

T.C.
KASTAMONU ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KİŞİYE ÖZEL ORTOPEDİK TABANLIK TASARIMI VE
ANALİZİ

SALİH ÖZKAN

Danışman
Jüri Üyesi
Jüri Üyesi

Prof. Dr. Fatma KANDEMİRLİ
Prof. Dr. Mehmet Emin YÜKSEL
Doç. Dr. Gözde GÜRELLİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ
MALZEME BİLİMİ VE MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI

KASTAMONU – 2018

TEZ ONAYI

Salih ÖZKAN tarafından hazırlanan "**Kişiyeye Özel Ortopedik Tabanlık Tasarımı ve Analizi**" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri üyeleri önünde savunulmuş ve **oy birliği** ile Kastamonu Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Ana Bilim Dalı**'nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

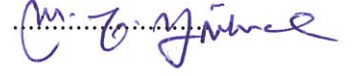
Danışman

Prof. Dr. Fatma KANDEMİRLİ
Kastamonu Üniversitesi



Jüri Üyesi

Prof. Dr. Mehmet Emin YÜKSEL
Erciyes Üniversitesi



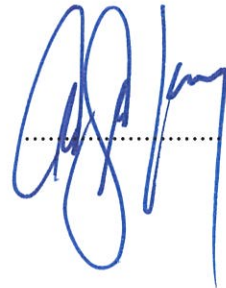
Jüri Üyesi

Doç. Dr. Gözde GÜRELLİ
Kastamonu Üniversitesi



03/07/2018

Enstitü Müdür V. Doç. Dr. Mehmet Altan KURNAZ



TAAHHÜTNAME

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildirir ve taahhüt ederim.



İmza
Salih ÖZKAN

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

KİŞİYE ÖZEL ORTOPEDİK TABANLIK TASARIMI VE ANALİZİ

Salih ÖZKAN

Kastamonu Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Ana Bilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Fatma KANDEMİRLİ

Bu tez çalışmasında düşük maliyetle kişiye özel ortopedik tabanlıkların üretiminde etkili bir yöntem ve analizlerin gerçekleştirilmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla ayağın üst ve alt kısımları farklı sensörler kullanılarak iki ayrı çalışmada incelenmiştir.

İlk çalışmada düztaban ve normal ayak taban analizleri için ince film basınç sensörü kullanılmıştır. Basınç ölçümleri için sağ ayak tabanında 5 farklı bölge belirlenmiştir. Ayak tabanına uygulanan basınç ölçümlerine 19-34 yaş arası erkek ve kadınlardan düztaban ve normal ayak tabanına sahip bireyler olmak üzere 12 kadın ve 5 erkek gönüllü olarak katılmıştır. Bu çalışmaya ek olarak ayağın topuk kısmına yerleştirilen 9 mm yüksekliğindeki bir köpük malzemenin ayak tabanına uygulanan basınç etkisini azaltma derecesi ölçülmüştür. İkinci olarak, tibianın açısız rotasyonu iki aşamalı yürüyüş sırasında talus üzerine yerleştirilmiş bir GY-521 jiroskop sensörü ile analiz edilmiştir. Açısız ölçüm değerleri 12 gönüllünün (24 ayak) ayakları üzerinde jiroskop sensörü ile alınmıştır.

Her iki çalışmadan elde edilen veriler ve sonuçlar diğer araştırmacıların yaptığı çalışma verileri ve sonuçları ile karşılaştırılmıştır. Bu sonuçların düztabanlık ile ilişkisi belirtilmiş ve yorumlanmıştır. Bunun yanında 3-Boyutlu ortopedik tabanlık şekli tasarlanmıştır. Özet olarak, ayak tabanı için belirlenen 5 bölgeye ait basınç değerlerinin ve basınç dağılım yüzdelilerinin hem kendi aralarındaki ilişkisi hem de vücut kitle indeksi ile ilişkisi istatistiksel olarak incelenmiştir.

Anahtar Kelimeler: ortopedik, tabanlık, basınç, 3D yazıcı, jiroskop, sensör

2018, 63 sayfa

Bilim Kodu: 91

ABSTRACT

MSc. Thesis

CUSTOMIZED ORTHOPEDIC INSOLE DESIGN AND ANALYSIS

Salih ÖZKAN

Kastamonu University

Institute of Sciences

Department of Material Science and Engineering

Supervisor: Prof. Dr. Fatma KANDEMİRLİ

In this thesis study, it was aimed to carry out an effective method and analysis in the production of private orthopedic insoles at low cost. For this purpose, the upper and lower parts of the foot were examined in two separate works using different sensors.

In the first study, a thin film pressure sensor was used for flatfoot and normal foot sole analyzes. Five different regions were selected on the right sole for pressure measurements. 12 women and 5 men volunteers participated in the pressure measurements applied to the sole, including men and women aged 19 to 34 years, with flatfoot and normal foot. In addition to this work, the reduction degree of pressure applied to the sole of a 9 mm high foam material placed on the heel of the foot was measured. Secondly, the angular rotation of the tibia was analyzed with a GY-521 gyroscope sensor placed on the talus during two-step walking. The angular measurement values were taken with gyroscope sensor on the feet of 12 volunteers (24 feet).

The data and results obtained from both studies were compared with the study data and results of other researchers. The relation of these results to the flatfoot was stated and interpreted. In summary, the pressure values and the pressure distribution percentages that obtained for the 5 foot sole regions relation with each other and the body mass index were statistically examined.

Key Words: orthopedic, insole, pressure, 3D printer, gyroscope, sensor

2018, 63 pages

Science Code: 91

TEŞEKKÜRLER

Tez danışmanlığımı yapan, çalışmalarım da yardımlarını esirgemeyen ve her konuda desteğini gördüğüm değerli hocam Sayın Prof. Dr. Fatma KANDEMİRLİ'ye teşekkür ederim.

Deneysel çalışmalarım sırasında karşılaştığım zorlukları aşmamda yardımlarından dolayı sevgili eşime teşekkür ederim.

Jüri üyem olarak sunumuma katılan Prof. Dr. Mehmet Emin YÜKSEL ve Doç. Dr. Gözde GÜRELLİ hocalarıma teşekkür ederim.

Bu noktaya kadar gelmemde emeği geçen bütün hocalarıma, aileme ve arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Salih ÖZKAN

Kastamonu, Temmuz, 2018

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜRLER	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	x
GRAFİKLER DİZİNİ	xii
FOTOĞRAFLAR DİZİNİ	xiii
TABLolar DİZİNİ	xiv
1. GİRİŞ	1
2. LİTERATÜRDE YAPILAN ÇALIŞMALAR.....	3
2.1. Basınç Sensörleriyle İlgili Yapılan Çalışmalar	3
2.1.1. Mobil Ayak Basınç Analizleri.....	6
2.2. Çoklu Sensör Kullanılarak Yapılan Çalışmalar	9
2.3. Ortopedik Tabanlık Üretiminde Kullanılan Malzemeler	13
2.4. FDM Teknolojisi ve 3-Boyutlu Yazıcı.....	13
2.5. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Kişiyeye Özel Ortopedik Tabanlık Üretimi	15
2.5.1. Ayak Tabanı Ölçümü	15
2.5.2. Tasarım Modeli Geliştirme	17
3. YÖNTEMLER	21
3.1. Basınç Analizleri	21
3.1.1. Basınç Sensörleri için Kalıp Hazırlanması	21
3.1.2. Basınç Sensörü	22
3.1.3. Basınç Sistemi	23
3.1.4. Basınç Ölçümleri.....	25
3.2. Açısal Analizler	30
4. TARTIŞMA VE SONUÇ	42
KAYNAKLAR	48
EKLER.....	53
EK 1 - Basınç Analiz Kodları.....	54

EK 2 - Arduino RF Verici Kodları.....	55
EK 3 - Arduino RF Alıcı Kodları.....	57
EK 4 - Microsoft Visual Studio C# Kodları.....	58
ÖZGEÇMİŞ	63



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ABS	Akrilonitril Bütadien Stiren
ADC	Analog dijital dönüştürücü (Analogue Digital Converter)
CAD	Bilgisayar destekli tasarım (Computer Aided Design)
CAM	Bilgisayar destekli imalat (Computer Aided Manufacturing)
CNC	Bilgisayarlı sayısal kontrol
EVA	Etilen Vinil Asetat
FDM	Eriyik biriktirme modellemesi
FSR	Kuvvet algılama direnci (Force-Sensing Resistor)
IMU	Ataletsel ölçü birimi (Inertial Measurement Unit)
MHz	Megahertz
MIPS	İndirgenmiş komut kümesi türü bir mikroişlemci mimarisi (Microprocessor without Interlocked Pipeline Stages)
Nd	N. bölgedeki basınç dağılım yüzdesinin yüzde değişim değeri
Ny	N. bölge için tabanlığın yükseklik değeri
PET	Polietilen Tereftalat
PLA	Poli(laktik asit)
PU	Poliüretan
PVDF	Poli (viniliden florür)
RAM	Rastgele erişimli bellek (Random Access Memory)
RF	Radyo frekansı
ROM	Sadece okunabilir bellek (Read Only Memory)
sn	Saniye
TPU	Termoplastik Poliüretan
USB	Evrensel seri veriyolu (Universal Serial Bus)
XRf	Düztaban ayağın X açısall değeri
XRn	Normal taban ayağın X açısall değeri
YRf	Düztaban ayağın Y açısall değeri
YRn	Normal taban ayağın Y açısall değeri
ZRf	Düztaban ayağın Z açısall değeri
ZRn	Normal taban ayağın Z açısall değeri

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 2.1. a) 15 taban bölgesi, b) 10 taban bölgesi, c) 8 taban bölgesi	3
Şekil 2.2. a) Basınç ölçümleri, b) Basınç ölçümleri.....	4
Şekil 2.3. a) Basınç değerleri, b) Ayak tarama sistemi	4
Şekil 2.4. Ayak tabanının 9 bölgesi ve tabana uygulanan 3-Boyutlu basınç grafiği	5
Şekil 2.5. a) Mobil telefon ile basınç sensörü kontrolü, b) Devre şeması.....	6
Şekil 2.6. a) Basınç sensörleri yerleşimi, b) Sensör kartı	7
Şekil 2.7. Sensör kartının şematik görünümü	7
Şekil 2.8. a) Basınç dağılımı, b) Siklogram, c) Ön ayak – Topuk diyagramı, d) Yürüyüş analizi.....	7
Şekil 2.9. a) 12 bit ADC ve 22 MIPS, b) FSR yerleşimi, c) Sensör kartı, d) Sensör kartı	9
Şekil 2.10. Jiroskop koordinatı ve çeşitli sensörlerin taban üzerindeki yerleşimi	10
Şekil 2.11. Elektronik düzenek ve sensörlerin montaj şekli	10
Şekil 2.12. a) Referans koordinatları, b) Sistemin donanımsal görünümü	12
Şekil 2.13. EVA ve PU tabanlıklar	13
Şekil 2.14. FDM'ye dayalı 3-Boyutlu yazıcı	14
Şekil 2.15. a) Desen şekli ve ortopedik tabanlık, b) Filaflex, c) Ninjaflex.....	15
Şekil 2.16. Temel tasarım	16
Şekil 2.17. a) Görüntü tabanlı hızlı basınç ölçüm sistemi, b) Taban alanları	17
Şekil 2.18. a) 3-Boyutlu tasarlanan iç taban modeli, b) Özel iç taban.....	18
Şekil 2.19. Sistemin akış şeması	19
Şekil 2.20. Tabanlık bölgelerini tasarlamak için OrthoModel yazılımı.....	19
Şekil 3.1. a) Taban şeklinin belirlenmesi, b) Sensör bölgeleri, c) 2-Boyutlu kalıp şekli.....	21
Şekil 3.2. 3-Boyutlu kalıp	22
Şekil 3.3. FSR	23
Şekil 3.4. Arduino R3 UNO işlem bordu	24
Şekil 3.5. a) Sistem tasarımı, b) Devre şeması.....	24
Şekil 3.6. Ayak taban bölgelerinin merkez çizgisine uzaklıkları.....	26
Şekil 3.7. Tabanlık için belirlenen 5 bölgede Ny yükseklik değerleri	29
Şekil 3.8. a) Düztaban ile bükülmüş ayak, b) Normal taban.....	31
Şekil 3.9. a) Jiroskop koordinat merkezi ve rotasyon eksenleri, b) Eğrisel değişim	31
Şekil 3.10. Jiroskop-Arduino kart bağlantısı.....	32
Şekil 3.11. RF verici devresi	33
Şekil 3.12. RF alıcı devresi	33

Şekil 3.13. Microsoft Visual Studio programı ve C# programlama dili ile tasarlanan ölçüm programı.	34
Şekil 4.1. Ayağın anatomik yapısı	42
Şekil 4.2. Ortopedik tabanlığın 3-Boyutlu tasarım şekli.....	43



GRAFİKLER DİZİNİ

	Sayfa
Grafik 2.1. Normalize edilmiş maksimum ve minimum basınç	5
Grafik 2.2. a) Yürüme anı, b) Koşma anı.....	8
Grafik 2.3. a) Merdivende yukarı yürüme, b) Merdivende aşağı yürüme	8
Grafik 2.4. Kalibre edilmeksizin kullanılan sensörlerden elde edilen sinyaller .	11
Grafik 2.5. Kalibre edilmeksizin kullanılan sensörlerden elde edilen sinyaller .	11
Grafik 2.6. Yürüme sırasında IMU (Inertial Measurement Unit - Jiroskop ve ivme sensörünün birleşimi ile oluşan birim).....	12
Grafik 3.1. Kadınların sağ ayak üzerindeki X açısal değerlerinin karşılaştırılması	35
Grafik 3.2. Kadınların sağ ayak üzerindeki Y açısal değerlerinin karşılaştırılması	36
Grafik 3.3. Kadınların sağ ayak üzerindeki Z açısal değerlerinin karşılaştırılması	36
Grafik 3.4. Kadınların sol ayak üzerindeki X açısal değerlerinin karşılaştırılması	37
Grafik 3.5. Kadınların sol ayak üzerindeki Y açısal değerlerinin karşılaştırılması	37
Grafik 3.6. Kadınların sol ayak üzerindeki Z açısal değerlerinin karşılaştırılması	38
Grafik 3.7. Erkeklerin sağ ayak üzerindeki X açısal değerlerinin karşılaştırılması	38
Grafik 3.8. Erkeklerin sağ ayak üzerindeki Y açısal değerlerinin karşılaştırılması	39
Grafik 3.9. Erkeklerin sağ ayak üzerindeki Z açısal değerlerinin karşılaştırılması	39
Grafik 3.10. Erkeklerin sol ayak üzerindeki X açısal değerlerinin karşılaştırılması	40
Grafik 3.11. Erkeklerin sol ayak üzerindeki Y açısal değerlerinin karşılaştırılması	40
Grafik 3.12. Erkeklerin sol ayak üzerindeki Z açısal değerlerinin karşılaştırılması	41

FOTOĞRAFLAR DİZİNİ

	Sayfa
Fotoğraf 2.1. Mikrodenetleyici kartın yerleşimi	9
Fotoğraf 2.2. TPU malzemesi ile yapılan ortopedik tabanlık	14
Fotoğraf 2.3. a) Ayak tabanı tarama, b) Tarayıcıyı kullanma	16
Fotoğraf 2.4. a) Kalıp, b) Elde edilen bileşen	20
Fotoğraf 2.5. İç tabanın katı kısmını oluşturma	20
Fotoğraf 3.1. 3-Boyutlu yazıcıdan çıkarılan kalıp	22
Fotoğraf 3.2. İnce film basınç sensörü	22
Fotoğraf 3.3. Basınç ölçüm düzeneği	25
Fotoğraf 3.4. a) Devre düzeneği, b) 2 Numaralı bölgeye köpük malzeme yerleşimi.....	30
Fotoğraf 3.5. a) Arduino ile kurulan RF verici sistem, b) Jiroskop, c) RF alıcı modül bağlantısı.....	32

TABLÖLAR DİZİNİ

	Sayfa
Tablo 2.1. EVA ve PU tabanlı malzemelerinin tepe temas basınç değerlerinin karşılaştırılması.....	13
Tablo 3.1. Düztaban ve normal tabana sahip kişilerin boy, kilo ve basınç dağılımları.....	26
Tablo 3.2. Normal ayak tabanı için belirlenen basınç dağılım yüzdeleri.....	27
Tablo 3.3. Ayak tabanında ölçülen basınç değerlerinin basınç dağılım yüzdeleri	27
Tablo 3.4. Basınç dağılım yüzdelerinin normal değerlere göre yüzde değişimi.	28
Tablo 3.5. Ayak taban bölgeleri için Ny yükseklik değerleri	29
Tablo 4.1. VKİ, b1, b2, b3, b4 ve b5 arasındaki ilişki	43
Tablo 4.1. 'in devamı	44
Tablo 4.1. 'in devamı	45
Tablo 4.2. VKİ, B1, B2, B3, B4, B5 arasındaki ilişki.....	45
Tablo 4.2. 'nin devamı	46
Tablo 4.2. 'nin devamı	47

1. GİRİŞ

Karmaşık bir yapıya sahip olan ayak ve ayak bileği 28 kemik ve 30'dan fazla eklemle sahip olmakla beraber sıkı bağlar ve tendonlar içermektedir. Vücut ağırlığını destekleyen en önemli etkenlerden biridir. Ayağın deforme olması çok sık görülen bir rahatsızlık olmakla birlikte insan sağlığını ve günlük aktiviteleri de önemli ölçüde etkileyebilmektedir. Büyüme döneminde hafif ve orta düzleşen ayaklar yumuşak doku ve kemiklerin büyümesi ile düzelmesine rağmen şiddetli düztaban, eklem rahatsızlığı, kas zayıflığı, eklem ağrıları gibi farklı klinik semptomlara neden olabilmektedir [1].

Düztabanlıkla ilgili kliniksel bakım yöntemlerinde esnek, rijid, çarpık ayak vb. alt dalların doğru bir şekilde teşhis edilmesi üzerine odaklanılmaktadır [2]. Esnek düztabanda, hasta kendi ağırlığını zemin üzerine tümüyle uyguladığında, medial uzunlamasına ayak kemeri kaybolur. Bununla birlikte, hasta ayak parmakları ya da topukları üzerinde duruyorsa, medial uzunlamasına ayak kemeri ortaya çıkar. Rijid düztabanda ise ayak kemeri ağırlığa bakılmaksızın düşük olarak seyretmektedir [3]. Esnek düztabanın seyri iyi huyludur. Çocuk ayakta durmaya başladığında, genellikle 4 yaş civarında düztabanlık kaybolmaktadır [4].

Pediyatrik düztabanın teşhisi ve tedavisi uzun süredir tartışma konusu olmuştur. Ortak değerlendirme araçları görsel inceleme, antropometrik değerler, ayak izi parametreleri ve radyografik değerlendirmeyi içerir [5]. Evans [6] 7-10 yaş arası 140 denek üzerinde temel antropometrik ölçümler yapmış ve ölçüm sonuçlarını düztabanlı ve düztabanlı olmayan denekler arasında karşılaştırmıştır. Kanatli, Yetkin ve Cila [7] ayak izi ve radyografik analizler hakkında ve Harris vd. [8] de asemptomatik esnek düztaban ayak hakkında çalışma yapmışlardır.

Düztaban ayağın fonksiyonel olarak yanlış hizalanması yürüme sırasında alt ekstremitede (bacak kısmında) mekaniksel sapmalara neden olabilmektedir [9]. İnsan vücudunun postür (duruş) sapmaları, yürüme veya ortostatik (ayakta durmaya bağlı olarak gelişen olaylar) gibi aktiviteler sırasında yaralanmalara yol açabilir [10]. Bu nedenle, bu çalışmada düztabanlık ile ilgili araştırmalara öncelik verilmiştir.

Literatürde ayak deformasyonlarına ilişkin radyografik değerlendirme [11], ayak tabanı basınç ölçümleri [12], düztaban ayak taraması için optoelektronik sistem [13] gibi birçok çalışma ve metot yer almaktadır.

Düztaban deformasyonu pediyatrik ortopedi ve rehabilitasyon uygulamalarında sıklıkla görülür. Düztabanlık, talusun plantar fleksiyonu, kaval kemiği (tibia) ile ilgili olarak topuk kemiğinin (calcaneus) plantar fleksiyonu, dorsifleksiyon ve navikula abduksiyonu, ön ayakların supinasyonu ve topuğun valgus duruşu sırasında subtalar kompleksinin aşırı eversiyonunu içeren fiziksel özelliklerin oluşturduğu biyomekaniksel bir sorundur. Esnek düztaban, alt ekstremitte (kalça, diz, bacak ve ayakta oluşan kısım) ağırlık taşımadığında ortadan kalkma eğilimindedir [14]. Ayağın mekanik özellikleri, alt ekstremiteye enerji transferini belirler ve bu nedenle ağırlık taşıma hareketi sırasında yükleme paternini tanımlamaya yardımcı olur [15]. Bu nedenle, düztabanın fonksiyonel önemini belirlemek ve alt ekstremitelerdeki potansiyel biyomekanik yürüyüş sapmalarını nicelleştirmek esastır [16].

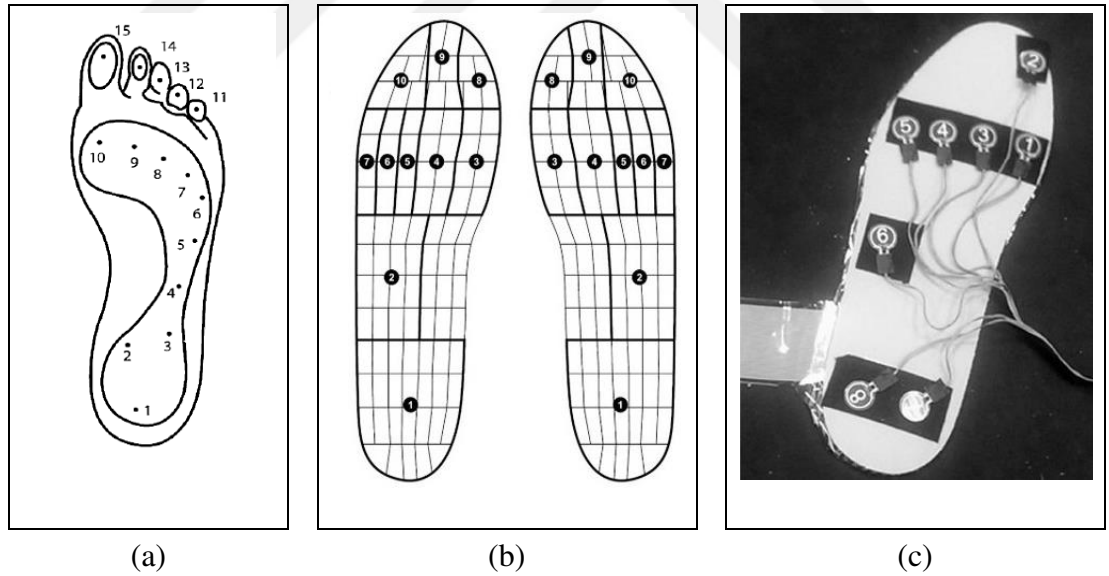
Ortopedik tabanlık kullanımı ayağın geometrik şekli ve ayakta meydana gelen bazı rahatsızlıklardan dolayı düztaban için çok önemlidir. Bu nedenle entegre sensörler ve kablosuz sistemle yürüme analizi gibi bazı fiziksel ve mekanik testler yapılmıştır [17]. Çalışmamızdaki ikinci uygulama buna benzerdir, ancak elektronik tasarım, elektronik kart, yazılım programı, sensör çeşidi ve sensör kurulumu gibi farklı yönler bulunmaktadır. Fabrikasyon ortopedik tabanlık pek çok faktör nedeniyle ayakta durma bozukluklarına karşı yeterli desteği sağlayamaz. Bu nedenle farklı yöntemlerle farklı ortopedik tabanlıklar geliştirilerek ayağa karşı olumsuz faktörler ortadan kaldırılabilir veya minimize edilebilir.

Ayak şeklini belirlemek ve ayak tabanına uygulanan basıncı analiz etmek için ayak tarama cihazı kullanılmıştır [18]. Bu tür cihazların maliyetinin yüksek olması nedeniyle Solidworks, 3D Studio Max çizim programları ve çok düşük maliyetli basınç sensörleri ile Arduino Uno devre kartı kullanılmıştır. Çalışmalarda hem maliyet hem de yöntem için olumlu ve geliştirilebilir seçenekler sunulmuştur. Ölçüm sonuçlarının analizi için Microsoft Visual Studio C# ile yazılım programı oluşturulmuştur.

2. LİTERATÜRDE YAPILAN ÇALIŞMALAR

2.1. Basınç Sensörleriyle İlgili Yapılan Çalışmalar

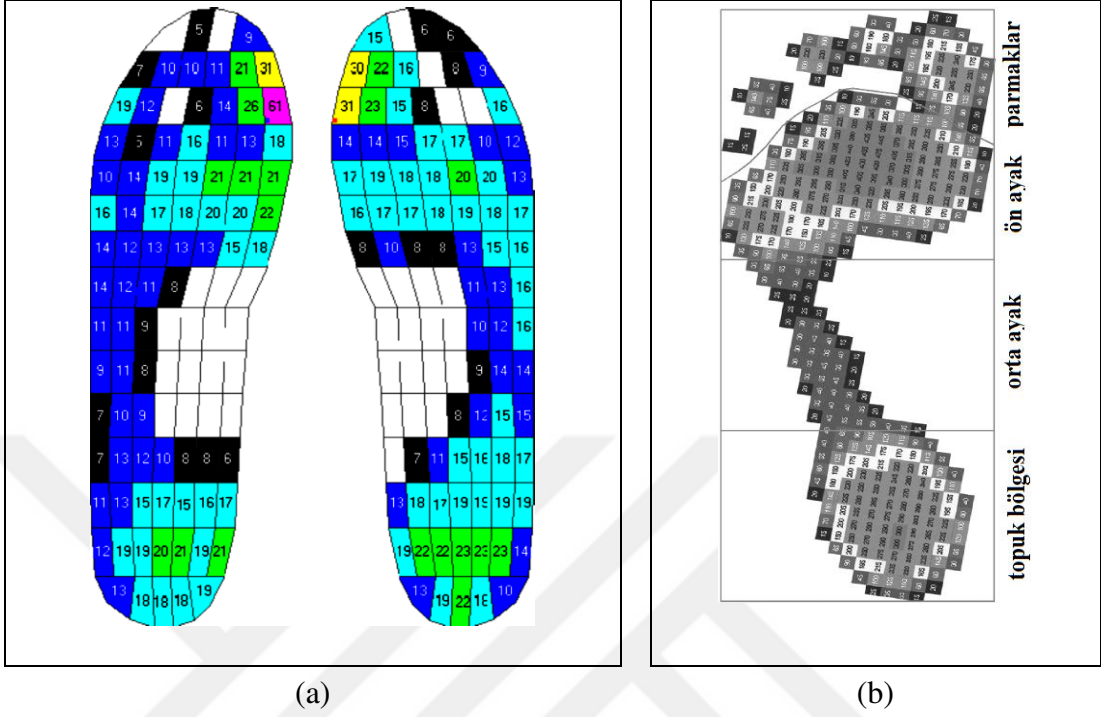
Şekil 2.1a’da görüldüğü gibi basınç sensörü yerleşimi için ayak tabanının topuk kısmı (alan 1-3), orta ayak kısmı (alan 4-5), metatarsal kısım (alan 6-10) ve ayak parmağı (alan 11-15) olmak üzere 15 bölgeye ayrılabilceği belirtilmiştir. Bu bölgelerin vücut ağırlığının büyük bir kısmını desteklediği ve vücudun dengesine göre ayarlandığı savunulmuştur [19]. Putti, Arnold ve Abboud [20] sağ ve sol ayak tabanında 10 bölge belirlemiş ve bu bölgelerden basınç ölçümleri yapmışlardır. Bu 10 ayak taban bölgesi Şekil 2.1b’de gösterilmektedir. Şekil 2.1c’de görüldüğü gibi Healy, Burgess-Walker, Naemi ve Chockalingam [21] ayak tabanı basınç ölçümleri için 8 bölge belirlemişlerdir.



