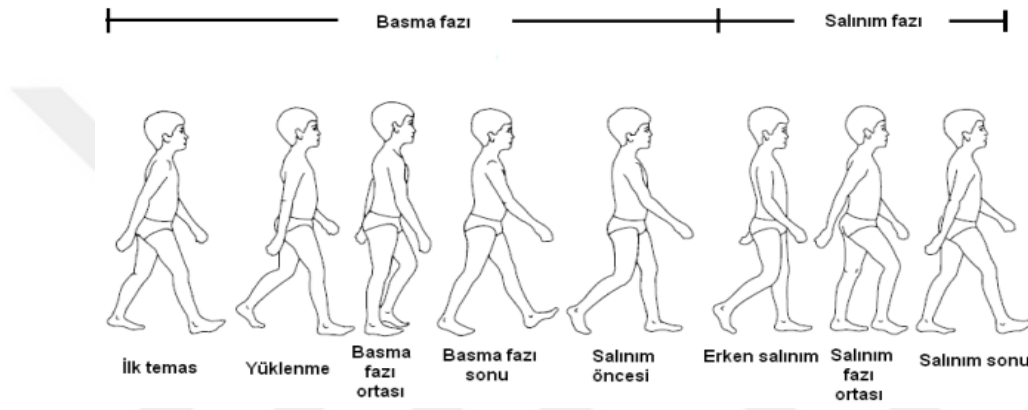
Çalışmada bahsedilen ve giyilebilir teknolojilere örnek olarak gösterilebilecek olan akıllı tabanlı teknolojisi nesnelerin internetinin (IoT) gelişmesi sonucu ortaya çıkan tıbbi nesnelerin interneti (IoMT) ile geliştirilerek hem hastaların hemde sağlıklı kişilerin yaşamlarında kullandıkları bir yenilik olarak ortaya çıkmaktadır. Şekil 1.4'te ise bir sporcunun kalp, nabız, hareket, sıcaklık ve beyin sinyalleri gibi parametrelerini algılayan sistem ve sistemin akış şeması gösterilmektedir (Aktaş et al., 2016).



Şekil 1.4 : Kablosuz vücut alan ağlarının tıbbi nesnelerin internetinde kullanım alanları.

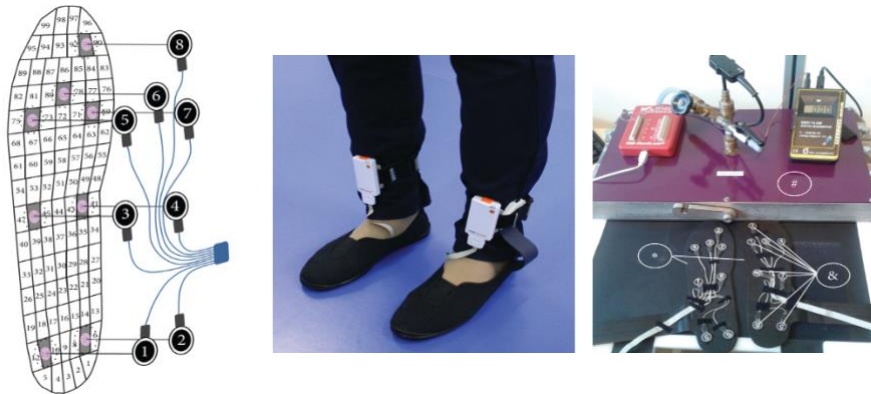
Akıllı tabanlık belden aşağı yapılan bacak, diz, ayak ve bilek ameliyatlarından sonra hastaların iyileşme sürelerini kısaltmak ve maliyeti düşürmek için tasarlanan bir uygulama olarak ele alınsa da spor, dans gibi alanlarda da kullanıcının ayak hareketlerinin takip ederek analiz yapma kolaylığı sağlamaktadır (Khoo et al., 2017). Ayakkabı içindeki plantar basıncı ölçerek yürümede sorun yaşayan ve ayak problemleri olan kişilerin tedavisinde kolaylık sağlanmaktadır.

Şekil 1.5'te ayağın zemine ilk temasından salınım sonuna kadarki aşamaları görsellerle anlatılmıştır. Bu fazlar dikkate alınarak tabanlık için ayak tabanının hangi bölgelerine sensör yerleştirilmesi gerektiği belirlenecektir (Torna, 2017).



Şekil 1.5 : Zemine uygulanan adımların fazları.

Piyasada satılan F-Scan, Pedar Sensole sistemi, Moticon ve Orpyx gibi ürünler teknolojik gelişmelere örnek verilmektedir (Tan et al., 2015). Şekil 1.6'da gösterilen Pedar sistemi ile eş zamanlı takip mümkündür ancak ayakkabı içerisinde yer alan piezoelektrik sensörler uzun süre kullanım ve basınca maruz kalmaktan dolayı zarar görmektedir (Castro et al., 2014).



Şekil 1.6 : Pedar ayakkabı içi tabanlığın sensör konumu ve sistem görünümü.

Tekscan tarafından üretilen ve Şekil 1.7’de gösterilen F-Scan tabanlık ise eş zamanlı olarak verileri kablosuz bir şekilde bilgisayara/telefona aktarma özelliğine sahip olmadığı için tam anlamıyla kullanışlı bir örnek değildir (F-Scan Systems, n.d.; F. Lin et al., 2016).



Şekil 1.7 : F-Scan ayakkabı içi sistemin gösterimi.

Akıllı tabanlılığın kullanım alanı oldukça yaygın olmasının yanı sıra her alana da hitap eden bir teknolojidir. Bireyin attığı adımın takibini yaparak günlük aktivitelerini ne ölçüde gerçekleştirdiğini telefonlarımızda bulunan uygulamalar ile takip etmek mümkündür. Bunun geliştirilmesi sonucu yere uygulanan basınç, adım yüksekliği gibi parametreleri belirleyen uygulamaların yanı sıra diyabetten kaynaklı ülser problemlerinin çözümünde de kullanılan bir yöntemdir. Bu örneklerle ek olarak akıllı tabanlılık teknolojisinin uygulandığı başlıca alanlar aşağıdaki gibi sıralanabilir.

- Ergonomik ayakkabı tasarımı yapmak (Park et al., 2019).
- Sporcuların performansını izlemek ve analizini yaparak gelişmesine katkıda bulunmak (Abdul Razak et al., 2012).
- Denge kontrolünü sağlamak ve iyileştirmek (Abdul Razak et al., 2012; Park et al., 2019).
- Hastalıkların erken teşhisinde ve takibinde kullanmak (Abdul Razak et al., 2012).

- Fizik tedavi ve rehabilitasyon uygulamalarında kolaylık sağlamak (Abdul Razak et al., 2012).
- Ayak sağlığını takip etmek (Park et al., 2019).
- Yaralanmaları/kazaları önlemek (Abdul Razak et al., 2012; Park et al., 2019).

Akıllı tabanlık sayesinde mobil erişime uygun, hızlı veri toplama imkanı bulunan, verimli, esnek, kullanışlı ve düşük enerjili kablosuz bir sisteme sahip olmaktadır (Abdul Razak et al., 2012). Aynı zamanda tabanlıktan alınan verileri eş zamanlı olarak telefon/bilgisayar gibi cihazlardan takip etme kolaylığı da bulunmaktadır. Bu avantajlardan dolayı hastaların kullanımına uygun bir teknolojik araçtır.

Akıllı tabanlık için dikkat edilmesi gereken başlıca özellikler ise aşağıdaki gibidir.

- Yürüyüşte değişikliğe sebep olmayacak (Morris, 2004).
- Her iki ayağın hareketine göre uyum sağlayacak (Morris, 2004).
- Herhangi bir yere bağlı olmayacak. Kablosuz çalışma özelliğine sahip olacak (Morris, 2004).
- Kullanıcıya kendi ayakkabısını kullanma fırsatını sağlayacak (Morris, 2004).
- Sıvı temasına karşı korunaklı olacak.
- Üzerinde titreşim/ses gibi uyarıcılar yer alacak.
- Enerji gereksinimini karşılayacak ünite bulunduracak.

1.1.1 Akıllı tabanlık sistemleri

Akıllı tabanlık teknolojisini platform sistemler ve ayakkabı içi sistemleri olarak iki alt başlıkta incelemek mümkündür (Abdul Razak et al., 2012).

1. Platform Sistemler: Düz ve katı/sert bir zeminde bulunan bir sistemdir. Platformun boyutuna göre yüzeye paralel olarak yerleştirilen sensörlerin bulunduğu alan artacağı için daha fazla veri elde etme imkanı bulunmaktadır. Ancak belli bir odada sabit kalmak gerektiğinden dolayı günlük kullanıma elverişli değildir. Ayrıca zeminde yer alan sensörlerden veri alabilmek için oda içerisinde çok sayıda adım atmak gerekmektedir (Zulkifli & Loh, 2020). Çoğunlukla araştırma yapılan durumlarda bir oda içerisinde kullanıma uygun

bir sistemdir (Abdul Razak et al., 2012). Şekil 1.8’de yürüyüş laboratuvarı (Gait Lab) olarak adlandırılan ve hastaların yürüyüşlerinin analiz edildiği odada çevre kameraları, jiroskop, ivme ölçer ve basınca duyarlı halı gibi elemanlar bulunan platform sistem gösterilmektedir (Bilgili & Sardoğan, 2021). Ancak ortamdan ve üzerlerinde taşıdıkları malzemelerin ağırlığından dolayı hastaların rahat hareket etmemesi ve böyle kapsamlı bir laboratuvarın kurulmasının maliyetli olması gibi nedenlerden dolayı tercih edilen bir yöntem değildir (Xu et al., 2012).



Şekil 1.8 : Platform sistem ve kullanılan elemanların gösterimi.

Üreticiler tarafından piyasaya sürülen farklı özelliklere sahip platform sistemler Çizelge 1.1’de sıralanmıştır (Rosenbaum & Becker, 1997).

Çizelge 1.1 : Piyasada bulunan platform sistemler ve özellikleri.

	Sensör Türü	Çalışma Alanı (cm)	Sensör Sayısı	Çözünürlük	Örnekleme Frekansı (Hz)
EMED	Kapasitif	19×30 – 30×50	1500-2736	1-4	50-100
F-Scan	Rezistif	30×46	2138	1-4	165
Pedobarograph	Optoelektronik	36×36	Uygulanamaz	<0.1	25
Musgrave	Kuvvet algılama direnci	19×39	2048	4	56
Buratto	Yarı iletken	38×41 – 43×143	1900-7632	1.6	150

2. Ayakkabı içi Sistemler: Kullanımı platform sistemlere göre daha kolay bu yöntemde farklı sensörlerle tasarlanan tabanlı ayakkabının içine yerleştirilerek kullanılan pratik bir yöntemdir. Platform sistemde olduğu gibi oda/mezan/platform/alan sınırlaması olmadığı için kullanıcılar tarafından her alanda kullanılabilir. Farklı türdeki ayakkabılarda (spor, topuklu, babet vb.) kullanım kolaylığı sağladığı için herkes tarafından tercih edilmektedir (Zulkifli & Loh, 2020).

Tabanlılığın boyutu kullanıcının ayak tabanı ölçüsü ile sınırlı olacağından ve daha az sensör kullanılacağından dolayı sensör noktalarının doğru tespit edilmesi gerekmektedir (Abdul Razak et al., 2012). Ayrıca ayakkabı içindeki hava, ısı ve nem gibi parametreler sensörün ömrüne olumsuz etkileyeceği için bunlar dikkate alınarak sensör seçiminin dikkatli yapılması gerekmektedir (Zulkifli & Loh, 2020).

2.1. Matris Cihazları: Ayakkabı içine yerleştirilen sensörler tüm yüzeyi kaplayacak şekilde satırlarda ve sütunlarda düzenli bir şekilde yer almaktadır (Rosenbaum & Becker, 1997). Ameliyat sonrası ayak fonksiyonlarını daha yakından takip edebilmek amacıyla kullanılan tabanlı türüdür (Nick A. Guldemon, 2007).

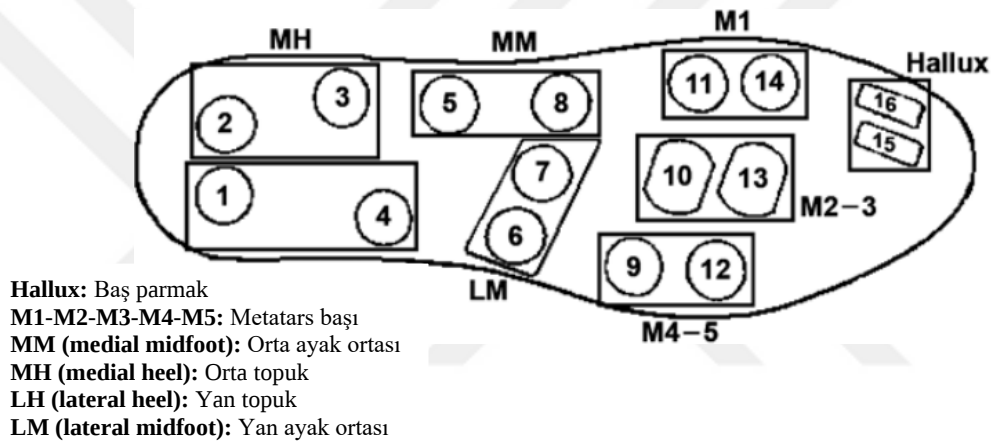
2.2. Ayrık Sensörlü Tabanlı Sistemleri: Ayrık sensörlü sistemde ayak tabanının belirli bölgelerine sensörler yerleştirilmektedir. Bu sensörler sayesinde daha az veri ile daha hızlı sonuç elde etme kolaylığı bulunmaktadır. Genellikle klinik uygulamalar için kullanılan ucuz ve kolay bir sistemdir (Nick A. Guldemon, 2007). Ancak az sayıda kullanılan sensörlerden dolayı altında sensör bulunmayan alanlardaki verilere ulaşamayacağı için sonrasında yapılan hesaplamalarda hatalar meydana gelecektir. Aynı zamanda ayak tabanlarındaki farklılıktan dolayı her kullanıcı için kullanışlı olmayacaktır. Ancak kişi bazlı yapılan muayene sonucu sensör konumları kişiye özel ayarlanabilmektedir (Rosenbaum & Becker, 1997).

Platform sistemlerde olduğu gibi ayakkabı içi sistemlerde de farklı özelliklere sahip cihazlar Çizelge 1.2’de belirtilmiştir (Rosenbaum & Becker, 1997). Şekil 1.9’da ise ayrık

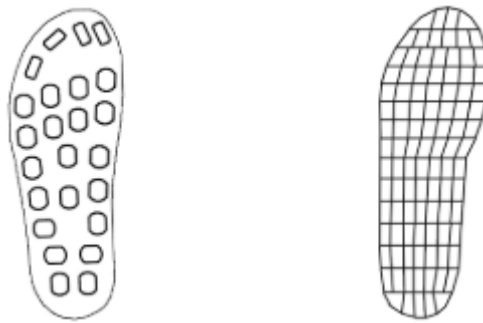
sensör türüne örnek olan Parotec tabanlığın sensör konumu gösterilmektedir (Potdevin et al., 2007). Şekil 1.10’da ise hem ayrıık sensör sistemini hemde sürekli matris sisteminin sensör yerleşimini görmek mümkündür (Nick A. Guldemon, 2007).

Çizelge 1.2 : Piyasada bulunan ayakkabı içi sistemler ve özellikleri.

	Sensör Türü	Kalınlık (mm)	Sensör Sayısı	Çözünürlük	Örnekleme Frekansı (Hz)
Matris Cihazlar					
Pedar	Kapasitif	2.6	<256	0.7	100
F-Scan	Rezistif	0.2	960	4	165
Buratto Dinatto	Yarı iletken	1	64/128	1.6	150
Ayrıık Sensörler					
Parotec	Hidro hücreler	2.5	16/24	Uygulanamaz	100-250
CETIC-PD 16	Piezoseramik	2.0	2×8	Uygulanamaz	100



Şekil 1.9 : Parotec tabanlıkta bulunan sensörlerin yerleşimi.



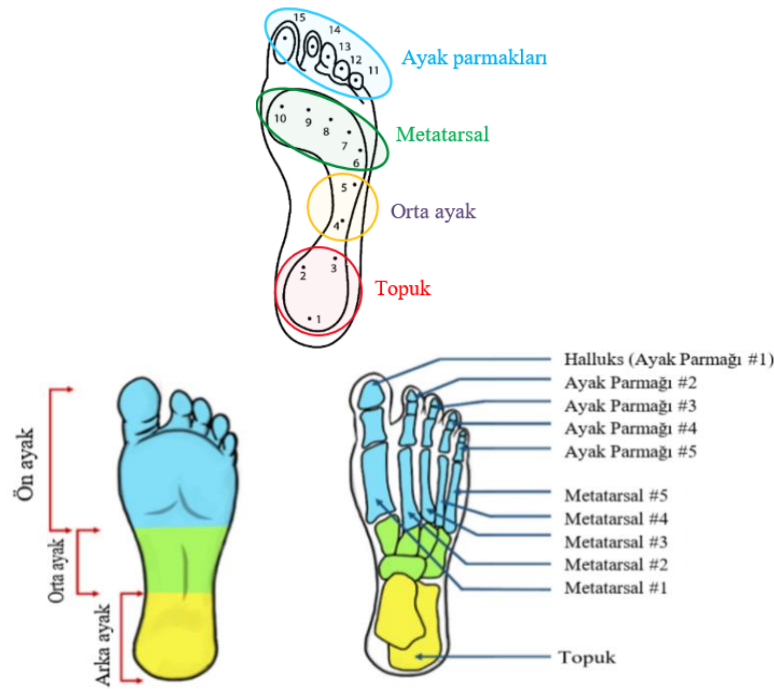
Şekil 1.10 : 24 ayrıık sensörlü Parotec tabanlık ve 99 sürekli sensör matrisli Novel Pedar tabanlık.

1.1.2 Tabanlık özellikleri

Ayakkabı içine yerleştirilen tabanlık için gereken özellikler aşağıdaki gibi sıralanmaktadır (Abdul Razak et al., 2012).

1. Mobil/Taşınabilir: Hafif ve küçük olması gerekmektedir. Önerilen ağırlık 300g veya daha az olarak tanımlanmaktadır.
2. Az Kablo: Rahat, güvenli ve doğal bir yürüyüşe sahip olmak için kablosuz bir tabanlık tasarımı oldukça önem taşımaktadır.
3. Yerleşim: Ayakkabı içerisine yerleşecek olan tabanlığın kullanan kişiyi rahatsız etmeyecek şekilde ince, hafif ve konforlu olması gerekmektedir. Ayak tabanında bulunan bölümlere göre sensörlerin doğru konumu tespit edilmeli ve tabanlık tasarımı ona göre yapılmalıdır.

Şekil 1.11’de topuk 1-3, orta ayak 4-5, metatarsal 6-10 (ayak tarağına ait), ayak parmağı 11-15 numaraları ile gösterilmiştir (Abdul Razak et al., 2012). Ayak yapısına daha yakından bir bakış sağlamak için anatomik gösterimini de şekilde yer verilmiştir (Abdul Razak et al., 2012; Subramaniam et al., 2022). Bu bölümlere uygulanan yük ve buna bağlı olarak basınç farklı olacağından kullanılacak sensör konumlarını belirlerken ayak bölümlerini dikkate almak gerekmektedir.



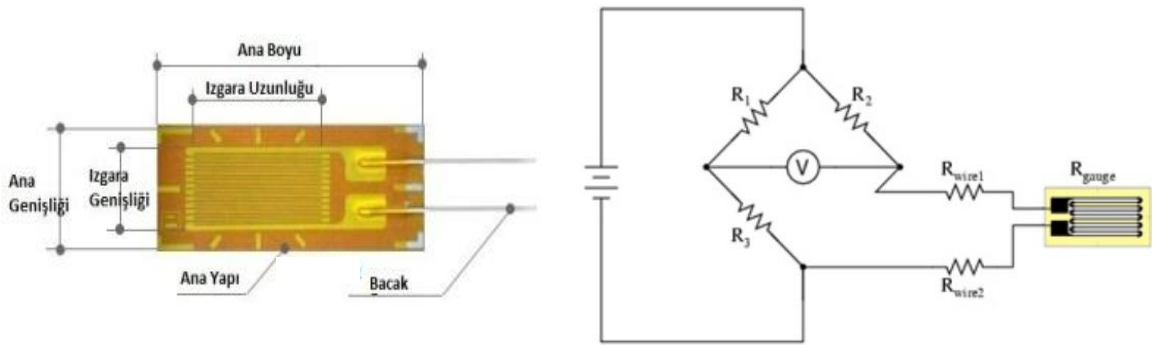
Şekil 1.11 : Ayağın anatomik yapısı ve bölgeleri.

4. Ucuz: Günlük yaşamda ve herkes tarafından kullanılacak bir teknoloji olacağı için maliyet açısından uygun fiyat aralığına sahip olmalıdır.
5. Düşük Enerji: Sensörler ile kişinin attığı adımlar, yere uyguladığı basınç ve yaptığı hareketler hakkında bilgi toplamak ve bu bilgileri depolamak için ihtiyaç duyacağımız güç kaynağı olacak pillerin az enerji harcaması önemlidir.

1.1.3 Sensör çeşitleri ve özellikleri

Basınç algılamada kullanılan çeşitli basınç sensörleri aşağıdaki gibi sıralanmaktadır (Abdul Razak et al., 2012).

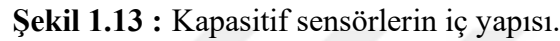
1. Gerinim Ölçer Sensörler: Kuvvet plakalarında/platformlarında (platform sistemlerde) kullanılan sensör türüdür. İletkene uygulanan kuvvetten dolayı sensör direncinde değişiklik meydana gelmektedir. Bu değişiklik sensörde bulunan iletkenin uzunluğuna ve kesit alanına bağlıdır. Böylece sensör üzerinde birkaç mili volt değerinde değişiklikler de meydana gelmektedir. Değişiklik ölçümü için wheatstone köprüsü kullanılmaktadır (Kaygusuz, 2015; Rosenbaum & Becker, 1997). Şekil 1.12’de gerinim ölçer sensörünün iç yapısı ve devre üzerinde kullanımı gösterilmektedir (Çevik, 2019; Kaygusuz, 2015).



Şekil 1.12 : Gerinim ölçer sensörü ve wheatstone köprüsü ile kullanımı.

2. Kapasitif Sensörler: Sensörde bulunan kapasitif özelliğe sahip diyaframın basınç/kuvvet uygulanması sonucunda esnemesi diyaframın içinde

3. Rezistif Sensörler: Bu sensör türünde yaygın olarak kuvvet (force-sensing resistor – FSR) kullanılmaktadır. FSR sensör hızlı tepki verme özelliğine sahip, gürültüye dayanıklı ve düşük güç için sıklıkla kullanılmaktadır. Ancak lineer olmayan ve tekrar edilebilirliği düşük olması nedeniyle bu özelliklerin giderilmesi gerekmektedir (Tahir et al., 2020).



