

ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**İvme ve Ayakkabı İçi Basınç Sensörü Kullanılarak Sporculara
Yönelik Dış Mekân Koşu ve Performans Analizi**

Nazlı Yaren DAĞ

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Mayıs, 2025

ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZ ONAYI

İvme ve Ayakkabı İçi Basınç Sensörü Kullanılarak Sporculara
Yönelik Dış Mekân Koşu ve Performans Analizi

Nazlı Yaren DAĞ

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Bu Yüksek Lisans Tezi 28/04/2025 Tarihinde Aşağıdaki Jüri Üyeleri Tarafından
Değerlendirilmiş ve Oy Birliği / Oy Çokluğu ile Kabul Edilmiştir.

Jüri : Doç. Dr. Ahmet AYDIN (Danışman)

: Prof. Dr. Mustafa Kerem ÜN

: Dr. Öğr. Üyesi Amira TANDİROVİÇ GÜRSEL

Bu Tez Fen Bilimleri Enstitüsü, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalında Hazırlanmıştır.

Tez No:

Prof. Dr. Sadık DİNÇER
Enstitü Müdürü

Bu çalışma TÜBİTAK tarafından desteklenmiştir.
Proje No: 121E648

Not: Bu tezde kullanılan özgün ve başka kaynaktan yapılan bildirişlerin, çizelge ve fotoğrafların kaynak
gösterilmeden kullanımı, 5846 sayılı Fikir ve Sanat Eserleri Kanunundaki hükümlere tabidir.

İÇİNDEKİLER

ÖZ	I
ABSTRACT	II
TEŞEKKÜR	III
ÇİZELGELER DİZİNİ	IV
ŞEKİLLER DİZİNİ	V
SİMGELER VE KISALTMALAR	VII
1. GİRİŞ	1
1.1. Yürüyüş Analizi	1
1.1.1. Yürüyüş Fazları	2
1.2. Yürüyüş Analizinde Veri Toplama Yöntemleri	5
1.2.1. Kameralı Hareket Yakalama Sistemleri	5
1.2.2. Kinematik Sensörlü Hareket Yakalama Sistemleri	6
1.2.3. Basınç Sensörleri	9
1.2.4. Elektromiyografi (EMG) Ölçümlü Sistemler	10
2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR	13
2.1. Giriş	13
2.2. Literatür Örnekleri	13
3. MATERYAL VE METOT	17
3.1. Giriş	17
3.2. IMU Sensör	17
3.2.1. Giriş	17
3.2.2. Çözünürlük ve Hassasiyet	18
3.2.3. Filtre Parametreleri	19
3.2.4. Filtreler	20
3.3. IMU Sensör ile Açı Ölçümü	24
3.3.1. Euler Açıları	25
3.3.2. Quaternion Katsayıları	27
3.4. Ayakkabı İçi Tabanlıklar	28
3.4.1. Giriş	28
3.4.2. Basınç Sensörüne Ait Özellikler	29
3.5. Kalibrasyon	32
3.5.1. Manyetometre Kalibrasyonu	32
3.5.2. Jiroskop Kalibrasyonu	33
3.5.3. İvmeölçer Kalibrasyonu	34
3.6. Mikro İşlemciler	34

3.7. Haberleşme Türleri	36
3.7.1. IoT (Internet of Things)	37
3.7.2. I2C Haberleşme Protokolü	37
3.7.3. Bluetooth Haberleşme Protokolü	38
3.7.4. ESP-NOW Haberleşme Protokolü	39
3.8. Kullanıcı Arayüzü (GUI)	42
3.8.1. Giriş	42
3.8.2. Qt Designer ve PyQt5	42
3.8.3. Python ile Arayüz	43
3.9. Sistemin Birleştirilmesi ve Uygulanması	45
3.9.1. Ayakkabı İçİ Tabanlığa Ait Donanımın Oluşturulması	46
3.9.2. IMU Sensörlerine Ait Donanımın Oluşturulması	47
3.9.3. IMU Sensörlerine Ait Parametrelerin Ayarlanması	48
3.9.4. Açİ Ölçümlerinin Alınması	49
3.9.5. Verilerin Toplanması ve Arayüzde Gösterilmesi	51
4. BULGULAR VE TARTIŞMA	55
4.1. Kullanım Kolaylığı	59
4.2. Erişilebilirlik ve Esneklik	59
4.3. Sporcular Tarafından Kullanımı	59
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	61
5.1. Sistemin Daha Kompakt Hale Getirilmesi	62
5.2. Elektromiyografinin Yürüyüş Analizine Dahil Edilmesi	62
5.3. Optik Tabanlı Sistemlerle Çalışmanın Desteklenmesi	62
5.4. Hareketlerin Simüle Edilmesi	62
KAYNAKLAR	63
ÖZGEÇMİŞ	67

**İvme ve Ayakkabı İçi Basınç Sensörü Kullanılarak
Sporculara Yönelik Dış Mekân Koşu ve Performans
Analizi**

Nazlı Yaren DAĞ

Danışman: Doç. Dr. Ahmet AYDIN

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

ÖZ

Son yıllarda ataletsel ölçüm birim sensörleri ve ayakkabı içi basınç sensörlerinin entegrasyonu, yürüyüş analizinde önemli bir ilerleme kaydetmiştir. IMU sensörleri, vücut segmentlerinin üç boyutlu hareketlerini hassas bir şekilde izlerken, ayakkabı içi basınç sensörleri, ayak tabanındaki basınç dağılımını ve yerle etkileşimi ölçerek, yürüyüş sırasında uygulanan kuvvetleri analiz etmektedir. Bu iki sensör türünün kombinasyonu, yürüyüş kinematiki ve kinetiki hakkında zengin veriler sağlayarak rehabilitasyon süreçlerinde ve spor performansında önemli bilgiler sunmaktadır.

IMU ve basınç sensörlerinin birlikte kullanımı, sporcuların yürüyüş performanslarını optimize etmek için kapsamlı veriler sunmaktadır. Bu veriler anormal yürüyüş kalıplarını tespit etme, teknik hataları düzeltme ve bireysel antrenman programlarını kişiselleştirme konusunda önemli bilgiler sağlamaktadır. Ayrıca bu sensörlerin sağladığı gerçek zamanlı geri bildirim, sporcuların antrenman süreçlerini iyileştirmelerine, sakatlanma risklerinin azaltılmasına ve performanslarını artırmalarına olanak tanımaktadır.

Bu çalışmada hem IMU sensörlerinin hem de basınç sensörlerinin birlikte kullanılmasıyla sporculara yönelik iç ve dış mekânda kullanılabilen, kablosuz haberleşmeli bir yürüyüş analiz sistem prototipi geliştirilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Gait Analysis, IMU, Motion Capture, Pressure Sensor.

Outdoor Running Gait and Performance Analysis for Athletes Using Acceleration and In-Shoe Pressure Sensors

Nazlı Yaren DAĞ

Advisor: Assoc. Prof. Ahmet AYDIN

Department of Biomedical Engineering

ABSTRACT

In recent years, the integration of Inertial Measurement Unit (IMU) sensors and in-shoe pressure sensors has made significant advancements in gait analysis. IMU sensors accurately track the three-dimensional movements of body segments, while in-shoe pressure sensors measure the pressure distribution on the foot and the interaction with the ground, analyzing the forces applied during walking. The combination of these two types of sensors provides rich data on gait kinematics and kinetics, offering important insights for rehabilitation processes and sports performance.

The combined use of IMU and pressure sensors provides comprehensive data to optimize athletes' walking performance. This data is crucial for detecting abnormal gait patterns, correcting technical errors, and personalizing individual training programs. Additionally, the real-time feedback provided by these sensors allows athletes to improve their training processes, reduce the risk of injury, and enhance their performance.

In this study, a wireless gait analysis system prototype has been developed for outdoor use, utilizing both IMU sensors and pressure sensors. This prototype aims to help athletes better understand their walking dynamics and improve their performance. The developed system stands out as an important tool for providing a more effective feedback mechanism in athletes' training processes, contributing to both performance enhancement and injury risk reduction.

Keywords: Gait Analysis, IMU, Motion Capture, Pressure Sensor.

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın fikir aşamasından son anına kadar her adımında bilgi birikimi ve yapıcı desteğiyle yanımda olan; yalnızca akademik değil, insani anlamda da bana ilham veren ve yolumu aydınlatan çok kıymetli danışman hocam Sayın Doç. Dr. Ahmet AYDIN’a en içten teşekkürlerimi sunarım. Kendisinden öğrendiklerim, bu tezle sınırlı kalmayacak kadar değerlidir.

Canım aileme, özellikle de bana koşulsuz sevginin ne demek olduğunu her zaman hissettiren sevgili kardeşlerim Emir, Cansu, Zeynep ve Cennet’e kalbimin en derin yerinden teşekkür ederim.

Bu tez, Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu’nun (TÜBİTAK) 121E648 numaralı projesi kapsamında, ARDEB 1001 – Bilimsel ve Teknolojik Araştırmaları Destekleme Programı altında, “Salon Sporları İçin Atletik Performans Ölçüm Sistemi Geliştirilmesi” adlı proje dahilinde gerçekleştirilmiştir. Projenin hayata geçirilmesinde sağladığı olanaklar için TÜBİTAK’a teşekkür ederim.

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 1-1. Yürüyüş analizinde duraklama fazları	2
Çizelge 1-2. Yürüyüş analizinde salınım fazları	3
Çizelge 1-3. Yürüyüş analizinde yer alan bazı önemli terimler ve açıklamaları	4
Çizelge 3-1. IMU Pro Mini Unit sensör özellikleri.....	18
Çizelge 3-2. Ayakkabı içi basınç sensörüne ait özellikler	30
Çizelge 3-3 M5StickCPlus mikro işlemcisine ait bazı temel özellikler.....	35
Çizelge 3-4 Çoklayıcıya (multiplexer) ait doğruluk tablosu.....	36



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1-1. Yürüyüş analizinin bir döngüsünde temel aşamalar İngilizce isimleriyle verilmiştir. Şekilde Stance (Duraklama) ve Swing (Salınım) ana alt fazlar altında Heel strike (Topuk vuruşu), Zero point (Mid stance), Toe off (Parmak ucu kalkışı) gösterimleri (Taborri vd., 2016).....	3
Şekil 1-2. İvmeölçer sensörünün çalışma prensibini temsil eden görsel.....	7
Şekil 1-3. Eksenler etrafındaki Phi, Theta ve Psi dönme açıları.....	9
Şekil 3-1. Madgwick ve Kalman filtrelerinin x, y ve z eksenlerinde dönme hareket açılarının kıyaslanması.....	23
Şekil 3-2. FSR sensör devresine ait görsel.....	31
Şekil 3-3. Manyetik alan sensörü kalibrasyonu sırasında kullanılan MotionCal kalibrasyon aracı.....	33
Şekil 3-4. M5StickC Plus ve M5 IMU pro cihazları arasındaki I2C haberleşmesinin gösterimi. ...	38
Şekil 3-5. ESP-NOW haberleşme ağında yer alan iki adet ESP32 cihazı arasındaki tek yönlü iletişimin gösterimi.....	40
Şekil 3-6. ESP-NOW haberleşme ağında yer alan iki adet ESP32 cihazı arasındaki çift yönlü iletişimin gösterimi.....	41
Şekil 3-7. ESP-NOW haberleşme ağında yer alan 6 adet gönderici ESP32 cihazı ve 1 adet alıcı ESP32 cihazı arasındaki iletişimin gösterimi.....	42
Şekil 3-8. Sistemin kullanıcı arayüzüne ait pencere görseli.....	44
Şekil 3-9. Sistemin kullanıcı arayüzüne ait pencere görseli.....	45
Şekil 3-10. Sistemde bulunan cihazlara ait temsili görsel. a) 6 adet M5StickC Plus mikroişlemcisi ve 6 adet M5 IMU Pro sensörü. b) Ayakkabı içi basınç sensörlü tabanlık, multiplexer ve ESP32. c) M5StampS3 mikroişlemcisi ve bağlı olduğu sistem arayüzü. d) ESP-NOW kablosuz haberleşmesi.....	46
Şekil 3-12. a) Ayakkabı içi basınç sensör devresinin kapalı kutu içerisine yerleştirilmiş hali. b) Ayakkabı içi basınç sensör devresinin devre elemanları.....	47
Şekil 3-13. IMU sensörlerinin ve M5StickC Plus mikro işlemcilerinin alt ekstremitedeki yerleşimleri.....	50
Şekil 3-14. IMU sensörü ve M5StickC Plus mikro işlemcisinin ayaktaki konumu.....	50
Şekil 3-15. Gönderilmiş ve kaydedilmiş verilerin bir kısmına ait ekran görüntüsü.....	51
Şekil 3-16. Arayüzün açılma değerlerine ve grafik verilerine ait sekmesi.....	52
Şekil 3-17. Arayüzün basınç verilerine ait sekmesi.....	53
Şekil 4-2. a) Sol ayağın topuk vuruşu (heel strike) basınç haritası b) Sol ayağın topuk vuruşundan düz ayak (foot flat) aşamasına geçerken basınç haritası.....	56

Şekil 4-3. c) Sol ayağın topuk vuruşundan (heel strike) düz ayak (foot flat) aşamasına geçerken basınç haritası.	56
d) Sol ayağın düz ayak (foot flat) aşamasındaki basınç haritası.	56
Şekil 4-4. e) Sol ayağın düz ayak (foot flat) aşamasından topuk yükselmesi (heel rise) aşamasına geçerken basınç haritası. f) Sol ayağın parmak ucu kalkışı (toe off) sırasındaki basınç haritası.	56
Şekil 4-5. Yürüyüş esnasında sol ve sağ bacakların üst kısmındaki roll açıları.....	57
Şekil 4-6. Yürüyüş esnasında sol ve sağ dizlerde oluşan roll açıları.	57
Şekil 4-7. Yürüyüş esnasında sol ve sağ ayak bileklerinde oluşan roll açıları.....	57
Şekil 4-8. Yürüyüş esnasında sol ve sağ bacakların üst kısmındaki pitch açıları.	58
Şekil 4-9. Yürüyüş esnasında sol ve sağ dizlerde oluşan pitch açıları.	58



SİMGELER VE KISALTMALAR

DPS	: Bir Saniyede Değişen Derece (Degree per Second)
DoF	: Degree of Freedom (Serbestlik Derecesi)
EMG	: Elektromiyografi
FSR	: Force Sensing Resistor
g	: Yer çekimi ivmesi
IMU	: Inertial Measurement Units
IoT	: Internet of Things
MEMS	: Mikro Elektrik Mekanik Sistemler
PCB	: Baskı Devre
ROM	: Range of Motions
WLAN	: Wireless Local Area Network



1. GİRİŞ

Merkezi sinir sistemi, periferik sinirler ve alt ekstremitelerin birden fazla iskelet kas grubunun koordinasyonunun kapsamlı sonucu olan yürüyüş, insanın günlük yaşantısındaki en kritik aktivitelerden biri olarak kabul edilir.

İnsan yürüyüşünü analiz ederek klinik tanı ve rehabilitasyon için fizyolojik açıklamaları olan parametreler elde edilebilir. Bu parametrelere bakılarak (örneğin; ayak tabanı basınçları, eklem açıları ve elektromiyografi (EMG) sinyalleri) Parkinson hastalığı, diyabet ve felç gibi çeşitli hastalıklara dair bulgular ortaya çıkartılabilir. Bununla beraber sağlıklı bireyler ve sporcularda da benzer parametrelere bakılmaktadır. İnsan dengesi, alt ekstremita eklem hareketleri ve yürüme sırasındaki aşamalar gibi insan yürüyüşleri hakkında çeşitli değerli bilgiler elde edilebilir (Chen vd., 2022).

1.1. Yürüyüş Analizi

Yürüyüş analizi, bireylerin yürüyüş biçimlerini ve hareket kalıplarını değerlendirmek için kullanılan bir yöntemdir. Bu analiz, genellikle çeşitli sensörler ve teknolojiler aracılığıyla yürüyüş sırasında elde edilen verilerin toplanması, işlenmesi ve yorumlanmasını içermektedir.

Yürüyüş analizi ile çeşitli hareket verileri elde edilebilir. Yürüyüş sırasında ayakların, bacakların ve vücudun alt ekstremita hareketleri ile ilgili veriler toplanır. Bu veriler, hız, adım uzunluğu, adım yüksekliği, basınç dağılımı gibi çeşitli parametreler içermektedir. Yürüyüş analizi ile hareketlerin özellikleri de belirlenebilir. Bu özellikler yürüyüş hızı, ritim, ayakların yönelimi ve ayak tabanlarının basıncı gibi unsurları içermektedir. Tüm bu yürüyüş analizi verileri çeşitli sağlık ve rehabilitasyon alanlarında önemli rol oynamaktadır. Yürüyüş analizinin bazı önemli kullanım alanları şunlardır:

Yürüyüş analizi ile denge ve düşme tespiti yapılabilmektedir. Özellikle yaşlı kişilerde düşme tehlikesine karşı riskler yürüyüş analizi ile belirlenebilir ve kişi için önlem almada kullanılabilir. Yaralanma veya cerrahi sonrası iyileşme sürecinde hastaların yürüyüşlerini izlemek ve rehabilitasyon programlarını optimize etmek için kullanılabilir. Diyabet hastalarında ayak altındaki basınç noktaları izlenerek ayak yaraları önlenme amacıyla kullanılabilir. Sporcuların yürüyüş ve koşu biçimlerini analiz ederek performanslarını değerlendirmek ve yaralanma riskini azaltmak için kullanılabilir. Denge sorunları olan bireylerde yürüyüş analizi yapılarak dengenin değerlendirilmesi ve rehabilitasyonu için kullanılabilir. Parkinson hastalığı, MS gibi nörolojik hastalıkların tanısında ve takibinde yürüyüş analizi yardımcı araç olarak kullanılabilir. Yürüyüş analizi yeni tedavi yöntemlerinin etkinliğini değerlendirmek için klinik araştırmalarda kullanılabilmektedir (Xu vd., 2012).