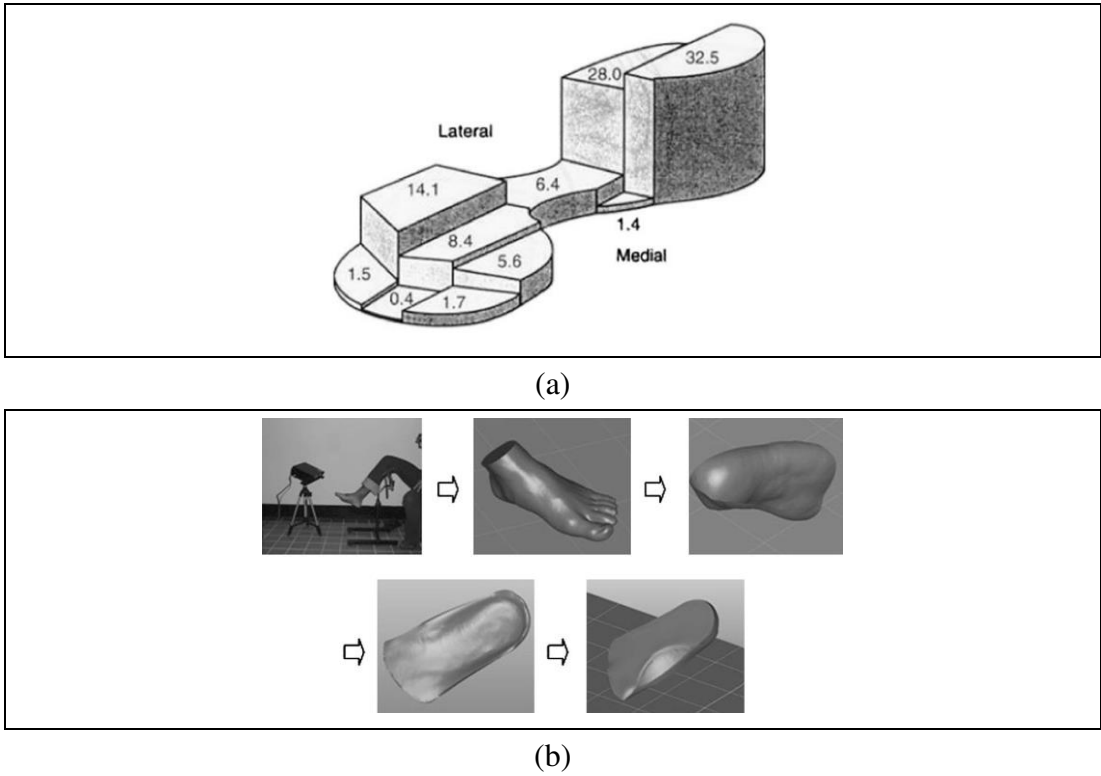
Şekil 2.1. a) 15 taban bölgesi [19], b) 10 taban bölgesi [20], c) 8 taban bölgesi [21]

Şekil 2.2a’da ve Şekil 2.2b’de ayak taban bölgeleri için elde edilen basınç değerleri şematik olarak verilmiştir. Sun, Chou ve Sue [18] ayak tabanı ile ilgili basınç ölçümleri yapmışlardır. Şekil 2.3a’da bu basınç ölçümlerinden elde ettikleri basınç değerlerine ait bilgiler şematik olarak görülmektedir. Ayrıca, basınç ölçümünde kullanılan ayak

tarama sistemi de Şekil 2.3b’de görölmektedir. Kullanılan ayak tarama sisteminde 3-Boyutlu olarak taranan ayak 3-Boyutlu bir tasarım programı ile şekillendirilmiştir.

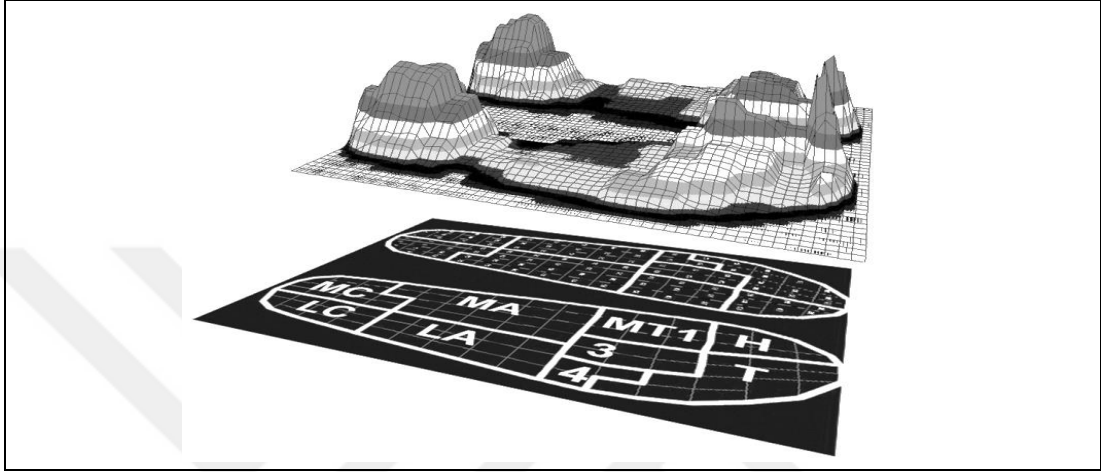


Şekil 2.2. a) Basınç ölçümleri [20], b) Basınç ölçümleri [22]



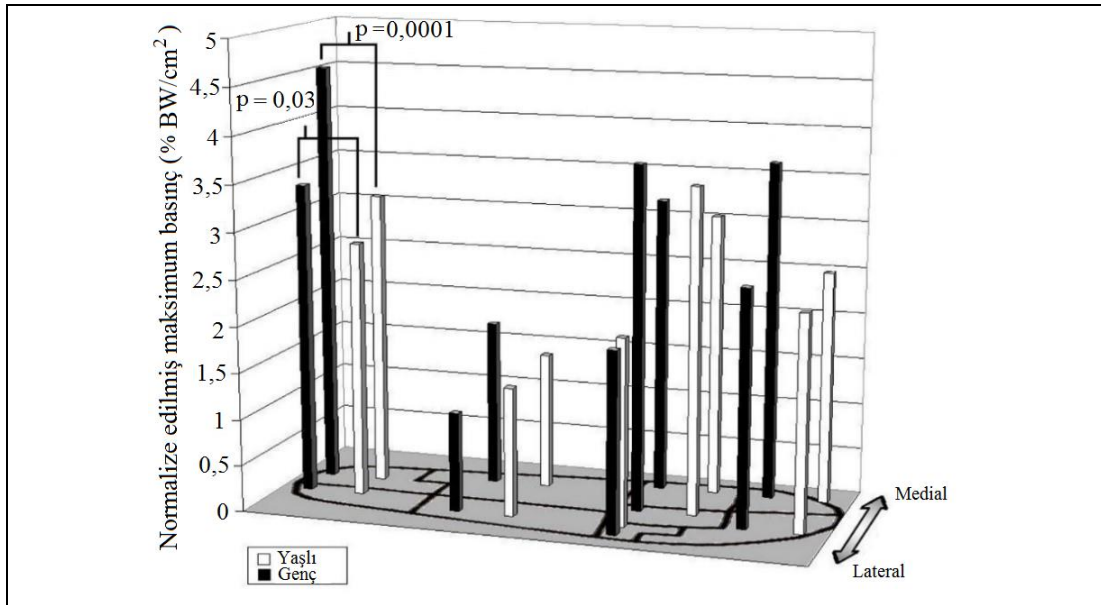
Şekil 2.3. a) Basınç değerleri [18], b) Ayak tarama sistemi [18]

Hessert vd. [23] mobil cihaz kullanarak ayak tabanı ile ilgili basınç analizleri yapmışlardır. Bu çalışmada genç ve yaşlıların ayak tabanı basınç ölçümleri üzerinde karşılaştırma yapmışlardır. Ayak tabanını 9 bölgeye ayırmışlar ve ayak tabanına uygulanan basıncın etkisini Şekil 2.4'te görüldüğü gibi 3-Boyutlu grafik üzerinde incelemişlerdir.



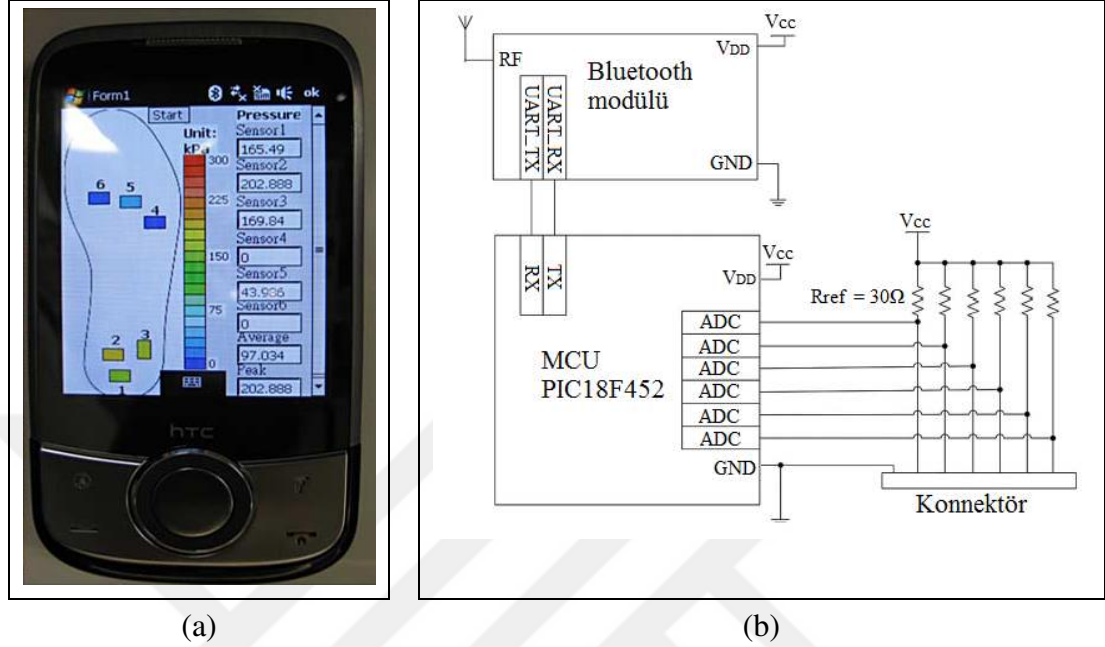
Şekil 2.4. Ayak tabanının 9 bölgesi ve tabana uygulanan 3-Boyutlu basınç grafiği [23]

Normalize edilmiş maksimum basınç değerleri Grafik 2.1'de görüldüğü gibi elde edilmiş ve karşılaştırılmıştır [23].



Grafik 2.1. Normalize edilmiş maksimum ve minimum basınç [23]

Basınç sensörleri hakkında bilgiler mobil telefona (Şekil 2.5a) Bluetooth aracılığı ile Şekil 2.5b’de tasarlanan elektronik sistemden elde edilmiştir [19].



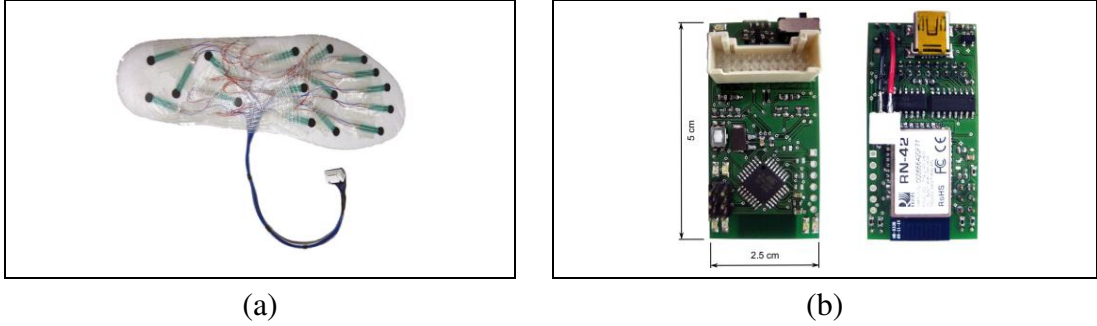
Şekil 2.5. a) Mobil telefon ile basınç sensörü kontrolü [19], b) Devre şeması [19]

2.1.1. Mobil Ayak Basınç Analizleri

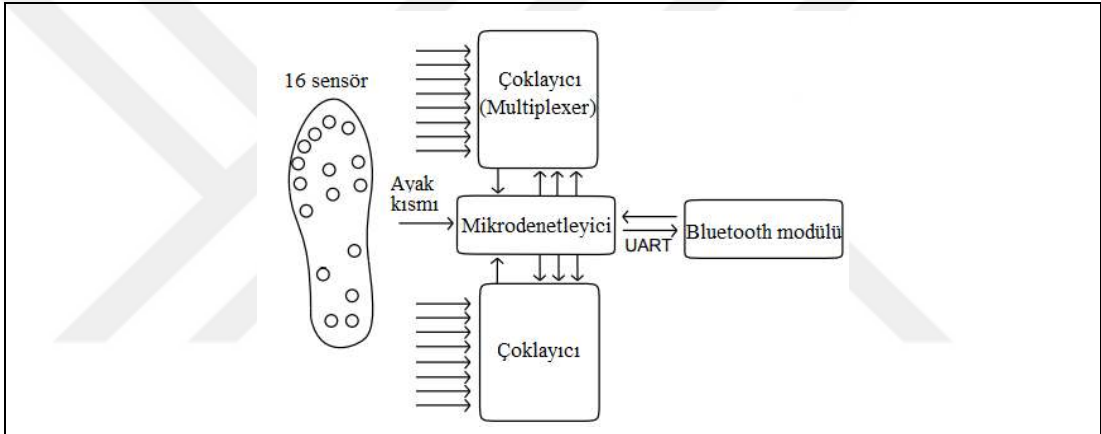
Akıllı telefon ile gerçekleştirilen basınç analizleri için Şekil 2.6a’da verildiği gibi 16 tane kuvvet sensörü kullanılmıştır. Şekil 2.6b’de görüldüğü gibi ayak alt platformuna yerleştirilen her sensör küçük bir sensör kartına bağlıdır. Sensör verileri, sensör kartından Bluetooth aracılığı ile akıllı telefona iletilmiştir. Küçük form faktörü ve bileşenlerin kablosuz iletişimi, bir kişinin ayakları üzerinde minimum etkiyle dinamik ölçümler yapılmasına izin verir. Çalışmada kullanılan sensör kartının çekirdeği 32 kilobayt ROM ve 2 kilobayt RAM'e sahip bir Atmel ATmega328 mikrodenetleyicisidir. Sensör kartına güç sağlamak amacıyla Lityum-Polimer şarj edilebilir pil kullanılmıştır. Enerji için kullanılan pil entegre USB şarj cihazı ile şarj edilebilme özelliğine sahiptir [24].

Mikrodenetleyici sadece 8 analog-dijital dönüştürücü (ADC) girişi ile sınırlı olduğundan analog sinyaller mikrodenetleyiciden kontrol sinyallerini alan iki

çoklayıcıya bağlanmıştır (Şekil 2.7). Rezistif sensörler, iki çoklayıcı (Multiplexer) kullanarak mikrodenetleyicinin analog-dijital dönüştürücüsüne bağlanmıştır.

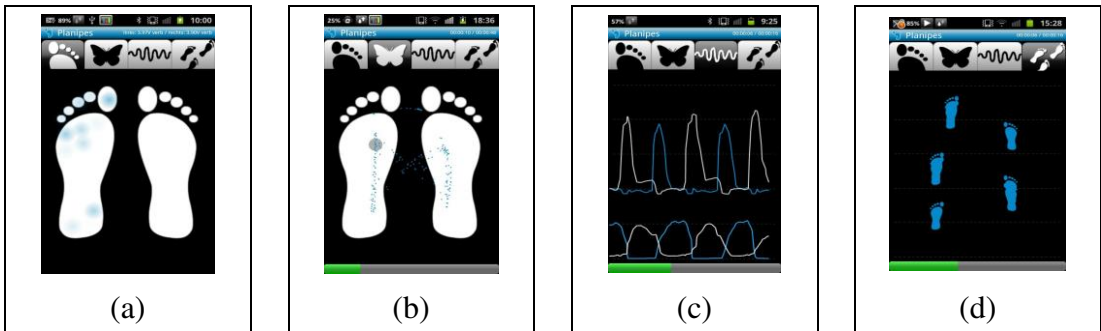


Şekil 2.6. a) Basınç sensörleri yerleşimi [24], b) Sensör kartı [24]

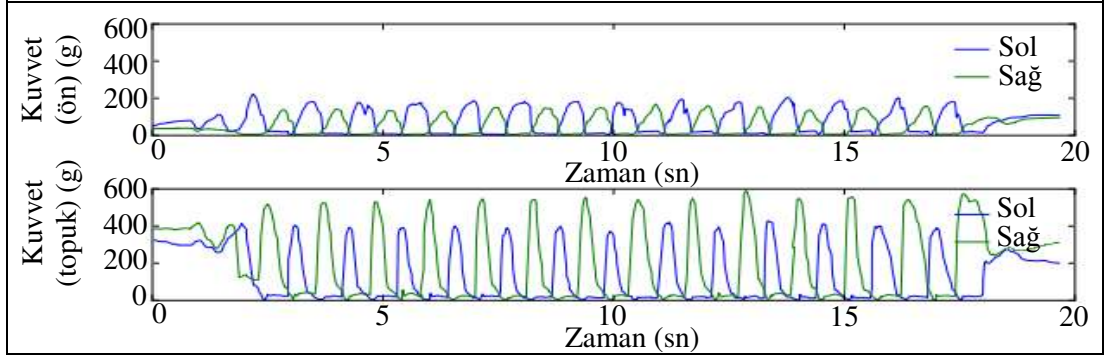


Şekil 2.7. Sensör kartının şematik görünümü [24]

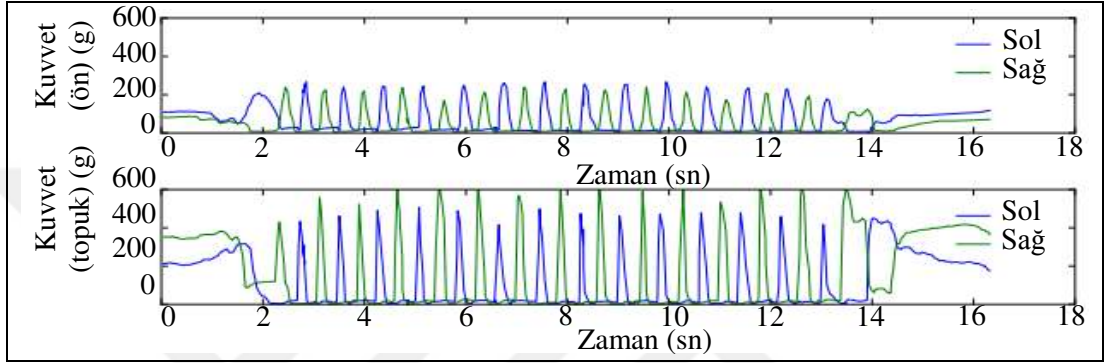
Şekil 2.8’de görüldüğü gibi basınç verilerini kaydetmek için akıllı telefon yazılımının kayıt işlevi kullanılmıştır [24]. Ayrıca, analizler için dört farklı işlem sonucu kaydedilmiş ve her iki ayağın ön topuk basınç dağılım grafikleri (Grafik 2.2 ve 2.3) elde edilmiştir.



Şekil 2.8. a) Basınç dağılımı [24], b) Siklogram [24], c) Ön ayak – Topuk diyagramı [24], d) Yürüyüş analizi [24]

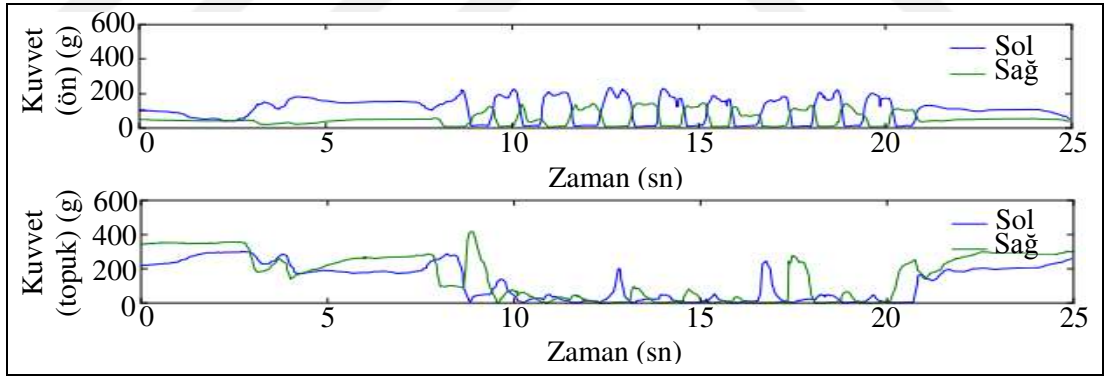


(a)

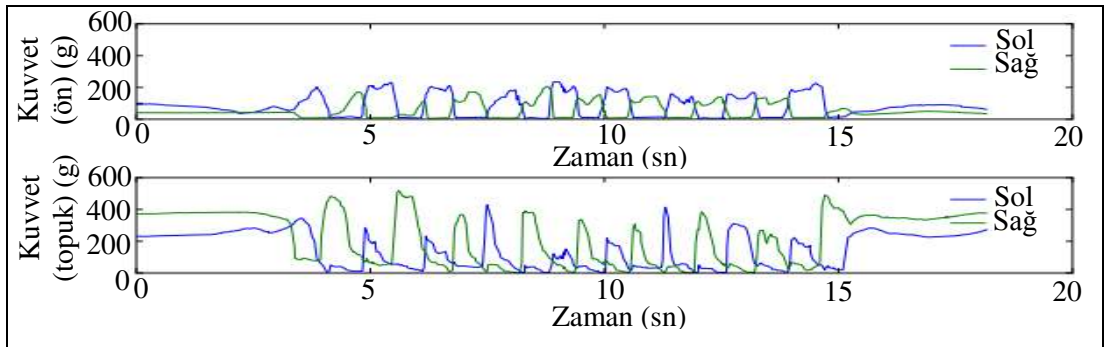


(b)

Grafik 2.2. a) Yürüme anı [24], b) Koşma anı [24]



(a)



(b)

Grafik 2.3. a) Merdivende yukarı yürüme [24], b) Merdivende aşağı yürüme [24]

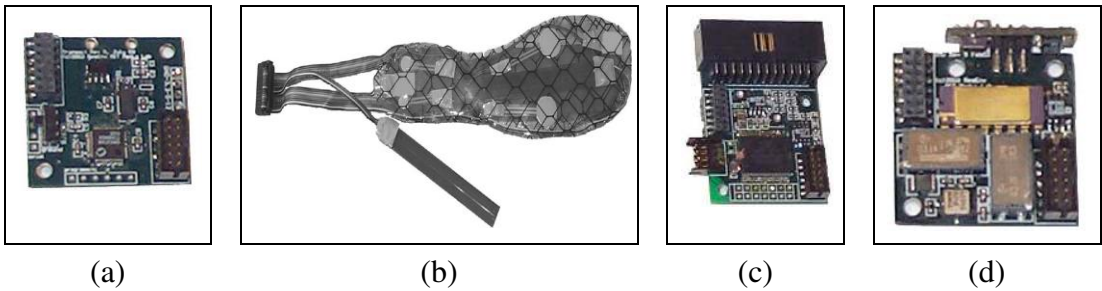
Fotoğraf 2.1’de kullanılan mikrodenetleyici kartının ayakkabı üzerine yerleşimi görülmektedir.



