DÜZCE ÜNİVERSİTESİ | LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

ERGONOMİK VE YÜKSEK ÇÖZÜNÜRLÜKLÜ AYAKKABI İÇİ PLANTAR BASINÇ ÖLÇÜM SİSTEMİNİN GELİŞTİRİLMESİ

FATİH MERT ÇELEBİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
DOÇ. DR. ENGİN NAS

İKİNCİ DANIŞMAN
ÖĞR. GÖR. DR. SABRİ UZUNER

DÜZCE, 2024

T.C.
DÜZCE ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

ERGONOMİK VE YÜKSEK ÇÖZÜNÜRLÜKLÜ AYAKKABI İÇİ PLANTAR BASINÇ ÖLÇÜM SİSTEMİNİN GELİŞTİRİLMESİ

Fatih Mert Çelebi tarafından hazırlanan tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından Düzce Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalı'nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Engin NAS

Düzce Üniversitesi

Eş Danışman

Öğr. Gör. Dr. Sabri UZUNER

Düzce Üniversitesi

Jüri Üyeleri

Doç. Dr. Engin NAS
Düzce Üniversitesi _____

Öğr. Gör. Dr. İkrime ORKAN UÇAR
Düzce Üniversitesi _____

Dr. Öğr. Üyesi Erman ZURNACI
Kastamonu Üniversitesi _____

Tez Savunma Tarihi: 20/05/2024

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

20 Mayıs 2024

Fatih Mert Çelebi

TEŞEKKÜR

Yüksek Lisans öğrenimimde ve bu tezin hazırlanmasında gösterdiği her türlü destek ve yardımdan dolayı çok değerli hocam Doç. Dr. Engin Nas'a en içten dileklerimle teşekkür ederim.

Tez çalışmam boyunca değerli katkılarını esirgemeyen eş danışmanım Öğr. Gör. Dr. Sabri Uzuner'e de desteğinden dolayı şükranlarımı sunarım.

Bu çalışma boyunca yardımlarını ve desteklerini esirgemeyen sevgili aileme ve çalışma arkadaşlarıma sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

20 Mayıs 2024 **Fatih Mert ÇELEBİ**

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ŞEKİL LİSTESİ viii
ÇİZELGE LİSTESİ x
KISALTMALAR xi
SİMGELER xii
ÖZET xiii
ABSTRACT xiv
1. GİRİŞ 1
1.1. PROBLEM 1
1.2. AMAÇ 2
1.3. AYAK BİLEĞİ ANATOMİSİ 2
1.3.1. Ayak Bileği Eklem Yapısı 3
1.3.1.1. Subtalar Eklem 3
1.3.1.2. Talokrural Eklem (Tibiotalar Eklem) 4
1.3.1.3. Distal Tibiofibular Eklem 4
1.3.1.4. Midtarsal Eklem (Transverse Tarsal Eklem) 4
1.3.1.5. Tarsometatarsal Eklem 4
1.3.2. Ayak Bileği Ligamentleri 5
1.3.2.1. Lateral Kollateral Ligamentler 6
1.3.2.2. Medial Kollateral Ligamentler 6
1.3.2.3. Sindesmoz Ligament Kompleksi 6
1.3.3. Ayak Arklar 7
1.3.3.1. Medial Longitudinal Ark (MLA) 7
1.3.3.2. Lateral Longitudinal Ark (LLA) 7
1.3.3.3. Transvers Ark 8
1.3.4. Ayak Bileği Kas Yapıları 8
1.3.4.1. Ekstrinsik Kas Grubu 9
1.3.4.2. İntrinsik Kas Grubu 9
1.3.5. Ayak Bileği Biyomekaniği 10
1.3.5.1. Normal Ayak Biyomekaniği 11
1.3.5.2. Yürüme Biyomekaniği 11
1.4. DİZ EKLEMİ ANATOMİSİ 11
1.4.1. Diz Eklemindeki Kemik Yapıları 12
1.4.1.1. Femur 12
1.4.1.2. Patella 13
1.4.1.3. Tibia 13
1.4.1.4. Fibula 13
1.4.2. Diz Eklemindeki Ligamentler 14
1.4.2.1. Patellar Ligament 14
1.4.2.2. Medial Collateral Ligament (MCL) 15
1.4.2.3. Lateral Collateral Ligament (LCL) 15
1.4.2.4. Ligamentum Popliteum Obliquum 16
1.4.2.5. Arcuatum 16
1.4.2.6. Anterior Curciate Ligament (ACL) 16
1.4.2.7. Posterior Curciate Ligament (PCL) 17
1.4.3. Diz Eklemindeki Menisküsler 17
1.4.3.1. Medial Menisküs 18

1.4.3.2. Lateral Menisküs *18*
1.4.4. Diz Eklemindeki Kas Yapıları **18**
1.4.4.1. Rectus Femoris Kası *19*
1.4.4.2. Vastus Lateralis *19*
1.4.4.3. Vastus Medialis *20*
1.4.4.4. Vastus Intermedius *20*
1.4.4.5. Semitendinosus *21*
1.4.4.6. Semimembranosus *21*
1.4.4.7. Biceps Femoris *22*
1.4.4.8. Tensor Fasya Latae *22*
1.4.4.9. Popliteus *23*
1.4.4.10. Gracialis *23*
1.4.4.11. Sartorius *23*
1.4.4.12. Gastrocnemius *23*
1.4.5. Diz Eklemi Biyomekaniği **24**
1.5. KALÇA EKLEMİ ANATOMİSİ **25**
1.5.1. Kemik Yapısı **25**
1.5.1.1. Pelvis *26*
1.5.1.2. İlium *26*
1.5.1.3. İschium *27*
1.5.1.4. Pubis *27*
1.5.1.5. Acetabulum *27*
1.5.2. Kalça Eklemi Ligamentleri **27**
1.5.2.1. İliofemoral Ligament *28*
1.5.2.2. Pupofemoral Ligament *29*
1.5.2.3. İschiocapsular Ligament *29*
1.5.2.4. Ligamentum Teres Femoris *29*
1.5.3. Kas Yapısı **30**
1.5.3.1. Gluteus Maximus *30*
1.5.3.2. Gluteus Medius *31*
1.5.3.3. Gluteus Minimus *31*
1.5.3.4. İliopsoas *31*
1.5.3.5. Psoas Major *32*
1.5.3.6. Psoas Minör *32*
1.5.3.7. Pectineus *32*
1.5.3.8. İliacus *32*
1.5.3.9. Obturator Externus *33*
1.5.3.10. Priformis *33*
1.5.3.11. Superior Gemellus *33*
1.5.3.12. İnferior Gemellus *34*
1.5.3.13. Obturator İnternus *34*
1.5.3.14. Quadratus Femoris *34*
1.5.3.15. Adductor Longus *35*
1.5.3.16. Adductor Brevis *35*
1.5.3.17. Adductor Magnus *35*
1.5.4. Kapsül Yapısı **35**
1.5.4.1. Bağ Dokusu Tabakası *36*
1.5.4.2. Sinoviyal Membran *36*
1.5.5. Kalça Eklemi Biyomekaniği **36**
1.6. LİTERATÜR TARAMASI **37**
2. MATERYAL VE YÖNTEM **40**
2.1. MALZEME VE EKİPMAN **40**
2.1.1. Arduino Mega **40**
2.1.2. Velostat Naylon **41**
2.1.3. 128x32 OLED Ekran **43**
2.1.4. CD4051 Multiplexer **44**

2.1.5. Bakır Bant **46**
2.1.6. Direnç **47**
2.1.6.1. SMD Dirençler *48*
2.1.6.2. THT Dirençler *50*
2.1.6.3. Sıra Dirençler *51*
2.1.7. Emaye Kaplı Bakır Tel **52**
2.2. YÖNTEM **53**
2.2.1. Tasarım **54**
2.2.1.1. Asetat Kesimi *54*
2.2.1.2. Bakır Bant Dizilimi *54*
2.2.1.3. Velostat Naylon Dizilimi *55*
2.2.1.4. Kesişim Noktalarının Belirlenmesi *56*
2.2.2. Elektronik **58**
2.2.2.1. Emaye Kaplı Bakır Tel Bağlantısı *58*
2.2.2.2. Devre Şeması *59*
2.2.2.3. Elektronik Devre Kartının Lehimlemesi *61*
2.2.2.4. Arduino Mega Bağlantısının Yapılması *62*
2.2.3. Yazılım **63**
2.2.3.1. Veri Okuma *63*
2.2.3.2. Veri İşleme *63*
2.2.3.3. Veri Görüntüleme *63*
3. SONUÇ ve tartışma **65**
3.1. LİTERATÜRDEKİ PROTOTİP ÖRNEKLERİ **67**
3.1.1. Shu ve Ark. **67**
3.1.2. Saito ve Ark. **68**
3.1.3. Praet ve Louwerens **68**
3.1.4. Chen ve Ark. **69**
3.1.5. Bamberg ve Ark. **69**
3.1.6. Pappas ve Ark. **70**
3.1.7. Healy ve Ark. **70**
4. KAYNAKLAR **72**
ÖZGEÇMİŞ **90**

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 1.1. Ayak Bileği Ekleminin Serbestlik Derecesi [36]. 3
Şekil 1.2. Ayak bileği lateral ve medial ligamentleri [49]. 5
Şekil 1.3. Ayak Arkları [49]. 7
Şekil 1.4. Ayak Bileği Kas Yapıları [60]. 8
Şekil 1.5. Diz Eklemi Kemik Yapısı [80]. 12
Şekil 1.6. Diz Ekleminin Ligament Yapısı [87]. 14
Şekil 1.7. Menisküsün Kraniyal Görünümü [105]. 17
Şekil 1.8. Quadriseps Femoris Kas Yerleşimi [105]. 19
Şekil 1.9. Hamstring Kaslarının Yerleşimi [105]. 21
Şekil 1.10. Kalça Eklemindeki Kemik Yapıları [157]. 26
Şekil 1.11. Kalça Eklemi Ligament Yapısı [171]. 28
Şekil 1.12. Kalça Eklemi Kas Yapısı [177]. 30
Şekil 2.1. Arduino Mega [210]. 40
Şekil 2.2. Arduino Mega Üzerindeki Mikrodenetleyici Yapısı. 41
Şekil 2.3. Velostat Naylon. 42
Şekil 2.4. Velostat Naylon İç Yapısı. 42
Şekil 2.5. OLED Ekran. 43
Şekil 2.6. OLED Ekran İç Yapısı. 43
Şekil 2.7. CD4051 Pin Diyagramı. 45
Şekil 2.8. CD4051 İç Yapısı. 45
Şekil 2.9. Bakır Bant. 47
Şekil 2.10. Direncin Sembolik Gösterimi. 48
Şekil 2.11. SMD Dirençler. 49
Şekil 2.12. THT Dirençler. 50
Şekil 2.13. Sıra Direncin İç Yapısı. 51
Şekil 2.14. DIP Sıra Direnç. 52
Şekil 2.15. SMD Sıra Direnç. 52
Şekil 2.16. Emaye Kaplı Bakır Tel. 53
Şekil 2.17. Emaye Kaplı Bakır Telin İç Yapısı. 53
Şekil 2.18. Asetat Kesimi. 54
Şekil 2.19. a) Bakır Bant Üst Yüzey Dizilimi. b) Bakır Bant Alt Yüzey Dizilimi. c) Bakır Bant Sembolik Dizilimi 55
Şekil 2.20. Velostat Şeritlerin Üst Yüzey Dizilimi. 56
Şekil 2.21. Velostat Şeritlerin Alt Yüzey Dizilimi. 56
Şekil 2.22. Matris Sembolik Gösterim. 57
Şekil 2.23. Şerit Kesişim Noktaları. 57
Şekil 2.24. Detaylı Tabanlık Modeli. 58
Şekil 2.25. Emaye Kaplı Bakır Tel Bağlantısı. 58
Şekil 2.26. Bağlantıların Devreye Aktarımı. 59
Şekil 2.27. Devre Şeması. 60
Şekil 2.28. Elektronik Devre. 61
Şekil 2.29. Sembolik Gerilim Bölücü Devresi. 62
Şekil 2.30. Arduino Bağlantısı. 62
Şekil 2.31. Verilerin Seri Monitörde Gösterimi. 64
Şekil 3.1. Verilerin Microsoft Excel Dizilimi. 65
Şekil 3.2. Koşullu Biçimlendirme ile Verilerin Renklendirilmesi. 66

Şekil 3.3. Shu ve ark. geliştirmiş olduğu tabanlık prototipi [29]. 67
Şekil 3.4. Saito ve ark. geliştirmiş olduğu prototip [206]. 68
Şekil 3.5. Praet ve Louwerens'in geliştirmiş olduğu prototip [203]. 68
Şekil 3.6. Bamberg ve ark. geliştirmiş olduğu prototip [28]. 69
Şekil 3.7. Pappas ve ark. geliştirmiş olduğu prototip [204]. 70
Şekil 3.8. Healy ve ark. geliştirmiş olduğu prototip [27]. 70

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa No

Çizelge 1.1. Ayak bileği ekstrinsik ve intrinsik kas grupları [69]. 10
Çizelge 2.1. Arduino Mega Teknik Özellikleri [211]. 41
Çizelge 2.2. Velostat Naylon Özellikleri. 42
Çizelge 2.3. OLED Ekran Pin Açıklamaları. 43
Çizelge 2.4. OLED Ekran Teknik Özellikleri. 44
Çizelge 2.5. CD4051 Multiplexer Teknik Özellikleri. 45
Çizelge 2.6. CD4051 Pin Tanımlamaları. 46
Çizelge 2.7. CD4051 Çıkış Kontrol Diyagramı. 46
Çizelge 2.8. Bakır Bant Teknik Özellikleri. 47
Çizelge 2.9. SMD Dirençlerin Kılıf Özellikleri. 49
Çizelge 2.10. Direnç Değeri Hesaplama Tablosu. 51
Çizelge 2.11. Devre Kartının Arduino Mega ve Tabanlık Bağlantı Listesi. 60
Çizelge 3.1. Literatürdeki Çalışmaların Karşılaştırılması. 67

KISALTMALAR

ACL	Anterior Curciate Ligament
AITFL	Anterior Inferior Tibiofibular Ligament
AR	Arduino Mega
ATFL	Anterior Talofibular Ligament
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CFL	Calkaneofibular Ligament
DC	Direct Curciut (Doğru Akım)
DIP	Dual In-line Package (Çift Sıralı Paket)
DLM	Diskoid Lateral Menisküs
E	Entegre (CD4051)
EEPROM	Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory
GND	Ground (Topraklama)
ILFL	İliofemoral Ligament
I/O	Input/Output (Giriş/Çıkış)
I^2C	Inter-Integrated Circuit (Entegre devre)
LCL	Lateral Collateral Ligament
LLA	Lateral Longitudinal Ark
MCL	Medial Collateral Ligament
MLA	Medial Longitudinal Ark
OLED	Organic Light Emitting Diode (Organik Işık Yayan Diyot)
PCL	Posterior Curciate Ligament
PITFL	Posterior Inferior Tibiofibular Ligament
PTFL	Posterior Talofibular Ligament
PWM	Pulse-Width Modulation (Sinyal Genişlik Modülasyonu)
RF	Radyo Frekans
SMD	Surface Mount Device (Yüzey Montaj Eleman)
SPI	Serial Peripheral Interface (Seri Çevre Birimi Arayüzü)
TA	Tabanlığın Alt Katmanı
TFA	Tibiofemoral Mekanik Aks
THT	Through-Hole Technology (Delikten Geçen Teknoloji)
TÜ	Tabanlığın Üst Katmanı
UV	Ultra Viyole
VCC	Voltage Common Collector (Gerilim Ortak Kollektörü)
VDD	Voltage Drain to Drain (Pozitif Besleme Hattı)
VEE	Voltage, Emitter to Emitter (Negatif Besleme Hattı)
VI	Vastus Intermedius
VL	Vastus Lateralis
VM	Vastus Medialis
VML	Vastus Medialis Longus
VMO	Vastus Medialis Obliquus
VSS	Voltage Source of Source (Topraklama)

SİMGELER

°C	Santigrat derece
°F	Fahrenhayt derece
Ω	Ohm (Direnç)
A	Amper (Akım)
V	Volt (Gerilim)
cm	Santimetre
g	Gram
KB	Kilo Bayt
m	Metre
mA	Mili Amper
mm	Milimetre
ms	Mili saniye
MHz	Frekans
s	Saniye
us	Mikro saniye
W	Watt (Güç)

ÖZET

ERGONOMİK VE YÜKSEK ÇÖZÜNÜRLÜKLÜ AYAKKABI İÇİ PLANTAR BASINÇ ÖLÇÜM SİSTEMİNİN GELİŞTİRİLMESİ

Fatih Mert ÇELEBİ

Düzce Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı
Yüksek Lisans Tezi
Danışman: Doç. Dr. Engin NAS
Eş Danışman: Dr. Sabri UZUNER

Mayıs 2024, 89 sayfa

Bu çalışmada, plantar basınç dağılımını etkileyen ortopedik rahatsızlıkların teşhisi için düşük maliyetli, uzman gereksinimi olmayan ve ayakkabı içi plantar basınç ölçüm sistemi olarak kullanılabilecek plantar basınç ölçümü yapabilen akıllı tabanlık prototipi geliştirilmiştir. Asetat üzerine dizilen bakır bantlar ve velostat naylon şeritler sayesinde ince ve esnek bir tabanlık prototipi gerçekleştirilmiştir. Velostat naylonların basınca duyarlı olarak değişen iç dirençleri kullanılarak basit gerilim bölücü mantığı ile plantar basınç noktalarının analog verisi elektronik devre kartına aktarılmıştır. CD4051 entegreleri sayesinde 34 pin kullanılarak 421 noktanın analog basınç verisi Arduino Mega mikrodenetleyicisinin analog pinleri aracılığıyla okunmuştur. Tabanlık prototipi 100 kg ağırlığında, 43 numara ayağa sahip ve 185 cm boyunda bir birey üzerinde denenmiştir. Tabanlıktan okunan analog basınç verileri Microsoft Excel programında 32x30 boyutunda bir matrise dizilmiştir. Basınç değerlerinin büyüklüğüne göre renginin değişmesi için Excel programının koşullu biçimlendirme özelliği kullanılmıştır. İncelenen literatür doğrultusunda bu çalışmada gerçekleştirilen plantar basınç ölçümü yapabilen akıllı tabanlığın önceden yapılan çalışmalara göre yaklaşık 40 kat daha yüksek çözünürlükte olduğu görülmüştür. Bu tez çalışması gelecekte plantar basınç dağılımını etkileyen ortopedik rahatsızlıklara yönelik yapılacak olan çalışmalarda yardımcı bir kaynak olarak gösterilebilir.

Anahtar Sözcükler: Plantar Basınç, Ayakkabı İçi Sistem, Ortopedik Rahatsızlık, Velostat.

ABSTRACT

DEVELOPMENT OF ERGONOMIC AND HIGH RESOLUTION IN-SHOE PLANTAR PRESSURE MEASUREMENT SYSTEM

Fatih Mert ÇELEBİ
Düzce University
Graduate School, Department of Mechanical Engineering
Master's Thesis
Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Engin NAS
Co-Supervisor: Dr. Sabri UZUNER

May 2024, 89 pages

In this study, a smart insole prototype that can measure plantar pressure, is low-cost, does not require a specialist, and can be used as an in-shoe plantar pressure measurement system for the diagnosis of orthopedic disorders affecting plantar pressure distribution, was developed. A thin and flexible insole prototype was created thanks to copper tapes and velostat nylon strips arranged on acetate. Analog data of plantar pressure points were transferred to the electronic circuit board with a simple voltage divider logic by using the pressure-sensitive changing internal resistances of Velostat nylons. Thanks to CD4051 integrated circuits, analog pressure data of 421 points was read through the analog pins of the Arduino Mega microcontroller using 34 pins. The insole prototype was tested on an individual who weighed 100 kg, had a foot size of 43 and was 185 cm tall. Analog pressure data read from the insoles were arranged in a 32x30 matrix in the Microsoft Excel program. The conditional formatting feature of the Excel program was used to change the color of the pressure values according to their size. In line with the literature reviewed, it was observed that the smart insoles capable of measuring plantar pressure in this study had a resolution approximately 40 times higher than previous studies. This thesis study can be shown as a helpful resource in future studies on orthopedic disorders affecting plantar pressure distribution.

Keywords: Plantar Pressure, In Shoe System, Orthopedic Disorder, Velostat.

1. GİRİŞ

1.1. PROBLEM

Ayak ve diz sağlığı günlük yaşantıda her insan için büyük öneme sahiptir [1, 2]. Kalça bölgesinde, dizde ve ayak bölgesinde oluşan farklı türlerde ortopedik rahatsızlıklar bireylerin yaşam kalitesini doğrudan etkilemektedir [3]. X ışınlarındaki anatomik işaretlerin doğru tespiti hem insanlar hem de bilgisayarlar için zordur [4]. Bazı durumlarda, düz radyograflar, BT (Bilgisayarlı Tomografi) taramaları gibi ek görüntüleme teknikleri gerektiren ortopedik rahatsızlıkların net bir şekilde görselleştirilmesini sağlamayabilir [5]. Ayrıca ortopedik rahatsızlıkların teşhisinin maliyeti ve süresi dezavantajlara sebep olabilmektedir. Bu rahatsızlıkları değerlendirmek için yaygın olarak kullanılan geleneksel radyografide, iki boyutlu doğası ve çoklu düzlemlerdeki alt ekstremite deformitelerinin karmaşıklığı nedeniyle doğru sonuçlar elde etmek zorlaşmaktadır. Bu, hizalama, kemik torsiyonları ve hasta konumlandırması gibi faktörlere bağlı olarak ölçümlerde artan varyasyonlara yol açabilir [6]. Bunun yanı sıra ileri görüntüleme teknikleri daima uzman kontrolünde sağlanmaktadır.

Plantar basınç dağılımı, ayak tabanının basınç dağılımını temsil etmektedir. Plantar basınç, ortopedik rahatsızlıkları veya ayak anormalliklerini analiz etmek ve hastalığın ilerlemesini izlemek için kapsamlı istatistikler sağladığından dolayı ayak sağlığı için yüksek öneme sahiptir [7]. Bunun yanı sıra valgus ve varus deformiteleri alt ekstremitede oluşan açısal bozukluklar olduğundan [3, 8] dolayı plantar basınç dağılımına doğrudan etki etmektedir [9, 10]. İnsan ayağının mekanik yönünü hem statik hem de dinamik durumlarda anlamaya yardımcı olmaktadır. Plantar basınç ölçümünde kullanılan pedoborografi cihazları ile tespit süreci sağlık merkezlerinde uzman kontrolünde gerçekleşmektedir. Bu sebeple teşhis süreci uzamakta, maliyet artmakta ve hatta geç teşhis dolayısıyla hastalık ilerlemektedir [11].

Literatürde plantar basınç dağılımının ölçümü için temelde iki farklı yöntem izlendiği görülmüştür [12]. İlk yöntem uzman kontrolü gerektiren platform tabanlı yüksek hassasiyetli pedopowergraph [13], pedobarografi [14], pedobarogram [15], EMED–400 plantar basınç sistemi [16] vb. cihazlardır. Ancak, bu cihazların kullanımı genellikle

yüksek maliyetlidir ve bu durum, sağlık hizmetlerine erişimde eşitsizliklere neden olabilir [17, 18]. İkinci yöntem ise daha uygun maliyetli ve uzman gereksinimi olmayan ayakkabı içi sistemlerdir [19]. Bu sistemler platform tabanlı sistemlere göre daha düşük ölçüm hassasiyetine sahiptir [20, 21]. Ayakkabı içi sistemlerde genellikle hedef alınan bölgeler ayak tabanının 4 ana bölümü olan anterior, posterior, lateral ve medial bölgeleridir [22]. Bu sistemlerde genellikle kapasitif [23], resistif (dirençli) [24], piezoelektrik [25] ve piezodirençli [20] olmak üzere 4 farklı sensör çeşidi kullanılmaktadır. Ayakkabı içi plantar basınç ölçümüne yönelik yapılan çalışmalarda ayak tabanına dizilen sensör adedi 3–9 arasında değişmektedir [26-29]. Sensör sayısının az olması ise ayak tabanının ölçüm bölgelerini ve çözünürlüğünü düşürmektedir.

1.2. AMAÇ

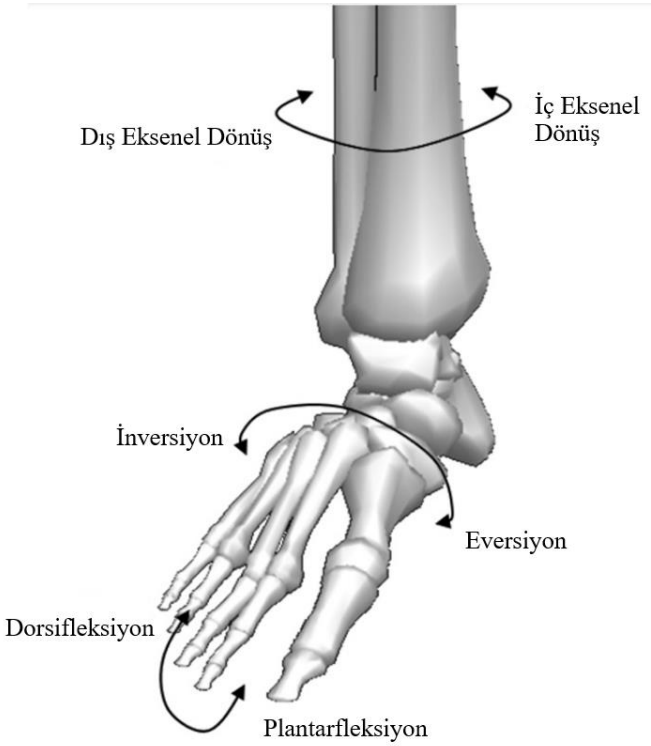
Bu çalışmanın amacı literatürdeki platform tabanlı plantar basınç ölçüm sistemleri kadar yüksek çözünürlüklü, ayakkabı içi plantar basınç ölçüm cihazları gibi kompakt yapıda yeni bir plantar basınç ölçüm cihazı önermektir. Gerçekleştirilen sistemde 0,4 mm kalınlığında esnek bir tabanlık tasarlanarak 421 noktadan plantar basınç ölçümü sağlanması hedeflenmektedir. Bu sayede mevcut ayakkabı içi plantar basınç ölçüm sistemlerine göre yaklaşık 40 kat daha yüksek çözünürlüklü ayakkabı içi plantar basınç ölçüm sistemi modeli gerçekleştirilecektir.

1.3. AYAK BİLEĞİ ANATOMİSİ

Ayak bileği, distal tibia, fibula ve superior talus tarafından oluşturulan karmaşık bir eklemdir. Oldukça uyumlu olmakla birlikte dorsifleksiyon ve plantarfleksiyon hareketleri üreten bimalleolar eksen olan yalnızca bir eksen boyunca harekete izin vermektedir [30]. Ayak bileği, tibiofibular sindesmozun bağları ile lateral ve medial kollateral bağlar dahil olmak üzere ligamentöz kompleksler tarafından desteklenmektedir [31]. Ön talofibular ligament, ayak bileğinin lateral tarafındaki ana stabilizatördür ve ayak bileği burkulmalarında sıklıkla yaralanmaktadır [32]. Ayak, arka ayak, orta ayak ve ön ayak bölgeleri ile 28 kemik, 33 eklem ve 112 bağdan oluşan karmaşık bir yapıdır [33]. Ayak, sert bir çerçeve ile harekete izin veren ve kas-tendinöz elemanları birleştiren yapılar arasında mekanik bir uzlaşma ile vücut ağırlığını desteklemek ve yürümeye izin verecek şekilde adapte olmaktadır [34].

1.3.1. Ayak Bileği Eklem Yapısı

Ayak bileği eklemi, ağırlık taşıma aktiviteleri sırasında yapı ve işlev arasında denge sağlayan kemik ve yumuşak doku yapıları ağından oluşmaktadır. Ayak bileği eklemi, alt ekstremite kemiklerinden biri olan tibia, fibula ve talus adı verilen ayak kemikleri arasında oluşan bir eklemdir. Bu eklem, özellikle ayak bileğinin stabilitesini sağlamak ve ayak bileği hareketlerini kontrol etmek için önemlidir [35].



Şekil 1.1. Ayak Bileği Ekleminin Serbestlik Derecesi [36].

1.3.1.1. Subtalar Eklem

Tarsal kemiklerin ikinci büyük olanı, subtalar eklemin hemen altında bulunan talustur. Subtalar ekleme, talus ile kalkaneus arasında yer alan, ligament yapılarıyla desteklenen iki eklem yüzeyine sahiptir: biri arka kısımda talokalkaneal, diğeri ise ön kısımda talokalkaneonaviküler. Talus ile kalkaneusun birbirini takip eden kavisli ve çukur yüzeyleri, eklemi dengede tutar. Subtalar eklemde gerçekleşen temel hareketler; pronasyon ve supinasyondur. Bu hareketler, talus ve kalkaneus arasındaki dönme hareketi olarak tanımlanır ve normal eklem hareket açıklığı 40° ile 60° arasında değişmektedir[37-39].

1.3.1.2. Talokrural Eklem (Tibiotalar Eklem)

Talokrural eklemler, alt bacak kemiklerini (tibia ve fibula) ve ayak fosilini (talus) içeren karmaşık bir anatomik yapıdır [40]. Ayak bileği hareketi ve stabilitesinde çok önemli bir rol oynamaktadır [41]. Talokrural eklem tibiotalar eklem olarak da adlandırılmaktadır. Talusun kubbe şeklinin tibial inferior yüzeye tam olarak oturması, vücudun ağırlığının alt bacak ve ayak üzerine iletilmesine yardımcı olmaktadır. Talokrural eklemde, hareketlerin çoğu öncelikle sagital düzlemde gerçekleşmektedir. Bu eklem ayrıca menteşe benzeri bir yapıya sahiptir ve hareketleri Şekil 1.1'de görüldüğü gibi genellikle dorsifleksiyon ve plantar fleksiyondur [42, 43].

1.3.1.3. Distal Tibiofibular Eklem

Distal tibiofibular eklemler, ayak bileği eklemlerinin stabilitesinde çok önemli bir rol oynayan fibroz bir eklemdir. Distal tibiofibular eklem, ön alt tibiofibular ligament, arka alt tibiofibular ligament ve interosseöz tibiofibular ligament olmak üzere üç ana ligament tarafından stabilize edilmektedir [44]. Distal tibiofibular eklem, fibulanın distal konveks yüzeyi ile tibianın distal konkav yüzeyi arasında yer almaktadır ve sindesmoz tipi bir eklem yapısına sahiptir. Distal fibulanın içi boş kısmına sindesmoz bağ kompleksi ile sıkı bağlantısı eklem stabilitesini sağlamaktadır. Aynı zamanda ayak bileği ile alt ekstremitenin uyumlu hareketine katkıda bulunmaktadır [42].

1.3.1.4. Midtarsal Eklem (Transverse Tarsal Eklem)

Transvers tarsal eklem olarak da bilinen midtarsal eklem, ayakta esneklik ve harekete izin veren çok önemli bir eklemdir. İnsan ayağının kemeri ile ilişkilidir ve yürüme performansında rol oynar. Midtarsal eklem hareketinde yer alan spesifik eklemler genellikle varsayılır, ancak nadiren doğrulanır. Yaygın olarak önerilen iki eklem, küboid ve naviküleri kalkaneus ve talustan ayıran "Chopart's Eklemi" ve tüm tarsometatarsal eklemlerin bir kombinasyonundan oluşan "Lisfranc Eklemi"dir [45]. Normal yürüyüş için hayati öneme sahip olan midtarsal eklem, kilitleme mekanizmasıyla işlevsel bir kompleks oluşturmakta, oluşturulan bu kompleks de bu eklem grubunun çeşitli görevleri yerine getirmesine olanak sağlamaktadır. Bu mekanizma, vücut ağırlığının ayağa aktarılması ve adım atma sırasında itme aşaması için önemli bir rol oynamaktadır [46].

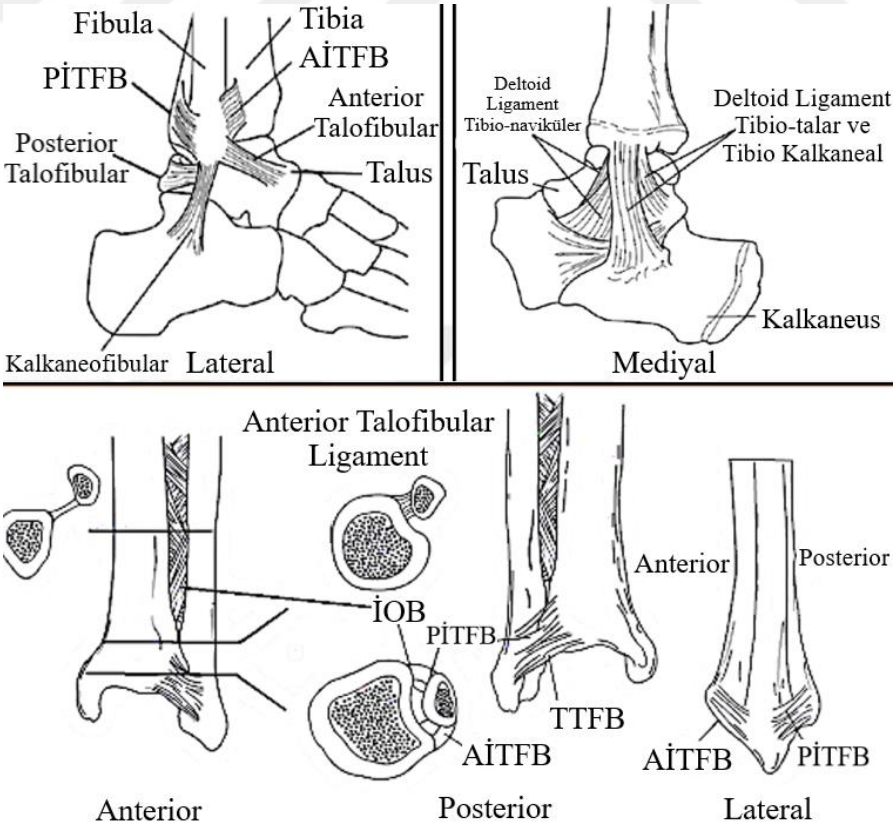
1.3.1.5. Tarsometatarsal Eklem

Tarsometatars (Lisfranc) eklem; kuneiform, metatarslar ve kuboid arasında bulunmaktadır. Eklemin 1'inci metatars, 2'nci metatars, 3'üncü metatars ve kuneiform

arasında yer alan bölümü hareket yeteneği az ve stabilite yeteneği yüksektir. Buna karşın eklemin kuboid, 4'üncü metatars ve 5'inci metatarslar arasındaki bölümü, ayağın zemin ile uyumunu sağlamak için daha yüksek hareket kabiliyetine sahiptir. Diğer ayak eklemleri olan metatarso–falangeal ve interfalangeal eklemler sinoviyal yapıda eklemlerdir [47].