- Sensöre basınç uygulandığında elektrotlar arasındaki direnç değeri hesaplanmaktadır (Abdul Razak et al., 2012). Sensöre uygulanan basınç değerindeki artış ile sensör direnci azalmaktadır (Drăgulescu et al., 2020).

4. Piezoelektrik Sensörler: Piezoelektrik materyal ile uygulanan basınç/kuvvet sonucunda elde edilen düşük gerilim endüklenmesi ile mekanik enerji elektrik enerjisine dönüştürülür (Uygur, 2018). Sensörün iç yapısı Şekil 1.14’te gösterilmektedir (Çevik, 2019).



Mikro-elektromekanik sistemler (Micro-electromechanical systems – MEMS) piezoelektrik sensör türüdür. Bu sensör türünde kuvvete bağlı olarak farklı genliklerdeki elektriksel darbeler üreten x, y, z eksenlerindeki kuvvetler algılanmaktadır. Ayrıca geniş frekans aralığı, yüksek mekanik güçlere ve neme karşı dayanıklılığı sayesinde tabanlık için kullanıma uygundur (Tahir et al., 2020).

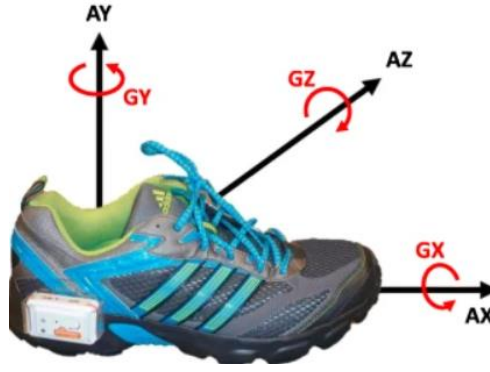
5. Piezorezistif Sensörler: Basınca bağlı olarak gerilim üreten sensördür. Yapısında bulunan yarı iletken malzemeler basınç ile karşılaşınca direnç değerlerinde değişiklik göstererek bu basınca karşı deforme olmazlar. Yuvarlak sensöre kıyasla daha az gerilim değerine sahip olan kare sensör tercih edilmektedir (Wahab et al., 2008). Kullanım alanlarına örnek olarak tansiyon cihazları verilebilir.

Piezorezistif bağlantıyı gerçekleştirmek için wheatstone (direnç) köprüsü ideal bir devredir (Wahab et al., 2008).

6. Optoelektronik Sensörler: Alıcı, verici ve aralarında silikondan oluşan bir malzeme ile tasarlanan sensör türüdür. Burada alıcılar lazer veya LED, vericiler ise foto diyot olarak ele alınmaktadır. Bu sensöre kuvvet uygulandığı an dış yüzeyinde meydana gelen değişiklik ile yayılan ışık engellenir ve çıkış voltajında değişiklikler meydana gelmektedir (Drăgulescu et al., 2020).

Akıllı tabanlık tasarımında kullanılan başlıca sensörler ve bu sensörlerin özellikleri aşağıda belirtilmiştir (Bamberg et al., 2008).

1. İvme ölçer (Accelerometer): Adım uzunluğunu ve hızını belirler. Ayrıca var olan diğer hızları ve yer değişimlerini ölçer. Tek bir eksenle ivme ölçümü yapılmaktadır (Bamberg et al., 2008).
2. Jiroskop (Gyroscopes): Oryantasyonu sağlar. Yön belirlemede kullanılmaktadır. İvmeölçere kıyasla üç eksenle (X, Y, Z) dönüş hızının ölçümünü yapma özelliğine sahiptir (Bamberg et al., 2008). Şekil 1.15'te ivme ölçer ile jireskobun konumları gösterilmektedir (Nguyen et al., 2019).



Şekil 1.15 : AX, AY, AZ ile ivme ölçerin konumu ve GX, GY, GZ ile jiroskopun konumunun gösterimi.

3. Kuvvet Algılama Direnç (Force Sensing Resistor – FSR): Rezistif sensör türü olarak ele alınmaktadır. Ayak altındaki basıncın dağılımını, topuk vuruşu ile ayak parmağı zamanlamalarını hesaplar (Bamberg et al., 2008). Şekil 1.16’da gösterilen farklı şekil ve boyutta üretilen FSR kullanım alanlarına göre tercih edilmektedir (Direnç.net, n.d.).



Şekil 1.16 : FSR çeşitleri

4. Poliviniliden Florür Şeritleri (Polyvinylidene Fluoride Strips – PVDF Strips): Piezoelektriksel özellik göstermektedir. Baskı uygulandığı anda mekanik enerji, elektrik enerjisine dönüşür. FSR gibi topuk vuruşu ile ayak parmağı zamanlamalarını hesaplar (Bamberg et al., 2008).
5. Esneklik Sensörleri (Bend Sensors): Yürüme esnasından ayak tabanında meydana gelen plantar fleksiyon (ayak tabanına doğru bükülme), dorsal

fleksiyon (ayak sırtına doğru bükülme) ve metatarsal (ayak tarağına ait) esnekliklerini belirler (Bamberg et al., 2008). Sensörün görseli Şekil 1.17'deki gibidir (Direnc.net, n.d.).



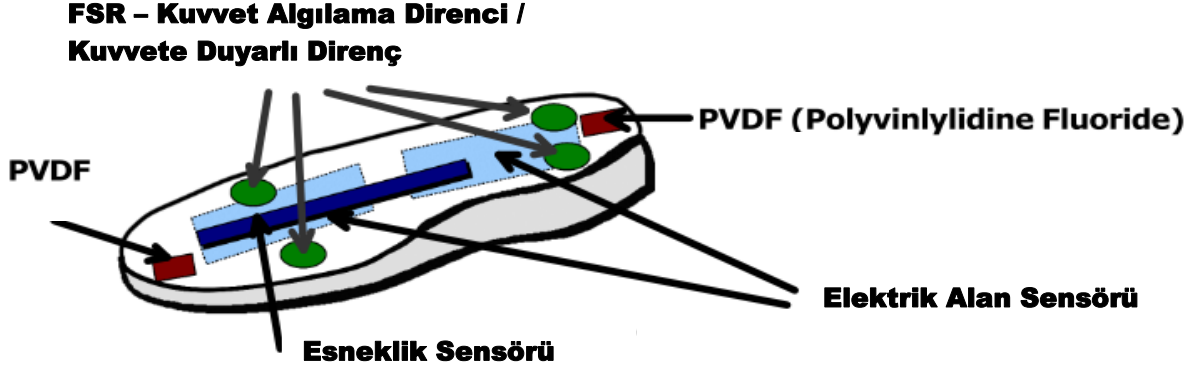
Şekil 1.17 : Esneklik sensörü.

6. Elektriksel Alan Sensörleri (Electrical Field Sensors): Ayağın yerden yüksekliğini ölçer (Bamberg et al., 2008).

Akıllı tabanlı tasarımında kullanılacak sensörlerle ölçülecek verilerin neler olduğu Çizelge 1.3'te gösterilmektedir (Morris, 2004). Şekil 1.18'de akıllı tabanlı yapmak için kullanılması gereken sensörlerin konumları gösterilmektedir (Morris & Paradiso, 2002).

Çizelge 1.3 : Sensör seçiminde ihtiyaç duyulan parametreler, sensörler ve sensör çıktıları.

Parametre	Sensör	Sensör Çıktısı
Topuk ve Parmak vuruşu zamanlaması	Kuvvet algılama direnci (Force-Sensing Resistor – FSR) Poliviniliden Florür (Polyvinylidene Fluorid–PVDF)	FSR: Sensör boyunca uygulanan kuvvete karşılık gelen direnç değişimi. PVDF: Sensör boyunca dinamik basınca karşılık gelen voltaj değişimi.
Plantar fleksiyon (bükülme)	Esneklik Sensörü	Sensörün gerilmesine bağlı olarak bükülme açısındaki değişikliğinin dirence etkisi.
Adım uzunluğu ve adım hızı	İvme ölçer	Kullanıcının hızına bağlı olarak voltajdaki değişim. İleri doğru ivme ölçümü yapar.
Oryantasyon	Jiroskop	Açısal hıza bağlı olarak voltajdaki değişim.
Yer değiştirme	İvme ölçer	Kullanıcının hızına bağlı olarak voltajdaki değişim. Yana doğru ivme ölçümü yapar.
Ayağın yerden yüksekliği	İvme ölçer Elektik alan	Kullanıcının hızına bağlı olarak voltajdaki değişim. Dikey ivme ölçümü yapar. Elektrik alan ile mesafeye karşılık gelen kapasitans ölçülür.



Şekil 1.18 : Tabanlık tasarımında kullanılan sensörlerin yerleşimi.

Atalet ölçüm birimi (Inertial Measurement Unit – IMU) diğer bir deyişle eylemsizlik ölçüm birimi olarak adlandırılan cihaz bir ivmeölçer, jiroskop ve bazı uygulamalar için gerekirse manyetometrelerden oluşmaktadır. Bu birleşim sonucunda kuvvet ve açısal hız gibi parametrelerin ölçümünde ve bilgileri derlemede IMU kullanılmaktadır (Bamberg et al., 2008). IMU maliyet açısından uygun ve kullanım açısından kolay entegre edilme özelliklerinden dolayı tercih edilmektedir (Nguyen et al., 2019).

Akıllı tabanlık tasarımı yapılırken dikkat edilmesi gereken hususlar arasında hassasiyet, doğruluk, kalibrasyon ve örnekleme frekansı yer almaktadır. Sensörlerin sahip olması gereken diğer özellikler ise aşağıdaki gibidir (Abdul Razak et al., 2012).

1. Doğrusallık: Sensöre uygulanan basınç ile sinyalin doğrusal olup olmadığı tespit edilerek sinyal işleme ile elde edilen sonucu yorumlayabilmek ve kullanabilmek mümkündür. Sinyal işleme için sinyalimiz ne kadar doğrusal ise o kadar kolay işlem yapılacağından doğrusal basınç sensörleri tercih edilmektedir. Ölçüm sonucu elde edilmesi gereken gerçek değer ile sensörden alınan değer arasında doğru orantı olmalıdır. Yapılan çalışmalar sonucunda araştırmacılar tarafından %5'ten az olan sapmalar doğru sonuç için yeterli bulunmaktadır (Nick A. Guldemon, 2007).
2. Histerezis: Sensörün çalışma aralığını tespit etmek için sensör boşken ve doluyken çıkan sinyalleri takip etmek gerekmektedir. Histerezis özelliğine sahip bir sensör yüklemeye kadarki sürede sahip olduğu sinyallerin boşalmadan yüklemeye kadarki sürede sahip olduğu sinyallere eşit olması gerekmektedir. Ancak doğrusallık özelliğinde de olduğu gibi yapılan

alışmalar en fazla %5'lik bir sapma oranını kabul etmektedir (Nick A. Guldemonđ, 2007).

3. Algılama Boyutu: Zemine uygulanan basıncı algılamak için kullanılan sensörlerin boyutu ve yerleşimi büyük öneme sahiptir. Büyük sensörler basınç yoğunluğu olan bir noktayı algıırken uç noktalardaki basıncı ihmal edilebilir derecede algılayabilir. Bu sebeple 5mm×5mm boyutunda veya daha küçük boyuttaki sensörlerden oluşan bir sensör dizisi kullanılması önerilmektedir (Wahab et al., 2008). Ayrıca sensörler tabandaki tüm basıncı ölçeceği için belirli bir basınç tepe noktasına büyük sensör yerleştirmek yanlış ölçüme sebep olacağından düzenli bir sensör dağılımı da önerilmektedir (Rosenbaum & Becker, 1997).
4. Basınç Aralığı: Her adımda yüzeye etki eden kuvvet yani ayağa uygulanan basınç kişinin kilosuna bağlı olarak farklılık göstermektedir. Bu sebeple basıncın en yüksek ve en düşük olduğu değerlere bağlı olarak sensör seçimi yapılmalıdır. Birim alan (1 m²) başına düşen kuvvete (1 Newton) eşit olan basınç (Basın=Kuvvet/Alan) birimi Pascal'dır (Pa). Sensöre uygulanan basınç değeri literatürde 1,9 kPa olarak yazılı olmasına rağmen daha yüksek basınçlarda bu değer 3 MPa olarak tespit edilmiştir (Nick A. Guldemonđ, 2007; Rosenbaum & Becker, 1997). Ayrıca günlük yaşamda 250 kPa, obez bir kişide 500 kPa'dan fazla ve zıplayan bir sporcuda 750 kPa – 1MPa arasında basınç uygulandığı literatürlerde yer almaktadır.
5. Sıcaklık Hassasiyeti: Ayakkabı içerisine yerleştirilen tabanlıkta bulunan sensörlerin malzemeden kaynaklı farklı sıcaklıklarda farklı değerler gösterme ihtimali olduğundan seçilen sensörlerin düşük sıcaklık aralığında olması önerilmektedir. Bu sıcaklığın 20°C -37°C arasında olması tercih edilmektedir.
6. Çalışma Frekansı: Ayakkabıdan alınacak sinyallerin çalışacağı frekans aralığı yapılan çalışmalar sonucun en fazla baskı uygulandığı an olarak koşma esnasında elde edilen veriler ile 200 Hz'lik maksimum çalışma frekansı belirlenmiştir (Wahab et al., 2008). Günlük hayatta kullanılacak tabanlık için ideal değer olarak 50 Hz örnekleme frekansı önerilmektedir (Nick A. Guldemonđ, 2007). Bu değerler ideal olarak ele alınan değerler olduğu için

Çalışmalarda güvenle kullanılabilir. Ancak daha düşük örneklemeler frekanslarının kullanılması basınçtaki değişiklikleri algılayamayacağı için tahminlerde yanlış sonuçlar elde edilmesine sebep olacaktır (Nick A. Guldemon, 2007).

7. Sürünme ve Tekrarlanabilirlik: Ayakkabı içerisinde yer alan sensörlerin yüksek ısı ve enerjiye maruz kalması sonucu yapısındaki değişmelere sürünme denilmektedir. Bu durumu ortadan kaldırmak için düşük sürünme sensörleri kullanmak önerilmektedir. Tekrarlanabilirlik özelliği sayesinde uzun süre kullanılan tabanlıktan sağlıklı sonuçlar elde edilmektedir. Sürekli alışan sensörlerde sürünme sonucu bozulma olmaması durumunda verilere doğru bir şekilde ulaşmak mümkündür.

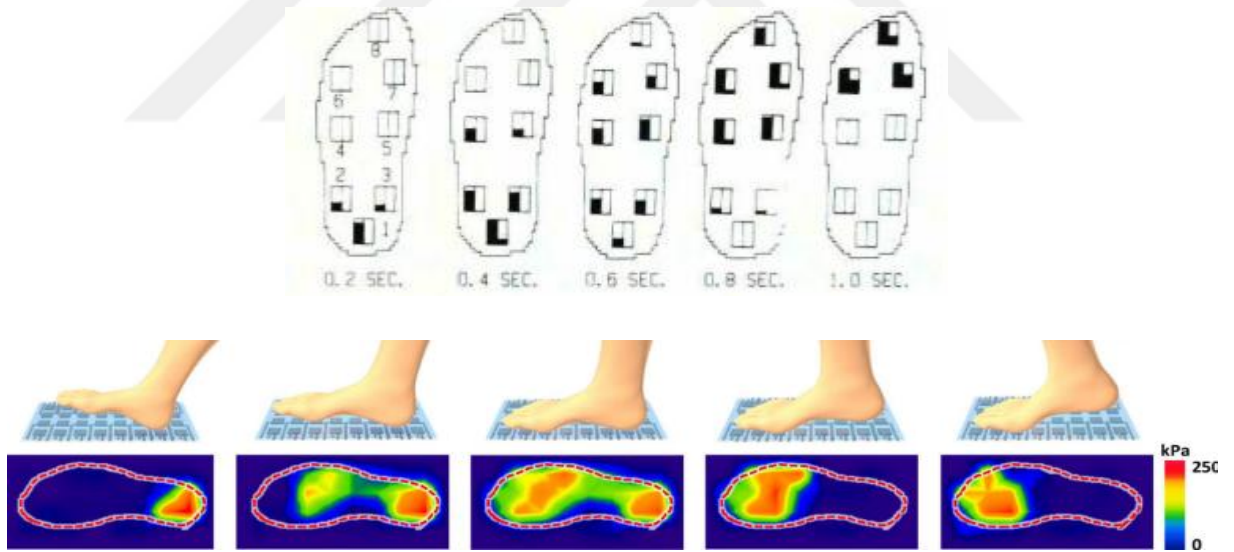
1.2 Akıllı Tabanlık İle İlgili Yapılan alışmalar

Ayak basıncı ile ilgili yapılan ilk çalışmalar 1930’larda karşımıza ayak hastalıklarında ve bozukluklarında çözüm üretme amacıyla ortaya çıkmasına rağmen bilimsel ve teknolojik anlamda yapılan ilk uygulamalar 1963 yılında Bauman ve Brand tarafından ortaya çıkmıştır. İnce bir transdüser kullanılarak gerek çıplak ayakla zemine uygulanan basınç gerekse ayakkabı içerisine yerleştirilmiş bir tabanlık ile zemine uygulanan basınç lme fikri ortaya atılmıştır (Bauman & Brand, 1963; Mally et al., 2020). Ayakkabı içerisindeki basıncı ölçmenin yanı sıra farklı ayakkabılarda da bu sistemin kullanılması bir avantaj olacağı düşünülmektedir.

1985’lerde ise ayak tabanındaki basınç dağılımını incelemek üzerine araştırmalar yapılmaya başlanmıştır. Soames isimli araştırması basınç-zaman integrali üzerinde çalışmalar yapmıştır. Kullanıcını yere uygudığı basıncın en yüksek değeri ile basınç dağılımının zamana göre değişimi arasındaki ilişki incelenmiş ve farklı etkenlere de bağlı değişkenlikler olduğunu ortaya koymuştur. Gelişerek günümüze kadar devam eden tabanlık teknolojisi ile diğer değişkenler üzerinde çalışmalar yapılarak bunların farklı yürüme hızları, eğim ve yüzey gibi parametrelere bağlı olduğu belirlenmiştir ve her yeni çalışmada basınç ölümü için kolaylıklar ortaya çıkmıştır (Zulkifli & Loh, 2020). Farklı yıllarda yapılan yeni çalışmalar, bu çalışmaların avantaj, dezavantaj, farklılık ve benzerlikleri aşağıdaki gibi açıklanmıştır.

1986 yılında yapılan ve klinik çalışmalar için öncü olabilecek çalışmada yürüme analizinin temel parametrelerinin zaman ve mesafe faktörleri, kuvvetler, eklemlerin açısı, kas hareketleri ve metabolik denge olarak belirlenmiştir (Hermens et al., 1986). Çalışmada basınç kuvvetini ölçmek için dönüştürücü (transducer) kullanılması önerilmiştir. Transdüser ile algılanan enerji çeşitleri (ses, basınç, sıcaklık vs.) elektrik enerjisine dönüştürülmektedir. Böylece sensörler tarafından açığa çıkan enerjiler bilgisayar/telefon ile kullanıma uygun hale getirilmektedir. Bu sayede ayak tabanında yer alan ince ve esnek özelliklere sahip olan dönüştürücüye kuvvet uygulandığında meydana gelen değişim ile sistem yönlendirecektir. Tabanlıkta topuk (1 nolu bölge) ve ayak parmağı (8 nolu bölge) kısımlarında kuvvet dönüştürücüleri yer alırken hatırlatıcılar orta kısımda yer almaktadır. Ayrıca bu çalışmada kullanılan dönüştürücüler geniş basınç aralığında hassas ve doğrusal aynı zamanda sıcaklıktan bağımsız ve düşük histerezise sahip olması gerektiğinden kapasitif özelliğe sahiptir (Kothari et al., 1988).

Şekil 1.19’da tabanlık kullanan bir kişinin adım atma süresi boyunca ayak tabanında oluşturduğu basınç dağılımı gösterilmektedir (Hermens et al., 1986; Yang et al., 2019).



Şekil 1.19 : Yürüme esnasında ayak tabanında yer alan sensörlerin konumları ve ölçülen basınçların yoğunluğu.

1991 yılında basınç dağılımı üzerine çalışan Zhu ve arkadaşları güce duyarlı dirençler (Force-Sensitive Resistors – FSR) kullanarak yeni bir sistem tasarlamıştır (Zhu et al., 1991). Projenin yapılmasındaki amaç diyabet hastalarının yüksek basınç (çiviye basmak), uzun süreli kısa basınç (sık sık ayakkabı giymek) ve orta dereceli basınç (yürümek) gibi aşırı

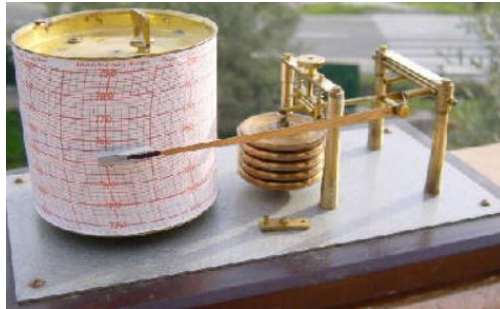
streslerden dolayı ayaklarında meydana gelen acı ve sıcaklık hassasiyetinin kaybolmasıdır (Mueller, 1999). Bu kayıplardan dolayı hastalar yere uyguladıkları basınçlar hakkında bir yorum yapamadıkları için bileklerinin aşırı yükü yükleyerek yaralanmaktadırlar. Sürekli olarak yaralanan hastaların kemiklerinde meydana gelen kırılmalar kemiğin asıl yapısını bozacağından ilerleyen seviyelerde hastanın yürümesine engel olacaktır (Kothari et al., 1988).

Hastaların basıncı hissetmeleri ve yaralanmamaları için önerilen iki temel yöntem bulunmaktadır. Bunlardan ilki kuvvet plakası diğeri ise ayakkabı tabanına yerleştirilen sensörlerdir. Kuvvet plakası sınırlı alanda ölçüm yapacağından tercih edilmemiştir. Ayak tabanındaki basıncı belirlemek için Şekil 1.20’de gösterilen Kistler kuvvet tabakası sayesinde dikey kuvvetle beraber yatayda meydana kuvvet tepkileri ölçülmüştür (MAKARACI et al., 2021).