1.1.1. Yürüyüş Fazları

İnsan yürüyüşü sırasında gerçekleşen ve döngü olarak tekrar eden yürüyüş fazları bulunmaktadır. Yürüyüş fazları farklı kaynaklarda farklı sayıda alt aşamaya ayrılrsa da en genel haliyle iki ana aşama şeklinde ayrılmaktadır. Bu Aşamalar Duraklama (Stance) ve Salınım (Swing) fazlarıdır. Bu fazlar yürüyüş döngüsünün her bir adımında meydana gelen hareketleri tanımlamaktadır.

Yürüyüş fazlarının her biri, yürüyüş döngüsünün toplam süresinin belirli bir yüzdesini oluşturur. Genel olarak, yürüyüş döngüsü bir ayağın yere ilk temasından sonraki aynı ayağın tekrar yere temasına kadar geçen süreyi kapsamaktadır.

Yürüyüş fazlarının yüzdesel dağılımı, kullanılan faz modeline bağlı olarak değişiklik gösterebilir. Örneğin yürüyüş fazları iki ana faz olarak (duraklama ve salınım) ayrıldığında bu fazlar genellikle yüzdesel olarak şu şekilde dağılır:

Duraklama (Stance) fazı yürüyüş döngüsünün yaklaşık %60'ını oluşturmaktadır.

Salınım (Swing) fazı yürüyüş döngüsünün yaklaşık %40'ını oluşturmaktadır.

Daha ayrıntılı faz modelleri kullanıldığında (örneğin, üç, dört veya daha fazla faz) her bir alt fazın yüzdesi değişebilir ancak genel olarak duraklama fazı yürüyüş döngüsünün büyük bir kısmını kapsamaktadır (Taborri vd., 2016)

Duraklama (Stance) Fazı

Stance fazı bir ayağın yere temas ettiği ve vücut ağırlığının o ayak üzerinde durduğu aşamadır. Stance fazı genellikle üç alt aşamaya ayrılmaktadır: Topuk Vuruşu (Heel Strike), Orta Duraklama (Midstance) ve Parmak Ucu Kalkışı (Toe Off).

Çizelge 1-1. Yürüyüş analizinde duraklama fazları

Topuk Vuruşu (Heel Strike)	Ayak topuğunun yere ilk temas ettiği an.
Orta Duraklama (Mid Stance)	Vücut ağırlığının ayak üzerinde dengelendiği an.
Parmak Ucu Kalkışı (Toe Off)	Ayak parmaklarının yerden kalktığı an.

Salınım (Swing) Fazı

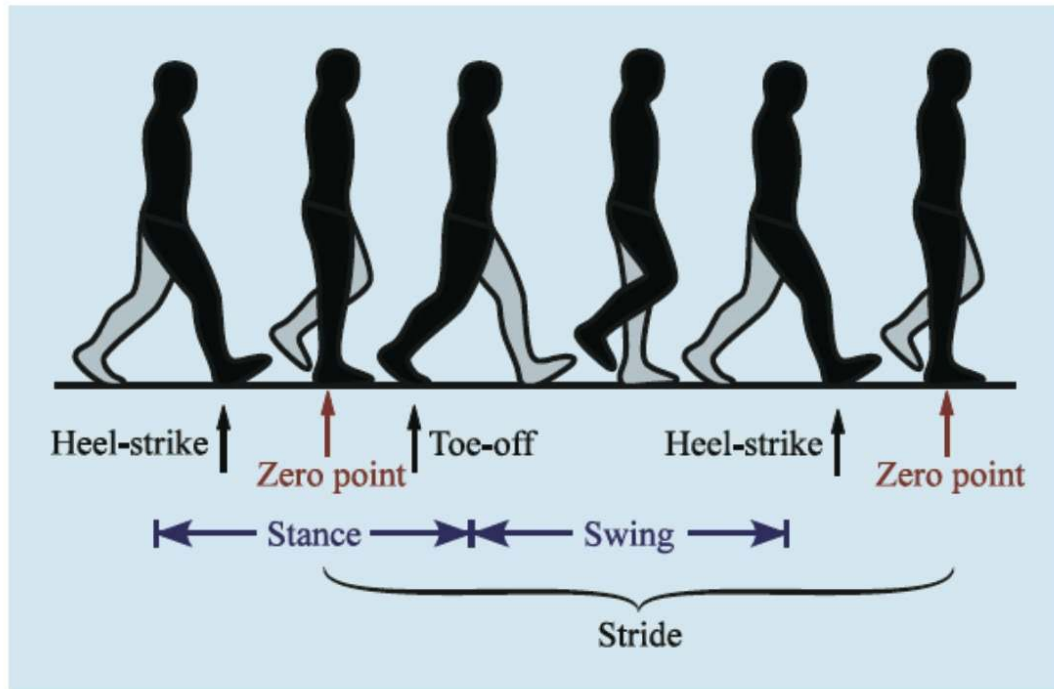
Salınım (Swing), bir ayağın yerden kalktığı ve ileriye doğru hareket ettiği aşamadır. Salınım fazı genellikle üç alt aşamaya ayrılmaktadır. Başlangıç fazı (Initial Swing), Orta Salınım (Mid Swing) ve Son Salınım (Terminal Swing).

Çizelge 1-2. Yürüyüş analizinde salınım fazları

Başlangıç Salınımı (Initial Swing)	Ayağın yerden kalktıktan sonra ileriye doğru hareket etmeye başladığı an.
Orta Salınım (Mid Swing)	Ayağın vücut ile ileri doğru hareket ettiği an.
Son Salınım (Terminal Swing)	Ayak yere inmeden önceki son hareket aşaması.

Yürüyüş fazları yürüyüş analizi sırasında yürüyüş parametrelerinin (örneğin adım uzunluğu, adım sıklığı) belirlenmesi için kritik öneme sahiptir. Bu fazlar yürüyüş analizi ve rehabilitasyon süreçlerinde önemli bir rol oynamaktadır, çünkü her bir fazın doğru bir şekilde tanımlanması yürüyüş bozukluklarının değerlendirilebilmesi ve tedavi edilebilmesi için gereklidir (Taborri vd., 2016).

Yürüyüş fazlarının analizi, sağlık durumlarının değerlendirilmesi ve hastalıkların tanısı için kullanılabilmektedir (Ao vd., 2015).



Şekil 1-1. Yürüyüş analizinin bir döngüsünde temel aşamalar İngilizce isimleriyle verilmiştir. Şekilde Stance (Duraklama) ve Swing (Salınım) ana alt fazlar altında Heel strike (Topuk vuruşu), Zero point (Mid stance), Toe off (Parmak ucu kalkışı) gösterimleri (Taborri vd., 2016)

İnsan yürüyüş analizinde kullanılan bazı genel ve önemli terimler açıklamaları ile aşağıdaki tabloda belirtilmektedir.

Çizelge 1-3. Yürüyüş analizinde yer alan bazı önemli terimler ve açıklamaları

Numara	Terim	Açıklaması
1	Yürüyüş Hızı/Gait Speed	Belirli bir zaman diliminde kat edilen mesafe ile hesaplanan hız. Ortalama hız, cadance (ritim) ve adım uzunluğunun çarpımı ile elde edilir.
2	Adım Yüksekliği	Bir adım sırasında ayak ile zemin arasındaki maksimum yükseklik.
3	Adım Uzunluğu/ Step Length	Bir ayağın kaldırılmasından yere konmasına kadar olan mesafe. İki ardışık ayak temas noktası arasındaki mesafe.
4	İniş Pozisyonu	Ayak yere indiğindeki pozisyonu, örneğin topuk mu yere önce iniyor, düz mü iniyor, yoksa parmak uçları mı yere önce iniyor.
5	Alt Ayak Basıncı	Ayak tabanındaki basınç dağılımı.
6	Yürüyüş Mesafesi/Gait Distance	Yürüyüş sırasında kat edilen toplam mesafe.
7	Yürüyüş Varyasyonu	Tekrar eden deneyler sırasında toplam mesafe varyasyonu.
8	Bacak Hareket Hızı	Yürüyüş sırasında her bir bacağın hızı.
9	Hız Farkı	Yürüyüş sırasında sol ve sağ bacak arasındaki hız farkı.
10	Ayak Yönelimi	Yürüyüş sırasında ayakların yönelimi.
11	Ritim/Cadance	Yürüyüş sırasında dakikada ortalama adım sayısı.
12	Salınım Süresi/Swing Time	Ayak kaldırılma ve yere iniş arasındaki geçiş süresi. Ayağın tamamen havada kaldığı süre.
13	Duraklama Süresi/Stance Time	Ayağın yere temas ettiği süre. Topuk vuruşu noktasından parmak ucu kalkışına kadar geçen süre.

Yürüyüş parametreleri yürüyüş döngüsünün belirli aşamalarını analiz ederek hesaplanabilmektedir. Bu süreç IMU (Inertial Measurement Unit) sensörleri veya basınç sensörleri kullanılarak gerçekleştirilir. Yürüyüş parametrelerinin hesaplanmasına dair temel adımlar özet olarak şu şekildedir:

Yürüyüş döngüsündeki bazı önemli adımların tespiti yapılmalıdır. Örneğin heel strike (topuk vuruşu) ve toe off (parmak ucu kalkışı) anları bacak açısı verileri kullanılarak veya ayak tabanındaki basınç verilerinden tespit edilebilir. Heel strike, ayak yere ilk temas ettiğinde meydana gelirken, toe off ayak yerden kalktığına gerçekleşmektedir.

Topuk vuruşu ve parmak ucu kalkışı noktaları belirlendikten sonra yürüyüş döngüsünün iki ana aşamaya ayrıldığı varsayılabilir. Duraklama aşaması (Stance phase) ve salınım aşaması (swing phase). Duraklama aşaması topuk vuruşu ile başlar ve parmak ucu kalkışı ile sona erer; salınım aşaması ise parmak ucu kalkışı ile başlar ve bir sonraki topuk vuruşu ile sona erer.

Yürüyüş parametrelerinin bir kısmı belirlenen topuk vuruşu ve parmak ucu kalkışı noktalarına dayanarak hesaplanmaktadır (Gujarathi & Bhole, 2019).

Hereket yakalama (motion capture) teknolojileri, atletlerin fiziksel durumunu, atletik performanslarını, teknik becerilerini, sakatlanma önleme ve rehabilitasyon süreçlerini analiz etmek gibi amaçlarla kullanılabilir (Pueo & Jimenez-Olmedo, 2017).

1.2. Yürüyüş Analizinde Veri Toplama Yöntemleri

Yapılan çalışmalar basit veya karmaşık olsun yürüyüş analizi için veri toplama, çeşitli teknolojik araçlar ve yöntemler kullanılarak gerçekleştirilmektedir. Yaygın olarak kullanılan bazı araçlar ve yöntemler bulunmaktadır. Bunlardan bazıları kameralı sistemler, kinematik sensörlü sistemler, basınç sensörlü sistemler, elektromiyografi içeren sistemlerdir.

1.2.1. Kameralı Hareket Yakalama Sistemleri

Yürüyüş analizi için en yaygın yöntemlerden biridir. Yüksek çözünürlüklü kameralar kullanarak bireylerin yürüyüşlerini kaydetmektir. Bu videolar, yürüyüş sırasında vücut hareketlerini ve adım dinamiklerini analiz etmek için kullanılmaktadır (Wren vd., 2011).

Hareket yakalama sistemlerinin çoğu laboratuvar ortamlarında yapıldığından kameralı sistemler bu iş için yaygın olarak kullanılmaktadır. Söz konusu kameralı hareket yakalama sistemleri ile genellikle tek bir doğrultuyu görecektir şekilde ölçüm alınmaktadır ve laboratuvar ortamlarında kullanımı daha uygundur. Sporun türüne bağlı olmakla beraber genellikle çoklu yapılan sporlarda kamera bazlı hareket yakalama sistemleri sağlıklı ölçüm sonuçları vermemektedir. Bunun sebebi kameranın gördüğü düzlemde birden çok sporcu bulunması halinde ölçümün kısıtlanmasıdır.

Ayakkabı içi sensörlü tabanlıklar, sporcuların hem antrenman sırasında hem de gündelik yaşamda kullanabilecekleri basınç verisi elde eden ve fiziksel olarak ince yapılı sensörlerdir. Ayak

tabanının farklı bölgelerinden elde edilen basınç verileri sporcunun duruşu, ayak asimetrisi, taban yapısı, yürüyüş ve koşma analizi hakkında çeşitli bilgiler içermektedir.

1.2.2. Kinematik Sensörlü Hareket Yakalama Sistemleri

Temel kinematik sensörler, hareketin ölçülmesi ve analiz edilmesi için kullanılan araçlardır. IMU (Inertial Measurement Unit) bir nesnenin hareketini ve konumunu ölçmek için kullanılan bir sensördür. IMU sensörler üç boyutlu yerel koordinat sistemlerinde ivme, açısal hız ve manyetik alan vektörlerini ölçerler. Bu sensörler genellikle ivmeölçer, jiroskop ve bazen manyetometre sensörlerini barındırmaktadır ve bu sayede nesnenin hareketi hakkında kapsamlı veriler sağlayabilirler. IMU sensörlerini de içinde barındıran kinematik sensörler, nesnelerin hareket, konum, hız ve ivme gibi parametrelerini belirlemek için çeşitli fiziksel prensipleri kullanmaktadır (Seel vd., 2014).

Kinematik ölçüm, hareketlerin zamanla değişimini inceleyen bir yöntemdir ve genellikle bir nesnenin veya kişinin hareketini tanımlamak için kullanılmaktadır. Yürüyüş analizi bağlamında kinematik ölçüm, bir bireyin yürüyüş sırasında alt ekstremitelerinin (bacaklar, ayaklar) hareketlerini üç boyutlu uzayda izlemek için kullanılmaktadır (Whittle, 1996).

Kinematik sensörler spor bilimleri, rehabilitasyon, robotik, sanal gerçeklik, havacılık, uzay ve otomotiv endüstrisi gibi birçok alanda kullanılabilir. Örneğin, sporcuların performansını değerlendirmek ve optimize etmek için veya yaralanma sonrası rehabilitasyon süreçlerinde hareketlerini izlemek ve tedavi planlarını değerlendirmek için kullanılabilir.

Koşu biyomekaniği çalışmaları, ölçülen kinematik parametrelerin (örneğin, eklem açıları, adım sıklığı, adım uzunluğu) koşu performansını iyileştirmek ve yaralanma riskini azaltmak için gerekli olabileceğini öne sürmektedir. IMU sensörler nispeten düşük maliyetleri, basit kurulum ve kullanımları, taşınabilirlikleri nedeniyle laboratuvar ortamlarının dışında insan koşu ve yürüyüş performanslarını analiz etmek için iyi bir seçenektir (Taborri vd., 2016)

Kinematik sensörler arasında ivmeölçerler, jiroskoplar ve manyetometreler gibi yürüyüş analizinde yaygın olarak kullanılan sensörlere dair bilgiler ve kısaca çalışma prensipleri şu şekildedir:

İvmeölçer Sensörü

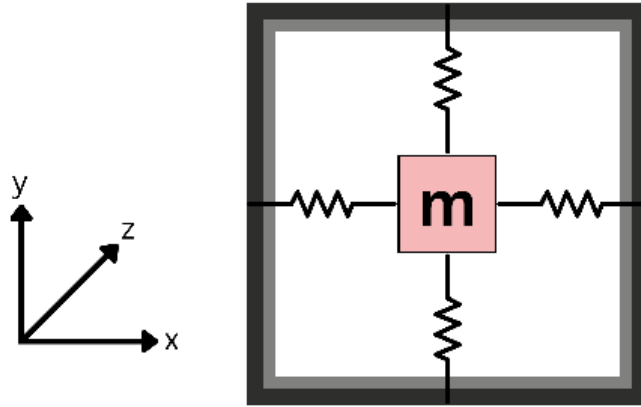
İvmeölçer bir nesnenin ivmesini ölçmede kullanılan sensördür. İvmeölçer genellikle üç ekseninde (x, y, z) hareket eden bir nesnenin hızlanma ve yavaşlama gibi dinamiklerini belirlemek için kullanılmaktadır. İvmeölçerler, yerçekimi etkisi altında nesnenin hareketini algılayarak nesnenin konumunu ve hareket yönünü belirlemeye yardımcı olabilirler. İvmeölçerler IMU sensörler içinde yer alarak eklem hareketlerinin izlenmesi ve analiz edilmesi için kritik bir rol oynamaktadır. İvmeölçerler ivme verilerini kullanarak vücut eklem açılarının hesaplanmasında önemli bir temel sağlamaktadır (Seel vd., 2014).