Fotoğraf 2.1. Mikrodenetleyici kartın yerleşimi [24]

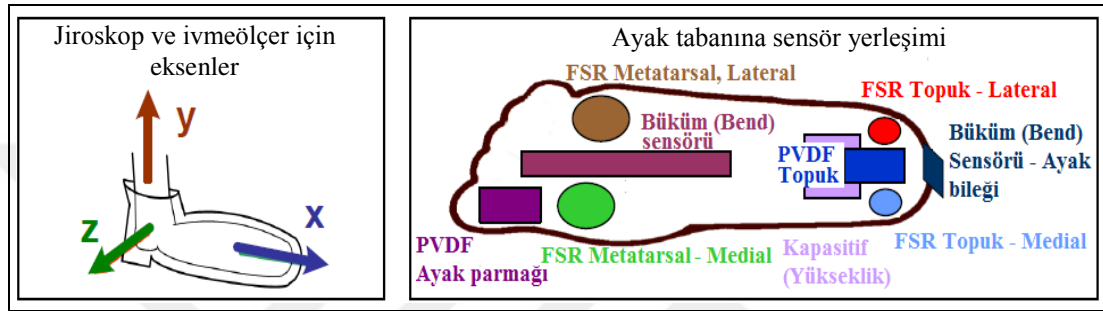
2.2. Çoklu Sensör Kullanılarak Yapılan Çalışmalar

Benbasat, Morris ve Paradiso [25], sol ve sağ ayak tabanına ivmeölçer, jiroskop, kapasitif sensör, büküm sensörü ve PVDF olmak üzere farklı sensörler yerleştirerek yürüyüş analizleri yapmışlardır. Bamberg, Benbasat, Scarborough, Krebs ve Paradiso [17] de buna benzer bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Çoklu sensör kullanarak yapılan bu çalışmada 12 bitlik ADC, 22 MIPS işlemci içeren anakart (Şekil 2.9a), FSR basınç sensörleri, üç ortogonal ivmeölçer, üç ortogonal jiroskop, dört kuvvet sensörü, iki çift yönlü büküm sensörü, iki dinamik basınç sensörü, elektrik alan sensörleri ve PVDF şerit kullanılmıştır. FSR basınç sensörleri tabanlık üzerine şekil 2.9b’deki gibi yerleştirilmiştir. Şekil 2.9c’de dokunma ve basınç sensörlerinden girişlere yetki veren sensör kartı, Şekil 2.9d’de ADXL202 ivmeölçer, ENC03J ve ADXRS150 jiroskop sensörlerini içeren sensör kartı bulunmaktadır. Benbasat vd. [25] yapmış oldukları çalışmada, klinik olarak uygun yürüyüş bilgisini elde etmek için kalibrasyon ayarları ile birlikte sensör çıktıları ve örüntü tanıma dahil olmak üzere verilerin analizine odaklanmışlardır.



Şekil 2.9. a) 12 bit ADC ve 22 MIPS [25], b) FSR yerleşimi [17], c) Sensör kartı [17], d) Sensör kartı [25]

Şekil 2.10'da görüldüğü gibi sol tarafta kullanmış oldukları jiroskop sensörünün merkez koordinatları ve sağ tarafta kullanmış oldukları PVDF, FSR basınç sensörü, kapasitif sensörü ve büküm sensörünün taban üzerinde yerleşim düzeni verilmektedir. Ayrıca bu sensör yerleşimi ile oluşturulan sistem (Şekil 2.10) yürüyüş analizi için kullanışlı birçok parametreyi ölçen kompakt bir sistemdir. Bu sistem, sensör verilerinin baz istasyonuna iletimi için genellikle 100 Hertz'e kadar veya daha fazla kesintisiz gerçek zamanlı güncelleme gerektiren modül için tasarlanmıştır.



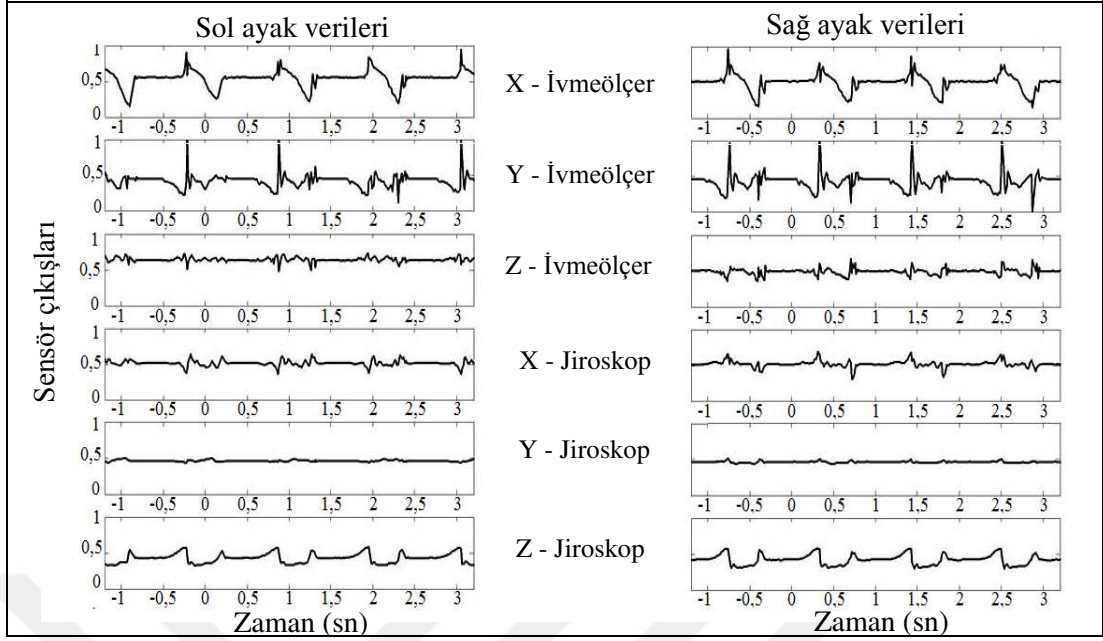
Şekil 2.10. Jiroskop koordinatı ve çeşitli sensörlerin taban üzerindeki yerleşimi [25]

Şekil 2.11'de ayak taban analizleri için tasarlanan elektronik düzenek görülmektedir. Bu düzende yer alan elektronik kartlar ısıyla şekillendirilen bir plastikten tasarlanmış bağlantı aparatı ile birleştirilmiştir.

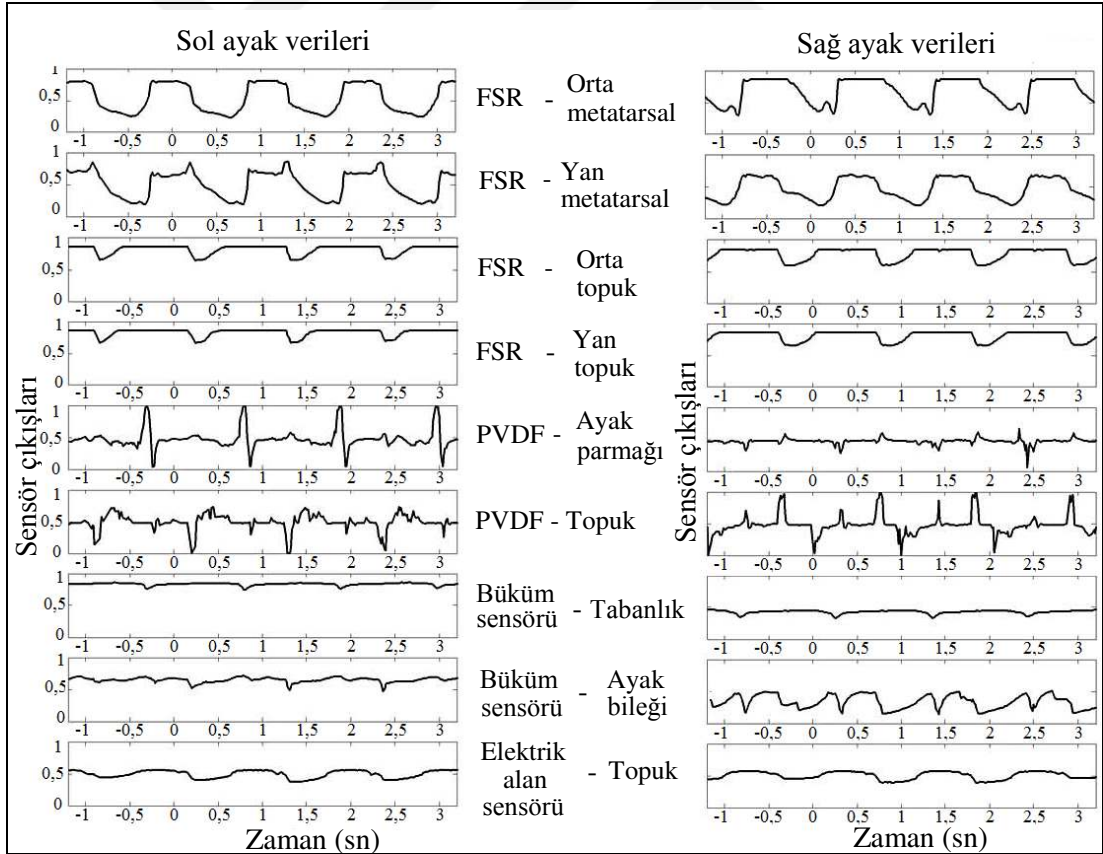


Şekil 2.11. Elektronik düzenek ve sensörlerin montaj şekli [25]

Bamberg vd. [17]'nin kalibre etmeksizin kullandıkları sensörlerden sağ ve sol ayak için elde ettikleri sinyaller Grafik 2.4 ve Grafik 2.5'te görülmektedir.

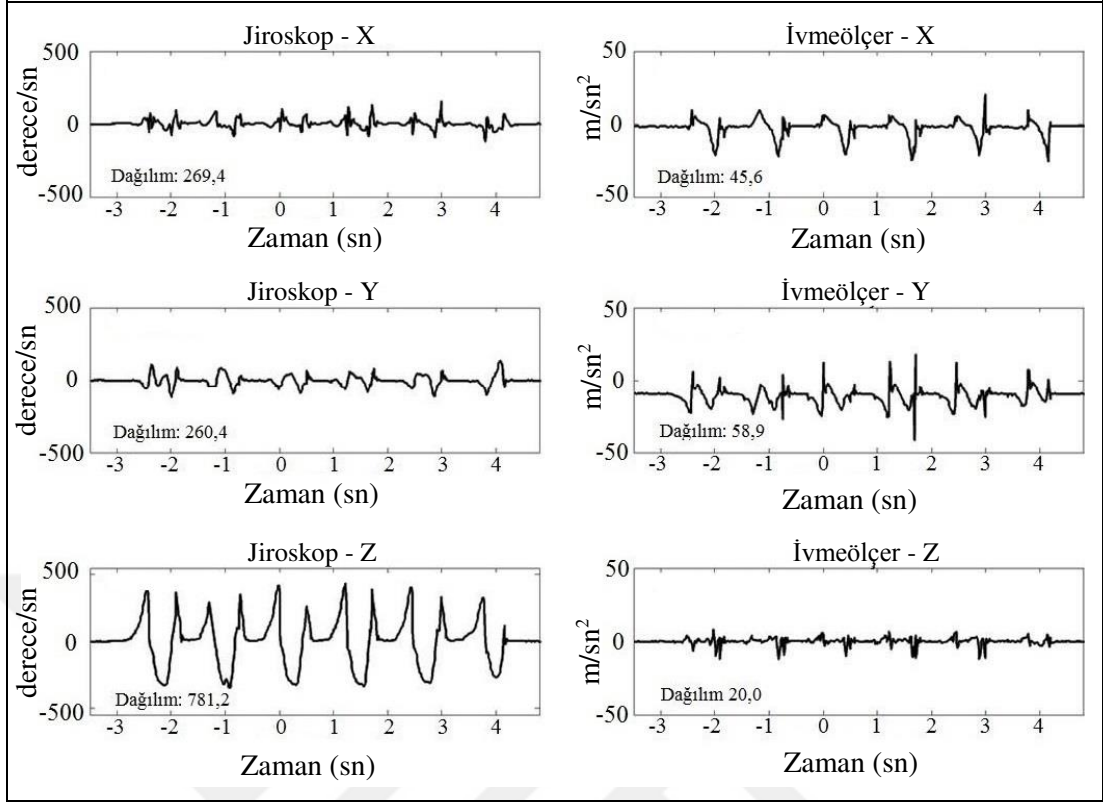


Grafik 2.4. Kalibre edilmeksizin kullanılan sensörlerden elde edilen sinyaller [17]

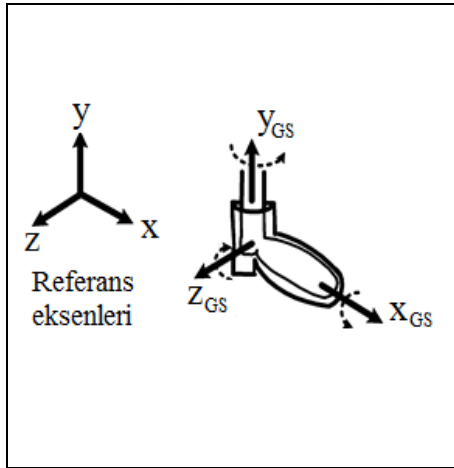


Grafik 2.5. Kalibre edilmeksizin kullanılan sensörlerden elde edilen sinyaller [17]

Yürüme anında elde edilen açısal ve ivmesel sinyaller Grafik 2.6'da verilmiştir.



Grafik 2.6. Yürüme sırasında IMU (Inertial Measurement Unit - Jiroskop ve ivme sensörünün birleşimi ile oluşan birim) [17]



(a)



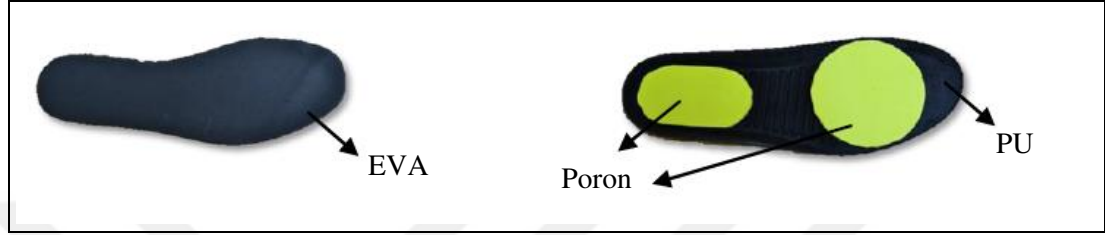
(b)

Şekil 2.12. a) Referans koordinatları [17], b) Sistemin donanımsal görünümü [17]

Şekil 2.12a'da jiroskop sensörü için ayak üzerinde belirlenen koordinat sistemi görülmektedir. Şekil 2.12b'de ise oluşturulan donanım sistemi görülmektedir.

2.3. Ortopedik Tabanlık Üretiminde Kullanılan Malzemeler

Ahmad vd. [26] ortopedik tabanlık ile ilgili yapmış oldukları çalışmada tabanlık için Poliüretan, Poron, EVA malzemelerini kullanmışlar (Şekil 2.13) ve iki tabanlık türünü karşılaştırmışlardır (Tablo 2.1). Fong vd. [27] bu tür ortopedik tabanlık malzemelerinin yanında TPU ile ilgili çalışmalar yapmışlardır.



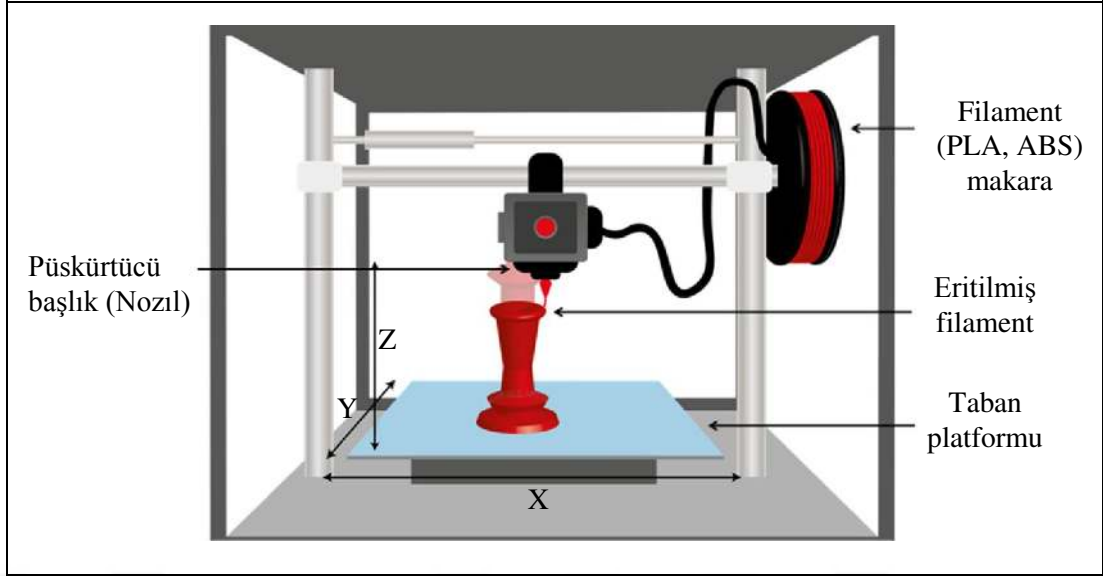
Şekil 2.13. EVA ve PU tabanlıklar [26]

Tablo 2.1. EVA ve PU tabanlık malzemelerinin tepe temas basınç değerlerinin karşılaştırılması

Deney	EVA tabanlık Tepe temas basıncı [Newton]	Poliüretan ve Poron tabanlık Tepe temas basıncı [Newton]	Basınç farkı [Newton]
1	117,01	82,58	34,43
2	147,22	32,32	114,90
3	153,23	47,96	105,27
4	173,41	69,77	103,64

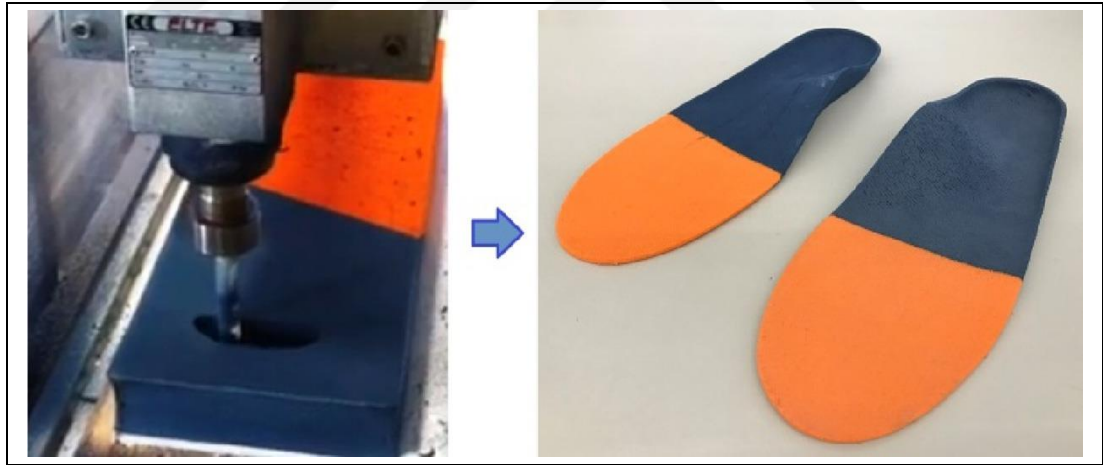
2.4. FDM Teknolojisi ve 3-Boyutlu Yazıcı

Kaynaşık birikim modellemesi olarak adlandırılan FDM, katmanların “raster” konfigürasyonda yolların biriktirilmesi ile “evrimsel” bir şekilde üretildiği bir katman modelleme tekniğidir [28]. Bu modelleme tekniği “Eriyik Biriktirme Modellemesi” olarak da bilinir. Diğer anlamda sıcaklık kontrollü bir başlık (nozıl) ile üretim tablasına termoplastik malzemenin eritilmesi ve işlenmesidir. FDM’ye dayalı 3-Boyutlu yazıcılar ile PLA, ABS, TPU gibi farklı malzemeler kullanarak ortopedik tabanlık üretilmektedir. Şekil 2.14’te FDM’ye dayalı 3-Boyutlu yazıcının temel görünümü verilmektedir.



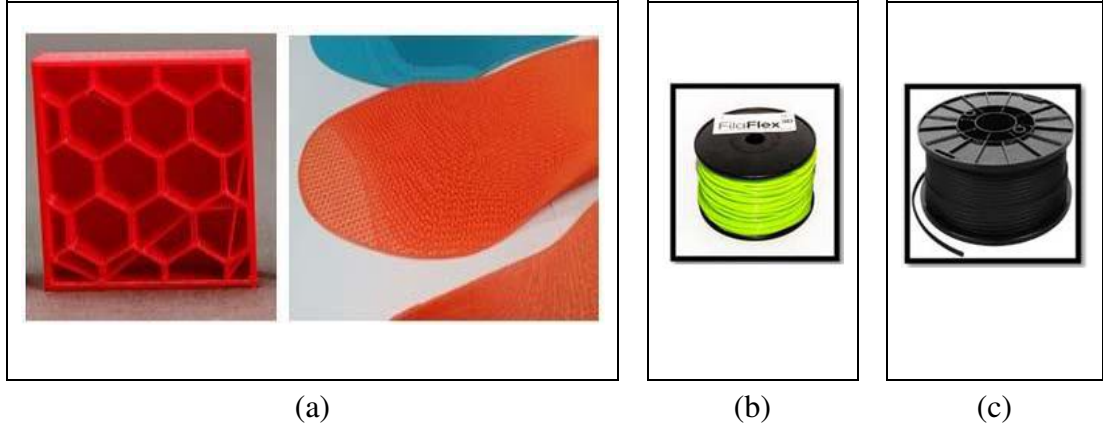
Şekil 2.14. FDM'ye dayalı 3-Boyutlu yazıcı [29]

Fotoğraf 2.2'de 3-Boyutlu yazıcı kullanılarak TPU filamentinin FDM teknolojisi ile işlenmesi ve işlem sonucunda üretilen ortopedik tabanlık gösterilmiştir.



Fotoğraf 2.2. TPU malzemesi ile yapılan ortopedik tabanlık [29]

3-Boyutlu yazıcının yaygın kullanımıyla birlikte farklı çalışmalar da öne sürülmüştür. Bunun bir örneği de Şekil 2.15'te görüldüğü gibi tabanlığın boşluklu yapısının doldurulmasıyla elde edilen tabanlık desen şekillerinin mekaniksel özelliklerinin incelenmesidir. Yarwindran, Azwani Sa'aban, Ibrahim ve Periyasamy [30] tabanlık üretimi ile ilgili çalışmalarda filaflex ve ninjaflex (termoplastik elastomer) filamentler kullanmışlardır.



Şekil 2.15. a) Desen şekli ve ortopedik tabanlık [30], b) Filaflex [30], c) Ninjaflex [30]

2.5. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Kişiyeye Özel Ortopedik Tabanlık Üretimi

Huang, Lee ve Chang [31] çoğu ortopedik tabanlık üreticilerinin öncelikle seri üretime öncülük eden mali boyutuyla ilgilendiğini ve bu tür tabanlıkların bireylerin ihtiyaçlarını her zaman karşılayamadığını öne sürmüşlerdir. Bununla birlikte, egzersiz anında yüksek ayak kemerine sahip insanların kaval kemiği gibi bölgelerinde ve düşük ayak kemerine sahip kişilerin metatarsal bölgelerinde çok fazla baskıdan dolayı yaralanmaya eğilimli olduklarını savunmuşlardır. Bu nedenle kişiyeye özel bir ortopedik tabanlık geliştirmişlerdir. Tabanlık malzemesinin mekaniksel özellikleri [32,33] ve tabanlık bileşenlerinin tasarımı üzerine araştırma yapmışlardır. Bunun yanında, ayak tabanına uygulanan basınç analizlerinden [34,35] ve mekaniksel çalışmalardan [36] yararlanmışlardır. Ayak tabanı için basınç ölçüm sistemi, bilgisayarlı sayısal kontrol (CNC) ve hızlı prototipleme teknolojisi kullanarak ayağın her bölgesi için ortalama basınç dağılımı belirlemişlerdir. Bununla birlikte, bir ayak taban modeli oluşturmuşlar ve uygun bir ortopedik tabanlık üretmişlerdir.

2.5.1. Ayak Tabanı Ölçümü

Huang vd. [31] ölçümlerde iki ayrı tarayıcı kullanmışlardır. Bunlardan ilki, herhangi bir ağırlık taşımaksızın ayak tabanının 3-Boyutlu görüntüsünü yakalamak için stereofotoğrafik teknolojisini kullanan bir tarayıcıdır (Fotoğraf 2.3a). Bu tarayıcı her bir ayağın 3-Boyutlu renkli görüntüsünü oluşturarak ayak ile ilgili kliniksel bir kayıt işlemi sağlamakla birlikte milimetrik bir bölüm içerisinde doğru CAD (Computer

Aided Design-Bilgisayar destekli tasarım) verilerini oluşturabilmektedir. Bu nedenle ortotik üreticileri iç taban oluşturmada bu cihaza güvenebilmektedirler.



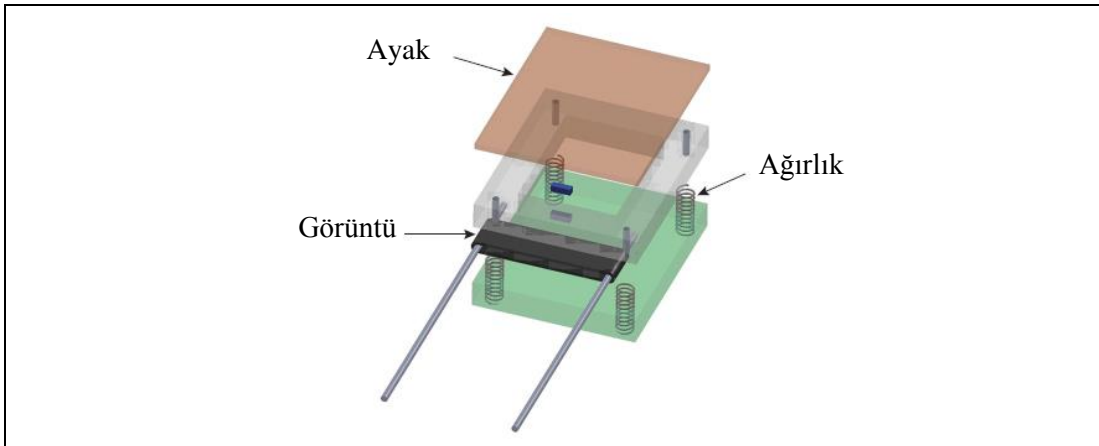
(a)



(b)

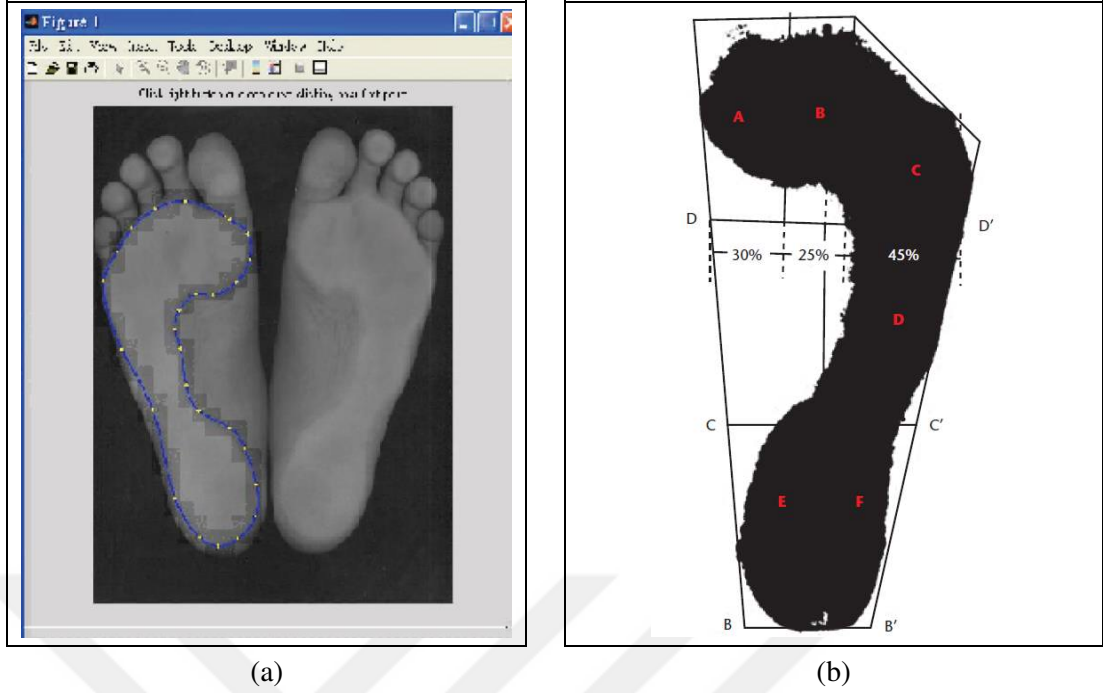
Fotoğraf 2.3. a) Ayak tabanı tarama [31], b) Tarayıcıyı kullanma [31]

Diğer bir tarayıcı, vücudun ağırlığını taşıdığı anda tabanın görüntüsünü kaydetmek için vücut ağırlığı skalası ile çalışmaktadır (Şekil 2.16 ve Fotoğraf 2.3b). Taranan ayak tabanının görüntüsüne bağlı olarak taban basıncını ölçen bir yazılım tasarlamışlardır (Şekil 2.17a). Taranan görüntüde renk ne kadar beyaz olursa ayak tabanındaki basıncın da o kadar büyük olacağını ileri sürmüşlerdir.