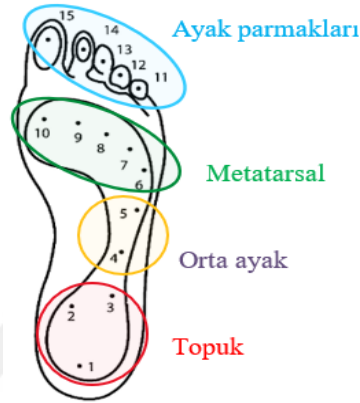
Şekil 1.20 : Kistler kuvvet platformu ve sıçrama etkinliğindeki kullanımı.

Şekil 1.21’de gösterilen Palrod Pelmobarograph yöntemi ise geçici kuvvet tabakası olarak tanımlanmaktadır. Yere gömülü olarak kullanılan ölçüm yöntemidir. Doğal bir yürüme olmadan yapılan ölçümden dolayı doğru veriye ulaşamama imkanı bir dezavantaj olarak görülmektedir (Barograph, 2014).



Şekil 1.21 : Palrod Pelmobarograph’ın gösterimi.

Kuvvet tabakalarının sınırlı olmasından dolayı günlük kullanıma da uygun olan ayak tabanında yer alan sensörlerle ilgili çalışmalar yapılmıştır. Zhu ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada yürüme ve ayakları yere sürüyerek yürüme esnasında ayak tabanında meydana gelen basınç dağılımını incelenmiştir (Zhu et al., 1991). Abdul Razak ve arkadaşları tarafından paylaşılan Şekil 1.22'deki ayağın kısımlarında olan topukta, metatarsal bölgede ve ayak baş parmağında olmak üzere toplam üç bölgede yedi adet sensör konumu belirlenmiştir (Abdul Razak et al., 2012).



Şekil 1.22 : Ayağın bölgeleri.

Farklı boyutlarda, kalınlıkta, özellikte ve ayak tabanındaki konumda kullanılan sensörlerle çok sayıda uygulama yapan bilim insanları bulunmaktadır. Ancak her birinde farklı dezavantajlar ortaya çıktığından dolayı kauçuk sünger ve bakır folyolardan oluşan kapasitif özelliğe sahip sensörler tercih edilmiştir (Zhu et al., 1991).

Yedi adet ince ve esnek yapıya sahip polimer basınç sensöründen oluşan sistem günlük hayatta kullanıma uygundur. Ancak kişinin belinde bağlanan ve sensörlerden alınan verilerin kaydedildiği cihazın 200mm×180mm×70mm boyutunda ve 800g ağırlığında olması kullanıcı için bir dezavantaj oluşturmıştır (Chang-Ming Yang et al., 2009). Ayrıca kablolu bir sistem olmasından dolayı hareketlerde sınırlamalar da söz konusudur ve anlık veriye ulaşmak mümkün değildir.

20 Hz örnekleme frekansında dört dakikada bir basınç verileri toplanarak bilgisayara zamana bağlı fonksiyonlar olarak bağlantı yoluyla aktarılmaktadır. Sistem batarya ile çalıştığı için metal kutu içerisinde yer alan elemanların sırt çantası içerisinde kullanıcı tarafından taşınması gerekmektedir. Bu durum bir dezavantaj olarak görünse de taşınabilir olması ve kullanıcının yürüme alanını sınırlamayacağı için kolaylıkta sağlayacaktır.

Sonuç olarak bir alana uygulanan güç ile elde edilen basınç değeri yere sürüyerek yürüme de daha fazladır bu da tabanlığı kullanan kişilerin kolay yorulacağı anlamına gelmektedir. Bu sebepten dolayı sürüyerek yürüme yöntemi tavsiye edilmemektedir.

1995'te yapılan çalışmada, iki FSR kullanılarak geçici yürüyüş değerleri elde edilmiştir (Hausdorff et al., 1995). Ancak eş zamanlı geri bildirim yapamadığı için sınırlı bir çalışma alanı olmuştur (Morris, 2004).

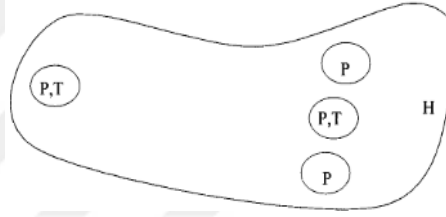
1997'lerde ise geçmişteki sistemleri geliştirerek ayakkabı içinde yer alan kablosuz bir tabanlık tasarlayarak ayak ile iletişimi, her bir ayağa düşen yük miktarını ve merkezi basınç ölçülmüştür (Lawrence & Schmidt, 1997).

Bu çalışma tabanlık, verici, alıcı ve bilgisayar ara yüzü olmak üzere dört başlık altında incelenmiştir.

1. Tabanlık: Esnek bir yapı olan tabanlık ayakkabı içerisine yerleştirilerek kullanılır. Ayak tabanına yerleştirilen sensörler ise orta ayak (metatarsal), topuk ve ayak baş parmağı (hallux) bölgelerinde ölçüm yapmaktadır ve değerler alıcıya konektör aracılığıyla aktarılmaktadır. Ayak tabanına uygulanan basıncı ölçmek için kullanılan sabit direnç ve voltaj kaynağı ile gerilim üretilmektedir. Gerilim değeri analogdan dijitale dönüştürücüye (Analog-to-Digital Converter – ADC) aktararak ölçülebilir değerler elde edilmektedir (Lawrence & Schmidt, 1997).
2. Verici: Ayakkabının dışında yer alan bu alt sistem ile sinyal dönüştürme, koşullandırma, biçimlendirme gibi görevler gerçekleştirilmektedir. Ayrıca tabanlıktan alınan verileri alıcıya aktarmada aracı görevi görmektedir. İlk durumda ayağın yerle teması anında sensör devreye alınır, ayak yerden kalınca sensörle tabanlık arasındaki bağlantı kesilmektedir. İkinci olarak, tabanda yer alan kuvvet sensörlerine uygulanan kuvvet hesaplanmaktadır. Böylece yere uygulanması gereken kuvvet hakkında çıkarımda bulunmak ve bu doğrultuda değişiklikler yapmak kolaylaşmaktadır. Son olarak basınç merkezi (Center of Pressure – COP) ile ayağın konumu tespit edilmektedir. Burada topuk orijin olarak belirlenirken +Y eksenini ikinci metatarsalda yer alırken X eksenini de Y'ye dik olacak şekilde belirlenerek başlangıç konumları ayarlanmaktadır. Böylece eksen değişikliğine bağlı olarak ayağın konumu da tespit edilmektedir (Lawrence & Schmidt, 1997).

3. Alıcı: Kullanıcının beline yerleştirilen bu sistem ile veri alımı, kurtarma ve biçimlendirme işlemleri gerçekleştirilmektedir. Harici bir güç kaynağı dışında verici tarafından da beslenmektedir. Vericiden alınan radyo frekansları ile yürüme şartlarını sağlayan yardımcı cihazdan alınan verileri kıyaslayarak uygun veriyi hazırlamaktadır (Lawrence & Schmidt, 1997).
4. Bilgisayar ara yüzü: Kullanıcı tabanlılığı kullanmadan önce kuvvet sensörleri kalibre edilir ve kullanıcının uygulaması gereken kuvvet/ağırlık miktarı belirlenerek vericiye bu bilgiler aktarılmaktadır (Lawrence & Schmidt, 1997).

2001 yılında geliştirilen yeni tabanlılık Haussdorff vd. tarafından yapılan tabanlığa ek olarak sıcaklık (Temperature-T), basınç (Pressure-P) ve nem (Humidity-H) sensörlerinin tabana Şekil 1.23'teki gibi yerleştirilerek ölçüm yapılmasını sağlamaktadır (Morley et al., 2001).



Şekil 1.23 : Tabanlılıkta bulunan sensörlerin konumlarının gösterimi.

Veri ölçümü açısından geniş bir alana sahip olmasına rağmen bu verilerin depolanacağı alanın yetersiz kalması sorun oluşturmaktadır. Ayrıca haberleşme problemleri ile eş zamanlı geri bildirimin yetersizliği bu tabanlılığın dezavantajları arasında yer almaktadır (Morris, 2004).

Artan kişi sayısı, ticari ürünlerin yaygınlığı, sensörlerdeki gelişmeler, veri depolama özelliklerindeki gelişmeler ve iletişim cihazlarındaki gelişmeler teknolojinin gelişimine katkıda bulunmaktadır.

2008 yılında geliştirilen ve kablosuz uygulamaların ilk örneği olan ve Şekil 1.24'te gösterilen GaitShoe isimli tabanlılıkta üç adet ortogonal ivmeölçer, üç adet ortogonal jiroskop (denge çarkı), dört adet güç sensörü, iki çift yönlü esneklik sensörü, iki dinamik basınç sensörü ve elektrik alanı yükseklik sensörü bulunmaktadır (Bamberg et al., 2008). Bu sensörler sayesinde topuk darbesini algılayabiliyor, ayak yönü ve pozisyonu tespit ediliyor

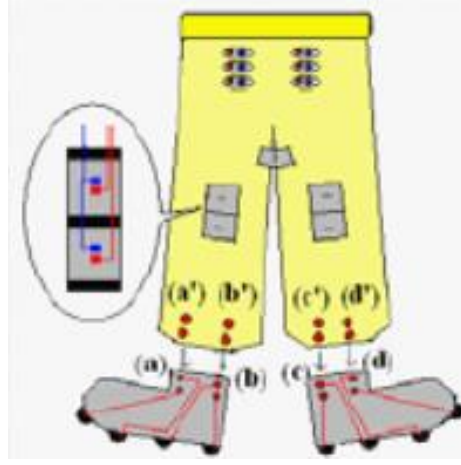
ve ayak parmağının kalkması tahmin edilebiliyordu. Birçok sensörün ayakkabının üstünde yer alması kullanış olarak kolaylık sağlamazken kullanıcı içinde rahat bir sistem değildir. Bamberg çalışmasında ayakkabı içinde yer alan bir tabanlık geliştirmesine rağmen günlük hayatta kullanıma uygun olmamasından dolayı kullanılmamıştır (Abdul Razak et al., 2012).



Şekil 1.24 : GaitShoe tasarımının uygulaması.

2009 yılında tasarlanan üç yönlü ivmeölçer ve üç yönlü jiroskoptan oluşan sistemde mikrodenetleyici ve bluetooth yer almaktadır. Sağlıkta ve sporda (dalış, dağcılık, yürüyüş) kullanılmak üzere tasarlanan bir sistemdir. Duruş ve adım süresi gibi sensör verileri bluetooth ile hafızaya aktarılmakta ve ihtiyaca göre kullanılmaktadır. Bu sistemde bluetooth modülünün ayak bileğine bağlı olması kullanıcı tarafından rahatsız edici bir durum olarak gözlenmektedir. Ancak günlük yaşamda kullanıma uygun kablosuz ve giyilebilir bir sistem olması hem açık alanda hem de kapalı ortamlarda kullanım kolaylığı sağlaması avantaj olarak ele alınmaktadır (Benocci et al., 2009).

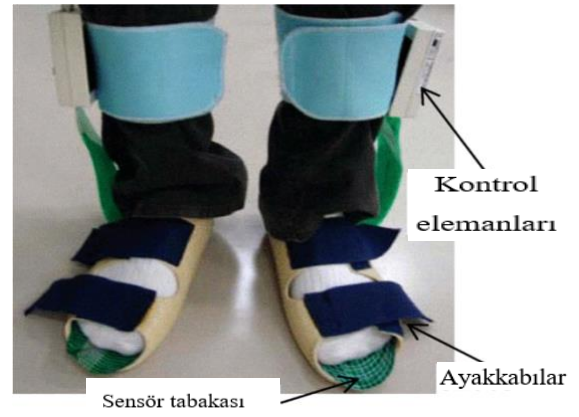
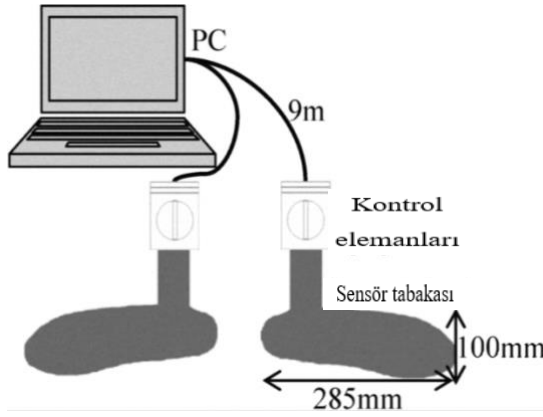
2009'da ortaya çıkan diğer bir uygulama ise dijital tekstil sensörleri kullanılarak yürüyüş analizi için ölçüm yapmayı sağlayan sistemdir. Şekil 1.25'te gösterilmek üzere çoraba işlenen kubbe şeklindeki sensörler ile yere uygulanan basınç hesaplanmaktadır (Chang-Ming Yang et al., 2009). Ayrıca pantolona işlenen klips sensörler sayesinde bacağın alt kısmının hareketlerini algılanıp kaydedilmektedir. Son olarak da kemere bağlanan mikrodenetleyici ve bluetooth ile sensör verileri buraya kaydedilip kullanıma hazır hale getirilmektedir. Küçük ve esnek olması avantajlarının yanı sıra kemere bağlı bluetooth kullanımı bir dezavantaj olarak ele alınmaktadır (Chang-Ming Yang et al., 2009).



Şekil 1.25 : Kıyafete yerleştirilen dijital tekstil sensörlerinin konumu.

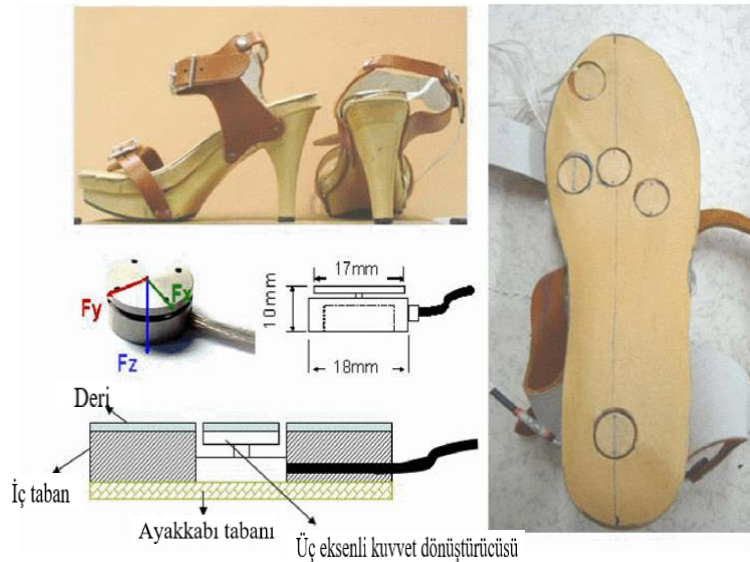
Kablosuz uygulamaya bir diğer örnek olarak 2010 yılında yapılan çalışma verilebilir. Burada kullanılan yöntemde yumuşak, hafif ve basınca karşı hassasiyet gösteren kumaş sensör dizisi kullanılmıştır. Sensörler iletken iplikler sayesinde yumuşak polimerik levha ile birbirine bağlanarak ayak tabanında belirlenen altı alana yerleştirilmiştir ve alınan verileri diğer uygulamalarda da olduğu gibi mikrodenetleyici ve bluetooth ile kaydetmiştir. Bluetooth 'un ayak bileğine bağlanması bir dezavantaj olmasına rağmen tekstil sensörünün ucuz ve daha uzun süre dayanma süresine sahip olması avantajları da bulunmaktadır. Bluetooth ile toplanan verileri masaüstü veya diz üstü bilgisayarlara ek olarak akıllı telefonlarda takip etme imkanı bulunmaktadır (Lin Shu et al., 2010).

2010 yılında ortaya çıkan kablolu tabanlılık uygulaması kişisel tanımlamada kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Günümüzde parmak izi ve yüz tanıma gibi sistemler mevcutken buna benzer bir çalışma olarak ayak basıncı ile tanımlama sistemi önerilmiş ve bununla ilgili çalışmalar yapılmıştır. Ayağın yaptığı basıncın tespiti için dört alan belirlenmiş ve bu alanlara sensörler yerleştirilerek kişisel tanımlama Öklid uzaklık yöntemi ile hesaplanarak uygulanmıştır (Yamakawa et al., 2010). Şekil 1.26'da tabanlılığın boyutu, elemanları ve bilgisayar ile bağlantısı gösterilmektedir. Ayrıca kullanıcı tarafından giyilen tabanlılığı da görmek mümkündür (Yamakawa et al., 2010).



Şekil 1.26 : Tabanlık tasarımı ve ayakkabıda uygulanması.

Yamakawa ve arkadaşları haricinde 2010’da yapılan diğer bir çalışmada öncelikle topuklu ayakkabı giyenlerde meydana gelen rahatsızlıklar ele alınarak bunların sebebi olarak plantar (tabana ait) basınç olduğu belirlenmiştir. Ayakkabının şekline bağlı olarak yükün dağılımı düz taban ayakkabılara göre farklılık göstermektedir. Bu sebeple farklı hastalıklar meydana gelmektedir. Şekil 1.27’de gösterildiği gibi yerleştirilen basınç sensörleri ile adım atarken ve dururken ayağın hangi noktası ne kadarlık bir yükü yüklendiği tespit edilmiştir. Bu çalışma sayesinde ayakkabı tasarımı veya seçimi yaparken basıncın hangi noktalarda daha fazla olduğunu araştırmak gerektiği gözlemlenmiştir (Cong & Zhang, 2010).



Şekil 1.27 : Topuklu ayakkabıya yerleştirilen sensörler.

2016 yılında araştırmacılar tarafından üzerinde çalışılan tabanlık, ayak basıncını algılama, veri toplama, toplanan veriyi kullanma ve eş zamanlı olarak kablosuz bir şekilde iletme özelliklerini taşımaktadır. Bu sistemin temel yapısı üç katmandan oluşmaktadır. Bu katmanlardan ilki en altta bulunmaktadır. Burada basınç sensörleri, ivmeölçer, jiroskop ve manyetometre yer almaktadır. Sensörler ile algılanan veriler bir üst tabakaya aktarılarak burada mikrodenetleyici birimi (microcontrol unit – MCU) ile derlendikten sonra Bluetooth modülü ile üst katman olan ara yüze aktarılır. Üçüncü katmanda elde edilen verilerin ne amaçla kullanılacağı, olması gereken değerlerle olan ilişkisi gibi parametreler gözlemlenmektedir (F. Lin et al., 2016).

2017 yılındaki çalışmada yürüme zorluğuna sebep olan operasyonlar sonrası normal hayata adapte olmaya çalışan hastalarda meydana gelen yürüme zorluklarını için Walk-even adında bir tabanlık geliştirilmiştir. Diğer uygulamalardan farklı olarak burada kullanıcıya geri bildirim sesli bir şekilde sağlanmaktadır. Ayrıca fonksiyonel elektrik stimülasyonu (FES) ile bacakta bulunan sinire elektriksel uyarı gönderilerek ayağın hareket etmesi için kullanıcıya bilgi gönderilmiş olur. Geri bildirim sağlayan cihaz ve kontrol birimleri kullanıcının beline bağlanarak kullanılmaktadır (Khoo et al., 2017).

Tabanlığın kullanım alanları sağlıkta yaygın olmakla beraber diğer alanlarda da faaliyet göstermekte ve yaygınlık kazanmaktadır. Başlıca uygulama alanları ise aşağıdaki gibi sıralanmaktadır (Abdul Razak et al., 2012).

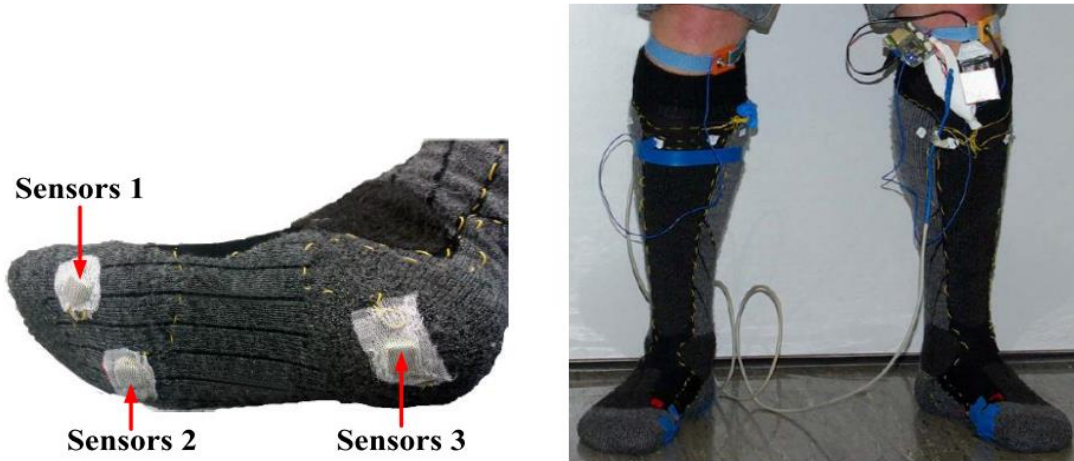
Rehabilitasyon Uygulamaları: Omurilik yaralanması veya diyabet gibi ayağa bağlı olan hastalıkların tedavisinde akıllı tabanlıklar kullanılmaktadır. Bu hastalıklarda alt ekstremit (bacaklar) tarafından yapılan aktiviteler ölçülerek hastanın tedavisine yön verilmektedir. Örnek olarak basınç/kuvvet oranı ve zemin ile temas hissi hakkında bilgiler tespit edilmektedir. Ayrıca yürüme bozukluğu yaşadıkten sonra girilen rehabilitasyon sürecinde de kullanılabilecek bir teknolojidir.

2011 yılında tasarlanan ve post-travmatik (travma sonrası) rehabilitasyonda bacaklara uygulanacak yükün ilerleyişini izleyen ve önceki yüklerle karşılaştıran sistem hastaların iyileşmesine yardımcı niteliğindedir. LED göstergeler sayesinde hastanın bacaklarına aşırı yükleme yaptığını göstermektedir (Neaga et al., 2011).

Spor Uygulamaları: 2009 yılında Salpavaara ve arkadaşları tarafından yapılan çalışma ile sporcuların yaptıkları aktiviteler esnasında örneğin koşma, atlama ve fırlatma gibi hareketlerdeki zamanları ve bacak hareketleri gibi parametreleri takip etme konusunda

kolaylık sağlamaktadır. Böylece eğitmenleri tarafından sporcular için uygun çalışma yöntemleri tespit edilip kendilerini geliştirmeleri sağlanmaktadır. Düşük maliyetli kapasitif sensörlerin ayak tabanına yerleştirilmesi ile tabana uygulanan kuvvetin belirlenmesi sağlanmaktadır (Salpavaara et al., 2009).