1.3.2. Ayak Bileği Ligamentleri

Ayak bileği ligamentleri Şekil 1.2'de görüldüğü gibi 3 bölüme ayrılarak incelenmektedir; lateral kollateral ligamentler, medial kollateral ligament, sindesmoz ligament. Lateral kollateral ligament, posterior talofibular ligament (PTFL), kalkaneofibular ligament (CFL) ve anterior talofibular ligament (ATFL) olmak üzere 3 parçadan oluşmaktadır. Medial kollateral ligament deltoid ligament ismiyle de bilinen multifasiküler bir bağ kompleksidir [30]. Ayak bileği yaralanmalarının büyük bir bölümü lateral ligament kompleksini kapsamaktadır. Lateral ayak bileği spraini; %65 izole ATFL, %20 ATFL ve KFL beraber yaralanmaları olmakla birlikte, yaklaşık %85 oranındadır. PTFL yaralanması ise göz ardı edilebilecek kadar düşük ihtimal olarak görülmektedir. Sindesmoz ve medial ligament yaralanmaları %15'lik bölümü oluşturmaktadır [48].



Şekil 1.2. Ayak bileği lateral ve medial ligamentleri [49].

1.3.2.1. Lateral Kollateral Ligamentler

Lateral kollateral ligamentler ayak bileği ekleminde stabilite ve destek sağlayan önemli yapılardır. Araştırmalar, ayak bileğinin LCL'sinin fibulanın medial tarafında aynı ayak izini paylaştığını ve ön talofibular ligament inferior fasikül, kalkaneofibular ligament ve posterior talofibular ligament dahil olmak üzere hepsinin birbirine bağlı olduğunu göstermiştir [50]. LCL yaralanmaları, ön çapraz bağ grefti üzerindeki stres kuvvetlerini artırabilir ve başarısızlığa yol açabilir [51].

1.3.2.2. Medial Kollateral Ligamentler

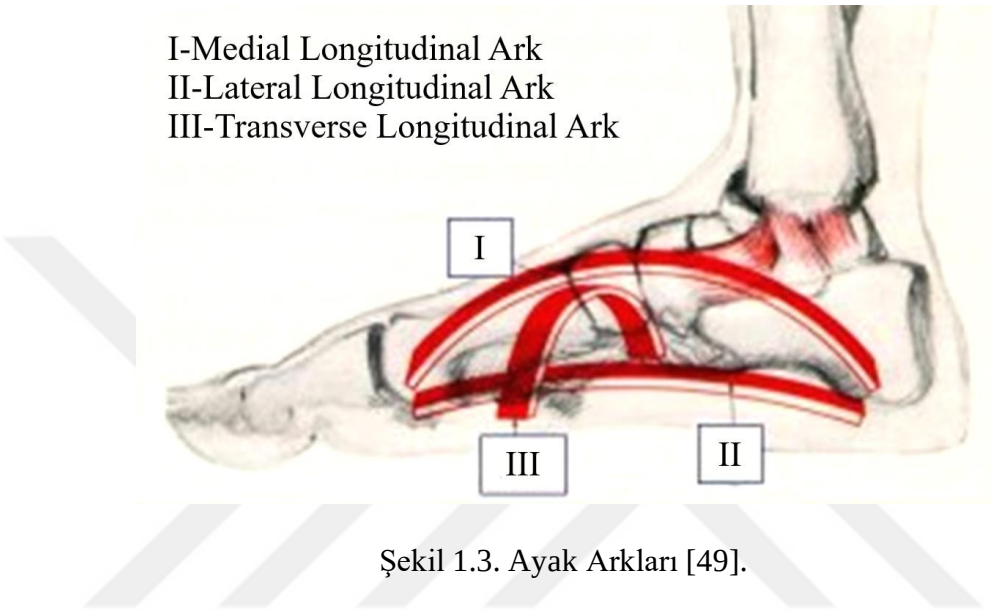
Medial kollateral ligamentler (MCL) diz eklemindeki medial tarafta stabilite sağlayan bağlardır. Medial malleolden başlayıp talus, kalkaneus ve naviküler kemiklere kadar uzanan, multifasiküler görüntüsünden dolayı delta şekline büründüğü için deltoid ligament olarak isimlendirilmektedir. Anatomik tanımı literatürde farklıklar gösterse de genellikle kabul gören 6 liften oluşan, iki katmana sahiptir [52]. Yüzeydeki katman lifleri, talusun ve medial malleolün yerinin sapmasına engel olurken; derindeki katman lifleri, talusun lateral translasyonunu önlemektedir. Deltoid ligament, ayak bileğinin öncelikli medial stabilizatörüdür; talusun valgus tiltine ve anterior translasyonuna engel olmaktadır. Ayrıca tibiotalokalkaneal eklem yapısına da stabilite sağlamaktadır [53].

1.3.2.3. Sindesmoz Ligament Kompleksi

Distal tibia ve fibulanın bağlantısını sağlar. Kompleks; posterior inferior tibiofibular ligamenti (PITFL), anterior inferior tibiofibular ligamenti (AITFL), inferior transvers ve interosseöz ligamenti barındırmaktadır. AITFL; tibia distal anterolateral ve anterior tüberkül yüzeylerinden başlayıp wagstaffe tüberkülüne birleşmekte ve fibular eksternal dönüşün öncelikli kısıtlayıcısıdır. PITFL, tibia distal posterior tüberkülden başlayıp fibula posterioruna birleşir ve fibulanın posterior translasyonunu kısıtlar. Interosseöz ligament, proksimal tibiofibular eklem hizasından başlar, distale kadar uzanarak proksimalde interosseöz membran ile birleşir ve fibulanın lateral translasyonunu sınırlar. Aynı zamanda interosseöz ligament, talokrural eklemde dorsifleksiyonda medial ve lateral malleol arasında meydana getirdiği küçük hareket ile yay görevini üstlenmektedir. Transvers ligament ise fibula ve tibianın ortasında distal ve posteriorda derinde transvers olarak bulunmakta ve posterior talar translasyonu engelleyerek stabiliteyi sağlamaktadır. Transvers ligament, posterior tibiofibular ligamentin uzvu olarak da kabul görmektedir [53, 54].

1.3.3. Ayak Arklar

Ayakta Şekil 1.3'te görüldüğü gibi, lateral longitudinal, medial longitudinal ve transvers ark olmak üzere üç adet ark bulunmaktadır. Ayak kemiklerinin yerleşim düzeni, ayak tabanı yüzeyinde arkın oluşmasına olanak tanımaktadır. Ark yapısı ayak kemikleri sayesinde şekil almaktadır. Aynı zamanda tendon ve ligamentler sayesinde desteklenerek hareket esnasında daha esnek bir taban oluşmasını sağlamaktadır.



Şekil 1.3. Ayak Arkları [49].

1.3.3.1. Medial Longitudinal Ark (MLA)

Ayaktaki üç arkın en yükseğidir ve hareket sırasında vücudu desteklemede çok önemli bir rol oynamaktadır. Ayağın ilk üç metatarsı, navikula, kuneiform, kalkenus ve talus kemikleri arasında uzanmaktadır. Ark; yürüme hareketi esnasında kısalıp–yükselen ve uzayıp–düzleşen yapısı sayesinde biriken mekanik enerji ayağın adım adımı sırasında güce dönüştürülmektedir. Bunun yanı sıra MLA, ayak türünün belirlenmesi açısından da önemlidir [55].

1.3.3.2. Lateral Longitudinal Ark (LLA)

Ayağın stabilize edilmesinde ve vücudu desteklemede rol oynamaktadır [49]. Ayak formuna katkı sağlayan esas ark olan MLA, arka ayak ve ön ayak arasında esnek bir bağlantı sağlamaktadır. Pes kavus ve pes planus gibi özellikle MLA'dan kaynaklanan problemler, deformiteler ve dizilim bozuklukları, sonuçta alt ekstremite kas ve eklemlerinin çalışmasını olumsuz etkilemektedir. Lateral longitudinal ark, metatarsal ve tarsal kemiklerin yanı sıra ayağın tendonları ve bağları tarafından oluşmaktadır [56]. Kalkenustan başlayarak, kuboid kemiğin uzantısında dördüncü ve beşinci metatarsa

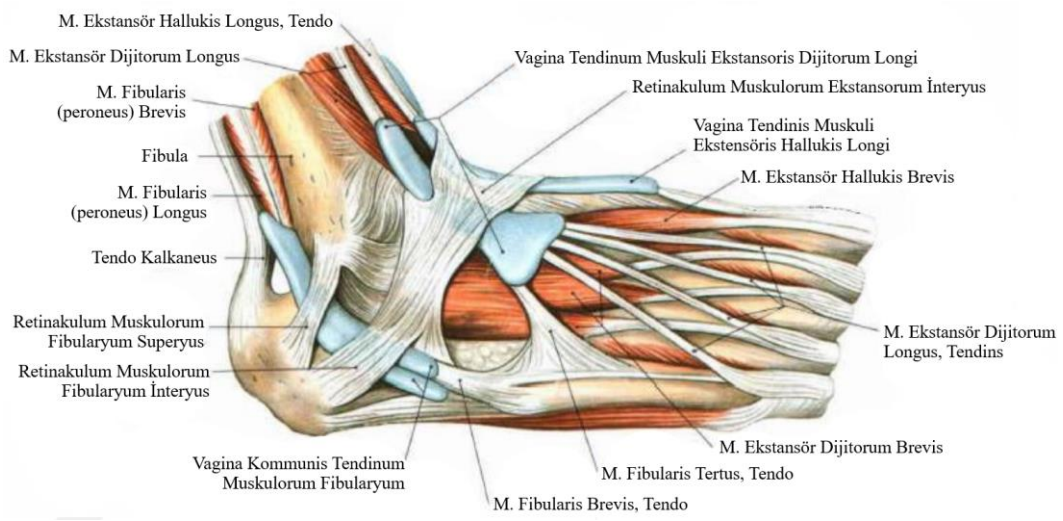
doğru uzanmaktadır. MLA'ya göre daha inferiordadır ve yük taşınma esnasında yerle yakın temasta bulunmaktadır.

1.3.3.3. Transvers Ark

İnsan ayağının mekanik işlevinde rol oynayan bir arktır. Anterior transvers ark 1'inci ve 5'inci metatars başlarının arka kısmında yer almaktadır, mid transvers ark küboid ile üç kuneiform kemik arasında oluşmakta, posterior transvers ark ise navikula ile küboid arasında bulunmaktadır. Ayağın genişliği boyunca uzanan kavisli bir şekil ile karakterizedir. Transvers ark, ayak boyunca uzanan longitudinal arktan farklıdır. Longitudinal ark kapsamlı bir şekilde incelenmiş olsa da transvers ark üzerinde sınırlı araştırma bulunmaktadır. Son çalışmalar, transvers arkın ayağın sertliğine ve elastik tepkisine katkıda bulunduğunu göstermektedir. Orta ayak bükülmesinde ve distal metatarsal bağların birleşmesinde rol oynadığı düşünülmektedir. Transvers ark, stresin dağıtılmasında ve ayağın mekanik işlevinde tekdüzeliğin korunmasında önemli bir rol oynayabilir [57, 58].

1.3.4. Ayak Bileği Kas Yapıları

Ayak bileği kas yapısı, bir dizi farklı kas grubunu içermektedir. Bu kaslar, ayak bileği eklemlerini stabilize etmek, hareket ettirmek ve dengeyi sağlamak için çalışmaktadır. Ayak bileğini etkileyen kaslar ekstrinsik ve intrinsik kaslar olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Çizelge 1.1'de görüldüğü gibi ekstrinsik kaslar ayak bileğine yüksek miktarda destek olurken, intrinsik kaslar ise ince ve hafif hareketlerde önem arz etmektedir [59].



Şekil 1.4. Ayak Bileği Kas Yapıları [60].

1.3.4.1. Ekstrinsik Kas Grubu

Ayak bağlamında, ana dış kaslar tibialis anterior, peroneals, gastrocnemius, tibialis posterior, soleus ve extensor digitorum longus'tur. Bu kaslar, koşma gibi aktiviteler sırasında ayak hareketini kontrol etmede rol oynar ve ayağın eversiyonu ve dorsifleksiyonunda rol oynamaktadır [61]. Ekstrinsik kas grubu anterior, lateral, posterior ve derin posterior grup olmak üzere 4 başlıkta incelenmektedir. Anterior bölümde; tibialis, ekstansör hallucis longus ve ekstansör digitorum longus yer almaktadır. Aynı zamanda peroneal sinir aracılığıyla uyarılmaktadır. Bu kısımdaki kas gruplarının öncelikli işlevi; yürüyüşün salınım aşaması esnasında ayağın eksantrik olarak zemine inmesini ve talokrural eklemde dorsifleksiyona olanak tanımasıdır. Lateral kısımda yer alan fibularis longus ve fibularis brevis yüzeysel peroneal sinir aracılığıyla uyarılmaktadır. Ayak ve ayak bileğinin salınımı süresince pronasyon hareketine destek olmaktadır. Posterior kısımda; gastroknemius, plantaris ve soleus bulunmaktadır. Derin posterior kısımda; fleksör digitorum longus, tibialis posterior, fleksör hallucis longus kasları bulunmaktadır. Aynı zamanda tüm posterior grup kasları tibial sinir aracılığıyla uyarılmaktadır [62].

1.3.4.2. İntrinsik Kas Grubu

Ayak anatomisindeki içsel kas grubu, ellerin ve ayakların derinliklerinde bulunan ve kesin hareketleri kontrol etmekten sorumlu olan kaslardan oluşur. Bu kaslar, müzik aleti çalma veya tırmanma gibi aktivitelerde çok önemli bir rol oynar. Atlarda, geyiklerde ve küçük Mısır jerboasında, bu içsel kaslar farklı şekilde evrimleşti veya tamamen ortadan kayboldu [63]. Ayak bileğinin içsel kas grubu, ayak fonksiyonu ve stabilitesinin çeşitli yönlerinde rol oynar. Abdüktör hallucis, abduktör digiti minimi, dorsal ve plantar interossei, flexor hallucis longus ve brevis ve tibialis posterior dahil olmak üzere bu kaslar, uzunlamasına kemer desteğine, dengesine ve ayak deformitelerinin kontrolüne katkıda bulunmaktadır [64, 65]. Döndürme ve kesme hareketleri sırasında orta ayak ve ön ayak elemanlarının göreceli konumunu düzenlerler. İkinci basamaklı pedal ekseninin aynı tarafındaki kaslar denge görevleri ve dönüş sırasında birlikte hareket etmektedir [66]. Dışsal kaslarla birlikte içsel ayak kaslarının güçlendirilmesi, zayıf ayak fleksörleri veya ayak patolojileri olan bireylerde stabiliteyi artırmaya ve fonksiyonel yönleri iyileştirmeye yardımcı olabilir [67].

Yük taşınması esnasında, metatars başları ve kalkenus arasındaki uzaklığın azalması,

intrinsik plantar kasların düzenli kasılması sayesinde sağlanır. Plantar kaslar ayrıca motor etkisiyle beraber ayak bileğinin düzenine de nöral olarak katkıda bulunmaktadır [68].

Çizelge 1.1. Ayak bileği ekstrinsik ve intrinsik kas grupları [69].

<table>
<tr><td colspan="4">Ekstrinsik Kas Grupları</td></tr>
<tr><td>Anterior Kompartman
Tibialis Anterior
Ekstensör Hallucis Longus
Ekstensör Digitorum Longus</td><td>Peroneal Sinir</td><td>Posterior Kompartman
Gastroknemius
Soleus
Plantaris</td><td>Tibial Sinir</td></tr>
<tr><td>Lateral Kompartman
Fibularis Longus
Fibularis Brevis</td><td>Yüzeysel Peroneal Sinir</td><td colspan="2">Derin Posterior Kompartman
Tibialis Posterior
Fleksör Hallucis Longus
Fleksör Digitorum Longus</td><td>Tibial Sinir</td></tr>
<tr><td colspan="4">İntrinsik Kas Grupları</td></tr>
<tr><td>Dorsal Yüzey</td><td colspan="2">Ekstensör Digitorum Brevis</td><td>Peroneal Sinir</td></tr>
<tr><td>Plantar Yüzey 1. Katman</td><td colspan="2">Abdüktör Hallucis Brevis
Fleksör Digitorum Brevis
Abdüktör Digiti Minimi</td><td>Tibial Sinir</td></tr>
<tr><td>Plantar Yüzey 2. Katman</td><td colspan="2">Kuadratus Plante
Lumbrikale</td><td>Tibial Sinir</td></tr>
<tr><td>Plantar Yüzey 3. Katman</td><td colspan="2">Fleksör Hallucis Brevis
Abdüktör Hallucis
Fleksör Digiti Minimi</td><td>Tibial Sinir</td></tr>
<tr><td>Plantar Yüzey 4. Katman</td><td colspan="2">Plantar İnterosseal
Dorsal İnterosseal</td><td>Tibial Sinir</td></tr>
</table>

1.3.5. Ayak Bileği Biyomekaniği

Ayak bileğinin biyomekaniğindeki en önemli faktörler arasında eklemin karmaşık anatomisi, stabilite sağlayan bağ sistemi ve yürüyüş gibi farklı yükleme senaryoları sırasında eklemin kinematiği bulunmaktadır [70]. Ek olarak, ayak bileği ve ilgili eklemlerin kapsamlı bir şekilde anlaşılması, doğru tanı, risk faktörlerinin belirlenmesi ve instabilite koşulları için uygun tedavi stratejilerinin seçilmesi için kritik öneme sahiptir [71]. Ayak bileği eklemi, ağırlık taşıma aktiviteleri sırasında yapı ve işlev arasında denge sağlamak için biyomekanik olarak birlikte çalışan kemik ve yumuşak doku yapıları

ağından oluşur [35]. Ayak bileğinin karmaşık hareketi üç düzlem veya eksen etrafındaki hareketleri içerir ve duruş ve yürüyüş gibi aktivitelerde kritik bir rol oynamaktadır [72].

1.3.5.1. Normal Ayak Biyomekaniği

Ayak bileği hareketleri üç eksende oluşmaktadır. Bu eksen hareketleri genellikle subtalar ve talokrural eklemlerin hareketini birlikte oluşturmaktadır. Sagital düzlemde meydana gelen ayak bileği ekleminin ana hareketi, dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketleridir. Yaklaşık olarak dorsifleksiyon hareketi 15°–20° iken, plantar fleksiyon ise 45°–55° aralığında bulunmaktadır.

Ayak bileğinin düzlemi, medial ve lateral malleollerin ortasından geçmektedir. Dorsifleksiyon hareketi oluşurken, fibulanın posteromediale doğru yönelerek dışa dönüş hareketinden önce, proksimale doğru hareket eder. Dorsifleksiyondan plantar fleksiyona geçiş sırasında, talus ve malleolün eklem yapılarının birleşimi konumunu korur. Plantar fleksiyonda fibula distal yönünde hareket alır ve anteromediale doğru dönerek içe yönelir. Talusun anterior-superior yüzünün, posterior yüzüne göre daha büyük oluşu dorsifleksiyon esnasında birleşme yüzeyini artırır [42].

1.3.5.2. Yürüme Biyomekaniği

Ayak yapısının vücut ağırlığını taşıma görevinde, fibula distali 1/6, tibia distali ise 5/6 görev üstlenmesi aracılığı ile gerçekleşmektedir. Ayak bileği eklem bütünü; güçlü kemik ve bağ kombinesi sayesinde beden yükünün yürüme esnasında 1,5 katına, koşu esnasında ise 8 katına varan taşıma sınırına sahiptir [54]. Yürüme aktivitesindeki duruş aşamasında yük yere aktarılmaktadır ve topuk teması ile başlayıp parmağın kalkışıyla son bulur. Ayak tabanının zemine ilk teması esnasında ayağın bilek dorsifleksörleri ayak tabanının yere düzgün temasına olanak tanıyabilmek için eksantrik kasılarak dorsifleksiyon gücü oluşturmaktadır. Bu sırada diz eklemi tam ekstansiyondadır. Tibia internale dönüş yapar. Subtalar, talonaviküler, kalkaneoküboid üçlü eklem kompleksi valgus konumuna hareket alırken, tibiotalar eklem bünyesinde plantar fleksiyon meydana gelmektedir [73].

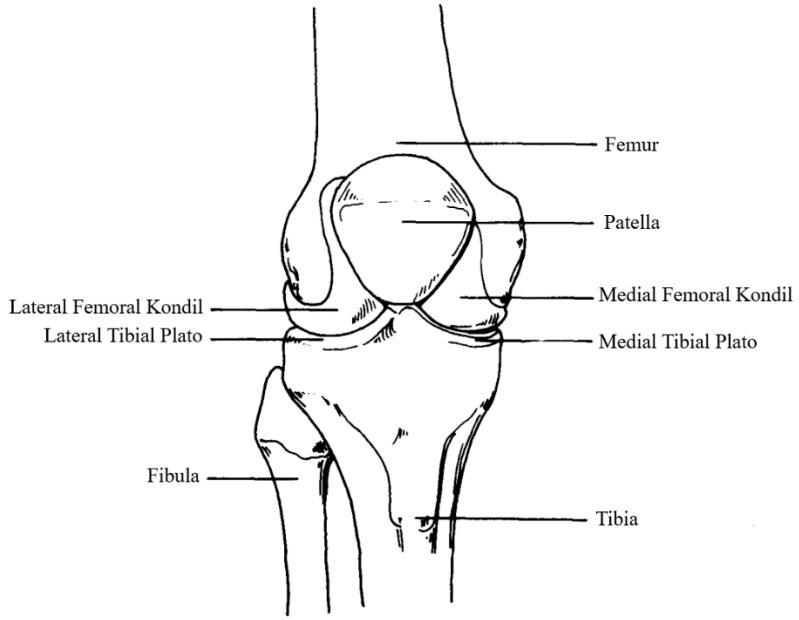
1.4. DİZ EKLEMİ ANATOMİSİ

Diz eklemi, altı serbestlik derecesine sahip trochoginglimoid bir eklemdir. Çeviriler ön–arka, medial–lateral ve proksimal–distal eksenlerde meydana gelirken, rotasyonlar fleksiyon–ekstansiyon, iç–dış rotasyon ve abdüksiyon-addüksiyondan oluşmaktadır [74].

Diz eklemi, ligamentler, tendonlar ve kapsüler yapılarla birbirine bağlanan femur, tibia, fibula ve patella gibi kemik yapılarından oluşmaktadır [75]. Eklem femoral ve popliteal arterin dallarından kan verilir ve sinir dağılımı femoral, tibial, ortak peroneal ve obturator sinirlerin dalları tarafından sağlanmaktadır [76]. Femurun tibial eklem yüzeyine karşı yuvarlanma ve kayma hareketini sergiler ve maksimum fleksiyonu sağlar. Ek olarak, patellofemoral eklem hareketi patella ile femoral troklea arasındaki teması içermektedir. Diz ekleminin kinematiği ve kinetiği karmaşıktır ve femur kondillerinin şekli, tibial plato ve patellar kemiğin yanı sıra yumuşak doku zarfının özellikleri ve konumu gibi faktörlere bağlı olarak kişiden kişiye değişmektedir [77].

1.4.1. Diz Eklemindeki Kemik Yapıları

Diz eklemi femur, tibia, fibula ve patella olmak üzere 4 kemik yapısından oluşmaktadır [78]. Diz eklemi vücuttaki en büyük eklemdir. Aynı zamanda diz eklemi vücuttaki en çok sinoviyal sıvı içeren eklemdir. Bu sıvı sayesinde kayma ve yuvarlanma gibi çeşitli hareket kabiliyetlerine sahiptir [79]. Diz eklemindeki kemik yapıları Şekil 1.5'te görüldüğü gibidir.



Şekil 1.5. Diz Eklemi Kemik Yapısı [80].

1.4.1.1. Femur

İnsan vücudundaki en büyük ve en sağlam kemiktir. Diz ve kalça eklemi vasıtasıyla vücut hareketini sağlamaktadır. Femur, alt bölümünde tibiayla birleşen ve 'U' şeklini andıran

medial ve lateral femoral kondilleri barındıran yapıdır. Medial femur kondili, anteroposteriorda lateral femur kondiline göre daha kısa yapıdadır. Ayrıca lateral kondilin konkivitesi mediale göre daha üst seviyededir [81].

1.4.1.2. Patella

Diz ekleminin ön tarafında taban kısmı üste dönük şekilde, quadriceps femoris tendonunun arasında bulunmaktadır. Patellar kemiği aynı zamanda quadriceps femoris tendonunu eksen olarak dizden uzaklaştırmaktadır. Tendon bölümünde tuberisitas tibiasına birleşme kısmında açısal olarak inverisyonu yükselterek, kasın kuvvetini artırmaktadır. Özellikle de tendon-eklem birleşimini ayırıp tendonda oluşabilecek olası sürtünmeleri engellemektedir [82].

1.4.1.3. Tibia

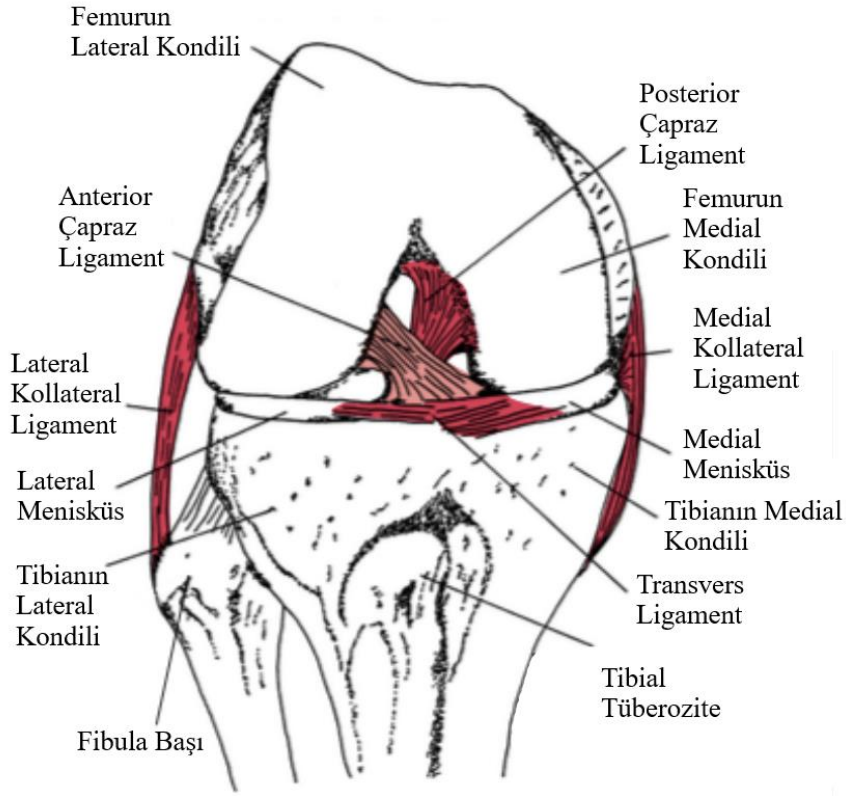
Vücut ağırlığının taşınmasına yardımcı olmaktadır. Bunun yanı sıra ağırlık dağılımını femurdan talusa iletmektedir. Yukarıda kalan bölümü kalındır ve femur kemiğinin alt kısmıyla eklem oluşturan kondiller bulundurmaktadır. Alt kısım üst kısma göre daha ince yapıdadır ve throklea taliyle eklem oluşturmaktadır. Tibia yukarıdan bakıldığında lateral ve de medial olmak üzere iki yüzeye sahiptir. Medialdeki kondilin yüzey biçimi konkavdır ve menisküsün mediali ile kombine olarak çalışmaktadır. Bu sayede eklem oluşumu daha güçlü yapıda gerçekleşmiş olur. Lateraldeki kondilin yüzey biçimi, görünüş bakımından 'O' şeklindedir. Aynı zamanda konveks yüzeyi sebebiyle kondil yapıyla uyum sağlamaktadır [83].

1.4.1.4. Fibula

Fibula, bacağın alt ekstremitesinde yer alan ve tibianın lateral tarafında bulunan uzun bir kemiktir. Tibiadan çok daha küçük ve incedir ve diz ekleminden ayak bileği eklemine kadar bacağın yanal yönünden aşağı doğru uzanmaktadır. Fibula, interosseöz zar yoluyla tibiaya bağlanır ve çok az hareketliliğe sahip bir sindesmotik eklem oluşturmaktadır. Baş, boyun, şaft ve distal uçtan oluşmaktadır. Aynı zamanda distal uç, lateral talus ile eklem oluşturan ve lateral ayak bileğine katkıda bulunan lateral malleolusu oluşturmaktadır. Fibulanın kemikleşmesi üç alanda meydana gelir ve süreç yaşamın ikinci on yılında tamamlanmaktadır. Vaskülarize olmayan fibüler greft kemik kusurlarını kapatmak ve iyi sonuçlar elde etmek için kullanılabileceğinden, fibula kemik defektlerinin yönetiminde rol oynamaktadır [84, 85].

1.4.2. Diz Eklemindeki Ligamentler

Diz eklemindeki bağlar çeşitli makalelerde kapsamlı bir şekilde incelenmiştir. Diz eklemindeki bağların anatomisi karmaşıktır ve çeşitli yapıları içermektedir. Diz ekleminin medial bölmesi, medial retinakulumu içeren yüzeysel tabaka, medial kollateral ligament, posterior oblique ligament ve medial patellofemoral ligament içeren ara tabaka ve medial kollateral ligamentin derin kısmını ve eklem kapsülünü içeren derin tabakadan oluşmaktadır. Öte yandan lateral kompartman, lateral retinakulumu içeren yüzeysel tabaka, lateral kollateral ligament ve lateral patellofemoral ligamenti içeren ara tabakadan ve eklem kapsülünü içeren derin tabakadan oluşmaktadır [86]. Ligamentum mukozum, diz eklemi kapsülünün sinovyal tabakası içindeki, infrapatellar yağ pedinden kaynaklanan ve femurun interkondil çentiğine yerleştirilen başka bir ligamentöz yapıdır. Ek olarak, anterolateral ligament diz ekleminin anterolateral yönünde belirgin bir ligamentöz yapı olarak dikkat çekmiştir [76].



Şekil 1.6. Diz Ekleminin Ligament Yapısı [87].

1.4.2.1. Patellar Ligament

Patellar ligament diz ekleminde patellanın stabilizasyonunda rol oynayan önemli bir

yapıdır. Otogreft ve tendinopatideki klinik önemi nedeniyle dikkat çekmiştir. Aplazi, sayısal varyasyonlar ve vaskülarite gibi patellar ligamentin anatomik varyasyonları bildirilmiştir. Patellar ligament, bipolar bir kan kaynağına sahiptir ve bağ boyunca daha küçük damarlara dallanan yatay bağlantılara sahip çok sayıda uzunlamasına damardan oluşmaktadır. Patellar ligament ve infrapatellar yağ pedi arasında vasküler bağlantılar da bulunmaktadır. Histolojik olarak Patellar ligament, yaşla birlikte artan interfasiküler endotenon kalınlığı, vaskülarite ve yağ infiltrasyonunda farklılıklar göstermektedir. Metaplastik tenositler/kondroid metaplazi medial Patellar ligamentte normal bir bulgudur. Manyetik rezonans görüntüleme, patellar ligamentin üç boyutlu anatomisinin ayrıntılı görüntülenmesi için güvenilir değildir [88].

1.4.2.2. Medial Collateral Ligament (MCL)

Medial kollateral ligament dizde medial tarafa stabilite sağlayan önemli bir yapıdır. İki ana bileşenden oluşmaktadır: yüzeysel medial kollateral ligament ve derin medial kollateral ligament. Yüzeysel medial kollateral ligament, dizdeki en sık yaralanan bağdır ve çoğu durumda ameliyat dışı tedaviye izin veren iyi iyileşme kapasitesine sahiptir [89]. Derin medial kollateral ligament arka eğik ligament ve medial menisküs ile birlikte medial dizin stabilitesine de katkıda bulunmaktadır. Anatomik çalışmalar, bu yapıların bağlanma bölgelerini ve fonksiyonel rollerini anlamaya yardımcı olarak tanı, tedavi ve rehabilitasyonda ilerlemelere yol açmıştır. Medial diz yapıları arasındaki doğal stabilite ve yük paylaşım ilişkilerini eski haline getirmek için onarım, büyütme ve rekonstrüksiyon gibi cerrahi teknikler geliştirilmiştir [90].

1.4.2.3. Lateral Collateral Ligament (LCL)

Lateral kollateral ligament (LCL) dizde eklemin stabilitesini sağlayan bir yapıdır. Dizin dış tarafında bulunur ve femuru fibulaya bağlamaktadır. LCL yaralanabilir ve dizde dengesizliğe ve ağrıya neden olabilir. LCL yaralanmalarının tanı ve tedavisi zor olabilir ve ameliyat ve rehabilitasyon sırasında komplikasyonlar ortaya çıkabilir. Kapsamlı tanı, posterolateral köşenin anatomisinin anlaşılması ve dikkatli cerrahi teknik komplikasyonların görülme sıklığını azaltmaya yardımcı olabilir. Son anatomik araştırmalar sayesinde dizde antero–lateral ligament adı verilen başka bir bağ tespit edilmiştir. Antero-lateral ligament, femurun lateral epikondilinden kaynaklanan ve lateral menisküse ve proksimal tibianın lateral yönüne giren fibröz bir ligamenttir. Manyetik rezonans görüntüleme kullanılarak görselleştirilebilir ve düşük sinyal yoğunluğuna sahip

ince bir doğrusal yapı olarak görünmektedir [91].

1.4.2.4. Ligamentum Popliteum Obliquum

Ligamentum popliteum obliquum diz ekleminde bulunan bir bağdır. Dizin posterolateral köşesinde bulunur ve eklemin önemli bir stabilizatörüdür [92]. Bağ semimembranozus kasından kaynaklanır ve proksimal olarak çıkıntı yaparak interartiküler boşluk ile keskin bir açı oluşturmaktadır. Dikey bir düzenlemeye sahiptir ve femurun lateral veya medial kondilinin üstünde bulunmaktadır [93]. Ligamentum popliteum obliquum, incelenen dizlerin yaklaşık %20'sinde, superior geniküler arter ile sabit bir doğrudan ilişki ile bulunmuştur. Kapsülün arka takviyesi değildir ve vasküler ağaca stabilite sağlayabilir. Bu bağ, cerrahi prosedürler, özellikle diz eklemine posterior yaklaşımı kullananlar için klinik öneme sahiptir [94].

1.4.2.5. Arcuatum

Arcuatum ligamenti diz ekleminin stabilitesinde rol oynayan bir yapıdır. Dizin posterolateral köşesinin bir parçasıdır ve aşırı birincil ve birleşik dış rotasyonun kısıtlanmasında önemli bir rol oynamaktadır. Arcuatum ligamenti, arka çapraz bağ ile birlikte dizin posterolateral stabilitesinde baskın bir role sahip yapılardan biridir. Posterolateral ligamentöz yaralanmaların cerrahi tedavisi genellikle bu bağların fonksiyonel restorasyonunu içermektedir [95].