İvmeölçerin çalışma prensibi, Newton'un ikinci yasasına dayanmaktadır ve temel olarak bir kütlenin bir yay ile bağlı olduğu bir sistem olarak düşünülebilir. MEMS (Mikro Elektrik Mekanik Sistemler) ivmeölçer, bir referans çerçevesi içinde bir kütleye bağlı bir yaydan oluşur. Bu yapı ivmeölçerin hareketi algılamasına olanak tanımaktadır. İvmeölçer, kütlenin yer değiştirmesini ölçerek doğrusal ivmeyi belirler. Kütle, ivme uygulandığında yaydan uzaklaşır veya ona yaklaşır. Bu yer değiştirme, ivmeölçerin çıkış sinyalini oluşturmaktadır.

MEMS ivmeölçerlerin ivmeyi ölçmek için iki ana yöntemi vardır:

İlk yöntem, kütlenin ivme nedeniyle hareket etmesiyle oluşan yer değiştirmeyi ölçmektir. Bu yer değiştirme, kapasitif veya piezoelektrik sensörler gibi çeşitli algılama teknolojileri kullanılarak tespit edilebilir.

İkinci yöntem, gerilim değişiklikleri nedeniyle titreşen kütlenin frekansındaki değişiklikleri ölçmektir. Kütle hareket ettikçe, yay üzerindeki gerilim değişir ve bu da kütlenin titreşim frekansını etkiler (Faisal vd., 2020).



Şekil 1-2. İvmeölçer sensörünün çalışma prensibini temsil eden görsel.

Jiroskop Sensörü

Jiroskop, belirli bir eksen etrafında dönerken, açısal hızı ölçer. Bu ölçüm, nesnenin ne kadar hızlı döndüğünü belirlemek için kullanılır. Jiroskop sensörleri bağlı olduğu nesnelerin dönme hareketini algılayarak yönünü ve pozisyonunu belirlemeye yardımcı olabilir, ayrıca nesnenin yönelimindeki değişiklikleri takip edebilir.

Modern jiroskoplar MEMS teknolojisi kullanılarak üretilir. Bu daha küçük, daha hafif ve daha hassas sensörlerin üretilmesini sağlar. MEMS jiroskoplar genellikle üç eksen (x, y, z) açısal hız ölçümü yapabilen üç ortogonal jiroskop içerir.

Jiroskoplar yaygın olarak navigasyon sistemleri, akıllı telefonlar, oyun kontrol cihazları, insansız hava araçları ve robotik sistemler gibi birçok alanda kullanılmaktadır.

MEMS jiroskopları Coriolis etkisini kullanarak çalışmaktadır.

Coriolis etkisi, bir referans çerçevesinde açısal hızla dönen bir kütlenin, hareket ederken bir kuvvet deneyimlemesini ifade eder. Bu etki jiroskop dönerken açısal hızı ölçmesine olanak tanımaktadır (Grah, 2017).

Bir kütle (m), dönerek belirli bir hızla (v) hareket ettiğinde açısal hız (ω) ile orantılı bir kuvvete (F_c) maruz kalır.

Bu kuvvetin formülü şu şekildedir:

$$F_c = -2 * m (\omega \times v) \quad (1)$$

Bu denklem kuvvetin kütlenin hızının yönüne ve döngüsel dönüş eksenine dik bir yönde etki ettiğini ve bir sapmaya neden olduğunu ifade etmektedir.

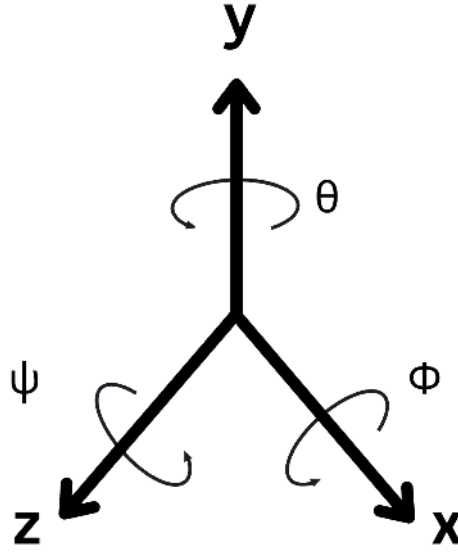
MEMS jiroskopları içerisinde Coriolis etkisini ölçmek için küçük titreşen kütleler bulunmaktadır. Bu kütleler belirli bir eksen boyunca, sürüş eksenini olarak adlandırılan bir eksenle titreşmek üzere tasarlanmıştır. Jiroskop döndüğünde Coriolis etkisi ile dik bir eksen boyunca (algılama eksenini) ikincil bir titreşim oluşur. Bu ikincil titreşim, titreşen kütleyi orijinal yolundan kaydırır.

Titreşen kütlenin ikincil titreşim nedeniyle meydana gelen sapması jiroskop tarafından algılanır. Bu genellikle, kütlenin hareketiyle meydana gelen kapasitans değişikliklerini ölçerek yapılır. Kapasitans değişiklikleri Coriolis etkisi nedeniyle oluşan sapma miktarıyla doğrudan ilişkilidir.

Sapma ve karşılık gelen kapasitans değişiklikleri kıyaslanarak jiroskopun döngüsel hızını belirlemesi sağlanır. Oluşan açısal hız jiroskopun ne kadar hızlı ve hangi yönde döndüğünü anlamak kullanılmaktadır (Grah, 2017).

Eksenler etrafındaki dönüşler kartezyen koordinat sistemindeki x, y, z eksenleri için sırasıyla Φ (Phi), θ (Theta), ψ (Psi) ile gösterilmektedir.

Eksenler etrafındaki dönüşleri temsil eden görsel şekilde belirtilmiştir.



Şekil 1-3. Eksenler etrafındaki Phi, Theta ve Psi dönme açıları.

Jiroskoplar yürüyüş analizi sırasında eklem açılarını hesaplamak için sıklıkla ivmeölçerlerle birlikte kullanılmaktadır. İki sensörün birlikte kullanılması insan vücudundaki eklem hareketlerinin daha hassas bir şekilde izlenmesine olanak tanımaktadır. Bu durum, özellikle bacak ve diz eklemleri gibi karmaşık hareketlerin analizinde büyük önem taşımaktadır (Seel vd., 2014).

Manyetometre Sensörü

Manyetometre sensörleri günümüzde sensör teknolojisinin önemli bir parçasıdır ve çeşitli uygulamalarda kritik bir rol oynamaktadır. Hem bireysel hem de sistem düzeyinde yön belirleme ve hareket izleme için sağladıkları hassas veriler, birçok alanda (navigasyon, robotik, jeofizik araştırmalar vb.) kullanılmaktadır.

Manyetometre sensörler genellikle üç eksen (x, y, z) manyetik alanı ölçebilmektedir. Bu sensörler yerel manyetik alanın yönünü ve büyüklüğünü belirleyerek, cihazın yönelimi hakkında bilgi sağlar. Manyetometrelerin sağladığı veriler, diğer sensörlerle (örneğin, ivmeölçerler ve jiroskoplar) birleştirilerek, daha kapsamlı bir hareket izleme ve yön belirleme sistemi oluşturmaktadır (Filippeschi vd., 2017).

1.2.3. Basınç Sensörleri

Yürüyüş analizi için kullanılan basınç sensörleri ayak tabanındaki basınç noktalarını ölçmek için kullanılan cihazlardır ve yürüyüş analizi uygulamalarında önemli rol oynarlar. Bu amaçla kullanılan basınç sensörleri ayakların iki tarafı arasındaki basınç dengesini izleyerek, dengesiz yürüyüş veya düşme riski gibi sorunları tespit etmeye yardımcı olabilirler. Bu sensörler özellikle

yaşlı bireyler veya denge sorunları yaşayan kişiler için kullanılabilecek maliyeti düşük ve etkili bir yöntem olabilmektedir (Xu vd., 2012).

Basınç sensörleri klinik araştırmalarda, ortopedik değerlendirmelerde ve rehabilitasyon süreçlerinde kullanılabilir. Özellikle diyabetik ayak yaralarının önlenmesinde ve tedavisinde, basınç dağılımının izlenmesi büyük önem taşımaktadır. Basınç sensörleri yürüyüş sırasındaki anlık basınç verilerini toplayarak kullanıcıların yürüyüş kalıplarının ve ayak sağlıklarının değerlendirilmesi konusunda önemli bilgiler sunmaktadır (Xu vd., 2012).

1.2.4. Elektromiyografi (EMG) Ölçümlü Sistemler

Elektromiyografi kas aktivitesini ölçmek için kullanılan bir yöntemdir. Yürüyüş analizinde, yürüyüş sırasında hangi kasların ne kadar aktif olduğunu belirlemek için kullanılır. EMG, alt ekstremité kaslarının aktivitesini doğrudan ölçerek, yürüyüş sırasında hangi kasların ne zaman aktif olduğunu belirlemeye yardımcı olur. Aynı zamanda EMG verileri kas fonksiyonlarının değerlendirilmesini sağlar. Bu sayede yürüyüş fazlarının daha ayrıntılı bir şekilde analiz edilmesine olanak tanır.

Yürüyüş analizinde EMG uygulamasının her yöntemde olduğu gibi çeşitli avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. EMG uygulamasının yürüyüş analizinde kullanımının bazı olumlu yanları şu şekildedir:

EMG uygulaması yürüyüş sırasında kasların nasıl çalıştığını anlamak için önemli bir araçtır. Bu sayede EMG rehabilitasyon süreçlerinde ve protez tasarımında kas aktivitesinin optimize edilmesine yardımcı olabilir. EMG uygulaması bireyler arasındaki kas aktivitesi farklılıklarını belirlemeye de yardımcı olabilmektedir. İzlenecek spesifik kasların seçimi, etkili yürüyüş analizi için öneme sahiptir. Bu durum kişiye özel tedavi ve rehabilitasyon programlarının geliştirilmesine olanak tanımaktadır.

EMG ile yürüyüş fazlarını tanımlamak için yüksek granülite sunar. Bazı çalışmalar, EMG kullanarak sekiz farklı yürüyüş fazını ayırt edebildiğini göstermektedir, bu da diğer yöntemlere göre daha ayrıntı sonuçlar demektir (Taborri vd., 2016).

EMG kullanımının bazı zorlukları bulunmaktadır. EMG kullanımında elektrotların dikkatli bir şekilde yerleştirilmesi, gürültü azaltma ve verilerin doğru bir şekilde yorumlanması için karmaşık sinyal işleme tekniklerinin kullanımı gerekmektedir (Lauer vd., 2005). Ayrıca kullanılacak olan EMG elektrotlarının doğru yerleştirilmesi sinyal kalitesini etkileyebilir. Yanlış yerleştirilmiş elektrotlar gürültülü veya yanıltıcı veriler üretebilir. EMG sinyalleri hareket, cilt ile elektrot arasındaki temas kalitesi ve diğer dış etkenlerden kaynaklanan gürültü ve artefaktlar içerebilir. Bu durum genellikle sinyalin analizi sırasında zorluklar yaratmaktadır.

EMG sistemleri genellikle diğer sensör sistemlerine göre daha pahalıdır. Bu durum özellikle klinik uygulamalarda ve araştırmalarda bütçe kısıtlamaları olan yerlerde bir engel teşkil edebilmektedir.

EMG uygulaması yürüyüş fazlarının analizi için genellikle makine öğrenmesi algoritmalarıyla kullanılmaktadır. Bu amaçla elde edilen EMG verileri makine öğrenmesi algoritmalarını beslemektedir. Fakat EMG sinyalleri farklı denemeler arasında düşük tekrar edilebilirlik gösterebilmektedir. Bu da aynı bireyde bile farklı yürüyüş döngülerinde kas aktivitesinin değişkenlik göstermesi anlamına gelir. Bu durum, makine öğrenimi algoritmalarının eğitilmesini zorlaştırabilmektedir (Taborri vd., 2016).

EMG sinyalleri, genellikle daha fazla ön işleme ve analiz gerektirir. Bu, zaman alıcı olabilir ve ek yazılım ve donanım gereksinimlerini beraberinde getirebilir.

Bu nedenlerden dolayı, EMG sinyalleri yürüyüş analizi için daha az tercih edilen bir yöntemdir. Bunun yerine daha basit ve daha az karmaşık sensör sistemleri (örneğin IMU sensörler, basınç sensörlü tabanlıklar) daha yaygın olarak kullanılmaktadır (Taborri vd., 2016).





2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR

2.1. Giriş

Yürüyüş analizinin birçok kullanım alanı ve çeşitli uygulama yöntemleri bulunmaktadır. Tek tür sensörlerle yapılan basit yürüyüş analiz sistemlerinden yüksek teknolojili ve birçok adımdan oluşan bütünleşik analiz sistemlerine kadar geniş bir spektrumda yer alan çalışmalar bulunmaktadır. Bu kısımda önemli kısımlara değinilerek geçmişte yapılmış olan yürüyüş analiz sistemlerinden, çalışmalarda kullanılan sensörlerden ve yöntemlerden, ayrıca çalışmalardan çıkartılabilecek önemli bulgulardan bahsedilecektir.

2.2. Literatür Örnekleri

Saunders J. ve arkadaşlarının 1953 yılında “The Major Determinants in Normal and Pathological Gait” adlı çalışması insan yürüyüşünün anlamlandırılmaya çalışıldığı eski örneklerden biridir. İnsan hareketlerinin uzayın üç düzleminde bir araya gelen basit hareketlerin birleşmesiyle analizin zor olduğu karmaşık bir hareketler bütünü oluşturduğundan bahsedilmektedir. Bu çalışmada yürüyüşün sağlıklı olup olmadığını ayırt etmek amacıyla alt ekstremitte bölgesindeki belirli açı ve eğim değerlerinin önemli olduğu belirtilmektedir. Yürüyüş sırasında devamlılık gösteren modellerin (pattern) de yürüyüşü analiz etme konusunda önemli olduğu vurgulanmaktadır (Saunders vd., 1953).

1973 yılında J. R. W. MORRIS tarafından yazılmış çalışmada bazı insan hareketlerinin ivme tabanlı sensörlerle ölçülebildiği gösterilmektedir. Bu çalışmada ivme sensörü ile alt ekstremitedeki bazı açılar ölçülerek ivme sensörlerinin bu iş için kullanılabilir olduğuna değinilmiştir. Bu çalışmada yeterli derecede iyi ivme sensörleri ve yöntemler kullanılarak insan vücudundaki başka hareketlerin de ölçülmesinin mümkün olduğu söylenmektedir (Morris, 1973).

Richard T. Lauer ve çalışma arkadaşlarının EMG kullanarak yaptığı çalışma, serebral palsi (CP) olan çocuklarda yürüyüş sırasında alt ekstremitte kaslarından elde edilen elektromiyografi (EMG) sinyalleri kullanarak yürüyüş analizi parametrelerini tahmin etmeye çalışmaktadır. Bu çalışma EMG sinyallerinin analizi ile yürüyüş (gait) parametrelerinin tespit edilmesi için bir kontrol algoritması geliştirmeyi amaçlamaktadır. Çalışma yedi çocuk ile yapılmış ve yedisinde de yürüyüş analizi parametrelerinin elde edilebildiği belirtilmiştir. Çalışmanın sonucunda yürüyüş analizi parametrelerini doğru tahmin etme oranı %98.6 ile %95.3 olarak çalışmada belirtilmiştir (Lauer vd., 2005).

“Smart Insole: A Wearable System for Gait Analysis” başlıklı çalışmada basınç sensörlerinin yüksek çözünürlükte basınç haritaları elde etmek için kullanıldığı ve bu sensörlerin ayak tabanında oluşan basınçları etkili bir şekilde ölçmek için tasarlandığı vurgulanmaktadır. Ayakkabı içi basınç sensörleri genellikle esnek malzemelerden yapılmaktadır ve bu sayede kullanıcıların günlük aktivitelerini rahatsız etmeden kullanılabilirler. Bu çalışmada değinilen basınç sensörleri gelişmiş

kumaş teknolojisi kullanılarak üretilmiş ve bu malzeme yapısının sensörlerin işlevselliğini artırırken kullanıcı konforunu da arttırdığı sonucuna varılmıştır (Xu vd., 2012).

"Smart Clothing for Monitoring Gait" adlı çalışma akıllı giysilerin yürüme (gait) analizinde kullanıma potansiyeline odaklanmaktadır. Bu araştırmada giyilebilir teknoloji kullanılarak yürüyüş hareketlerinin izlenmesi ve değerlendirilmesi için yeni bir yöntem geliştirdiği belirtilmektedir. Akıllı tişört biçimindeki bu yöntem, göğüs bölgesine yerleştirilen bir ivmeölçer aracılığıyla zamansal ve mekânsal gait parametrelerini ölçere bu verileri geleneksel optik sistemlerle karşılaştırmaktadır. Bu sayede daha uygun maliyetli ve pratik bir çözüm sunmaktadır. Çalışma böylece yürüyüş analizi ve rehabilitasyon süreçlerinde akıllı giysilerin klinik uygulamaları için yeni bir imkân tanımaktadır (Scataglini et al., 2020).