2010'da SnowPro adı verilen ve giyilebilir spor antrenörü olarak tanımlanan teknoloji ile kayak yapan sporcuların ağırlık merkezleri tespit edilmekte ve onlara geri bildirimlerde bulunarak doğru hareketleri sergilemesine yardımcı olmaktadır. Şekil 1.28'de gösterilen SnowPro çoraplar sporcunun ayaklarına uyguladığı basıncı tespit ederek vücudunun ağırlık dağılımına dair geri bildirimde bulunan bu sistem ile kazaların önüne geçilmektedir (Abdul Razak et al., 2012). Bu uygulamada tabanlık için dijital tekstil sensörü, kapasitanstan dijitale dönüştürücü ve bluetooth kullanılmaktadır. Sensörler çoraba yapıştırılarak ayakkabı içerisindeki alandan tasarruf edilmiş ve sporcunun rahatı dikkate alınmıştır (Holleczek et al., 2010).



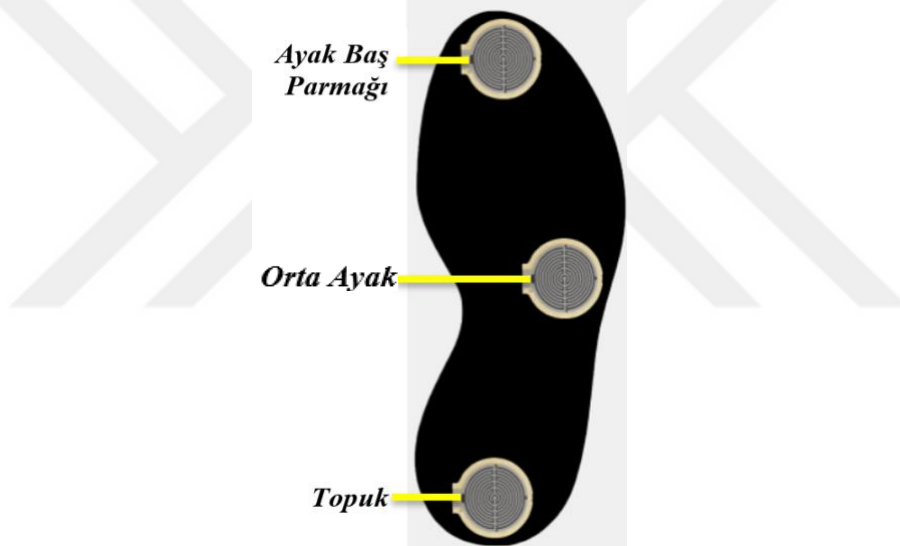
Şekil 1.28 : SnowPro'nun çoraptaki sensör yerleşimi ve çorabın kullanımı.

Diğer Kablosuz Sistem Uygulamaları: Günlük yaşamda kullanıma uygun olan uygulamalarda mikrodenetleyici içeren bir elektronik devreye ihtiyaç olmadığı için tabanlık daha küçüktür, ayrıca işlem birimi alıcının sonunda yer almaktadır. Bu sayede daha az enerji harcayarak daha uzun süre kullanıma uygun olmaktadır. Diğer yandan günlük hayattaki aktiviteler göz önüne alınırsa sensörlere uygulanacak olan basınç daha düşüktür ve 250 kPa maksimum değerine sahip basınç sensörleri kullanılabilir.

2. YÖNTEM

2.1 Sistem Özellikleri

- Akıllı tabanlık her bir ayak için üç adet kuvvet algılama direnç (FSR-Force Sensing Resistor) sensörden oluşmaktadır.
- Sensörler Şekil 2.1.'de görüldüğü üzere topuk, orta ayak ve ayak baş parmağında yer almaktadır. Adım atma süresi boyunca yoğun basınç altında bulunan bu üç noktada ölçüm yapmak ayak tabanının tüm yüzeyine sensör yerleştirerek ölçüm yapmaktan daha sağlıklıdır. Bu sayede az sensörle daha az veri elde edilir ve veri işleme süreci kısalarak hem SD kartın hafızanı doldurmamış olur hemde geri bildirim süreci kısalmış olur.



Şekil 2.1 : Tabanlığa yerleştirilecek sensörlerin konumu.

- Sensörler 15 kPa – 1000 kPa aralığında basınca duyarlıdırlar (Ashad Mustufa et al., 2015). Kullanıcının tabanlığa uyguladığı basınç sonucu sensörün direncinde değişim meydana gelmektedir. Sensöre herhangi bir basınç uygulanmadığı zaman sonsuz dirence sahiptir ve açık devre gibi davranır. Sensöre basınç uygulandığı durumlarda ise sensör direnci basıncın artışına ters orantılı olacak şekilde düşer (Ada, n.d.).
- Kullanılan sensörün hassasiyeti %0,5'ten azdır yani sensöre uygulanan basınç değişikliklerine duyarlıdır (Ashad Mustufa et al., 2015). Sensöre lineer

olmayan bir şekilde basınç uygulandığı için sensördeki direnç değişimi de lineer değildir yani farklı değerlere sahip olma özelliğine sahiptir.

- Sensörden alınan verileri bilgisayar arayüzüne aktarmak için bluetooth modülü iletişim protokolü (LMX9834) kullanılmaktadır (Ashad Mustufa et al., 2015).
- Sensör ile bilgisayar arasındaki veri aktarımı sinyal adımlama ve sürekli mod işlemleri ile eş zamanlı olarak gerçekleşmektedir (Ashad Mustufa et al., 2015).
- Sensörlere ek olarak tabanlıkta üç yönlü ivmeölçer de kullanılmaktadır (Ashad Mustufa et al., 2015). Bu sayede kullanıcının adım yönünü belirlemek mümkündür.

$$\text{Basınç Eşik değeri} = \min + (\max - \min) * \text{Basınç Faktörü}$$

Basınç faktörü 0.4 – 0.12 arasında değişmektedir. Max ve min değerleri ise kaydedilen basınç değerleri arasındaki en yüksek ve en düşük değerlerdir (Chatzaki et al., 2021).

$$\text{Adım Süresi} = \text{Topuk Havada}_{j+1} - \text{Topuk Havada}_j$$

Topuğun havada olduğu iki durum arasındaki fark adım süresi olarak tanımlanmaktadır (Chatzaki et al., 2021).

$$\text{Uzun Adım Süresi} = \text{Topuk Havada}_{j+2} - \text{Topuk Havada}_j$$

Aynı ayağın topuğu havada iken ard arda ölçülen iki değer arasındaki fark uzun adım süresidir (Chatzaki et al., 2021).

$$\text{Yürüme Hızı} = \frac{\text{Uzun Adım Uzunluğu}}{\text{Uzun Adım Süresi}}$$

Birim zamandaki yer değiştirme olarak tanımlanan yürüme hızı toplam mesafenin toplam zamana oranı olarak belirlenmektedir. Birimi m/s'dir (Chatzaki et al., 2021).

$$\text{Adım Frekansı} = \frac{\text{Adım Sayısı}}{\text{Zaman}} * 60$$

Yürüme hızı (adım frekansı) birim zamandaki adım sayısı olarak tanımlanmaktadır. Birimi adım/dakika (steps/min)'dir (Chatzaki et al., 2021).

Kullanıcının yere uyguladığı basınca bağlı olarak hesaplanması gereken kuvvet değeri sensördeki direnç değişimine bağlı olarak farklılık göstermektedir. Tabanlıkta kullanılan

mikrodenetleyicilerin bu direnç değerlerine ulaşabilmesi için gerilim bölücü kullanılmaktadır. Bu sayede basınç sonucu dirençte meydana gelen değişime eşit olan gerilim değeri ile işlemciler çalışmaktadır (Tahir et al., 2020). Sensöre kuvvet uygulandıkça sensörde bulunan direnç değeri azalmaktadır. Bu durum aşağıdaki çıkış gerilimin hesaplandığı denklem ile gösterilmektedir (Tahir et al., 2020).

$$V_{out} = V_{cc} * \frac{R}{R + FSR}$$

2.2 Kart Tasarımı

2.2.1 ARM Cortex M3

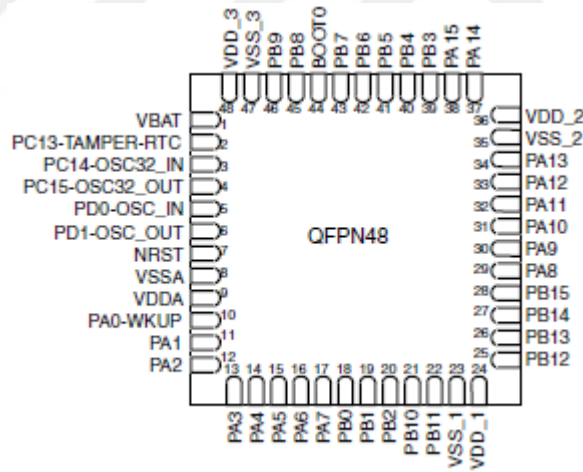
ARM (Advanced RISC Machine – Gelişmiş RISC Makineleri) RISC (Reduced Instruction Set Computer – İndirgenmiş Komut Takımlı Bilgisayar) tabanlı bir işlemci yapısıdır (*ARM Mimarisi*, 2022). Çekirdek sayısının fazla olması ile saniyede yapılan işlem sayısının fazla olması ve çalışma hızının yüksek olması gibi özellikleri sayesinde günümüzde her alanda kullanılmaktadır. Ayrıca küçük boyutlarda olmasından dolayı akıllı telefonlarda ve giyilebilir cihazlarda kullanılmaya uygun yapılardır (*ARM İşlemci Nedir?*, 2021).

32 bitlik Cortex M3 işlemcisi düşük maliyetinin yanın sıra gösterdiği yüksek performanstan ve harcadığı düşük enerjiden dolayı kablolu ağ ve sensörlerden oluşan platformlarda mikrodenetleyici olarak kullanılmaktadır. Cortex ailesi ARMv7 mimarisine sahiptir ve diğer mikrodenetleyiciler yerine tercih edilmektedir (Taşdemir, 2022).

Şekil 2.2’de gösterilen devre şemasında yer alan parametreler aşağıda açıklanmıştır. Bu elemanlar Arm Cortex M3 mimarisini oluşturmaktadır.

Çizelge 2.1 : Kullanılan kartın bilgi şeması.

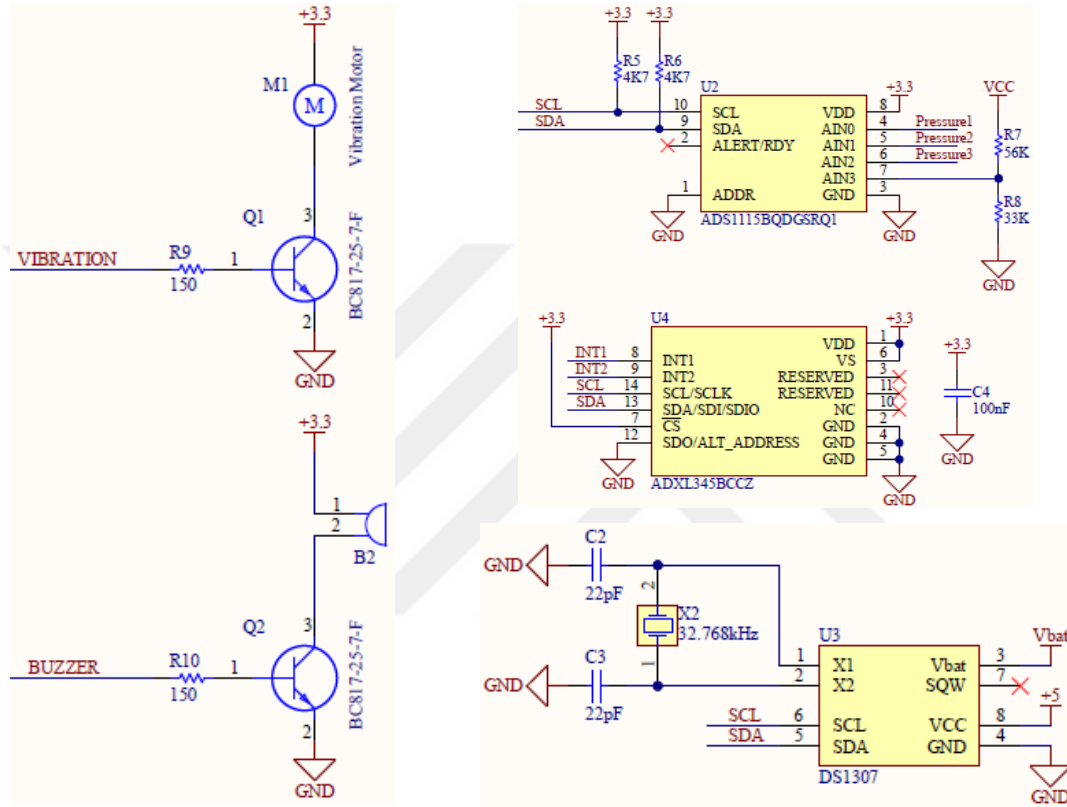
STM32	F	103	C	B	U	6	
							Sıcaklık sınırı: 6 = -40 – 85 °C 7 = -40 – 105 °C
							Paket: H = BGA I = UFBGA T = LQFP U = VFQFPN/UFQFPN
							Hafıza boyutu: 8 = 64 Kbytes B = 128 Kbytes
							Pin sayısı: T = 36 pin C = 48 pin R = 64 pin V = 100 pin
							Cihaz alt ailesi: 103 = Performans çizgisi
							Ürün tipi: F = Genel amaç
							Cihaz ailesi: ARM tabanlı 32-bit mikroişlemci



Şekil 2.3 :STM32F103CBU6 kartının pinlerinin gösterimi.

2.2.2 Sensörler

Tabanlı tasarımında kullanılan sensörlerden biri olan buzzer ile kullanıcıya geri bildirim ses ile yapılmaktadır. Titreşim motoru ise kullanıcıya titreşim ile uyarıda bulunarak kişinin aşırı yüklenme yaptığının bilgisini verecektir. İlgili sensörlerin karttaki kullanım şeması Şekil 2.4'te olduğu gibidir. Kullanılan elemanların bilgisi ise aşağıdaki maddelerde sıralanmaktadır.

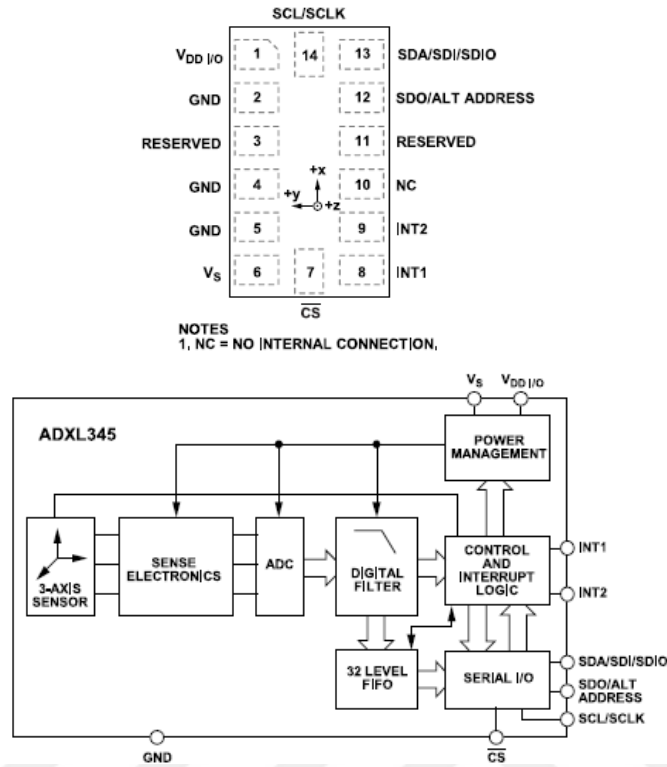


Şekil 2.4 : Tasarlanan kartın sensör bölümünün şeması.

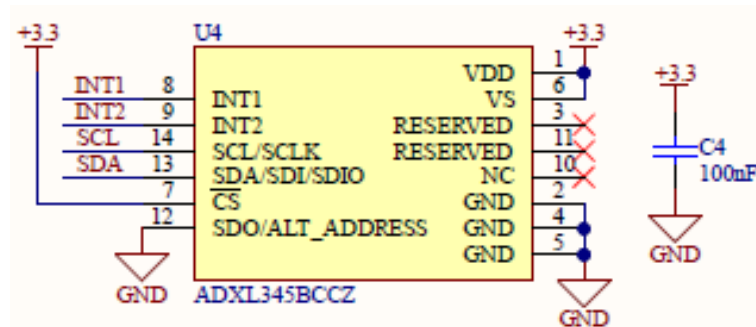
2.2.2.1 ADS1115BQDGSRQ1

ADS1115-Q1 çoklayıcı (MUX-Multiplexer) içerdiğinden dolayı sistem kazancını yükseltmek için programlanmaya uygundur. Alert/RDY pini ile uyarı veren, dijital olarak karşılaştırma yapan ve hızlı dönüşüm yapma özelliğine de sahip bir entegredir (Instruments, 2018). Bu entegrenin pin yapısını ve iç şemasını Şekil 2.5'te görmek mümkündür. ADS1115 entegresinin yapmış olduğumuz projede uygulanma şekli ve diğer elemanlarla bağlantıları Şekil 2.6'da gösterilmektedir.

ve iç yapısını, Şekil 2.8’de ise entegrenin kart tasarımındaki kullanım şeklini görmek mümkündür.



Şekil 2.7 : ADXL345 entegresinin pinlerinin ve iç yapısının gösterimi.

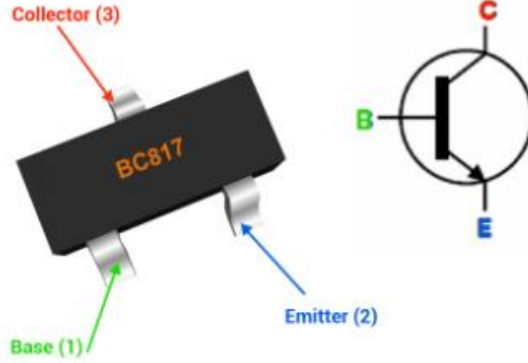


Şekil 2.8 : ADXL345BCCZ entegresinin akıllı tabanlığın tasarımında kullanılan devre şeması.

2.2.2.3 BC817-25-7-F ile titreşim motorunun kontrolü

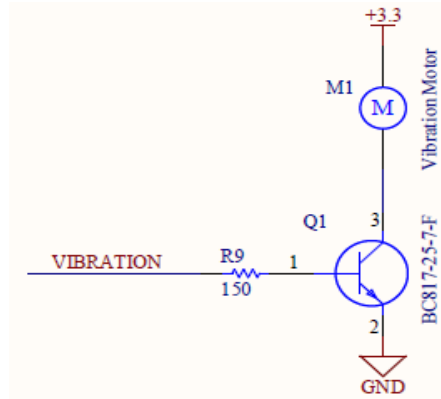
Şekil 2.9’da gösterilen BC817 transistörü bir anahtarlama elemanı olduğundan dolayı bağlı olduğu diğer devre elemanının (titreşim motoru/buzzer) sisteme bağlanıp bağlanmama

durumlarından sorumludur. NPN tipi olarak kullanılan bu eleman geniş bir bant genişliğine ve yüksek çalışma frekansında çalışma özelliğine sahip olduğundan farklı alanlarda kullanıma uygundur (*BC817 NPN Transistor (SMD)*, 2021).



Şekil 2.9 : BC817 transistörün entegresinin pinlerinin gösterimi.

BC817 transistörü ile titreşim motoru kontrol edilmektedir. Devrenin şeması Şekil 2.10’da gösterildiği gibidir. Entegreye enerji verildiğinde titreşim motoru devreye girerek kullanıcıya uyarı gönderir. Aynı şekilde enerji kesildiğinde ise titreşim motoru durur ve çalışmaz. Bizim uygulamamızda ise kullanıcı/hasta aşırı yüklenmeye başladığında entegre enerjilenir ve motoru çalıştırarak uyarı sistemini devreye alır.

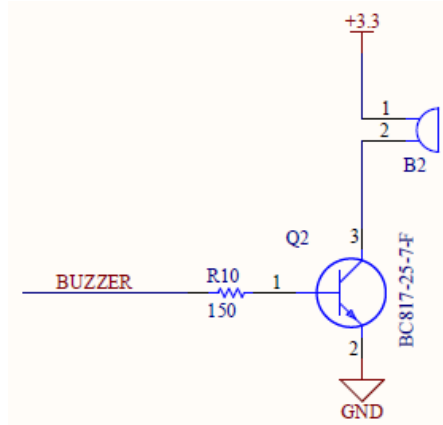


Şekil 2.10 : Titreşim motorunun akıllı tabanlılığın tasarımında kullanılan devre şeması.

2.2.2.4 BC817-25-7-F ile buzzer kontrolü

Titreşim motorunun BC817 ile çalışma mantığı aynı şekilde buzzer ile de aynı şekilde gerçekleştirilmektedir. Şekil 2.11’de gösterilen devre şemasında buzzerın kullanımı

gösterilmektedir. Burada BC817 anahtarlandığı zaman buzzer devreye alınır ve kullanıcıya sesli bir şekilde geri bildirimde bulunmaktadır.

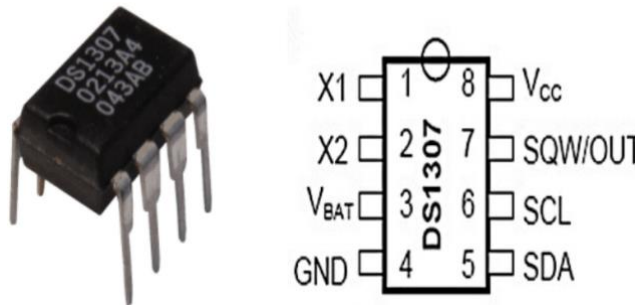


Şekil 2.11 : Buzzer sensörünün tabanlığın tasarımında kullanılan devre şeması.

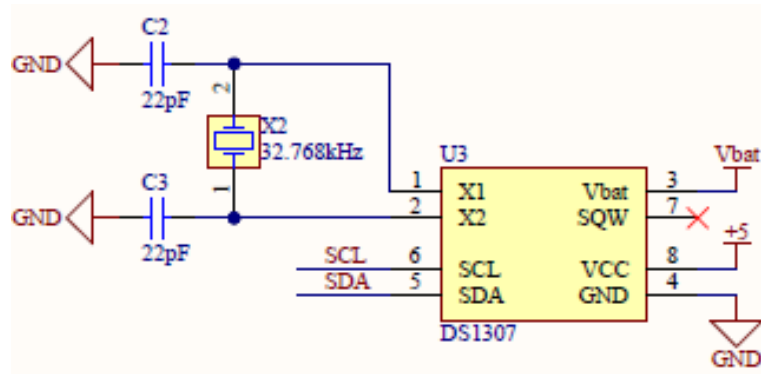
2.2.2.5 DS1307

DS1307 entegresi gerçek zaman saati (RTC-Real Time Clock) olarak adlandırılmaktadır. Bu entegre kullanıldığı devrede bulunan mikrodenetleyiciler ile haberleşme yeteneğine sahiptir. Entegreye enerji iletildiği durumlarda saat görevi gören enerjinin olmadığı durumlarda ise son saat değerini hafızasında tutan ve geri planda pil yardımıyla saat görevini yerine getiren bir entegredir.