1.4.2.6. Anterior Curciate Ligament (ACL)

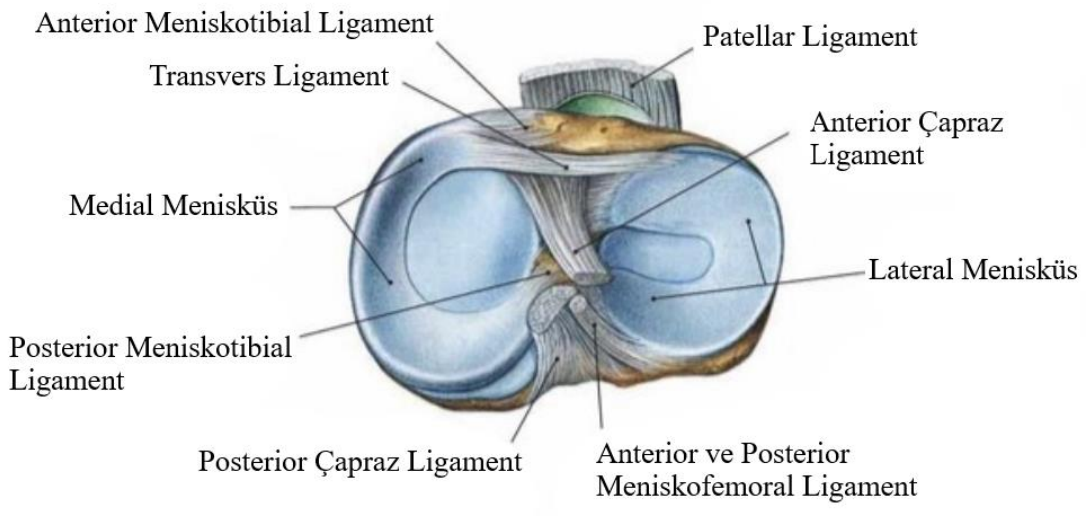
Anterior curciate ligament, diz ekleminde esas olarak kollajen liflerinden oluşan çok önemli bir bağ dokusudur. Diz eklemini stabilize etmek ve normal diz kinematiğini kolaylaştırmak için sinerjik olarak işlev gören anteromedial ve posterolateral demet olmak üzere iki farklı demete sahiptir [96]. ACL, tibianın aşırı ileri hareketlerini önlemekte ve dönme diz hareketlerini sınırlamaktadır. ACL yaralanmaları spor hekimliğinde yaygındır. Fizik muayene ve görüntüleme kombinasyonu ile teşhis edilebilir. ACL, spiral bir ACL kompleksi oluşturan farklı uzunluklarda üç farklı demet içeren benzersiz bir morfolojiye sahiptir . ACL'nin tibial ve femur ayak izleri sırasıyla pençe şeklinde ve ovaldir, tibial ayak izleri alan olarak femur ayak izlerinden yaklaşık 2,5 kat daha büyüktür. ACL'nin kesin anatomisini anlamak, cerrahi onarım için ve osteoartrit gibi komplikasyon riskini azaltmak için önem arz etmektedir [97].

1.4.2.7. Posterior Curciate Ligament (PCL)

Posterior curciate ligament, arka tibial translasyona direnmek ve döner stabilite sağlamak için kodominant bir ilişki içinde işlev gören anterolateral demet ve posteromedial demet olmak üzere iki bağımsız demetten oluşmaktadır. Anterolateral demeti, medial femoral kondilin lateral duvarında daha dikey bir oryantasyona ve daha ön bir orijene sahipken, posteromedial demeti daha posterior bir orijene sahiptir [98]. İki demet farklı uzaysal yönelimlere sahiptir ve femur kökenlerinin merkezinde 12 mm aralıktadır [99]. PCL geniş bir femoral bağlantı ayak izine sahiptir ve distal kıkırdağın yakınındaki femur üzerine eklenmektedir. Son çalışmalar, çift demetli PCL rekonstrüksiyonu tekniğinin, tek demetli PCL rekonstrüksiyonuna kıyasla dizin doğal kinematiğini daha iyi geri yüklediğini göstermiştir [100].

1.4.3. Diz Eklemindeki Menisküsler

Diz ekleminin menisküsleri yük dağılımı, stres azaltma ve eklem uyumluluğunun arttırılması için önemlidir. Farklı şekillerde gelmektedirler, en yaygın şekli medial menisküs için hilal şeklinde ve lateral menisküs için C şeklindedir [101, 102]. Menisküsün periferik uzunlukları ve iç uzunlukları değişir, ortalama çevresel uzunluk medial menisküs için 92 mm ve lateral menisküs için 96,08 mm'dir [103]. Menisküsün ön üçte biri en ince, arka üçte biri en kalındır. Medial menisküsün genişliği ön uçta daha az ve arka uçlarda daha fazladır, lateral menisküsün genişliği boyunca neredeyse aynı kalmaktadır. Medial ve lateral menisküs arasındaki mesafe ön ve arka uçlarda değişmektedir [104].



Şekil 1.7. Menisküsün Kraniyal Görünümü [105].

1.4.3.1. Medial Menisküs

İnsan dizindeki medial menisküsün anatomisi şekil, genişlik, kalınlık ve uzunlukta morfolojik farklılıklar göstermektedir [106]. Medial menisküs ön üçte daha ince ve arka üçte daha kalınken, lateral menisküs boyunca tutarlı bir genişliğe sahiptir. Medial menisküsün ortalama periferik uzunluğu 92 mm'dir ve ortalama iç uzunluk 56,19 mm'dir. Medial menisküs, medial, lateral ve orta genikülat arterlerden vasküler besleme alır ve posterior tibial, obturator ve femoral sinirlerden innervasyon almaktadır [107].

1.4.3.2. Lateral Menisküs

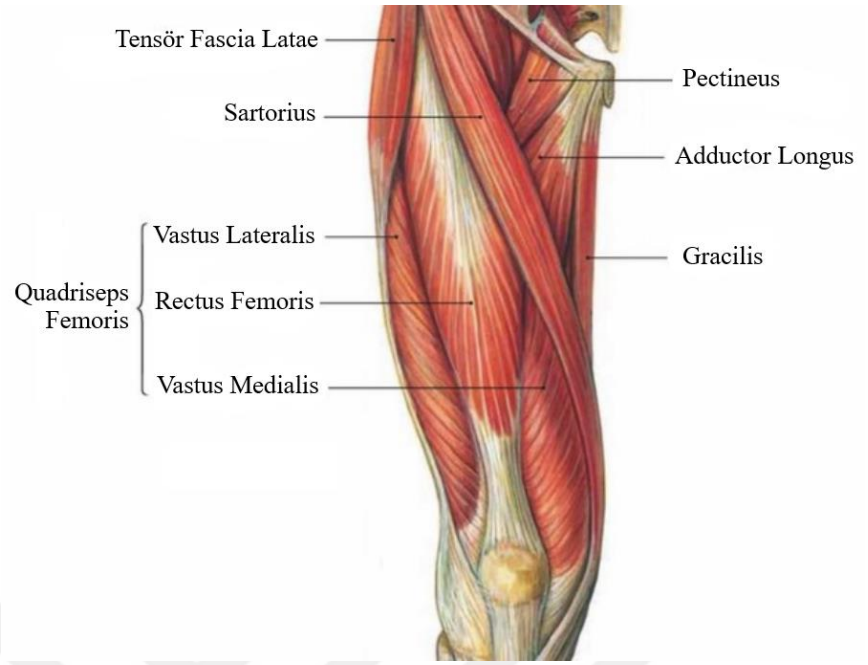
İnsan dizindeki lateral menisküs, biyomekanik ve cerrahi tedavisinde çok önemli bir rol oynayan benzersiz bir anatomiye sahiptir. Mikroskobik yapısını, vaskülarizasyonunu, bağ eklemelerini ve komşu anatomik yapılarla olan ilişkisini anlamak önemlidir. Menisküs köklerinin şekli ve yerleştirme alanları değişir, bu da bir kökü yeniden yerleştirmede veya menisküs nakli gerçekleştirmede fayda sağlamaktadır [101]. Diskoid lateral menisküs (DLM), aşırı ve kalınlaşmış menisküs doku, değiştirilmiş kollajen ultrastruktürü ve periferik instabilite ile karakterize iyi bilinen bir varyanttır. DLM'nin cerrahi yönetimi, yeni bir sınıflandırma sistemi ve önerilen optimal cerrahi tekniklerle patolojisinin anlaşılmasıyla birlikte gelişmiştir [108]. Diskoid menisküs, daha geniş bir gövdeye sahip, ağırlıklı olarak lateral menisküsü etkileyen ve normal menisküse kıyasla daha yüksek yırtılma riskine sahip anatomik varyantlardır [109].

1.4.4. Diz Eklemindeki Kas Yapıları

İnsan diz eklemi yürüme ve harekette çok önemli bir rol oynayan karmaşık bir yapıdır. Yaralanmalara neden olmadan veya diğer eklemleri aşırı yüklemeden hareketine yardımcı olabilecek ekipman geliştirmek için diz ekleminin anatomisini mekanik bir perspektiften anlamak önemlidir [110]. Diz ekleminin ekstansör mekanizması, kuadriseps bileşenleri, infrapatellar tendon, patellofemoral bağlar ve patellar tendon gibi çeşitli yapılardan oluşmaktadır [111]. Ek olarak, musculus semitendinosus kası diz hareketinde de önemlidir ve morfolojik özellikleri üç boyutlu ultrason kullanılarak değerlendirilebilir [112].

Quadriseps femoris kası, insan bedenindeki eklem yapısının ana ekstansör kasıdır. 4 başa sahiptir: Rectus femoris kası, vastus lateralis, vastus medialis ve vastus intermedius. Bu kas dizdeki ekstansiyon hareketine olanak tanımaktadır. L2–L4 spinal düzeyin femoralis dalı tarafından uyarılmaktadır. Tendonu patellayı barındırır ve patellanın ardından

patellar tendon görevi için tuberositas tibiaya kadar yol almaktadır [113].



Şekil 1.8. Quadriseps Femoris Kas Yerleşimi [105].

1.4.4.1. Rectus Femoris Kası

Rectus femoris, uyluğun ön bölmesinde bulunan uzun, etli bir kastır. İki menşe başı vardır: doğrudan kafa, alt iliak omurganın ön yönünden kaynaklanırken, dolaylı kafa asetabüler sırttan kaynaklanmaktadır. İki kafa birleşerek kökenlerinin altındaki birleşik tendon haline gelmektedir [114]. Rectus femoris, anatomik olarak üç tip kas gerginliğine neden olan üç miyotendinöz veya miyoaponeuroz bağlantısına sahiptir. Rektus femoris kas gerginliğinin anatomik yaralanma bölgesi, kaynak aponeuroz, kas içi tendon veya distal aponeuroz olabilir [115]. Son anatomik diseksiyon çalışmaları, 'kapsüler kafa' olarak bilinen anterior femoral kapsülden kaynaklanan üçüncü bir ayrı tendon kaymasını da tanımlamıştır [116].

1.4.4.2. Vastus Lateralis

Vastus lateralis kası, kuadriseps kas grubunun bir bileşenidir ve femur etrafında lateral olarak konumlandırılmıştır [117]. Unipennate bir kastır ve sabit bir segmental nörovasküler besleme alan üç anatomik bölüme sahiptir [118]. Vastus lateralis kası, tek tek ve kuadriseps femoris'in diğer karınlarıyla birbirine bağlanan liflerle segmental bir morfolojik anatomiye sahiptir [119].

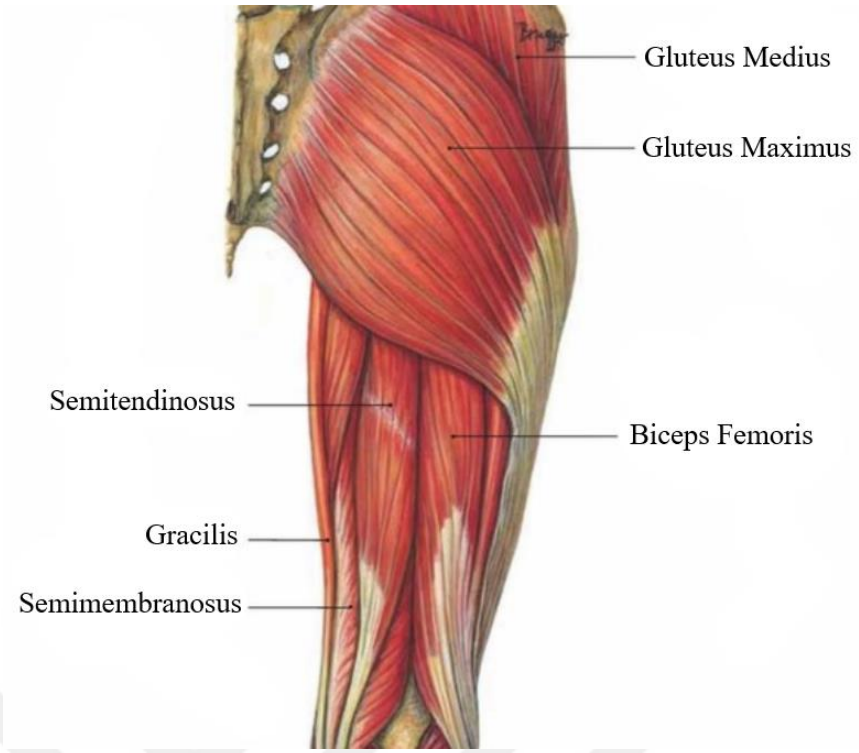
1.4.4.3. Vastus Medialis

Vastus medialis (VM) kası diz ekleminde önemli bir kastır. İki bileşene ayrılır, vastus medialis obliquus (VMO) ve vastus medialis longus (VML) [120]. VMO, VML'den farklıdır ve ayrı bir sinir kaynağına sahiptir [121]. Doğrudan patellanın medial proksimal kenarına girer ve patellar tendon ile süreklidir. VMO, özellikle diz ekstansiyonunun son aşamasında dizin ekstansör aparatının düzenlenmesinde ve ayarlanmasında rol oynamaktadır [122]. VMO'nun anatomik kesit alanı görüntüleme teknikleri kullanılarak ölçülebilir ve patellofemoral ağrı sendromunun değerlendirilmesinde faydalı olabilir. VMO, diz fleksiyonun/ekstansiyonun izometrik ve eksantrik fazlarında VML'den daha büyük aktivasyon göstermektedir [118].

1.4.4.4. Vastus Intermedius

Vastus intermedius (VI) kası, uyluğun ön bölmesinde bulunan yeni keşfedilen bir kastır. Kuadriseps femoris kasının dördüncü bileşeni olarak kabul edilmektedir [123]. VI kası, anteroinferior büyük trokanterden kaynaklanmaktadır ve üst patellaya girmektedir [124]. Vastus lateralis (VL) ve VI kasları arasında, VL veya VI'ya bağlı proksimal bir kas kısmı ve distal bir aponeurotik alan ile bulunmaktadır [125]. Diğer kaslardan bağımsız olarak kan ve sinirleri alır ve ayrı bir innervasyona sahiptir. VI kası, embriyonik gelişim sırasında kuadriseps femoris kompleksinde gelişen son elementtir [126].

Hamstring kası semimembranosus, semitendinosus ve biceps femoris'ten oluşan ve uyluğun arka bölgesinde bulunan bir kastır. Ayakta durma, sprint ve zıplama gibi çeşitli aktivitelerde kritik bir rol oynarlar [127]. Hamstringler sakrotüberöz bağa bağlanır ve onunla sıkı bir örtüşmeye sahiptir. Histolojik analiz, hamstringler ve sakrotüberöz bağ arasındaki kolajen ve elastik lif oranlarında bölgesel farklılıkları ortaya koymaktadır [128]. Biceps femoris, kasılabilirliğine katkıda bulunan yüksek elastik lif içeriğine sahipken, semimembranozus daha yüksek bir kollajen içeriğine sahiptir. Hamstringler, kas hacmi, uzunluğu, lif uzunluğu, sarkomer uzunluğu, kalem açısı ve fizyolojik kesit alanı dahil olmak üzere benzersiz iç yapılara ve yapısal parametrelere sahiptir [129]. Hamstringlerin yüzeysel kökeni ve yerleştirme tendonları, iç yapılarının ve fonksiyonel özelliklerinin kritik belirleyicileridir. Hamstringlerde yaralanmalar genellikle eksantrik kasılma sırasında meydana gelmektedir ve kas–kas bağlantısında yırtılmalara veya iskial tüberoziteden avülsiyonlara yol açmaktadır [130].



Şekil 1.9. Hamstring Kaslarının Yerleşimi [105].

1.4.4.5. Semitendinosus

Semitendinosus kası, köken veya yerleştirme noktaları açısından anatomik varyasyonlar sergileyen bir hamstring kasıdır. Semitendinosus kasının orta noktasının yanından kaynaklanan ve ana kas ile ortak bir yerleştirme noktasına sahip olan semitendinosus kasının bir yardımcı başı bildirilmiştir [131]. Semitendinosus kası, proksimal ve distal nöromüsküler bölmeleri ayıran tendinöz bir yazı ile karakterizedir. Bu bölmeler mekanik olarak bağımsız değildir ve ön çapraz bağ rekonstrüksiyonu ameliyatını takiben morfolojik değişikliklere uğrayabilmektedir [132]. Uyluk kemiğinin arka iç tarafında bulunan kas tarafında femoris kasını, ön tarafında ise semimembranosus ve adductor magnus kaslarını barındırır. Aynı zamanda ön yüz iç tarafına gracialis kasını bulundurmaktadır. Kasın uç tarafından tuber ischiadicuma birleşip aşağı yönde hareket eder ve sartorius kası ile gracialis kasları birleşimi ile pes anserinus kasını ortaya çıkarmaktadır. Semitendinosus kası kalçada ekstansiyon hareketini ve bacakta ise fleksiyon hareketini sağlamaktadır. Ayrıca fleksiyon pozisyonuna alınan bacağın iç rotasyon hareketine olanak tanır [133].

1.4.4.6. Semimembranosus

Semimembranosus kası, semitendinosus ve biceps femoris kasları ile birlikte hamstring

kas kompleksinin bir üyesidir. Yürüme ve koşmada çok önemli bir rol oynayan kalça ekstansörü ve diz fleksörü görevi görür [134]. Üst bölümüyle tuber ischiadicuma bağlanıp tibia medial kondilinde bitmektedir. Semitendinosus kasıyla benzerlik gösterir fakat kuvvet olarak daha güçlüdür. Bacakta fleksiyon, kalçada ise ekstansiyon, hareketine olanak tanımaktadır. Bununla beraber bacak fleksiyon durumunda iken bacağı internal rotasyon pozisyonuna almaktadır [133].

1.4.4.7. Biceps Femoris

Biceps femoris kası, uyluğun arka bölmesinde bulunan bir kastır. İki kafadan oluşur: uzun kafa ve kısa kafa. Uzun kafa, kalça kemiğinin iskial tüberozitesinin alt medial kısmından kaynaklanırken, kısa kafa, suprakondiler sırtının üst üçte ikisinden ve femurun linea asperasının alt lateral dudağından kaynaklanmaktadır [135]. İki kafa femurun alt kısmında birleşerek fibulanın başına giren ve fibüler kollateral ligamentle örtüşen birleşik bir tendon oluşturmaktadır [136]. Pazeps femoris kası, uzun kafa siyatik sinirin tibial bileşeni tarafından sağlanan ve kısa kafa siyatik sinirin ortak peroneal bileşeni tarafından sağlanan çift innervasyona sahiptir [137]. Biceps femoris kasının uzun başı, kalça ekleminin uzatılması, diz ekleminin fleksiyonu ve alt bacağın lateral rotasyonunda rol oynarken, kısa kafa diz ekleminin fleksiyonundan ve hafif bükülmüş diz ekleminde alt bacağın lateral rotasyonundan sorumludur [138].

1.4.4.8. Tensor Fasya Latae

Tensör fasya latae, pelvis ve proksimal uyluğun lateral kısmında bulunan kaslı bir yapıdır. Çeşitli kalça hareketlerini gerçekleştirmek için diğer kaslarla birlikte çalışır ve diz fleksiyonu ve lateral rotasyona yardımcı olmaktadır. Tensör fasya latae ayakta durma ve yürüme sırasında pelvis stabilitesi için önemlidir. Tensör fasya latae'yi etkileyen patolojik durumlar arasında hipertrofi, psödo–hipertrofi ve atrofi bulunmaktadır. Tensör fasya latae'nin tek taraflı hipertrofisi, uylukta palpe edilebilir bir yumuşak doku kütlesi olarak ortaya çıkabilir. Sonografi, bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans görüntüleme dahil olmak üzere radyolojik görüntüleme, tensör fasya latae durumlarının doğru teşhisi ve yönetimi için çok önemlidir. Tensör fasya latae kas flebi kasık veya pelvik defektlerde, hedeflenen kas reinervasyonunda ve diz yumuşak doku rekonstrüksiyonunda rekonstrüktif amaçlar için kullanılabilmektedir. Flap kasın yan tarafında deri, kasın üstünde olacak şekilde kaslı bir flep olarak toplanabilmektedir [139].

1.4.4.9. Popliteus

Popliteus kası, çeşitli anatomik bölgelere ve işlevlere sahip karmaşık bir yapıdır. Femurun medial epikondilinden kaynaklanır ve bağlanma alanı medial epikondilin en belirgin noktaları ile medial malleolus arasında yer alan tibiaya bağlanmaktadır. Kas çoğu durumda tibial sinir tarafından innerve edilir, ancak bazı durumlarda siyatik sinir tarafından da innerve edilebilir. Popliteus kasına kan temini esas olarak inferior medial geniküler arter ve posterior tibial arter tarafından sağlanmaktadır [140]. Popliteus kası, tendon-kas geçişine yakın yoğun bağ dokuları aracılığıyla arka çapraz bağ, lateral menisküs ve eklem kapsülü dahil olmak üzere çeşitli yapılara bağlanmaktadır [141].

1.4.4.10. Gracialis

Gracialis kası, uyluğun medial bölmesinde bulunan uzun, ince bir kastır. Spiral demetler halinde benzersiz bir kas lifi düzenine sahiptir ve obturator sinirin ön dalı tarafından innerve edilmektedir. Gracialis kasına kan temini, medial sirkumfleks femoral, yüzeysel ve derin femoral, inen geniküler ve obturator arterler dahil olmak üzere çoklu arterlerden sağlanmaktadır [142]. Kas, kas fonksiyonunun restorasyonu, kompleks fistüllerin onarımı ve perineal ve pelvik defektlerin rekonstrüksiyonu dahil olmak üzere çeşitli rekonstrüktif ameliyatlar için kullanılabilir. Gracialis kasının ekstramusküler innervasyonu değişkenlik gösterir ve farklı innervasyon tipleri gözlemlenmiştir [143].

1.4.4.11. Sartorius

Sartorius kası uyluğun ön bölmesinde bulunur ve vücuttaki en uzun kastır. Hem kalça hem de diz eklemlerini kapsar ve kalça, uyluk ve dizdeki diğer kaslarla sinerjik olarak hareket etmektedir. Kas, ön superior iliak omurgadan kaynaklanır ve proksimal tibianın medial tarafındaki pes anserine yerleştirilmektedir. Sartorius kasının morfolojik varyasyonları nadirdir, ancak bir vaka çalışması, kasın distal kısmının iki kas karnına bölündüğü ve aralarında kas bağlantısı olduğu bir varyasyonu tanımlamıştır. Sartorius kasının intramüsküler nöral dağılımının, ön superior iliak omurgadan medial femoral epikondil'e olan toplam mesafenin %20–40'ında ve %60–80'inde yoğun olarak tespit edildiği bulunmuştur, bu da sartorius kas spastisitesinin tedavisi için botulinum nörotoksin enjeksiyonu için spesifik lokasyonlar düşündürmektedir [144].

1.4.4.12. Gastrocnemius

Gastrocnemius kası, bacağın arka bölmesinde bulunan iki başlı bir kastır. Bir medial kafa ve bir lateral kafadan oluşmaktadır. Gastroknemius kası, ayak bileği ekleminde ayağın

plantar bükülmesi ve diz ekleminde bacağın bükülmesi gibi günlük aktivitelerde önemli bir rol oynamaktadır [145]. Aşil tendinopatisi olan mesafe koşucularında, gastrocnemius kasının mimarisinde yaralanmamış koşuculara kıyasla farklılıklar bulunmaktadır. Medial başın fasikül uzunluğu daha büyüktür, vaka grubunda fizyolojik kesit alanı daha azdır. Yanal kafa daha düşük bir kalem açısına ve fizyolojik kesit alanına sahiptir, ancak vaka grubunda daha büyük bir fasikül uzunluğuna sahiptir [146].

1.4.5. Diz Eklemi Biyomekaniği

Diz eklemindeki hareketler 3 ana eksende görülmektedir. Bunlar transvers eksen, uzun eksen ve ön-arka eksendir. Transverse eksende gözlenen hareketler, sagital düzlemdeki ekstansiyon ve fleksiyon hareketleridir. Tibia kemiğinin dönüşü ise uzun eksende gerçekleşmektedir. Bu hareketin gerçekleşebilmesi için dizin fleksiyonda olması gerekmektedir. Adduksiyon ve abduksiyon hareketleri ise diz ekleminin ön-arka ekseninde meydana gelmektedir. Bu hareketler 1°'den daha küçük hareketlerdir [147].

Diz eklemi koşma, zıplama ve yürüme gibi önem arz eden vücut hareketlerinde rol oynamaktadır. Yürüme sırasında diz ekleminin yüklendiği kompresyon kuvveti vücut ağırlığının yarısına tekabül etmektedir. Merdiven çıkarken ise bu kuvvet vücut ağırlığının yaklaşık 2–3 katına yükselmektedir. 90°'yi geçen diz bükülmelerinde ise kompresyon kuvveti vücut ağırlığının yaklaşık 8 katına ulaşabilmektedir [148].

Patella aşağı, yukarı, içe, dışa, tilt ve rotasyon hareketlerini içermektedir. Femur kemiğinin ön ve alt yüzeyleriyle eklem oluşturan patella, quadriceps kasını kuvvetlendirmektedir [149].

Tibianın femur, femurun da tibia, üzerindeki hareketleri sayesinde diz ekleminde dönüş hareketi oluşmaktadır. Diz fleksiyon hareketi arttıkça aksiyal dönüş hareketi de artmış olur. Tibia femur üstünde dönüşteyken, diz ekleminin dönüş yönü tibia ile benzerlik gösterir. Diz ekleminin internal dönüşü femurun eksternal dönüşüdür [150].

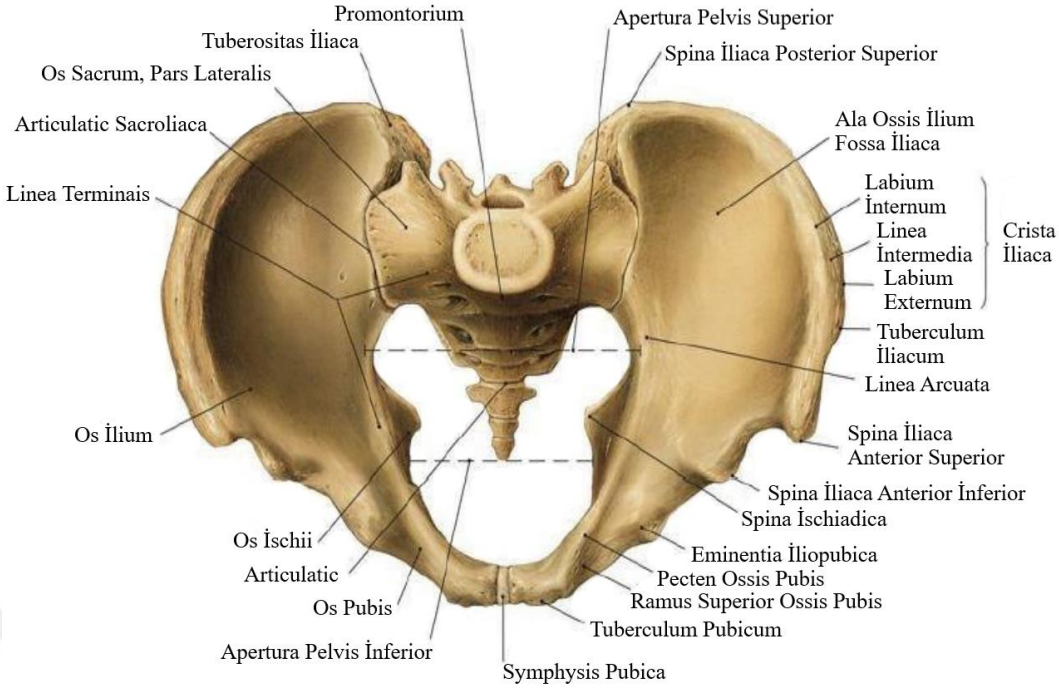
Diz eklemi bünyesindeki kemikler stabilizasyon oluşturabilmek için diğer yapıların yarımına ihtiyaç duymaktadırlar. Bu yapıların bazıları durgun, bazıları ise hareket stabilitesine katkıda bulunmaktadır. Diz eklemi etrafındaki kas yapıları hareketli, ligamentler ve menisküs ise kemik yapılarıyla birlikte durgun stabiliteye katkı sağlamaktadırlar [151].

1.5. KALÇA EKLEMİ ANATOMİSİ

Kalça eklemi, kalça kemiğinin asetabüler veya kotiloid boşluğuna kapanmış küresel femur başının oluşturduğu top ve soket çeşidinin sinovyal eklemidir. Tamamen kaslarla çevrilidir ve bu kasların işlevleri yollarına göre çıkarılabilmektedir [152]. Kalça eklemi, karmaşık bir kemik anatomisini içermektedir. Aynı zamanda hareketli ve dayanıklı bir çift oluşturan eklem içi yapılar ile hareket halinde stabilite ve çok yönlülüğün dikkate değer birlikteliğini temsil etmektedir. Kalça eklemi, kuvvetlerin sıfırdan iletiminde rol oynamaktadır. Gövde, baş, boyun ve üst uzuvlardan aşağı doğru hareket ettirme görevini üstlenmiştir. Vücudun ağırlığına dinamik destek sağlarken kuvvet ve yük iletimini de kolaylaştırmaktadır. Kalça ekleminin anatomisi kemik anatomisini, ligamentleri ve kas anatomisini içermektedir [153].

1.5.1. Kemik Yapısı

Kalça eklemi, femur başının asetabulum ile eklemlenmesi ile oluşan sferoidal, sinovyal bir top ve soket eklemidir. Asetabulum, inominat kemikler, yani ilium, ischium ve pubis tarafından oluşturulan fincan şeklinde bir sokettir. Aynı zamanda ilium, ischium ve pubis birleşimi leğen kemiği olarak bilinen pelvis kemiğini oluşturmaktadır [154]. Asetabulum femur başının yaklaşık %40'ını kaplamakta ve kollajen liflerinden oluşan bir kenar olan labrum tarafından derinleştirilmektedir [155]. Karmaşık arteriyel anastomozlar kalça eklemini besler ve bunların anlaşılması, eklem içi kalça kırıklarının artroplasti dışı tedavisinin prognozu için önem arz etmektedir. Asetabulum, proksimal femur ve pelvis dahil olmak üzere kalça ekleminin kemik yapıları cinsel ve bilateral farklılıklar gösterir ve kalça ekleminin klinik anatomisine katkıda bulunan bir korelasyona sahiptir [156].



Şekil 1.10. Kalça Eklemindeki Kemik Yapıları [157].

1.5.1.1. Pelvis

Pelvisin anatomisi kemikleri, bağları, eklemleri, kasları, pelvik organları ve nörovasküler yapıları içeren karmaşık bir kemiktir. Pelvis üreterler, mesane, rektum ve üreme organları gibi önemli yapılar içermektedir [158]. Jinekoid, android, antropoid ve platypelloid dahil olmak üzere pelvisin şekle dayalı farklı sınıflandırmaları mevcuttur. Jinekoid pelvik tip en yaygın olanıdır ve doğum için ideal olarak kabul edilmektedir. Pelvik taban, normal pelvik fonksiyonu destekleyen ve koruyan karmaşık bir mekanik aparattır. Pelvik tabanın hasar görmesi, çok bölmeli disfonksiyona ve prolapsus ve inkontinans gibi pelvik taban bozukluklarına yol açabilir. Pelvik taban anatomisini anlamak, bu işlev bozukluklarını teşhis etmek ve tedavi etmek için gereklidir [159].

1.5.1.2. İlium

İlium, femura bağlanan asetabulumun bir parçasını oluşturan pelviste yer alan bir kemiktir. Ortalama kalınlığı 1,37 mm olan yaklaşık 15,57 cm^2 ölçülerinde kırılgan bir tek kortikal alana sahip iliak kanadından oluşmaktadır [160]. İlium ayrıca ischium ve pubis ile birlikte pelvik kuşağın bir parçasıdır ve ön tarafta kasık simfizi ile kaplanmaktadır. Aynı zamanda arka tarafta sakrum ve koksiks ile kapatılmaktadır [161]. İlium, kaslar, tendonlar ve bağlar için bir bağlantı noktası görevi görmektedir. Aynı zamanda hareketi desteklemeye yaramaktadır. Aynı zamanda femur ile bilye ve soket ekleminde

hareketlilik sağlamada rol oynamaktadır [162].

1.5.1.3. İschium

İschium, pelvisin bir parçasını oluşturan ve asetabulumdaki femura bağlı bir kemiktir. İlium ve pubis ile birlikte pelvis kuşağı oluşturan üç kemikten biridir. İschium, yavaş yavaş parlayan ve yinelemeli bir yay şaftına benzeyen bir obturatör süreci de dahil olmak üzere çeşitli anatomik özelliklere sahiptir. Ayrıca obturatör işlemini derleyen eliptik bir fenestra ve milin distal ucunda aksan başı şeklinde bir genişlemeye sahiptir [163]. Cerrahi prosedürler açısından, iskiuma vidaların yerleştirilmesi asetabüler kaplar için ek stabilizasyon sağlayabilir [164].

1.5.1.4. Pubis

Pubis, kalça kemikleri ve vertebral kolonun sakrokoksigeal kısmı tarafından oluşturulan kemikli bir halka olan pelvisin bir parçasıdır. Ürogenital üçgende bulunur ve pubisin iki medial ucu arasına yerleştirilen fibro kıkırdaklı bir diskten oluşmaktadır. Pubisin, karın kasları, addüktör kaslar ve dış eğik kas gibi onu çevreleyen kaslar ve bağlar dahil olmak üzere çeşitli ekleri bulunmaktadır [165]. Pubis ayrıca hamilelik sırasında değişikliklere uğrar, relaxin hormonunun salınmasına kasık simfizinin emilmesine ve eklemin hareketliliğinin artmasına yol açmaktadır [166].