Katelyn R. De Starkey ve arkadaşlarının kadın koşucuların Achilles Tendon (AT) üzerindeki ek yüklerin etkilerini inceledikleri çalışma göstermiştir ki cinsiyet olarak bakıldığında da insanlar arasında belirgin farklılıklar bulunmaktadır. Kadınların erkeklere kıyasla kas gücü, antrenman seviyesi, fiziksel iş kapasitesi ve fiziksel dayanıklılığı daha düşüktür. Koşmak ve yük kaldırarak antrenman yapmak gibi aktif hareketler sırasında kadınların erkeklerden daha önce yoruldukları da bazı çalışmalarda bildirilmiştir. Sonuç olarak fizyolojik, anatomik ve biyomekanik farklılıklardan dolayı kadınlar yüksek miktarda ve gözetimsiz antrenmanlarda erkeklere kıyasla risk altında olması muhtemeldir. Sonuç olarak yürüyüş analizi, ek yüklerin AT üzerindeki etkilerini anlamak için önemli bir araçtır ve bu tür yüklerin artıyor olması tendonun sakatlanma riskini artırabilir. Bu nedenle özellikle askeri personel gibi yüksek yük taşıyan gruplar için bu bilgilerin dikkate alınması önemlidir (De Starkey vd., 2023).

"Trunk variability and local dynamic stability during gait after generalized fatigue induced by incremental exercise test in young women in different phases of the menstrual cycle" başlıklı çalışmada kadınların yürüyüş sırasında trunk (gövde) variabilitesi (dalgalanma, değişkenlik) ve lokal dinamik stabilitesinin genel yorgunluk altında nasıl değiştiğini incelenmektedir. Yorgunluk, katılımcıların bir koşu bandında uygulanan artan yükseklikteki bir egzersiz testi ile indüklenmiştir. Çalışmanın odak noktası, katılımcıların menstrüel döngünün üç evresi (foliküler, ovulasyon ve luteal) arasındaki trunk stabilitesinde meydana gelen değişikliklerin belirlenmesidir. Araştırma, bu hormonal değişikliklerin genel yorgunluk sonrası trunk stabilitesini nasıl etkilediğini ve yorgunluk sonrası toparlanma süreçlerinin bu döngülerde nasıl farklılık gösterdiğini analiz etmektedir. Özellikle, hormonların etkisi altında kadınların dinamik stabilitelelerinin, yorgunluk sonrası toparlanma süreçlerinin ve yürüme dinamiklerinin birbirleri ile olan ilişkisini ortaya koymayı amaçlamaktadır. Çalışmanın bulguları, kadınların yoğun fiziksel aktiviteler sonrasında daha fazla instabilite (dengesizlik) yaşayabileceğine dikkat çekerek, fiziksel aktivite ve rehabilitasyon süreçlerinin kadın anatomisine ve hormonal durumuna göre daha iyi özelleştirilmesi gerektiğini vurgulamaktadır (Dos Anjos et al., 2023)

Sporcuların biyomekanik yüklerini ölçmek ve performanslarını değerlendirmeye yarayan parametreleri elde etmek için en sık kullanılan araçlardan biridir. Sporculara yönelik çalışmaların çoğunda klinik ortamlarda veya iç mekanlarda ölçüm alınmaktadır. Sporcular için koşu analizi çalışmalarının büyük bir kısmı kamera kullanılarak düz doğrultudaki hareketi ölçmektedir (Donnan, 2025)

"Lower Limb Movement during 10-Meter Walk Test: A Dataset with Inertial, Magnetic, and Temperature Sensors" başlıklı çalışma, katılımcıların 10 metre yürüyüş testi sırasında alt ekstremitte hareketlerini incelemek için bir veri seti sunmaktadır. Bu çalışma SensorTileBox sensörleri kullanarak bir dizi dikkatlice tasarlanmış deney ve veri toplama süreci gerçekleştirmiştir. Sensörler; ivmeölçer, jiroskop, manyetometre ve sıcaklık sensörleri gibi çeşitli bileşenleri bir arada barındırır. Bu sayede katılımcıların yürüyüş sırasında alt ekstremitelerinin hareket dinamikleri, pozisyonları ve çevresel koşulları detaylı bir şekilde kaydedilebilmektedir. Bu katılımcılar çeşitli sağlık durumlarına sahiptir. Bu durum yürüyüş ve denge üzerindeki belirli etkileri incelemek için zengin bir veri seti oluşturur. Toplanan veriler sporcuların performansını artırma, yaşlı bireylerde mobilitayı değerlendirme ve hareket bozuklukları üzerine araştırmalar yapmak için kullanılabilir. Ayrıca bu veri seti, farklı sağlık ve yaşam tarzı değişkenleri ile alt ekstremitte hareketleri arasındaki ilişkileri anlamaya yönelik çok disiplinli araştırmalara katkıda bulunma potansiyeline sahiptir (Santos et al., 2025).



3. MATERYAL VE METOT

3.1. Giriş

Yürüyüş analiz sistemi geliştirilirken temelde sensör çeşitlerine bağlı olarak birden fazla yol bulunmaktadır. Bu çalışmada sporcu performanslarının değerlendirilmesine yönelik ivme tabanlı hareket yakalama sistemiyle birlikte ayakkabı içi basınç sensörü kullanılarak dış mekân yürüyüş analiz sistemi geliştirilmesi amaçlanmaktadır. Sistem temelde açı ölçer IMU sensörler ve ayakkabı içi basınç sensörleri ile henüz prototip aşamasındadır.

Bu sistem IMU ve basınç sensörü tabanlı olduğundan en genel şemasıyla iki aşamadan oluşmaktadır. İlk aşamada IMU sensörleri ile, IMU sensörlerinin çalışmasını sağlayacak ve örnekleyecek mikro işlemciler incelenip test edilmiştir. İkinci aşamada ayakkabı içine yerleştirilmek üzere basınç sensörleri ve sensörleri oluşturan malzemeler ile, basınç sensörünü çalıştıracak mikro işlemciler incelenmiştir. Her iki aşama da geliştirildikten sonra aynı arayüz altında birleştirilerek yürüyüş analiz sistemi elde edilmesi amaçlanmıştır.

Sensörler, uygulanan yöntemler, kullanılan filtreler çeşitli avantaj ve dezavantajlara sahiptir. Bu çalışmadaki avantajlar ve dezavantajlar, daha çok sistemin sporculara yönelik yapıldığı bilgisi göz önüne alınarak belirlenmiştir.

3.2. IMU Sensör

3.2.1. Giriş

IMU sensörler ivme, açısal hız ve bazı durumlarda da manyetik alan ölçebilen elektronik bir cihazlardır. Piyasada farklı özelliklerde IMU sensörler bulunmaktadır. Çoğu IMU sensör içerisinde hem üç eksenli ivmeölçer hem de üç eksenli jiroskop barındırmaktadır. Birçok IMU sensörde üç eksenli ivmeölçer ve üç eksenli jiroskopa ek olarak üç eksenli manyetometre de bulunmaktadır. IMU sensörler sıklıkla hareket tahmin etme, eğim ve açı bulma gibi amaçlarla kullanılmaktadır. Kullanıldığı yerler oldukça geniş olmasıyla beraber uçaklarda, insansız hava araçlarında, uzay araçlarında, uydularda vb. araçlarda kullanımı neredeyse kesindir. İvme ölçer sensörler binalarda, arabalarda, motorlarda ve güvenlik testlerinde ivme ve titreşimleri ölçmek amacıyla sıklıkla kullanılan bir sensör çeşididir (Faisal vd., 2020b).

IMU sensörleri birçok avantaj sebebiyle hareket yakalamada en çok kullanılan sensörlerin başında gelmektedir. Çalışmaya uygunluğunu test etmek amacıyla günümüzde yaygın olarak kullanılmakta olan birçok IMU sensörü denenmiştir. Bunlardan başlıcaları 6-DoF MPU6050, 9-DoF MPU9250, 9-DoF BNO055 IMU sensörlerdir. Maliyet, kullanım kolaylığı, sensör kalitesi, sensör doğruluğunun yüksek olması gibi avantajlı özellikleri sebebiyle bu çalışmada Espressif firmasına ait 9-DoF IMU Pro Mini Unit sensörleri kullanılmıştır. IMU Pro Mini Unit içerisinde BMI270, BMM150, BMP280 sensörleri sırasıyla 6-DoF hareket sensörü, 3-DoF manyetik alan sensörü ve basınç sensörleri olarak yer almaktadır.

IMU Pro Mini Unit sensör paketi içeriğine ait bilgiler ve sensörlerin özellikleri Tablo 3-1’de belirtilmektedir.

Çizelge 3-1. IMU Pro Mini Unit sensör özellikleri

Kaynaklar	Parametreler
6-DoF Hareket Sensörü BMI270 (İvmeölçer, jiroskop)	Hassasiyet %0.05% (ivmeölçer), 0.05 °/s (açısal hız) I2C address:0x68
3-DoF Manyetik Alan Sensörü BMM150 (Manyetometre)	Hassasiyet 0.3 µT, I2C Address: 0x10
Atmosferik Basınç Sensörü BMP280	Doğruluk: ±1 °C (Derece), ±1 Pa (Açık hava basıncı) I2C Address: 0x76
Ürün Boyutu	24 mm *24 mm *8 mm
Paket Boyutu	136 mm * 92 mm *10 mm
Ürün Ağırlığı	3.3 g
Paket Ağırlığı	6.6 g

3.2.2. Çözünürlük ve Hassasiyet

Bu çalışmada ivme ve dönme açı değerleri sınırlıdır. IMU sensörü seçilirken doğru ve hassas şekilde ölçüm yapabilmesini sağlayan özellikler göz önünde bulundurulmuştur. Çözünürlüğün yüksek olması, yani değişen adım büyüklüklerinin küçük olması hedeflenmiştir.

Hassasiyetin ayarlanması çoğu IMU sensörde belirli standart değerlere göre yapılmaktadır. Örneğin çoğu IMU sensörü ivme için ±2 g, ±4 g veya ±16 g ve jiroskop dönüş hızı için ±250 °/s, ±500 °/s veya ±2000 °/s aralıklarını sağlamaktadır.

BMI270 sensörünün ±2 g ivme ölçüm aralığı üzerinden hesaplama şu şekilde yapılabilir:

İvme Aralığı: ±2 g = 4 g toplam aralık.

Bit Sayısı: BMI270 sensörü 12 bit çözünürlük sunmaktadır (Sensortec Bosch, 2023).

$$\text{Çözünürlük} = \frac{\text{Tam aralık}}{2^{\text{bit sayısı}}} \quad (2)$$

$$\text{Çözünürlük} = \frac{4 \text{ g}}{4096} \approx 0.0009766 \text{ g} (0.9766 \text{ mg}) \quad (3)$$

Bu hesaplama sonucu sensörün 0.9766 mg'lık değişiklikleri algılayabileceği anlamına gelmektedir. Çözünürlük bir sensörün ölçüm yaparken algılayabileceği en küçük değişiklik veya adımı ifade eder. İvme ölçümünde, çözünürlük daha küçük ivme değerlerini algılama kapasitesi olarak tanımlanabilir.

Hassasiyet sensörün ölçüm doğruluğunu belirleyen bir diğer önemli faktördür. BMI270 gibi sensörlerde hassasiyet genellikle belirli aralıklarla ayarlanır.

İvme sensörlerinde ± 2 g aralığı en yüksek hassasiyeti sağlarken, daha yukarıdaki aralıklar (örneğin, ± 4 g veya ± 16 g) daha az hassas ölçümler sağlamaktadır. Hassasiyetin yüksek olması özellikle küçük ivme değişimlerini tespit etmede önemlidir.

Adım büyüklüğü adım başına düşen mesafe olarak tanımlanır ve yürüyüş analizi için önemli bir parametredir. Daha yüksek çözünürlükte bir IMU sensörü kullanmak küçük adım büyüklüklerini etkili bir şekilde tespit etmek için önemlidir. Örneğin, bir yürüyüş sırasında adım uzunluğu yaklaşık 60 cm ise, bu durumda yüksek çözünürlükteki bir sensör ile hareketlerin analizi daha detaylı şekilde yapılabilir. Her bir adımda meydana gelen ivme değişimleri kaydedilerek yürüyüş performansı hakkında kritik veriler elde edilebilir (Ghazal & Ganpule, 2025).

3.2.3. Filtre Parametreleri

Filtreler sinyal işleme uygulamalarında en çok kullanılan araçlardan biridir. Filtreleme teknikleri, hesaplama yükünü azaltarak daha hızlı ve etkili veri işleme sağlayabilirler. Filtrelerin büyük bir kısmı özellikle düşük güçlü mikrodenetleyicilerde önemli bir avantajdır.

Verilerin işlenmesinde temel adım olan filtreleme işlemi ivme sensörünün gürültüsünü gidermenin yanı sıra bazı algoritmaların kullanımına da olanak sağlamaktadır. Söz konusu algoritmalar bu çalışmada istenilen açı değeri bulma konusunda geliştirilmiş matematiksel işlemler barındırmaktadır.

Filtreler farklı sensörlerden gelen verilerin birleştirilmesini de sağlamaktadır. Bu şekilde sistem için daha doğru ve güvenilir sonuçlar elde edilmesine yardımcı olurlar. Örneğin, jiroskop ve ivmeölçer verileri birleştirildiğinde her bir sensörün güçlü yönleri diğerinin zayıf yönlerini telafi edebilir. Bu çalışmada IMU sensörleri için en çok kullanılan filtre çeşitleri araştırılmış ve çalışmaya uygun olanlar kullanılmıştır (Ariffin vd., 2016).

İki nokta arasında açı ölçümü bulabilmek için başlangıçta 3 eksen ivme ve 3 eksen jiroskop değerleri ölçebilen MPU6886 sensörü denenmiştir. MPU6886 sensörü, ESP32 mikro kontrolcüsü kullanılarak 30, 50 ve 100 Hz frekanslarında örneklenerek toplanmıştır. Ölçüm sonuçlarının hem hızlı hem de doğru bir şekilde alınması gerektiğinden Madgwick filtresi elde edilen değerlere uygulanmıştır (Ludwig & Burnham, 2018).

IMU sensörlerinin kullanımı sırasında oluşan birtakım zorluklar ve veri doğruluğunu etkileyen sorunlar mevcuttur. Açı ölçümleri yapılırken IMU sensörü kullanımı sırasında oluşabilecek bazı zorluklar aşağıdaki şekildedir.

Sürüklenme (Drift):

IMU içerisindeki jiroskop sensörleri açısal hız ölçmektedir ve bu hız zamanla entegre edilerek açığa dönüştürülmektedir. IMU sensör bir süre çalıştırıldığında bu süreçte biriken hatalar toplanarak artabilir. Bu nedenle tahmin edilen açının gerçek açıdan sapmasına yol açan sürüklenme (drift) hatasına neden olabilir (Ariffin vd., 2016).

Filtreler bu sürüklenmeyi azaltarak daha doğru açı tahminleri elde edilmesini sağlayabilirler (Ariffin vd., 2016)

Gürültü ve Titreşim Sorunları

Söz konusu ivme sensörleri olduğunda ham veri genellikle yüksek hızda toplanan gürültülü sinyallerdir. Hem MEMS jiroskopları hem de ivmeölçerler ölçümlerin doğruluğunu etkileyebilecek gürültülere duyarlıdır. Bu gürültü çevresel faktörler ve sensör kusurları gibi çeşitli kaynaklardan kaynaklanabilir.

İvmeölçerler de ivme kuvvetlerinden kaynaklanan titreşimlere oldukça duyarlıdır. Bu titreşim giderilmediği takdirde açı tahminlerinde hatalara yol açabilmektedir. Bu durum özellikle dinamik ortamlarda sorun yaratabilmektedir (Ariffin vd., 2016).

Sıcaklık Sorunu

IMU sensörlerin doğru çalışması için uygun sıcaklık değer aralıkları bulunmaktadır. Bu sıcaklık değerlerinden sapıldıkça IMU performansı bozulabilir ve ölçülen değerlerde doğruluk azalabilmektedir (Ariffin vd., 2016).

3.2.4. Filtreler

Alçak Geçiren Filtre (Low Pass Filter)

Alçak geçiren filtreler belirli bir kesim frekansının altındaki sinyallere geçmesine izin veren ve o frekansın üzerindeki sinyalleri zayıflatan analog veya dijital filtrelerdir. Kesim frekansı filtrenin yüksek frekansları zayıflatmaya başladığı frekanstır. Bu frekansın altındaki sinyaller az bir kayıpla geçerken üstündeki sinyaller giderek zayıflar. Alçak geçiren filtreler genellikle yüksek frekanslı gürültüyü azaltmak ve daha düzgün bir sinyal elde etmek için kullanılmaktadır. Özellikle biyomekanik veriler veya hareket analizleri gibi uygulamalarda çevresel gürültüyü azaltmak amacıyla bu tür filtreler sıkça tercih edilmektedir (Marimon et al., 2024).

Titreşim ve hareketten kaynaklı ivme sensörleri yüksek frekanslı sinyaller oluşturmaya müsaittir. Alçak geçiren filtre, IMU sensöründen gelen ham ivme verisinin yüksek frekans gürültüsünü gidermek için kullanılmaktadır. Bu filtreleme işlemi özellikle gürültü ve diğer istenmeyen sinyal bileşenlerini azaltmak için önemlidir, böylece yürüyüş analizindeki sonuçların doğruluğunu artırmaktadır (Taborri et al., 2016)

Filtre kesim frekansı, alçak geçiren filtrenin tasarımında önemli bir bileşendir ve sinyalin genliği ile zamanlamasını doğrudan etkiler. Yanlış filtre ayarları zaman içinde gelen verinin yanlış temsil edilmesine yol açabilir. Ayrıca alçak geçiren filtre ayarlarının doğru bir şekilde seçilmesi kinematik verilere yönelik yapılan analizlerin kalitesini ve güvenilirliğini arttırmaktadır (Miller et al., 2022).