Bizim tasarladığımız kart gerçek zamanlı veri toplayıp ve zaman bilgisini belirtmek zorunda olduğu için sapma değeri en az olan DS1307 entegresi kullanıma uygun bir entegredir. Ayda 1-2 dakikalık bir zaman sapmasına sahip entegredir. Kullanılan entegrenin sıcaklık gibi dış etkenlere ve malzeme yapısı gibi iç etkenlere bağlı olarak sapma değerinin farklılık göstermesi mümkündür (Z1rqdym, 2019). Şekil 2.12’de DS1307 entegresinin pinleri, Şekil 2.13’te ise bu entegrenin kart üzerindeki devre şeması gösterilmektedir.

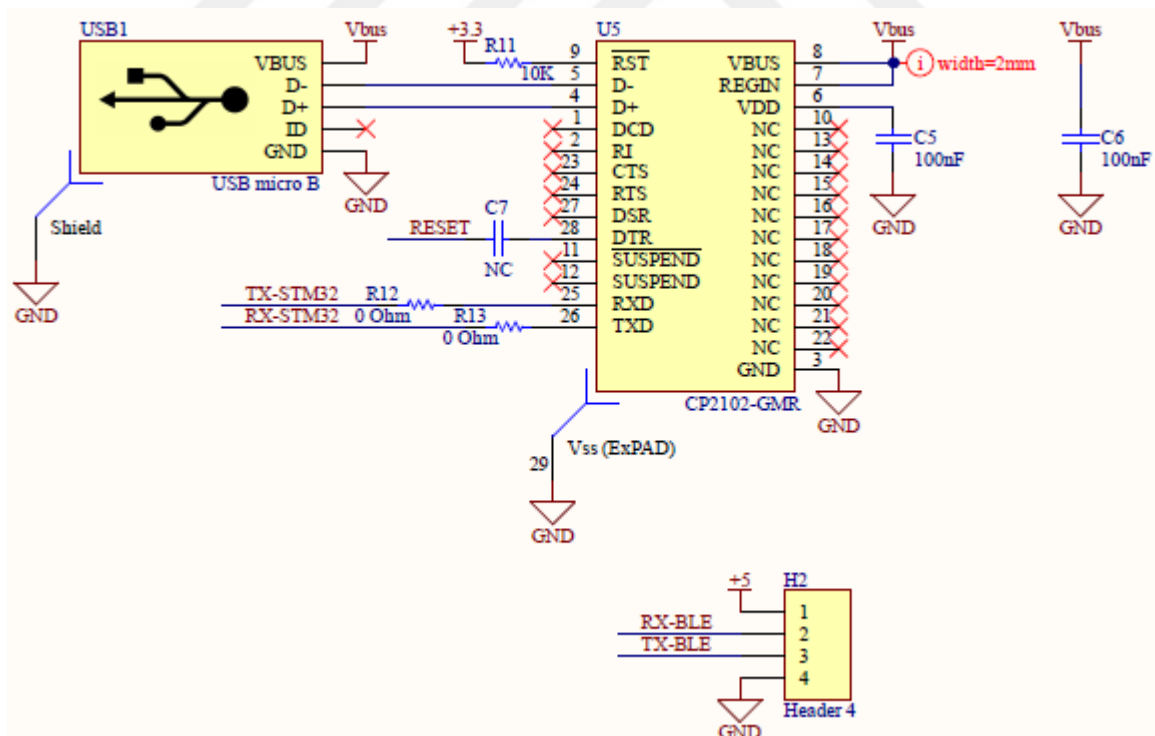


Şekil 2.12 : DS1307 entegresinin pinlerinin gösterimi.

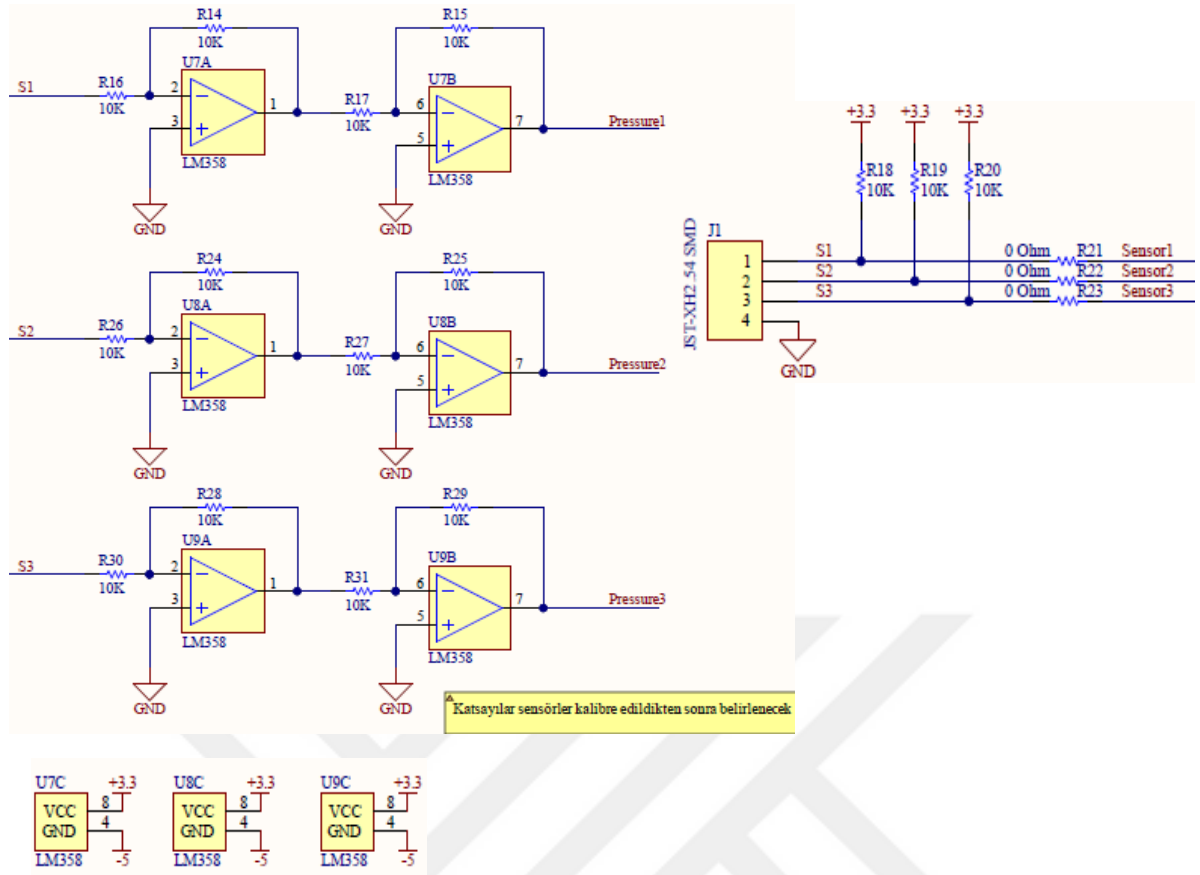


2.2.3 USART

USART (Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter – Evrensel Senkron Asenkron Alıcı Verici) hem senkron hemde asenkron haberleşmeyi sağlamaktadır (Keskin, 2018). Akıllı tabanlılığın tasarımında kullanılan USART devresi ise Şekil 2.14’te görüldüğü gibidir.



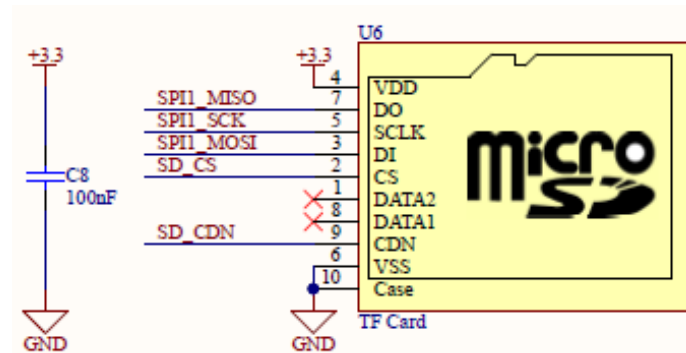
Şekil 2.14 : Tasarlanan kartın USART bölümünün şeması.



Şekil 2.16 : Tasarlanan kartın hafıza bölümünün şeması

2.2.5 Basınç sensörü

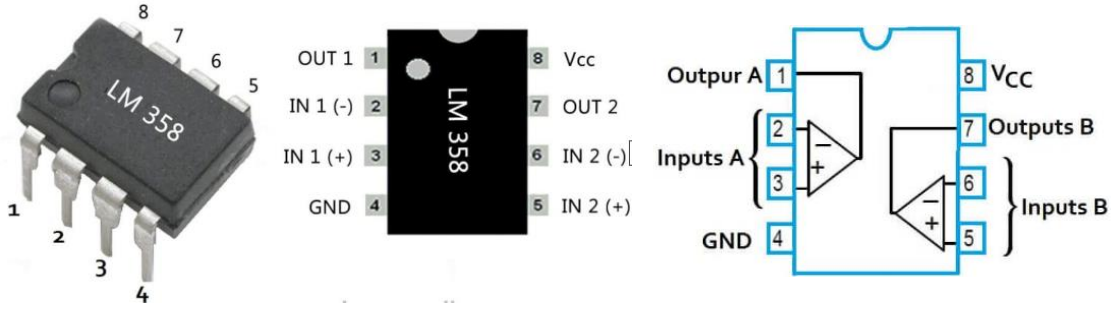
Yapılan tasarımın temel parametresi olan basınç sensörlerinin devre şeması Şekil 2.17'deki gibidir. Kullanılan devre malzemeleri aşağıda maddeler halinde açıklanmaktadır.



Şekil 2.17 : Tasarlanan kartın basınç sensörlerini kontrol eden kısım.

2.2.5.1 LM358 ile basınç ölçümü

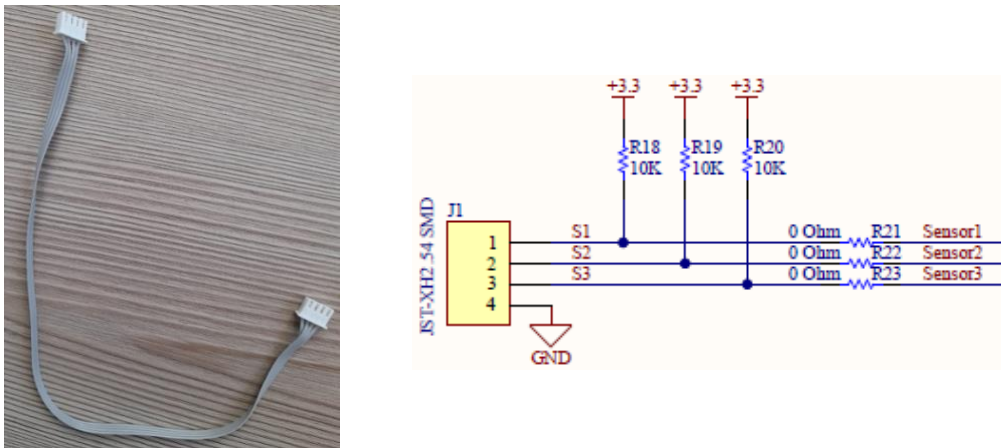
Şekil 2.18’de gösterilen LM358 entegresi bir opamptır (operational amplifier), yani işlemsel yükselteçtir. 8 pinden oluşan bu entegre içerisinde iki ayrı amplifikatör olduğundan dolayı yüksek kazanç elde eden bir entegredir (LM358 IC Pinout, Description, Equivalents, 2020).



Şekil 2.18 : LM358 opampının pinleri, isimleri ve iç yapısının gösterimi.

2.2.5.2 JST-XH2.54 SMD

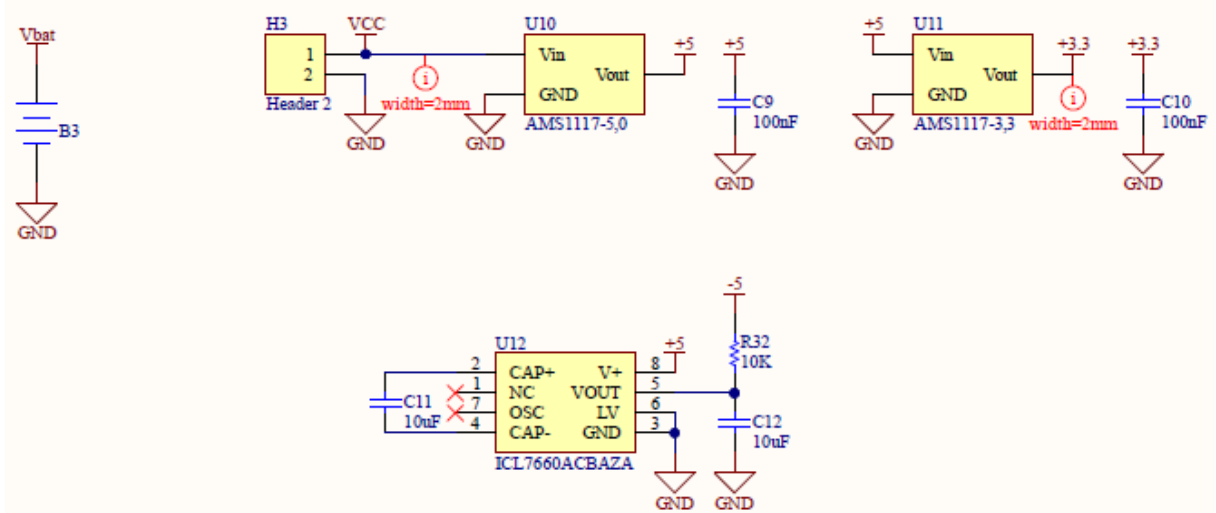
Şekil 2.19’da gösterilen JST-XH2.54 SMD, 2.54 mm boyutunda olan konnektör kablodur. Tasarlanan kart ile tabanlık arasında köprü görevi görmektedir.



Şekil 2.19 : JST-XH2.54 SMD konnektörün şekli ve devreye bağlama şeması.

2.2.6 Güç

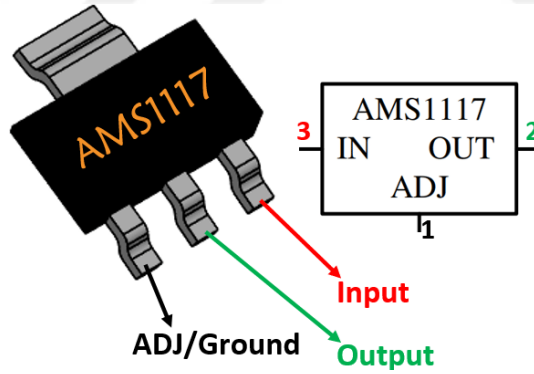
Şekil 2.20’de gösterilen devre ile tasarlanan kartın güç ihtiyacının nereden sağlandığını görmek mümkündür. Devrede kullanılan entegreler ile ilgili bilgiler aşağıdaki maddelerde açıklanmaktadır.



Şekil 2.20 :Tasarlanan kartın güç/enerji bölümünün şeması.

2.2.6.1 AMS1117-5,0 / AMS1117-3,3

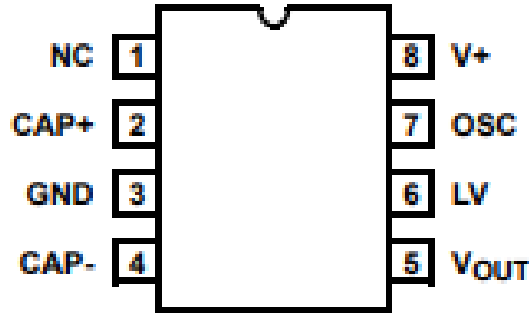
AMS1117 entegresi bir gerilim düzenleyicidir. 3 terminalden/pinden oluşan AMS1117-5,0 entegresi 5V'a, AMS1117-3,3 entegresi 3,3V'a yakın değerlerde gerilimi sabit tutmaktadır (Systems, 2009). Entegrenin pin gösterimi Şekil 2.21'deki gibidir.



Şekil 2.21 : AMS1117 entegresinin pinleri ve isimleri.

2.2.6.2 ICL7660ACBAZA

AMS1117 gerilim düzenleyiciyi kontrol eden ICL7660 entegresi 8 pinden oluşmaktadır. Bu entegreye bağlı olan diğer elemanlar kontrol edildiğinden dolayı sistem güvenliği ve verimliliği arttırılmaktadır (RENESAS, 2020). Entegrenin pinleri Şekil 2.22'deki gibi gösterilmektedir.



Şekil 2.22 : ICL7660ACBAZA entegresinin pinleri.

2.3 Sistem arayüzü

Tasarımı yapılan tabanlıktan ve karttan veri alabilmek, kullanıcıya ait verileri gözlemleyebilmek ve doktor tarafından tanımlanan ağırlık değerlerini tabanlıktaki sensörlere aktarabilmek için Şekil 2.23'te gösterilen bilgisayar arayüzü tasarlanmıştır.



Şekil 2.23 : Arayüzde bulunan ‘Cihaz Kontrol’ paneli.

Arayüzün ilk sekmesi olan ‘Cihaz Kontrol’ paneli bilgisayar ile tabanlığın bağlantısının gerçekleştiği yerdir.

Bilgisayar başlığı altındaki 1 numaralı kısım cihazın bilgisayar üzerindeki bağlanma imkanı olan noktaları göstermektedir. 2 numaralı kısımda 1’de seçilen bağlantı noktası (PORT) sayesinde cihaz ile bilgisayar arasında bağlantı sağlanırken 3 numaralı kısımda bu bağlantı kesilir. Tabanlılık ile bilgisayar bağlantısında kullanılabilen bağlantılar 4 numaralı yerde aranmaktadır. Port güncellemesi veya yeni bir cihazın kullanılabılır olması durumlarında bu kısımdan ilgili seçimleri yapmak mümkündür.

Cihaz başlığı altındaki 5 numaralı kısımdan tabanlılığın uyarı sistemini sessize almak veya sessizden çıkarmak mümkündür. 6 numaralı kısımdan cihaza kayıtlı verileri hafızadan silerek yeni alan oluşturması sağlanır. Sistemin çalışmasında meydana gelebilecek bir bağlantı sıkıntısında veya düzgün veri almama durumlarında 7 numaralı butondan sistemi yeniden başlatmak mümkündür.

Arayüzün verilerini aldığı tabanlılıkta bulunan sensörlerle ilgili verileri 8 numaralı kısma basarak gözlemlemek ve düzenlemek mümkündür. 8 numaralı kısma basınca arayüz otomatik olarak Şekil 2.24’te gösterilen ‘Sensör Bilgileri’ panelini açmaktadır.



Şekil 2.24 : Arayüzde bulunan ‘Sensör Bilgileri’ paneli.

Arayüzün son sekmesi olan ‘Sensör Bilgileri’ panelinde sol kısımdaki ‘Kontrol Ediniz’ alanının altında arayüzü kullanan kişinin adım adım yapması gerekenler sıralanmıştır. İlgili

adımlar sırasıyla gerçekleştikçe başında bulunan kutu onaylanmalı ve diğer adım aktif hale getirilmelidir.

- Veri tabanından hastayı seçiniz: Bu madde programın girişinde aktif halde bulunur ve sensöre ağırlık tanımlamadan önce hastaya ait verileri seçmek gerekmektedir. Eğer arayüze tanımlı bir hasta bulunmuyorsa Şekil 2.25’te gösterilen ‘Hasta Veri Bilgileri’ sekmesinden istenen veriler girilmelidir. Sisteme kayıtlı hasta varsa da direkt seçim yapmak gerekmektedir.

Hasta kayıtlı değilse hastaya ait isim, soyisim, TC, tanı, ameliyat türü ve tarihi bilgileri eklenerek hasta sisteme kaydedilmelidir.

Arayüzde 1 numaralı kısımdan yeni hasta eklenmektedir. 2 numaralı kısımdan verileri girilen hastanın kaydı oluşmaktadır ve 4 numaralı kısımda tablo halinde gösterilmektedir. 3 numaralı kısım ile kaydı yapılan/seçilen hastanın verileri girildikten sonra ‘Sensör Bilgileri’ ekranına geçiş yapılmaktadır.

Id	Ad	Soyad	TC	Tanı	Ameliyat	Tarih
----	----	-------	----	------	----------	-------

Şekil 2.25 : Arayüzde bulunan ‘Hasta Veri Bilgileri’ paneli.

- Sensör limitlerini giriniz: Arayüzün sağ kısmında yer alan tabanlılık şeması ve sensörlerin yerleşiminin gösterilmesi sayesinde hangi sensöre ne kadar ağırlık

tanımlanacağını belirlemek oldukça kolaydır. Tanımlanan ağırlıkların birbirinden bağımsız değerlendirilmesi istenirse ortadaki alanda bulunan ‘Bağımsız Ağırlık’ işaretlenmelidir. Sensörlere ayrı ayrı ağırlık tanımlamak yerine ortalama bir ağırlık tanımlanması durumunda ‘Ortalama Ağırlık’ işaretlenmeli ve hangi sensörlerin ortalamasının alınması gerektiği sol altta bulunan seçeneklere göre seçilmelidir. Ayrıca ortalama ağırlığın ne kadar olması gerektiğini arayüzdeki kutucuğa girmek gerekmektedir. Burada sensörlerin üzerine düşen ağırlık değerleri ayrı ayrı dikkate alınmamaktadır.

- Cihaz sesini açınız: ‘Kontrol ediniz’ kısmındaki diğer adımda cihaz sesini açmayı onayladığımız zaten arayüzdeki ‘Cihaz Kontrol’ paneline geçiş yapılmaktadır. Burada eğer cihaz sesi kapalı ise açılmalı ki uygulama anında hastaya geri bildirimde bulunma imkanı olsun. Cihazın sesini açtıktan sonra sonra madde olan sensörleri ayarlama butonunu aktif etmek gerekmektedir.
- Sensörleri ayarlayabilirsiniz: Arayüzde bulunan ‘Sensör Ayarla’ butonu aktifleşmektedir. Böylece arayüzde tanımlanan ağırlık değerleri tabanlılıkta bulunan sensörlere aktarılmaktadır. Bu sayede sensörün aşırı yüklerle karşılaşarak karşılaşmadığı belirlenmektedir.

Şekil 2.26’da ‘Bağımsız Ağırlık’ seçerek yapılan sensör ayarı ile ‘Ortalama Ağırlık’ seçerek yapılan sensör ayarı gösterilmektedir.