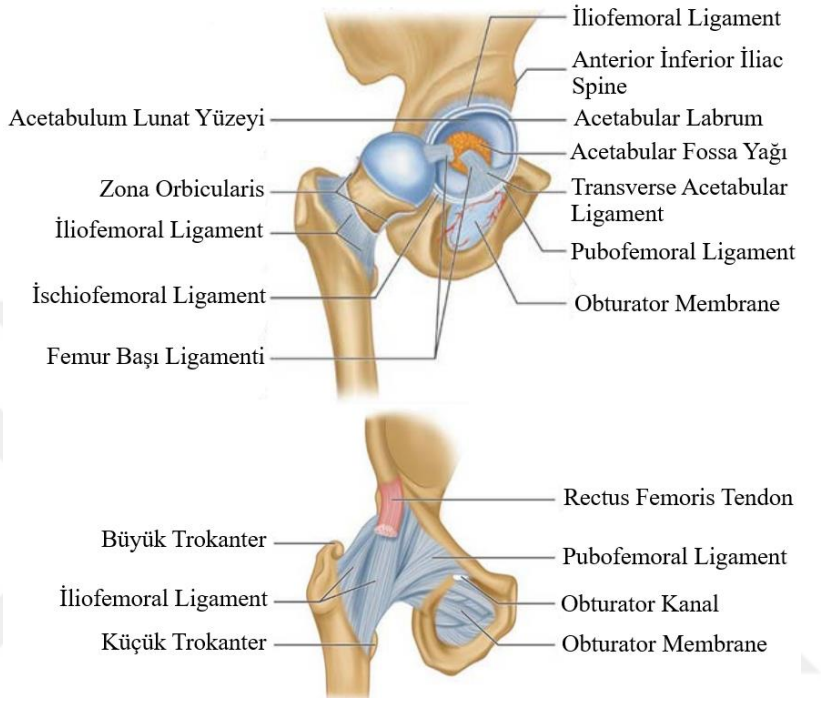
1.5.1.5. Acetabulum

Asetabulum, kalça kemiğinin yan yüzeyinde, femur başının kalça eklemini oluşturmak için eklemlendiği fincan şeklinde bir boşluktur. Eklem dışı kısım bir yağ pedi ile kaplanmış olarak eklem ve eklem dışı parçalara ayrılmaktadır. Asetabulumun şekli kavisli, açısal, düzensiz veya düz olabilir. Asetabulumun morfometrik ölçümleri enine çap, dikey çap, anteroposterior çap, derinlik ve asetabüler çentik genişliğini içermektedir. Bu ölçümlerde farklı popülasyonlar, cinsiyetler ve yaş grupları arasında farklılıklar gözlenmiştir [167, 168].

1.5.2. Kalça Eklemi Ligamentleri

Kalça ekleminin bağları iliofemoral, iskiofemoral, pubofemoral ve femur başının ligamentini içermektedir. İliofemoral ligament, kalça eklem kapsülünün anterosuperior bölgesinde bulunur ve kalça eklemi stabilitesinde önemli bir rol oynamaktadır [169]. İskiofemoral ve pubofemoral bağlar da eklem stabilitesine katkıda bulunmaktadır. Femur başının ligamenti piramidal veya dörtgen şeklindedir ve enine asetabüler bağdan,

asetabüler çentiğin kenarlarından ve asetabüler zeminden kaynaklanmaktadır. Fovea capitise bağlanır ve içinde uzanan obturator arter dallarına sahiptir. Kalça ekleminin bağları, doğum öncesi gelişim sırasında morfolojik değişikliklere uğrar ve iliofemoral ligament en büyük dönüşümleri göstermektedir. Bu bağlar, kalça kapsüler eki ile birlikte kalça ekleminin genel stabilitesine katkıda bulunmaktadır [170].



Şekil 1.11. Kalça Eklemi Ligament Yapısı [171].

1.5.2.1. İliofemoral Ligament

İliofemoral ligament (ILFL) kalça eklemi stabilitesinde önemli bir yapıdır. Kalça eklemi kapsülünün anterosuperior bölgesinde oluşur. ILFL iki farklı koldan oluşmaktadır. Konumu ve genel boyutu bakımından oldukça değişkendir. Kalça stabilitesinde birincil rol oynamaktadır. Fleksiyonda dış rotasyonu ve ekstansiyonda hem iç hem de dış rotasyonu sınırlamaktadır. ILFL travmatik kalça instabilitesi veya iyatrojenik nedenlerden dolayı yaralanabilmektedir. Abdüksiyon-hiperekstansi-dış rotasyon testi, ILFL lezyonlarını tespit etmek için en doğru testtir. Cerrahi sırasında ILFL'yi korumak için çeşitli artroskopik ve açık teknikler tanımlanmıştır. Manyetik rezonans görüntüleme, ILFL yaralanmalarını doğru bir şekilde inceleyebilir. ILFL bir yırtılmadan sonra iyileşmez, bu da kalıcı bir ön kapsül defektine neden olur. ILFL, kapsüler kompleks yoluyla ekleme kas gücünü ileten dinamik bir stabilizatör olarak kabul edilir [172].

1.5.2.2. Pupofemoral Ligament

Pubofemoral ligament, dönme hareketi ve abdüksiyon sırasında kalça stabilitesine katkıda bulunan kalça kapsülünde önemli bir yapıdır. Kalça fleksiyonu 30°'nin ötesinde artan ve abdüksiyon pozisyonlarında kalçanın iç rotasyonunu sınırladığı bulunmuştur. Bağ izometrik değildir ve işlevi kalçanın dış rotasyonunu kontrol etmekten farklıdır. Pubofemoral ligamentin anatomisi kadavra örneklerinde incelenmiştir ve kalçadaki diğer yapılarla ilişkisini değerlendirmek için alınan ölçümlerle incelenmiştir [173].

1.5.2.3. İschiocapsular Ligament

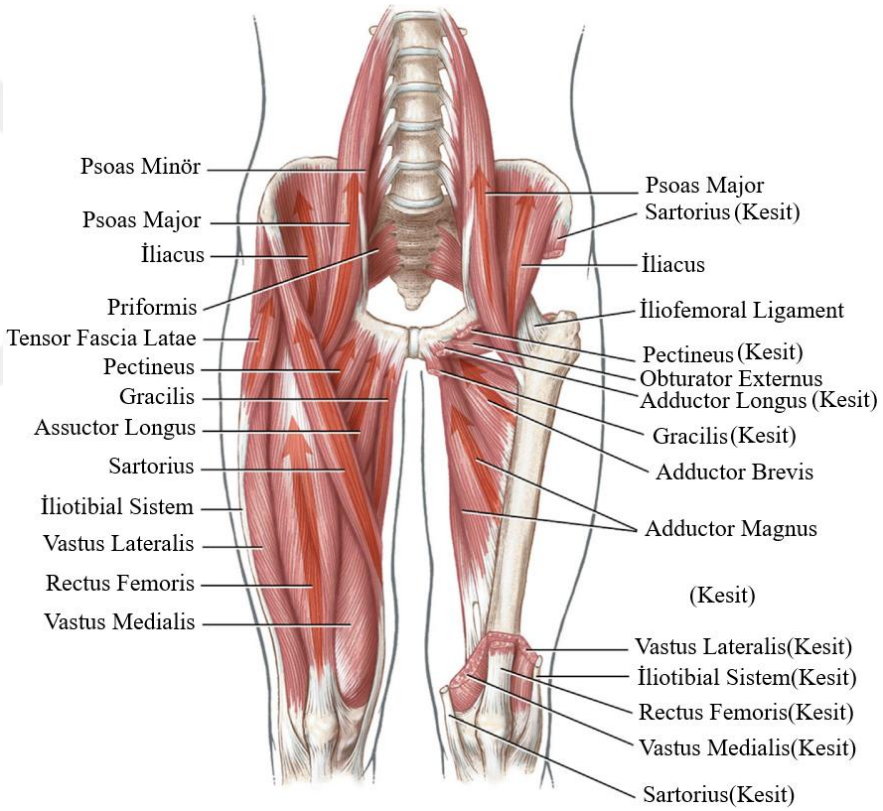
İschiocapsular ligament, kalça ekleminde önemli bir anatomik yapıdır. İschyumu kalça kapsülüne bağlayan bir bağ olarak tanımlanmıştır. Ligamentin kalça eklemi içinde farklı ve tutarlı artroskopik konumlara sahip olduğu bulunmuştur ve hem merkezi hem de periferik bölümlerde açıkça tanımlanabilir işaretlerle ilişkilidir. İschiocapsular bağ, kalça kapsüler ligamentlerinin sınırları ile yakından ilişkilidir ve konumu artroskopik cerrahi sırasında ortopedi cerrahlarına yardımcı olabilir. İschiocapsular ligamentin morfolojisi bant benzeri, üçgen veya düzensiz şekil olarak karakterize edilmiştir. İschiocapsular ligamentin anatomisini anlamak, özellikle siyatik sinir ve hamstring kaslarını içeren kalça eklemi durumlarının başarılı tanı ve tedavileri için önemlidir [174].

1.5.2.4. Ligamentum Teres Femoris

Femur başının ligamentumu olarak da bilinen ligamentum teres, kalça ekleminde tartışma ve araştırma konusu olan bir yapıdır. Başlangıçta körelmiş bir yapı olarak kabul edilen son çalışmalar, ligamentum teresin kalça eklemine mekanik stabilite, propriyosepsiyon ve nosisepsiyon sağlamada önemli işlevlere sahip olduğunu öne sürmüştür. İnsan vücudundaki diğer bağlarla karşılaştırılabilir özelliklere sahip olduğu bulunmuştur. Ligamentum teresin korunmasının kalça gelişimsel displazisinde sonuçları iyileştirdiği gösterilmiştir. Ligamentum teresin patolojisi vakalarında konservatif tedavi genellikle yeterlidir, ancak kalıcı ağrı ve şiddetli instabilite vakalarında, ligamentin rekonstrüksiyonu gerekli olabilir. Ligamentum teresin içindeki sinir uçlarının vaskülaritesi ve varlığı, ağrı algısı ve propriyosepsiyonda olası bir besleyici rol ve katılım olduğunu düşündürmektedir. Ligamentum teresinin rolünü açıklığa kavuşturmak ve rekonstrüksiyonu için cerrahi teknikleri düzenlemek için daha fazla araştırmaya gerek duyulmaktadır [175].

1.5.3. Kas Yapısı

Kalça eklemi kaslar, bağlar ve kemiklerden oluşan karmaşık bir yapıdır. Kalça eklemini çevreleyen kaslar, stabilitesinde ve hareketliliğinde çok önemli bir rol oynamaktadır. Özellikle gluteus medius kası, kas içinde farklı işlevler sağlayan birden fazla fonksiyonel alt birime sahiptir [170]. Asetabüler marjın anterosuperior bölgesindeki kalça kapsüler bağlantısı daha önce bildirilenden daha geniştir ve mekanik strese adaptif morfoloji göstermektedir. İliofemoral ligament, eklem kapsülü, tendon ve aponeuroz gibi diğer periartiküler yapılarla birlikte eklem stabilitesini dinamik olarak koordine eder. Kalça eklemini çevreleyen kasların anatomik çizimlerde görselleştirilebilen belirli başlangıç ve bağlanma noktaları vardır [176].



Şekil 1.12. Kalça Eklemi Kas Yapısı [177].

1.5.3.1. Gluteus Maximus

Gluteus maximus, kalça bölgesindeki en büyük ve en yüzeysel kastır. Dörtgen bir şekle sahiptir ve ilium ve gluteal tüberozite dahil olmak üzere çeşitli kemikli bölmelere bağlanmaktadır. Kasın biri büyük trokantere ve bir fasya lata bandı, diğeri gluteal tüberositeye olmak üzere iki yerleştirme noktası bulunmaktadır. Gluteus maximus'un kökeni anatomi ders kitaplarında farklı şekilde tanımlanmıştır, ancak son çalışmalar, daha

önce gösterilenden daha medial ve orta çizginin hemen dışında ortaya çıktığını göstermiştir. Bu anatomik bilgi, medial lifleri korumak ve komplikasyonları önlemek için sakroiliak eklemin cerrahi yaklaşımlarında önem arz etmektedir [178].

1.5.3.2. Gluteus Medius

Gluteus medius, gluteal bölgede bulunan bir kastır. Gluteus maximus ve gluteus minimus kasları arasında yer almaktadır. Kas, ön ve arka gluteal çizgiler arasındaki iliumun dış yüzeyini kaplamaktadır. Birincil kalça abdüktörü olarak çeşitli fonksiyonel aktivitelerde önemli bir rol oynamaktadır. Pelvik stabilizasyon sağlamakta ve kalça adduksiyonu ve iç rotasyonu kontrol etmektedir. Gluteus medius'un arka lifleri birleşerek femurun büyük trokanterinin lateral yüzeyine fibrokartilaj yoluyla giren düz bir tendon oluşturmaktadır [179]. Gluteus medius, yapı ve işlev, kan temini ve innervasyon dahil olmak üzere gluteus minimus ile birçok benzer özelliği paylaşmaktadır. Gluteus mediusundaki varyasyonlar arasında gluteus medius aksesuarı ve gluteus quartus veya scansorius bulunmaktadır. Gluteus medius'un anatomisini anlamak, kalça bozuklukları, halsizlik ve diğer kasların telafi edici aktivasyonu ile ilişkili patolojiler dahil olmak üzere çeşitli klinik durumlar için önem arz etmektedir [180].

1.5.3.3. Gluteus Minimus

Gluteus minimus, gluteus medius'un altında bulunan küçük bir kastır. Yapı, işlev, kan temini ve innervasyon açısından gluteus medius ile birçok benzerliği paylaşmaktadır. Öncelikle kalça stabilizatörü ve kalçanın abdüktörü olarak görev yapar. Kas, kan akışını superior gluteal arterden alır ve superior gluteal sinir tarafından innerve edilmektedir [181]. Gluteus minimus veya sinirinin hasar görmesi, trendelenburg işareti olarak bilinen pelvisin sarkmasına neden olabilir. Gluteus minimus'un tendinopatisi, büyük trokanter boyunca hassasiyet ile karakterize daha büyük trokanterik ağrı sendromuna neden olabilmektedir [182].

1.5.3.4. İliopsoas

İliopsoas, omurgayı alt ekstremitelere bağlayan karmaşık bir kas grubudur. İliakus, psoas major ve psoas minör kaslarından oluşmaktadır. İliopsoas birincil kalça fleksörü olarak işlev görür ve günlük aktiviteler ve spor için önemlidir. Kas, derin ve yüzeysel bir segmente sahiptir, daha derin segment lomber omurlardan ve yüzeysel segment distal torasik omurlar ve bitişik intervertebral disklerden kaynaklanmaktadır. İliopsoas kası, tendonların sayısı, seyri ve genişliklerinde farklılıklar ile birden fazla tendinöz

insersiyona sahiptir. Kas, iliakus kası ile birleşerek femurun küçük trokanterına bağlanan iliopsoas kasını oluşturmaktadır. İliopsoaların travmatik lezyonları farklı yerlerde ortaya çıkabilir ve bu da çeşitli klinik bulgulara ve tedavi yaklaşımlarına yol açmaktadır [183].

1.5.3.5. Psoas Major

Psoas majör kası, vertebral kolonun her iki tarafında ve küçük pelvisin kenarında yer alan uzun bir fusiform kastır. Derin ve yüzeysel bir segmente sahiptir, daha derin segment ilk dört lomber omurdan ve yüzeysel segment distal torasik omurların ve bitişik intervertebral disklerin lateral yüzeyinden kaynaklanmaktadır. Kas, yoğun iliak fasya tarafından çevrelenen iliopsoas kasını oluşturmak için iliakus kası ile birleşmektedir. Psoas majör kasının ortak tendonu, femurun küçük trokanterına bağlanmaktadır. Kasın biyomekanik ve postüral bir işlevi vardır, ayrıca metabolik fonksiyon, duygu durumu ve stres bozukluklarına katılım göstermektedir [184].

1.5.3.6. Psoas Minör

Psoas minör kası, arka karın duvarında bulunan sabit olmayan bir kastır. İncedir ve psoas majör kasının önünde yer almaktadır. Kas, T12–L1 omurlarından ve intervertebral diskten kaynaklanır ve iliopektineal eminansa girmektedir. Psoas minor kasının prevalansı, her bir kalçada %40–65 arasında değişmektedir ve farklı popülasyonlarda varyasyonlar gözlenmektedir. Kas, lomber vertebral kolonun zayıf bir fleksörüdür ve sinirin ön ramusu L1 tarafından innerve edilmektedir. Morfometrik analiz, farklı popülasyonlarda kasın uzunluğu, genişliği ve çevresinde farklılıkları göstermiştir [185].

1.5.3.7. Pectineus

Pektineus kası uylukta bulunur ve femoral, obturatör ve aksesuar obturatör sinirleri dahil olmak üzere birden fazla innervasyona sahiptir. Örneklerin %18'inde gözlemlenen bir ara oluşturma gibi varyasyonlara sahip olabilir [186]. Femoral sinir, ikili innervasyon durumlarında bile kası besleyen baskın sinir bileşenidir. Pektineus kası kasık bağına, rektus abdominis kasının tendinöz kökenine ve iliopubik kanala bağlanmaktadır. Pektineal ligament, uyluğun ön ve medial bölmeleri arasında bir bağ dokusu birleşimi oluşturur ve ortopedik ve travma cerrahi yaklaşımları sırasında dikkate alınması önemlidir [187].

1.5.3.8. İliacus

İliakus kası, iliak fossa'da bulunan büyük, düz, üçgen şeklinde bir kastır. İliopsoas kas

kompleksinin bir parçasını oluşturur. İliakus kasının anatomik varyasyonları nadirdir, ancak femoral sinirin olağandışı bir seyrinin olası bir arada bulunması nedeniyle bazı varyasyonlar klinik olarak önemli olabilir. İliakus kası, anteromedial kalça kapsülünün üstündeki iliokapsularis kasından farklıdır. Iliocapsularis, incelenen tüm vücutlarda bulunan ve spesifik ekleri, lif yönü, kan akışı ve innervasyonu olan sabit bir kastır. Özellikle postoperatif hasta bakımı için ortopedi cerrahları ve fiziksel rehabilitasyon uzmanları ile ilgilidir. İliakus kası, hacimli kanatların veya göze çarpan donör bölgelerinin istenmediği küçük ila orta dereceli kusurların kapatılması için yeni bir çözüm olarak da önerilmiştir [174].

1.5.3.9. Obturator Externus

Obturator externus kası, kalça stabilitesi ve işlevinde önemli rol oynayan karmaşık bir yapıdır. Obturator foramininin dış kemik kenarından kaynaklanır ve femur boynunun altından geçen ve trokanterik fossa'ya giren silindirik bir tendona sahiptir. Obturator externus kasının yörüngesi Obturator Internus kasının yörüngesinden farklıdır. Obturator externus kası 90° fleksiyonda femur eksenine ortogonal olarak çalışmaktadır. Obturator Externus kasının birincil işlevi, kalça nötr pozisyondayken ve 90° büküldüğünde femuru harici olarak döndürmektir, ikincil işlevi ise kalça fleksiyondayken bir addüktör olmaktır [188].

1.5.3.10. Priformis

Priformis kası, kalça/proksimal uyluğun gluteal bölgesinde bulunan düz, armut biçimli bir kastır. Sakrumun lateral sürecinin ön yüzeyi, gluteal kasların spinal bölgesi ve daha büyük siyatik çentiğin kenarına yakın iliumun üst/gluteal yüzeyi, bitişik sakroiliak eklemin kapsülü ve bazen sakrotüberöz ligament de dahil olmak üzere çeşitli anatomik lokasyonlardan kaynaklanmaktadır. Kas, daha büyük siyatik çentikten geçerek pelvisden gluteal bölgeye geçer ve femurun büyük trokanterinin üst tarafının medial tarafına yerleşmektedir. Priformis kasının tendonu, femura yerleştirilmeden önce obturator internus ve inferior ve superior gemellus'un (birleşik tendon) tendonlarına katılır [189].

1.5.3.11. Superior Gemellus

Superior gemellus kası, arka kalça ve gluteal bölgede bulunan küçük üçgen şeklinde bir kastır. Proksimal uyluktaki 6 kısa dış döndürücü kastan biridir. Superior gemellus kası, ischiumun omurgasının dış yüzeyinden ortaya çıkmakta ve obturator internus'un tendonunun üst kısmı ile karışmaktadır. Obturator internus ile büyük trokanterin medial

yüzeyine yerleşmektedir. Bu kas, uyluğun dış rotasyonunda rol oynar ve kalçayı içeren cerrahi işaretler ve prosedürler için önemlidir. Superior gemellus kasının anatomisinde yokluk veya çoğaltma gibi varyasyonlar bildirilmiştir ve klinik uygulamada etkileri olabilir [190].

1.5.3.12. İnferior Gemellus

İnferior gemellus kası, proksimal uyluğun gluteal bölgesinde bulunan kısa dış döndürücü kaslardan biridir. Genellikle superior gemellus ve obturator internus kasları ile birlikte bulunur ve triceps coxae olarak bilinen birleşik bir tendon oluşturmaktadır. Alt gemellus kası, uyluğun dış rotasyonunda rol oynar ve Kocher–Langenbeck ve posterior yaklaşım gibi kalçaya yapılan cerrahi yaklaşımlarda önemlidir. Kalça ameliyatları sırasında medial sirkumfleks femoral arterin tanımlanması ve korunması için de gereklidir. Alt gemellus kasının anatomisindeki yanlış yerleştirme ve çoğaltma gibi varyasyonlar kas zayıflığına yol açabilir ve cerrahlar, fizyoterapistler ve radyologlar için etkileri olabilir [191].

1.5.3.13. Obturator İnternus

Obturator internus, pelvik bölgede bulunan bir kastır. Obturator externus kasını ve nörovasküler demeti de içeren obturatör bölgenin bir parçasıdır. Obturator internus kası, pelvik tabanın levator ani kası ile fonksiyonel bir ilişkiye sahiptir ve obturator fasya yoluyla temas halindedir. Obturator internus kası kalça eklemi hareketinde rol oynamakta ve pelvik taban desteğine katkıda bulunmaktadır. Obturator internus kasının yörüngesi, obturator externus kasınınkinden farklıdır ve işlevlerindeki farklılıkları göstermektedir [192].

1.5.3.14. Quadratus Femoris

Quadratus femoris, gluteal bölgede ve kalça eklemindeki iki küçük kası innerve eden sakral pleksusun bir siniridir. Anatomisi denervasyon prosedürleri için önemlidir. Rektus femoris, uyluğun ön bölmesinde bulunan uzun, etli bir kastır. Alt iliak omurgadan kaynaklanan doğrudan kafa ve asetabüler sırttan kaynaklanan dolaylı kafa olmak üzere iki menşe başı bulunmaktadır. Bu iki kafa birleşerek kökenlerinin altındaki birleşik tendon haline gelmektedir. Rektus femoris, vastus intermedius, vastus medialis ve vastus lateralis'i içeren kuadriseps grubu karmaşık ve değişken morfolojiye sahiptir. Üyeleri ve bir bilaminar veya trilaminar düzenleme arasında füzyonda değişkenliğe sahip olduğu bulunmuştur. Patella üzerindeki vastus medialis ve vastus lateralis'in yerleştirme seviyesi de büyük ölçüde değişmektedir [193].

1.5.3.15. Adductor Longus

Adduktör longus kası kasık kemiğinden kaynaklanmakta ve linea aspera'ya kadar uzanmaktadır. Futbol veya buz hokeyi gibi temas sporlarında sıklıkla yaralanmaktadır. Mevcut literatürde, adduktör longus kasının yardımcı kafaları ve bunların klinik önemi hakkında bilgi yoktur. Aksesuar kafalar derin femoral, yüzeysel dış pudendal ve femoral damarlardan vasküler besleme almaktadır. Kalça addüktör kaslarının varyant anatomisini anlamak, yaralanmaları veya yırtılmaları tedavi eden fizyoterapistler ve ortopedistler için çok önemlidir. Kayma dalgası elastografisi, addüktör longus kasının farklı bölgelerindeki pasif kuvveti ölçmek için kullanılabilir ve birim yük başına kesme modülündeki artış hızı kas mimari parametreleri ile ilişkilendirilebilir [194].

1.5.3.16. Adductor Brevis

Adductor brevis, uyluğun medial bölmesinde bulunan bir kastır. Uyluğun adduksiyonundan ve medial rotasyonundan sorumludur. Adductor brevis anatomisindeki farklılıklar nadirdir ancak bildirilmiştir. Yapılan bir çalışmada, addüktör kasların proksimal morfolojisi araştırılmıştır. Adductor brevis'in daha önce kaydedilmemiş geniş bir kas içi tendon içerdiği bulunmuştur. Çalışma ayrıca adduktör brevis ve diğer addüktör kaslar arasındaki vaskülaritede farklılıklar belirtmiştir [195].

1.5.3.17. Adductor Magnus

Adduktör magnus, uyluğun medial bölmesinde bulunan bir kastır. Pelvisden kaynaklanır ve femur üzerine yerleşmektedir. Uyluğun bir addüktörü olarak hizmet eder ve ayrıca yürüyüş sırasında pelvisin stabilize edilmesinde rol oynamaktadır. Adduktör magnus, medial bölmedeki en büyük kastır ve bir addüktör kısmına ve bir hamstring kısmına bölünmüştür [196]. Adductor magnus sabit perforatör damar anatomisine sahiptir ve perforatör damarların başlangıç konumlarına göre üç kategoriye ayrılabilir: kas içi perforatör, adductor magnus orta tabaka perforatörü ve adductor magnus derin tabaka perforatörü. Adduktor magnus'un ayrıca uyluktaki medial sirkumfleks femoral arter ve obturator externus kası gibi diğer yapılarla da bir ilişkisi vardır [197].

1.5.4. Kapsül Yapısı

Kalça eklemi kapsülü, kalça eklemini çevreleyen ve eklem stabilitesi ve hareketliliğinde önemli bir rol oynayan kalın, fibröz bir manşondur. Kapsül, ana ağırlık taşıyan gerilmelerin meydana geldiği anterosuperior bölgede daha kalın ve posteroinferior

bölgede daha incedir. Kapsülün bir parçası olan iliofemoral ligament, gluteus minimus ligamenti ve iliopsoaların derin aponevrozu ile süreklidir. Kapsül ayrıca rektus femoris, gluteus minimus, iliokapsularis ve dış döndürücü kaslar gibi perikapsüler yapılara eklenmektedir [198].

1.5.4.1. Bağ Dokusu Tabakası

Sinovyal zar eklem yüzeyini kaplar ve gevşek bağ dokusu dışını çevreler ve vasküler beslemesini desteklemektedir. Kalça kapsülü, rektus femoris, gluteus minimus, iliocapsularis ve piriformis gibi perikapsüler yapılarla ve kısa dış döndürücü kaslarla karmaşık ilişkilere sahiptir. Kapsülün en kalın kısmı asetabüler orijinine yakın posterosuperior ve üstte iken, en ince kısmı femur girişine yakındır. Transvers asetabüler ligament ile güçlü bir şekilde sabitlenmiş olan asetabüler labrum, limbusu teğetsel olarak çevrelemekte ve kalça ekleminin fizyolojik yüke bağlı uyumsuzluğunda rol oynamaktadır. İliofemoral ligament, kalçanın ön translasyonunu ve dış rotasyonunu kontrol etmek için birincil stabilize edici yapıdır [199].

1.5.4.2. Sinoviyal Membran

Sinovyal zar, eklemleri kaplayan ve homeostazın korunmasında rol oynayan karmaşık bir yapıdır. Bir intimal tabaka ve bir subintimal tabaka olmak üzere iki katmandan oluşur. Eklem boşluğuna bakan intimal tabaka, sinovyal sıvıyı üretir ve emer. Makrofaj görevi gören A tipi hücreler ve hücre dışı matris proteinleri üreten B tipi hücreler ile tip A ve tip B sinovyositlerden oluşmaktadır. Subintimal tabaka kan damarlarını, sinirleri ve fibroblastları içerir ve işlevi tam olarak anlaşılmamıştır [200]. Kalça ekleminin sinovyal zarı, asetabulumun dış kenarından çıkan ve proksimal femura giren kalın, silindirik, fibröz bir manşon ile kapsül oluşturmaktadır. Farklı bağlarla güçlendirilmekle beraber, eklem uyumunun ve stabilitesinin korunmasına yardımcı olmaktadır [198].

1.5.5. Kalça Eklemi Biyomekaniği

Kalça eklemi, kıkırdak ve fibrokartilaj ile güçlendirilmiş kemikli yapılara sahip stabil bir eklemdir. Statik stabilite eklem kapsülü ve yardımcı ligamentler tarafından sağlanırken, bel omurgası ve pelvik kemikten bağlanan kalçayı çevreleyen kaslar aracılığıyla dinamik stabilite sağlanır. Bu kasların kısalması pelvis ve lomber omurganın deformitesine neden olabilir. Kalça eklemi, femur başının top görevi gördüğü ve asetabulumun soket görevi gören sinovyal bir eklemdir. Eklem boşluğu sinovyal sıvı ile doldurulmuş fibröz bir kapsül ve bir sinovyal zar ile çevrilidir. Kalça ekleminin stabilitesi, güçlü bir ligamentöz

sistem ve eklemi kapatan ve sürtünmeyi azaltan asetabüler labrum ile arttırılmaktadır. Biyomekanik, kemik, kıkırdak, bağlar, sinovyal sıvı ve tendonlar gibi dokuların kuvvetlerini, momentlerini ve hareketlerini incelemektedir [201]. Organizmaların özelliklerini ve işlevlerini anlamak ve ayrıca eklem replasmanı ve kırık fiksasyonunda kullanılan cihazların geliştirilmesi ve tasarımı için önemlidir. Kalça eklemi, kalça protezlerinin tasarımında ve malzeme seçiminde yardımcı olabilecek sonlu elemanlar analizi gibi sayısal yöntemler kullanılarak analiz edilebilir [202].

1.6. LİTERATÜR TARAMASI

2003 yılında Praet ve Louwerens tarafından yapılan çalışmada, ayakkabı tasarımının diyabetik nöropatili hastaların yürüme sırasındaki plantar basınç dinamikleri üzerine etkisi araştırılmıştır. Deneylerde üç ayakkabı tasarımı kategorisi test edilmiştir. Gerçekleştirilen çalışmada 9 noktadan basınç ölçümü sağlanmıştır. Toplam temas alanı ve ayak altındaki birden fazla alandaki biyomekanik değişkenler ölçülmüştür. Sallanan taban prensibine sahip ayakkabılar, topuk ve merkezi metatars başları altındaki basıncı %35–65 oranında azalmıştır. Nöropatik ayakları olan hastaların ön ayağını boşaltmanın en etkili yolunun, sallanan taban prensibinin kullanılması olduğu belirtilmiştir. Genel olarak iç taban etkisinin ayakkabının tasarım özelliklerine bağlı olduğu rapor edilmiştir [203].

2004 yılında Pappas ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada, düşük ayak yürüme disfonksiyonu olan denekler için programlanabilir fonksiyonel elektriksel stimülasyon sistemi ile birlikte yeni bir yürüyüş fazı algılama sensörünün kullanıldığı hasta deneylerinin sonuçları sunulmuştur. Yapılan çalışmada 3 noktadan basınç ölçümü sağlanmıştır. Yürüyüş fazı algılama sensörleri tamamen ayakkabı iç tabanına yerleştirilmiştir ve yürüyüş döngüsü sırasında gerçek zamanlı olarak dört olayı algılamaktadır: duruş, topuktan çıkma, sallanma ve topuk vuruşu. Aletli yürüyüş fazı algılama sensörü iç taban, ayağın açısal hızını ölçen minyatür bir jiroskoptan ve ayakkabı iç tabanında topuk ve metatarsal kemiklerdeki kuvvet yükünü ölçen üç kuvvete duyarlı dirençten oluşmuştur. Çıkarılan yürüyüş fazı sinyali, gömülü mikro denetleyiciden elektriksel simülatöre iletilmiş ve elektriksel stimülasyon dizilerini zamanlamak için sonlu durum kontrol şemasında kullanılmıştır. Bu birleşik sensör ve stimülasyon sisteminin, beyin felci, omurilik yaralanması veya nörolojik hastalıklardan sonra çok çeşitli yürüme bozukluklarında rehabilitasyon eğitimi veya kalıcı kullanım için bir

yürüme yardımcısı olarak hizmet etme potansiyeline sahip olduğu sonucuna varılmıştır [204].

2006 yılında Chen ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada, hem sekiz özel plantar bölge altındaki basınç dağılımını hem de kişinin normal yürüyüşü sırasındaki ortalama plantar basıncı ölçmek için ayakkabıya entegre akıllı bir sistem geliştirilmiştir. Sistem temel olarak her ayağın kemik çıkıntıları altında düzenlenmiş 8 adet kuvvet algılama direncinden, mikroişlemci tabanlı bir ana karttan ve radyo frekansı kablosuz iletişim modülünden oluşmuştur. Dijital örnekleme frekansı yürüme aktivitesi için yeterli olan 50 Hz olarak belirlenmiştir. Deneysel sonuçlar, sistemin küçük ortalama kare hatası ile doğru ortalama basınç tahminini başarabildiğini göstermiştir. Çalışmanın amacının kas-iskelet sistemi ve nörolojik bozuklukları olan hastaların günlük yaşamlarında normal yürüyüş geliştirmelerine yardımcı olmak amacıyla ortalama plantar basıncın değerini tahmin etmek için güvenilir ve uygun maliyetli bir sistem sağlamak olduğu belirtilmiştir [205].

2008 yılında Bamberg ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada, geleneksel hareket laboratuvarının sınırları dışında yürüyüş analizi sağlamak için geliştirilen kablosuz giyilebilir bir sistem tanımlanmıştır. Sensör paketi üç ortogonal jiroskop, üç ortogonal ivmeölçer, dört kuvvet sensörü, iki dinamik basınç sensörü, iki çift yönlü bükülme sensörünün yanı sıra elektrik alan yükseklik sensörlerini içermektedir. Kalibre edilmiş sensör çıktıları, Massachusetts Genel Hastanesi Biomotion Laboratuvarı'ndan eş zamanlı olarak elde edilen sonuçlarla analiz edilip doğrulanmıştır. Geliştirilen prototip topuk vuruşunu ve ayak parmağı kalkışını algılamanın yanı sıra ayak yönelimini ve konumunu tahmin etme konusunda oldukça tutarlı sonuçlar vermiştir [28].

2010 yılında Shu ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada, tekstil kumaş sensör dizisine dayanan ayakkabı içi plantar basınç ölçüm ve analiz sistemi tasarlanmıştır. Gerçekleştirilen prototipte 6 noktadan basınç ölçümü sağlanmıştır. Sensörler, iletken iplikler aracılığıyla yumuşak bir polimerik levhaya bağlanmış ve bir iç tabana entegre edilmiştir. Kararlı bir veri toplama sistemi iç tabanla arayüz oluşturmuş ve elde edilen veriler bluetooth yolu üzerinden kablosuz olarak uzaktaki alıcıya iletilmiştir. Ortalama basınç, tepe basıncı, basınç merkezi ve basınç merkezinin değişim hızı gibi parametreleri hesaplamak için gerçek zamanlı bir görüntüleme ve analiz yazılımı sunulmuştur. Deneysel sonuçlar, bu sistemin hem statik hem de dinamik ölçümlerde istikrarlı bir performansa sahip olduğunu göstermiştir [29].