Şekil 2.16. Temel tasarım [31]

Tabandaki bölgesel kalınlıkları bulmak için bölgelerin gri gradyan oranı değerlerini kullanmışlardır (Şekil 2.17b).



Şekil 2.17. a) Görüntü tabanlı hızlı basınç ölçüm sistemi [31], b) Taban alanları [31]

2.5.2. Tasarım Modeli Geliştirme

Ayaklar bir kişinin ağırlığını desteklediğinde, aşağı doğru uygulanan basınç kanın ayak tabanının kılcal damarlardan çıkmasına neden olur. Bu durum, yerel temas basınçlarının farkı nedeniyle ayak tabanının yere temas ettiği bölgelerde farklı bir renk oluşmasını sağlar. Bu nedenle renklerin ne kadar beyaz olduğu ve taban basıncının ne kadar büyük olduğu tespit edilmiştir. Bununla birlikte, toplam vücut ağırlığının tüm bölgelerdeki dijital gri gradyan değerlerinin toplamıyla orantılı olduğu varsayılarak Denklem (2.1) elde edilmiştir.

$$G^k = \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n g_{i,j} \quad (2.1)$$

Burada G^k , k . bölgenin gri gradyan değeridir. $g_{i,j}$ ise (i, j) 'deki gri gradyan piksel değeridir. i ve j , sırasıyla x ve y koordinatlarıdır. Ayrıca, m ve n , k . bölgede yer alan x ve y koordinatlarındaki maksimum değerlerdir. Bu durumda, toplam vücut ağırlığı W olarak belirtilmiş ve Denklem (2.2) kullanılmıştır.

$$W = \sum_{k=1}^n W^k \quad (2.2)$$

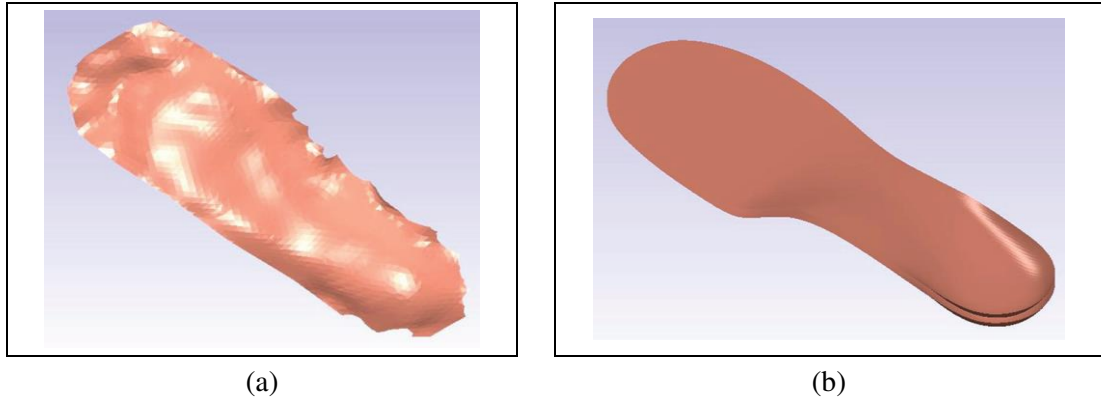
Burada W^k , k. bölgedeki dağıtılmış yüküdür ve Denklem (2.3)'teki gibi ifade edilmiştir [41].

$$W^k = f \cdot \left(\frac{G^k}{\sum_k G^k} \right) \times W \quad (2.3)$$

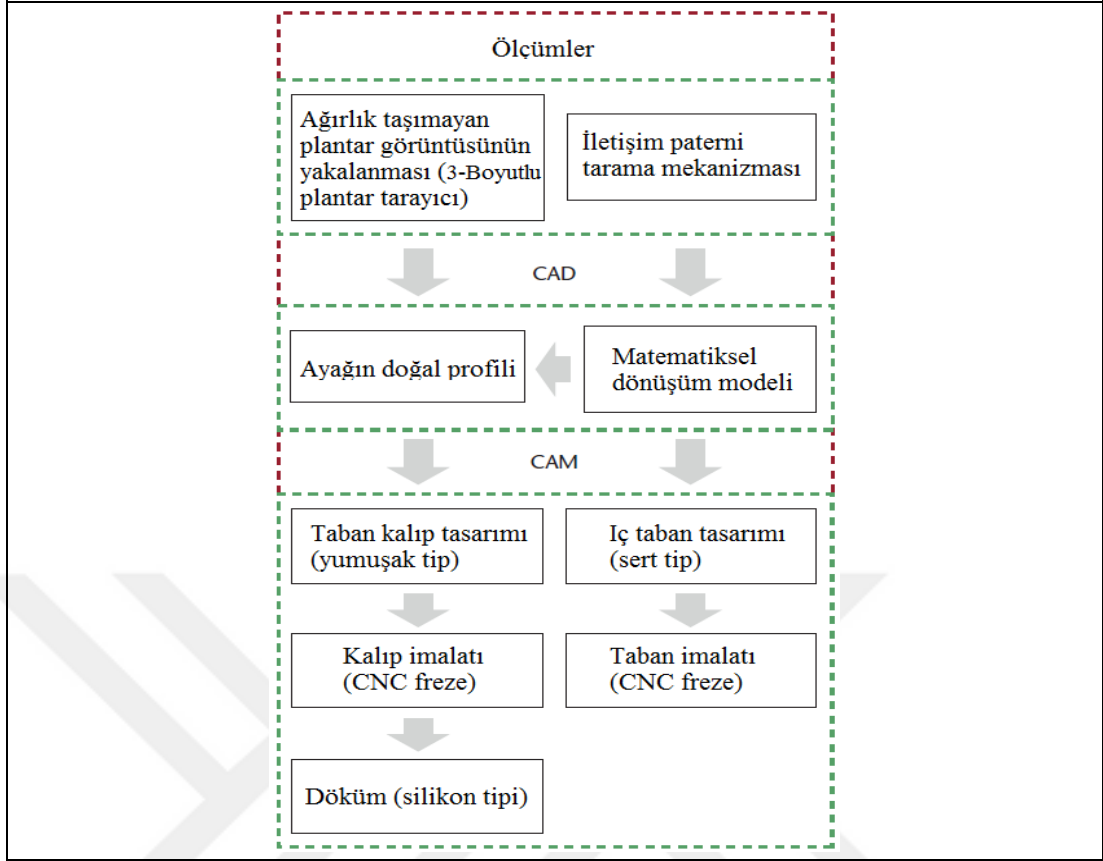
f, iç taban malzemesi, spesifik fiziksel aktivite ve kişinin sağlığı gibi koşullara dayalı bir ayarlama faktörüdür. Sabit f, W^k 'nin toplam vücut ağırlığına eşit olarak dağıtılması için ayarlanabilir bir faktördür. A^k 'nin k. bölgenin alanı olduğu her bölgedeki yeniden dağıtılmış basınç Denklem (2.4)'teki gibi belirtilmiştir.

$$P^k = \frac{W^k}{A^k} \quad (2.4)$$

Kullanılan yöntemde elde edilen resimler gri gradyanın ikili koduna aktarılmıştır. Daha sonra, elde edilen denklemler kullanılarak her bir bölgedeki taban basıncı hesaplanmıştır. Ayrıca, bu tasarım modeli ile ayak tabanının yerel olarak basınç ölçüm hesaplamalarından ziyade bölgesel olarak taban basıncını etkili ve hızlı bir şekilde hesaplayabileceği öngörülmüştür. İlk olarak, PowerShape CAD yazılımı kullanılarak temel tabanlık modeli (Şekil 2.18) oluşturulmuş ve sonrasında tabanlık altı bölgeye ayrılmıştır. Taban basınç parametrelerine dayanarak, her bölgenin taban basıncını kontrol etmek ve tabanın arkasından kaynaklanan eşitsizliği düzeltmek için her bölgenin eğriliği ayarlanmıştır. Şekil 2.19'da sistemin akış şeması görülmektedir.

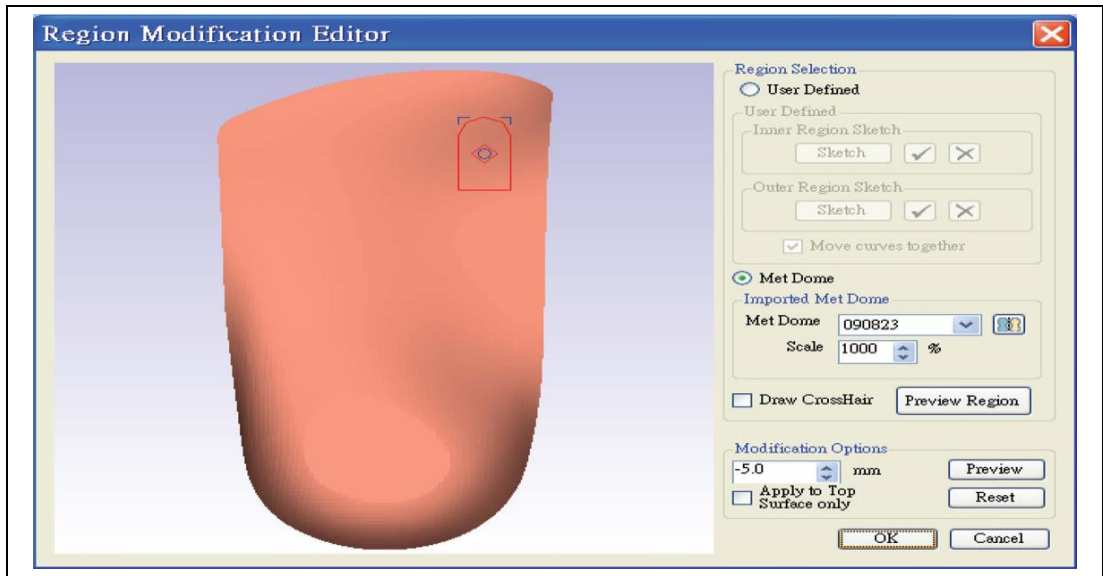


Şekil 2.18. a) 3-Boyutlu tasarlanan iç taban modeli [31], b) Özel iç taban [31]



Şekil 2.19. Sistemin akış şeması [31]

Daha sonra, PowerShape dosyası OrthoModel programı tarafından kullanılan, orijinal ortez tabanlıklarını tasarlayan bir yazılım formatına dönüştürülmüştür. Şekil 2.20’de görüldüğü gibi tabanlığın her bölgesi OrthoModel programında tasarlanmıştır.



Şekil 2.20. Tabanlık bölgelerini tasarlamak için OrthoModel yazılımı [31]

Her bir taban bileşeninin deformasyonunun, tabanın kalınlığını ve üretim yöntemlerini etkilediği düşünülerek iç tabanın yumuşak kısmını (Fotoğraf 2.4b) üretmek için, bir kalıptan silikon bir döküm oluşturulmuştur (Fotoğraf 2.4a).



(a)



(b)

Fotoğraf 2.4. a) Kalıp [31], b) Elde edilen bileşen [31]

Tabandaki sert parçayı işlemek için (Fotoğraf 2.5), CNC veya hızlı prototipleme makineleri kullanılmıştır. Sert malzemenin yumuşak malzemeden daha güçlü bir düzeltici etkisi olduğu ve bunun sebebi olarak da tabanlığın orijinal şeklinin korunmasına yardımcı olduğu öne sürülmüştür [31].



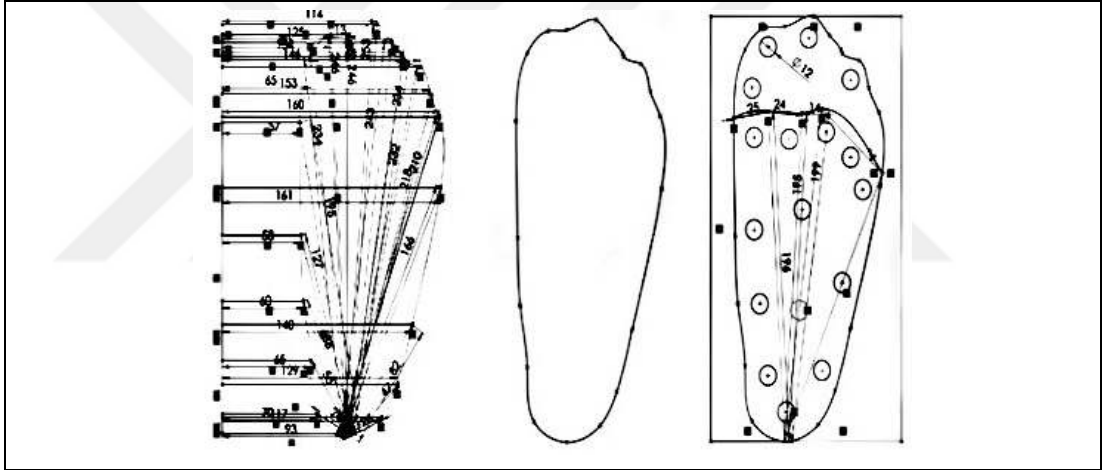
Fotoğraf 2.5. İç tabanın katı kısmını oluşturma [31]

3. YÖNTEMLER

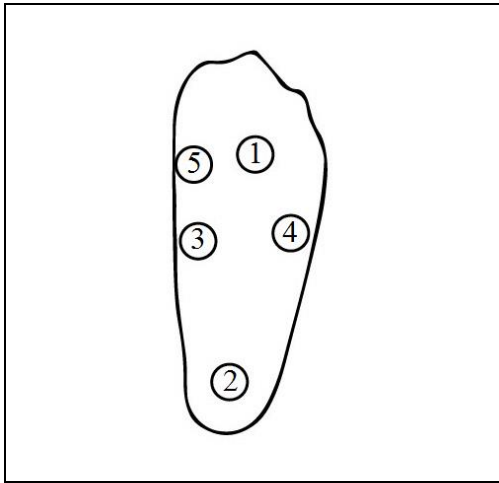
3.1. Basınç Analizleri

3.1.1. Basınç Sensörleri için Kalıp Hazırlanması

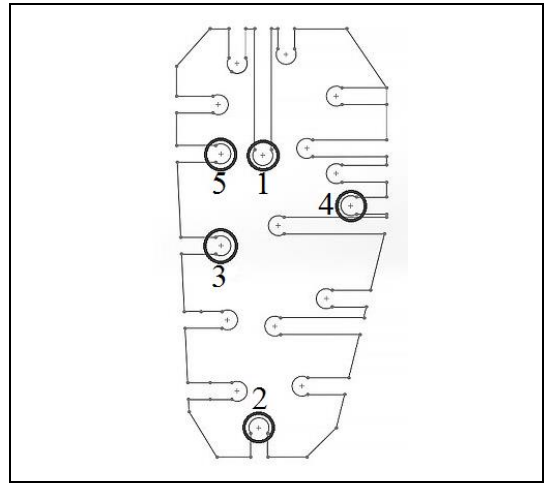
Basınç sensörü yerleşimi için kalıp hazırlamada Solidworks 3-Boyutlu çizim programından yararlanılmıştır. Tasarımda öncelikle ayak tabanının kenar şekli 2-Boyutlu olarak çizilmiştir (Şekil 3.1a). Sonraki aşamada sensörün yerleştirileceği bölgeler belirlenmiştir (Şekil 3.1b). Bununla birlikte, sensör yerleşimi için belirlenen bu bölgelere uygun kalıp şekli tasarlanmıştır (Şekil 3.1c).



(a)



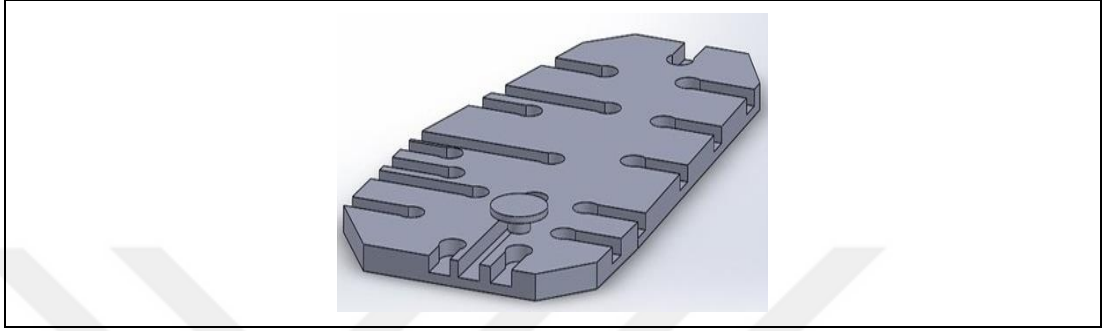
(b)



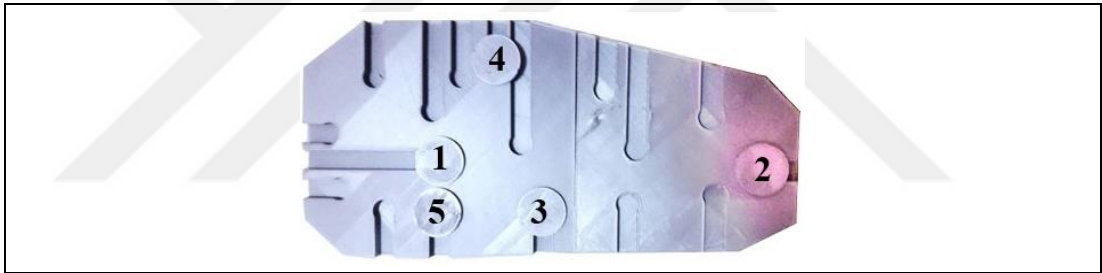
(c)

Şekil 3.1. a) Taban şeklinin belirlenmesi, b) Sensör bölgeleri, c) 2-Boyutlu kalıp şekli

2-Boyutlu çizimi yapılan kalıba derinlik verilerek 3-Boyutlu hale getirilmiştir (Şekil 3.2). Ayrıca basıncın sensör üzerine düzenli olarak yayılması için kapak şeklinde 3-Boyutlu bir şekil tasarlanmıştır (Şekil 3.2). Oluşturulan kalıp ve sensör üzerine uygulanan kapaklar 3-Boyutlu yazıcıdan çıkartılmış ve sensör yerleşimi için uygun bir malzeme haline getirilmiştir (Fotoğraf 3.1).



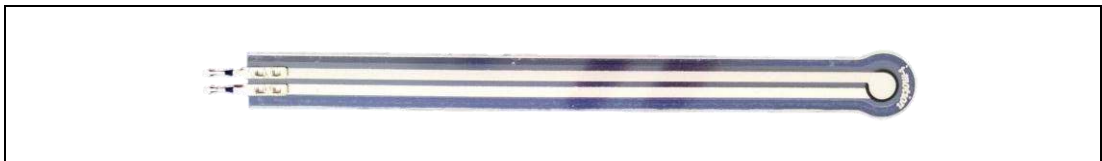
Şekil 3.2. 3-Boyutlu kalıp



Fotoğraf 3.1. 3-Boyutlu yazıcıdan çıkarılan kalıp

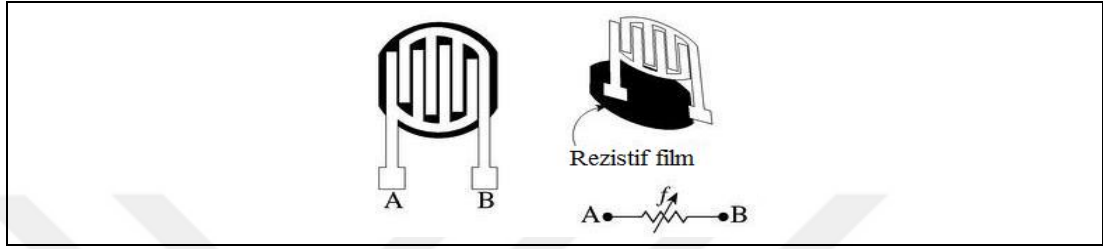
3.1.2. Basınç Sensörü

Çalışmada 0-150 kg aralığında ölçüm yapılabilen ince film basınç sensörü kullanılmıştır. Fotoğraf 3.2’de ince film basınç sensörü görülmektedir. PET (Polietilen Tereftalat) malzemeden yapılmış bu basınç sensörü üzerine düşen yüke göre bir direnç değeri kazanmakta ve analog değer üretilmektedir.



Fotoğraf 3.2. İnce film basınç sensörü

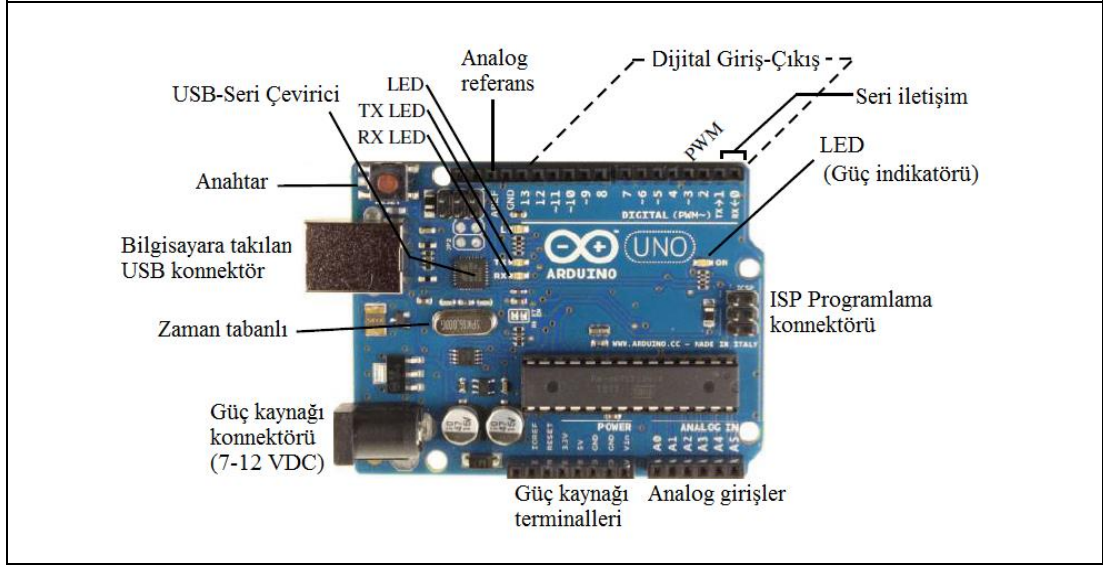
FSR basınç sensörü iyi bir rezistif sensördür. Basınç uygulandığında, sensör iki elektrot arasındaki iletken köpüğün direncini ölçer. Direnç sensöründen geçen akım, iletken tabaka basınç altındayken (direnci düşürdüğünde) artar [37]. FSR'ler kuvvetle direnci değişen piezorezistif iletken polimerden oluşmaktadır [38]. FSR sensörü için üretim süreci, elektrotların bir polimer film alt tabakası üzerine film baskısını içermektedir [39]. Şekil 3.3'te FSR sensör örneği görülmektedir.