Akıllı Tabanlılık Sistemi

V1.30 Build 26

Cihaz Kontrol
Veri Tablosu
Veri Grafiği
Ortalama Grafik
Hasta Veri Bilgileri
Sensör Bilgileri

Kontrol Ediniz

- ☒ Veri Tabanından hastayı seçiniz
- ☒ Sensör limitlerini giriniz
- ☒ Cihazın sesini açınız
- ☒ Sensörleri ayarlayabilirsiniz

Ortalama Ağırlık

- ☐ S1-S2-S3
- ☐ S2-S3
- ☐ S1
- ☐ S3

kg

Sensörleri Ayarla

Bağımsız Ağırlık ☒

Ortalama Ağırlık ☐

Ön Sensör 50 kg

Orta Sensör 30 kg

Arka Sensör 50 kg

*Bağımsız olarak kullanılmak istenmeyen sensör için en yüksek değer olarak 150 kg değerini giriniz

Akıllı Tabanlılık Sistemi

V1.30 Build 26

Cihaz Kontrol
Veri Tablosu
Veri Grafiği
Ortalama Grafik
Hasta Veri Bilgileri
Sensör Bilgileri

Kontrol Ediniz

- ☒ Veri Tabanından hastayı seçiniz
- ☒ Sensör limitlerini giriniz
- ☒ Cihazın sesini açınız
- ☒ Sensörleri ayarlayabilirsiniz

Ortalama Ağırlık

- ☐ S1-S2-S3
- ☒ S2-S3
- ☐ S1
- ☐ S3

kg

Sensörleri Ayarla

Bağımsız Ağırlık ☐

Ortalama Ağırlık ☒

Ön Sensör 80 kg

Orta Sensör 80 kg

Arka Sensör 80 kg

*Bağımsız olarak kullanılmak istenmeyen sensör için en yüksek değer olarak 150 kg değerini giriniz

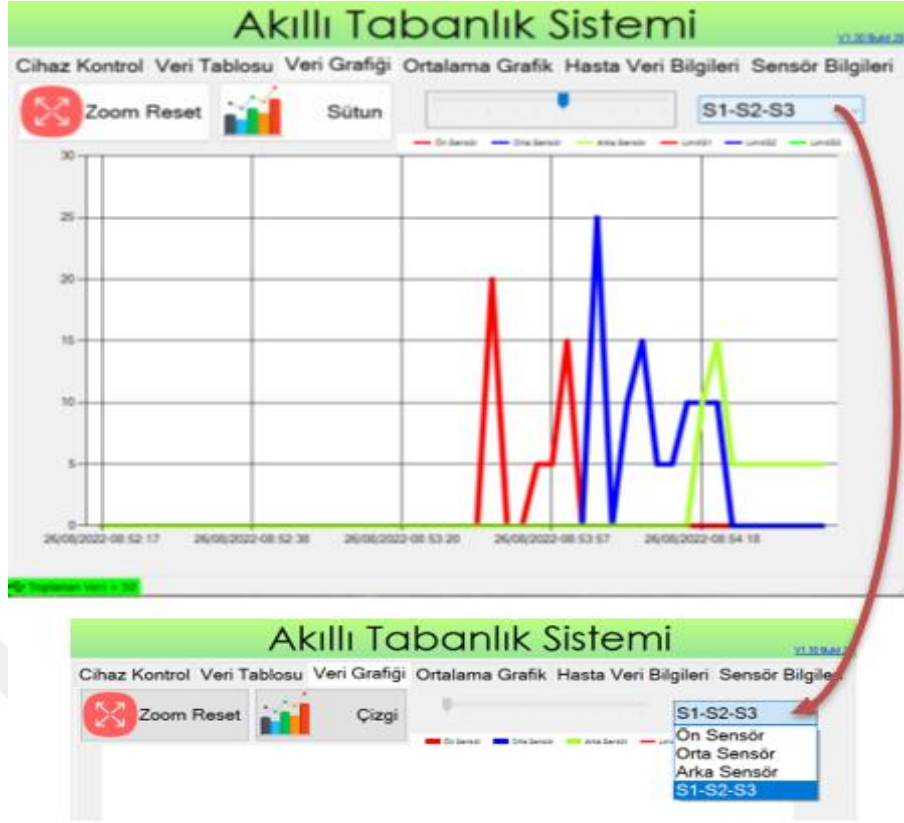
Şekil 2.26 : Bağımsız ve ortalama ağırlık ile sensör tanımlama.

Arayüzün ‘Veri Tablosu’, ‘Veri Grafiği’ ve ‘Ortalama Grafik’ sekmelerinde tabanlıktan alınan verilerin değerleri takip edilmektedir. Şekil 2.27’de gösterilen ‘Veri Tablosu’ panelinde ‘Verileri Çek’ butonuna basarak arayüzün bağlı olduğu cihazın hafızasındaki veriler çekilir ve tabloda listelenir. Tabloya aktarılan verilerin sırası, verinin çekilme tarihi ve saati listelenir. Aynı zamanda tabanlıktaki ön, orta ve arka sensörlere ait anlık ağırlık değerleri ile üç sensöre uygulanan anlık ortalama ağırlık değerini görmek mümkündür.

* Verileri kaydederken "Cihaz ID"butonuna tıklayarak "Hasta Veri Bilgileri" sekmesinden hastanın adını seçiniz.

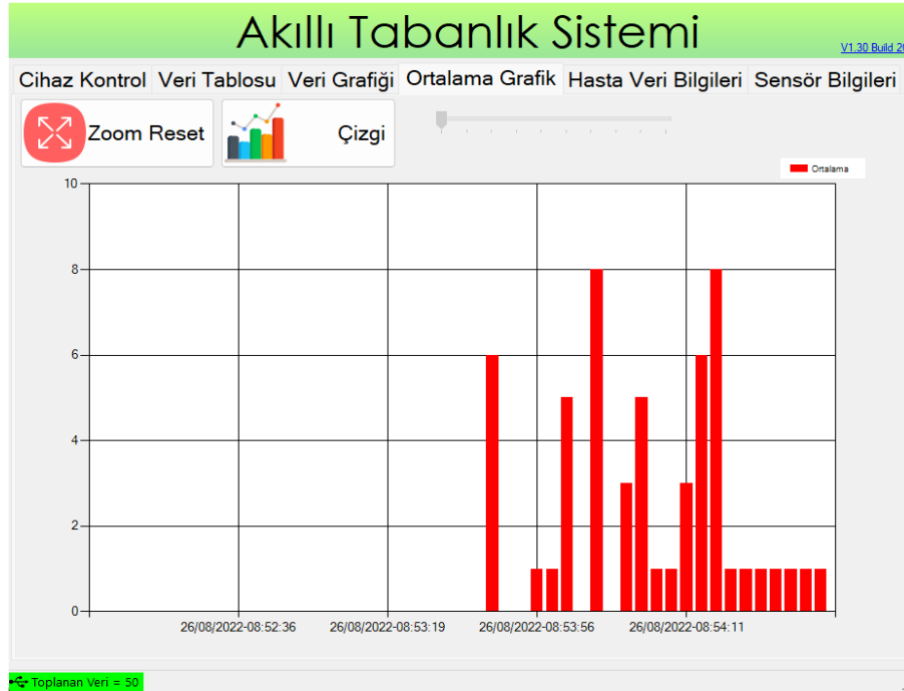
59

59



Şekil 2.28 : Arayüzde bulunan ‘Veri Grafiği’ paneli.

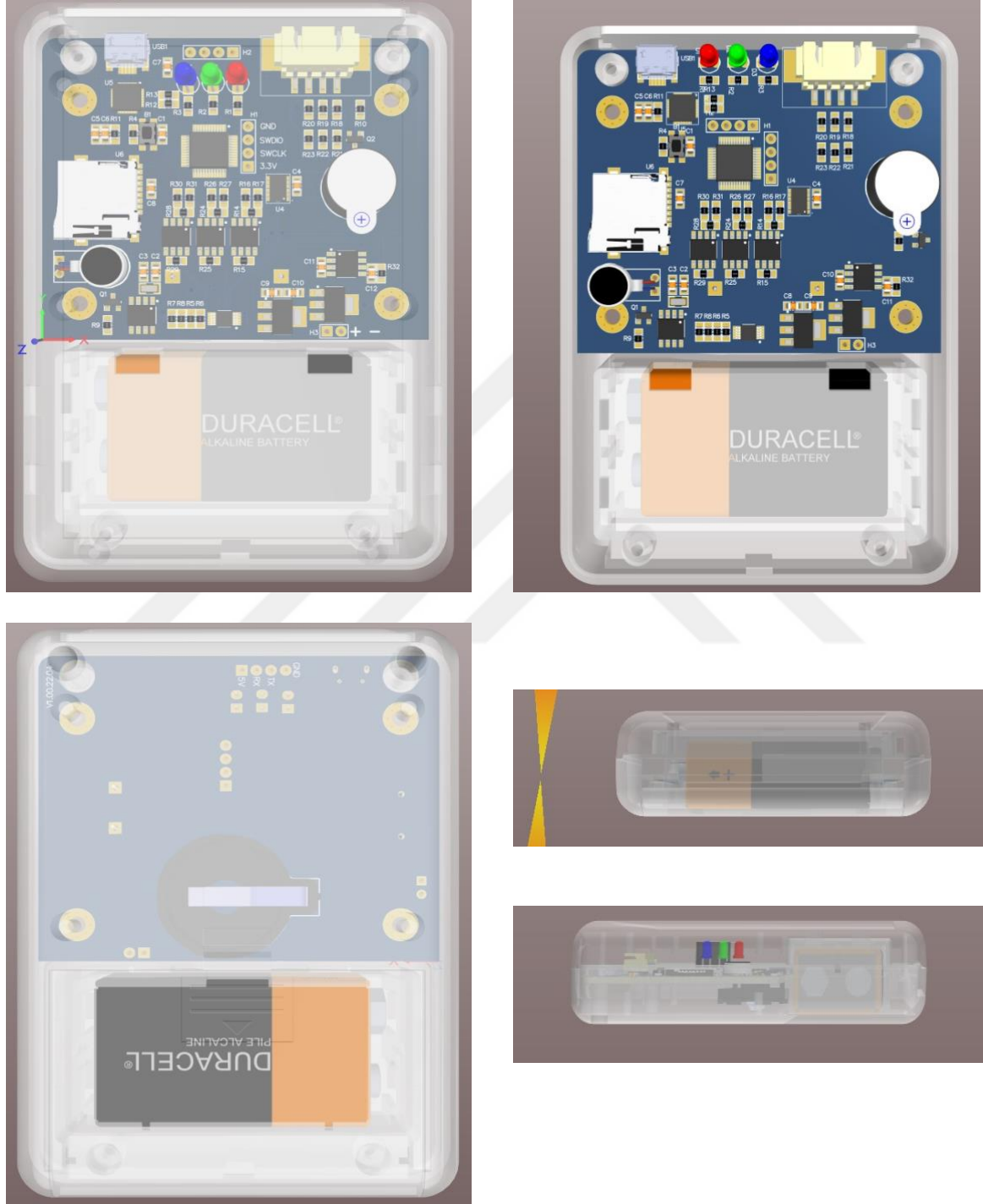
Şekil 2.29’da ise son sekme olan ‘Ortalama Grafik’ kısmında sensör verilerinin ortalamasını gösteren grafiği elde etmek mümkündür.



Şekil 2.29 : Arayüzde bulunan ‘Ortalama Grafik’ paneli.

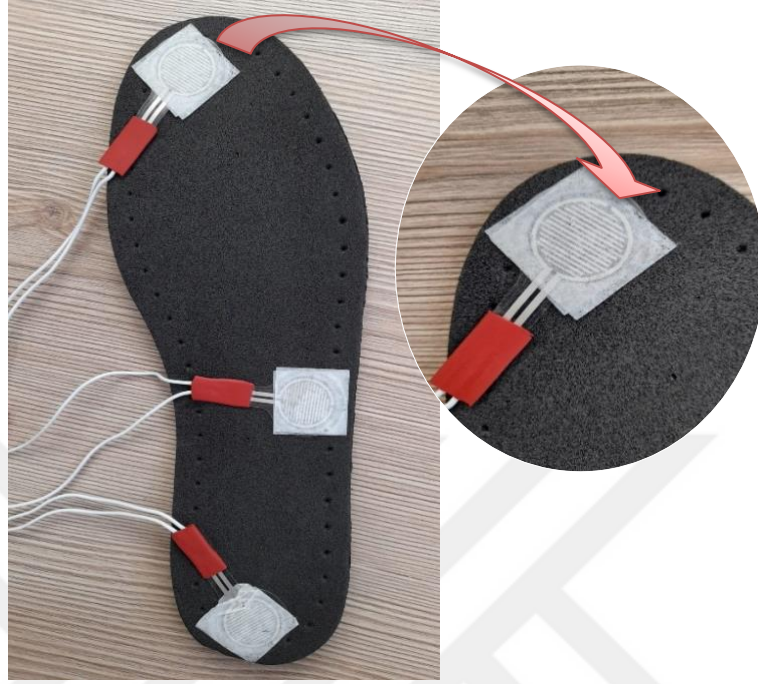
2.4 Tasarım sonucu

Kart tasarımı bir önceki başlıkta detaylı bir şekilde tanımlandıktan sonra tasarımı PCB'ye basıp Şekil 2.30'daki kart elde edilmiştir.



Şekil 2.30 : Kartın PCB tasarımı.

Hastanın kullanacağı tabanlık ayakkabı değişimine uygun olarak çıkarılabilir bir kalıptır. Basınç sensörleri Şekil 2.31’de görüldüğü üzere tabanlık içine yerleştirilmiştir. Yani ayağın terlemesine veya ayakkabının içine su geçmesi durumlarına karşı tabanlık korunmaktadır.



Şekil 2.31 : Tabanlığa içine yerleştirilen sensörlerin gösterimi.

Şekil 2.32’de gösterilen kartta S1, S2 ve S3 girişleri tabanlıкта bulunan sensörlere bağlıdır.

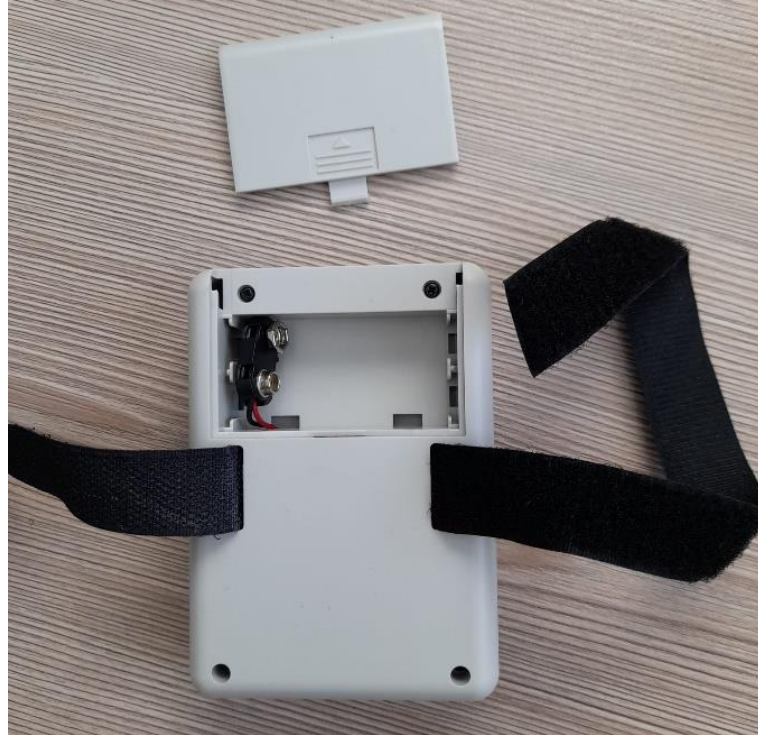


Şekil 2.32 : Sensör verilerini toplayan kart.

Sensörlerden alınan veriler Şekil 2.33'te gösterilen konnektör kablo (JST-XH2.54 SMD) ile Şekil 2.34'te gösterilen karta aktarılmaktadır. Kart 9V'luk pille beslenmektedir ve çıt çıt bantlar sayesinde kullanıcının bacağına sabit bir şekilde durmaktadır. Ayrıca çıt çıtlar sayesinde herhangi bir kullanıcın bacağına istenilen ölçüye göre ayarlanma özelliğine sahiptir.

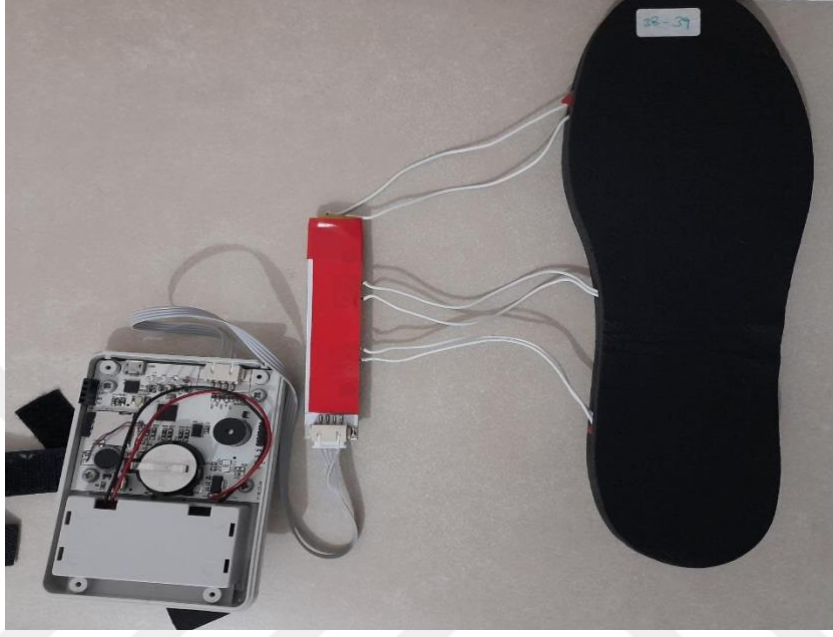


Şekil 2.33 : JST-XH2.54 SMD konnektör kablonun gösterimi.

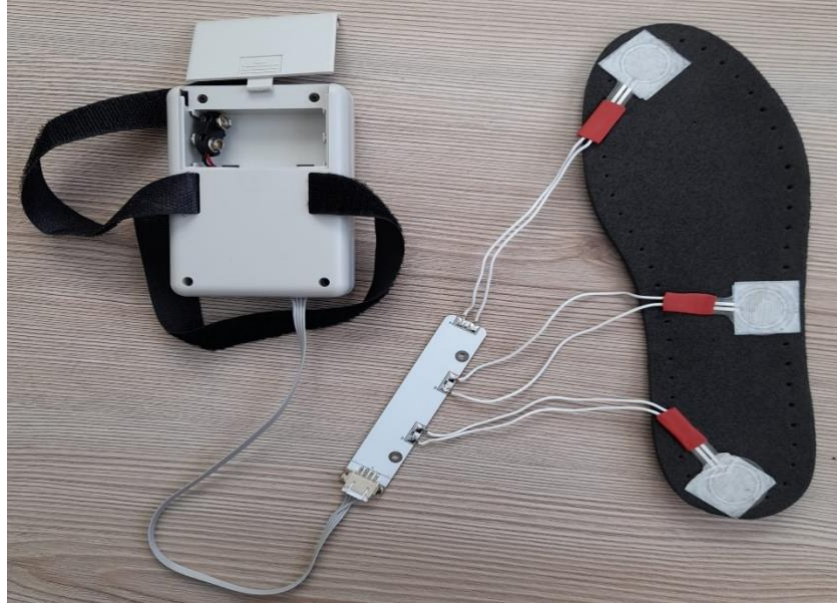


Şekil 2.34 : Kart kutusunun gösterimi.

Şekil 2.35'te ise tüm elemanların birbiyle bağlantısı sonucu hastanın kullanacağı şekle uygun tasarımın Şekil 2.35 (a)'da PCB görünecek şekilde tasarımın bağlantı şekli (b)'de sensörlerin kartla bağlantısı ve Şekil 2.35 (c)'de kullanıma hazır olan kapalı hali görünmektedir.



(a)



(b)



(c)

Şekil 2.35 : Tasarım sonucu tabanlığın (a) PCB görünümü (b) tabanlık sensör bağlantısı ve (c) kullanıma uygun tasarımın görünümü.

2.5 Kod

```

/* USER CODE BEGIN Header */
/**
 * *****
 * ****
 * @file           : main.c
 * @brief          : Main program body
 * *****
 * ****
 * @attention
 *
 * Copyright (c) 2022 STMicroelectronics.
 * All rights reserved.
 *
 * This software is licensed under terms that can be found in the LICENSE
file
 * in the root directory of this software component.
 * If no LICENSE file comes with this software, it is provided AS-IS.
 *
 * *****
 * ****
 */
/* USER CODE END Header */

```

```

/* Includes -----
--*/
#include "main.h"
#include "fatfs.h"
#include "i2c.h"
#include "spi.h"
#include "tim.h"
#include "usart.h"
#include "gpio.h"

/* Private includes -----
--*/
/* USER CODE BEGIN Includes */
#define versiyon 1.26
char time_data1[12];
char time_data2[12];
uint8_t set=0;
RTCDatetime time;
uint32_t big_data=0,data_x=0;
uint32_t line=1;
uint16_t i=0;
char data[16];
char buffer[64];
char wdata[64]; //İşaretçidir.
char bdata[64];
FATFS fs; //Dosya sisteminin nesnesi.
FATFS *pfs; //Dosya sistemi nesnesinin işaretçisi.
uint8_t mem_id_R=0;
FIL fil; //Dosya işaretçisi. Tabanlıktan alınan veriler bu dosyaya
aktarılır.
uint16_t gg=19,aa=07,yy=22,ss=16,dd=00,sss; //Gün.Ay.Yıl Saat.Dakika.Saniye
bilgilerini verir.
float sensor_v1,sensor_v2,sensor_v3,sensor_v4,ort1,ort2; //Sensörlerin
bireysel ve ortalama değer atamaları.
float sensor_dv1,sensor_dv2,sensor_dv3; //Sensörlerin isimleri.
float r1,r2,r3;
uint8_t ave=0; //Ortalama.
float batt_volt,batt_low=6.00F; //Bataryanın gerilimi, Bataryanın çalışacağı
en düşük gerilim değeri.
uint16_t s1,s2,s3,s4,s5,s23,s123; //Sensörlerin bireysel ve ortalama değer
atamaları.
uint16_t weight1=0,weight2=0,weight3=0; //Başlangıç ağırlık değerleri
tanımlandı.
uint8_t send=0; //Verileri iletir.
uint8_t save=0; //Verileri kaydeder.
uint8_t buzzer=1; //Buzzer tanımlandı.
uint16_t weight11=0,weight22=0,weight33=0; //Başlangıç ağırlık değerleri
tanımlandı.