2011 yılında Saito ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada, uzaysal ve zamansal çözünürlük azaltılarak gerçek yaşam koşullarında plantar basıncı izlemek için ayakkabıya entegre edilen yeni bir cihazın geliştirilmesi rapor edilmiştir. Cihaz, basınca duyarlı yedi iletken kauçuk sensöre sahip bir ayakkabı iç tabanından ve daha küçük bir ölçüm ünitesine entegre edilmiş bir kablosuz veri iletim ünitesinden oluşmaktadır. F–tarama sistemi kullanılarak cihazın doğrulanması için bir karşılaştırma deneyi yapılmış ve cihazın ilk testi, bir genç yetişkin denek ile iki yaşlı deneğin engelsiz yürüyüşlerinin kaydedilmesiyle gerçekleştirilmiştir. Her denek, ayakkabı içi cihazı giyerken herhangi bir yardımcı cihaz olmadan 7 m boyunca rahat bir hızda, düz bir yürüme denemesi gerçekleştirmiştir. Yürüyüş sırasında kaydedilen plantar basınçtaki değişiklikler genç denekle karşılaştırıldığında yaşlı bireyin topuk altındaki basıncın daha küçük olduğu görülmüştür. Çalışmanın sonucunda ayakkabı içi cihazın, günlük yaşam sırasında plantar basıncı izlemek için kullanılabileceği ve çeşitli klinik uygulamalarda faydalı olabileceği belirtilmiştir [206].

2012 yılında Healy ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada, plantar basıncı sürekli olarak izleyebilen yeni bir taşınabilir sistemin, ticari olarak mevcut ve yaygın olarak kullanılan başka bir sistemle karşılaştırıldığında sürekliliği değerlendirilmektedir. Çalışmada gerçekleştirilen prototipte 8 noktadan basınç ölçümü sağlanmıştır. Deneyler için 3 sağlıklı erkek bireyden örnekler alınmıştır. Sonuçlar F–Scan yazılımı ile işlenerek dışa aktarılmıştır [27].

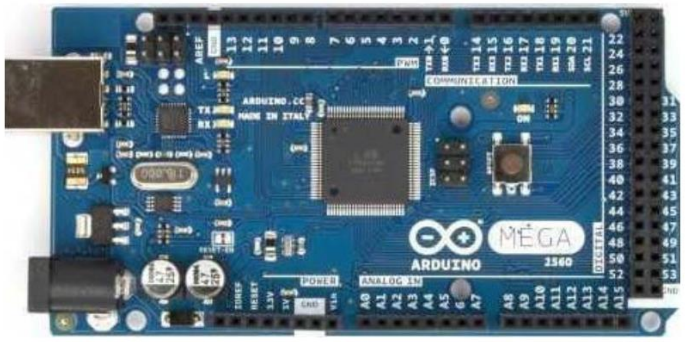
2. MATERYAL VE YÖNTEM

2.1. MALZEME VE EKİPMAN

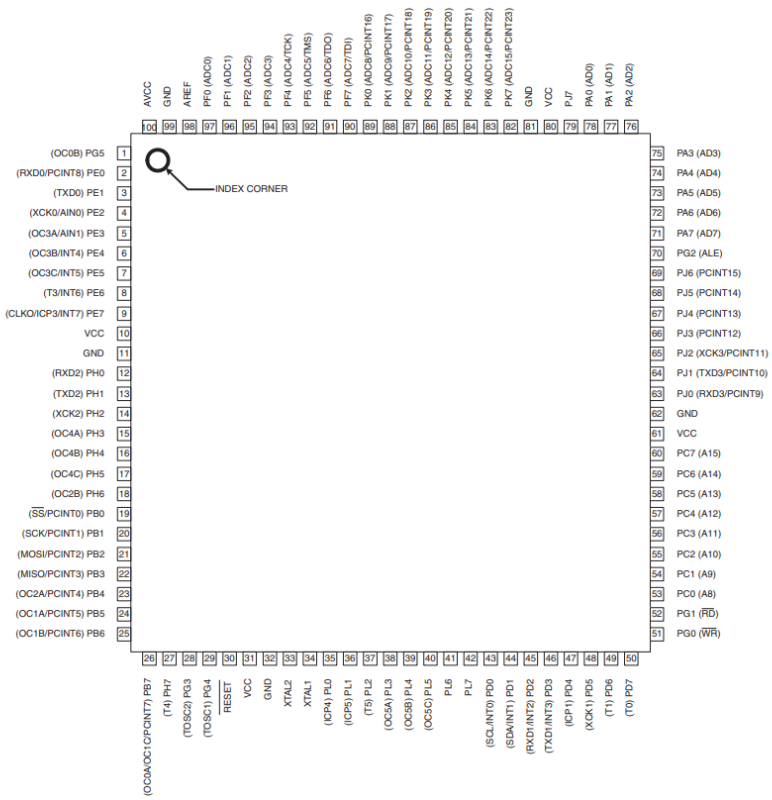
Bu çalışmada basınç değerlerinin okunarak işlenmesini sağlamak için Arduino Mega, basınç değerlerini ölçebilmek için velostat naylon, verilerin gösterimi için 128x32 OLED ekran, tek bir pinden sırayla tüm analog verileri okuyabilmek (4 adet) ve sırayla karşı şeritlere güç verebilmek için (4 adet) toplamda 8 adet CD4051 multiplexer, tabanlıkta güç dağılımı ve analog veri aktarımı sağlamak için bakır bant, velostat üzerindeki direnç ile arasında gerilim bölücü oluşabilmesi için 1,5K ohm direnç, tabanlık ve Arduino Mega arasındaki bağlantıyı sağlamak için 0,2 mm kalınlığında emaye kaplı bakır tel olmak üzere toplamda 7 farklı materyal kullanılmıştır.

2.1.1. Arduino Mega

Arduino Mega, ATmega2560 mikrodenetleyiciye dayanan bir devre kartıdır. 54 adet dijital I/O pini (15 tanesi PWM olarak çıkış verebilmektedir), 16 analog giriş, 4 UART (donanımsal seri haberleşme portu), 16 MHz kristal osilatör devresi, USB bağlantısı portu, güç girişi, ICSP başlığı ve reset butonu bulundurmaktadır. Arduino Mega, gerçek zamanlı araç takibi [207], akıllı izleme aracı [208] ve geçici paket depolama sistemi [209] gibi çeşitli projelerde kullanılabilmektedir. Arduino Mega, kolay programlama, genişletilebilirlik ve uygun fiyat avantajları sunmaktadır.



Şekil 2.1. Arduino Mega [210].



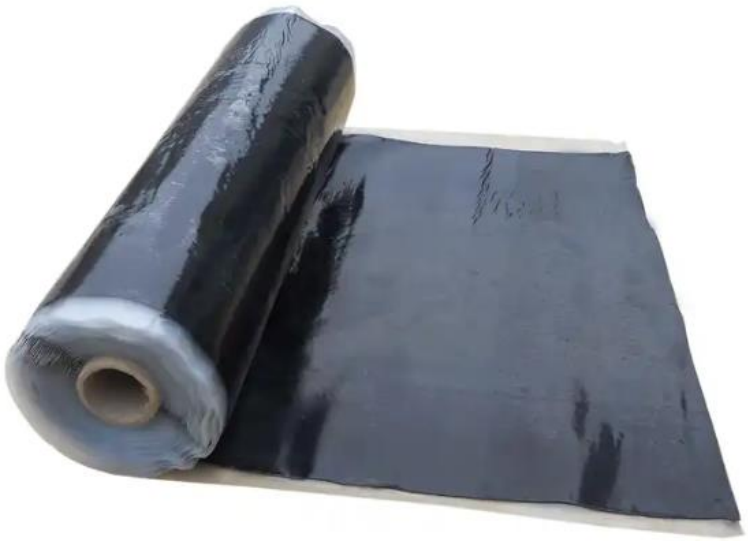
Şekil 2.2. Arduino Mega Üzerindeki Mikrodenetleyici Yapısı.

Çizelge 2.1. Arduino Mega Teknik Özellikleri [211].

Mikrodenetleyici	Atmega 2560
Çalışma Gerilimi	5V DC
Tavsiye Edilen Besleme Gerilimi	7–12 V DC
Analog Giriş Pin Sayısı	16 Adet
Giriş/Çıkış Sayısı	54 Adet (15 PWM)
Giriş/Çıkış Pinleri İçin Maksimum DC Giriş/Çıkış Akımı	40 mA
Saat Frekansı	16 MHz
EEPROM	4 KB

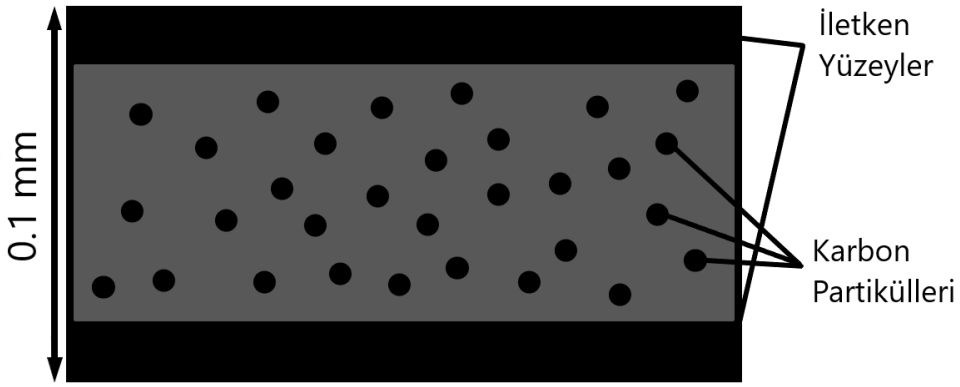
2.1.2. Velostat Naylon

Velostat naylonlar, çeşitli uygulamalarda kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Basınca duyarlı velostat naylonlar, çeşitli basınç seviyelerine duyarlıdır ve bu özellikleri, malzemenin belirli bir basınca karşı hassasiyetini belirlemektedir. Velostat naylonlar ile basınç sensörü veya esnek sensör uygulamaları yapılabilmektedir [212].



Şekil 2.3. Velostat Naylon.

Velostat, polimer matris içerisinde dağılmış mikro boyutta karbon parçacıkların bir kombinasyonunu içeren bir tür piezoelektrik malzemedir.



Şekil 2.4. Velostat Naylon İç Yapısı.

Çizelge 2.2. Velostat Naylon Özellikleri.

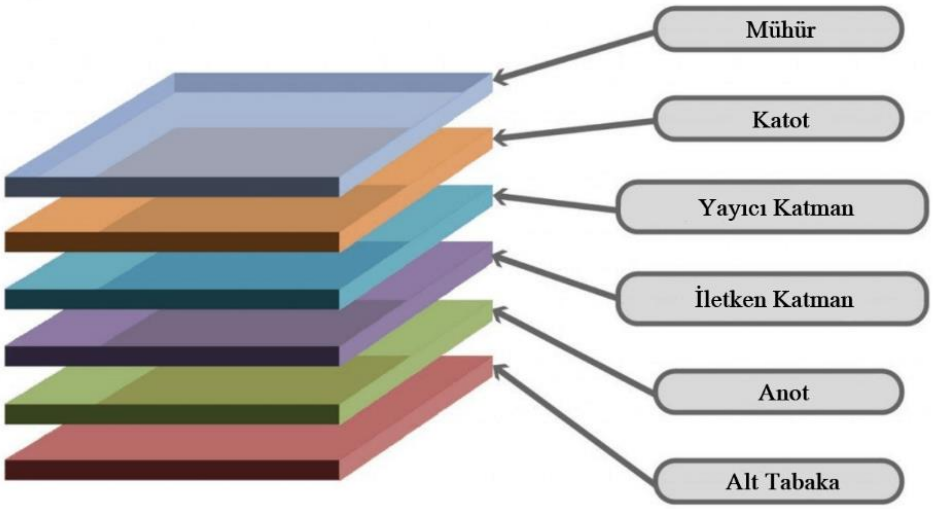
Ebat	20x40 cm
Kalınlık	0,1 mm
Ağırlık	20 g
Sıcaklık Sınırları	-45 °C – 65 °C (-50 °F – 150 °F)
Ses Dayanımı	<500 ohm-cm
Yüzey Dayanımı	<31000 ohm / sq.cm

2.1.3. 128x32 OLED Ekran

OLED ekranlar, eskiden kullanılan sıvı kristal ekranların (LCD) aksine her pikselde kendi ışığını üretebilen ekranlardır. Bu ekran ile Arduino arasında I2C protokolü ile haberleşme sağlanmaktadır. OLED ekranda VCC pini (5V besleme gerilimi için), GND pini (toprak bağlantısı için), SDA ve SCL pinleri (I2C haberleşmesi için) olmak üzere toplamda 4 adet pin kullanılmaktadır [213].



Şekil 2.5. OLED Ekran.



Şekil 2.6. OLED Ekran İç Yapısı.

Çizelge 2.3. OLED Ekran Pin Açıklamaları.

GND	Toprak
VCC	Besleme Gerilimi
SCL	Saat Darbesi
SDA	Veri Hattı

Çizelge 2.4. OLED Ekran Teknik Özellikleri.

Ekran Teknolojisi	OLED (Organik LED)
Haberleşme Protokolü	I^2C/SPI
Ekran Boyutu	0,91”
Çözünürlük	128x32 piksel
Çalışma Voltajı	3,3V–5V
Çalışma Akımı	20 mA max
Görüntüleme Açısı	160°

2.1.4. CD4051 Multiplexer

CD4051, analog sinyallerin seçilmesi ve yönlendirilmesi için tasarlanmış bir CMOS çoklayıcı entegresidir. Bu entegre, genellikle elektronik devrelerde çeşitli sensörler, veri kaynakları veya diğer analog sinyal kaynakları arasında geçiş yapmak için kullanılmaktadır. Temel olarak 8 kanallı bir çoklayıcıdır, yani 8 farklı analog girişi tek bir analog çıkışa bağlamak veya tek bir analog girişi 8 farklı çıkışa yönlendirmek mümkündür. Bu, çok sayıda analog sinyalin aynı hatta veya devreye bağlanmasını sağlayarak sistem esnekliğini artırmaktadır. Ayrıca sadece giriş için değil kullanım alanına göre değişkenlik göstermekle birlikte çıkış işlemlerinde de kullanılabilecek bir entegredir.

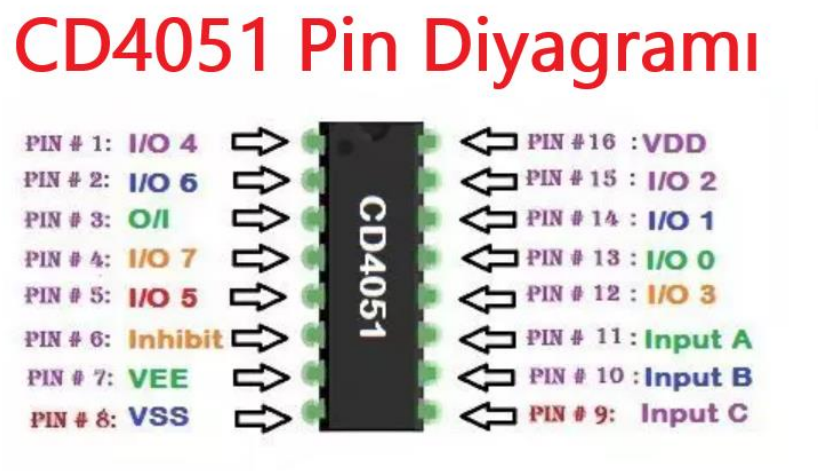
Entegre, bir dizi anahtarlama elemanı içerir ve bu elemanlar, dijital kontrol sinyalleri tarafından yönetilir. Kontrol sinyalleri, hangi girişin veya çıkışın etkin olduğunu belirleyerek entegrenin işlevselliğini ve giriş çıkışları kontrol etmektedir. Bu özellik, kullanıcıya belirli bir analog sinyali seçme ve işleme yeteneği sağlamaktadır. Kontrol sinyalleri genellikle mikrodenetleyici veya başka bir dijital kontrol kaynağı tarafından sağlanmaktadır.

CD4051'in çalışma gerilimi geniş bir uygulama yelpazesi sunmaktadır. Ayrıca, düşük güç tüketimi ile enerji verimliliği sağlamaktadır. Elektriksel özellikleri arasında düşük giriş kapasitesi ve yüksek giriş direnci bulunmakta, bu da sinyal bütünlüğünü korumaktadır.

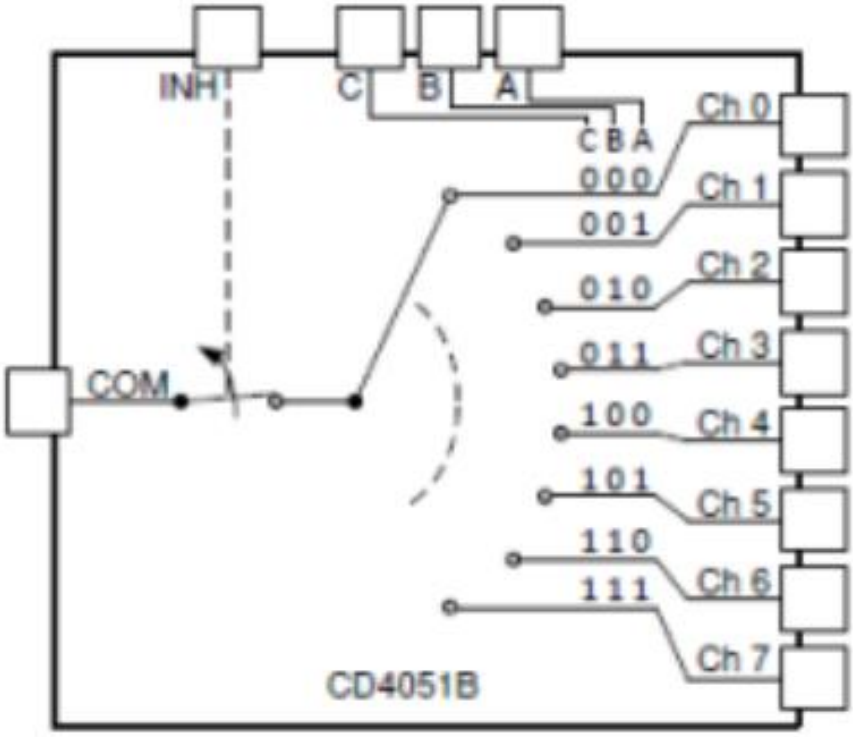
CD4051, akademik çalışmalarda tek devre kartlarıyla biyosinyalleri ölçme [214], analog sinyal işleme, sensör ağları, veri toplama, ses ve video uygulamaları gibi alanlarda kullanılmaktadır.

Çizelge 2.5. CD4051 Multiplexer Teknik Özellikleri.

Besleme Voltajı	-0,5 – 20 V
Giriş Voltajı	-0,5 – VDD+0,5 V
Giriş Akımı	-10 – 10 mA
Çalışma Sıcaklığı	-65 – 150 °C



Şekil 2.7. CD4051 Pin Diyagramı.



Şekil 2.8. CD4051 İç Yapısı.

Çizelge 2.6. CD4051 Pin Tanımlamaları.

I/O (1,2,3,4,5,6,7)	Giriş/Çıkış Pinleri
O/I	Ortak Çıkış/Giriş Pini
Input (A, B, C)	Giriş Çıkış Seçme (Kontrol) Pini
Inhibit	Ortak Pin ile I/O Pinlerinin Bağlantısını Ayarlama Pini
VSS	Toprak
VEE	Negatif Besleme
VDD	Pozitif Besleme

Çizelge 2.7. CD4051 Çıkış Kontrol Diyagramı.

Giriş Durumu				Çıkış Kanalı (I/O)
INHIBIT	A	B	C	
0	0	0	0	0
0	1	0	0	1
0	0	1	0	2
0	1	1	0	3
0	0	0	1	4
0	1	0	1	5
0	0	1	1	6
0	1	1	1	7
1	X	X	X	Çıkış Yok

2.1.5. Bakır Bant

Bakır bantlar, bakırın özel bir işlemle ince bir formda düzleştirilmesiyle elde edilmektedir. Bu bantlar genellikle belirli kalınlık ve genişlik ölçülerine sahiptir. Bakırın mükemmel iletkenlik özellikleri, bu bantların elektriksel uygulamalarda tercih edilmesini sağlar.

Bakır, düşük direnç ve yüksek iletkenlik özellikleri nedeniyle elektrik akımını etkili bir şekilde iletebilen bir metaldir [215]. Bu sayede bakır bantlar elektrik devrelerinde ve mikro elektronik uygulamalarda yaygın olarak kullanılabilmektedir.

Bakır bantlar, genellikle esnek ve işlenebilir yapılarıyla bilinir. Bu özellik, bakır bantların çeşitli şekillerde bükülebilmesini, katlanabilmesini ve form alabilmesini sağlar. Bu,

özellikle devre kartı tasarımı gibi uygulamalarda avantaj sağlamaktadır.

Bakır, atmosferik koşullara karşı oldukça dirençlidir ve doğal olarak bir oksit tabakası oluşturarak kendini korur. Bu özellik, bakır bantların uzun vadeli dayanıklılığını artırmaktadır [216].

Bakır bantlar, antenler, elektronik devre kartları, enerji iletim hatları ve diğer elektriksel bağlantılar gibi birçok uygulamada kullanılmaktadır. Ayrıca, RF uygulamalarında ve elektromanyetik kalkanlama için yaygın olarak tercih edilir. Bakır bantlar, güçlü iletkenlikleri ve esnek yapıları nedeniyle güneş panelleri, esnek elektronik cihazlar ve giyilebilir teknolojiler gibi ileri teknoloji uygulamalarında da kullanılmaktadır.



Şekil 2.9. Bakır Bant.

Çizelge 2.8. Bakır Bant Teknik Özellikleri.

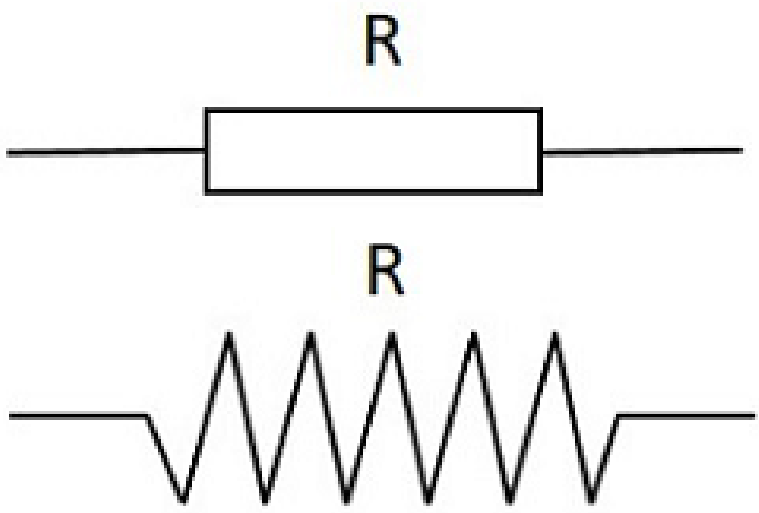
Genişlik	5 mm
Uzunluk	20 m
Malzeme	%99,98 Bakır
Sıcaklık Dayanımı	-10 – 150 °C

2.1.6. Direnç

Direnç, elektrik akımının bir malzeme içerisinde karşılaştığı zorluk ya da engeldir. Direnç, Ohm (Ω) birimi ile ölçülmektedir. Ohm, bir devrenin direncinin birimi olarak kullanılır ve bir malzemenin direnci, uygulanan voltaj ile akım arasındaki ilişki olarak ifade edilmektedir. Ohm yasası, bir malzemenin direncini, malzemenin direnç katsayısı, uzunluğu ve kesit alanı kullanılarak hesaplanmasına olanak tanımaktadır.

Direnç, iletkenlik ve yalıtkanlık arasında bir özellik sınıflandırması yapmaktadır. Metal

gibi iyi iletken malzemeler düşük dirence sahiptir, çünkü elektronlar bu malzemelerde serbestçe hareket edebilmektedir [217]. Yalıtkanlar ise elektrik akımını engeller ve yüksek dirence sahiptir. Direnç, elektrik devrelerinde istenmeyen enerji kayıplarına neden olabilir, ancak aynı zamanda devrelerin stabil çalışmasını ve kontrol edilmesini sağlamak için de önemlidir.



Şekil 2.10. Direncin Sembolik Gösterimi.

2.1.6.1. SMD Dirençler

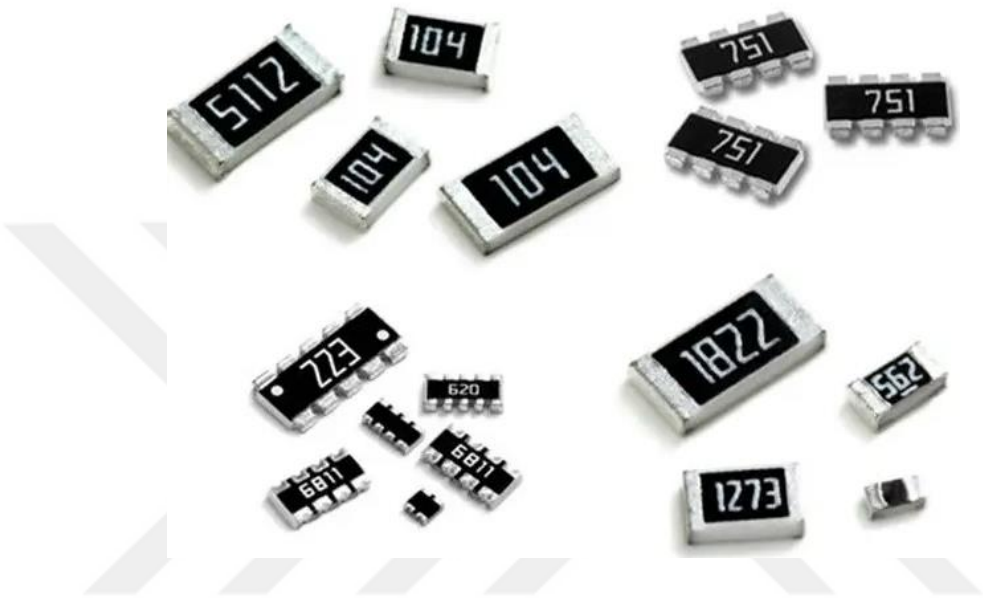
SMD dirençleri, yüzeye monte edilebilen ve genellikle minyatür boyutlarda olan direnç türleridir. Bu dirençlerin özel yapısı, kompakt tasarım ve otomatik üretim süreçlerine uygunluğu sayesinde özellikle entegre devreler ve diğer yüzey monteli bileşenlerle birlikte kullanılmak üzere tasarlanmıştır [218]. SMD dirençleri, birçok endüstri standardına uygun olarak seri üretim süreçlerinden geçmektedir. Entegre devre kartları üzerine otomatik olarak yerleştirilirler ve genellikle lehim banyoları veya reflow lehimleme işlemleri kullanılarak monte edilmektedir. Bu yöntem, hızlı ve hassas montajı mümkün hale getirmektedir.

SMD dirençleri genellikle standart bir kodlama sistemine tabidir. Örneğin, direnç değeri ve toleransı belirten üç veya dört rakamlı bir kod kullanılmaktadır. Ayrıca, direnç boyutları, genişlik ve uzunluk gibi fiziksel özellikler standartlara uygun olarak belirlenmiştir.

SMD dirençleri, özellikle taşınabilir elektronik cihazlarda, bilgisayar sistemlerinde,

telekomünikasyon ekipmanlarında ve otomotiv elektroniğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. İnce profilleri ve hafif yapıları, bu dirençleri çeşitli uygulamalarda tercih edilebilir kılar.

SMD dirençleri, standart telli dirençlerle benzer elektriksel performans özelliklerine sahiptir. Direnç değerleri, toleransları ve güç kapasiteleri, uygulama gereksinimlerine uyacak şekilde çeşitlilik göstermektedir.



Şekil 2.11. SMD Dirençler.

Çizelge 2.9. SMD Dirençlerin Kılıf Özellikleri.

Kılıf	Boyut(mm)	Boyut(inç)	Güç Dayanımı
01005	0,25 x 0,125	0,1 x 0,05	0,031 W
0201	0,5 x 0,25	0,2 x 0,1	0,05 W
0402	1 x 0,5	0,4 x 0,2	0,063 W
0603	1,6 x 0,8	0,6 x 0,3	0,1 W
0805	2 x 1,25	0,8 x 0,5	0,125 W
1206	3 x 1,6	1,2 x 0,6	0,25 W
1210	3 x 2,5	1,2 x 1	0,5 W
1812	4,5 x 3	1,8 x 1,2	0,75 W
2010	5 x 2,5	2 x 1	0,75 W
2512	6,25 x 3	2,5 x 1,2	1 W

2.1.6.2. THT Dirençler

THT dirençler, elektronik devre kartlarına monte edilirken kartın yüzeyinden deliklere geçirilerek lehimleme işlemi ile bağlanan dirençlerdir. Bu dirençler genellikle çift telli bir yapıya sahiptir. THT dirençler genellikle seramik veya karbon film malzemelerinden üretilmektedir. Seramik dirençler, yüksek sıcaklık toleransına sahipken, karbon film dirençler daha düşük maliyetlidir. Bu sebeple fiyat performans ürünlerinde ucuz maliyet için bu dirençler kullanılmaktadır.

THT dirençler genellikle silindirik bir şekle sahiptir ve her iki ucunda da birer tel bulunmaktadır. Direnç değeri, renk kodu, numaralandırma veya diğer belirli işaretleme yöntemleri ile belirlenmektedir. Çizelge 2.10'da her bir renk kodunun çarpan değerleri verilmiştir. Bu renkler baz alınarak direnç değerleri kolaylıkla hesaplanabilmektedir. Tolerans şeritleri ise hesaplanan değerden olası sapma oranını belirtmektedir. Bu orana göre en yüksek sapma değeri gümüş renkli şeritlerde meydana gelmektedir.

THT dirençleri, devre kartlarına montajı için deliklerden geçirilir ve ardından her iki tarafından lehimleme işlemi ile kart ile bağlantı yapılmaktadır. Bu yöntem, özellikle manuel montaj süreçlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. THT dirençleri geniş bir uygulama yelpazesine sahiptir. Özellikle endüstriyel elektronik ekipmanlarında, güç kaynaklarında ve analog devrelerde sıkça kullanılmaktadır. Ayrıca bu devre elemanları neredeyse tüm elektronik cihazların devre kartlarında bulunmaktadır. Uygun fiyatları ve işlevsel kullanımı sayesinde elektronikçiler tarafından birçok farklı uygulamada kullanılmaktadır.



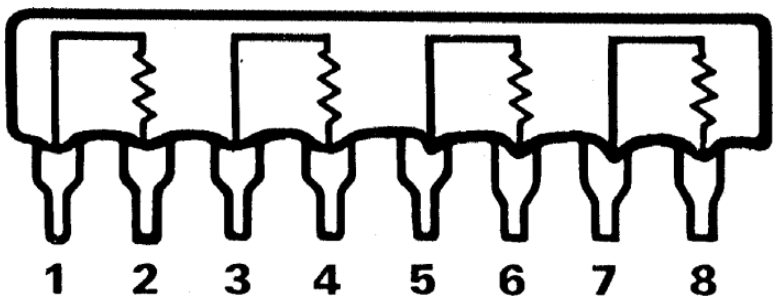
Şekil 2.12. THT Dirençler.

Çizelge 2.10. Direnç Değeri Hesaplama Tablosu.

Renk	Sayı	Çarpan	Tolerans
Siyah	0	10^0=1	–
Kahverengi	1	10^1=10	%1
Kırmızı	2	10^2=100	%2
Turuncu	3	10^3=1 000	–
Sarı	4	10^4=10 000	–
Yeşil	5	10^5=100 000	%0,5
Mavi	6	10^6=1 000 000	%0,25
Mor	7	10^7=10 000 000	%0,1
Gri	8	10^8=100 000 000	–
Beyaz	9	10^9=1 000 000 000	–
Altın	–	0,1	%5
Gümüş	–	0,01	%10

2.1.6.3. Sıra Dirençler

Sıra dirençleri, birbirine seri olarak bağlanmış bir dizi dirençten oluşan bileşen grubudur. Bu dirençler genellikle aynı direnç değerine sahip olup, belirli bir direnç değeri serisindeki standart değerlere uygun olarak üretilmektedir. Direnç elemanları genellikle karbon film, metal film veya tel sargılı direnç teknolojileri kullanılarak üretilmektedir.



Şekil 2.13. Sıra Direncin İç Yapısı.

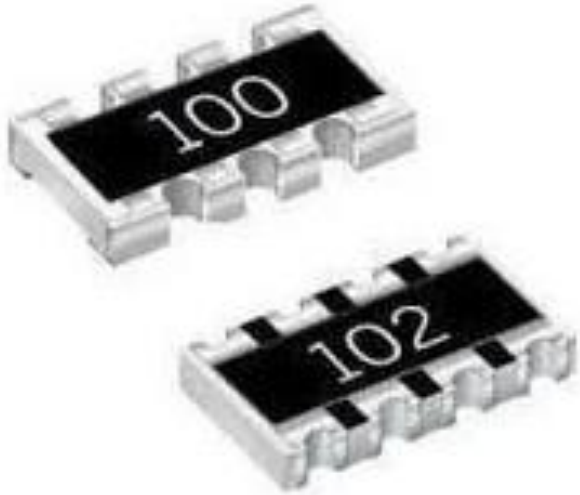
Sıra dirençler genellikle ince bir plastik veya seramik gövdeye sahiptir ve üzerlerinde direnç değerini belirten renk kodu veya sayısal değer bulunmaktadır. Çoğu sıra direnç, standart direnç değerleri üzerinden seçilerek tasarım sürecini kolaylaştırmaktadır.

Sıra dirençleri, her bir direnç elemanının diğerine seri bir şekilde bağlandığı bir diziyi temsil etmekte ve bu, toplam direnç değerinin, sıradaki direnç elemanlarının direnç

değerlerinin toplamına eşit olduğu anlamına gelmektedir. Sıra dirençler DIP ve SMD olmak üzere ikiye ayrılmaktadır.



Şekil 2.14. DIP Sıra Direnç.



Şekil 2.15. SMD Sıra Direnç.

2.1.7. Emaye Kaplı Bakır Tel

Bakır tel, elektrik iletkenliği yüksek olan bir malzemedir ve emaye kaplı bakır teller genellikle yüksek iletkenlik özelliklerini korumaktadır [219].

İzolasyon: Emaye tabakası, bakır telin yalnızca elektriksel olarak değil, aynı zamanda telin mekanik olarak da korunmasına yardımcı olmaktadır.

Esneklik: Emaye kaplı bakır teller genellikle esnek ve kolay şekil alabilen yapıya sahiptir.

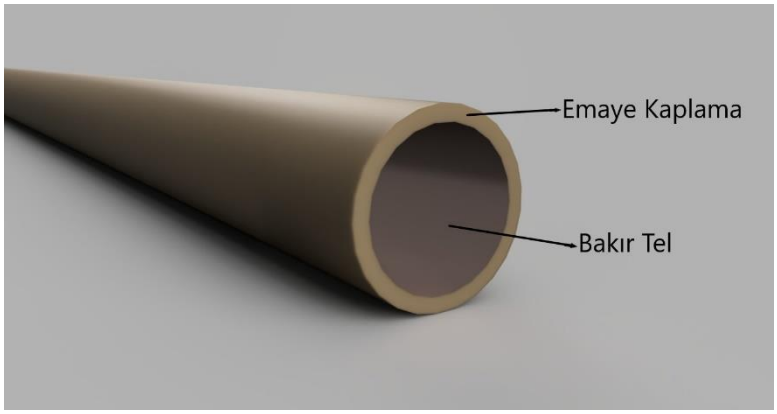
Yüksek İletkenlik: Bakırın doğal yüksek iletkenliği, emaye kaplı bakır tellerde de korunur, bu nedenle elektriksel uygulamalarda verimli bir şekilde kullanılmaktadır.