IMU sensörünün bu çalışmadaki kullanım amacı insan hareketlerini yakalamaktır. İnsan yürüyüşüne bağlı oluşan açı değerlerinin yüksek frekanslarda olması beklenemez. İvmeölçerler ve jiroskoplar gibi IMU (Inertial Measurement Unit) sensörlerinin yürüyüş analizinde kullanılması durumunda optimal alçak geçiren filtre kesim frekansı genellikle belirli bir frekans aralığında önerilmektedir. Bazı kaynaklarda ideal alçak geçiren filtrenin kesim frekansı 1-20Hz aralığı olarak kabul edilmektedir (Taborri et al., 2016). Yürüyüş analizi konulu bazı çalışmalarda ise ideal alçak geçiren filtre uygulaması 40 – 60Hz civarında kesim frekansı makul olarak değerlendirilmektedir (Faisal vd., 2020b).

IMU sensörünün çalışmasına yardımcı olan kaynak kod kütüphaneleri bulunmaktadır. Çalışmada kullanılan Bosch firmasına ait Sensortec BMI270 sensörü hem ivmeölçer hem de jiroskop için programlanabilir alçak geçiren filtrelerle sahiptir. İvmeölçer için kesim frekansı 5.5Hz ila 740Hz arasında değişmektedir. Benzer şekilde jiroskop kesim frekansı ise 11Hz ila 751Hz aralığındadır (Sensortec Bosch, 2023).

Kaynak kodlar içerisinde IMU sensörüne dijital filtre uygulayacak komutlar mevcuttur. Bu çalışmada kesim frekansı 22Hz seçilerek ivme için alçak geçiren filtre uygulanmaktadır. Filtre uygulanması IMU sensörlere ait BMI270 kaynak kod kütüphanesi içerisinde yapılmaktadır. Alçak geçiren filtre, çalışmada kullanılan 6 adet IMU sensöre de uygulanmaktadır (Sensortec Bosch, 2023).

Komplementer (Complementary) Filtre

Temel olarak iki farklı değişken türünün belirli ağırlıklarda alınarak toplanması ile elde edilmektedir. IMU sensörü içerisindeki ivme ve jiroskop verileri belirli çarpan değerleri ile çarpılarak elde edilen değerlerin toplanması ile filtre fonksiyonu oluşturulmaktadır.

Komplementer filtreler düşük frekanslı açı tahminleri için ivmeölçer verilerini alçak geçiren bir filtre ile, yüksek frekanslı açı tahminleri için ise jiroskop verilerini yüksek geçiren bir filtre ile birleştirir.

Alçak geçiren filtre ivmeölçer verilerindeki yüksek frekanslı dalgalanmaları (gürültü) filtrelerler. Bu sayede titreşimler nedeniyle oluşan gürültüyü azaltır. Yüksek geçiren filtre ise

jiroskop okumalarında zamanla oluşan kayma (drift) etkisini azaltır. Drift etkisi zamanla jiroskopun doğru açı tahminini etkilemesine neden olabilmektedir (Ariffin vd., 2016).

Komplementer filtreler kısa vadede jiroskop verilerine dayanarak daha hassas ve çevresel kuvvetlerden etkilenmeyen bir ölçüm sağlarken, uzun vadede ivmeölçer verilerini kullanarak veri kaymasını önlemektedir. Bu yöntem hesaplama yükü açısından daha az karmaşık olup, yalnızca bir filtre katsayısının ayarlanmasını gerektirir (Gui vd., 2015).

Komplementer filtreler her iki filtreyi bir arada kullanarak ivmeölçer ve jiroskop sensörlerinin güçlü yönlerinden faydalanırken zayıf yönlerini telafi eder. Sonuç olarak açı tahmini için daha gürültüsüz ve doğru bir sinyal bir çıktısı elde edilir (Ariffin vd., 2016).

Bu çalışmada ivmeölçer ve jiroskop verileri ile komplementer filtre uygulaması farklı filtre katsayıları ile denenmiştir. Çalışmadaki açı hesaplamaları Quaternion ve Euler gibi yöntemler kullanılarak yani manyetik alan hesaba katılarak daha doğru sonuçlar vermektedir. Bu yüzden yöntem olarak komplementer filtre bu çalışmada kullanılmamıştır.

Mahony Filtre

Mahony filtre, bir tür karmaşık filtreleme tekniğidir ve hem ivmeölçer hem de jiroskop verilerini kullanarak sensörün bağlı olduğu nesnenin yönünü tahmin etmeye çalışır. Bu filtre, özellikle düşük maliyetli IMU sensörler için kullanıma uygundur.

Mahony filtre, ivmeölçer ve manyetometre verilerini kullanarak öncelikle bir referans yönü belirler. Belirlenen referans yönü, yerçekimi ve manyetik alan vektörleri ile tanımlanmaktadır. Jiroskop verileri nesnenin açısal hızını sağlamaktadır ve açısal hız verileri zamanla entegrasyon yoluyla yön tahminine katkıda bulunmaktadır. Mahony filtre ivmeölçer ve manyetometre verilerinden elde edilen yön tahminini, jiroskop verileri ile birleştirerek daha doğru bir sonuç elde eder.

Mahony filtre hızlı bir şekilde çalışır ve düşük hesaplama yükü gerektirir, bu da onu gerçek zamanlı uygulamalar için uygun hale getirmektedir. Mahony filtre gürültüye karşı dayanıklıdır ve dinamik ortamlarda iyi performans gösterebilir.

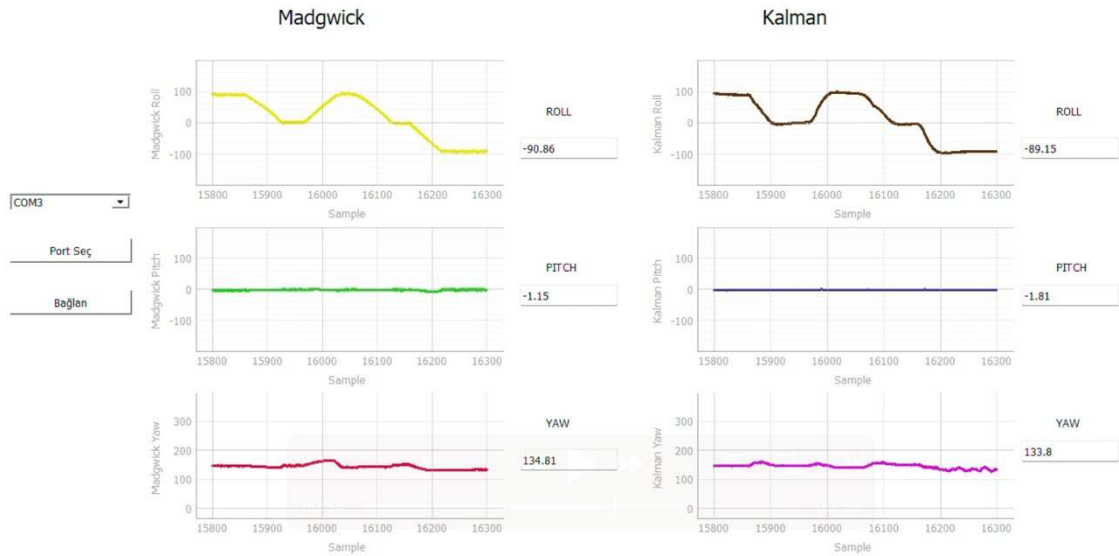
Mahony filtre her bir veri seti veya hareket türü için ince ayar yapılması gereken belirli parametreler gerektirmektedir. Bundan dolayı Mahony filtrenin performansı bu parametrelerin nasıl ayarlandığına bağlı olarak önemli ölçüde değişebilmektedir. Dinamik ortamlarda hareket özellikleri sık sık değiştiğinden, bu durum bir sınırlama oluşturabilir (Ludwig & Burnham, 2018).

Madwick Filtre

Hem Madwick hem de Mahony filtreler ivmeölçer, jiroskop ve manyetometre verilerini birleştirerek nesnelerin yön tahminini iyileştirmeyi amaçlar. Mahony filtresi daha hızlı çalışırken, Madgwick filtresi daha yüksek doğruluk sunabilmektedir. Uygulama gereksinimlerine bağlı olarak, her iki filtre de farklı senaryolar için uygun olabilir (Ludwig & Burnham, 2018).

Madgwick filtresi düşük kuantizasyon hatası ile yüksek bir hızda hesaplama kapasitesine sahip bir algoritmadır ve genellikle IMU sensörler için kullanılır. Madgwick filtre bir β (beta) parametresi kullanarak gürültü düzeyini kontrol eder. Madgwick filtresi için beta katsayısının genellikle 0.1 ile 0.5 arasında bir değere ayarlandığı bilinmektedir. Bu değer uygulama ve gereken hassasiyete bağlı olarak optimize edilebilir (Pedley, 2013).

Hız, doğruluk, işlem yükü, kullanım kolaylığı gibi parametreler değerlendirildiğinde bu çalışma için en uygun olan filtre olarak Madgwick filtre belirlenmiştir. Madgwick filtre, bu çalışmaya SensorFusion kütüphanesi kullanılarak entegre edilmiştir. Bu çalışma için β filtre katsayısı kütüphane üzerinden 0.5 olarak seçilmiştir. Parametrelerin test edilmesi sırasında IMU sensör ile birçok deneme yapılmıştır. Denemeler sırasında en çok kullanılan filtreler olan Madgwick ve Kalman filtreler kıyaslanmıştır. Madgwick filtreler ile x, y, z eksenlerine göre ölçülen açı değerlerinin doğru değere daha hızlı ve daha az gürültülü şekilde ulaştığı görülmüştür. Yapılan denemelere ait ekran görüntüsü Şekil 3-1’de yer almaktadır.



Şekil 3-1. Madgwick ve Kalman filtrelerinin x, y ve z eksenlerinde dönme hareket açılarının kıyaslanması.

Kalman Filtre

Kalman filtreleri, lineer sistemler için yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Kalman filtreleri, sürekli değişen sistemlerin durumunu tahmin etmek için kullanılan matematiksel denklemler setidir. Bu filtreler, geçmiş, mevcut ve hatta gelecekteki durumları tahmin etmek için kullanılabilir (Grah, 2017).

Basit durumlarda lineer Kalman filtreleri yeterli olabilir. Ancak, çoğu gerçek dünya uygulamasında sistemler doğrusal değildir bu nedenle daha karmaşık filtreleme yöntemlerine ihtiyaç duyulmaktadır (Filippeschi vd., 2017).

Kalman filtresinin matematiksel algoritması diğer filtreleme yöntemlerine göre karmaşıktır. Bu durum özellikle bazı mikrodenetleyicilerde uygulama yapmayı zorlaştırmaktadır. Kalman

filtrenin hesaplama süresinin uzun olması da bazı uygulamalarda performans sorunlarına yol açabilmektedir. Kalman filtre her ne kadar gerçek zamanlı sistemler için tasarlanmış olsa da bu durum gerçek zamanlı sistemlerde istenmeyen gecikmelere neden olabilir.

Kalman filtresi kullanımı için sistem modelinin doğru bir şekilde tanımlanması gerekmektedir. Sistem modelinin hatalı tanımlandığı durumlarda tahminler de hatalı olabilmektedir (Ariffin vd., 2016).

Mahony filtresinin aksine, Kalman filtresi başlangıç parametreleri açısından daha dayanıklıdır. Kalman filtresi, sistem dinamiklerindeki değişikliklere hızlı bir şekilde uyum sağlamak üzere tasarlanmıştır ve kazancını dinamik olarak ayarlayabilir. Bu, başlangıç ayarları optimal olmasa bile, filtrenin zamanla daha doğru bir tahmine ulaşabileceği anlamına gelmektedir (Ludwig & Burnham, 2018).

Kalman filtre tek bir IMU sensör için uygulandığında kısa vadede doğru sonuçlar verdiği görülmüştür. Fakat sistemin lineer olmadığı, uzun süre kullanılacağı ve sistemde çok sayıda IMU sensör olduğu hesaba katıldığında kalman filtreden daha iyi seçenekler olduğu görülmüştür. Bu nedenlerden dolayı çalışmanın son aşamasında kalman filtre kullanılmamıştır.

3.3. IMU Sensör ile Açı Ölçümü

9-DoF IMU sensörleri barındırdıkları ivmeölçer, jiroskop ve manyetometre ile açıları ölçebilirler. Açı ölçümü yapılırken her bir sensörün belirli katkıları ve işlevleri bulunmaktadır. Bu sensörlerin birlikte kullanılması daha doğru ve güvenilir bir açısal ölçüm sağlamak için önemlidir.

İvmeölçer hareketin ivmesini ölçer ve bu sayede kullanıcının veya cihazın hızlanma ve yavaşlamasını tespit eder. İvmeölçer yerçekimi etkisini de ölçerek cihazın eğimini belirlemeye yardımcı olur. Cihazın sabit ve hareketsiz olduğu anlarda yerçekimi vektörü referans olarak kullanılır. İvmeölçer sürekli hareket halinde iken gürültüye daha duyarlıdır (Garcia-De-Villa et al., 2023).

Jiroskop, cihazın dönüş hareketlerini ölçer. Bu sayede cihazın 3 ekseninde (x, y, z) hızlı bir şekilde döndüğünde bile açısal değişimlerin takibi sağlanabilir. Jiroskop verileri zamanla entegre edilerek cihazın döndüğü açılara (yaw, pitch, roll) ulaşmak için kullanılır. Bu açıların hesaplanmasında jiroskop verileri genellikle daha hızlı ve hassas bir ölçüm sağlar. Jiroskoplar zamanla hata biriktirebilir (drift). Bu nedenle jiroskopun yalnız başına kullanımı uzun dönemde hata payını artırabilir.

Manyetometre Dünya'nın manyetik alanını ölçer ve bu sayede sensörün hangi yönde bulunduğunu belirleyebilir. Bu, özellikle sensör yönelimi belirleme açısından önemlidir çünkü jiroskoplar sadece açısal hızı ölçerken manyetometre açık bir yön referansı sunar. Özellikle yavaş hareketlerin veya durgun durumların olduğu ölçümlerde zamanla jiroskoptan kaynaklı hatalar birikebilir. Manyetometre sabit bir referans noktası sağlayarak yanlış ölçümlerin düzeltilmesine yardımcı olur. Bu sayede açısal hatalar en aza indirilir (Madgwick et al., 2011).

Sonuç olarak ivmeölçer, jiroskopun birikimli hatalarını düzeltir ve sabit yerçekimi referansı kullanarak hareket sırasında hata payını azaltabilir. Manyetometre ise bu sistemi destekler ve manyetik alanın etkilerini hesaba katarak doğruluğun artırılmasını sağlar. Bu entegrasyon cihazın hem durgun hem de hareketli durumlarda açı ölçülebilmesini sağlar (Chow, 2017).

3.3.1. Euler Açıları

Euler açıları bir nesnenin üç boyutlu uzaydaki yönelimini tanımlamak için kullanılan bir yöntemdir. Bu açıların kullanımı özellikle mekanik sistemlerde, robotik, havacılık ve bilgisayar grafikleri gibi alanlarda yaygındır. IMU sensörler ivme ve jiroskop barındırdığından Euler açıları IMU sensörler ile kolayca elde edilebilir.

Euler açıları bir nesnenin belirli bir referans çerçevesine göre döndürülmesi için üç farklı döndürme işlemi şeklinde tanımlanır. Bu döndürmeler genellikle kartezyen koordinat sistemindeki x, y ve z eksenleri etrafında gerçekleştirilir.

Euler açıları genellikle (Φ, θ, ψ) ile temsil edilir.

Sırasıyla:

Φ : Roll açısıdır. Kartezyen koordinatlardaki x eksen etrafındaki dönme açısına karşılık gelir. Nesnenin ön kısmının yukarı veya aşağı hareket etmesi ile değişen açıdır.

θ : Pitch açısıdır. Kartezyen koordinatlardaki y eksen etrafındaki dönme açısına karşılık gelir. Nesnenin yan tarafının yukarı veya aşağı hareket etmesi ile değişen açıdır.

ψ : Yaw açısıdır. Kartezyen koordinatlardaki z eksen etrafındaki dönme açısına karşılık gelir. Nesnenin üst kısmının sağa veya sola hareket etmesi ile değişen açıdır.

Euler Açılarının Hesaplanması

Roll açısı genellikle ivmeölçer sensör kullanılarak hesaplanabilir. İvmeölçerden x, y, z eksenlerinde elde edilen değerler sırasıyla a_x, a_y, a_z olacak şekilde Φ açısı aşağıdaki formülle hesaplanabilir.

$$\Phi = \arctan\left(-\frac{a_x}{a_z}\right) \quad (4)$$

Pitch açısı da bir ivmeölçer kullanılarak hesaplanabilir. İvmeölçerden x, y, z eksenlerinde elde edilen değerler sırasıyla a_x, a_y, a_z olacak şekilde θ açısı aşağıdaki formülle hesaplanabilir.

$$\theta = \arctan\left(\frac{-a_y}{\sqrt{a_x^2 + a_z^2}}\right) \quad (5)$$

Yaw açısı genellikle bir jiroskop kullanılarak hesaplanabilir. Jiroskoptan x, y, z eksenlerinde elde edilen değerler sırasıyla ω_x , ω_y , ω_z olacak şekilde θ açısı aşağıdaki formülle hesaplanabilir.

$$\Psi = -\arctan\left(\frac{\omega_x}{\omega_y}\right) \quad (6)$$

Roll, pitch ve yaw açıları rotasyon matrisleri kullanılarak da hesaplanabilir. Her bir eksen için dönüşüm matrisleri aşağıdaki gibidir. Denklemlerdeki R_{ij} , rotasyon matrisinin i. satır ve j. sütunundaki elemanları temsil eder.