Şekil 3.3. FSR [40]

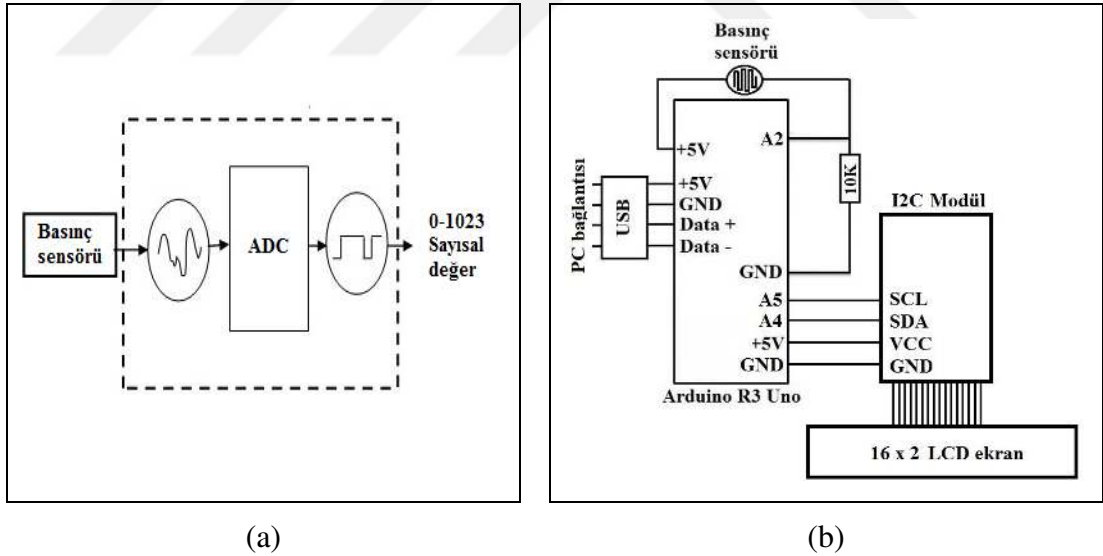
3.1.3. Basınç Sistemi

Çeşitli arabirimlere sahip bir ATmega328 mikroişlemciye dayanan Arduino son zamanlarda bir mikrodenetleyici kart olarak popüler hale gelmiştir. Meraklılar arasındaki popülerliği sayesinde, Arduino kartının fiyatı oldukça düşüktür ve bu da okullarda kullanım için önemli bir avantaj sağlamaktadır [41]. Fotovoltaik hücre ölçümleri [42], fotometri [43] ve otonom arazi robotlarının inşası [44] dahil olmak üzere son zamanlarda bu bordun kullanıldığı eğitim amaçlı birkaç laboratuvar deneyi ortaya çıkmıştır [41]. Arduino kullanılarak fotometri ile ilgili yapılan bir çalışmada günışığı koşullarında ters kare ışık yasasını ölçmek için basit bir deney yapılmıştır [43]. Literatürde Arduino kartı ile ilgili eğitim amaçlı kaynak bulunmaktadır. Arduino kartı, ATmega328 işlemcisindeki ana bilgisayar ve seri iletişim sistemleri arasında uyumluluğa izin veren bir USB-Seri dönüştürücü ile donatılmıştır [45]. Arduino, C / C++ programlama diline dayanan, açık kaynaklı yazılım geliştirici dili ve açık kaynaklı yazılım geliştirici kitini (başlangıç kiti) içeren bir elektronik platformdur [46]. Arduino donanım platformu ATmega geliştirme bordu (AVR) ailesinin mikrodenetleyicileri üzerinde yapılmıştır [47]. Arduino bağımlı (slave) bir giriş-çıkış (IO) birimi olarak işlev görür ve MATLAB veya bir EPICS kontrol sistemine bağlanabilir [48]. Şekil 3.4'te Arduino kartının temel görünümü verilmektedir.



Şekil 3.4. Arduino R3 UNO işlem bordu [45]

Basınç ölçümleri için Arduino R3 UNO kartı kullanılmıştır. Basınç ölçümleri için kurulan elektronik sistem tasarımı Şekil 3.5a'da, devre şeması Şekil 3.5b'de görülmektedir.



Şekil 3.5. a) Sistem tasarımı, b) Devre şeması

Çalışmada gerçekleştirilen basınç ölçüm düzeneği Fotoğraf 3.3'te görülmektedir. Sistem 9 volt'luk batarya, arduino kartı, ince film basınç sensörü, Arduino kartı, sensör yerleşimi için ABS filamentten üretilen kalıp ve 16x2 LCD ekrandan oluşmaktadır. Sensörden alınan basınç verilerinin LCD ekrana aktarılmasını sağlayan Arduino kodları EK 1'de verilmiştir.



Fotoğraf 3.3. Basınç ölçüm düzeneği

3.1.4. Basınç Ölçümleri

Ayak tabanına uygulanan basınç ölçümlerine 19-34 yaş arası erkek ve kadınlardan düztaban ve normal ayak tabanına sahip bireyler olmak üzere 12 kadın ve 5 erkek gönüllü olarak katılmıştır. Ölçümlerden elde edilen boy, kilo ve basınç değerleri Tablo 3.1’de verilmiştir. Ayak tabanına uygulanan basınç değerlerinin alınmasında 0-150 kg’a kadar ölçüm yapabilen ince film basınç sensörü kullanılmıştır. 1-5 arasında numaralandırılan taban bölgelerine (Şekil 3.1c) yerleştirilen basınç sensöründen elde edilen analog değerler 200 milisaniyelik gecikme ile elde edilmiştir.

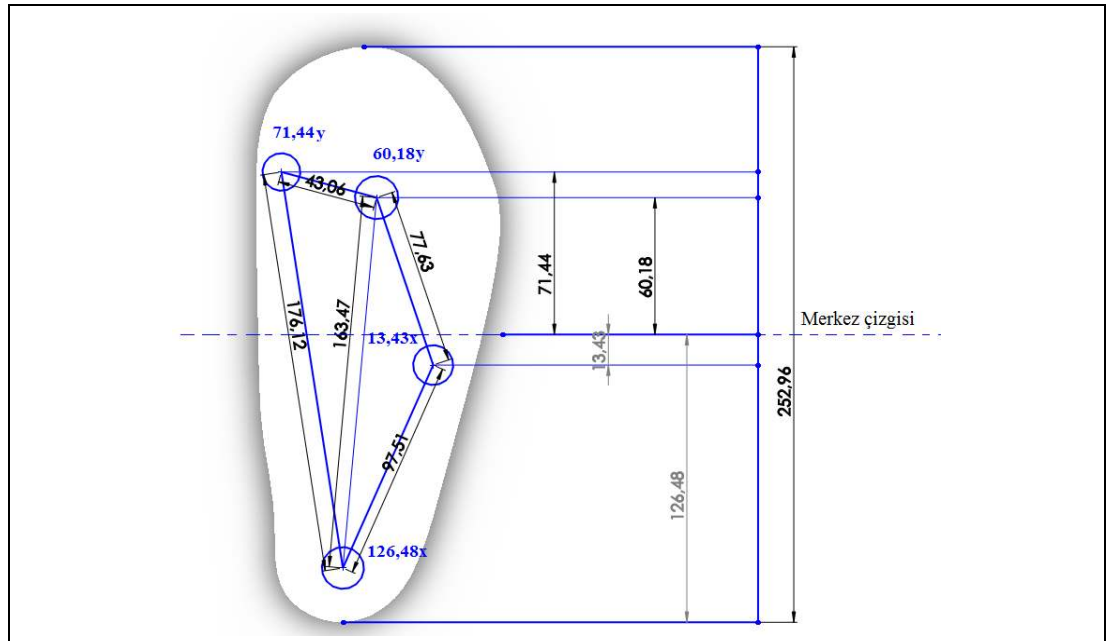
İnsan vücudunun dinamik özelliği nedeniyle belirli zaman aralıklarında ayak tabanına uygulanan basınç dağılımı değişmektedir. Bu etkinin basınç verilerinin okunmasındaki hata riskini azaltmak için 5 saniye içerisinde sabit kalan maksimum basınç verileri kaydedilmiştir. Daha çok düztabanlı kişilerde görülen ve ayakta sabit dururken ayak tabanında meydana gelen düzensiz basınç dağılımının nedeninin mekaniksel bir sorun olduğu düşünülerek diğer çalışmamızda kullanılan jiroskop sensörü ile açısal rotasyonlar belirlenmiş ve açısal değişimler grafikler üzerinde incelenmiştir.

Belirlenen 5 ayak taban bölgesi için gönüllü kişilerden elde edilen ayak tabanı basınç ölçüm değerleri Tablo 3.1’de verilmiştir.

Tablo 3.1. *Düztaban ve normal tabana sahip kişilerin boy, kilo ve basınç dağılımları*

Cinsiyet	Taban	Boy	Kilo	1. Bölge	2. Bölge	3. Bölge	4. Bölge	5. Bölge
Kadın	Düz	163	53	273	262	8	24	50
		175	73	124	147	15	110	72
		159	53	51	146	4	170	41
		157	51	144	207	0	40	71
		165	45	101	223	0	40	161
	Normal	162	74	53	206	0	251	81
		170	52	145	205	0	63	43
		157	46	25	55	0	27	33
		172	53	93	125	0	11	225
		170	55	15	233	0	32	33
		159	52	32	154	0	110	30
		156	48	20	183	0	157	120
Erkek	Düz	176	87	155	238	10	48	82
		193	97	80	215	75	100	227
	Normal	183	72	119	218	0	87	162
		175	73	110	272	0	197	66
		170	71	60	163	0	84	30

Ayak tabanı için belirlenen 5 bölgeden 4'ünün merkez çizgisine olan uzaklıkları Şekil 3.6'da verilmiştir. Bu 5 bölgenin normal basınç dağılım yüzdesinin belirlenmesinde her bölgenin merkez çizgisine olan uzaklıkları referans alınmış ve oransal olarak hesaplanmıştır.



Şekil 3.6. Ayak taban bölgelerinin merkez çizgisine uzaklıkları

Tablo 3.2’de basınç dağılım yüzdeleri (Py) ve ayak taban bölgeleri görülmektedir. 3 nolu ayak taban bölgesi için basınç değeri 0 olarak ölçülmüştür.

Tablo 3.2. *Normal ayak tabanı için belirlenen basınç dağılım yüzdeleri*

Ayak taban bölgeleri	1. Bölge	2. Bölge	3. Bölge	4. Bölge	5. Bölge
Basınç dağılım yüzdesi (Py)	21,768	45,8869	0	4,8724	25,9184

Tablo 3.3’te Tablo 3.1’deki 5 bölgenin basınç dağılım yüzdesi verilmektedir. Ayrıca Tablo 3.4’te Tablo 3.3’teki basınç dağılım yüzdelerini gösteren değerlerin Tablo 3.2’deki değerlere göre yüzde değişimleri görülmektedir.

Tablo 3.3. *Ayak tabanında ölçülen basınç değerlerinin basınç dağılım yüzdeleri*

1. Bölge	2. Bölge	3. Bölge	4. Bölge	5. Bölge
44,25	42,46	1,30	3,89	8,10
26,50	31,41	3,21	23,50	15,38
12,38	35,44	0,97	41,26	9,95
31,17	44,81	0,00	8,66	15,37
19,24	42,48	0,00	7,62	30,67
8,97	34,86	0,00	42,47	13,71
31,80	44,96	0,00	13,82	9,43
17,86	39,29	0,00	19,29	23,57
20,48	27,53	0,00	2,42	49,56
4,79	74,44	0,00	10,22	10,54
9,82	47,24	0,00	33,74	9,20
4,17	38,13	0,00	32,71	25,00
29,08	44,65	1,88	9,01	15,38
11,48	30,85	10,76	14,35	32,57
20,31	37,20	0,00	14,85	27,65
17,05	42,17	0,00	30,54	10,23
17,80	48,37	0,00	24,93	8,90

Tablo 3.4. Basınç dağılım yüzdelерinin normal değерlere göre yüzde değіşimi

1. Bölge için yüzde değіşim	2. Bölge için yüzde değіşim	3. Bölge için yüzde değіşim	4. Bölge için yüzde değіşim	5. Bölge için yüzde değіşim
22,08	-4,12	1,30	-1,06	-18,21
4,33	-15,17	3,21	18,56	-10,93
-9,78	-11,14	0,97	36,32	-16,36
9,01	-1,78	0,00	3,71	-10,94
-2,93	-4,10	0,00	2,67	4,36
-13,20	-11,72	0,00	37,52	-12,60
9,63	-1,62	0,00	8,87	-16,88
-4,31	-7,29	0,00	14,34	-2,74
-1,68	-19,05	0,00	-2,52	23,25
-17,37	27,86	0,00	5,28	-15,77
-12,35	0,66	0,00	28,80	-17,11
-18,00	-8,46	0,00	27,76	-1,31
6,92	-1,93	1,88	4,06	-10,93
-10,69	-15,73	10,76	9,40	6,26
-1,86	-9,38	0,00	9,90	1,33
-5,11	-4,41	0,00	25,60	-16,08
-4,36	1,79	0,00	19,98	-17,41

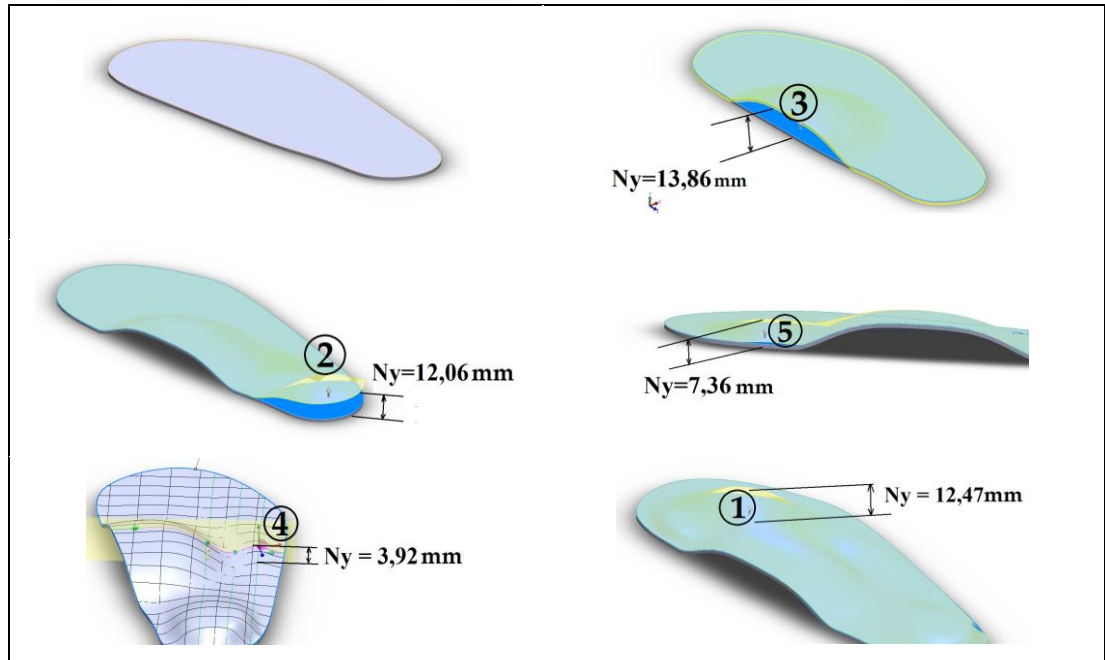
Tablo 3.5’te Tablo 3.4’teki N. satır için tabanlığın yükseklik değeri N_y ve N. satırdaki basınç dağılım yüzdesinin yüzde değіşim değeri N_d olarak Denklem (3.1)’de belirtilmiştir. Tablo 3.4’teki N. satırda bulunan maksimum ve minimum değерler sırasıyla n_M ve n_m olarak Denklem (3.1)’de verilmiştir. Bununla birlikte, Denklem (3.1)’de k sabit değeri 2., 3. ve 5. ayak taban bölgeleri için 3, 1. bölge ayak tabanı bölgesi için 5 ve 4. ayak taban bölgesi için de 10 olarak alınmıştır.

$$N_y = N_d + (n_M - n_m) / k \quad (3.1)$$

Denklem (3.1)’deki N_y değерlerine göre tabanlık şekli belirlenmiştir. Şekil 3.7’deki tabanlık için belirlenen 5 bölgenin N_y yükseklik değерleri ve çizim aşamaları görölmektedir.

Tablo 3.5. Ayak taban bölgeleri için N_y yükseklik değerleri

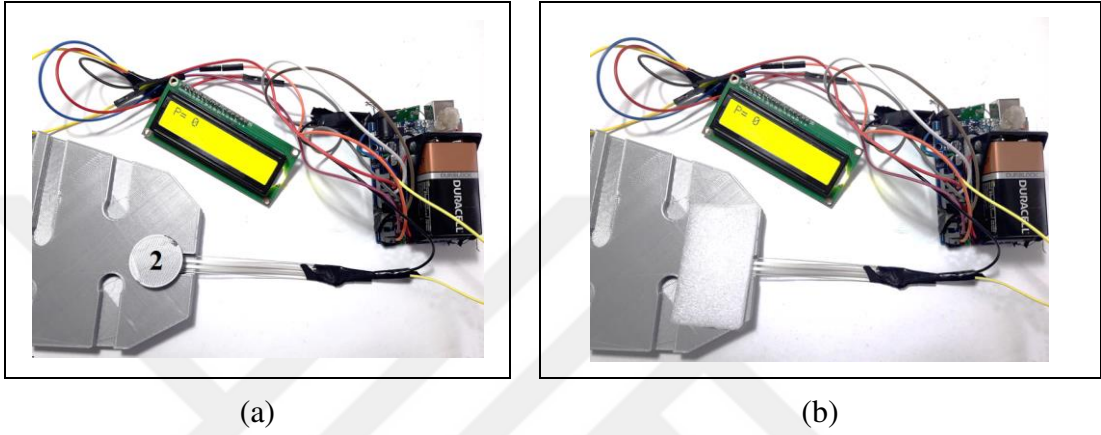
1. Bölge (N_y)	2. Bölge (N_y)	3. Bölge (N_y)	4. Bölge (N_y)	5. Bölge (N_y)
12,47	12,06	13,86	3,92	7,36
8,92	8,37	14,50	5,88	9,79
6,10	9,72	13,75	7,66	7,98
9,86	12,84	13,43	4,40	9,78
7,47	12,06	13,43	4,30	14,88
5,42	9,52	13,43	7,78	9,23
9,98	12,89	13,43	4,92	7,80
7,20	11,00	13,43	5,46	12,52
7,72	7,08	13,43	3,78	21,18
4,58	22,72	13,43	4,56	8,17
5,59	13,65	13,43	6,91	7,73
4,46	10,61	13,43	6,81	12,99
9,44	12,79	14,06	4,43	9,79
5,92	8,19	17,02	4,97	15,52
7,69	10,30	13,43	5,02	13,87
7,04	11,96	13,43	6,59	8,07
7,19	14,03	13,43	6,03	7,63



Şekil 3.7. Tabanlık için belirlenen 5 bölgede N_y yükseklik değerleri

Fotoğraf 3.4a'da görüldüğü gibi ayağın topuk kısmını gösteren 2 numaralı bölgeye ince film basınç sensörü yerleştirilmiştir. Fotoğraf 3.4b'de 9 mm yüksekliğe sahip

köpük malzemenin sensöre uygulanan basıncın etkisini ne derece azalttığını incelemek üzere kalıp üzerine yerleşimi görülmektedir. Fotoğraf 3.4'te verilen sistemle ilgili çalışmada köpüklü malzeme kullanmaksızın 2 numaralı bölgeye uygulanan ayak basınç değeri 238 olarak ölçülürken köpük malzeme kullanıldığında bu değer 213 olarak ölçülmüştür. Kullanılan köpük malzemenin 2 numaralı bölgeye uygulanan basıncın etkisini yaklaşık olarak %10,5 azalttığı tespit edilmiştir.

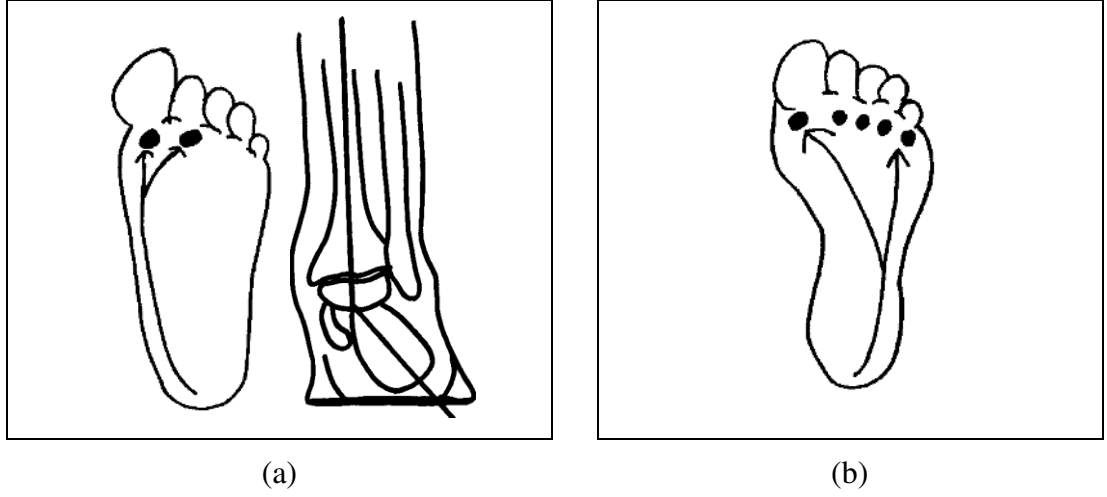


Fotoğraf 3.4. a) Devre düzeneği, b) 2 Numaralı bölgeye köpük malzeme yerleşimi

3.2. Açısız Analizler

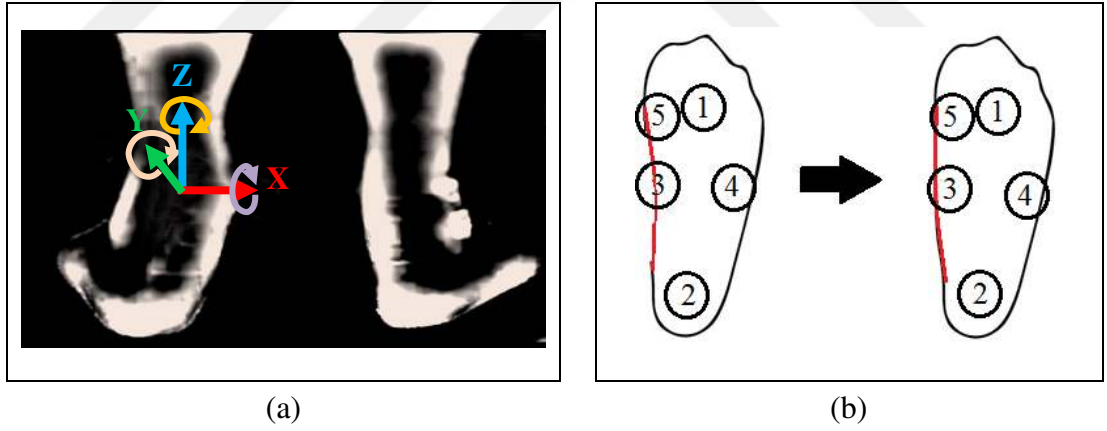
Düztaban ve normal ayak taban şekli Şekil 3.8a ve Şekil 3.8b'de sırasıyla verilmiştir. Ayrıca Şekil 3.8a'da subtalar ekleminde eversiyon, talus ve navikülerin medial olarak yer değişimi [50] görülmektedir. Ayak tabanının medial bölgesinin daha fazla basınca maruz kalmasında ayağın mekaniksel özelliklerinin etkili olduğu düşünülerek tibianın açısız rotasyonu, iki adımlık yürüyüş sırasında talus üzerine yerleştirilmiş bir MPU-6050 GY-521 jiroskop sensörü ile analiz edilmiştir. Bu açısız değişimlere bağlı olarak belirli süre aralıklarıyla sinyaller karşılaştırılmıştır.

MPU-6050 multikopter ve robotik projelerinde oldukça yaygın olarak kullanılan, üzerinde 3 eksenli bir cayo ve 3 eksenli bir ivme sensörü bulunduran 6 eksenli bir sensör kartıdır.



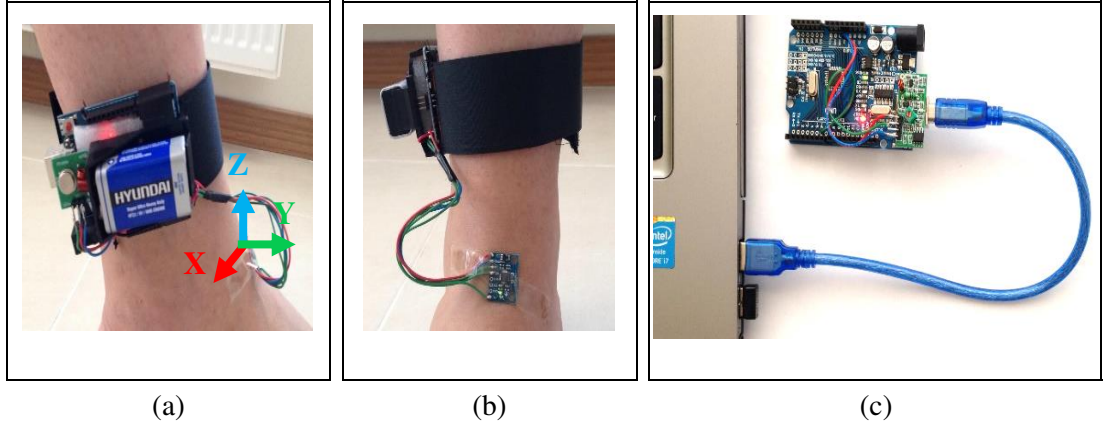
Şekil 3.8. a) Düztaban ile bükülmüş ayak [50], b) Normal taban [50]

Şekil 3.9a’da ve Fotoğraf 3.5a’da jiroskop sensörün koordinatları ve RF verici sistem görülmektedir. Şekil 3.9b’de basınç sensörü ile ilgili çalışmada belirtilen 3 numaralı ayak taban bölgesinin düztabanlığa yönelik değişimi görülmektedir. Bu değişim Şekil 3.9a’daki mekaniksel hareketin bir sonucu olarak çalışmada ele alınmıştır.



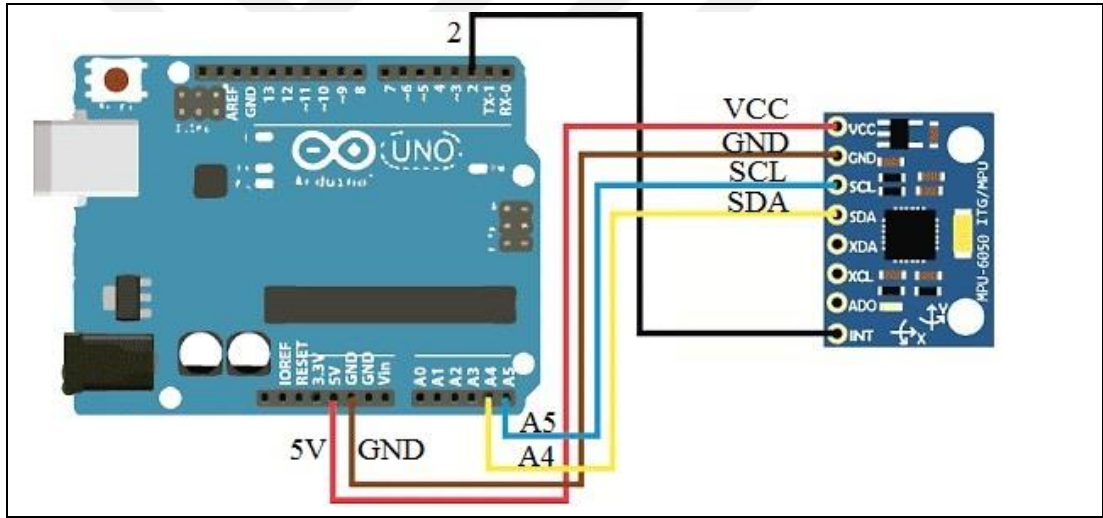
Şekil 3.9. a) Jiroskop koordinat merkezi ve rotasyon eksenleri, b) Eğrisel değişim

Fotoğraf 3.5b’de Arduino’ya bağlı GY-521 jiroskop sensörü görülmektedir. Fotoğraf 3.5c’de Arduino’ya entegre edilmiş bir RF alıcı modülünün bilgisayara bağlantısı görülmektedir. Çalışmada RF alıcı ve verici modüller için birer Arduino kart kullanılmıştır.