Şekil 2.16. Emaye Kaplı Bakır Tel.

Emaye kaplı bakır teller, özellikle bobinler, transformatörler, endüktörler ve elektromıknatıs uygulamalarında yaygın olarak kullanılmaktadır [220]. Bu teller, yüksek frekanslı uygulamalarda da tercih edilmektedir.

Emaye kaplı bakır teller, bakır telin bir polimer esaslı emaye malzemesi ile kaplanmasıyla üretilmektedir. Bu kaplama işlemi, bakır telin çapına uygun bir emaye tabakası ile sağlanmaktadır. Kaplama genellikle ısı ile sağlanmakta, ve telin üzerinde ince bir izolasyon tabakası oluşturmaktadır [221].



Şekil 2.17. Emaye Kaplı Bakır Telin İç Yapısı.

2.2. YÖNTEM

Yöntem kısmı 3 başlık altında işlenmiştir. Bunlar sırasıyla tasarım, elektronik ve yazılım başlıklarıdır. Tasarım başlığı altında tabanlığın şekillendirilmesi, bakır bantların ve velostat naylonların sisteme eklenmesi anlatılmıştır. Elektronik başlığı altında tabanlığa

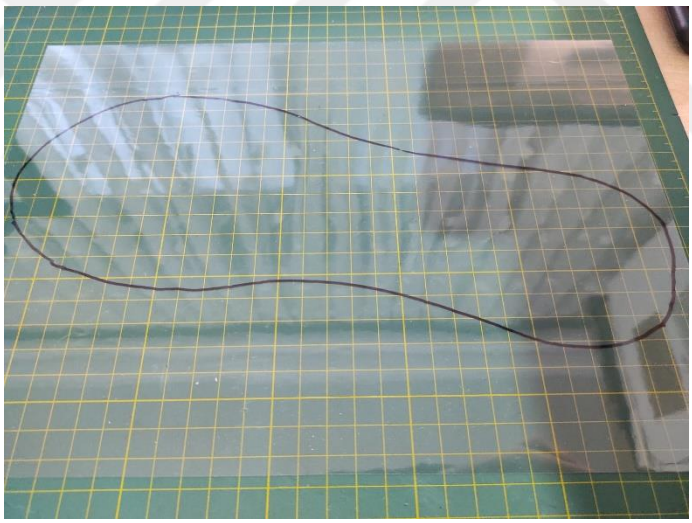
gönderilen ve alınan sinyallerin işlenebilmesi için multiplexer, direnç ve Arduino Mega bağlantıları yapılarak elektronik devre oluşturulmuştur. Ayrıca alınan verilerin gösterimi için de OLED ekran bağlantıları tanıtılmıştır. Yazılım başlığında ise verilerin okunması, işlenmesi ve görüntülenmesi konuları anlatılmıştır.

2.2.1. Tasarım

Tabanlık ince ve esnek yapıda tasarlanacağından dolayı bakır bantlar ve velostat naylon, asetat üzerine sabitlenecektir. Bu sayede kullanım sırasında rahatsız etmemekle birlikte esnek yapısı sayesinde ürün deformesi riskini de ortadan kaldıracağı düşünülmektedir.

2.2.1.1. Asetat Kesimi

Sistem tasarlama işlemi öncelikle asetat kesimi ile başlamıştır. Asetat, görüntü kirliliği yapmadan tabanlık tasarımını bir arada tutmak için ayak tabanı şeklinde kesilmiştir. Asetata aktarılan ayak tabanı çizimi 44 numara ayağa göre çizilmiştir. Temelde tüm yapı bu asetat üzerine inşa edilmiştir.



Şekil 2.18. Asetat Kesimi.

Şekil 2.18'da asetat sınırları belirlenmiş ve sonrasında 2 adet (alt ve üst katman) kesilmiştir.

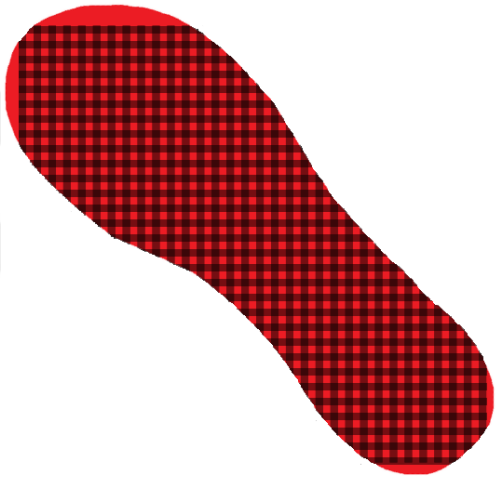
2.2.1.2. Bakır Bant Dizilimi

Bakır bantlar asetat üzerine paralel biçimde aralarında 2 mm boşluk kalacak şekilde yapıştırılmıştır. Boşluk bırakılmasının amacı esneme durumunda herhangi bir kısa devre oluşturmasını önlemektir. Ayrıca bakır bantlar alt yüzeyde yatay üst yüzeyde ise dikey olarak dizilmiştir. Bu sayede kesişim noktaları artırılmıştır. Şekil 2.19'da bakır bantların

üst yüzey dizilimi, alt yüzey dizilimi ve sembolik gösterimi yer almaktadır.



a) b)



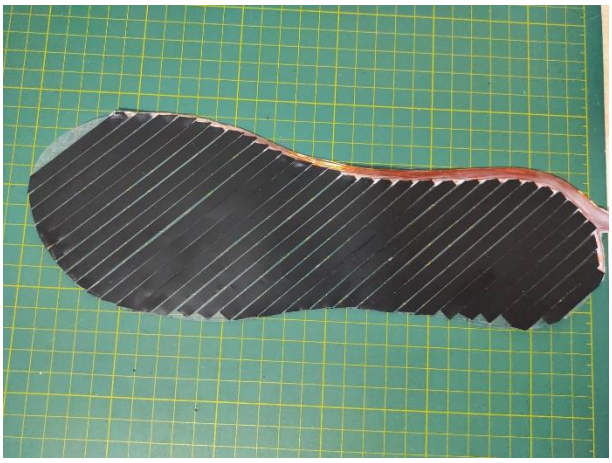
c)

Şekil 2.19. a) Bakır Bant Üst Yüzey Dizilimi. b) Bakır Bant Alt Yüzey Dizilimi. c) Bakır Bant Sembolik Dizilimi

Bakır bant diziliminin ardından velostat naylon dizilimi adımına geçilmiştir.

2.2.1.3. Velostat Naylon Dizilimi

Velostat naylonlar 28x28 cm standart boyutlarda tedarik edildiğinden dolayı 5mm kalınlığında şeritler elde edecek şekilde kesilerek başlanmıştır. Elde edilen velostat naylon şeritler hem alt hem de üst yüzeydeki bakır bantların üzerine yapıştırılmıştır. Velostat şeritlerin yüzeye tutunabilmesi için bakır bantların arasında bırakılan boşluklara 1 mm genişliğinde çift taraflı bant eklenmiştir.



Şekil 2.20. Velostat Şeritlerin Üst Yüzey Dizilimi.

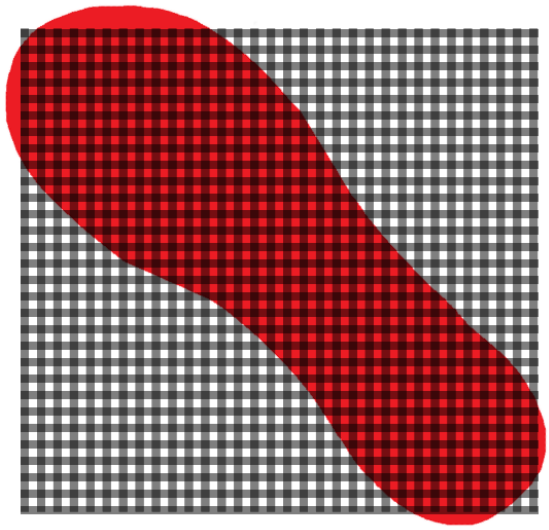


Şekil 2.21. Velostat Şeritlerin Alt Yüzey Dizilimi.

Velostat şeritler de sembolik olarak Şekil 2.19.c'de görüldüğü gibi dizilmiştir. Şekil 2.20'de velostat naylonların üst yüzey dizilimi, Şekil 2.21'te ise alt yüzey dizilimi gösterilmiştir.

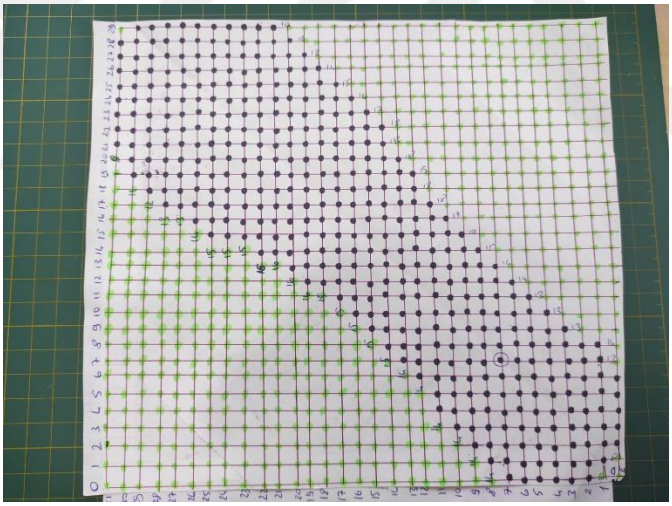
2.2.1.4. Kesişim Noktalarının Belirlenmesi

Üst yüzeyde toplam 32, alt yüzeyde ise toplam 30 şerit elde edilmiştir. Bu şeritlerin kesişimlerinden oluşan matris 32x30 boyutunda yani 960 eleman alabilecek kapasitede fakat matris formu veri işleme kolaylık açısından tercih edilmiştir. Bu sebeple aslında sistemde kullanılan matris elemanları ayak tabanının kesişiminde olan elemanlardır. Şekil 2.22'te sembolik olarak ifade edilmiştir.



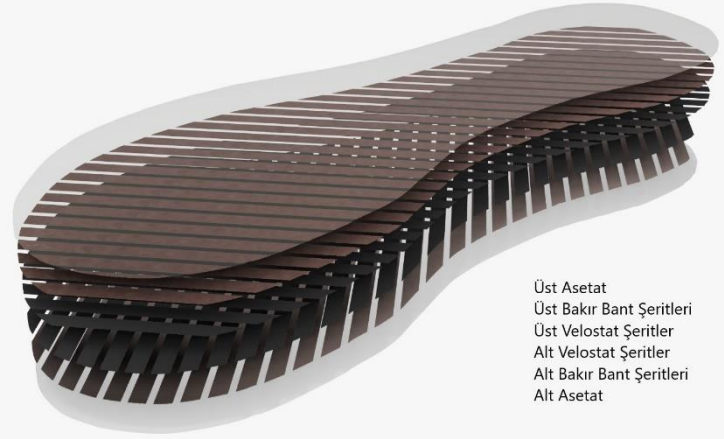
Şekil 2.22. Matris Sembolik Gösterim.

Ayak tabanı şeklinin dışında kalan kesişimler dikkate alınmamıştır. Yazılım kısmında ise değerleri “0” olarak belirlenmiştir.



Şekil 2.23. Şerit Kesişim Noktaları.

Şekil 2.23 farklı bir kesişim gösterimi incelenmiştir. Lacivert noktalar işlenecek elemanları, yeşil noktalar ise “0” olarak tanımlanacak elemanları temsil etmektedir. Toplamda 421 kesişim noktası bulunmaktadır ve her bir kesişim noktası bağımsız birer basınç sensörünü temsil etmektedir.



Şekil 2.24. Detaylı Tabanlık Modeli.

Tabanlık tasarımının net anlaşılması için Fusion 360 programından tabanlığın detaylı modeli tasarlanmıştır.

2.2.2. Elektronik

Sadeleştirilmiş devre şeması Fritzing programı ile tasarlanmıştır. Ayrıca elektronik başlığı altında devrenin tüm bağlantıları derinlemesine incelenerek anlatılmıştır.

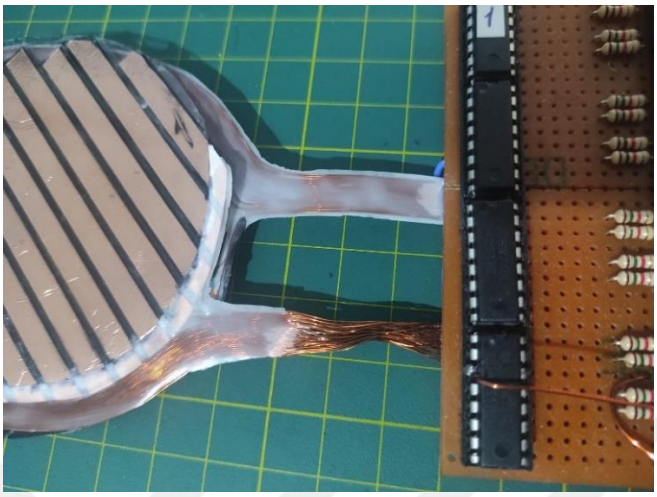
2.2.2.1. Emaye Kaplı Bakır Tel Bağlantısı

Üst ve alt katmandaki bakır bant şeritlerinin her birine 0,2 mm kalınlığında emaye kaplı bakır tel lehimlenmiştir. Şekil 2.25'de görüldüğü gibi lehimlenen emaye kaplı bakır teller ince bir tabaka oluşturacak şekilde yan yana dizilmiştir. Ardından hem lehim yerleri hem de emaye kaplı bakır tellerin üzeri dağılmayı ve bağlantı kopukluğunu önlemek için UV duyarlı beyaz reçine ile kaplanmıştır.



Şekil 2.25. Emaye Kaplı Bakır Tel Bağlantısı.

Bu işlemin üst ve alt katmana uygulanmasının ardından tüm emaye kaplı bakır teller Şekil 2.26'de görüldüğü gibi elektronik devreye aktarılmıştır. Bağlantı karışıklığı olmaması için alt ve üst katmanın bağlantıları iki farklı yol olarak aktarılmıştır.

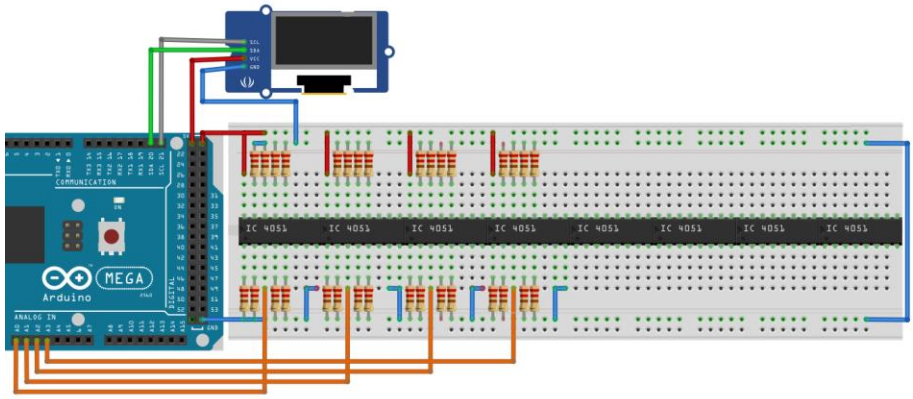


Şekil 2.26. Bağlantıların Devreye Aktarımı.

Bu sayede bağlantılar iletilirken hem yüksek iletkenlik özelliği korunmuş hem de tabanlığın kalınlığında değişiklik olmadan tüm bağlantılar sağlanmıştır.

2.2.2.2. Devre Şeması

Devre şeması tasarlanırken kablo karmaşası olmaması için sadeleştirilerek tasarlanmıştır. Detaylı bağlantı çizelgede verilmiştir. Entegreler Şekil 2.27'da en soldaki 1 numara en sağdaki 8 numara olacak şekilde sıralanmıştır. İlk 4 entegrede direnç kullanılmış sonraki entegrelerde ise kullanılmamıştır. Bunun sebebi ilk 4 entegrenin tabanlığın üst katmanına bağlı olmasıdır. Üst katman analog işlem için alt katman ise dijital işlem için kullanılmaktadır. Üst katmana bağlı entegrelerin dirençleri ise basit gerilim bölücü devresini temsil etmektedir. Yönü karıştırılmaması açısından entegre çentikleri sol tarafta kalacak şekilde dizilmiştir.



Şekil 2.27. Devre Şeması.

Çizelge 2.11'de entegreler "E" olarak kısaltılıp numaralandırılmıştır. Tabanlığın alt katmanındaki velostat şeritler (30 adet) "TA", üst katmanındaki velostat şeritler (32 adet) "TÜ" olarak kısaltılmıştır. Ayrıca Arduino Mega ise "AR" olarak kısaltılıp bu kısaltmalar üzerinden numaralandırma yapılmıştır.

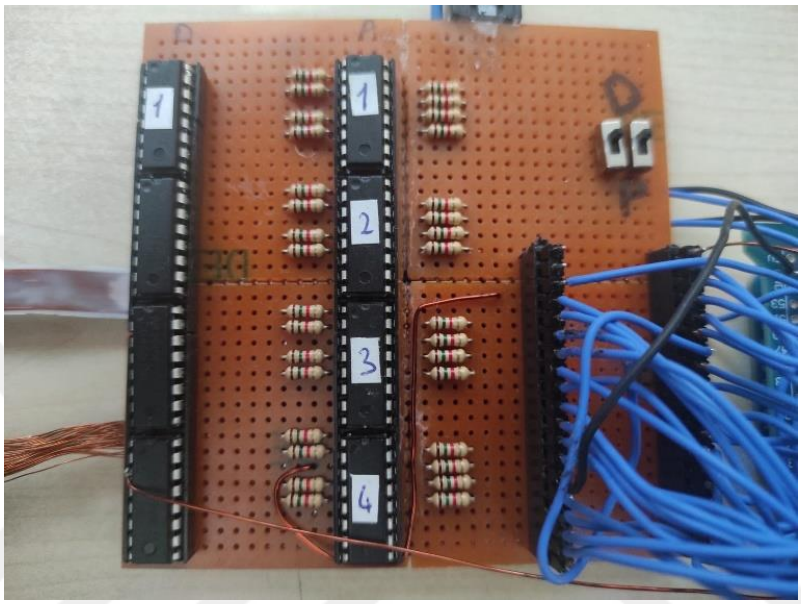
Çizelge 2.11. Devre Kartının Arduino Mega ve Tabanlık Bağlantı Listesi.

Pin Adı	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8
Inhibit	AR34	AR35	AR36	AR37	AR53	AR52	AR51	AR50
Input A	AR22	AR25	AR28	AR31	AR38	AR41	AR44	AR47
Input B	AR23	AR26	AR29	AR32	AR39	AR42	AR45	AR48
Input C	AR24	AR27	AR30	AR33	AR40	AR43	AR46	AR49
I/O 0	TÜ1	TÜ9	TÜ17	TÜ25	TA1	TA9	TA17	TA25
I/O 1	TÜ2	TÜ10	TÜ18	TÜ26	TA2	TA10	TA18	TA26
I/O 2	TÜ3	TÜ11	TÜ19	TÜ27	TA3	TA11	TA19	TA27
I/O 3	TÜ4	TÜ12	TÜ20	TÜ28	TA4	TA12	TA20	TA28
I/O 4	TÜ5	TÜ13	TÜ21	TÜ29	TA5	TA13	TA21	TA29
I/O 5	TÜ6	TÜ14	TÜ22	TÜ30	TA6	TA14	TA22	TA30
I/O 6	TÜ7	TÜ15	TÜ23	TÜ31	TA7	TA15	TA23	–
I/O 7	TÜ8	TÜ16	TÜ24	TÜ32	TA8	TA16	TA24	–

Bağlantıların kolay anlaşılır olması adına böyle bir yöntem tercih edilmiştir. CD4051 entegresinin pin yapısı ise materyal bölümünde tanıtılmıştır.

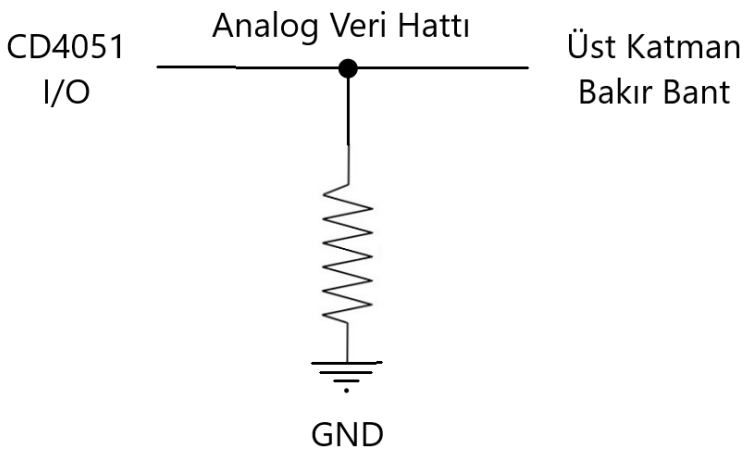
2.2.2.3. Elektronik Devre Kartının Lehimlemesi

CD4051 entegreleri, dirençleri ve bağlantı kablolarını bir arada tutması için 10x10 cm delikli pertinaks kullanılmıştır. Şekil 2.28'da sağ taraftaki 4 adet CD4051 entegresi tabanlığın üst katmanına bağlıdır. Bu sebeple tüm dirençler gerilim bölücü devre görevi görmek için sağdaki 4 entegreye bağlanmıştır. Soldaki entegreler ise alt katmana bağlıdır ve dijital işlemler için kullanıldığı için herhangi bir dirence ihtiyaç duyulmamıştır.



Şekil 2.28. Elektronik Devre.

Her bir direnç üst katman bakır bantlarına (32 adet) bağlıdır. Gerilim bölücü evresinin daha net anlaşılabilmesi için Şekil 2.29'de tek bir kesişim noktasının sembolik çizimi yer almaktadır. Velostat naylon, bünyesinde özdirence sahiptir. Devre üzerindeki sabit direnç ve velostat bünyesindeki değişken direnç sayesinde farklı gerilim değerleri elde edilmektedir.

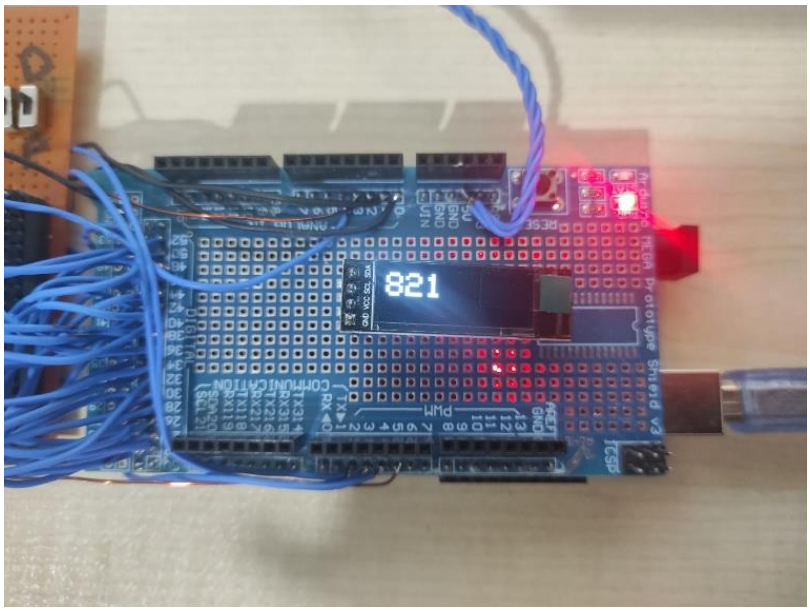


Şekil 2.29. Sembolik Gerilim Bölücü Devresi.

Elektronik devrede üst katmana bağlı entegreler toplamda 32 adet analog verinin 4 pinden okunmasına olanak sağlamaktadır. Tüm kontrol pinleri ve analog pinler tek damarlı montaj kablosu ile Arduino Mega'ya iletilmektedir.

2.2.2.4. Arduino Mega Bağlantısının Yapılması

Arduino Mega üzerinde bağlantıların kolay sağlanması için Arduino Mega Shield kullanılmıştır. OLED ekran da dahil tüm bağlantılar Shield üzerine yapılmıştır.



Şekil 2.30. Arduino Bağlantısı.

Şekil 2.30'de OLED ekranda tabanlık tarafından okunan tüm verilerin toplamı gösterilmektedir. Verilerin ayrı ayrı işlenmesi ise seri haberleşme ile bilgisayar tarafında

gösterilmektedir. Verilerin işlenmesi konusuna Yazılım başlığı altında daha detaylı değinilecektir.

2.2.3. Yazılım

Sistem yazılımı Arduino Mega bünyesindedir ve Arduino IDE programı ile yazılmıştır. Bu program tüm Arduino modelleri ve benzeri basit mikrodenetleyici barındıran geliştirme kartlarını programlamak için kullanılabilmektedir.

2.2.3.1. Veri Okuma

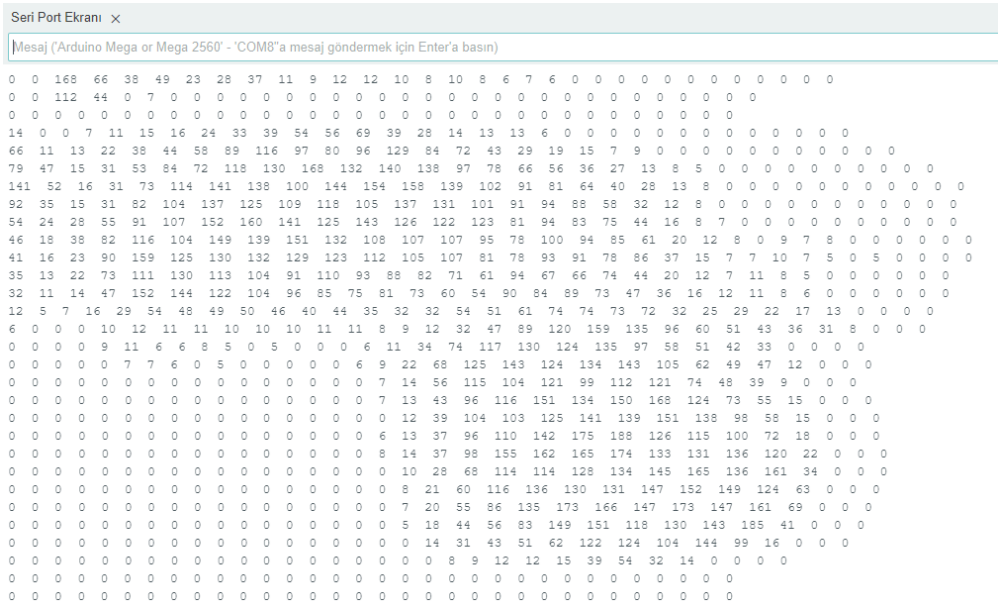
Sistemde veri okuma işlemi analog olarak yapılmaktadır. Arduino Mega sayesinde 10 bitlik (2^{10}=1024) analog okuma yapılabilmektedir. Bu okuma hassasiyeti daha yüksek ağırlıktaki bireylerin veya çok hafif bireylerin de plantar basınç dağılımını ölçerken avantaj sağlamaktadır. Analog Okuma işlemi üst tabanlıktan yapılmaktadır. Üst tabanlıkta toplamda 32 adet şerit bulunmakta ve her bir şerit 8'er şekilde CD4051 entegrelerine bağlıdır. Bu sayede 4 adet analog pinden tüm okumalar yapılabilmektedir. Üst katmandaki herhangi bir şerit okunurken alt katmandaki tüm şeritlere (32 adet) sırayla güç verilip kesilmektedir. Bu sayede üst katmandaki tek bir şerit okunurken 30 işlem, üst katmandaki tüm şeritler okunurken ise toplamda 960 işlem yapılmaktadır. Bu okuma işlemi yapılırken veri karışıklığı olmaması için her bir işlem arasına 500 us bekleme süresi eklenmiştir. Bu sayede veriler karışmadan yaklaşık 480 ms (0,48 s) içinde tüm verilerin okunması sağlanmıştır. Okunan tüm analog veriler 32x30 boyutunda bir matrise kaydedilmektedir.

2.2.3.2. Veri İşleme

32x30 boyutundaki matrisin tüm verileri döngü içerisine alınarak Arduino IDE programının seri monitöründe listelenmiştir. Her bir veri yazdırma işleminde toplam basınç adlı değişkene veriler eklenerek devam edilmiştir. Ardından toplam veri de Şekil 2.30'de görüldüğü gibi OLED ekran üzerinde gösterilmiştir. Bu sayede Arduino IDE programının seri monitöründe tüm veriler ayrı ayrı gösterilirken OLED ekranda bir bütün halinde gösterilmiştir.

2.2.3.3. Veri Görüntüleme

Okunan veriler Şekil 2.31'te görüldüğü gibi Arduino IDE programının seri monitöründe gösterilmiştir.



Şekil 2.31. Verilerin Seri Monitörde Gösterimi.

Eş zamanlı olarak Şekil 2.30'de OLED ekran üzerinde toplam basınç verisi gösterilmiştir.

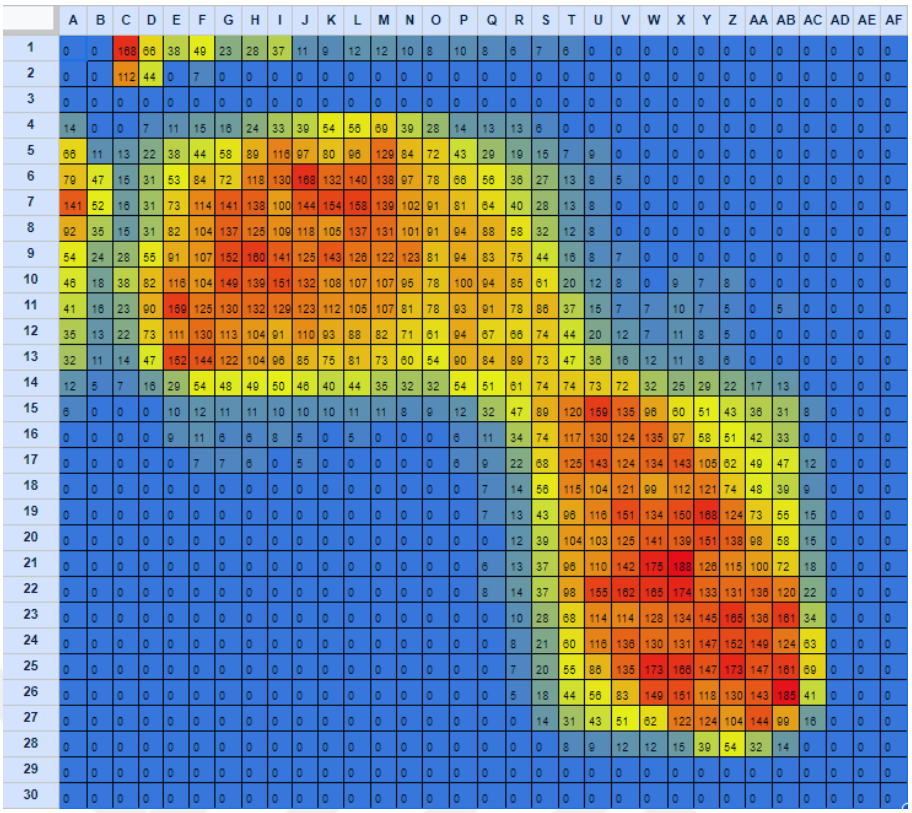
3. SONUÇ VE TARTIŞMA

Arduino IDE programının seri monitöründe gösterilen tüm veriler (960 adet), her biri farklı bir hücreye gelerek 32x30 boyutunda matris oluşturacak biçimde, Şekil 3.1'te görüldüğü gibi Microsoft Excel programına aktarılmıştır.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U	V	W	X	Y	Z	AA	AB	AC	AD	AE	AF
1	0	0	168	66	38	49	23	28	37	11	9	12	12	10	8	10	8	6	7	6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	112	44	0	7	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	14	0	0	7	11	15	16	24	33	39	54	56	69	39	28	14	13	13	6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	66	11	13	22	38	44	58	89	116	97	80	96	129	84	72	43	29	19	15	7	9	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6	79	47	15	31	53	84	72	118	130	168	132	140	138	97	78	66	56	36	27	13	8	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
7	141	52	16	31	73	114	141	138	100	144	154	158	139	102	91	81	64	40	28	13	8	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	92	35	15	31	82	104	137	125	109	118	105	137	131	101	91	94	88	58	32	12	8	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
9	54	24	28	55	91	107	152	160	141	125	143	126	122	123	81	94	83	75	44	16	8	7	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
10	46	18	38	82	116	104	149	139	151	132	108	107	107	95	78	100	94	85	61	20	12	8	0	9	7	8	0	0	0	0	0	0
11	41	16	23	90	159	125	130	132	129	123	112	105	107	81	78	93	91	78	86	37	15	7	7	10	7	5	0	5	0	0	0	0
12	35	13	22	73	111	130	113	104	91	110	93	88	82	71	61	94	67	66	74	44	20	12	7	11	8	5	0	0	0	0	0	0
13	32	11	14	47	152	144	122	104	96	85	75	81	73	60	54	90	84	89	73	47	36	16	12	11	8	6	0	0	0	0	0	0
14	12	5	7	16	29	54	48	49	50	46	40	44	35	32	32	54	51	61	74	74	73	72	32	25	29	22	17	13	0	0	0	0
15	6	0	0	0	10	12	11	11	10	10	10	11	11	8	9	12	32	47	89	120	159	135	96	60	51	43	36	31	8	0	0	0
16	0	0	0	0	9	11	6	6	8	5	0	5	0	0	0	6	11	34	74	117	130	124	135	97	58	51	42	33	0	0	0	0
17	0	0	0	0	0	7	7	6	0	5	0	0	0	0	0	6	9	22	68	125	143	124	134	143	105	62	49	47	12	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	7	14	56	115	104	121	99	112	121	74	48	39	9	0	0	0
19	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	7	13	43	96	116	151	134	150	168	124	73	55	15	0	0	0
20	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	12	39	104	103	125	141	139	151	138	98	58	15	0	0	0
21	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	6	13	37	96	110	142	175	188	126	115	100	72	18	0	0	0
22	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	8	14	37	98	155	162	165	174	133	131	136	120	22	0	0	0
23	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	10	28	68	114	114	128	134	145	165	136	161	34	0	0	0
24	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	8	21	60	116	136	130	131	147	152	149	124	63	0	0	0
25	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	7	20	55	86	135	173	166	147	173	147	161	69	0	0	0
26	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	5	18	44	56	83	149	151	118	130	143	185	41	0	0	0
27	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	14	31	43	51	62	122	124	104	144	99	16	0	0	0
28	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	8	9	12	12	15	39	54	32	14	0	0	0	0
29	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
30	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Şekil 3.1. Verilerin Microsoft Excel Dizilimi.