X eksenini için roll rotasyon matrisi Denklem 7’de verilmiştir.

$$R_x(\Phi) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\Phi & -\sin\Phi & 0 \\ 0 & \sin\Phi & \cos\Phi & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

Rotasyon matrisleri ile roll açısının hesaplanması için kullanılan formül aşağıdaki gibidir:

$$\Phi = \arctan\left(-\frac{R_{32}}{R_{33}}\right) \quad (8)$$

Y eksenini için pitch rotasyon matrisi aşağıdaki denklemde verilmiştir.

$$R_y(\theta) = \begin{bmatrix} \cos\theta & 0 & \sin\theta & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin\theta & 0 & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

Rotasyon matrisleri ile pitch açısının hesaplanması için kullanılan formül aşağıdaki gibidir:

$$\theta = \arcsin(-R_{31}) \quad (10)$$

Z eksenini için yaw rotasyon matrisi:

$$R_z(\Psi) = \begin{bmatrix} \cos\Psi & -\sin\Psi & 0 \\ \sin\Psi & \cos\Psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (11)$$

Rotasyon matrisleri ile yaw açısının hesaplanması için kullanılan formül Denklem 12’de verilmiştir.

$$\Psi = \arctan\left(\frac{R_{21}}{R_{11}}\right) \quad (12)$$

Bu açların kullanımı nesnenin yönelimini tanımlamak için oldukça etkilidir, ancak bazı durumlarda "Gimbal Lock" adı verilen bir sorunla karşılaşılabilir. Gimbal Lock belirli bir açı konfigürasyonunda bir eksenin diğerine paralel hale gelmesi sonucu bir döndürme serisinin kaybolmasına neden olur. Pitch açısının 90 dereceye ulaştığında roll açısının ölçülememesi durumudur. Bu durum, rotasyon matrislerinin belirli bir konumda hesaplanamamasına neden olur (Grah, 2017).

3.3.2. Quaternion Katsayıları

Quaternion üç boyutlu uzaydaki döndürmeleri temsil etmek için kullanılan matematiksel bir yapıdır. Quaternion eşitliğinde genellikle dört bileşen bulunur: bir skaler bileşen ve üç vektörel bileşen. Matematiksel olarak, quaternion aşağıdaki şekilde ifade edilir:

$$q = w + xi + yj + zk \quad (13)$$

Eşitlikteki w skaler bileşeni ifade etmektedir. x, y, z vektörel bileşenlerdir. i, j, k ise birim vektörlerdir.

Quaternionlar özellikle bilgisayar grafikleri, robotik ve uzay mühendisliği gibi alanlarda dönüş ve açı hesaplamalarını daha verimli ve daha az hesaplama hatası ile gerçekleştirmek için kullanılır.

Quaternionlar rotasyon matrisleri ile ilişkilidir. Bir rotasyon matrisinin quaternion olarak temsil edilmesi dönme ve açı hesaplamalarını daha verimli hale getirir. Örneğin, bir nesnenin belirli bir eksen etrafında döndürülmesi sırasında hesaplamada kullanılan rotasyon matrisleri quaternionlar kullanılarak ifade edilebilir.

Quaternion hesaplamaları Euler hesaplamalarından daha karmaşık bir yapı sunarak Gimbal Lock sorununu aşmayı sağlar.

Birim quaternionların büyüklüğünün her zaman 1'e eşittir. Bu özellik quaternionların üç boyutlu uzaydaki tüm olası yönelimleri belirsizlik olmadan temsil etmesini sağlar. (Grah, 2017).

$$w^2 + x^2 + y^2 + z^2 = 1 \quad (14)$$

Quaternionlara ait bir diğer yaygın gösterim de aşağıdaki Denklem 15'te yer almaktadır (Grah, 2017).

$$q_0^2 + q_1^2 + q_2^2 + q_3^2 = 1 \quad (15)$$

Quaternionların temel özellikleri arasında IMU sensör ile açı hesabının kolayca bulunabilmesi, normalizasyon ile birim quaternionların elde edilmesi ve Euler açılarına dönüşüm kolaylığı bulunmaktadır. Bu nedenle IMU tabanlı sistemlerde nesnelerin yönelimlerini ve açılarını tahmin etmek için sıklıkla kullanılırlar (Kim & Golnaraghit, t.y.).

Rotasyon matrisi ve quaternion katsayıları arasındaki dönüşüm ilişkisi Denklem 16'da verilmiştir (Salamin, t.y.).

$$R = \begin{bmatrix} q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 & 2(-q_0q_3 + q_1q_2) & 2(q_0q_2 + q_3q_1) \\ 2(q_0q_3 + q_1q_2) & q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2 & 2(-q_0q_1 + q_2q_3) \\ 2(-q_0q_2 + q_3q_1) & 2(q_0q_1 + q_2q_3) & q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 \end{bmatrix} \quad (16)$$

Quaternion katsayıları kullanılarak ile roll, pitch ve yaw açılarını hesaplayan formül sırasıyla Denklem 17,18 ve 19'da verilmiştir (Grahn, 2017).

$$\Phi = \arctan2(2q_2q_3 - 2q_0q_1, 2q_0^2 + q_3^2 - 1) \quad (17)$$

$$\theta = -\arcsin(2q_3q_1 + 2q_0q_2) \quad (18)$$

$$\psi = \arctan2(2q_1q_2 - 2q_0q_3, 2q_0^2 + 2q_1^2 - 1) \quad (19)$$

Bu çalışmada gerçek zamanlı ve hassas açı ölçümleri yapılması hedeflenmiştir. Sistem yükünü az tutup doğru sonuçlar almak için uygun bir yöntem olarak görüldüğünden, ayrıca Gimbal Lock sorununu ortadan kaldırdığından hesaplama yöntemi olarak quaternion hesaplama yöntemi seçilmiştir.

Bu çalışmada elde edilen quaternion katsayılarından daha sonrasında Euler açılarına dönüşüm yapılarak açı değerleri kullanılmaktadır.

3.4. Ayakkabı İçi Tabanlıklar

3.4.1. Giriş

Akıllı tabanlıklar yürüyüş analizi yapmak için uygun fiyatlı ve giyilebilir temel bir araçlardan biridir. Tabanlıklar ayakkabı içlerine yerleştirildiğinden kişilerin serbest faaliyet sırasında yürüyüşlerinin gerçek zamanlı ve sürekli izlenmesine olanak tanımaktadır. Yürüyüş analizinin yanı sıra düşme önleme, çeşitli tıbbi uygulamalar ve rehabilitasyon uygulamalarında da kullanımları yaygındır.

Ayakkabı içi tabanlıklar, insan yürüyüşü sırasındaki çeşitli durumları analiz etmek için hareketi sinyale dönüştüren sensörler barındırırlar. Bu sensörler başta FSR (Force Sensing Resistor) olmak üzere kapasitif ve piezoelektrik gibi çeşitli karakterlerde olabilir.

FSR sensörlerin maliyeti kapasitif ve piezoelektrik sensörlere göre daha düşüktür ve ince yapısı sayesinde kullanıcılara rahatsızlık vermeden kullanılabilir. FSR sensörler uygulanan kuvvetle ters orantılı olarak direnç değişimi gösteren bir polimer kalın film sensörlerdir (Rana, 2009).

3.4.2. Basınç Sensörüne Ait Özellikler

Sensörlerin tasarımı ve üretimi baştan sona oldukça zahmetli bir süreçtir. Sensörlerin işlevselliği için dikkate alınması gereken birçok unsur bulunmaktadır ve bu unsurların dikkatlice değerlendirilmesi gerekmektedir. Sensörün doğru bir şekilde çalışabilmesi için olası kusurların detaylı bir şekilde ortadan kaldırılması önemlidir.

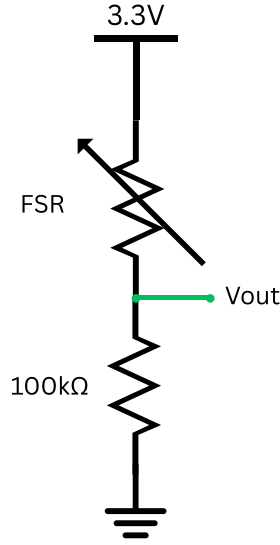
Velostat, piezodirenç özelliklerine sahip bir malzemedir; bu özellik, üzerine uygulanan basınç değiştikçe malzemenin direncinin de değişmesine olanak tanır. Bu çalışmada, velostat malzemesi kullanılarak bir piezodirenç sensör prototipi geliştirilmiş ve çeşitli ölçüm denemeleri gerçekleştirilmiştir. Velostat ile yapılan sensör prototipi, dengesiz çıkış yapısından dolayı bu çalışmada kullanılmamıştır.

Kullanım açısından uygunluğu sağlamak için, önceden üretilmiş bir ayakkabı içi basınç sensörü tercih edilmiştir. Bu sensör, ince bir film şeklinde üretilmiş, içerisinde 16 adet FSR (Force Sensing Resistor) barındıran bir üründür. Sensöre ait özellikler, kullanım senaryolarına göre optimize edilmiş ve performansını artırmak amacıyla dikkate alınmıştır.

Çizelge 3-2. Ayakkabı içi basınç sensörüne ait özellikler

Kalınlık	0.4 mm
Şekil	İnce film
Aktivasyon ağırlığı	500 g
Kapsam	500 g – 10 Kg
Çözünürlük	-
Kuvvet yokken sensör direnci	>1 M Ω
Tepki süresi	<10 us
Ürün ömrü	>1 milyon
Direnç aralığı	20 k Ω – 200 k Ω
Çalışma sıcaklığı	-40 °C ~ +85 °C

Kullanılan hazır tabanlılık içerisinde 16 adet FSR sensör barındırdığından sensörlere kuvvet uygulandığında, kuvvetle ters orantılı olarak direnç değişimi göstermektedir. Kullanılan tabanlılık sensörlerinin çalıştırılması için sensörlerin bağlı olduğu bir gerilim bölücü devre kurulmuştur. Devrenin besleme gerilimi 3.3 V ve devrede kullanılan direnç değeri 100 k Ω olarak belirlenmiştir. Bu seçimler sensörün örneklenmesinde kullanılan ESP32 Developer kart besleme gerilim değeri ve sensörlerin direnç aralığı olan 20 k Ω -200 k Ω değerlerine göre yapılmıştır. Kullanılan devreye ait görsel Şekil 3-2’de verilmiştir.



Şekil 3-2. FSR sensör devresine ait görsel.

Sensörlerin bağlı olduğu mikro işlemci olan ESP32 Developer kartı 12-bit ADC (Analog Digital Converter) çözünürlüğüne sahiptir. ESP32 kartın 12-bit çözünürlüğüne sahip olması 2^{12} yani 4096 farklı değeri temsil edebildiği anlamına gelmektedir. ADC ile sensör çıkışı 0 ile 4095 arasındaki sayılara karşılık gelmektedir. ESP32 kartın referans voltajı besleme gerilimi olan 3.3 V değeridir, en düşük değeri de toprak gerilimi olan 0 V değeridir. Sensör çıkışının en düşük değeri 0 V değerine, en yüksek değeri de 3.3 V değerine karşılık gelmektedir. Sensör çıkış değeri Denklem 20’de verilen formül ile hesaplanabilmektedir.

$$V_{sensör} = \frac{ADC_{değeri}}{4095} * 3.3 V \quad (20)$$

FSR sensörün bağlı olduğu Şekil 3-1’de verilen gerilim bölücü devrenin çıkış voltajına ait formül Denklem 21’de verilmiştir. Denklemden yer alan V_{in} , R_1 , R_2 , V_{out} değerleri sırasıyla 3.3 V giriş gerilimi, FSR sensörün değişken direnç değeri, 100 kΩ direnç değeri ve çıkış gerilimidir.

$$V_{out} = V_{in} * \frac{R_2}{R_1 + R_2} \quad (21)$$

Denklem 20 ve Denklem 21 denklemleri ile FSR sensörünün alabileceği çıkış gerilim değerleri ve ADC değerleri hesaplanabilmektedir. FSR sensörünün ölçebileceği en yüksek basınçta oluşan direnç değeri 20 kΩ için V_{out} çıkış gerilimi 2.75 V olarak hesaplanmıştır. FSR sensörünün ölçebileceği en düşük basınçta oluşan direnç değeri 200 kΩ için V_{out} çıkış gerilimi 1.1 V olarak hesaplanmıştır. 1.1 V için ADC çıkış değerinin 1365, 2.75 V için ise ADC çıkış değerinin 3415 olduğu hesaplanmıştır. Bu hesaplamalar ile FSR sensörlerinin voltaj ve ADC olarak ölçüm kapsamı bilinebilmektedir.

Ölçüm kapsam aralığı toplamda $3415-1365 = 2050$ olarak hesaplanmıştır. Bu değer ADC çıkışı olan 0-4095 değer aralığına göre oran orantı yöntemiyle ölçeklenmiştir. Ölçekleme işlemi basınç sensörlerinin ürettiği değerlerin kPa (kilo Pascal) birimine dönüşümü aşamasında kolaylık olması açısından yapılmıştır.

3.5. Kalibrasyon

IMU sensörlerinin en büyük zorluklarından biri, içerdikleri ivmeölçer, jiroskop ve manyetometre sensörlerinin çalışması sırasında ortaya çıkan hatalardır. Ham veriler genellikle yüksek ön akım (bias), ölçekleme faktörü (scaling factor) ve farklı konumlandırımlardan kaynaklanan hatalar nedeniyle istenilen doğruluk değerlerinde çıkış vermeyebilir. Kalibrasyon işlemi, ham IMU verilerindeki bu tür hataların azaltılmasına yönelik bir süreçtir. Bu işlem, sistemin doğruluğunu artırarak ölçüm sürekliliğini sağlar (Unsal, t.y.).

Kalibrasyon işlemi sırasında hata parametrelerini tahmin etmek için çeşitli algoritmalar kullanılabilir. Bu algoritmalar sayesinde, maliyeti düşük tutarak IMU sensörlerinin performansını artırmak mümkündür (Laureando Emanuele Menegatti David Tedaldi, 2012).

Bu çalışmada toplamda 6 adet IMU sensörü kullanılmaktadır ve her sensörün içinde ivmeölçer, jiroskop ve manyetik alan sensörleri bulunmaktadır. Sensör çeşitlerinin çalışma prensipleri birbirinden farklı olduğundan, her sensör türü için farklı kalibrasyon yöntemleri uygulanmaktadır.

3.5.1. Manyetometre Kalibrasyonu

Manyetik alan sensörleri hem Dünya'daki konuma göre manyetik alandan hem de çevresel ferromanyetiklerden etkilenmektedir. Manyetometre kalibrasyonu yapılırken sensörün Dünya üzerindeki konumu baz alınmaktadır. Sensörün Dünya üzerindeki konumunun büyük ölçüde değişmesi kalibrasyon değerlerinin de değişmesine sebep olmaktadır.

Manyetometre için hard iron offset (sert demir gerilimi) ve soft iron offset (yumuşak demir gerilimi) adı altında iki kalibrasyon çeşidi vardır. Hard iron offset; Dünya'nın manyetik alanına bağlı olarak sensörün ürettiği manyetik alan değeridir. Soft iron offset ise sensörün yakınında bulunan ferromanyetik malzemelerden dolayı sensörün ürettiği manyetik alan değeridir. Her iki offset değerleri de kalibrasyon algoritması ile elimine edilerek sensör ile doğru değerler elde edilmesi sağlanmaktadır.

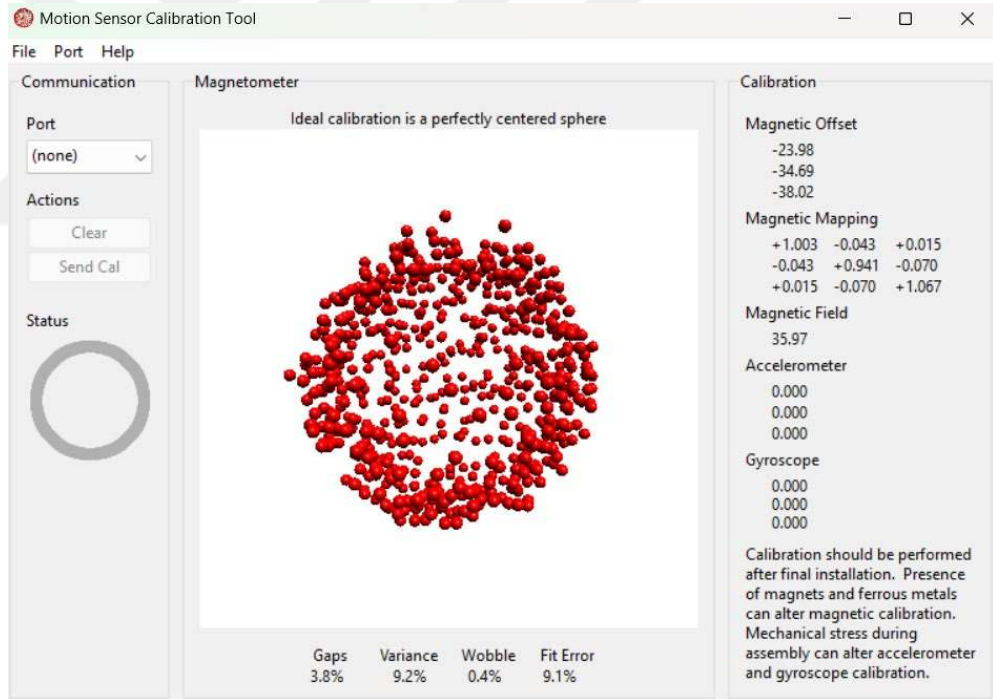
Manyetometre kalibrasyonu için birçok yöntem bulunmaktadır. Bu çalışmada Adafruit SensorLab kod kütüphanesi ve MotionCal kalibrasyon aracı kullanılarak sensörlerin manyetik alan offset değerleri elde edilmektedir. Sensör üzerine Arduino IDE üzerinden manyetik alan sensörünü çalıştıracak kod yüklenerek MotionCal programı üzerinden seri port ile değerler okunmaktadır. MotionCal programı, offset değerlerini nümerik olarak vermektedir. Bu değerler elde edildikten

sonra offset matrisleri oluşturularak bu matrisler gerçek manyetik alan değerlerini bulabilmek için hesaplama kısmında kullanılmaktadır.