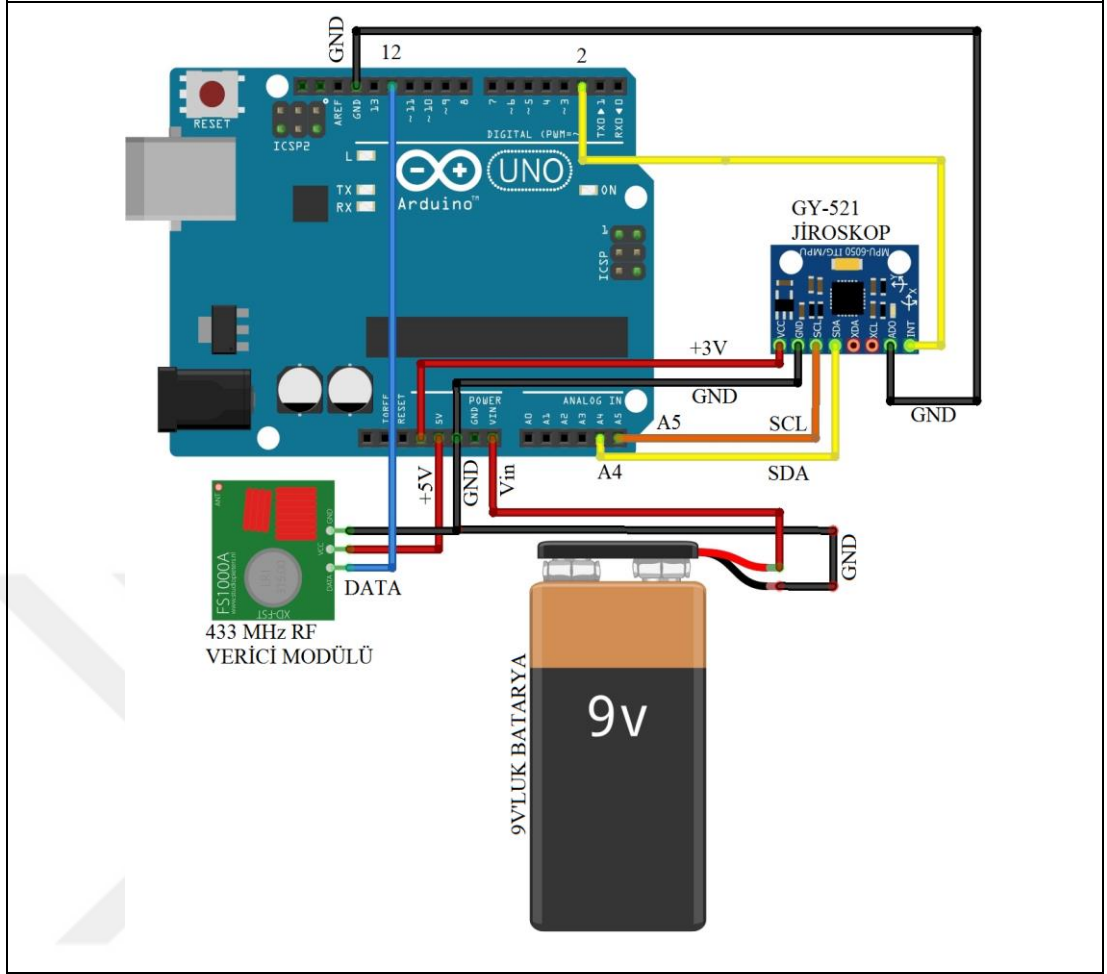
Fotoğraf 3.5. a) Arduino ile kurulan RF verici sistem, b) Jiroskop, c) RF alıcı modül bağlantısı

Jiroskop sensörünün Arduino mikrodeneleyici kartına temel bağlantı şekli Şekil 3.10’da görülmektedir.

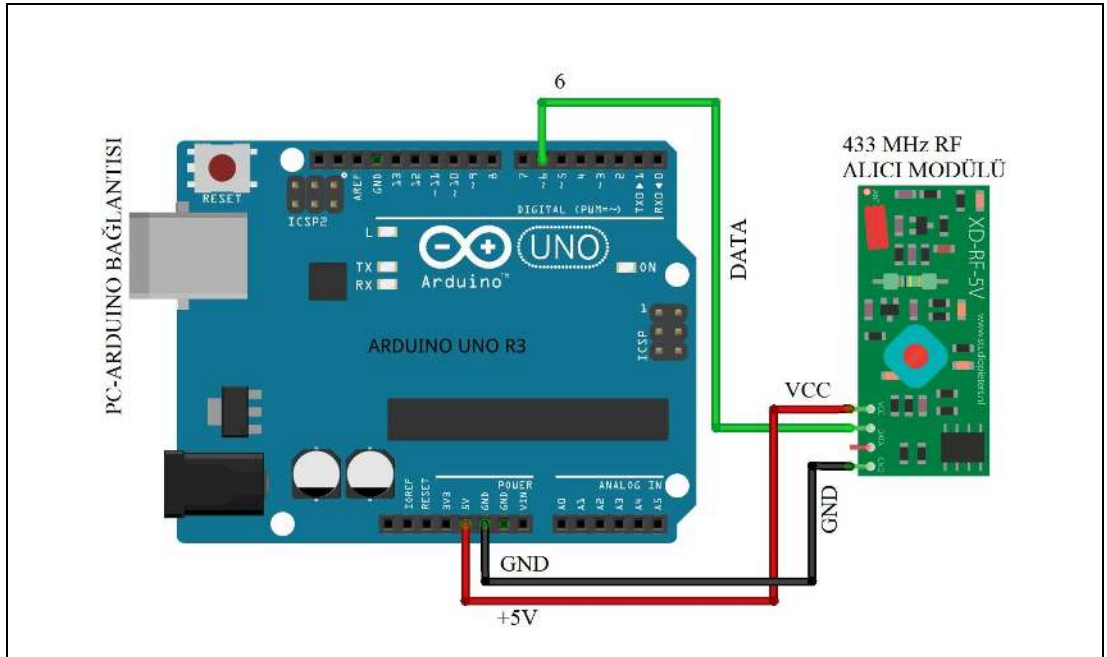


Şekil 3.10. Jiroskop-Arduino kart bağlantısı [46]

Çalışmada tasarlanan 433 MHz RF verici devresi Şekil 3.11’de, 433 MHz RF alıcı devresi Şekil 3.12’de görülmektedir. RF verici ile ilgili C kodları EK-2’de verilmiştir. RF alıcı ile ilgili C kodları EK-3’te sunulmuştur. Ayrıca, açısal ölçümlerden elde edilen verilerin okunması, Microsoft Excel programına aktarılması, grafiksel olarak yorumlanması ve analizi için yazılan Microsoft Visual Studio C# programlama dili ile oluşturulan kodlar EK-4’te verilmiştir.

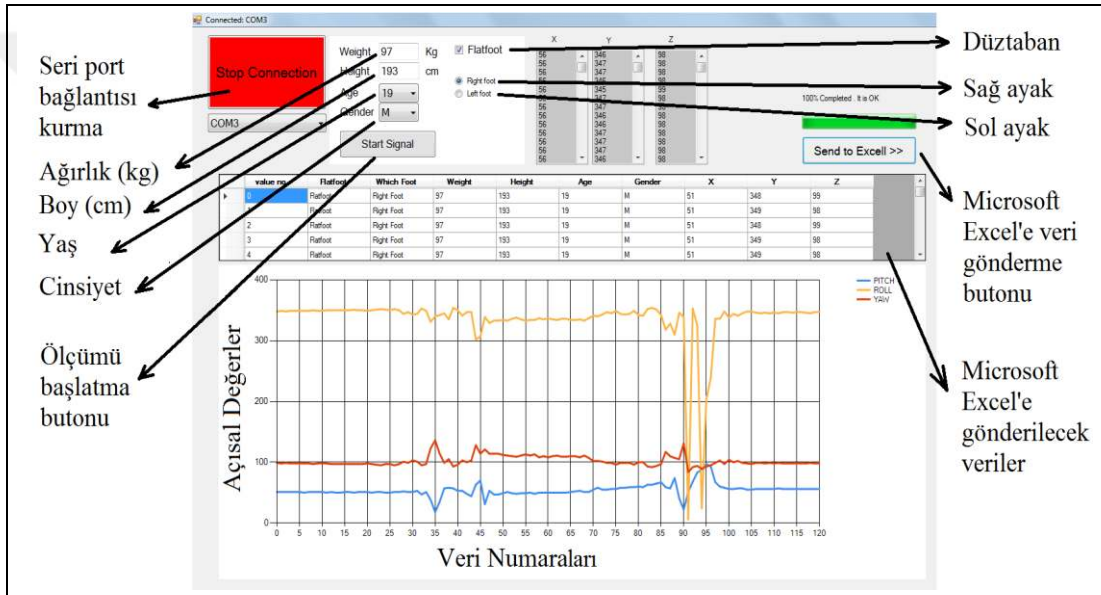


Şekil 3.11. RF verici devresi



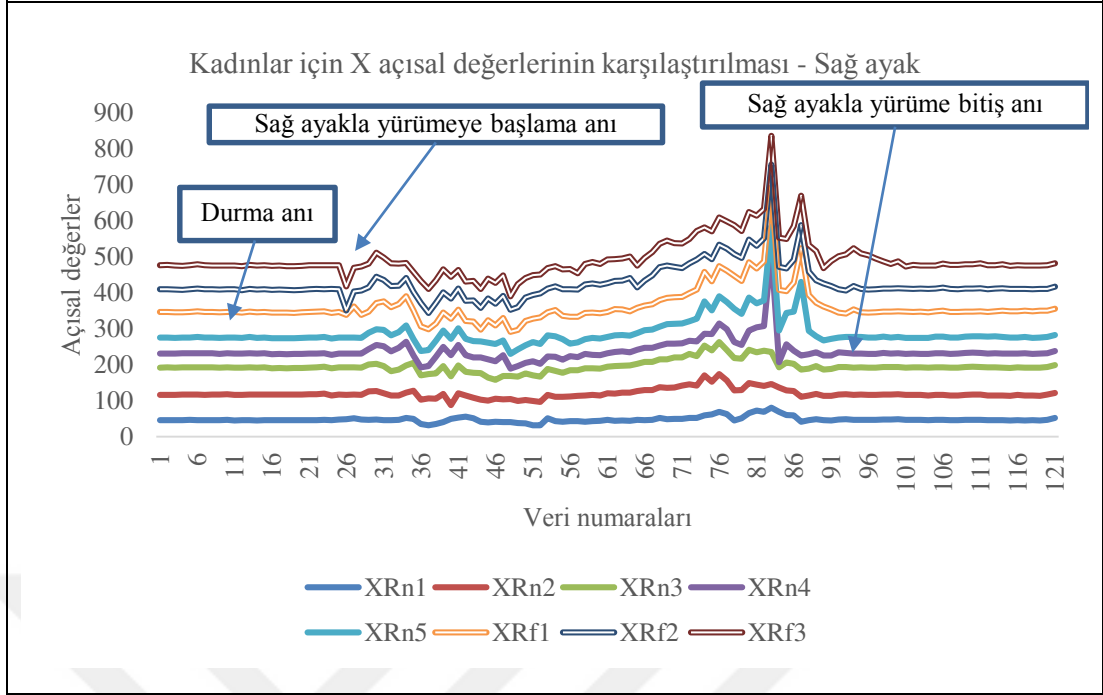
Şekil 3.12. RF alıcı devresi

Bu çalışmaya açısız ölçümler için 12 gönüllü katılmıştır. Ayak üzerine yerleştirilen jiroskop sensöründen yürüme anında açısız veriler alıcı devreye aktarılmıştır. Alıcı devreden alınan açısız değerler Microsoft Visual Studio C# programlama dili tarafından tasarlanan bir yazılım programıyla Microsoft Excel tablosuna analiz yapılmak üzere aktarılmıştır. Bu yazılım programının genel görünümü Şekil 3.13'te yer almaktadır. Ölçümler hem sağ ayak hem de sol ayak üzerinde yapılmıştır. Veriler RF vericiden alıcıya 16/1000 saniyelik gecikme ile aktarılmıştır. Her ölçüm süresi 7 saniyedir. Her ölçüm işlemi için iki adımlık yürüyüş gerçekleştirilmiş ve her ölçüm işleminde 0-120 arasında zaman dilimine sahip 121 veri elde edilmiştir.



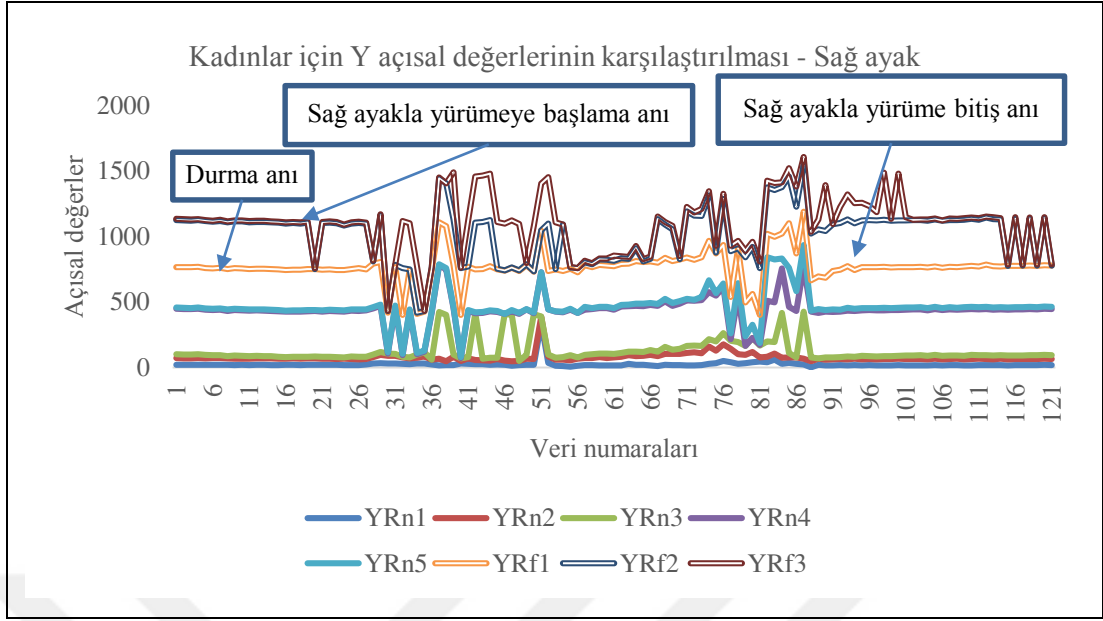
Şekil 3.13. Microsoft Visual Studio programı ve C# programlama dili ile tasarlanan ölçüm programı.

Grafik 3.1-3.12'de jiroskop sensörü ile yapılan ölçümlerden elde edilen açısız değerler ve veri numaraları verilmiştir. Normal ayak tabanına sahip kadınlar ile düztabanlı kadınların sağ ayaklarında meydana gelen X açısız değerleri Grafik 3.1'de karşılaştırılmıştır. Grafik 3.1'e göre XRn, normal ayak tabanına sahip kadınların X açısız değerlerini, XRf ise düztabanlı kadınların X açısız değerlerini göstermektedir.



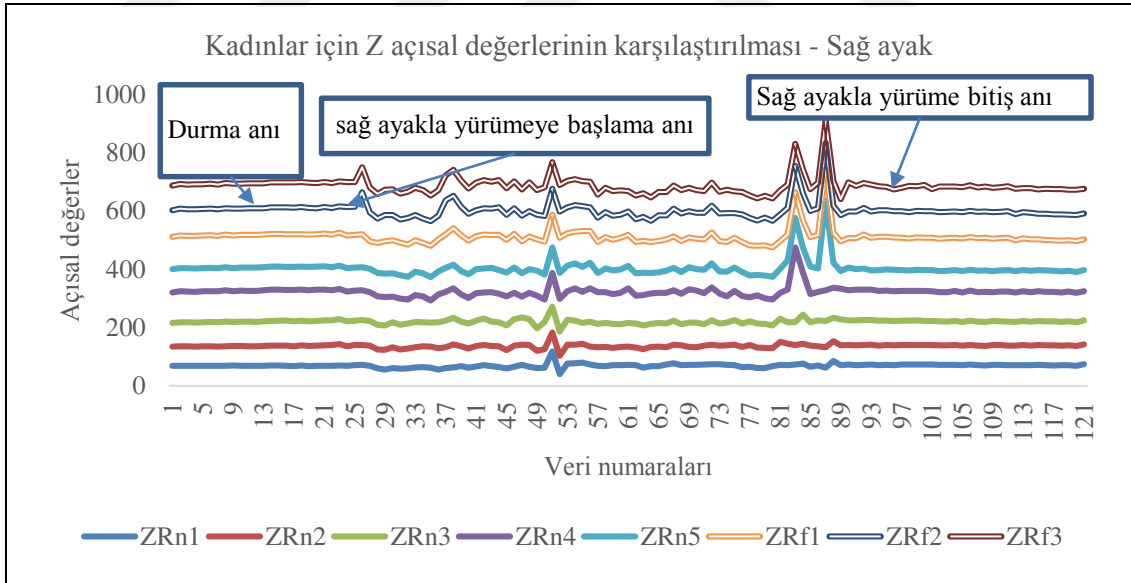
Grafik 3.1. Kadınların sağ ayak üzerindeki X açısal değerlerinin karşılaştırılması

Grafik 3.2'ye göre YRn, normal ayak tabanına sahip kadınların ayak üzerine yerleştirilen GY-521 jiroskop sensörü ile elde edilen Y açısal değerlerini, YRf ise düztaban ayağa sahip kadınların ayak üzerine yerleştirilen jiroskop sensörü ile elde edilen Y açısal değerlerini göstermektedir. Grafik 3.2'de kadınlar için sağ normal taban ayağın ve sağ düztaban ayağın Y eksenli açısal değerleri karşılaştırmalı olarak verilmiştir. Grafik 3.2'ye göre 5. saniye ve sonrasında elde edilen açısal veriler karşılaştırıldığında düztabanlı kadınların ayak tabanındaki düzensiz basınç dağılımı nedeniyle ayakta beklerken tam anlamıyla sabit duruş sergileyemedikleri tespit edilmiştir. Ayrıca düztabanlı kadınların Y açısal değerleri normal ayak tabanına sahip kadınların Y açısal değerlerinden fazla olduğu tespit edilmiştir.



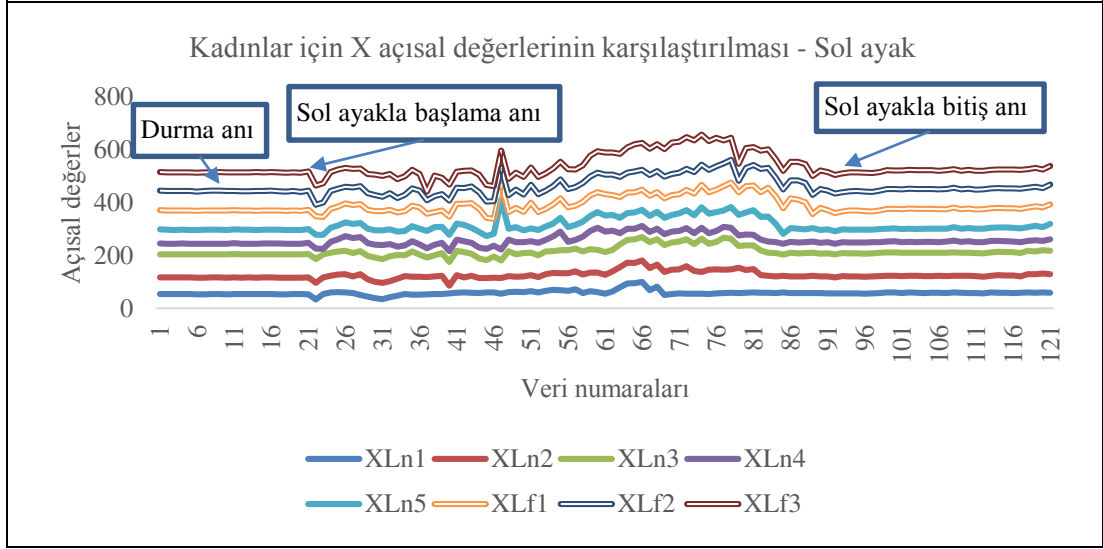
Grafik 3.2. Kadınların sağ ayak üzerindeki Y açısai değeriierinin karşılaştırılması

Grafik 3.3'te kadınlardan elde edilen sağ ayağın Z açısai ölçüm değeriiereri görülmektedir.



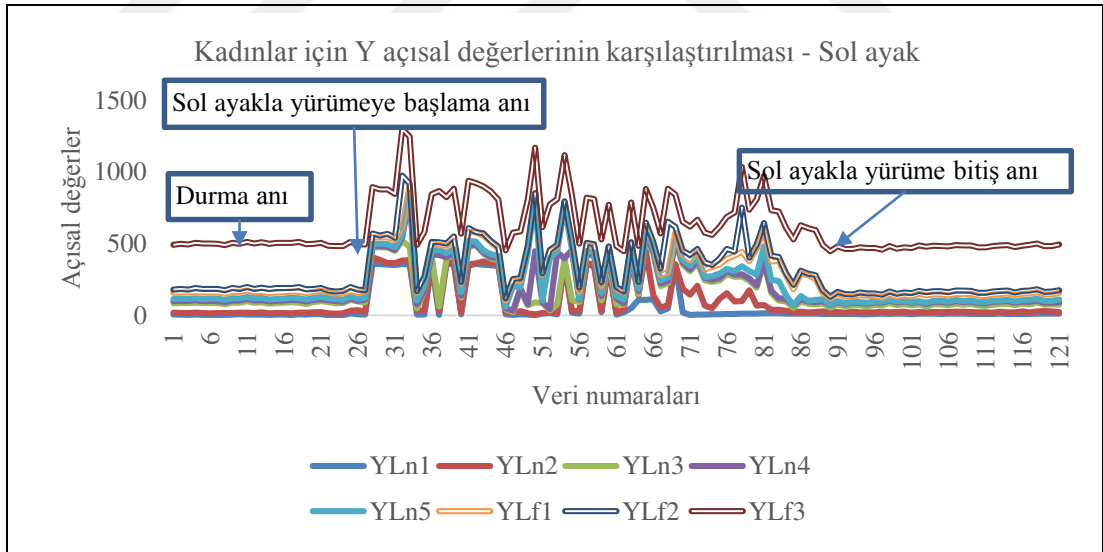
Grafik 3.3. Kadınların sağ ayak üzerindeki Z açısai değeriierinin karşılaştırılması

XLn normal taban ayağın X açısai değeriierini, XLf ise düztaban ayağın X açısai değeriierini göstermektedir. Grafik 3.4'te kadınlar için sol normal taban ayağın ve sol düztaban ayağın X açısai değeriiereri karşılaştırmalı olarak verilmiştir.



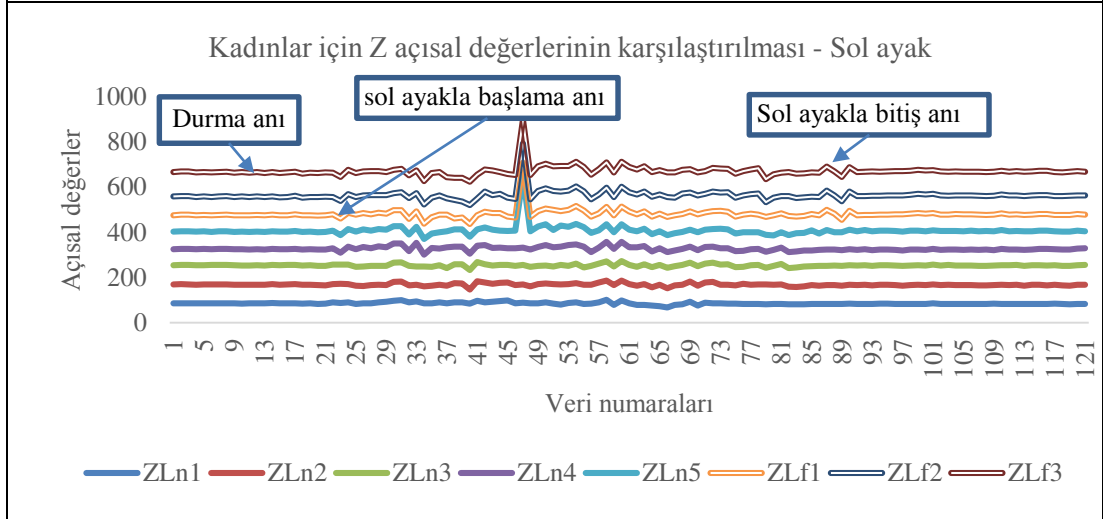
Grafik 3.4. Kadınların sol ayak üzerindeki X açısal değerlerinin karşılaştırılması

YLn normal taban ayağın Y açısal değerleri, YLf ise düztaban ayağın Y açısal değerlerini göstermektedir. Grafik 3.5'te kadınlar için sol normal taban ayağın ve sol düztaban ayağın Y açısal değerleri karşılaştırmalı olarak verilmiştir.