Microsoft Excel programında verilerin görsel olarak daha net anlaşılması açısından koşullu biçimlendirme aracı kullanılarak 0–50–200 değerleri mavi–sarı–kırmızı olarak renklendirilmiştir. Renklendirme sonucu Şekil 3.2'te görülmektedir.



Şekil 3.2. Koşullu Biçimlendirme ile Verilerin Renklendirilmesi.

Şekil 3.2'de üst tabandan okunan tüm analog verilerin işlenmesi ve renklendirilmesi sağlanmıştır. Bu plantar basınç değerleri 100 kg ağırlığında, 185 cm boyunda, 28 yaşında ve ayak numarası 43 olan erkek bireye aittir.

Çalışmanın sonucunda velostat naylon kullanılarak 421 noktadan plantar basınç ölçümü sağlanmıştır. Ölçülen değerler incelendiğinde ayak tabanında metatarsal ve tarsal bölgelerin merkezlerinin yüksek basınçta olduğu gözlemlenmiştir. Aynı zamanda bu basınç değerlerinin merkezden uzaklaştıkça azaldığı görülmektedir.

Yapılan literatür taramasında plantar basınç ölçümü, basınç platformu ve ayakkabı içi sistemler olmak üzere 2 farklı yöntem kullanılarak sağlanmıştır [222]. Bu çalışmada elde edilen sonuçlar literatürdeki çalışmalarla karşılaştırıldığında kullanım alanına göre farklı avantajlar sağlamaktadır.

2012 yılında Razak ve ark. tarafından yapılan çalışmada platform tabanlı ve ayakkabı içi basınç ölçüm sistemlerinin avantajları ve dezavantajları kıyaslanmıştır. Çalışmada platform tabanlı cihazların laboratuvar ile kısıtlı kalmasından ve ayak içi basınç ölçerlerin ise sensör sayısının az olması sebebiyle çözünürlüğün düşük olmasından bahsedilmiştir [12].

Çizelge 3.1. Literatürdeki Çalışmaların Karşılaştırılması.

Yazar	**Ölçüm Çözünürlüğü**	**Ölçüm Hızı (ms)**	**Ortalama Maliyet ($)**
Bu Çalışma	421 Nokta	480	25
Shu ve Ark. [29]	6 Nokta	10	15
Saito ve Ark. [206]	7 Nokta	1100	45
Praet ve Louwerens [203]	9 Nokta	2	–
Chen ve Ark. [205]	8 Nokta	20	37
Bamberg ve Ark. [28]	5 Nokta	15	30
Pappas ve Ark. [204]	3 Nokta	10	90
Healy ve Ark. [27]	8 Nokta	10	40

3.1. LİTERATÜRDEKİ PROTOTİP ÖRNEKLERİ

Bu bölümde literatürde gerçekleştirilen benzer prototiplerin görsellerine yer verilerek avantajlı ve dezavantajlı özelliklerinden bahsedilmiştir.

3.1.1. Shu ve Ark.

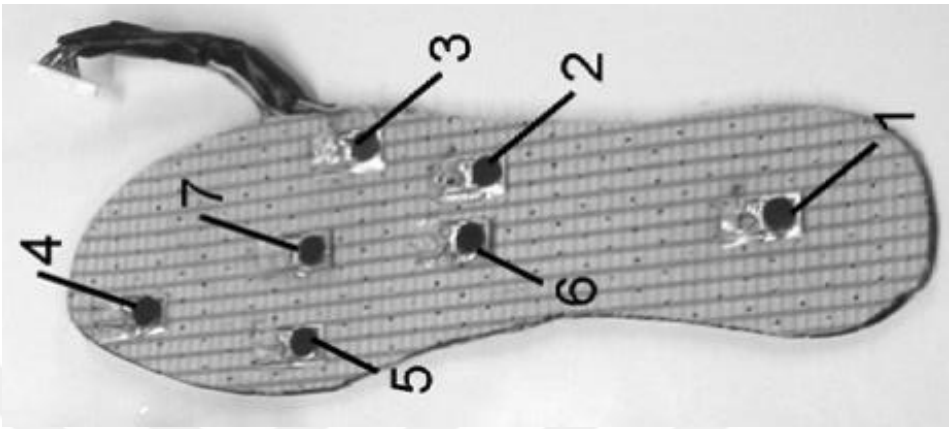


Şekil 3.3. Shu ve ark. geliştirmiş olduğu tabanlık prototipi [29].

Shu ve ark. gerçekleştirdikleri çalışmada 6 noktadan plantar basınç ölçümü

sağlamışlardır. Ölçüm hızı ve fiyat bakımından karşılaştırma yapıldığında oldukça yüksek avantaj sağladığı görülmektedir. Buna karşın ölçüm çözünürlüğü bakımından oldukça dezavantajlı bir durumdadır.

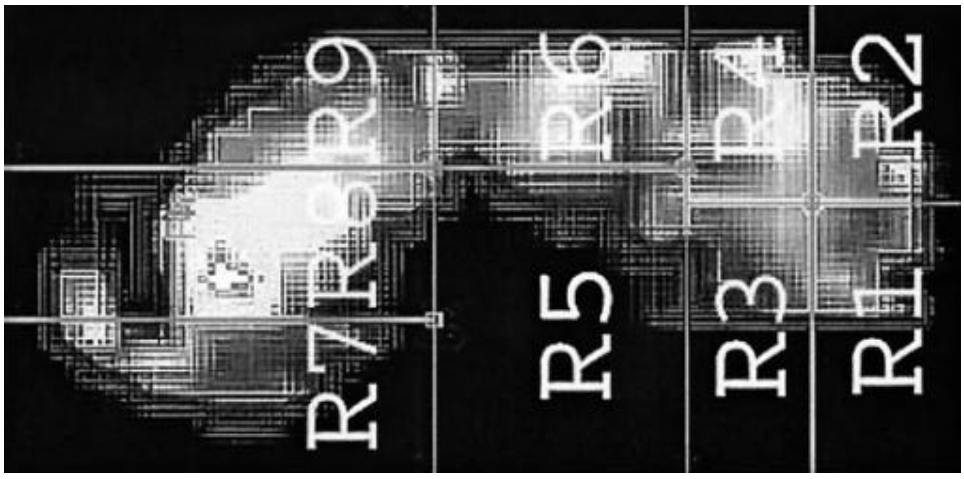
3.1.2. Saito ve Ark.



Şekil 3.4. Saito ve ark. geliştirmiş olduğu prototip [206].

Saito ve ark. gerçekleştirmiş oldukları çalışmada 7 noktan basınç ölçümü sağlamıştır. Gerçekleştirilen prototip ölçüm çözünürlüğü, ölçüm hızı ve prototip maliyeti parametreleri ile kıyaslandığında oldukça dezavantajlı konumdadır.

3.1.3. Praet ve Louwerens



Şekil 3.5. Praet ve Louwerens'in geliştirmiş olduğu prototip [203].

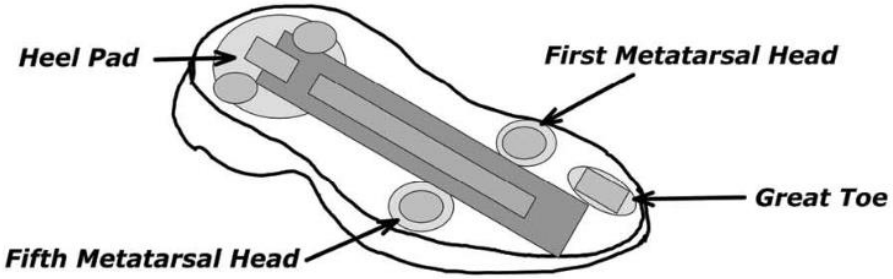
Praet ve Louwerens gerçekleştirmiş oldukları çalışmada 9 noktan basınç ölçümü sağlamıştır. Gerçekleştirilen prototipin maliyeti bilinmemektedir. Ölçüm hızı olarak ise oldukça avantajlı olmasına karşın ölçüm çözünürlüğü bir o kadar düşüktür. Bu durum ise

dezavantajlı konuma itmektedir.

3.1.4. Chen ve Ark.

Chen ve ark. gerçekleştirmiş oldukları çalışmada 8 noktan basınç ölçümü sağlamıştır. Gerçekleştirilen prototipin herhangi bir fotoğrafına rastlanmamıştır. 50 Hz'lik ölçüm hızı ile oldukça avantajlı olmasına karşın prototip maliyeti ve ölçüm çözünürlüğü açısından oldukça dezavantajlı konumdadır [205].

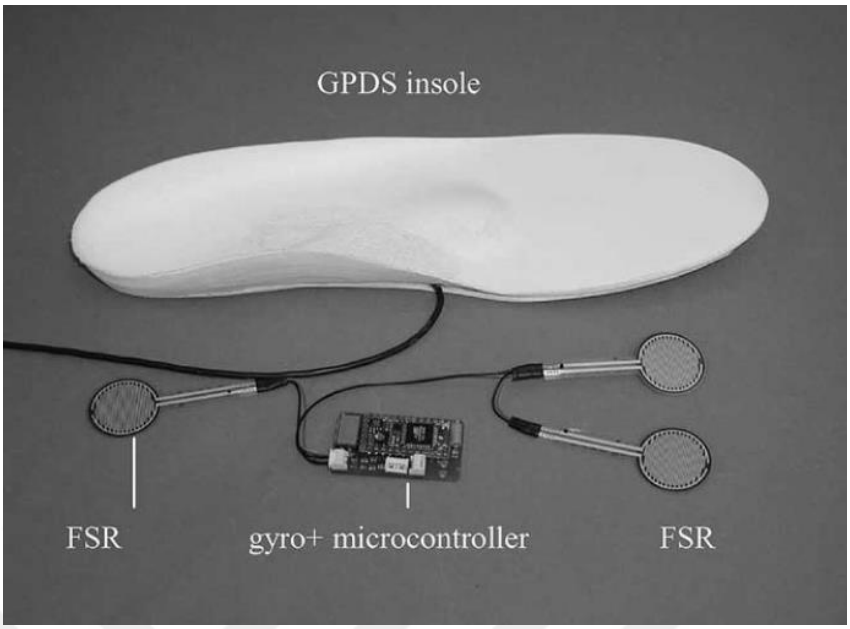
3.1.5. Bamberg ve Ark.



Şekil 3.6. Bamberg ve ark. geliştirmiş olduğu prototip [28].

Bamberg ve ark. gerçekleştirmiş oldukları çalışmada 5 noktan basınç ölçümü sağlamıştır. Gerçekleştirilen prototipin ölçüm hızı oldukça yüksektir. Prototip maliyetleri yakın olduğundan dolayı avantajlı veya dezavantajlı olarak sınıflandırma yapılmamıştır. Buna karşın ölçüm çözünürlüğü olarak kıyaslandığında oldukça dezavantajlı konumdadır.

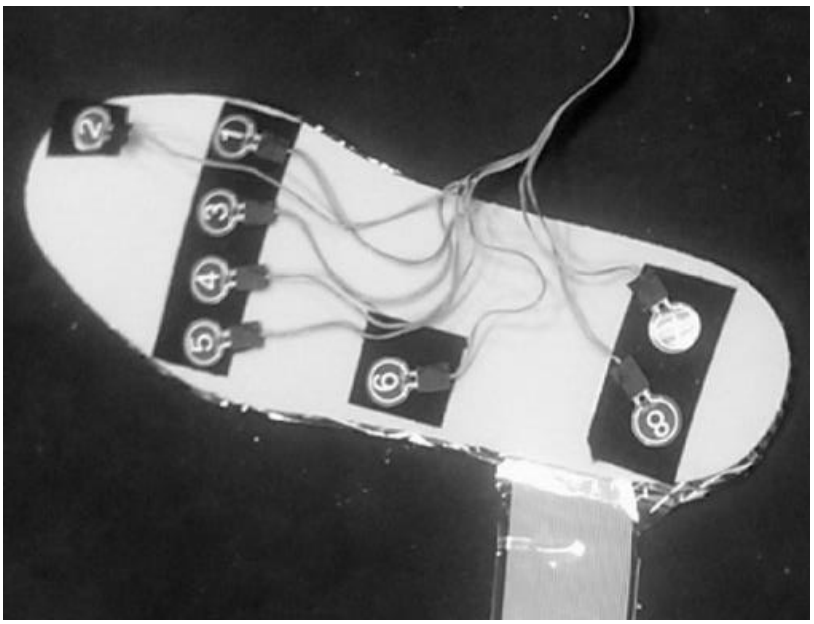
3.1.6. Pappas ve Ark.



Şekil 3.7. Pappas ve ark. geliştirmiş olduğu prototip [204].

Pappas ve ark. gerçekleştirmiş oldukları çalışmada 3 noktan basınç ölçümü sağlamıştır. Gerçekleştirilen prototipin ölçüm hızı oldukça yüksektir. Buna karşın ölçüm hassasiyeti ve prototip maliyeti olarak kıyaslandığında oldukça dezavantajlı durumdadır.

3.1.7. Healy ve Ark.



Şekil 3.8. Healy ve ark. geliştirmiş olduğu prototip [27].

Healy ve ark. gerçekleştirmiş oldukları çalışmada 8 noktan basınç ölçümü sağlamıştır. Gerçekleştirilen prototipin ölçüm hızı oldukça yüksektir. Buna karşın ölçüm hassasiyeti ve prototip maliyeti olarak kıyaslandığında oldukça dezavantajlı durumdadır.

Ayakkabı içi plantar basınç ölçüm sistemi üzerine yapılan çalışmalarda genellikle basınç noktaları, alan yetersizliği sebebi ile düşük tutulmuştur. Bu sebeple ölçüm sonrası değerlerin çözünürlüğü oldukça düşüktür. Geçmişte yapılan çalışmalar Çizelge 3.1'de ölçüm çözünürlüğü, ölçüm hızı ve maliyet parametreleri açısından karşılaştırılmıştır. Bu çalışmanın literatürdeki platform tabanlı basınç ölçüm çalışmalarına nazaran çözünürlüğü düşüktür. Fakat cihazın kapladığı alana göre kıyaslama yapılacak olursa bu çalışmada yapılan prototip 44 numara ayak büyüklüğünde ve ince yapıdadır. Bu sebeple ayakkabı içi basınç ölçümü için kullanılabilir.

Literatürde yapılan çalışmalara göre kıyaslandığında bu çalışmanın ayakkabı içi basınç ölçüm sistemleri arasında yüksek çözünürlüğe sahip olduğu görülmüştür. Ölçüm hızı baz alındığında literatürdeki birçok çalışmadan daha yavaş bir işlem hızı bulunmaktadır. Bunun sebebi ise sensörlerin her birinin ayrı ayrı okunma süresidir. Maliyet bazlı karşılaştırma yapıldığında literatürdeki çalışmaların çoğunluğuna göre daha uygun maliyetli bir prototip geliştirilmiştir. Tüm değişkenler ele alındığında bu çalışmada gerçekleştirilen sistemin performansının daha yüksek olduğu görülmüştür. İncelenen literatürde daha yüksek hassasiyetli ayakkabı içi plantar basınç ölçümü çalışmasına rastlanmamıştır. Bu sebeple yapılan çalışma ayakkabı içi plantar basınç ölçümü konusunda yüksek hassasiyetli ve kompakt yapısı göz önünde bulundurularak valgus varus deformitesi gibi plantar basınca etki eden ortopedik rahatsızlıkların teşhisi için önerilebilir.

4. KAYNAKLAR

[1] B. Anafaroğlu, , "Halluks valgus deformitesinin yaşam kalitesi üzerine etkisi", *Ankara Sağlık Hizmetleri Dergisi*, c. 11, sayı 1, ss. 9-15, 2012.

[2] P.J. Bennett, C. Patterson, S. Wearing & T. Baglioni, "Development and validation of a questionnaire designed to measure foot-health status", *Journal of the American Podiatric Medical Association*, c. 88, sayı 9, ss. 419-428, 1998.

[3] T. Lewis, R. Ray & D. Gordon, "The impact of hallux valgus on function and quality of life in females", *Foot and Ankle Surgery*, c. 28, sayı 4, ss. 424-430, 2022.

[4] L. Ma, C. Liu, S. Zhang, Y. Liu & H. Xie, "Global characteristic guided landmark detection for genu valgus and varus diagnosis", *Image and Graphics: 11th International Conference,* Haikou, Çin, 2021, ss. 523-534.

[5] A. Mazzotti, F. Perna, D. Golinelli, I. Quattrini, S. Stea, B. Bordini & C. Faldini, "Preoperative valgus deformity has twice the risk of failure as compared to varus deformity after total knee arthroplasty", *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, c. 27, sayı 12, ss. 3041-3047, 2019.

[6] F.D. Silva, R.N. Chemin, A.G.O. Filho, J.B. Guimarães, F.O. Zorzenoni & M.A.C. Nico, "The role of stereoradiography in the evaluation of lower limb deformities", *Radiologia Brasileira*, c. 55, sayı 1, ss. 104-112, 2022.

[7] D. Saha, S. Prabhu, A. Thapliyal & M.M. Pai. "Analysis of plantar pressure to detect foot abnormalities among various subjects", *International Conference on Advances in Intelligent Computing and Applications*, Kochi, Hindistan, 2023, ss. 1-6.

[8] V. Bagaria, R.V. Kulkarni, O.S. Sadigale, D. Sahu, J. Parvizi & E. Thienpont, "Varus knee deformity classification based on degree and extra-or intra-articular location of coronal deformity and osteoarthritis grade", *Journal of Bone and Joint Surgery Reviews*, c. 9, sayı 10, ss. 20, 2021.

[9] A. Mazzotti, A. Arceri, B. Martini, S. Bonelli, S. Zielli, E. Artioli, L. Brognara & C. Faldini, "Hallux valgus plantar pressure distribution before and after surgery: A systematic review", *Journal of the American Podiatric Medical Association*, c. 113, sayı 3, 2023.

[10] J. Pauk, K. Daunoravičienė, M. Ihnatouski, J. Griškevičius & J.V. Raso, "Analysis of the plantar pressure distribution in children with foot deformities", *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, c. 12, sayı 1, ss. 29-34, 2010.

[11] C.H. Park, J. Kim, J.B. Kim & W.C. Lee, "Repositional subtalar arthrodesis combined with supramalleolar osteotomy for late-stage varus ankle arthritis with hindfoot valgus", *Foot & Ankle International*, c. 43, sayı 2, ss. 203-210, 2022.

[12] A.H.A. Razak, A. Zayegh, R.K. Begg & Y. Wahab, "Foot plantar pressure measurement system: A review", *Sensors*, c. 12, sayı 7, ss. 9884-9912, 2012.

[13] R. Periyasamy & S. Anand, "The effect of foot arch on plantar pressure distribution during standing", *Journal of Medical Engineering & Technology*, c. 37, sayı 5, ss. 342-347, 2013.

[14] S. Özyürek, İ. Demirbüken, Ö.Ç. Tosun, R.E. Okyay & S. Angın, "Gebelik sürecinde zaman mesafe parametreleri ve plantar basınç dağılımı", *Fizyoterapi Rehabilitasyon*, c. 24, sayı 1, ss. 71-79, 2013.

[15] M. Lord, "Foot pressure measurement: A review of methodology", *Journal of Biomedical Engineering*, c. 3, sayı 2, ss. 91-99, 1981.

[16] A.K. Buldt, S. Forghany, K.B. Landorf, P. Levinger, G.S. Murley & H.B. Menz, "Foot posture is associated with plantar pressure during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet", *Gait & Posture*, c. 62, sayı 1, ss. 235-240, 2018.

[17] C. Sungur, "Tıbbi görüntüleme hizmetlerinin gereksiz kullanımı ve buna karşı çözüm önerileri", *Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi İktisadi ve İdari Bilimler Fakültesi Dergisi*, c. 8, sayı 1, ss. 67-86, 2018.

[18] F. Duygulu, S. Mıstık, H. Şahan & A. Öztürk, "Aile hekimliği uzmanlık eğitiminde ortopedi ve travmatoloji: Teşhis ve tedavide bilinmesi ve uygulanması gerekenler", *Tıp Eğitimi Dünyası Dergisi*, c. 18, sayı 18, ss. 27-31, 2005.

[19] R. Ferber, T. Webber, B. Everett & M. Groenland, "Validation of plantar pressure measurements for a novel in-shoe plantar sensory replacement unit", *Journal of Diabetes Science and Technology*, c. 7, sayı 5, ss. 1167-1175, 2013.

[20] A. Gefen, " 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*, c. 19, sayı 12, ss. 350-362, 2007.

[21] B. MacWilliams & P. Armstrong. "Clinical applications of plantar pressure measurement in pediatric orthopedics", *IEEE Pediatric Gait: A New Millennium in Clinical Care And Motion Analysis Technology*, Chicago, USA, 2000, ss. 143-150.

[22] Y. Cong & M. Zhang, "Measurement of in-shoe plantar triaxial stresses in high-heeled shoes", *3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics*, Yantai, Çin, 2010, ss. 1760-1763.

[23] S. Urry, "Plantar pressure-measurement sensors", *Measurement Science and Technology*, c. 10, sayı 1, ss. 16, 1999.

[24] W. Putnam & R.B. Knapp, "Input/data acquisition system design for human computer interfacing", *Unpublished Lecture Notes*, 1996.

[25] X. Li, K. Wang, Y.L. Wang & K.C. Wang, "Plantar pressure measurement system based on piezoelectric sensor: a review", *Sensor Review*, c. 42, sayı 2, ss. 241-249, 2022.

[26] Y. Feng, Y. Ge & Q. Song. "A human identification method based on dynamic plantar pressure distribution", *IEEE International Conference on Information and Automation*, Shenzhen, Çin, 2011, ss. 329-332.

[27] A. Healy, P.B. Walker, R. Naemi & N. Chockalingam, "Repeatability of WalkinSense in shoe pressure measurement system: A preliminary study", *The Foot*, c. 22, sayı 1, ss. 35-39, 2012.

[28] S.J.M. Bamberg, A.Y. Benbasat, D.M. Scarborough, D.E. Krebs & J.A. Paradiso, "Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system", *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, c. 12, sayı 4, ss. 413-423, 2008.

[29] L. Shu, T. Hua, Y. Wang, Q. Li, D.D. Feng & X. Tao, "In-shoe plantar pressure measurement and analysis system based on fabric pressure sensing array", *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, c. 14, sayı 3, ss. 767-775, 2010.

[30] P. Golanó, J. Vega, P.A.J. de Leeuw, F. Malagelada, M.C. Manzanares, V. Götzens & C.N.V. Dijk, "Anatomy of the ankle ligaments: A pictorial essay", *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, c. 18, sayı 3, ss. 557-569, 2010.

[31] P. Rabischong, "A comprehensive anatomy of the ankle", *Médecine et Chirurgie du Pied*, c. 28, sayı 2, ss. 83-88, 2012.

[32] M.D. Pastor, M. Guelfi, F. Malagelada, R.M. Mirapeix & J. Vega, "Anatomy of the ankle joint and Hindfoot", *Ankle Joint Arthroscopy: A Step-by-Step Guide*, Springer, 2020, ss. 3-9.

[33] N. Maffulli, A. Giai Via & F. Oliva, "Foot and Ankle Anatomy", *General Orthopaedics and Basic Science*, Springer, 2019, ss. 37-49.

[34] F. Bonnel, M. Bonnin, F. Canovas, M. Chamoun & M. Bouysset, "Anatomy of the foot and ankle", *Bone and Joint Disorders of the Foot and Ankle: A Rheumatological Approach*, Springer, 1998, ss. 1-14.

[35] J.W. Yurek, A.L. Gianakos & M.K. Mulcahey, "Ankle anatomy and biomechanics", *The Female Athlete*, 2022, ss. 161-167.

[36] C.L. Brockett & G.J. Chapman, "Biomechanics of the ankle", *Orthopaedics and Trauma*, c. 30, sayı 3, ss. 232-238, 2016.

[37] D.R. Bohay & A. Manoli, "Subtalar joint dislocations", *Foot & Ankle International*, c. 16, sayı 12, ss. 803-808, 1995.

[38] P.A. Rockar Jr, "The subtalar joint: anatomy and joint motion", *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, c. 21, sayı 6, ss. 361-372, 1995.

[39] J.R. Jastifer & P.A. Gustafson, "The subtalar joint: Biomechanics and functional representations in the literature", *The Foot*, c. 24, sayı 4, ss. 203-209, 2014.

[40] A.L. Lenz, N. Krähenbühl, A.C. Peterson, R.J. Lisonbee, B. Hintermann, C.L. Saltzman, A. Barg & A.E. Anderson, "Statistical shape modeling of the talocrural joint using a hybrid multi-articulation joint approach", *Scientific Reports*, c. 11, sayı 1, ss. 1-14, 2021.

[41] L. Theunissen, P.A. Deleu, I. Birch, N. Reymond, B.D. Bevernage, P. Maldague, V. Gombault, C. Malherbe & T. Leemrijse, "Subtalar arthrodesis in patients with prior tibiotalar arthrodesis for posttraumatic osteoarthritis", *Foot & Ankle International*, c. 44, sayı 9, ss. 862-871, 2023.

[42] S.A. Norkus & R. Floyd, "The anatomy and mechanisms of syndesmotic ankle sprains", *Journal of Athletic Training*, c. 36, sayı 1, ss. 68, 2001.

[43] J. Hertel, "Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability", *Journal of Athletic Training*, c. 37, sayı 4, ss. 364, 2002.

[44] A.C.A. Erden & D. Karakış, "Temporomandibular eklem düzensizlikleri teşhisinde kullanılan görüntüleme yöntemleri", *Mersin Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, c. 15, sayı 1, ss. 110-127, 2022.

[45] A.N. Kassé, S.O. Limam, S. Diao, J.C. Sané, B. Thiam & M.H. Sy, "Fracture-separation of the medial clavicular epiphysis: about 6 cases and review of the literature", *The Pan African Medical Journal*, c. 25, ss. 1-19, 2016.

[46] W.R. Walter, A. Hirschmann, E.F. Alaia, M. Tafur & Z.S. Rosenberg, "Normal anatomy and traumatic injury of the midtarsal (Chopart) joint complex: An imaging primer", *Radiographics*, c. 39, sayı 1, ss. 136-152, 2019.

[47] I.M. Ochagavía & E.R. Merchán, "Lisfranc fracture-dislocations: Current management", *EFORT Open Reviews*, c. 4, sayı 7, ss. 430-44, 2019.

[48] F. Halabchi & M. Hassabi, "Acute ankle sprain in athletes: Clinical aspects and algorithmic approach", *World journal of orthopedics*, c. 11, sayı 12, ss. 534, 2020.

[49] A.M. Zümre, "Kronik ayak bileği instabilitesi olan sporcularda duyusal hedefli ayak bileği rehabilitasyon stratejilerini takiben verilen denge eğitiminin postural kontrol, eklem hareket açıklığı, fonksiyon ve kinezyofobi üzerine etkisinin incelenmesi", Yüksek lisans tezi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü, Bahçeşehir Üniversitesi, İstanbul, Türkiye, 2023.

[50] G.A. Nunes, J. Vega, G. Cordier & M. Dalmau-Pastor, "3D light scanner analysis of the lateral collateral ligaments of the ankle: An anatomical study", *Foot &*

Ankle Orthopaedics, c. 7, sayı 4, 2022.

[51] A.E. Reina, M.J.E. Reina, M.L. Torre, E.S. Pérez, A.L. Rodríguez & A.E. Baena, "Anterior cruciate ligament revision surgery associated to lateral collateral and anterolateral ligaments reconstruction with single achilles tendon allograft and single femoral tunnel", *Arthroscopy Techniques*, c. 11, sayı 10, ss. 1769-1777, 2022.

[52] S. Lee, J. Lin, K.S. Hamid & D.D. Bohl, "Deltoid ligament rupture in ankle fracture: diagnosis and management", *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, c. 27, sayı 14, ss. 648-658, 2019.

[53] G.A. McCollum, M.P.J. van den Bekerom, G.M.M.J. Kerkhoffs, J.D.F. Calder & C.N. van Dijk, "Syndesmosis and deltoid ligament injuries in the athlete", *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, c. 21, ss. 1328-1337, 2013.

[54] M. Akdoğan & Y. Ateş, "Ayak bileği ve distal tibia anatomisi", *TOTBİD dergisi*, c. 15, sayı, ss. 158-165, 2016.

[55] S. Akıl & S. Çolak, "Üniversite öğrencilerinde ayak medial longitudinal ark durumunun denge ve esneklikle ilişkisi", *Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, c. 11, sayı 4, ss. 625-630, 2020.

[56] S. Tucker, N. Harold, S.R. Chang & D. Boone, "Foot strike may not affect longitudinal arch compression", *Footwear Science*, c. 13, sayı 1, ss. 16-18, 2021.

[57] H. Zeidan, M. Kawagoe, Y. Kajiwara, K. Harada, Y. Nishida, K. Yamada, R. Kawabe, J. Yokota, C. Yamashiro, Y. Odake, M. Takeda, N. Doi, K. Negoro, N. Matsumura, T. Morino, C.K.B. Yoshioka, C.Y. Chen & T. Aoyama, "The shape of the transverse arch in high heels while standing", *Plos one*, c. 15, sayı 6, 2020.

[58] G. He, X. Shao, Y. Chen, P. Ouyang & D. Zhang, "Preliminary design of a steel–uhpfrc composite truss arch bridge and model tests of K-joints", *Journal of Bridge Engineering*, c. 27, sayı 10, 2022.

[59] P.A. Gribble & J. Hertel, "Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, c. 14, sayı 6, ss. 641-646, 2004.

[60] R. Putz, J. Sobotta, R. Pabst & R. Putz, *Sobotta atlas of human anatomy: head, neck, upper limb, thorax, abdomen, pelvis, lower limb*, 14. Baskı, Elsevier Urban ve Fischer, 2008.

[61] J. Hamill, E.M. Russell, A.H. Gruber, R.H. Miller & K. O'Connor, "Extrinsic foot muscle forces when running in varus, valgus and neutral wedged shoes", *Footwear Science*, c. 1, sayı 3, ss. 153-161, 2009.

[62] D. Taner & B. Sancak, *Fonksiyonel anatomi ekstremiteler ve sırt bölgesi*, 7. Baskı, Ankara, Türkiye: Hekimler Yayın Birliği, 1996.

[63] C.P. Jerome, *The Essentials of Charcot Neuroarthropathy: Biomechanics, Pathophysiology, and MRI Findings*. Elsevier, 2022.

[64] J.R. Taylor, S.M. Higgins, A.J. Zeller, M.E. Landmann & R.E. Wunderlich, "Function of the intrinsic foot muscles during balance and turning", *Federation of American Societies for Experimental Biology (FASEB) Journal*, c. 36, sayı 1, 2022.

[65] M. Sadeghi, H.K. Mohammadi, M. Mehravar, R. Salehi, N. Taheri & A. Karimzadeh, "The effects of intrinsic foot muscles strengthening exercises on knee kinematic in pronated foot subjects during forward jump landing", *Journal of Family Medicine and Primary Care*, c. 11, sayı 8, ss. 4389, 2022.

[66] M. Götz, A. Riederer & R. Richter, "Effects of intrinsic foot muscle training in patients with ankle instability: a narrative review", *Sportverletzung Sportschaden: Organ der Gesellschaft fur Orthopadisch-traumatologische Sportmedizin*, c. 36, sayı 4, ss. 188-199, 2022.

[67] L.A. Kelly, D.J. Farris, A.G. Cresswell & G.A. Lichtwark, "Intrinsic foot muscles contribute to elastic energy storage and return in the human foot", *Journal of Applied Physiology*, c. 126, sayı 1, ss. 231-238, 2019.

[68] L.A. Kelly, S. Kuitunen, S. Racinais & A.G. Cresswell, "Recruitment of the plantar intrinsic foot muscles with increasing postural demand", *Clinical Biomechanics*, c. 27, sayı 1, ss. 46-51, 2012.

[69] J.M.M. McKeon & M.C. Hoch, "The ankle-joint complex: a kinesiologic approach to lateral ankle sprains", *Journal of athletic training*, c. 54, sayı 6, ss. 589-602, 2019.

[70] L. Labey, "Biomechanics of the ankle joint", *Human Orthopaedic Biomechanics*, Elsevier, 2022, ss. 305-324.

[71] K.J. Hunt, T. Baldin, P. D'Hooghe & H. Pereira, "Biomechanics of the Ankle", *Lateral Ankle Instability: An International Approach by the Ankle Instability Group*, Springer, 2021, ss. 25-33.

[72] K.C. Ravella, J. Ahmad & F. Amirouche, "Biomechanics of the ankle joint", *Orthopaedic Biomechanics in Sports Medicine*, Springer, 2021, ss. 401-413.

[73] A. Şeker, M.A. Talmaç & İ. Sarıkaya, "Yürüme biyomekaniği", *TOTBİD dergisi*, c. 13, sayı 35, ss. 314-324, 2014.

[74] E. Hunziker, H.U. Stäubli & R. Jakob, "Surgical anatomy of the knee joint", *The Knee and the Cruciate Ligaments: Anatomy Biomechanics Clinical Aspects Reconstruction Complications Rehabilitation*, Springer, 1992, ss. 31-47.

[75] W. Herzog & L. Read, "Lines of action and moment arms of the major force-carrying structures crossing the human knee joint", *Journal of anatomy*, c. 182, sayı 2, ss. 213, 1993.

[76] S.S. Seo, G.H. Lee & K.J. Seo, "Anatomy and Biomechanics", *A Strategic Approach to Knee Arthritis Treatment: From Non-Pharmacologic Management to Surgery*, Springer, 2021, ss. 1-33.

[77] B. Innocenti, "Biomechanics of the knee joint", *Human Orthopaedic Biomechanics*, Elsevier, 2022, ss. 239-263.

[78] P. Zarychta, "Atlas-based segmentation in extraction of knee joint bone structures from CT and MR", *Sensors*, c. 22, sayı 22, ss. 8960, 2022.

[79] S. Özdemir, "Dinamik diz valgusu olan erişkin bireylerde kinezyolojik bantlama uygulamasının denge ve performans üzerine etkisi", Yüksek lisans tezi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Bahçeşehir Üniversitesi, İstanbul, Tükiye, 2019.

[80] T.A. Blackburn & E. Craig, "Knee anatomy: a brief review", *Physical Therapy*, c. 60, sayı 12, ss. 1556-1560, 1980.

[81] A. Çimen, *Anatomi*, 2. Baskı, Bursa, Türkiye:Uludağ Üniversitesi Güçlendirme Vakfı, 1994.

[82] H. Kaufer, "Mechanical function of the patella", *Journal of Bone and Joint Surgery*, c. 53, sayı 8, ss. 1551-1560, 1971.

[83] M. Yıldırım, *İnsan Anatomisi*, 7. Baskı, İstanbul, Türkiye: Nobel Kitabevi, 2001.

[84] P.E. Scranton Jr, J.H. Mcmaster & E. Kelly, "Dynamic fibular function: a new concept", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, c. 118, ss. 76-81, 1976.

[85] M. Ghirelli, G. Molinari, F. Mattioli, R. Pellini & G. Molteni, "Fibula Free Flap", *Free Flaps in Head and Neck Reconstruction: A Step-By-Step Color Atlas*, Springer, 2020, ss. 131-146.