Çalışmada kullanılan toplamda 6 adet BMM150 model manyetik alan sensörü ölçüm için kullanılmadan önce ayrı ayrı kalibre edilmiştir. Ölçülen manyetik alan değerleri çevresel ferromanyetiklere göre değişiklik gösterebileceğinden sensörlerin kullanımı ve kalibrasyonu sırasında sensör yakınında güçlü mıknatısların bulundurulmamasına dikkat edilmiştir. Manyetik alan sensörlerinin Dünya'daki konumlarına göre de ölçüm ve kalibrasyon değerleri değişiklik gösterebilmektedir. Sensörlerin özellikle farklı konumlara taşınması durumunda sensör kalibrasyonları tekrar edilmiştir.

MotionCal programı, manyetik alan değerlerini görselleştirmektedir. Toplanan manyetik alan değerleri ile 3 boyutlu bir çıktı modeli çizilmektedir. Oluşan küresel model aykırı değerler elde edilirse bu değerlerin atılmasını kolaylaştırmaktadır. MotionCal aracı ayrıca kalibrasyonun ne kadarlık bir manyetik alanı kapsadığı bilgisini de vermektedir.

Manyetik alan kalibrasyonu sırasında alınan ekran görüntüsü Şekil 3-3'te verilmektedir.



Şekil 3-3. Manyetik alan sensörü kalibrasyonu sırasında kullanılan MotionCal kalibrasyon aracı.

3.5.2. Jiroskop Kalibrasyonu

Jiroskop kalibrasyonu tipik olarak statik durumlarda veya bilinen açısal ivmeler ile gerçekleştirilebilir. Jiroskop verileri herhangi bir açısal hareket olmadığında (sabit bir pozisyonda) sıfır olması gereken bir bias değerine sahiptir (Bhatia et al., n.d.). Bu çalışmada jiroskop sabit bir konumdayken sensörden belirli bir süre boyunca ölçümler alınmış ve bias değeri belirlenmiştir. Jiroskoptan elde edilen bias değeri ile çıkış üzerinde düzeltme işlemleri yapılmıştır.

3.5.3. İvmeölçer Kalibrasyonu

İvmeölçer kalibrasyonu doğru ölçüm sonuçları elde etmek için son derece önemlidir. Kalibrasyon işlemi ilk olarak ivmeölçeri sabit bir yüzeye yerleştirilerek başlar. Sensör dış etkisiz bir ortamda yerçekimi etkisi altında kalmalı ve farklı açılarda düzenli olarak döndürülmelidir. Her pozisyonda belirli bir süre boyunca veri toplanarak bu verilerin olası gürültü etkilerini minimize etmesi sağlanır. Toplanan veriler yerçekimi referansına göre analiz edilerek kalibrasyon parametreleri belirlenir (Qureshi & Golnaraghi, 2017).

İvmeölçerin ölçek hatası, bias gibi kayda değer hata parametrelerinin minimize edilmesi amacıyla gerekli kalibrasyon hesaplamaları yapılmıştır. İvme ve jiroskop sensörlerinin kalibrasyonu Arduino IDE üzerinden hazır kalibrasyon kodun kullanılarak yapılmıştır. Bu süreç IMU sensörlerinin performansını önemli ölçüde artırarak daha doğru ve güvenilir ölçüm sonuçları elde edilmesine olanak tanımaktadır.

3.6. Mikro İşlemciler

Herhangi bir sistem için mikro işlemci seçilirken belli başlı temel özelliklere bakılabilir. Kullanım kolaylığı, boyut, hız, maliyet, haberleşme yöntemi vb. özellikleri mikro işlemciler hakkında genel bilgiler içerirler.

ESP32, Espressif markasının ürettiği günümüzde yaygın olarak kullanılan mikro işlemcilerden biridir. Espressif markasına ait farklı fiziksel ve yazılımsal özelliklerde farklı mikro kontrolcüler bulunmaktadır. Bu mikro kontrolcüler boyut, batarya ve şekil bakımından farklılıklar gösterse de çalıştıkları kütüphane ve çalıştırılma ortamı bakımından benzerdir. Espressif markasına ait kartlar ve kütüphaneler Arduino IDE içerisinde tanımlıdır. Bu nedenle Espressif marka mikro işlemciler Arduino IDE ortamında çalıştırılmaya müsaittir.

Bu çalışmada sensörlerle uyumlu olması bakımından IMU sensörler ile temelde ESP32-PICO-D4 içeren M5StickC Plus adlı mikro kontrolcü kullanılmıştır. Turuncu renkteki küçük boyutlu bu mikro işlemci portatif, kullanımı kolay, açık kaynaklı bir IoT geliştirme kartıdır. M5StickC Plus içerisinde bütünleşmiş halde birçok donanım barındırmaktadır. IR (kızılötesi), RTC, mikrofon, LED, LCD ekran, IMU, tuşlar, PMU ve buzzer bu donanımlardan bazılarıdır. Cihaz üzerinde ayrıca analog pinler, 3.3 V ve 5 V değerlerinde gerilim pinleri, SDL/SCL pinleri ve topraklama pini de bulunmaktadır. Mikro işlemcinin sahip olduğu pinler dahili bataryanın yetmeyeceği durumlarda harici batarya kullanımına uygun şekilde tasarlanmıştır.

M5StickCPlus mikro işlemcisine ait bazı temel özellikler tablo ile aşağıda belirtilmektedir.

Çizelge 3-3 M5StickCPlus mikro işlemcisine ait bazı temel özellikler

Mikro İşlemci	ESP32, 240 MHz çift çekirdek
Flash	4 MB
Güç Girişi	5V, 500 mA
Port	Type C, Grove (I2C, I/O, UART)
MEMS	MPU6886
Çalışma Sıcaklığı	0 °C-60 °C
Ağırlık	15 g
Boyut	48.2 mm x 25.5 mm x 13.7 mm

ESP32 kartı üzerinde analog veri okuma görevinde kullanılabilecek 16 tane analog pin bulunmaktadır. Analog pinler ADC1 ve ADC2 olarak iki gruba ayrılmaktadır. Seri haberleşmede her ne kadar kullanılabilir olsa da ADC2 grubuna ait pinler WiFi kütüphanesi ile çalıştığında bazı hatalara neden olabileceği birçok kullanıcı tarafından bildirilmiştir. Bu sebeple yalnızca ADC1 kütüphanesi kullanımı genel olarak tercih edilmektedir.

Ayakkabı içi basınç sensörlerinin çalıştırılması ve örneklenmesi için ise yine Espressif markasına ait olan ESP32 -WROOM-32U kartı kullanılmaktadır. Çalışmada 2 tabanlı olup, her bir tabanlıktan 16 adet sensör çıkışı üretildiği için 16 adet çıkışı da aynı anda okuyabilecek mikro kontrolcü kullanımı pratikte etkili bir yol değildir.

FSR (Force sensing resistors) sensörleri genellikle gerilim bölücü devre içerisinde kullanılmaktadır. Tek bir sensörün çalıştırılması için sensörün direnç aralığına uygun değerde bir direnç ile seri bağlanması, güç ve toprak bağlantılarının yapılması yeterlidir. Çalışmada her bir ayakkabı içi tabanlıкта 16 adet FSR sensör bulunduğundan her bir sensörün benzer şekilde gerilim bölücü devrede yer alması gerekmektedir.

FSR sensörlerin okuması için çoklayıcı (multiplexer) kullanılmaktadır. Ayakkabı içi basınç sensörlerinin çıkışları ESP32 kartının analog pinleri ile okunmaktadır. Çoklayıcı olarak 16 kanallı analog dijital CD74HC4067 kart kullanılmaktadır. Çoklayıcı üzerinden veri okuma işlemi kod üzerinden karar mekanizması ile yapılmaktadır. Her bir sensör çıkışı 0-15 arasındaki bir sayıya denk gelecek şekilde belirlenmektedir. Çoklayıcı kart 2 V ve 6 V arasındaki gerilim değerlerini ikilik (binary) sistemde 1, 2 V altındaki değerleri ise ikilik sistemde 0 olarak okumaktadır. Çoklayıcının 4 adet seçme pini her seferinde tarama işlemi yaparak binary olarak 1 olan sensörü bulur ve sensörün değerini okur.

Çoklayıcı 89 MHz gibi yüksek frekanslarda anahtarlama işlemi yapabildiği için bu çalışmadaki devre için idealdir. Tek bir ayakkabı içi tabanlıktaki 16 adet sensörün değerleri yüksek hızda ve neredeyse aynı anda okunabilmektedir. Veri okumanın çoklayıcı üzerinden yapılması devrede kullanılan gerilim bölücü direnç sayısını da teorik olarak 16'dan 1'e düşürmüştür.

Çoklayıcıya ait karar mekanizmasının doğruluk tablosu Çizelge 3-4' yer almaktadır.

Çizelge 3-4 Çoklayıcıya (multiplexer) ait doğruluk tablosu

S0	S1	S2	S3	E	Sensör
X	X	X	X	1	Hiçbiri
0	0	0	0	0	0
1	0	0	0	0	1
0	1	0	0	0	2
1	1	0	0	0	3
0	0	1	0	0	4
1	0	1	0	0	5
0	1	1	0	0	6
1	1	1	0	0	7
0	0	0	1	0	8
1	0	0	1	0	9
0	1	0	1	0	10
1	1	0	1	0	11
0	0	1	1	0	12
1	0	1	1	0	13
0	1	1	1	0	14
1	1	1	1	0	15

3.7. Haberleşme Türleri

Söz konusu küçük, kompakt ve gömülü sensörler olduğunda bu sensörlerin çalışması ve veri aktarabilmesi için gerekli bağlantılarla beraber haberleşmenin de sağlanması gerekmektedir. Kablolu haberleşme ve kablosuz haberleşme sensörler için veri iletiminde kullanılan iki temel iletişim yöntemidir. Her iki haberleşme yönteminin de kendine özgü avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır.

Kablolu haberleşmede veriler fiziksel bağlantılarla iletilir. Sensörler söz konusuyken bu bağlantılar kablolar, PCB (baskı devre) gibi fabrikasyon devre bağlantıları veya lehim bağlantıları olabilir. Bu kablolar cihazlar arasında doğrudan bir fiziksel bağlantı sağlar. Sensörler için genellikle kısa mesafelerde kablolu bağlantılar kullanılmaktadır. Kablo türü ve uzunluğu sinyal kaybını

etkileyebilmektedir. Cihazlar arasında kablo bağlantılarının yapılması gerektiğinden kablosuz haberleşmeye kıyasla kurulumu karmaşık ve zaman alıcıdır. Cihazlar kablolarla bağlı olduğundan bazı durumlarda fiziksel bağlantılar hareket kabiliyetini sınırlayabilmektedir. Kablolu haberleşmeler yüksek veri iletim hızları ve düşük gecikme süreleri sağlamaktadır. Bununla beraber fiziksel bağlantıların cihazlar arasında yapılması sinyallerin kablolardan direkt olarak iletilmesini sağlar ve dışarıdan müdahale olasılığını düşürür. Bu sebeple kablolu sistemlerin daha güvenli olduğu kabul edilmektedir.

Kablosuz haberleşmede ise cihazlar arasında fiziksel bir bağlantı bulunmaz. Bu haberleşme türünde cihazlar elektromanyetik dalgalar aracılığıyla iletişim kurmaktadır. Sensör haberleşmelerinde Wi-Fi, Bluetooth ve ZigBee haberleşmeleri yaygın olarak kullanılan protokollerden bazılarıdır. Haberleşme menzili kullanılan teknolojiye ve çevresel faktörlere göre değişkenlik göstermektedir. Kablolu iletişime kıyasla daha az fiziksel altyapı gerektirmektedir ve genel olarak maliyeti daha düşüktür. Cihazlar arası fiziksel engel bulunmadığından hareket kabiliyeti ve taşınabilirlik kablolu haberleşmeye kıyasla fazladır. Veri iletim hızları ve sinyal kaybı kullanılan haberleşme protokolü ve çevresel koşullara bağlı değişkenlik göstermektedir (Challoo vd., 2012).

3.7.1. IoT (Internet of Things)

IoT (Internet of Things) terimi Türkçe adıyla Nesnelerin İnterneti, nesnelerin ve cihazların internet üzerinden birbirleriyle bağlantı kurmasını ifade etmektedir. IoT ifadesi ilk olarak 1999 yılında basit şekliyle ortaya atılmıştır ve günümüzde gelişen teknolojiyle içeriği genişlemeye devam eden bir terimdir.

Sağlık, otomotiv, ulaşım gibi birçok endüstriyel alanda kullanılan ve internet aracılığıyla yapılan cihazlar arası veri gönderme ve alma işlemleri IoT kapsamında yer almaktadır.

3.7.2. I2C Haberleşme Protokolü

I2C (Inter-Integrated Circuit), birçok sektörde yaygın olarak kullanılan seri veri aktarım protokollerinden birisidir. Bilgisayar, sağlık, endüstri, askeri ve eğlence gibi birçok sektörde geniş bir kullanım alanına sahip, hızlı ve standartlaşmış bir iletişim protokolüdür (Corcoran, 2013).

I2C protokolü ile sistem donanımlarını basit tutmak ve verimliliği arttırmak amaçlanmaktadır. Günümüzde kullanılan çoğu mikro kontrolcü I2C protokolünü desteklemektedir.

I2C protokolünün cihazlarda uygulanmasında 3.3 V veya 5 V gerilim değeri verilmesi ve SDA (Serial Data Line) ve SCL (Serial Clock Line) adında iki bağlantının yapılması gerekmektedir (Mankar vd., 2014). SDA bağlantısı veri iletimini sağlarken SCL bağlantısı veri iletimi boyunca alıcı ve verici cihaz arasındaki senkronizasyonu sağlamaktadır.

SDA ve SCL pinleri ile kablo bağlantılı bir veri yolu (Bus) oluşturulmaktadır. Veri yolu içerisindeki cihazlar master veya slave olarak adlandırılır. Gerektiği durumlarda I2C veri yoluna cihaz eklenebilir veya veri yolundan cihaz çıkartılabilir.

I2C haberleşmesinde yer alan her cihaz master veya slave kategorilerinden birine girmek zorundadır. Haberleşmeyi başlatan cihaz master, yanıt veren cihaz ise slave olarak adlandırılır. Bir cihaz master veya slave kategorilerinden aynı anda birine dahil olabilir. Farklı uygulamalar için cihazların master veya durumları da değiştirilebilir. Bu çalışmada M5StickC Plus mikro işlemcisi haberleşmeyi başlatıp veri topladığı için master, IMU Pro sensörü ise veri toplayıp mikro işlemciye yolladığı için slave görevindedir.



Şekil 3-4. M5StickC Plus ve M5 IMU pro cihazları arasındaki I2C haberleşmesinin gösterimi.

I2C haberleşmesinde bir master ile haberleşen birden çok slave bulunabilir. Bu durumda her slave için farklı bir adres tanımlanması zorunludur. Master ileti yolladığında iletinin içerisinde slave adresi bulunmaktadır. Mesaj, I2C haberleşmesinde bulunan her slave için iletilse de yalnızca mesajda yazan adrese sahip olan slave tarafından işleme alınmaktadır. Bu çalışmada her master ayrı bir slave ile haberleştirilerek veri toplanmaktadır (Corcoran, 2013).

IMU sensöre ait slave adresi genellikle 0x68 veya 0x69 olarak kullanılmaktadır. Bu çalışmada her IMU farklı bir mikro işlemci yani master ile haberleştiğinden kullanılan bütün IMU sensörler farklı veri yolunda bulunmaktadır. 6 adet IMU sensör için slave adresi 0x68 olarak kullanılmaktadır.