```

```

uint32_t sensor_v11,sensor_v22,sensor_v33; //Başlangıç sensör gerilimleri tanımlandı.
uint16_t s1_a,s2_a,s3_a,s4_a,s5_a,s123_a,s23_a;
uint8_t error=0; //Hata tanımlandı.
uint8_t sample,sample_max=10; //Örnekleme
uint8_t active=1;

/* USER CODE END Includes */

/* Private typedef -----
--*/
/* USER CODE BEGIN PTD */

/* USER CODE END PTD */

/* Private define -----
--*/
/* USER CODE BEGIN PD */
/* USER CODE END PD */

/* Private macro -----
--*/
/* USER CODE BEGIN PM */

/* USER CODE END PM */
/* Private variables -----
--*/

/* USER CODE BEGIN PV */

/* USER CODE END PV */

/* Private function prototypes -----
--*/
void SystemClock_Config(void); //Sistem saatini yapılandırır.
/* USER CODE BEGIN PFP */

//HAL kütüphanesi ile çıkış olan porttan veri alınır. 1 (aktif) veya 0 (pasif) olarak değer verir.
void blink_red(void) //Kırmızı Ledi çalıştırır.
{
    HAL_GPIO_WritePin(RED_GPIO_Port, RED_Pin, GPIO_PIN_SET); //Kırmızı Ledin olduğu portu 1 yapar (yakar).
    HAL_Delay(30); //30ms gecikme süresi.
    HAL_GPIO_WritePin(RED_GPIO_Port, RED_Pin, GPIO_PIN_RESET); //Kırmızı Ledin olduğu portu 0 yapar (söndürür).
    HAL_Delay(1000); //1000ms gecikme süresi.
}

```

```

void blink_green(void) //Yeşil Ledi çalıştırır.
{
    HAL_GPIO_WritePin(GREEN_GPIO_Port, GREEN_Pin, GPIO_PIN_SET); //Yeşil
Ledin olduğu portu 1 yapar (yakar).
    HAL_Delay(30); //30ms gecikme süresi.
    HAL_GPIO_WritePin(GREEN_GPIO_Port, GREEN_Pin, GPIO_PIN_RESET); //Yeşil
Ledin olduğu portu 0 yapar (söndürür).
    HAL_Delay(1000); //1000ms gecikme süresi.
}

void blink_blue(void) //Mavi Ledi çalıştırır.
{
    HAL_GPIO_WritePin(BLUE_GPIO_Port, BLUE_Pin, GPIO_PIN_SET); //Mavi Ledin
olduğu portu 1 yapar (yakar).
    HAL_Delay(30); //30ms gecikme süresi.
    HAL_GPIO_WritePin(BLUE_GPIO_Port, BLUE_Pin, GPIO_PIN_RESET); //Mavi
Ledin olduğu portu 0 yapar (söndürür).
    HAL_Delay(1000); //1000ms gecikme süresi.
}

void start_buzzer(uint16_t duty) //Buzzer'ı aralıklı olarak çalıştırır.
{
    HAL_GPIO_WritePin(BUZZER_GPIO_Port, BUZZER_Pin, GPIO_PIN_SET);
//Buzzer'ı çalıştırır (1).
    HAL_Delay(30); //30ms gecikme süresi.
    HAL_GPIO_WritePin(BUZZER_GPIO_Port, BUZZER_Pin, GPIO_PIN_RESET);
//Buzzer'ı durdurur (0).
    HAL_Delay(1000); //1000ms gecikme süresi.
}

void stop_buzzer(void) //Buzzer'ı durdurur.
{
    HAL_GPIO_WritePin(BUZZER_GPIO_Port, BUZZER_Pin, GPIO_PIN_RESET);
//Buzzer'ı durdurur (0).
    HAL_Delay(1000); //1000ms gecikme süresi.
}

void start_motor(uint16_t duty) //Titreşim motorunu aralıklı olarak
çalıştırır.
{
    HAL_GPIO_WritePin(VIBRATION_GPIO_Port, VIBRATION_Pin, GPIO_PIN_SET);
//Motoru çalıştırır (1).
    HAL_Delay(30); //30ms gecikme süresi.
    HAL_GPIO_WritePin(VIBRATION_GPIO_Port, VIBRATION_Pin, GPIO_PIN_RESET);
//Motoru durdurur (0).
    HAL_Delay(1000); //1000ms gecikme süresi.
}

void stop_motor(void) //Titreşim motorunu durdurur.

```

```

{
    HAL_GPIO_WritePin(VIBRATION_GPIO_Port, VIBRATION_Pin, GPIO_PIN_RESET);
    //Motoru durdurur (0).
    HAL_Delay(1000); //1000ms gecikme süresi.
}

/* USER CODE END PFP */

/* Private user code -----
--*/
/* USER CODE BEGIN 0 */

/* USER CODE END 0 */

/**
 * @brief The application entry point.
 * @retval int
 */
int main(void)
{
    /* USER CODE BEGIN 1 */

    /* USER CODE END 1 */

    /* MCU Configuration-----
    --*/

    /* Reset of all peripherals, Initializes the Flash interface and the
    SysTick. */
    HAL_Init(); //HAL kütüphanesini başlatır.

    /* USER CODE BEGIN Init */

    /* USER CODE END Init */

    /* Configure the system clock */
    SystemClock_Config(); //Sistem saatini ayarlar.

    /* USER CODE BEGIN SysInit */

    /* USER CODE END SysInit */

    /* Initialize all configured peripherals */
    MX_GPIO_Init(); //Lede bağlı ayakların giriş ve çıkış ayarını yapar.
    MX_I2C1_Init(); //Inter-Integrated Circuit-Dahili Entegre Devre: Senkron
    haberleşme protokolünü başlatır.
    MX_SPI1_Init(); //Serial Peripheral Interface-Seri Çevre Arayüzü: Senkron
    haberleşme protokolünü başlatır.
    MX_TIM1_Init(); //Timer-Zamanlayıcıyı başlatır.

```

```

MX_USART1_UART_Init(); //UART başlatma.
MX_FATFS_Init(); //File Allocation Table-Dosya Ayıklama Tablosu için
kullanılan dosya sistemi çözümünü başlatır.
MX_SPI2_Init(); //Serial Peripheral Interface-Seri Çevre Arayüzü: Senkron
haberleşme protokolünü başlatır.
MX_TIM4_Init(); //Timer-Zamanlayıcıyı başlatır.
MX_USART3_UART_Init(); //UART başlatma.
/* USER CODE BEGIN 2 */

HAL_GPIO_TogglePin(RED_GPIO_Port, RED_Pin); //Kırmızı Ledin durumunu
değiştirir.
HAL_Delay(300); //300ms gecikme süresi.
HAL_GPIO_TogglePin(GREEN_GPIO_Port, GREEN_Pin); //Yeşil Ledin durumunu
değiştirir.
HAL_Delay(300); //300ms gecikme süresi.
HAL_GPIO_TogglePin(BLUE_GPIO_Port, BLUE_Pin); //Mavi Ledin durumunu
değiştirir.
HAL_Delay(300); //300ms gecikme süresi.
HAL_GPIO_TogglePin(RED_GPIO_Port, RED_Pin); //Kırmızı Ledin durumunu
değiştirir.
HAL_Delay(300); //300ms gecikme süresi.
HAL_GPIO_TogglePin(GREEN_GPIO_Port, GREEN_Pin); //Yeşil Ledin durumunu
değiştirir.
HAL_Delay(300); //300ms gecikme süresi.
HAL_GPIO_TogglePin(BLUE_GPIO_Port, BLUE_Pin); //Mavi Ledin durumunu
değiştirir.
HAL_Delay(300); //300ms gecikme süresi.

time.Hour=21; //Saat
time.Minute=15; //Dakika
time.Second=00; //Saniye

time.DayOfWeek=2; //Haftanın günü

time.Day=19; //Gün
time.Month=07; //Ay
time.Year=2022; //Yıl

//DS1307_Set_Time(&time);

DS1307_Get_Time(&time); //Gerçek zamanlı saat ile zaman bilgileri alınır.

/* USER CODE END 2 */

/* Infinite loop */
/* USER CODE BEGIN WHILE */
while (1)
{
    /* USER CODE END WHILE */

```

```

/* USER CODE BEGIN 3 */

DS1307_Get_Time(&time); //Zaman ölçülür.
sprintf(time_data1, "%02d:%02d:%02d", time.Hour, time.Minute, time.Second)
; //Saat.Dakika.Saniye şeklinde değer yazdırır.
sprintf(time_data2, "%02d/%02d/%4d", time.Day, time.Month, time.Year);
//Gün.Ay.Yıl şeklinde değer yazdırır.

if(set)
{
    time.Hour=ss;
    time.Minute=dd;
    time.Second=00;

    time.DayOfWeek=2;

    time.Day=gg;
    time.Month=aa;
    time.Year=2000+yy;

    DS1307_Set_Time(&time); //Zaman ayarlanır.

    HAL_GPIO_TogglePin(GREEN_GPIO_Port, GREEN_Pin); //Yeşil ledin
durumunu değiştirir.
    HAL_Delay(100); //100ms gecikme süresi.
    HAL_GPIO_TogglePin(GREEN_GPIO_Port, GREEN_Pin); //Yeşil ledin
durumunu değiştirir.

    set=0; //Döngüden çıkarır.
}

if(buzzer) //Eğer buzzer çalışıyorsa aşağıdaki komutları uygula.
{
    while(HAL_GPIO_ReadPin(Sensor1_GPIO_Port, Sensor1_Pin))
//Sensör1'in pininde bulunan değeri okur.
    {
        save=0;
        HAL_GPIO_TogglePin(RED_GPIO_Port, RED_Pin); //Kırmızı ledin
durumunu değiştirir.
        start_motor(500); //Motoru başlatır.
        start_buzzer(300); //Buzzerı başlatır.
        HAL_Delay(200); //200ms gecikme süresi.
        stop_buzzer(); // Buzzerı durdurur.
        stop_motor(); // Motoru durdurur.
        HAL_Delay(200); //200ms gecikme süresi.

        if(!buzzer) //Eğer buzzer çalışmıyorsa aşağıdaki komutu
uygula.

```

```

        break; //Döngüden çıkarır.
    }
}

sensor_v4=voltage_read(ADS1115_REG_CONFIG_MUX_SINGLE_3); //Batarya
seviyesi için

sensor_v11=voltage_read(ADS1115_REG_CONFIG_MUX_SINGLE_2)*1000;
sensor_v22=voltage_read(ADS1115_REG_CONFIG_MUX_SINGLE_1)*1000;
sensor_v33=voltage_read(ADS1115_REG_CONFIG_MUX_SINGLE_0)*1000;

sensor_v1=logf(voltage_read(ADS1115_REG_CONFIG_MUX_SINGLE_2))*1000;
sensor_v2=logf(voltage_read(ADS1115_REG_CONFIG_MUX_SINGLE_1))*1000;
sensor_v3=logf(voltage_read(ADS1115_REG_CONFIG_MUX_SINGLE_0))*1000;

ort1=(weight1+weight2+weight3)/3.00F; //Üç sensörün ağırlıkları
ortalamasını alır.
ort2=(weight2+weight3)/2.00F; //İki sensörün ağırlıkları ortalamasını
alır.

s123=(uint8_t)ort1; //1,2 ve 3'ün ortalama ağırlık değerini üç sensöre
aktarır.
s23=(uint8_t)ort2; //2 ve 3'ün ortalama ağırlık değerini iki sensöre
aktarır.

s4=s1; //s1'deki değeri s4'e atar.
s5=s3; //s3'deki değeri s'e atar.

batt_volt=sensor_v4*(89.0F/33.12F); //Batarya gerilimi hesaplanır.

if(!ave) //Bağımsız değerler için. ave==0 ise koşul doğru diğer
durumlarda yanlıştır.
{
    if(weight1>s1_a) //Eğer sensör1'den okunan gerçek ağırlık
(weight1) tanımlanan ağırlıktan (s1_a) büyükse.
    {
        start_buzzer(300); //Buzzer çalışır.
        HAL_Delay(10); //10ms gecikme süresi.
        start_motor(500); //Motor çalışır.
    }
    else if(weight2>s2_a) //Eğer sensör2'den okunan gerçek ağırlık
(weight2) tanımlanan ağırlıktan (s2_a) büyükse.
    {
        start_buzzer(300); //Buzzer çalışır.
        HAL_Delay(10); //10ms gecikme süresi.
        start_motor(700); //Motor çalışır.
    }
    else if(weight3>s3_a) //Eğer sensör3'ten okunan gerçek ağırlık
(weight3) tanımlanan ağırlıktan (s3_a) büyükse.

```

```

    {
        start_buzzer(300); //Buzzer çalışır.
        HAL_Delay(10); //10ms gecikme süresi.
        start_motor(900); //Motor çalışır.
    }
    else //Sensörlerden okunan gerçek ağırlık (weight) tanımlanan
ağırlıktan (s_a) küçükse.
    {
        stop_buzzer(); //Buzzer durur.
        stop_motor(); //Motor durur.
    }
}
else // ortalama değerler için
{
    if(s23>s23_a) //Eğer sensör23'ten okunan gerçek ağırlık (s23)
tanımlanan ağırlıktan (s23_a) büyükse.
    {
        start_motor(900); //Motor çalışır.
        start_buzzer(500); //Buzzer çalışır.
    }
    else if(s123>s123_a) //Eğer sensör123'ten okunan gerçek ağırlık
(s123) tanımlanan ağırlıktan (s123_a) büyükse.
    {
        start_motor(900); //Motor çalışır.
        start_buzzer(500); //Buzzer çalışır.
    }
    else if(s4>s4_a) //Eğer sensör4'ten okunan gerçek ağırlık (s4)
tanımlanan ağırlıktan (s4_a) büyükse.
    {
        start_motor(900); //Motor çalışır.
        start_buzzer(500); //Buzzer çalışır.
    }
    else if(s5>s5_a) //Eğer sensör3'ten okunan gerçek ağırlık (s5)
tanımlanan ağırlıktan (s5_a) büyükse.
    {
        start_motor(900); //Motor çalışır.
        start_buzzer(500); //Buzzer çalışır.
    }
    else //Sensörlerden okunan gerçek ağırlık (s) tanımlanan
ağırlıktan (s_a) küçükse.
    {
        stop_buzzer(); //Buzzer durur.
        stop_motor(); //Motor durur.
    }
}

if(buzzer) //buzzer==0 ise koşul yanlış diğer durumlarda doğrudur.
{

```

```

        if(batt_volt<batt_low) //Eğer batarya gerilimi (batt_vol)
        bataryanın çalışacağı en düşük gerilim değerinden (batt_Low) düşükse.
        {
            start_buzzer(300); //Buzzer çalışır.
            blink_red(); //Kırmızı led yanar.
            HAL_Delay(100); //100ms gecikme süresi.
            stop_buzzer(); //Buzzer çalışır.
            stop_motor(); //Motor durur.
        }
    }

    if(!active) //active==0 ise koşul doğru diğer durumlarda yanlıştır.
    {
        blink_blue(); //Mavi led yanar.
    }

    HAL_GPIO_WritePin(RED_GPIO_Port, RED_Pin, GPIO_PIN_RESET); //Kırmızı
    ledin olduğu portu 0 yapar (söndürür).

    f_mount(&fs, "", 0); //Varsayılan sürücü bağlanır.
    f_open(&fil, "Raw Data.dat", FA_OPEN_ALWAYS | FA_READ | FA_WRITE);
    //Dosyanın adı-türüne göre işaretçi açılır.Verileri açar,okur,kaydeder.
    sprintf(wdata,"%ld;%02d;%02d;%02d;%d;%d;%d;%d;%02d/%02d/%4d;%d;\n",
    //Aşağıdaki veriler tablo şeklinde yazdırılır.
        line, //Satır ekler.
        time.Hour,time.Minute,time.Second,
    //Saat,Dakika,Saniye şeklinde zamanı yazdırır.
        weight1,weight2,weight3,s123,
    //Ağırlık1,Ağırlık2,Ağırlık3,Ağırlık123-Ortalama şeklinde sensör değerlerini
    yazdırır.
        time.Day,time.Month,time.Year, //Gün,Ay,Yıl şeklinde
    tarihi yazdırır.
        mem_id_R); //ID numarasını yazdırır.

    f_puts(wdata, &fil); //Dosyadaki verileri yazar.
    blink_green(); //Yeşil led yanar.
    HAL_UART_Transmit(&huart3, (uint8_t *)wdata, sizeof(wdata), 500);
    //Kaydedilen verileri gönderir.
    //UART yapısı, veri, verinin boyutu, zaman aşımı süresi şeklinde kodda
    kullanılır.
    f_close(&fil); //Dosya işaretçisi kapatılır.
    f_mount(NULL, "", 1); //Varsayılan sürücü bağlantısı kesilir.

}
/* USER CODE END 3 */
}

/**
 * @brief System Clock Configuration

```

```

    * @retval None
    */
void SystemClock_Config(void)
{
    RCC_OscInitTypeDef RCC_OscInitStruct = {0};
    RCC_ClkInitTypeDef RCC_ClkInitStruct = {0};

    /** Initializes the RCC Oscillators according to the specified parameters
    * in the RCC_OscInitTypeDef structure.
    */
    //RCC osilatörünün başlatır.
    RCC_OscInitStruct.OscillatorType = RCC_OSCILLATORTYPE_HSE;
    RCC_OscInitStruct.HSEState = RCC_HSE_ON;
    RCC_OscInitStruct.HSEPredivValue = RCC_HSE_PREDIV_DIV1;
    RCC_OscInitStruct.HSIState = RCC_HSI_ON;
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLState = RCC_PLL_ON;
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLSource = RCC_PLLSOURCE_HSE;
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLMUL = RCC_PLL_MUL9;
    if (HAL_RCC_OscConfig(&RCC_OscInitStruct) != HAL_OK) //Osilatör başlatma
    hatası
    {
        Error_Handler();
    }

    /** Initializes the CPU, AHB and APB buses clocks
    */
    //Veriyolu saatlerini başlatır.
    RCC_ClkInitStruct.ClockType = RCC_CLOCKTYPE_HCLK|RCC_CLOCKTYPE_SYSCLK
                                   |RCC_CLOCKTYPE_PCLK1|RCC_CLOCKTYPE_PCLK2;
    RCC_ClkInitStruct.SYSCLKSource = RCC_SYSCLKSOURCE_PLLCLK;
    RCC_ClkInitStruct.AHBCLKDivider = RCC_SYSCLK_DIV1;
    RCC_ClkInitStruct.APB1CLKDivider = RCC_HCLK_DIV2;
    RCC_ClkInitStruct.APB2CLKDivider = RCC_HCLK_DIV1;

    if (HAL_RCC_ClockConfig(&RCC_ClkInitStruct, FLASH_LATENCY_2) != HAL_OK)
    //Saatleri başlatma hatası
    {
        Error_Handler();
    }
}

/* USER CODE BEGIN 4 */

/* USER CODE END 4 */

/**
 * @brief This function is executed in case of error occurrence.
 * @retval None
 */

```

```

void Error_Handler(void)
{
    /* USER CODE BEGIN Error_Handler_Debug */
    /* User can add his own implementation to report the HAL error return
state */
    __disable_irq();
    while (1)
    {
    }
    /* USER CODE END Error_Handler_Debug */
}

#ifdef USE_FULL_ASSERT
/**
 * @brief Reports the name of the source file and the source line number
 * where the assert_param error has occurred.
 * @param file: pointer to the source file name
 * @param line: assert_param error line source number
 * @retval None
 */
void assert_failed(uint8_t *file, uint32_t line)
{
    /* USER CODE BEGIN 6 */
    /* User can add his own implementation to report the file name and line
number,
ex: printf("Wrong parameters value: file %s on line %d\r\n", file,
line) */
    /* USER CODE END 6 */
}
#endif /* USE_FULL_ASSERT */

```

2.6 Çalışmanın Uygulama Alanı

Akıllı tabanlık, teknolojinin gelişmesi ile beraber yaygınlaşan bir uygulamadır. Temel amacı hastaların yürümelerinde kolaylık sağlamak olan bu uygulama farklı alanlarda da kullanıma başlanmıştır.

Özellikle geçirdikleri kaza sonucu belden aşağı operasyon yapılan hastaların iyileşme sürecine girdikten sonra ayağ bileklerini zorlamadan yürümeleri sağlanmaktadır. Bu tabanlık sayesinde hasta farkında olmadan yere fazla yük basınç uyguladığında kendine zarar vermesi engellenmektedir. Tabanlık ile hastanın yere yaptığı basınç değeri hesaplanır ve aslında olması gereken değer ile kıyaslanarak hastaya uyarı verir.

Sporun farklı dallarında da kullanılan bu tabanlılık sporcuların performans analizi yapmasını ve antrenmanlarının verimli olmasını sağlamaktadır. Örneğin bir basketbolcu hangi mesafeden, hangi açıyla, ne kadar yükseğe zıplayarak daha başarılı atış yaptığını takip edebilir ve bu değerlere göre kendini ayarlayabilir. Aynı şekilde snowboard ile kayak yapan bir sporcu boardun üzerinde dengede durmayı tabanlıktaki sensörler ile sağlayabilir. Bu sayede kaza riski en aza iner ve sporcu dengesini korur. Bir diğer spor dalı olarak okçulukta gösterilebilir. Burada sporcunun ayak konumu önemli olduğundan tabanlıktaki sensörler doğru atıştaki değerleri ölçer, kaydeder ve sporcunun bunu aynı şekilde uygulamasını sağlar.

3. SONUÇ VE ÖNERİLER

Projemiz Ortopedi ve Travmatoloji bölümünde 5 farklı grupta 25 hasta ile toplam 125 hasta ile test edilmiştir. Bu kişiler iki hafta boyunca gözlemlenmiş ve günlük yaşamdaki ayak basınçları akıllı tabanlılık ile kayıt altına alınmıştır.

Aşırı yüklenme durumunda akıllı iç tabanlılığın bağlı olduğu elektronik kart ile hastaya sesli ve titreşimli geri bildirim yapılmaktadır. Uyarı sistemi sayesinde platin gibi kırılma olasılığı yüksek parça kullanan hastalarda malzemelerin zarar görmesi engellenmektedir. Aşırı yükleme yaparak kendine zarar verme durumlarında hasta/hasta yakınları doktoru suçlamaya çalışsa bile tabanlıklarda kayıtlı veriler sayesinde suçlamaların kesin verilerle asılsız çıkma ihtimali bulunmaktadır.