[86] S. Claes, E. Vereecke, M. Maes, J. Victor, P. Verdonk & J. Bellemans, "Anatomy of the anterolateral ligament of the knee", *Journal of anatomy*, c. 223, sayı 4, ss. 321-328, 2013.

[87] L. Lippert, M.A.D. Minor, C.D. Towler & S.D. Minor, *Clinical kinesiology and anatomy*. FA Davis Philadelphia, PA, 2006.

[88] S. Patil, M. Ahmad, M. Patel, B. Rathinam, K.K. Pandita, J.A. Santoshi, P. Behera & S.B. Parate, "Cadaveric Study to Define the Anatomy of the Medial Patellofemoral Ligament (MPFL) and Its Variant Patterns", *Cureus*, c. 15, sayı 5, 2023.

[89] J.A. Braaten, M.T. Banovetz, A.N. Rodriguez, P. Thomas & R.F. LaPrade, "From anatomy to complex reconstruction: A modern review on the medial collateral ligament of the knee", *Archives of Bone and Joint Surgery*, c. 10, sayı 10, ss. 818, 2022.

[90] M. Pelton, S.J. Frangiamore & M.S. Schickendantz, "Anatomy and biomechanics of the medial ulnar collateral ligament", *Elbow Ulnar Collateral Ligament Injury: A Guide to Diagnosis and Treatment*, Springer, 2021, ss. 1-8.

[91] M.I. Kennedy & R.F. LaPrade, "Lateral Collateral Ligament", *Complications in Orthopaedics: Sports Medicine*. Elsevier, 2019, ss. 155-159.

[92] P.A. Pekala, E. Mizia, M.R. Mann, I.W. Olszewska, M. Mostowy, G. Tatoń & M. Domżalski, "The popliteofibular ligament: a cadaveric ultrasound study", *Skeletal Radiology*, c. 51, sayı 1, ss. 183-189, 2022.

[93] L.P.D.A. Fam, V.M. Fruhelingb, B. Pupimb, C.H. Ramosc, M.F.A. de Mourad, M. Nambac, J.L.V. da Silvad, L.A.M. da Cunhaf, A.P.G.D.O. Franco & E.S. Filho, "Estudo anatômico do ligamento poplíteo oblíquo", *Revista Brasileira de Ortopedia*, c. 48, sayı 5, ss. 402-405, 2013.

[94] M. Miguel, J.C. Ortiz, J. Calzada, M. Llusà, M. Lorente & V. Götzens, "An inconstant ligament in the popliteal region associated to the superior genicular arteries: surgical importance", *Surgical and Radiologic Anatomy*, c. 28, ss. 457-461, 2006.

[95] M. Thaunat, C. Pioger, R. Chatellard, J. Conteduca, A. Khaleel & B.S. Cottet, "The arcuate ligament revisited: role of the posterolateral structures in providing static stability in the knee joint", *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, c. 22, ss. 2121-2127, 2014.

[96] P. Shom, A.R. Varma, R. Prasad & A. Varma, "The Anterior Cruciate Ligament: Principles of Treatment", *Cureus*, c. 15, sayı 6, ss. 7, 2023.

[97] R. Lalwani, R. Srivastava, S. Kotgirwar & S.A. Athavale, "New insights in anterior cruciate ligament morphology: implications for anterior cruciate ligament reconstruction surgeries", *Anatomy & Cell Biology*, c. 53, sayı 4, ss. 398-404, 2020.

[98] R.F. LaPrade, E.R. Floyd, K.L. Falaas, N.J. Ebert, G.D. Struyk, G.B. Carlson, G. Moatshe, J. Chahla & J.K. Monson, "The posterior cruciate ligament: Anatomy, biomechanics, and double-bundle reconstruction", *Journal of Arthroscopic Surgery and Sports Medicine*, c. 2, sayı 2, ss. 94-107, 2021.

[99] T.B. Lynch, J. Chahla & C.W. Nuelle, "Anatomy and biomechanics of the posterior cruciate ligament", *The Journal of Knee Surgery*, c. 34, sayı 05, ss. 499-508, 2021.

[100] R.A. Flaugh, A.G. Feroe, A.A. Shahein, S.T. Mathew, P.E. Miller & M.S. Kocher, "Age-related posterior cruciate ligament surgical anatomy in a skeletally immature population: An MRI study", *Journal of the Pediatric Orthopaedic Society of North America*, c. 4, sayı 3, ss. 489, 2022.

[101] P. Chaware, B. Kumar, S. Patil, V. Surya, B. Rathinam, K. Gandhi & M. Patel,

"A cadaveric study to define morphology and morphometry of human knee menisci in the region of central India", *Cureus*, c. 15, sayı 6, ss. 6, 2023.

[102] H.N. Choudur & S.M. Paruthikunnan, "The Knee: The Menisci", *Imaging of the Knee*, Springer, 2023, ss. 215-238.

[103] G.K. Gupta, P. Kumar, S. Rani & A. Kumari, "Morphological study of the menisci of the knee joint in human cadaver in Jharkhand population", *Journal of Family Medicine and Primary Care*, c. 11, sayı 8, ss. 4723, 2022.

[104] M.Z. Du, Y. Dou, L.Y. Ai, T. Su, Z. Zhang, Y.R. Chen & D. Jiang, "Meniscus heterogeneity and 3D-printed strategies for engineering anisotropic meniscus", *International Journal of Bioprinting*, c. 9, sayı 3, ss. 359-378, 2023.

[105] F. Paulsen & J. Waschke, *Sobotta*, Germany: Elsevier Health Sciences, 2011.

[106] S.M. Gee & M. Posner, "Meniscus anatomy and basic science", *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, c. 29, sayı 3, ss. 18-23, 2021.

[107] C. Farrell, A.G. Shamrock, A.C. Black & J. Kiel, "Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb: Medial Meniscus", *StatPearls Publishing*, 2023.

[108] S. Perelli, R.M. Avalos, A.M. Pino & J.C. Monllau, "Anatomy of lateral meniscus", *Annals of Joint*, c. 7, sayı 16, ss. 10, 2022.

[109] A.L. Campbell, J.L. Pace & B.R. Mandelbaum, "Discoid lateral meniscus", *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, c. 16, sayı 4, ss. 154-161, 2023.

[110] E.S. da Silva, L.M. Rincon, E.R. Maletz & D. Martins. "Structural Analysis of the Human Knee Kinematic Chain", *Multibody Mechatronic Systems: Papers from the MuSMe Conference*, 2020, ss. 27-34.

[111] H. Haberfehlner, *Knee joint mechanics and semitendinosus muscle morphology in spastic paresis*, 1. Baskı, Amsterdam, Hollanda, Vrije Universiteit Amsterdam, 2018.

[112] S. Andrikoula, A. Tokis, H.S. Vasiliadis & A. Georgoulis, "The extensor mechanism of the knee joint: an anatomical study", *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, c. 14, ss. 214-220, 2006.

[113] A.A.Y. Azarfam, "Diz osteoartriti olan hastalarda sanal gerçeklik uygulaması ve kinezyolojik bantlamanın propriosepsiyon üzerinde etkinliği ve kıyaslaması" Uzmanlık Tezi, Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Bölümü, Tıp Fakültesi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara, Türkiye, 2013.

[114] T. Armstrong, B. Pass & P. O'connor, "The capsular head of the proximal rectus femoris muscle: a review of the imaging anatomy of proximal muscle injury in professional athletes–early experience", *The British Journal of Radiology*, c. 95, sayı 1136, ss. 10, 2022.

[115] K. Shimozaki, J. Nakase, K. Asai, R. Yoshimizu, M. Kimura, T Kanayama, Y. Yanatori & H. Tsuchiya, "Relationship between anatomical injury site of rectus femoris muscle strain and time taken to return to play in Japanese professional soccer players", *Journal of Orthopaedic Surgery*, c. 30, sayı 3, 2022.

[116] R.L. Martin, K.R. Enseki, P. Draovitch, T. Trapuzzano & M.J. Philippon, "Acetabular labral tears of the hip: examination and diagnostic challenges", *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, c. 36, sayı 7, ss. 503-515, 2006.

[117] S.L.S. Chan, M. Wong & B.K. Tan, "An Anatomical and Histological Study of the Vastus Lateralis Muscle Nerve and Application for Functional Muscle Transfer in Upper Lip Reconstruction", *Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, c. 1, sayı 2, ss. 44-51, 2022.

[118] S.K. Chavan & R.N. Wabale, "Reviewing morphology of Quadriceps femoris muscle", *Journal of Morphological Sciences*, c. 33, sayı 2, ss. 112-11, 2016.

[119] J.M. Lasso, G. Ibarra, A. Rivera, B.F. Ibarburu, M. Olivares, I. de la Cruz, Y.G. Navarro & M. Garcia, "Anatomic and histomorphometric study of the nerve to the vastus lateralis in cadaver for its clinical application in facial reanimation", *Microsurgery*, c. 43, sayı 4, ss. 365-372, 2023.

[120] M.M.E. Sawy, D.M.E. Mikkawy, S.M. El-Sayed & A.M. Desouky, "Morphometric analysis of vastus medialis oblique muscle and its influence on anterior knee pain", *Anatomy & Cell Biology*, c. 54, sayı 1, ss. 1-9, 2021.

[121] R.A.G. Venegas, E.L. Cadore, Ó. Valencia & M.I. Redín, "Neuromuscular compartmentalization of the vastus medialis muscle: comparison of the activity of the vastus medialis obliquus and the vastus medialis longus by high density electromyography", *International Journal of Morphology*, c. 39, sayı 1, ss. 205-210, 2021.

[122] P. Adds & K. Javed, "Anatomical association between articularis genus and vastus medialis oblique: A cadaveric investigation", *International Journal of Cadaveric Studies and Anatomical Variations*, c. 1, sayı 1, ss. 20-26, 2020.

[123] H.K. Park, J.Y. Han, Y.S. Cho & K.I. Nam, "Distribution of the tensor of the vastus intermedius", *Clinical Anatomy*, c. 36, sayı 4, ss. 607-611, 2023.

[124] C. Sahinis & E. Kellis, "Anatomy, morphology and function of the tensor of Vastus Intermedius: A systematic review", *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, c. 6, sayı 3, ss. 77, 2021.

[125] K. Ruzik, L. Olewnik, K. Westrych, N. Zielinska, B. Szewczyk, R.S. Tubbs & M. Polguj, "Anatomical variation of co-existing bilaminar tensor of the vastus intermedius muscle and new type of sixth head of the quadriceps femoris", *Folia Morphologica*, c. 81, sayı 4, ss. 1082-1086, 2022.

[126] N. Utsunomiya, R. Kodama, Y. Yamaguchi, I. Tsuge & S. Yamada, "The

development of the tensor vastus intermedius during the human embryonic period and its clinical implications", *Journal of Anatomy*, c. 239, sayı 3, ss. 583-588, 2021.

[127] M. Kim, H.M. Yang & I.S. Yeo, "Anatomical study of the sacrotuberous ligament and the hamstring muscles: A histomorphological analysis", *Clinical Anatomy*, c. 37, sayı 4, ss. 383-389, 2023.

[128] K. Takeda, K. Kato, K. Ichimura & T. Sakai, "Unique morphological architecture of the hamstring muscles and its functional relevance revealed by analysis of isolated muscle specimens and quantification of structural parameters", *Journal of Anatomy*, c. 243, sayı 2, ss. 284-296, 2023.

[129] Y. Shi, G. Xi, M. Sun, Y. Sun & L. Li, "Hamstrings on Morphological Structure Characteristics, Stress Features, and Risk of Injuries: A Narrative Review", *Applied Sciences*, c. 12, sayı 24, ss. 12713, 2022.

[130] L.J. Lin & R.J. Meislin, "Functional Anatomy of the Hamstrings", *Proximal Hamstring Tears: From Endoscopic Repair to Open Reconstruction*, Springer, 2021, ss. 1-10.

[131] K. Mpolokeng, J. Luckrajh & O. Avilova, "Accessory head of the semitendinosus muscle: an unusual variation", *Folia Morphologica*, 2023.

[132] A. Kositsky, H. Maas, R.S. Barrett, B. Kennedy, L. Stenroth, R.K. Korhonen, C.J. Vertullo, L.E. Diamond & D.J. Saxby, "Morphology of proximal and distal human semitendinosus compartments and the effects of distal tendon harvesting for anterior cruciate ligament reconstruction", *Journal of Anatomy*, c. 243, sayı 2, ss. 297-310, 2023.

[133] O. Kuran, *Femur Anatomisi Sistematik Anatomi*, 3. Baskı, İstanbul, Türkiye, Filiz Kitabevi, 1983.

[134] M. Ravishankar, U. Shivnal, H. Manjunatha & P. Santhekadur, "Dystrophic Calcified Mass Found in the Semimembranosus Muscle in a Cadaver: A Case Report".

[135] E. Farfán, S. Rojas, R. Olivé-Vilás & A. Rodríguez-Baeza, "Morphological study on the origin of the semitendinosus muscle in the long head of biceps femoris", *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, c. 31, sayı 12, ss. 2282-2290, 2021.

[136] D.P. Fitze, M.V. Franchi, S. Fröhlich, W.O. Frey & J. Spörri, "Biceps femoris long head morphology in youth competitive alpine skiers is associated with age, biological maturation and traumatic lower extremity injuries", *Frontiers in Physiology*, c. 13, sayı, ss. 947419, 2022.

[137] J.H. Park, J. Yang, K.R. Park, T.W. Kim, T. Kim, S. Park, B. Tsengel & J. Cho, "A cadaveric study of the distal biceps femoris muscle in relation to the normal and variant course of the common peroneal nerve: a possible cause of common

peroneal entrapment neuropathy", *BioMed Research International*, 2020.

[138] S. Ghatak, S. Adole, D. Deka & M. Faizal, "Third head of biceps femoris muscle-a case report", *International Surgery Journal*, c. 8, sayı 4, ss. 1343-1346, 2021.

[139] M.P. Pérez, S. Marsico, A.R. Baeza & A.S. López, "Role of imaging techniques in the diagnosis of selective hypertrophy of the tensor fascia lata", *Radiología (English Edition)*, c. 64, sayı 4, ss. 368-374, 2022.

[140] W.B. Jiang, S.Z. Sun, C. Li, P. Adds, W. Tang, W. Chen, S.B. Yu & H.J. Sui, "Anatomical basis of the support of fibula to tibial plateau and its clinical significance", *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, c. 16, sayı 1, ss. 346, 2021.

[141] E.L.C. Vieira, E.A. Vieira, R.A. Aguiar, C.S. Lopes, A.M. Steffen & M. Cohen, "Are the popliteofibular ligament, the arcuate ligament, and the fibular insertion of the popliteus muscle the same structure? An anatomic and terminological study", *Journal of Anatomy*, c. 241, sayı 2, ss. 478-483, 2022.

[142] S.H. Emile & S.D. Wexner, "The gracilis muscle: A versatile muscle for the colorectal surgeon", *Colorectal Disease*, c. 25, sayı 6, ss. 1285-1286, 2023.

[143] I.A. Khan, B. Bordoni & M. Varacallo, "Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb: Thigh Gracilis Muscle", *StatPearls*, 2023.

[144] N. Zielinska, R.S. Tubbs, A. Balcerzak & L. Olewnik, "A very rare case report: accessory head of the sartorius muscle", *Folia Morphologica*, 2023, ss. 244-249.

[145] G. Giunta, A. Kapila, C. Brussaard, A. Nistor, R.D. Baerdemaeker, A. Zeltzer & M. Hamdi, "Redefining the vascular anatomy of the medial gastrocnemius muscle: A computed tomography angiography study", *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*, c. 83, ss. 165-171, 2023.

[146] G. Santocildes, M. Merino, F. Fabiani, T. Pagès, M. Marotta, G. Viscor & J.R. Torrella, "Histomorphological and functional contralateral symmetry in the gastrocnemius muscles of the laboratory rat", *Journal of Anatomy*, c. 241, sayı 3, ss. 692-701, 2022.

[147] M.N. Akman & M. Karataş, "Temel ve uygulanan kinezyoloji", *Haberal Eğitim Vakfı*, Ankara, 2003.

[148] E. Witvrouw, R. Lysens, J. Bellemans, D. Cambier & G. Vanderstraeten, "Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population: a two-year prospective study", *The American Journal of Sports Medicine*, c. 28, sayı 4, ss. 480-489, 2000.

[149] D. Miller, N. Tumia & N. Maffulli, "Anterior knee pain", *Trauma*, c. 7, sayı 1, ss. 11-18, 2005.

[150] D.A. Neumann, "Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions", *Journal of*

Orthopaedic & Sports Physical Therapy, c. 40, sayı 2, ss. 82-94, 2010.

[151] M. Erduran, N.D. Demirkıran & L. Horoz, "Parsiyel diz protezi: Endikasyonlar, hasta seçimi, komplikasyonlar", *Balıkesir Sağlık Bilimleri Dergisi*, c. 4, sayı 2, ss. 111-116, 2015.

[152] J. Pfeil, "Anatomy of the hip joint", *Minimally invasive surgery in total hip arthroplasty*, Springer, 2010, ss. 7-19.

[153] B.K. Madeti, C.S. Rao & B.S.S. Rao, "Biomechanics of hip joint: a review", *International Journal of Biomedical Engineering and Technology*, c. 15, sayı 4, ss. 341-359, 2014.

[154] M. Wyatt, C. Freeman & M. Beck, "Anatomy of the Hip Joint", *Fractures of the Hip*, Springer, 2019, ss. 1-18.

[155] G. Bicanic, K. Barbaric, I. Bohacek, A. Aljinovic & D. Delimar, "Current concept in dysplastic hip arthroplasty: Techniques for acetabular and femoral reconstruction", *World Journal of Orthopedics*, c. 5, sayı 4, ss. 412-424, 2014.

[156] G. Hartofilakidis, G.C. Babis & K.L. Adamidou, "The Hip: Basic Anatomy", *Congenital Hip Disease in Adults*, Springer, 2014, ss. 1-2.

[157] R.L. Drake, W. Vogl & A.W. Mitchell, *Gray's anatomy for students*. Elsevier Health Sciences TW, 2005.

[158] P. Carter, Q.F. Baker & P.J. Adds, "Anatomy of the Pelvis and Perineum", *Anatomy*. CRC Press, 2022, ss. 197-233.

[159] V. Mehta, "Anatomy of the Pelvis", *Management of Normal and High-Risk Labour during Childbirth*. CRC Press, 2022, ss. 1-13.

[160] A.V. Glinski, S. Frieler, E. Yılmaz, B. Ishak, R. Goodmanson, J. Iwanaga, T.A. Schildhauer, J.R. Chapman, R.J. Oskouian, K. Mayo & R.S. Tubbs, "Osteology of the ilium revised: illuminating the clinical relevance", *European Journal of Trauma and Emergency Surgery*, c. 47, ss. 1671-1677, 2021.

[161] J.T. Woon & M.D. Stringer, "Clinical anatomy of the coccyx: A systematic review", *Clinical Anatomy*, c. 25, sayı 2, ss. 158-167, 2012.

[162] T. Retchford, K.M.Crossley, A. Grimaldi, J.L. Kemp & S.M. Cowan, "Can local muscles augment stability in the hip?: A narrative literature review", *Journal of Musculoskeletal Neuronal Interactions*, c. 13, sayı 1, ss. 1-12, 2013.

[163] S. Brodt, V. Boersch, P. Strube, G. Wassilew & G. Matziolis, "Defining the canal for ischial and pubic screws in cup revision surgery", *International Orthopaedics*, c. 46, sayı 11, ss. 2547-2552, 2022.

[164] D. Gautam, S. Gupta & R. Malhotra, "Total hip arthroplasty in acetabular fractures", *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, c. 11, sayı 6, ss. 1090-

1098, 2020.

[165] I. Becker, S.J. Woodley & M.D. Stringer, "The adult human pubic symphysis: a systematic review", *Journal of Anatomy*, c. 217, sayı 5, ss. 475-487, 2010.

[166] J.M. Berthelot & F. Gouin, "Anatomie de la symphyse pubienne", *Revue du Rhumatisme Monographies*, c. 82, sayı 3, ss. 131-137, 2015.

[167] M. Tripathi & V. Gajbhiye, "Morphometric and morphology study of acetabulum of human hip bone in Central Indian population", *International Journal of Health Sciences*, c. 6, sayı, ss. 1064-1072, 2022.

[168] M. Ülkir & H.B. Ilgaz, "Morphologic and morphometric evaluation of the acetabulum", *Online Türk Sağlık Bilimleri Dergisi*, c. 8, sayı 2, ss. 155-160, 2023.

[169] V. Perumal, N. Techataweewan, S.J. Woodley & H.D. Nicholson, "Clinical anatomy of the ligament of the head of femur", *Clinical Anatomy*, c. 32, sayı 1, ss. 90-98, 2019.

[170] M. Tsutsumi, A. Nimura & K. Akita, "Clinical anatomy of the musculoskeletal system in the hip region", *Anatomical Science International*, c. 97, sayı 2, ss. 157-164, 2022.

[171] S.W. Mayer, K.M. Spahn & R. Griffith, "Hip Joint", *Sports-related Fractures, Dislocations and Trauma: Advanced On-and Off-field Management*, Springer, 2020, ss. 341-357.

[172] K. Dąbrowski & B. Ciszek, "Anatomy and morphology of iliolumbar ligament", *Surgical and Radiologic Anatomy*, c. 45, sayı 2, ss. 169-173, 2023.

[173] H.D. Martin, A.N. Khoury, R. Schröder, E. Johnson, J.G. Hoyos, S. Campos & I.J. Palmer, "Contribution of the pubofemoral ligament to hip stability: a biomechanical study", *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, c. 33, sayı 2, ss. 305-313, 2017.

[174] K.A.D. Mac Dermott, R.G. Venter, B.J. Bergsteedt, P.A. Pękala, B.M. Henry & K. Keet, "Anatomical features of the iliocapsularis muscle: a dissection study", *Surgical and Radiologic Anatomy*, c. 44, sayı 4, ss. 599-608, 2022.

[175] M.N. Muchlinski, A.S. Hammond, A.S. Deane, M. Purcell, H.W. Hemingway, G. Hantke, F. Pastor, M. Garrosa & A.H. Rose, "The ligamentum teres femoris in orangutans", *American Journal of Physical Anthropology*, c. 167, sayı 3, ss. 684-690, 2018.

[176] T. Sato & N. Sato, "Clinical relevance of the hip joint: Part I–Review of the anatomy of the hip joint", *International Musculoskeletal Medicine*, c. 37, sayı 4, ss. 141-145, 2015.

[177] F. Eyüboğlu, Ç. Sayaca, M. Çalik, D. Korkem, L.N. Taşçılar & D. Kaya,

"Kinesiology of the hip", *Comparative kinesiology of the human body*. Elsevier, 2020, ss. 375-392.

[178] R.F. Centeno, A. Sood & V.L. Young, "Clinical anatomy in aesthetic gluteal contouring", *Clinics in Plastic Surgery*, c. 45, sayı 2, ss. 145-157, 2018.

[179] D.G. Blankenbaker & M.J. Tuite, "The painful hip: new concepts", *Skeletal Radiology*, c. 35, sayı 6, ss. 352-370, 2006.

[180] S. Orthaber, A. Pritsch, A.J.L. Zach & G.C. Feigl, "Gluteus medius accessorius and gluteus quartus scansorius in one specimen: case report of two rare variations", *European Journal of Anatomy*, c. 24, sayı 2, ss. 161-163, 2020.

[181] S.M. Baik, H.S. Cynn & S.H. Kim, "Understanding and exercise of gluteus medius weakness: A systematic review", *Physical Therapy Korea*, c. 28, sayı 1, ss. 27-35, 2021.

[182] M. Tsutsumi, A. Nimura & K. Akita, "The gluteus medius tendon and its insertion sites: an anatomical study with possible implications for gluteus medius tears", *Journal of Bone and Joint Surgery*, c. 101, sayı 2, ss. 177-184, 2019.

[183] M. Bouvard, B. Roger, J. Laffond, A. Lippa & F. Tassery, "Iliopsoas muscles injuries", *Muscle Injuries in Sport Athletes: Clinical Essentials and Imaging Findings*, Springer, 2017, ss. 245-259.

[184] L. Lifshitz, S.B. Sela, N. Gal, R. Martin & M.F. Klar, "Iliopsoas the hidden muscle: anatomy, diagnosis, and treatment", *Current Sports Medicine Reports*, c. 19, sayı 6, ss. 235-243, 2020.

[185] E. Pavlovsky, J. Vinson, A. Reynolds & K.M. Lesciotto, "Psoas minor: Major confusion", *The FASEB Journal*, c. 36, sayı 1, 2022.

[186] H. Kim, W.K. Kim, Y.S. Kim & Y.S. Nam, "Morphologic classification and innervation patterns of the pectineus muscle", *Anatomical Science International*, c. 96, sayı 4, ss. 524-530, 2021.

[187] J.E. Giphart, J.D. Stull, R.F. LaPrade, M.S. Wahoff & M.J. Philippon, "Recruitment and activity of the pectineus and piriformis muscles during hip rehabilitation exercises: an electromyography study", *The American Journal of Sports Medicine*, c. 40, sayı 7, ss. 1654-1663, 2012.

[188] S. Sakthivel, K.S. Devi & S. Verma, "Anatomical study of the origin of obturator artery in Indian cadavers", *Indian Journal of Clinical Anatomy and Physiology*, c. 9, sayı 3, ss. 212-217, 2022.

[189] N.R. Smoll, "Variations of the piriformis and sciatic nerve with clinical consequence: a review", *Clinical Anatomy: The Official Journal of the American Association of Clinical Anatomists and the British Association of Clinical Anatomists*, c. 23, sayı 1, ss. 8-17, 2010.

[190] N.L. Villanueva, D.A. Del Vecchio, P.N. Afrooz, J.A. Carboy & R.J. Rohrich, "Staying safe during gluteal fat transplantation", *Plastic and Reconstructive Surgery*, c. 141, sayı 1, ss. 79-86, 2018.

[191] A. Dupim, A. Teixeira, L. Pires & C. Chagas, "High division of sciatic nerve associated with a double superior gemellus muscle", *Journal of Morphological Sciences*, c. 34, sayı 03, ss. 134-136, 2017.

[192] T. Warner & R.S. Tubbs, "The Nerve to Obturator Internus", *Surgical Anatomy of the Sacral Plexus and Its Branches*. Elsevier, 2021 ss. 31-34.

[193] S. Chavan & R. Wabale, "Reviewing morphology of Quadriceps femoris muscle", *Journal of Morphological Sciences*, c. 33, sayı 02, ss. 112-117, 2016.

[194] L. Pesquer, G. Reboul, A. Silvestre, N. Poussange, P. Meyer & B. Dallaudière, "Imaging of adductor-related groin pain", *Diagnostic and Interventional Imaging*, c. 96, sayı 9, ss. 861-869, 2015.

[195] A.J. Riff, K. Movassaghi, E.C. Beck, W.H. Neal, N. Inoue, S.H. Coleman & S.J. Nho, "Surface mapping of the musculotendinous attachments at the pubic symphysis in cadaveric specimens: implications for the treatment of core muscle injury", *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, c. 35, sayı 8, ss. 2358-2364, 2019.

[196] S. Vohra, G. Arnold, S. Doshi & D. Marcantonio, "Normal MR imaging anatomy of the thigh and leg", *Magnetic Resonance Imaging Clinics*, c. 19, sayı 3, ss. 621-636, 2011.

[197] M.A. Seeley, A.G. Georgiadis & W.N. Sankar, "Hip vascularity: a review of the anatomy and clinical implications", *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, c. 24, sayı 8, ss. 515-526, 2016.

[198] K.G. Ng, J.R. Jeffers & P.E. Beaulé, "Hip joint capsular anatomy, mechanics, and surgical management", *The Journal of Bone and Joint Surgery*, c. 101, sayı 23, ss. 2141, 2019.

[199] J.J. Nepple & M.V. Smith, "Biomechanics of the hip capsule and capsule management strategies in hip arthroscopy", *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, c. 23, sayı 4, ss. 164-168, 2015.

[200] R.E. Field, C. Blakey & F. Malagelada, "Anatomy: capsule and synovium", *Hip Joint Restoration: Worldwide Advances Arthroscopy, Arthroplasty, Osteotomy and Joint Preservation Surgery*, Springer, 2017, ss. 27-33.

[201] F. Galbusera & B. Innocenti, "Biomechanics of the hip joint", *Human Orthopaedic Biomechanics*. Elsevier, 2022, ss. 221-237.

[202] A.K. Dash, K.S. Vishwak & V. Pahuja. "Stress and Deformation Analysis of Hip Joint for Design of Hip Prosthesis", *Advances in Materials and Mechanical Engineering: Select Proceedings of ICFTMME*, 2020, ss. 123-131.

[203] S.F. Praet & J.W.K. Louwerens, "The influence of shoe design on plantar pressures in neuropathic feet", *Diabetes care*, c. 26, sayı 2, ss. 441-445, 2003.

[204] I.P. Pappas, T. Keller, S. Mangold, M.R. Popovic, V. Dietz & M. Morari, "A reliable gyroscope-based gait-phase detection sensor embedded in a shoe insole", *IEEE sensors journal*, c. 4, sayı 2, ss. 268-274, 2004.

[205] M. Chen, B. Huang, K.K. Lee & Y. Xu, "An intelligent shoe-integrated system for plantar pressure measurement", *2006 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, ss. 416-421, 2006.

[206] M. Saito, K. Nakajima, C. Takano, Y. Ohta, C. Sugimoto, R. Ezoe, K. Sasaki, H. Hosaka, T. Ifukube, S. Ino & K. Yamashita "An in-shoe device to measure plantar pressure during daily human activity", *Medical engineering & physics*, c. 33, sayı 5, ss. 638-645, 2011.

[207] H. Alshamsi, V. Këpuska, & H. Alshamsi, "Real time vehicle tracking using arduino mega", *International Journal of Science and Technology*, c. 5, sayı 12, ss. 624, 2016.

[208] Z. Yue, S. Xingjian, & T. Yingying, "Design of Intelligent Tracking Car Based on Arduino Mega 2560", *Academic Journal of Engineering and Technology Science*, c. 6, sayı 3, ss. 50-56, 2023.

[209] L.M. Silalahi, S. Budiyanto, F.A. Silaban, I.U.V. Simanjuntak, A.D. Rochendi, & G. Osman, "Design a Temporary Package Storage System Using Arduino Mega 2560-Based Password", *2021 3rd International Conference on Research and Academic Community Services (ICRACOS)*, ss. 214-218, 2021.

[210] K. Duraklar & M. Burunkaya, "Yaş gıda kurutucu sistemlerinde genel amaçlı izleme ve otomasyon kontrolünde kullanılabilecek arduino temelli hassas terazi uygulaması", *Euroasia Journal of Mathematics, Engineering, Natural & Medical Sciences*, c. 7, sayı 10, ss. 63-74, 2020.

[211] M. Sevil, N. Elalmış, H. Görgün, & N. Aydın, "Control of air conditioning with fuzzy logic controller design for smart home systems", *Sigma Journal of Engineering and Natural Sciences*, c. 33, sayı 3, ss. 439-463, 2015.

[212] H. Öztürksoy, "Bilgisayarla görme ve giyilebilir çoklu sensör sistemi ile yürüyüş analizi", Yüksek lisans tezi, Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü, Fen Bilimleri Enstitüsü, Pamukkale Üniversitesi, Denizli, Türkiye, 2023.

[213] N. Dürül, "Otonom elektrikli araç seyir sisteminin bulanık mantık denetimli tasarımı ve gerçekleştirilmesi", Yüksek lisans tezi, Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü, Fen Bilimleri Enstitüsü, Karamanoğlu Mehmetbey Üniversitesi, Karaman, Türkiye, 2021.

[214] G. Ehrmann, T. Blachowicz, S.V. Homburg, & A. Ehrmann, "Measuring biosignals with single circuit boards", *Bioengineering*, c. 9, sayı 2, ss. 84, 2022.

[215] M. Karadağ, , "B_4C partikül takviyeli bakir matrisli elektrik iletken kompozit üretimi", Yüksek lisans tezi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü, Fen Bilimleri Enstitüsü, Sakarya Üniversitesi, Sakarya, Türkiye, 2017.

[216] M. Burmabıyık, "Bakır-Alüminyum esaslı alaşımların mekanik özelliklerinin incelenmesi", Yüksek lisans tezi, Makine Mühendisliği Bölümü, Fen Bilimleri Enstitüsü, Trakya Üniversitesi, Edirne, Türkiye, 2019.

[217] İ. Özkan, "Metal filament içeren ipliklerden üretilen süprem örme kumaşların farklı doğrultulardaki yüzey özdirençlerinin incelenmesi", *Çukurova Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Dergisi,* c. 33, sayı 3, ss. 153-160, 2018.

[218] M.A. Balım, "8 Kanallı Taşınabilir EEG Ölçüm Cihazı Tasarımı", Yüksek lisans tezi, Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü, Fen Bilimleri Enstitüsü, Bursa Teknik Üniversitesi, Bursa, Türkiye, 2018.

[219] S. Ulu, "Küre bölgesi kompleks sülfürlü bakır cevherlerinin hidrometalurjik proseslerle değerlendirilmesi", Yüksek lisans tezi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü, Fen Bilimleri Enstitüsü, Sakarya Üniversitesi, Sakarya, Türkiye, 2019.

[220] I. Beyin, "Kuru tip transformatörlerin çelik parçalarında şekil optimizasyonu", Yüksek lisans tezi, Makine Mühendisliği Bölümü, Fen Bilimleri Enstitüsü, Balıkesir Üniversitesi, Balıkesir, Türkiye, 2019.

[221] F. Omaç, "Bakırın tel çekme işlemı esnasında meydana gelen tozlanma sorununun incelenmesi", Yüksek lisans tezi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul Teknik Üniversitesi, İstanbul, Türkiye, 2010.

[222] D. Rosenbaum & H.P. Becker, "Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications", *Foot and ankle surgery*, c. 3, sayı 1, ss. 1-14, 1997.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Fatih Mert Çelebi

ÖĞRENİM DURUMU

Derece	Alan	Okul/Üniversite	Mezuniyet Yılı
Yüksek Lisans	Makine Mühendisliği	Düzce Üniversitesi	2024
Lisans	Mekatronik Mühendisliği	Düzce Üniversitesi	2021
Ön Lisans	Mekatronik	Düzce Üniversitesi-Cumayeri Engin Pak MYO	2019
Lise	İmam-Hatip	Düzce Anadolu İmam Hatip Lisesi	2014

YAYINLAR

Tez Yayını

F. M. Çelebi, S. Uzuner & E. Nas, "Plantar Basınç Dağılımının Ölçümü: Akıllı Tabanlık", *International Engineering Research Symposium*, Düzce, Türkiye, 2024, ss 101-110.

Diğer Yayınlar

F.M. Çelebi & S. Uzuner, "Performance of Arduino RBDDimmer Library AC Zero-Crossing Distortion", *International Marmara Sciences Congress-İMASCON*, ss. 217-222, 2023.

S. Uzuner & F. M. Çelebi, "RFID Cartesian Smart Parking Lot System", Inspiring Technologies and Innovations, cilt, 2, sayı 2, ss. 21-25, 2024.