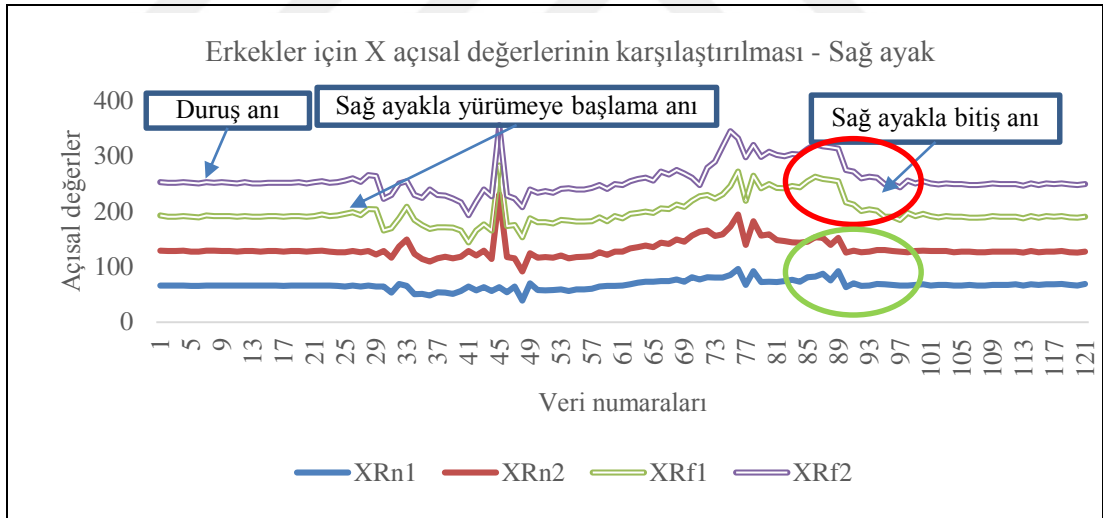
Grafik 3.5. Kadınların sol ayak üzerindeki Y açısal değerlerinin karşılaştırılması

ZLn normal taban ayağın Z açısal değerlerini, ZLf ise düztaban ayağın Z açısal değerlerini göstermektedir. Grafik 3.6'da kadınlar için sol normal taban ayağın ve sol düztaban ayağın Z açısal değerleri karşılaştırmalı olarak verilmiştir.



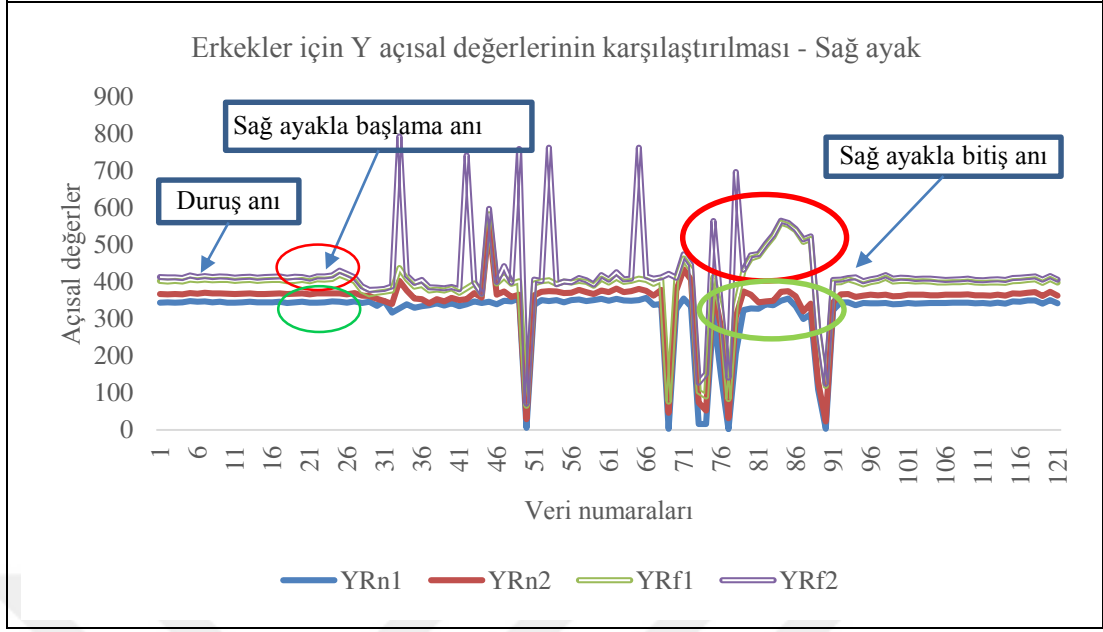
Grafik 3.6. Kadınların sol ayak üzerindeki Z açısai değeriinin karşılaştırılması

XRn normal taban ayağın X açısai değeriini, XRf ise düztaban ayağın X açısai değeriini göstermektedir. Grafik 3.7'de erkekler için sağ normal taban ayağın ve sağ düztaban ayağın X açısai değeri karşılaştırmalı olarak verilmiştir.



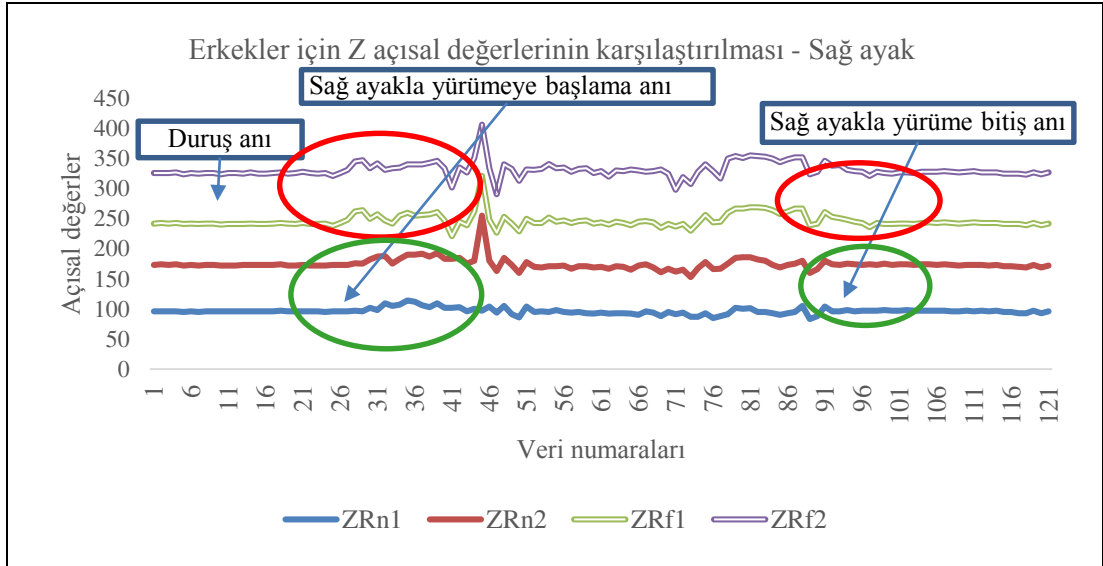
Grafik 3.7. Erkeklerin sağ ayak üzerindeki X açısai değeriinin karşılaştırılması

YRn normal taban ayağın Y açısai değeriini, YRf ise düztaban ayağın Y açısai değeriini göstermektedir. Grafik 3.8'de erkekler için sağ normal taban ayağın ve sağ düztaban ayağın Y açısai değeri karşılaştırmalı olarak verilmiştir.



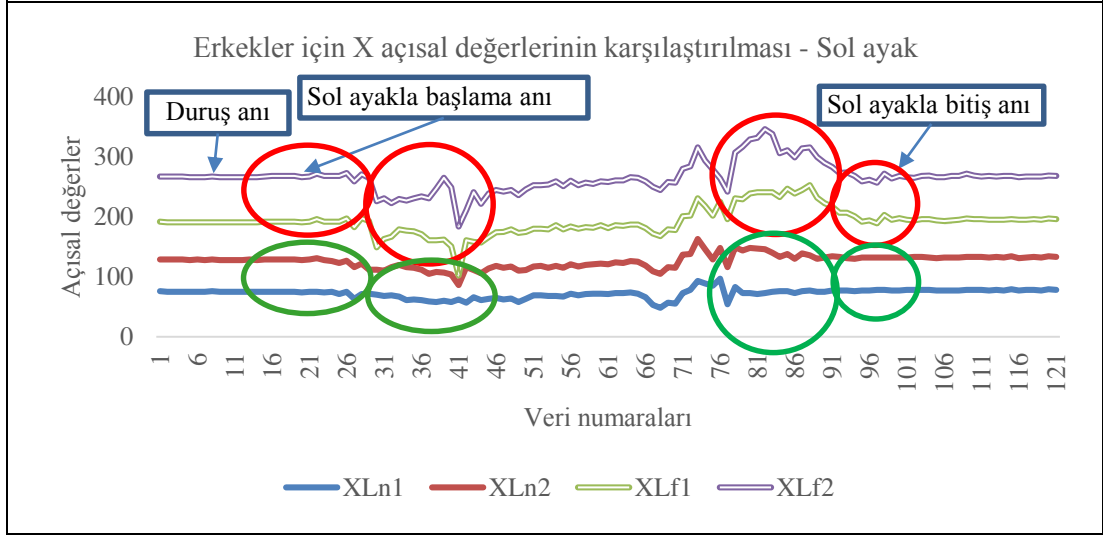
Grafik 3.8. Erkeklerin sağ ayak üzerindeki Y açısai değeriinin karşılaştırılması

ZRn normal taban ayağın Z açısai değeriini, ZRf ise düztaban ayağın Z açısai değeriini göstermektedir. Grafik 3.9'da erkekler için sağ normal taban ayağın ve sağ düztaban ayağın Z açısai değeri karşılaştırmalı olarak verilmiştir.



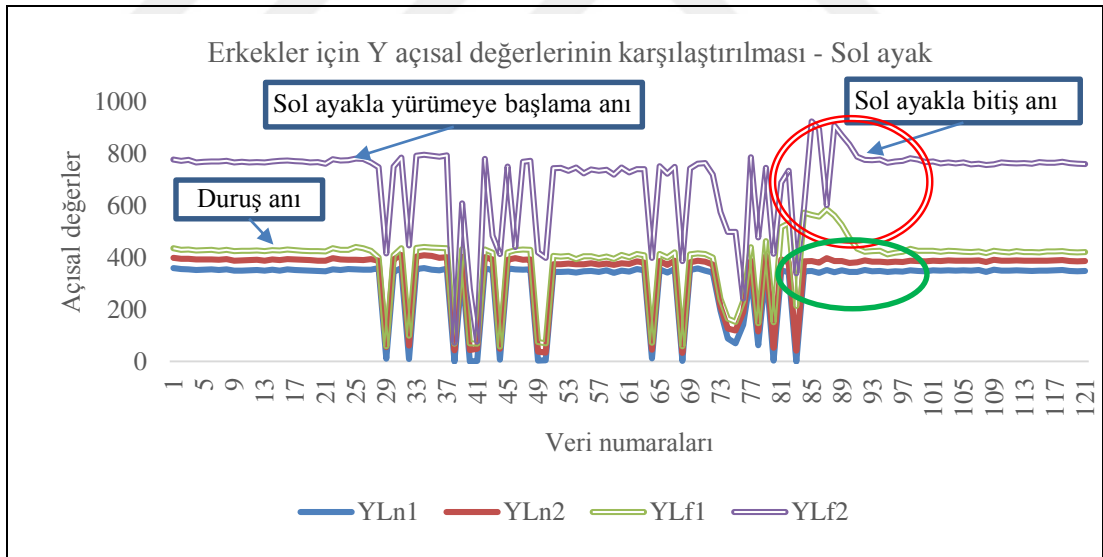
Grafik 3.9. Erkeklerin sağ ayak üzerindeki Z açısai değeriinin karşılaştırılması

XLn normal taban ayağın X açısai değeriini, XLf ise düztaban ayağın X açısai değeriini göstermektedir. Grafik 3.10'da erkekler için sol normal taban ayağın ve sol düztaban ayağın X açısai değeri karşılaştırmalı olarak verilmiştir.



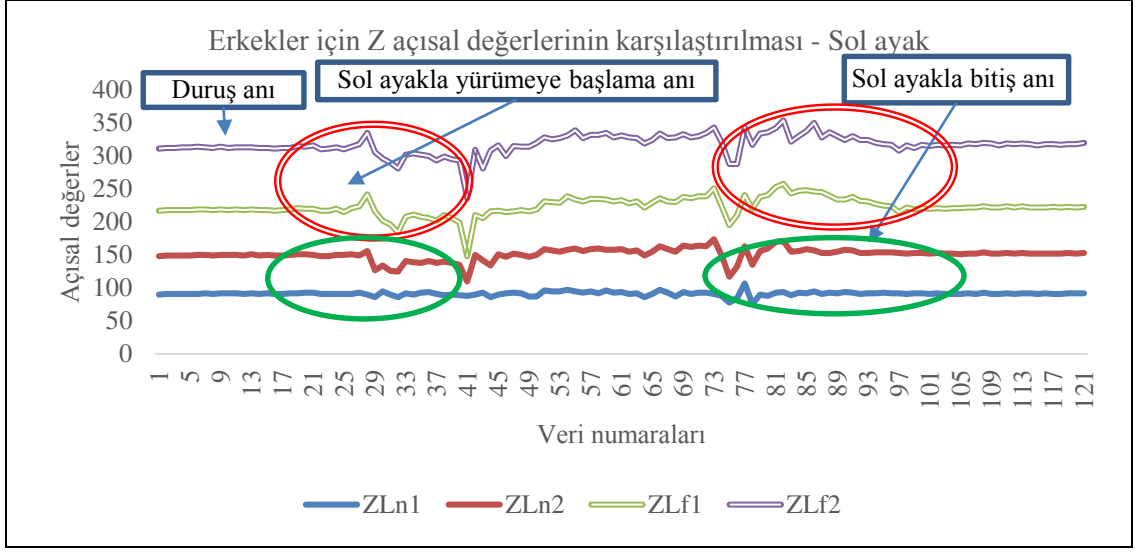
Grafik 3.10. Erkeklerin sol ayak üzerindeki X açısai değeriinin karşılaştırılması

YLn normal taban ayağın Y açısai değeriini, YLf ise düztaban ayağın Y açısai değeriini göstermektedir. Grafik 3.11'de erkekler için sol normal taban ayağın ve sol düztaban ayağın Y açısai değeri karşılaştırmalı olarak verilmiştir.



Grafik 3.11. Erkeklerin sol ayak üzerindeki Y açısai değeriinin karşılaştırılması

ZLn normal taban ayağın Z açısai değeriini, ZLf ise düztaban ayağın Z açısai değeriini göstermektedir. Grafik 3.12'de erkekler için sol normal taban ayağın ve sol düztaban ayağın Z açısai değeri karşılaştırmalı olarak verilmiştir.

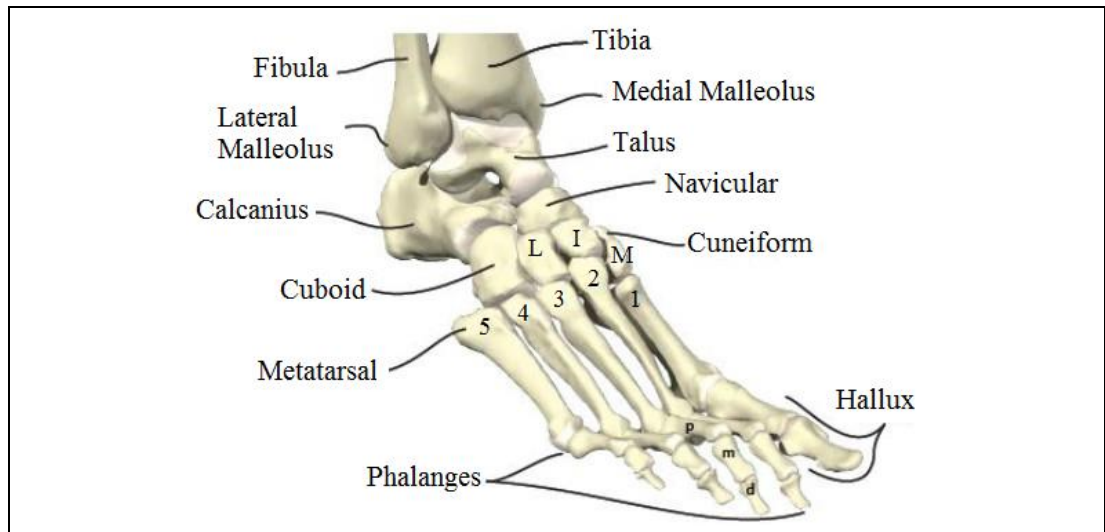


Grafik 3.12. Erkeklerin sol ayak üzerindeki Z açısı değerlerinin karşılaştırılması

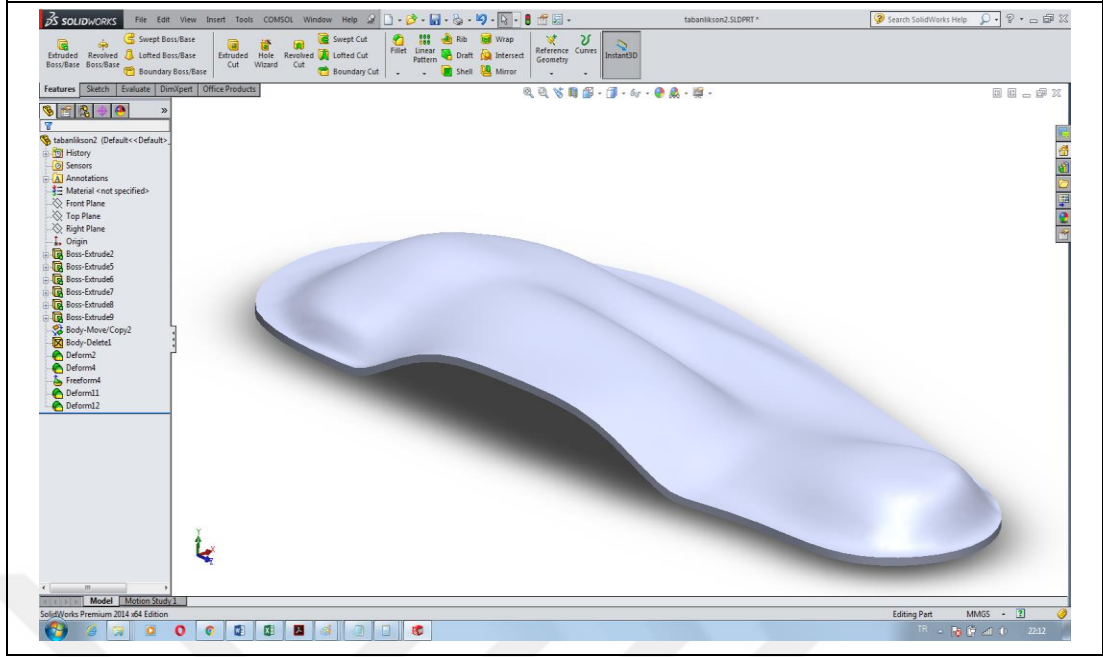
4. TARTIŞMA VE SONUÇ

Grafik 3.1-3.12'ye göre, yürüme başlangıç ve bitiş anlarındaki açısal değerlerin normal taban ayağın ölçüm değerlerinden daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Grafik 3.7-3.12'de oval çizgilerle belirtilen alanlarda düztaban ve normal ayak tabanı arasındaki farklar belirgin olarak görülmüştür. Ayrıca Grafik 13'te oval çizgi ile belirtilen alanda görüldüğü gibi ani açısal değişimler meydana geldiği ve bu açısal değişimlerin nedeni olarak düztabanlı kişilerin ayakta bir süre bekledikten sonra stabil bir duruş sergileyemedikleri tespit edilmiştir. Bunun nedeni olarak ayak tabanına uygulanan basınç dağılımının düzensiz olduğu sonucuna varılmıştır.

Basınç analizleriyle ilgili yapılan çalışmada kullanılan köpük malzemenin basınç üzerindeki etkisini ortaya koyan basınç verileri, ayak tabanı ile ayakkabı arasındaki tepe basıncını azaltmada tabanlık kullanımının ve tabanlık şeklinin etkili olduğu [51] görüşünü desteklemiştir. Yapılan ilk çalışma ile elde edilen basınç değerleri ve ikinci çalışmadan elde edilen açısal değişimler göz önünde bulundurulduğunda, ayak tabanına uygulanan basıncın düzenli dağılımını sağlamak, talusun (Şekil 4.1) açısal rotasyonu ile ayak boşluğuna uygulanan basıncı azaltmak ve düzleşmesini önlemek amacıyla Solidworks programı ile Şekil 4.2'teki yapı oluşturulmuştur.



Şekil 4.1. Ayağın anatomik yapısı [52]



Şekil 4.2. Ortopedik tabanlığın 3-Boyutlu tasarım şekli

Tablo 3.3'te belirtilen basınçların yüzde dağılım değerlerine bağlı olarak yapılan regresyon analizi sonucu Tablo 4.1'de verilmiştir. 1, 2, 3, 4 ve 5 numaralı ayak taban bölgelerinde oluşan basınç dağılım yüzdeleri sırasıyla b1, b2, b3, b4 ve b5 olarak Tablo 4.1'de verilmiştir. Vücut kitle indeksi (VKİ) de dahil olmak üzere basınç dağılım yüzdeleri farklı kombinasyonlar denenerek karşılaştırılmış ve aralarındaki ilişki belirlenmiştir. Tablo 4.1'de regresyon katsayısı (R^2) ve istatistiksel olarak anlamlılık düzeyi (P) değerleri verilmiştir.

Tablo 4.1. $VKİ$, b1, b2, b3, b4 ve b5 arasındaki ilişki

Bağımlı parametreler	Bağımsız parametreler	R^2	P
b1	b2	0,02	$P>0,05$
b1	b3	0,01	$P>0,05$
b1	b4	0,33	$P<0,05$
b1	b5	0,02	$P>0,05$
b2	b1	0,02	$P>0,05$
b2	b3	0,11	$P>0,05$
b2	b4	0,02	$P>0,05$
b2	b5	0,26	$P<0,05$
b3	b1	0,00	$P>0,05$
b3	b2	0,11	$P>0,05$
b3	b4	0,01	$P>0,05$
b3	b5	0,05	$P>0,05$
b4	b1	0,33	$P<0,05$
b4	b2	0,02	$P>0,05$
b4	b3	0,01	$P>0,05$

Tablo 4.1.'in devamı

Bağımlı parametreler	Bağımsız parametreler	R ²	P
b4	b5	0,16	P>0,05
b1	b2, b3	0,02	P>0,05
b1	b2, b4	0,39	P<0,05
b1	b2, b5	0,08	P>0,05
b1	b3, b4	0,34	P=0,05
b1	b3, b5	0,02	P>0,05
b1	b4, b5	0,50	P<0,05
b2	b1, b3	0,13	P>0,05
b2	b1, b4	0,11	P>0,05
b2	b1, b5	0,31	P>0,05
b2	b3, b4	0,15	P>0,05
b2	b3, b5	0,31	P>0,05
b2	b4, b5	0,42	P<0,05
b3	b1, b2	0,11	P>0,05
b3	b1, b4	0,02	P>0,05
b3	b1, b5	0,05	P>0,05
b3	b2, b4	0,14	P>0,05
b3	b2, b5	0,11	P>0,05
b3	b4, b5	0,05	P>0,05
b4	b1, b2	0,39	P<0,05
b4	b1, b3	0,35	P<0,05
b4	b1, b5	0,57	P<0,05
b4	b2, b3	0,06	P>0,05
b4	b2, b5	0,34	P>0,05
b4	b3, b5	0,16	P>0,05
b5	b1, b2	0,31	P>0,05
b5	b1, b3	0,07	P>0,05
b5	b1, b4	0,37	P<0,05
b5	b2, b3	0,26	P>0,05
b5	b2, b4	0,50	P<0,05
b5	b3, b4	0,19	P>0,05
b1	b2, b3, b4	0,43	P>0,05
b1	b2, b3, b5	0,09	P>0,05
b1	b2, b4, b5	0,94	P<0,05
b1	b3, b4, b5	0,50	P<0,05
b2	b1, b3, b4	0,26	P>0,05
b2	b1, b3, b5	0,36	P>0,05
b2	b1, b4, b5	0,93	P<0,05
b2	b3, b4, b5	0,48	P<0,05
b3	b1, b2, b4	0,19	P>0,05
b3	b1, b2, b5	0,12	P>0,05
b3	b1, b4, b5	0,05	P>0,05
b3	b2, b4, b5	0,14	P>0,05
b4	b1, b2, b3	0,45	P<0,05
b4	b1, b2, b5	0,96	P<0,05
b4	b1, b3, b5	0,57	P<0,05
b4	b2, b3, b5	0,36	P>0,05
b5	b1, b2, b3	0,31	P>0,05
b5	b1, b2, b4	0,95	P<0,05
b5	b1, b3, b4	0,39	P>0,05
b5	b2, b3, b4	0,50	P<0,05

Tablo 4.1.'in devamı

Bağımlı parametreler	Bağımsız parametreler	R ²	P
b1	b2, b3, b4, b5	1,00	P<0,05
b2	b1, b3, b4, b5	1,00	P<0,05
b3	b1, b2, b4, b5	1,00	P<0,05
b4	b1, b2, b3, b5	1,00	P<0,05
b5	b1, b2, b3, b4	1,00	P<0,05
b1	VKİ	0,00	p>0,05
b2	VKİ	0,03	p>0,05
b3	VKİ	0,17	p>0,05
b4	VKİ	0,13	p>0,05
b5	VKİ	0,06	p>0,05

Tablo 3.1'deki basınç değerlerine bağlı olarak yapılan regresyon analizi sonucu Tablo 4.2'de verilmiştir. 1, 2, 3, 4 ve 5 numaralı ayak taban bölgelerinde oluşan basınç değerleri sırasıyla B1, B2, B3, B4 ve B5 olarak Tablo 4.2'de verilmiştir. Vücut kitle indeksi (VKİ) de dahil olmak üzere basınç değerleri farklı kombinasyonlar denenerek karşılaştırılmış ve aralarındaki ilişki belirlenmiştir. Tablo 4.2'de regresyon katsayısı (R²) ve istatistiksel olarak anlamlılık düzeyi (P) değerleri verilmiştir.