Çalışmamızda diğer çalışmaların aksine basıncı ölçmek için daha az sensör kullanılmaktadır. Ayrıca daha az kablo kullanılması ve bu durumun kullanıcının günlük yaşamını ve görünümünü etkilemiyor olması kullanıcı için konforlu bir gündelik yaşam standartı sunmaktadır. Kullanıcının tabanlıkların şarjının yeterli olup olmadığını düşünmesine gerek kalmaması için şarj edilebilir pil kullanılmaktadır. Pilin bitmesi durumunda yeni pil takılarak kullanmaya devam edebilir. Biten pil daha sonra şarj edilerek tekrar kullanılabilir.

Medikal akıllı tabanlılık tasarlanıp ve belirli hastalarda test edilmeye başlandı. Kullanım süresine bağlı olarak iyileştirme açısından hızlı ilerleme kaydedeceğini düşünüyor, iyileştirme ve yenilik yönünde çalışmalarımızı sürdürüyoruz.

Gelecekte akıllı tabanlı uygulamalarının gelişmesiyle birlikte günlük hayatta her alanda kullanıma uygun bir uygulama olacaktır. Elde edilen bilgi birikimi ile sistemi daha küçük hale getirerek günlük kullanım ve farklı sağlık uygulamaları üzerine çalışmalar planlıyoruz. Çalışmamız için daha hassas ve doğru ölçümler yapabilmek amacıyla yeni sensör tipleri üzerinde çalışmalar yapılabilir. Aynı şekilde şarj edilebilir pil yerine uzun süreli kullanıma uygun farklı bir enerji kaynağı bulunabilir.

KAYNAKLAR

- Abdul Razak, A. H., Zayegh, A., Begg, R. K., & Wahab, Y. (2012). Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review. *Sensors*, 12(7), 9884–9912. <https://doi.org/10.3390/s120709884>
- Ada, Lady. (n.d.). *Force Sensitive Resistor (FSR)*. Adafruit. <https://learn.adafruit.com/force-sensitive-resistor-fsr/overview>
- Aktaş, F., Çeken, C., & Erdemli, Y. E. (2016). Nesnelerin İnterneti Teknolojisinin Biyomedikal Alanındaki Uygulamaları. *Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 4(January), 37–54. https://www.researchgate.net/publication/293768179_Nesnelerin_Interneti_Teknolojisinin_Biyomedikal_Alanindaki_Uygulamalari_Internet_of_Things_Technology_Applications_of_Biomedical_Area
- ARM İşlemci Nedir?* (2021). Casper. <https://www.casper.com.tr/blog/arm-islemci-nedir#:~:text=ARM işlemleri%2C özel bir mimari,işlemcilerde de aynı isim kullanılmaktadır>
- ARM Mimarisi*. (2022). Wikipedia. https://tr.wikipedia.org/wiki/ARM_mimarisi
- Ashad Mustufa, Y. S., Barton, J., O’Flynn, B., Davies, R., McCullagh, P., & Zheng, H. (2015). Design of a smart insole for ambulatory assessment of gait. *2015 IEEE 12th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN)*, 1–5. <https://doi.org/10.1109/BSN.2015.7299383>
- Bamberg, S., Benbasat, A. Y., Scarborough, D. M., Krebs, D. E., & Paradiso, J. A. (2008). Gait Analysis Using a Shoe-Integrated Wireless Sensor System. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 12(4), 413–423. <https://doi.org/10.1109/TITB.2007.899493>
- Barograph*. (2014). Wikipedia. <https://en.wikipedia.org/wiki/Barograph#:~:text=A barograph is a barometer,continuous recording of atmospheric pressure.>

- Bauman, J. H., & Brand, P. W. (1963). MEASUREMENT OF PRESSURE BETWEEN FOOT AND SHOE. *The Lancet*, 281(7282), 629–632. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(63\)91271-6](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(63)91271-6)
- BC817 NPN Transistor (SMD). (2021). Components(101). <https://components101.com/transistors/bc817-transistor-smd-pinout-datasheet-equivalent-circuit-specs>
- Benocci, M., Rocchi, L., Farella, E., Chiari, L., & Benini, L. (2009). A wireless system for gait and posture analysis based on pressure insoles and Inertial Measurement Units. *Proceedings of the 3d International ICST Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare*. <https://doi.org/10.4108/ICST.PERVASIVEHEALTH2009.6032>
- Bilgili, F., & Sardoğan, C. (2021). Yürüme analizindeki yenilikler. *TOTBID Dergisi*, 20(3), 297–307. <https://doi.org/10.14292/totbid.dergisi.2021.51>
- Buyya, R., & Dastjerdi, A. V. (n.d.). *Internet of Things: Principles and Paradigms*. https://books.google.com.tr/books?hl=tr&lr=&id=_k11CwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=Internet+of+Things:+Principles+and+Paradigms&ots=MdSyhVpwpp&sig=ERBj--JeLtS04Trrxoc81GY8HHw&redir_esc=y#v=onepage&q=Internet%3A Principles and Paradigms&f=false
- Castro, M. P. De, Meucci, M., Soares, D. P., Fonseca, P., Borgonovo-Santos, M., Sousa, F., Machado, L., & Vilas-Boas, J. P. (2014). Accuracy and Repeatability of the Gait Analysis by the WalkinSense System. *BioMed Research International*, 2014, 1–11. <https://doi.org/10.1155/2014/348659>
- Çevik, R. (2019). *Basınç Sensörü Nedir? Çeşitleri Nelerdir?* Elektrikport. <https://www.elektrikport.com/makale-detay/basinc-sensoru-nedir-cesitleri-nelerdir/22081#ad-image-0>
- Chang-Ming Yang, Chun-Mei Chou, Jwu-Sheng Hu, Shu-Hui Hung, Chang-Hwa Yang, Chih-Chung Wu, Ming-Yang Hsu, & Tsi-Lin Yang. (2009). A wireless gait analysis system by digital textile sensors. *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 7256–7260. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2009.5334738>
- Chatzaki, C., Skaramagkas, V., Tachos, N., Christodoulakis, G., Maniadi, E., Kefalopoulou, Z., Fotiadis, D. I., & Tsiknakis, M. (2021). The Smart-Insole Dataset: Gait Analysis Using Wearable Sensors with a Focus on Elderly and Parkinson's Patients. *Sensors*, 21(8), 2821. <https://doi.org/10.3390/s21082821>
- Chi, L., Weng, Z.-B., Meng, S., Qi, Y., Fan, J., Zhuang, W., & Drewniak, J. L. (2020). Rugged Linear Array for IoT Applications. *IEEE Internet of Things Journal*, 7(6), 5078–5087. <https://doi.org/10.1109/JIOT.2020.2976857>
- Cong, Y., & Zhang, M. (2010). Measurement of in-shoe plantar triaxial stresses in high-heeled shoes. *2010 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics, Bmei*, 1760–1763. <https://doi.org/10.1109/BMEI.2010.5639873>

Devices, A. (2022). *ADXL345*. 1–36.

Direnç.net. (n.d.). *Basınç ve Kuvvet Sensörleri*. <https://www.direnc.net/06-kuvvete-duyarli-dairesel-sensor-pololu>

Drăgulescu, A., Drăgulescu, A.-M., Zincă, G., Bucur, D., Feieș, V., & Neagu, D.-M. (2020). Smart Socks and In-Shoe Systems: State-of-the-Art for Two Popular Technologies for Foot Motion Analysis, Sports, and Medical Applications. *Sensors*, 20(15), 4316. <https://doi.org/10.3390/s20154316>

Ercan, T., & Kutay, M. (2016). Internet of Things (IoT) Applications in Industry. *Afyon Kocatepe University Journal of Sciences and Engineering*, 16(3), 599–607. <https://doi.org/10.5578/fmbd.43411>

F-Scan Systems. (n.d.). <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/f-scan-system>

Gomathi, R. M., Krishna, G. H. S., Brumancia, E., & Dhas, Y. M. (2018). A Survey on IoT Technologies, Evolution and Architecture. *2018 International Conference on Computer, Communication, and Signal Processing (ICCCSP)*, *Iccsp*, 1–5. <https://doi.org/10.1109/ICCCSP.2018.8452820>

Hausdorff, J. M., Ladin, Z., & Wei, J. Y. (1995). Footswitch system for measurement of the temporal parameters of gait. *Journal of Biomechanics*, 28(3), 347–351. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)00074-E](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)00074-E)

Hermens, H. J., DeWaal, C. A., Buurke, J., & Zilvold, G. (1986). A New Gait Analysis System for Clinical Use in a Rehabilitation Center. *Orthopedics*, 9(12), 1669–1675. <https://doi.org/10.3928/0147-7447-19861201-10>

Holleczeck, T., Ru, A., Harms, H., & Tro, G. (2010). Textile pressure sensors for sports applications. *2010 IEEE Sensors*, 732–737. <https://doi.org/10.1109/ICSENS.2010.5690041>

Instruments, T. (2018). *ADS1113-Q1, ADS1114-Q1, ADS1115-Q1*. www.ti.com.cn

Kaleem, S., Ahmad, S., Babar, M., Akre, V., Raian, A., & Ullah, F. (2019). A Review on Requirements Engineering for Internet of Things (IoT) Applications. *2019 Sixth HCT Information Technology Trends (ITT)*, 269–275. <https://doi.org/10.1109/ITT48889.2019.9075078>

Kaygusuz, D. (2015). *Strain Gage (Gerinim Ölçer)*. Elektrikport. [https://www.elektrikport.com/makale-detay/strain-gage-\(gerinim-olcer\)/15163#ad-image-0](https://www.elektrikport.com/makale-detay/strain-gage-(gerinim-olcer)/15163#ad-image-0)

Keskin, H. E. (2018). *UART Nedir ve Nasıl Çalışır*. <https://herenkeskin.com/uart-nedir-ve-nasil-calisir/>

Khalil, E. A., & Özdemir, S. (2018). Overview of internet of things: Concept, characteristics, challenges and opportunities. *Pamukkale University Journal of Engineering Sciences*, 24(2), 311–326. <https://doi.org/10.5505/pajes.2017.60343>

- Khoo, I.-H., Marayong, P., Krishnan, V., Balagtas, M., Rojas, O., & Leyba, K. (2017). Real-time biofeedback device for gait rehabilitation of post-stroke patients. *Biomedical Engineering Letters*, 7(4), 287–298. <https://doi.org/10.1007/s13534-017-0036-1>
- Kothari, M., Webster, J. G., Tompkins, W. J., Wertsch, J. J., & Bach-y-Rita, P. (1988). Capacitive sensors for measuring the pressure between the foot and shoe. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 805–806 vol.2. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.1988.95056>
- Landaluce, H., Arjona, L., Perallos, A., Falcone, F., Angulo, I., & Muralter, F. (2020). A Review of IoT Sensing Applications and Challenges Using RFID and Wireless Sensor Networks. *Sensors*, 20(9), 2495. <https://doi.org/10.3390/s20092495>
- Lawrence, T. L., & Schmidt, R. N. (1997). Wireless in-shoe force system [for motor prosthesis]. *Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. “Magnificent Milestones and Emerging Opportunities in Medical Engineering” (Cat. No.97CH36136), 5, 2238–2241. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.1997.758805>
- Life.Augmented, S. (2015). *STM32F103x8 STM32F103xB*. 1–117. www.st.com
- Lin, F., Wang, A., Zhuang, Y., Tomita, M. R., & Xu, W. (2016). Smart Insole: A Wearable Sensor Device for Unobtrusive Gait Monitoring in Daily Life. *IEEE Transactions on Industrial Informatics*, 12(6), 2281–2291. <https://doi.org/10.1109/TII.2016.2585643>
- Lin, N., & Shi, W. (2014). The research on Internet of things application architecture based on web. *2014 IEEE Workshop on Advanced Research and Technology in Industry Applications (WARTIA)*, 184–187. <https://doi.org/10.1109/WARTIA.2014.6976227>
- Lin Shu, Tao Hua, Yangyong Wang, Qiao Li, Feng, D. D., & Xiaoming Tao. (2010). In-Shoe Plantar Pressure Measurement and Analysis System Based on Fabric Pressure Sensing Array. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 14(3), 767–775. <https://doi.org/10.1109/TITB.2009.2038904>
- LM358 IC Pinout, Description, Equivalents. (2020). Envirementalb. <https://envirementalb.com/lm358-ic-pinout-description/>
- MAKARACI, Y., UYSAL, A., & SOSLU, R. (2021). Basketbol ve Voleybolda Tek Taraflı Counter Movement Sıçrama Değerlerinin Karşılaştırılması. *Spor Bilimleri Araştırmaları Dergisi*, 6(2), 472–481. <https://doi.org/10.25307/jssr.976415>
- Mally, F., Hofstätter, O., & Eckelt, M. (2020). In-Shoe Plantar Pressure Measurement—Influence of Insole Placement on Selected Parameters during Running. *The 13th Conference of the International Sports Engineering Association*, 50. <https://doi.org/10.3390/proceedings2020049050>
- microSD. (2020). Wikipedia. <https://tr.wikipedia.org/wiki/MicroSD>
- Morley, R. E., Richter, E. J., Klaesner, J. W., Maluf, K. S., & Mueller, M. J. (2001). In-shoe multisensory data acquisition system. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*,

48(7), 815–820. <https://doi.org/10.1109/10.930906>

- Morris, S. J. (2004). A shoe-integrated sensor system for wireless gait analysis and real-time therapeutic feedback [Harvard University]. In *Electrical Engineering*. <https://dspace.mit.edu/handle/1721.1/28601>
- Morris, S. J., & Paradiso, J. A. (2002). Shoe-integrated sensor system for wireless gait analysis and real-time feedback. *Proceedings of the Second Joint 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society [Engineering in Medicine and Biology]*, 3(November 2002), 2468–2469. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2002.1053379>
- Mueller, M. J. (1999). Application of Plantar Pressure Assessment in Footwear and Insert Design. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 29(12), 747–755. <https://doi.org/10.2519/jospt.1999.29.12.747>
- Neaga, F., Moga, D., Petreus, D., Munteanu, M., & Stroia, N. (2011). A Wireless System for Monitoring the Progressive Loading of Lower Limb in Post-Traumatic Rehabilitation. In *IFMBE Proceedings* (Vol. 36, pp. 54–59). https://doi.org/10.1007/978-3-642-22586-4_13
- Nguyen, A., Roth, N., Ghassemi, N. H., Hannink, J., Seel, T., Klucken, J., Gassner, H., & Eskofier, B. M. (2019). Development and clinical validation of inertial sensor-based gait-clustering methods in Parkinson’s disease. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 16(1), 77. <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0548-2>
- Nick A. Guldmond. (2007). “Plantar pressure measurement” in Plantar pressure, diabetes and amputation: studies on etiological, diagnostic and therapeutical aspects Plantar pressure measurement. In Nick A. Guldmond (Ed.), *Plantar pressure, diabetes and amputation: studies on etiological, diagnostic and therapeutical aspects* (Issue April, pp. 27–68). Maastricht University. <https://doi.org/10.13140/RG.2.1.4958.5042>
- Öcal, H., Doğru, İ. A., & Barışçı, N. (2018). Akıllı ve Geleneksel Giyilebilir Sağlık Cihazlarında Nesnelerin İnterneti. *Journal of Polytechnic*, 0900(3), 695–714. <https://doi.org/10.2339/politeknik.450290>
- Özdemir, A., Naralan Nursaçan, M. N., & Nursaçan, İ. C. (2018). 2014-2018 Yılları Arasında Nesnelerin İnterneti (Iot) Üzerine Bir Literatür Taraması. *Bandırma Onyedli Eylül Üniversitesi Sosyal Bilimler Araştırmaları Dergisi*, 1(2), 1–22. <https://dergipark.org.tr/en/pub/banusad/issue/41748/485233>
- Park, J., Kim, M., Hong, I., Kim, T., Lee, E., Kim, E., Ryu, J., Jo, Y., Koo, J., Han, S., Koh, J., & Kang, D. (2019). Foot Plantar Pressure Measurement System Using Highly Sensitive Crack-Based Sensor. *Sensors*, 19(24), 5504. <https://doi.org/10.3390/s19245504>
- Potdevin, F. J., Femery, V. G., Decatoire, A., Bosquet, L., Coello, Y., & Moretto, P. (2007). Using effect size to quantify plantar pressure asymmetry of gait of nondisabled adults and patients with hemiparesis. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 44(3), 347. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2006.07.0077>

- RENESAS. (2020). ICL7660S, ICL7660A. *RENESAS*, 1–14.
- Rosenbaum, D., & Becker, H.-P. (1997). Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications. *Foot and Ankle Surgery*, 3(1), 1–14. <https://doi.org/10.1046/j.1460-9584.1997.00043.x>
- Salpavaara, T., Verho, J., Lekkala, J., & Halttunen, J. (2009). Wireless insole sensor system for plantar force measurements during sport events. *19th IMEKO World Congress 2009*, 2(May 2014), 835–840. https://www.researchgate.net/publication/228387782_Wireless_insole_sensor_system_for_plantar_force_measurements_during_sport_events
- Silicon Labs. (2017). CP2102/9. 1–26. <https://www.silabs.com/documents/public/data-sheets/CP2102-9.pdf>
- Sojuyigbe, S., & Daniel, K. (2015). Wearables/IOT devices: Challenges and solutions to integration of miniature antennas in close proximity to the human body. *2015 IEEE Symposium on Electromagnetic Compatibility and Signal Integrity*, 75–78. <https://doi.org/10.1109/EMCSI.2015.7107662>
- Subramaniam, S., Majumder, S., Faisal, A. I., & Deen, M. J. (2022). Insole-Based Systems for Health Monitoring: Current Solutions and Research Challenges. *Sensors*, 22(2), 438. <https://doi.org/10.3390/s22020438>
- Swayamsiddha, S., & Mohanty, C. (2020). Application of cognitive Internet of Medical Things for COVID-19 pandemic. *Diabetes & Metabolic Syndrome: Clinical Research & Reviews*, 14(5), 911–915. <https://doi.org/10.1016/j.dsx.2020.06.014>
- Systems, A. M. (2009). Advanced Monolithic Systems. *Datasheet*, 925, 1.
- Tahir, A. M., Chowdhury, M. E. H., Khandakar, A., Al-Hamouz, S., Abdalla, M., Awadallah, S., Reaz, M. B. I., & Al-Emadi, N. (2020). A Systematic Approach to the Design and Characterization of a Smart Insole for Detecting Vertical Ground Reaction Force (vGRF) in Gait Analysis. *Sensors*, 20(4), 957. <https://doi.org/10.3390/s20040957>
- Tan, A. M., Fuss, F. K., Weizman, Y., & Troynikov, O. (2015). Development of a Smart Insole for Medical and Sports Purposes. *Procedia Engineering*, 112(October), 152–156. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2015.07.191>
- Taşdemir, C. (2022). *ARM Cortex – M3 Serisi*. Coşkun Taşdemir. <https://coskuntasdemir.com/platformlar/arm/arm-cortex-m3-serisi>
- Torna, G. (2017). *DİZ OSTEOARTRİTİNDE AĞRI VE FONKSİYONEL DURUMUN YÜRÜYÜŞ KİNETİK VE KİNEMATİĞİNE ETKİSİ* [Haliç Üniversitesi]. <https://acikbilim.yok.gov.tr/handle/20.500.12812/89465>
- Uygur, S. (2018). *Piezoelektrik Sensörler ve Modellenmesi*. Elektrikport. <https://www.elektrikport.com/makale-detay/piezoelektrik-sensorler-ve-modellenmesi/21757#ad-image-1>

- Vishnu, S., Ramson, S. R. J., & Jegan, R. (2020). Internet of Medical Things (IoMT) - An overview. *2020 5th International Conference on Devices, Circuits and Systems (ICDCS)*, 101–104. <https://doi.org/10.1109/ICDCS48716.2020.243558>
- Wahab, Y., Zayegh, A., Veljanovski, R., & Begg, R. K. (2008). Micro-sensor for foot pressure measurement. *TENCON 2008 - 2008 IEEE Region 10 Conference*, 1–5. <https://doi.org/10.1109/TENCON.2008.4766444>
- Xu, W., Huang, M.-C., Amini, N., Liu, J. J., He, L., & Sarrafzadeh, M. (2012). Smart insole. *Proceedings of the 5th International Conference on Pervasive Technologies Related to Assistive Environments - PETRA '12, June, 1*. <https://doi.org/10.1145/2413097.2413120>
- Yamakawa, T., Taniguchi, K., Asari, K., Kobashi, S., & Hata, Y. (2010). Biometric personal identification based on gait pattern using both feet pressure change. *2010 World Automation Congress*, 1–6. <https://ieeexplore.ieee.org/document/5665331>
- Yang, G., Pang, G., Pang, Z., Gu, Y., Mantysalo, M., & Yang, H. (2019). Non-Invasive Flexible and Stretchable Wearable Sensors With Nano-Based Enhancement for Chronic Disease Care. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 12(December), 34–71. <https://doi.org/10.1109/RBME.2018.2887301>
- Z1rqdym. (2019). *DS1307 GERÇEK ZAMAN SAATİ (RTC)*. Lezzetli Robot Tarifleri. <https://lezzetlirobottarifleri.com/ds1307-gercek-zaman-saati-rtc/>
- Zhu, H., Wertsch, J. J., Harris, G. F., Loftsgaarden, J., & Wood, E. (1991). Foot Pressure Distribution During Walking and Shuffling. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 72(6), 390–397. https://www.researchgate.net/publication/327248468_Foot_Pressure_Distribution_During_Walking_and_Shuffling
- Zulkifli, S. S., & Loh, W. P. (2020). A state-of-the-art review of foot pressure. *Foot and Ankle Surgery*, 26(1), 25–32. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2018.12.005>

EKLER

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Betül TATAR

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2020, İnönü Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü
- **Yüksek Lisans** : 2024, İnönü Üniversitesi, Elektronik Anabilim Dalı, Elektronik

MESLEKİ DENEYİM:

- 2019 yılında Bozankaya A.Ş. firmasında Satış Sonrası Hizmetler biriminde (Malatya) stajyer olarak çalıştım.
- 2021-2022 yılında Fetih Tekstilde San. Tic. Ltd. Şti. (Malatya) Planlama biriminde çalıştım.
- 2022 yılından beri Sakra Panel San. Tic. A.Ş. (Sakarya) firmasında Üretim Planlama Sorumlusu olarak çalışıyorum.

YÜKSEK LİSANS VEYA DOKTORA TEZİNDEN TÜRETİLEN ÇALIŞMALAR (Makaleler, Bildiriler, Patentler v.b.)

- **Tatar B., Karadağ T., Harma A. (2024, Şubat).** Kontrollü Yük Vermeyi Sağlayan Medikal Akıllı Tabanlık. 5. *International Mediterranean Scientific Research Congress* (770-776. ss.)
- **Tatar B., Karadağ T., Harma A. (2024, April).** Medical, Smart Insoles Enable Patient Monitoring and Controlled Weight Bearing After Orthopedic Surgeries. *International Journal of Science, Engineering, and Management*