Tablo 4.2. VKİ, B1, B2, B3, B4, B5 arasındaki ilişki

Bağımlı parametreler	Bağımsız parametreler	R ²	P
B1	B2	0,25	P<0,05
B1	B3	0,00	P>0,05
B1	B4	0,10	P>0,05
B1	B5	0,00	P>0,05
B2	B1	0,25	P<0,05
B2	B3	0,01	P>0,05
B2	B4	0,01	P>0,05
B2	B5	0,00	P>0,05
B3	B1	0,00	P>0,05
B3	B2	0,01	P>0,05
B3	B4	0,00	P>0,05
B3	B5	0,24	P<0,05
B4	B1	0,10	P>0,05
B4	B2	0,01	P>0,05
B4	B3	0,00	P>0,05
B4	B5	0,01	P>0,05
B1	B2, B3	0,25	P>0,05
B1	B2, B4	0,41	P<0,05
B1	B2, B5	0,25	P>0,05
B1	B3, B4	0,11	P>0,05
B1	B3, B5	0,00	P>0,05

Tablo 4.2. 'nin devamı

Bağımlı parametreler	Bağımsız parametreler	R ²	P
B1	B4, B5	0,10	P>0,05
B2	B1, B3	0,26	P>0,05
B2	B1, B4	0,35	P<0,05
B2	B1, B5	0,26	P>0,05
B2	B3, B4	0,03	P>0,05
B2	B3, B5	0,01	P>0,05
B2	B4, B5	0,02	P>0,05
B3	B1, B2	0,01	P>0,05
B3	B1, B4	0,00	P>0,05
B3	B1, B5	0,24	P>0,05
B3	B2, B4	0,01	P>0,05
B3	B2, B5	0,24	P>0,05
B3	B4, B5	0,24	P>0,05
B4	B1, B2	0,22	P>0,05
B4	B1, B3	0,11	P>0,05
B4	B1, B5	0,11	P>0,05
B4	B2, B3	0,01	P>0,05
B4	B2, B5	0,03	P>0,05
B4	B3, B5	0,01	P>0,05
B5	B1, B2	0,00	P>0,05
B5	B1, B3	0,24	P>0,05
B5	B1, B4	0,01	P>0,05
B5	B2, B3	0,24	P>0,05
B5	B2, B4	0,02	P>0,05
B5	B3, B4	0,25	P>0,05
B1	B2, B3, B4	0,41	P>0,05
B1	B2, B3, B5	0,25	P>0,05
B1	B2, B4, B5	0,42	P>0,05
B1	B3, B4, B5	0,11	P>0,05
B2	B1, B3, B4	0,36	P>0,05
B2	B1, B3, B5	0,26	P>0,05
B2	B1, B4, B5	0,36	P>0,05
B2	B3, B4, B5	0,03	P>0,05
B3	B1, B2, B4	0,01	P>0,05
B3	B1, B2, B5	0,24	P>0,05
B3	B1, B4, B5	0,25	P>0,05
B3	B2, B4, B5	0,25	P>0,05
B4	B1, B2, B3	0,22	P>0,05
B4	B1, B2, B5	0,24	P>0,05
B4	B1, B3, B5	0,12	P>0,05
B4	B2, B3, B5	0,02	P>0,05
B5	B1, B2, B3	0,24	P>0,05
B5	B1, B2, B4	0,02	P>0,05
B5	B1, B3, B4	0,25	P>0,05
B5	B2, B3, B4	0,25	P>0,05
B1	B2, B3, B4, B5	0,42	P>0,05
B2	B1, B3, B4, B5	0,36	P>0,05
B3	B1, B2, B4, B5	0,25	P>0,05
B4	B1, B2, B3, B5	0,24	P>0,05
B5	B1, B2, B3, B4	0,26	P>0,05
B1	VKİ	0,00	P>0,05

Tablo 4.2. 'nin devamı

Bağımlı parametreler	Bağımsız parametreler	R ²	P
B2	VKİ	0,06	P>0,05
B3	VKİ	0,15	P>0,05
B4	VKİ	0,27	P<0,05
B5	VKİ	0,00	P>0,05

Çalışmada çok sayıda basınç ölçümü yapılamadığı için analiz sonuçlarında hata oluşabilmektedir.

Açısal ölçümler için tasarlanan yazılım programının ve elektronik cihazın, düztaban ayağın ve normal taban ayağın mekanik özelliklerini ölçmek için uygun bir yöntem olduğu belirlenmiştir. Bu çalışma ile kişiye özel ayak tabanlığı üretiminde pratik çözümler sunulmuştur. Maliyeti düşük fakat işlevsel devre elemanları kullanımı, geliştirilebilir bir yazılım programının oluşturulması ve uygun ölçüm teknikleri kullanımı ile düztaban ve normal ayak tabanına sahip kişilerin duruş ve yürüyüş anında ayağın fiziksel ve mekaniksel davranışlarının incelenmesi ve analizi yönünden diğer çalışmalara katkı sunulmuştur. Yapılan çalışmalarda kullanılan malzemeler ve devre elemanları yaklaşık olarak 80 dolarlık bir maliyet oluşturmuştur.

Düztaban ve normal ayak tabanına sahip kişilerin ayaklarında meydana gelen mekaniksel hareketler bir jiroskop sensörü yardımıyla ölçülmüş ve elde edilen veriler Grafik 3.1-3.12 üzerinde bu sensörün X, Y ve Z açısal değişimleri karşılaştırılmıştır.

Daha sonraki çalışmalarda, daha hassas analizler için Arduino kartı yerine çalışma frekansı yüksek ve daha gelişmiş mikrodenetleyici elemanlar kullanılabilecektir.

KAYNAKLAR

- [1] Su, S., Mo, Z., Guo, J., & Fan, Y. (2017). The Effect of Arch Height and Material Hardness of Personalized Insole on Correction and Tissues of Flatfoot. *Journal of healthcare engineering*, 2017.
- [2] Evans, A. M., Nicholson, H., & Zakarias, N. (2009). The paediatric flat foot proforma (p-FFP): improved and abridged following a reproducibility study. *Journal of foot and ankle research*, 2(1), 25.
- [3] Lee, H. J., Lim, K. B., Yoo, J., Yoon, S. W., Yun, H. J., & Jeong, T. H. (2015). Effect of custom-molded foot orthoses on foot pain and balance in children with symptomatic flexible flat feet. *Annals of rehabilitation medicine*, 39(6), 905-913.
- [4] Fabry, G. (2010). Static, axial, and rotational deformities of the lower extremities in children. *European Journal of Pediatrics*, 169, 529-534.
- [5] Halabchi, F., Mazaheri, R., Mirshahi, M., & Abbasian, L. (2013). Pediatric flexible flatfoot; clinical aspects and algorithmic approach. *Iranian journal of pediatrics*, 23(3), 247.
- [6] Evans, A. M. (2011). The paediatric flat foot and general anthropometry in 140 Australian school children aged 7-10 years. *Journal of foot and ankle research*, 4(1), 12.
- [7] Kanatli, U., Yetkin, H., & Cila, E. (2001). Footprint and radiographic analysis of the feet. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 21(2), 225-228.
- [8] Harris, E. J., Vanore, J. V., Thomas, J. L., Kravitz, S. R., Mendelson, S. A., Mendicino, R. W., Silvani, S. H., Gassen, S. C. (2004). Diagnosis and treatment of pediatric flatfoot. *The Journal of foot and ankle surgery*, 43(6), 341-373.
- [9] Jafarnezhadgero, A. A., Shad, M. M., & Ferber, R. (2018). The effect of foot orthoses on joint moment asymmetry in male children with flexible flat feet. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 22(1), 83-89.
- [10] Ganea, D., Mereuta, E., Veresiu, S., Rus, M., & Amortila, V. (2017). Experimental tests for foot pressure analysis during orthostatic position and gait. *MATEC Web of Conferences*, 112, 08009, EDP Sciences.
- [11] Younger, A. S., Sawatzky, B., & Dryden, P. (2005). Radiographic assessment of adult flatfoot. *Foot & ankle international*, 26(10), 820-825.
- [12] Jung, S. L., Ki, B. K., Jin, O. J., Na, Y. K., & Sang, M. J. (2015). Correlation of Foot Posture Index with Plantar Pressure and Radiographic Measurements in Pediatric Flatfoot. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 39(1), 10-17.

- [13] Navarro, L. A., García, D. O., Villavicencio, E. A., Torres, M. A., Nakamura, O. K., Huamaní, R., & Yabar, L. F. (2010). Opto-electronic system for detection of flat foot by using estimation techniques: Study and approach of design. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*, 5768-5771, Argentina.
- [14] Ezema, C. I., Abaraogu, U. O., & Okafor, G. O. (2013). Flat foot and associated factors among primary school children: A cross-sectional study. *Hong Kong Physiotherapy Journal*, 20, 1-8.
- [15] Michelson, J. D., Durant, D. M., & McFarland, E. (2002). The injury risk associated with pes planus in athletes. *Foot and Ankle International*, 23, 629–633.
- [16] Twomeya, D. M., & McIntosh, A. S. (2012). The effects of low arched feet on lower limb gait kinematics in children. *The Foot*, 22, 60-65.
- [17] Bamberg, S. J., 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.
- [18] Sun, S. P., Chou, Y., & Sue, C. C. (2009). Classification and mass production technique for three-quarter shoe insoles using non-weight-bearing plantar shapes. *Applied Ergonomics*, 40(4), 630-635.
- [19] Shu, L., Hua, T., Wang, Y., Li, Q., Feng, D., & Tao, X. (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.
- [20] Putti, A. B., Arnold, G. P., & Abboud, R. J. (2010). Foot pressure differences in men and women. *Foot and Ankle Surgery*, 16(1), 21-24.
- [21] Healy, A., Burgess-Walker, P., Naemi, R., & Chockalingam, N. (2012). Repeatability of WalkinSense® in shoe pressure measurement system: A preliminary study. *The Foot*, 22(1), 35–39.
- [22] Wearing, S. C., Hills, A. P., Nuala, M. B., Hennig, E. M., & McDonald, M. (2004). The Arch Index: A Measure of Flat or Fat Feet?. *Foot & Ankle International*, 25(8), 575-581.
- [23] Hessert, M. J., Vyas, M., Leach, J., Hu, K., Lipsitz, L. A., & Novak, V. (2005). Foot pressure distribution during walking in young and old adults. *BMC geriatrics*, 5(1), 1-8.
- [24] Pfaffen, S., Sommer, P., Stocker, C., Wattenhofer, R., & Welten, S. (2011). Planipes: Mobile foot pressure analysis. *Proceedings of the First ACM Workshop on Mobile Systems, Applications, and Services for Healthcare*, 1-6, New York.

- [25] Benbasat, A. Y., Morris, S. J., & Paradiso, J. A. (2003). A wireless modular sensor architecture and its application in on-shoe gait analysis. *Sensors, 2003. Proceedings of IEEE*, 1086-1091, Canada.
- [26] Ahmad, A., Jaafar, R., Omar, A. R., Hasim, M., Ali, M. A., & Halim, I. (2012). Preliminary Investigations on the Reduction of Foot Pressure Measurement and Muscle Activity with Different Insole Materials. *Advanced Materials Research*, 576, 695-699.
- [27] Fong, D. T., Lam, M. H., Lao, M. L., Chan, C. W., Yung, P. S., Fung, K. Y., ... & Chan, K. M. (2008). Effect of medial arch-heel support in inserts on reducing ankle eversion: a biomechanics study. *Journal of orthopaedic surgery and research*, 3(1), 1-7.
- [28] Bellini, A., & Güçeri, S. (2003). Mechanical characterization of parts fabricated using fused deposition modeling. *Rapid Prototyping Journal*, 9(4), 252-264.
- [29] Davia-Aracil, M., Hinojo-Pérez, J. J., Jimeno-Morenilla, A., & Mora-Mora, H. (2018). 3D printing of functional anatomical insoles. *Computers in Industry*, 95, 38-53.
- [30] Yarwindran, M., Azwani Sa'aban, N., Ibrahim, M., & Periyasamy, R. (2016). Thermoplastic elastomer infill pattern impact on mechanical properties 3D printed customized orthotic insole. *ARPJ Journal of Engineering and Applied Sciences*, 11(10), 6519-6524.
- [31] Huang, C. N., Lee, M. Y., & Chang, C. C. (2011). Computer-aided design and manufacturing of customized insoles. *IEEE computer graphics and applications*, 31(2), 74-79.
- [32] Brodsky, J. W., Kourosh, S., Stills, M., & Mooney, V. (1988). Objective evaluation of insert material for diabetic and athletic footwear. *Foot & ankle*, 9(3), 111-116.
- [33] Garcia, A. C., Durá, J. V., Ramiro, J., Hoyos, J. V., & Vera, P. (1994). Dynamic study of insole materials simulating real loads. *Foot & ankle international*, 15(6), 311-323.
- [34] Cavanagh, P. R., Rodgers, M. M., & liboshi, A. (1987). Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing. *Foot & Ankle*, 7(5), 262-278.
- [35] Gardner Jr, L. I., Dziados, J. E., Jones, B. H., Brundage, J. F., Harris, J. M., Sullivan, R., & Gill, P. (1988). Prevention of lower extremity stress fractures: a controlled trial of a shock absorbent insole. *American journal of public health*, 78(12), 1563-1567.

- [36] Nyska, M., McCabe, C., Linge, K., Laing, P., & Klenerman, L. (1995). Effect of the shoe on plantar foot pressures. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 66(1), 53-56.
- [37] Abdul Razak, A. H., Zayegh, A., Begg, R. K., & Wahab, Y. (2012). Foot plantar pressure measurement system: A review. *Sensors*, 12(7), 9884-9912.
- [38] Gefen, A. (2007). Pressure-sensing devices for assessment of soft tissue loading under bony prominences: technological concepts and clinical utilization. *Wounds: a compendium of clinical research and practice*, 19(12), 350-362.
- [39] Urry, S. (1999). Plantar pressure-measurement sensors. *Measurement Science and Technology*, 10(1), 16-32.
- [40] Putnam, W., & Knapp, R. B. (1996). Input/data acquisition system design for human computer interfacing. *Unpublished Lecture Notes*, October, 17.
- [41] Kubínová, Š., & Šlégr, J. (2015). Physics demonstrations with the Arduino board. *Physics Education*, 50(4), 472-473.
- [42] Zachariadou, K., Yiasemides, K., & Trougkakos, N. (2012). A low-cost computer-controlled Arduino-based educational laboratory system for teaching the fundamentals of photovoltaic cells. *European Journal of Physics*, 33(6), 1599.
- [43] Vera, F., Rivera, R., & Ortíz, M. (2013). A simple experiment to measure the inverse square law of light in daylight conditions. *European Journal of Physics*, 35(1), 1-5.
- [44] Hernández, D., Trejo, H., & Ordoñez, E. (2015). Development of an exploration land robot using low-cost and Open Source platforms for educational purposes. *Journal of Physics: Conference Series*, 1-6, Mexico.
- [45] Barrett, S. F. (2012). Arduino Microcontroller: Processing for Everyone!. *Synthesis Lectures on Digital Circuits and Systems*, 7(2), 1-371.
- [46] Kosobutskyy, P., & Ferens, R. (2017). Statistical analysis of noise measurement system based on accelerometer-gyroscope GY-521 and Arduino platform. *Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics (CADSM)*, 2017 14th International Conference, 405-407, Ukraine.
- [47] Vostrukhin, A., Vakhtina, E., & Bondar, S. (2017). Using Assembler for microcontroller study on Arduino-based platform. *Proceedings of the 16th International Scientific Conference "Engineering for Rural Development"*, 16, 581-587, Latvia.
- [48] Hjort, A., & Holmberg, M. (2015). Measuring mechanical vibrations using Arduino as a slave I/O to an EPICS control system, 1-24.

- [49] Alexander, I. J., Chao, E. Y., & Johnson, K. A. (1990). The assessment of dynamic foot-to-ground contact forces and plantar pressure distribution: a review of the evolution of current techniques and clinical applications. *Foot & ankle*, 11(3), 152-167.
- [50] Franco, A. H. (1987). Pes cavus and pes planus: analyses and treatment. *Physical Therapy*, 67(5), 688-694.
- [51] Guo, J. C., Wang, L. Z., Chen, W., Du, C. F., Mo, Z. J., & Fan, Y. B. (2016). Parametric study of orthopedic insole of valgus foot on partial foot amputation. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 19(8), 894-900.
- [52] Molenbroek, J. F., Fleuren, M., & Rensink, G. K. (2013). From SML-XL to mass customization. Case study: External ankle sprain protection with Exo-L. *Proceedings of the 4th International conference on 3D body scanning technologies*, 173-181.

EKLER

EK 1	Basınç Analiz Kodları
EK 2	Arduino RF Verici Kodları
EK 3	Arduino RF Alıcı Kodları
EK 4	Microsoft Visual Studio C# Kodları

EK 1 Basınç Analiz Kodları

```
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
LiquidCrystal_I2C lcd(0x3f, 16, 2);
int deger;

void setup() {
  lcd.init();
  lcd.backlight();
  Serial.begin(9600);
}

void loop() {
  deger = analogRead(A2);
  Serial.println(deger);
  lcd.clear();
  lcd.setCursor(0, 0);
  lcd.print("P= " + String(deger));
  delay(200);
}
```

EK 2 Arduino RF Verici Kodları

```
#include <VirtualWire.h>
#include<Wire.h>

const int MPU_adres = 0x68;
int16_t AcX, AcY, AcZ, GyX, GyY, GyZ;
int minVal = 265;
int maxVal = 402;
int x, y, z;

struct {
  int x1;
  int y1;
  int z1;
} DATA;

void setup() {
  //gyro settings
  Wire.begin();
  Wire.beginTransmission(MPU_adres);
  Wire.write(0x6B);
  Wire.write(0);
  Wire.endTransmission(true);
  //Transmitter settings
  vw_set_ptt_inverted(true);
  vw_set_tx_pin(12);
  vw_setup(4000);
  Serial.begin(9600);
}

void loop() {
  Wire.beginTransmission(MPU_adres);
  Wire.write(0x3B);
  Wire.endTransmission(false);
  Wire.requestFrom(MPU_adres, 14, true);
  AcX = Wire.read() << 8 | Wire.read();
  AcY = Wire.read() << 8 | Wire.read();
  AcZ = Wire.read() << 8 | Wire.read();

  int xAng = map(AcX, minVal, maxVal, -90, 90);
  int yAng = map(AcY, minVal, maxVal, -90, 90);
  int zAng = map(AcZ, minVal, maxVal, -90, 90);

  x = RAD_TO_DEG * (atan2(-yAng, -zAng) + PI);
  y = RAD_TO_DEG * (atan2(-xAng, -zAng) + PI);
  z = RAD_TO_DEG * (atan2(-yAng, -xAng) + PI);

  mesaj(x, y, z);
}
```

EK 2'nin devamı

```
void mesaj(int xx, int yy, int zz) {  
    String msg[3];  
    DATA.x1 = xx;  
    DATA.y1 = yy;  
    DATA.z1 = zz;  
  
    vw_send((uint8_t*)&DATA, sizeof(DATA));  
    vw_wait_tx();  
    Serial.print("x: "); Serial.print(xx);  
    Serial.print(" y: "); Serial.print(yy);  
    Serial.print(" z: "); Serial.print(zz);  
    Serial.println("");  
    delay(16);  
}
```

EK 3 Arduino RF Alıcı Kodları

```
#include <VirtualWire.h>
struct DATA {
    int x1;
    int y1;
    int z1;
};
struct DATA *DataIn;
void setup() {

    Serial.begin(9600);
    vw_set_ptt_inverted(true);
    vw_set_rx_pin(6);
    vw_setup(4000);
    vw_rx_start();
}

void loop() {

    uint8_t buf[VW_MAX_MESSAGE_LEN];
    uint8_t buflen = VW_MAX_MESSAGE_LEN;
    if (vw_get_message(buf, &buflen))
    {
        DataIn = (struct DATA*)buf;
        Serial.print("x");
        Serial.print(DataIn->x1);
        Serial.print("y");
        Serial.print(DataIn->y1);
        Serial.print("z");
        Serial.println(DataIn->z1);
    }
}
```

EK 4 Microsoft Visual Studio C# Kodları

```
using System;
using System.Collections.Generic;
using System.ComponentModel;
using System.Data;
using System.Drawing;
using System.IO.Ports;
using System.Linq;
using System.Text;
using System.Threading.Tasks;
using System.Windows.Forms;
using System.Timers;
using System.Windows.Forms.DataVisualization.Charting;
using Microsoft.Office.Interop.Excel;

namespace gyroxyz
{
    public partial class Form1 : Form
    {
        public int timer = 0;
        public int count = 120;
        public double pitch, roll, yaw, xc;
        public bool start = false;
        public int x, y, z;
        public int j = 0;
        public string foot = "Right Foot";
        public string foottype = "Flatfoot";
        public Form1()
        {
            InitializeComponent();
        }

        private void Form1_Load(object sender, EventArgs e)
        {
            var ports = SerialPort.GetPortNames();
            comboBox1.DataSource = ports;
            cinsiyet.SelectedIndex = 0;
            yas.SelectedIndex = 0;
            button1.BackColor = Color.SpringGreen;
        }

        private void serialPort1_DataReceived(object sender, SerialDataReceivedEventArgs e)
        {
            string line = serialPort1.ReadLine();
            this.BeginInvoke(new LineReceivedEvent(LineReceived), line);
        }

        private delegate void LineReceivedEvent(string line);
        private void LineReceived(string line)
```

EK 4'ün devamı

```
{
    //What to do with the received line here
    if (serialPort1.IsOpen)
        this.Text = "Connected: " + comboBox1.Text;
    listBox1.Items.Add(line);
    x = Convert.ToInt16(line.Substring(line.IndexOf("x") + 1, line.IndexOf("y") -
line.IndexOf("x") - 1));
    y = Convert.ToInt16(line.Substring(line.IndexOf("y") + 1, line.IndexOf("z") -
line.IndexOf("y") - 1));
    z = Convert.ToInt16(line.Substring(line.IndexOf("z") + 1, line.Length -
line.IndexOf("z") - 1));

    11.Items.Add(x.ToString());
    12.Items.Add(y.ToString());
    13.Items.Add(z.ToString());

    chart1.ChartAreas[0].AxisX.Maximum = count;
    chart1.ChartAreas[0].AxisX.Minimum = 0;
    if (start == true)
    {
        if (line.Length > 6) //controlling if there is pitch roll way value
        {
            chart1.Series[0].Points.AddXY(j, x);
            chart1.Series[1].Points.AddXY(j, y);
            chart1.Series[2].Points.AddXY(j, z);

            if (j <= count)
            {
                if (rf.Checked)
                    foot = "Right Foot";
                else
                    foot = "Left Foot";
                if (ff.Checked)
                    foottype = "Flatfoot";
                else
                    foottype = "Non-Flatfoot";
                d1.Rows.Add(j, foottype, foot, kilo.Text, boy.Text, yas.Text, cinsiyet.Text, x, y, z);
            }

            if (listBox1.Items.Count >= 10)
            {
                listBox1.Items.Clear();
                11.Items.Clear();
                12.Items.Clear();
                13.Items.Clear();
            }
        }
    }
}
```

EK 4'ün devamı

```
        if (j < count)
            j += 1;
        else
        {
            start = false;
        }
    }
}

private void button1_Click_1(object sender, EventArgs e)
{
    if (!serialPort1.IsOpen)
    {
        serialPort1.PortName = comboBox1.SelectedItem.ToString();
        serialPort1.Open();
        button1.Text = "Stop Connection";
        button1.BackColor = Color.Red;
        timer1.Enabled = true;
    }
    else
    {
        serialPort1.Close();
        var ports = SerialPort.GetPortNames();
        comboBox1.DataSource = ports;
        button1.Text = "Start Connection";
        button1.BackColor = Color.SpringGreen;
        this.Text = "No Connection";
    }
}

private void button3_Click(object sender, EventArgs e)
{
    d1.Rows.Clear();
    j = 0;

    chart1.Series[0].Points.Clear();
    chart1.Series[1].Points.Clear();
    chart1.Series[2].Points.Clear();
    start = true;
}
```

EK 4'ün devamı

```
private void kilo_KeyPress(object sender, KeyPressEventArgs e)
{
    if (!char.IsDigit(e.KeyChar) && !char.IsControl(e.KeyChar))
    {
        e.Handled = true;
        if (e.KeyChar == ',')
        {
            e.Handled = false;
        }
    }
}

private void button4_Click(object sender, EventArgs e)
{
    progressBar1.Value = 0;
    lbl_transfer.Text = "";

    progressBar1.Minimum = 0;
    progressBar1.Maximum = d1.RowCount * d1.ColumnCount;

    Microsoft.Office.Interop.Excel.Application excel = new
Microsoft.Office.Interop.Excel.Application();
    excel.Visible = true;
    object Missing = Type.Missing;
    Workbook workbook = excel.Workbooks.Add(Missing);
    Worksheet sheet1 = (Worksheet)workbook.Sheets[1];
    int StartCol = 1;
    int StartRow = 1;
    for (int j = 0; j < d1.Columns.Count; j++)
    {
        Range myRange = (Range)sheet1.Cells[StartRow, StartCol + j];
        myRange.Value2 = d1.Columns[j].HeaderText;
    }
    StartRow++;
    for (int i = 0; i < d1.Rows.Count; i++)
    {
        for (int j = 0; j < d1.Columns.Count; j++)
        {
            Range myRange = (Range)sheet1.Cells[StartRow + i, StartCol + j];
            myRange.Value2 = d1[j, i].Value == null ? "" : d1[j, i].Value;
            myRange.Select();
            progressBar1.Value += 1;
            double value = progressBar1.Value;
            double pmax = progressBar1.Maximum;
            lbl_transfer.Text = Convert.ToString( Math.Floor((value / pmax) * 100)) + "%
Completed";
```

EK 4'ün devamı

```
    }  
    }  
    lbl_transfer.Text += " . It is OK";  
    }  
}  
  
private void timer1_Tick(object sender, EventArgs e)  
{  
    timer += 1;  
    label10.Text = timer.ToString();  
    if (timer > 4) {  
        timer1.Enabled = false;  
        button3.PerformClick();  
        timer = 0;  
    }  
}  
  
private void button2_Click(object sender, EventArgs e)  
{  
    timer = 0;  
    timer1.Enabled = true;  
}  
}  
}
```

ÖZGEÇMİŞ

Ad ve Soyad : Salih ÖZKAN
Doğum yeri ve tarihi : Antalya-Kaş, 1984
Medeni hali : Evli
Yabancı diller : İngilizce
E-posta : salih84ozkan@gmail.com



Eğitim Durumu

Yüksek lisans : Kastamonu Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü,
Malzeme Bilimi ve Mühendisliği (2015-2018)
Lisans : Kastamonu Üniversitesi, Mühendislik ve Mimarlık
Fakültesi, Bilgisayar Mühendisliği (2016- Devam)
Lisans : Süleyman Demirel Üniversitesi, Teknik Eğitim Fakültesi,
Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi, Bilgisayar ve Kontrol
Öğretmenliği (2005-2010)

Mesleki Deneyim

İş alanı : Kastamonu Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı
(Kısmi zamanlı çalışma-2016)
İş alanı : Proekip Teknoloji (İnsansız hava araçları imalat-Teknik
Servis (2016-2017) (Kastamonu)
İş alanı : Orma A.Ş (2009-2010) (Stajyer) (Isparta)

Yayınları

1. Özkan, S., Şen, B., & Akyol, K. (2018). Sahte Plaka Tespiti İçin Araç Takip Simülasyonu. *AB2018 Akademik Bilişim Konferansı*, 40, Karabük.