3.7.3. Bluetooth Haberleşme Protokolü

Örneğin Bluetooth kısa mesafelerde veri iletimi için tasarlanmış, günümüzde yaygın olarak kullanılan bir kablosuz iletişim teknolojisidir. Birden çok cihaz arasında Bluetooth bağlantısı kurulması mümkündür. Bluetooth teknolojisinin iki ana türü bulunmaktadır. Klasik Bluetooth ve Bluetooth Low Energy (BLE). Klasik Bluetooth daha yüksek veri hızları (genellikle 1-3 Mbps) sunmaktadır, genellikle ses ve veri iletimi için kullanımı yaygındır. Bluetooth Low Energy ise düşük

güç tüketimi ile tasarlanmış Bluetooth versiyonudur. Genellikle düşük güç tüketimi ile çalışan sensörler ve giyilebilir cihazlarda kullanımı yaygındır. Cihazlarının iletim gücünü ve bu sayede etkili iletişim mesafesini belirleyen sınıflar (Class) kategorize edilmiştir. Her sınıf, belirli bir maksimum iletim gücü ve buna bağlı olarak değişen bir iletişim mesafesi sunar. Bluetooth sınıfları şunlardır: Class 1 (1. Sınıf), Class 2 (2. Sınıf) ve Class 3 (3. Sınıf).

Bluetooth'un etkili iletişim mesafesi genellikle 10 metre civarındadır ancak bazı cihazlar daha farklı mesafelerde de çalışabilir. Bluetooth, sınıfına bağlı olarak farklı mesafelerde veri iletebilir. Örneğin Class 1 cihazlar 100 metreye kadar, Class 2 10 metreye kadar, Class cihazlar ise 1 metreye kadar bağlantı sağlayabilmektedir. Bluetooth teknolojisi Wi-Fi gibi diğer kablosuz teknolojilerle birlikte çalıştığında haberleşme sırasında parazitlenme ve performans sorunları yaşanabilmektedir (Challoor vd., 2012).

3.7.4. ESP-NOW Haberleşme Protokolü

Wireless Local Area Network (WLAN), Türkçe adıyla kablosuz yerel alan ağı Wi-Fi teknolojisi için kullanılan bir terimdir. Wi-Fi cihazların (örneğin bilgisayarlar, akıllı telefonlar, tabletler ve diğer internet bağlantılı cihazlar) kablosuz olarak bir ağa bağlanmasını sağlar. ESP-NOW kablosuz haberleşme kapsamında Wi-Fi tabanlı bir iletişim protokolüdür. ESP-NOW, Wi-Fi tabanlı olsa da bazı çalışmalarda klasik Wi-Fi haberleşmesinden %30 daha az güç tükettiği ve haberleşme menziline özellikle kapalı alanlarda daha iyi olduğu belirtilmektedir (Urazayev vd., 2023).

ESP-NOW, Espressif Systems şirketi tarafından geliştirilen bir kablosuz iletişim protokolüdür. Espressif, 2008 yılında kurulan ve Wi-Fi ve Bluetooth çözümleri üzerine çalışmalar yapan bir yarı iletken şirkettir. ESP-NOW teknolojisi özellikle ESP32 ve ESP8266 gibi Espressif şirketinin geliştirme kartları ve çipleri ile kullanılmak üzere tasarlanmıştır. ESP32 işlemcisi hem Wi-Fi hem de Bluetooth kullanımına uygundur, bu da mikro işlemcinin iletişim seçeneklerinde esneklik sağlamaktadır.

ESP-NOW protokolü birden fazla cihaz ile aynı anda iletişim kurma yeteneğine sahiptir bu da çeşitli cihazlar arasında yerel bir kablosuz ağa ihtiyaç duymadan iletişim sağlanmasına olanak tanımaktadır. Protokol aynı zamanda ultra düşük güç tüketimi ile çalışmaktadır. Bu sayede pil ile çalışan cihazlar ve sensörlerle kullanılması idealdir. ESP-NOW ile haberleşme sırasında güç kaybı veya menzil dışına çıkma gibi durumlarda bağlantı kopabilir. Fakat bu gibi durumlar düzeltildiğinde cihazlar yeniden eşleşerek haberleşmeyi sürdürmektedir (Pasic vd., 2021).

Birçok avantajı ve uyumu sebebiyle bu çalışmada ESP32 mikro işlemcisi kullanılmaktadır. Yüksek menzilli ve kullanımı kolay bir haberleşme protokolüdür. Açık alanda yapılan ölçümler sonucu ESP32 mikroişlemcileri arası arasındaki haberleşme menzili 190 metre olarak ölçülmüştür (Pasic vd., 2021). Bu mesafe çevresel koşullara göre oldukça değişiklik göstermektedir. Mekânda duvar ve objeler gibi çeşitli engeller olduğunda, ESP-NOW performansı önemli ölçüde etkilenmektedir. Bu çalışma için ESP32 ile yapılan testlerde ESP-NOW haberleşmesinin 18 metre

mesafeye kadar dış mekânda sorunsuz çalıştığı, iç mekânda ise duvar gibi bir engel bulunmadığında 23 metre mesafeye kadar sorunsuz çalıştığı tespit edilmiştir. Bu ölçümler sonucunda yürüyüş analizi prototipi için ESP-NOW haberleşme menzili iç mekân saha ve dış mekân saha kullanımında yeterli olarak kabul edilmiştir.

Bu çalışmada ESP32 çipi içeren M5StickC Plus model mikro işlemciler ve ana bilgisayara bağlı olan yine ESP32 çipi içeren M5StampS3 mikro işlemcisi arasındaki kablosuz haberleşme ESP-NOW iletişim protokolü üzerinden sağlanmaktadır.

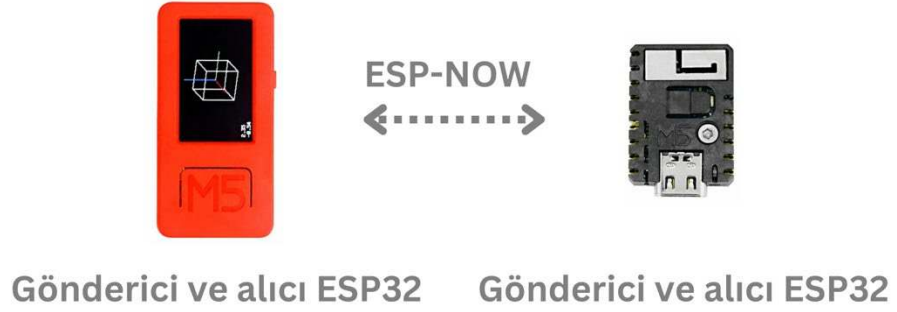
I2C haberleşmesinde olduğu gibi ESP-NOW protokolünde de cihazlar gönderici (master) veya slave (alıcı) rolünde olmaktadır. ESP-NOW haberleşmesinde master-slave ilişkisi daha esnek olduğu için bu kısımda cihazlardan gönderici ve alıcı olarak bahsedilecektir.

ESP-NOW haberleşme ağında iletişim tek yönlü veya çift yönlü olabilmektedir. Tek yönlü iletişim ağının bir örneğinde bir gönderici ve bir alıcı cihaz bulunur. Bu durumda cihaz yapılandırması oldukça kolaydır ve veri iletimi tek yönlüdür. Tek yönlü iletişimin bir diğer örneğinde bir adet gönderici cihaz ve birden fazla alıcı cihaz bulunabilir. Benzer şekilde haberleşme ağında bir adet gönderici cihaz ve birden fazla alıcı cihaz da bulunabilir.



Şekil 3-5. ESP-NOW haberleşme ağında yer alan iki adet ESP32 cihazı arasındaki tek yönlü iletişimin gösterimi.

Çift yönlü ESP-NOW iletişiminde cihazlar hem alıcı hem de verici olabilirler. Bu durumda cihazlar hem veri gönderme hem de veri alma işi yapabilirler (Pasic vd., 2021).



Şekil 3-6. ESP-NOW haberleşme ağında yer alan iki adet ESP32 cihazı arasındaki çift yönlü iletişimin gösterimi.

MAC (Media Access Control) adresi her bir ESP cihazının birbirinden farklı olan kimliklerini belirlemek için kullanılan bir adres olarak tanımlanabilir. Her ESP kartı iletişim kurabilmek için kendine özgü bir MAC adrese sahiptir. Bu adres, cihazların birbirleriyle iletişim kurabilmesi için gereklidir (Pasic vd., 2021).

ESP-NOW haberleşmesinin yapılabilmesi için sistemde bulunan alıcı (receiver) cihazların MAC adreslerinin bilinmesi gerekmektedir. MAC adreslere cihaz seri port ile bilgisayara bağlanarak Arduino IDE üzerinden erişilebilir.

Sistemde bulunan 6 adet M5StickC Plus gönderici, 1 adet M5StampS3 model ESP32 ise ESP-NOW haberleşmesinde alıcı görevi görmektedir. Sistemdeki mikro işlemcilere ait ESP-NOW iletim yönlerini içeren görsel Şekil 3-7’de verilmiştir.



Şekil 3-7. ESP-NOW haberleşme ağında yer alan 6 adet gönderici ESP32 cihazı ve 1 adet alıcı ESP32 cihazı arasındaki iletişimin gösterimi.

3.8. Kullanıcı Arayüzü (GUI)

3.8.1. Giriş

Karmaşık ve çok sayıda veri olan sistemlerde görselleştirmeler yapmak sistem sonuçlarını anlamlandırmada kolaylıklar sağlamaktadır. Yürüyüş analizi sırasında elde edilen birçok değer yüksek hızda örneklenen nümerik verilerden oluşmaktadır. Bu verilerin okunması ve takip edilmesi veriler kaydediliyor olsa bile kullanıcılar için zorlayıcı olabilmektedir.

Sistem özellikle sportif faaliyetlerde kullanılmak üzere prototip olarak hazırlanmıştır. Sistemde geliştirilmeler yapıp sporcuların yaşantısına dahil olması planlanmaktadır. Tüm bunlar düşünüldüğünde sistemin kolay anlaşılır ve verilere erişilebilir olması da istenmektedir.

Çalışmada 3 eksendeki açı değerleri hesaplatılan 6 adet IMU sensörlerden toplamda 18 açı değeri ve her biri 16 basınç sensörü içeren 2 adet ayakkabı içi tabanlıklardan toplamda 32 adet basınç değeri elde edilmektedir. Gerekli verileri hem grafiksel hem de sayısal değerler olarak görselleştirebilmek için bir arayüz hazırlanmıştır.

3.8.2. Qt Designer ve PyQt5

Qt Designer, kullanıcı arayüzü hazırlamaya yarayan bir tasarım aracıdır. Aynı iş kod ile yapılabilecekken Qt Designer, kullanıcı arayüzü içinde bulunan objelerin sürükleyip bırak yöntemiyle

hızlı bir şekilde tasarlanmasına olanak tanır. Qt Designer aracı manuel kodlama için gereken zaman ve çabayı önemli ölçüde azaltmaktadır. Buna bağlı olarak çeşitli prototip tasarımlarının hızlı bir şekilde yapılmasına ve erken aşamada kolayca düzenlemeler yapılmasına imkân tanır.

PyQt5, Python programlama dili ile bir Qt Designer tasarımı kullanmak amacıyla kullanılan bir kütüphanedir. PyQt5 kütüphanesi Qt Designer tasarımı ile bütünleşmiş çalışmaktadır. PyQt5 kütüphanesinde kullanıcı arayüzü geliştirmek için çeşitli arayüz bileşenleri (widget) bulunmaktadır. PyQt5, olay tabanlı bir mimari kullanmaktadır, bu sayede kullanıcı etkileşimlerini (örneğin buton tıklamaları, metin girişi, seçimler) yönetmeyi ve uygulama mantığı ile UI bileşenleri arasında iletişim kurmayı basit hale getirmektedir.

PyQt5 ile geliştirilen uygulamalar Windows, macOS ve Linux gibi çeşitli işletim sistemlerinde çalışabilmektedir (Nabijonovich & Najmiddin, 2024). Evrensel dil olduğundan ve kodlama sırasında olası karakter hatalarından kaçınmak adına tasarımın İngilizce dilinde yapılması tercih edilmiştir.

Signal ve Slot (Sinyal/Slot) terimleri, kullanıcı arayüzü bileşenleri arasında olayların ve etkileşimlerin yönetilmesini sağlayan bir modeldir. Sinyal terimi bir olayın meydana geldiğini bildiren bir bildirimdir. Örneğin, bir butona tıklandığında, bu buton bir "clicked" (tıklandı) sinyali gönderir. Sinyaller, kullanıcı etkileşimleri veya program içindeki belirli durum değişiklikleri gibi olayları temsil eder. Slot terimi bir sinyale yanıt olan bir fonksiyondur. Slotlar, sinyallerin gönderildiği zaman çalıştırılacak kodu içerir. Örneğin, bir butona tıklandığında, bu tıklama sinyaline bağlı bir slot çalıştırılabilir ve bu slot bir mesaj kutusu açmak gibi bir işlem gerçekleştirebilir (Nabijonovich & Najmiddin, 2024).

Sinyal ve slotun birlikte çalışabilmeleri için aralarında bağlantı kurulması gerekmektedir. Bu bağlantı (connection) Qt Designer kullanılarak veya Python kodu ile yapılabilir.

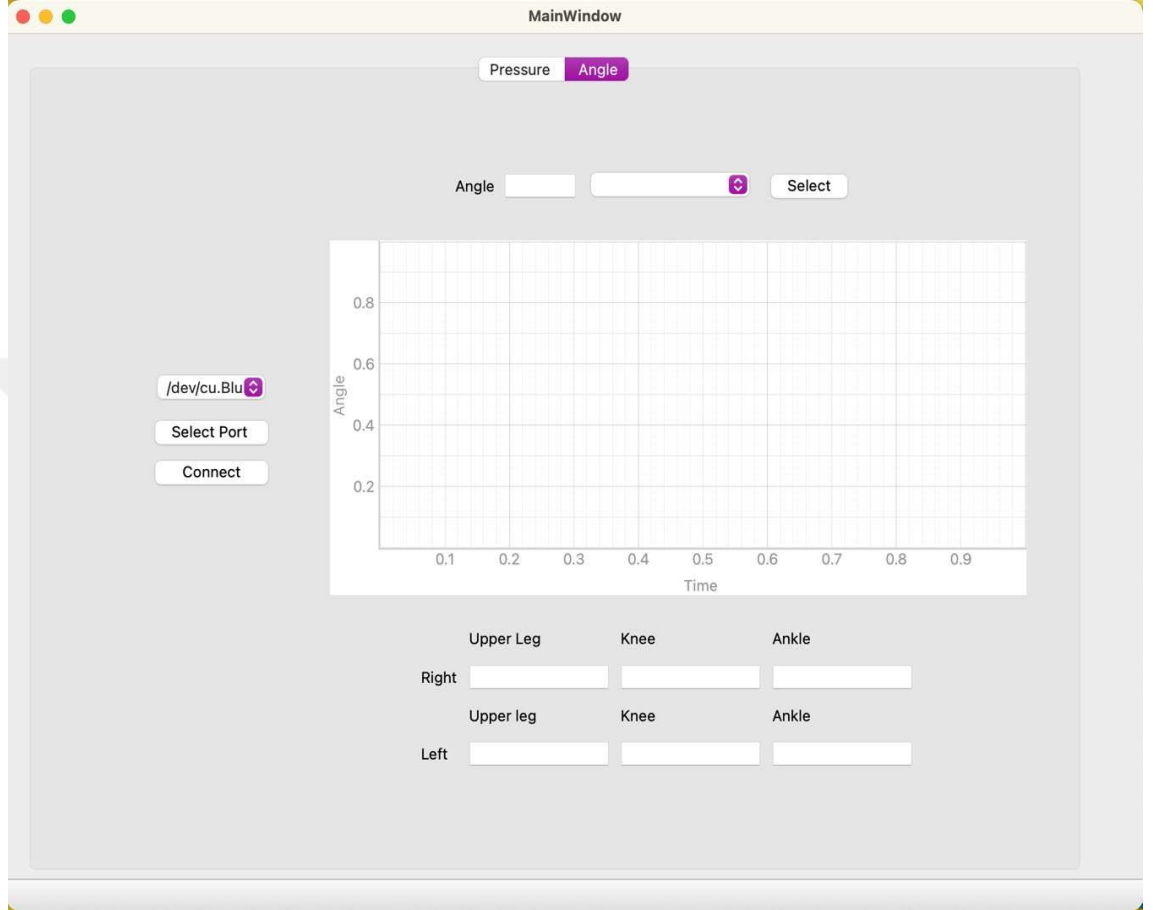
Bu çalışmada sistemin arayüzü Qt Designer programı ile tasarlanmıştır. Tasarlanan pencere içerisine seçim kutuları, butonlar, satır kutuları, grafik pencereleri gibi çeşitli objeler eklenmiştir. Tasarım hazırlandıktan sonra tasarım içerisindeki her objenin aktif olarak kullanılabilmesi için sinyal ve slot bağlantılarının yapılması gerekmektedir. Bunun için hem Qt Designer programı hem de Python kodu kullanılmıştır.

3.8.3. Python ile Arayüz

Tasarım programıyla oluşturulmuş dosya “ui” uzantılıdır. Dosyanın uzantısı “py” yani Python uzantısına çevrilebilir, bu şekilde tasarımın tamamı da bu dildeki koda çevrilmiş olur.

Sistemin ana kodu da Python dille yazılmıştır. Python uzantılı tasarım dosyası ana kod içerisinde çağırılarak pencere içerisindeki objeler kullanılabilir. Pencere içerisinde yer alan seçim kutularına, nümerik bloklara ve grafik çizdirme alanlarına bu yöntemle gerçek zamanlı veriler işlenerek aktarılmaktadır.

Ana kod içerisinde sinyal filtreleri, çeşitli grafik çizdirme ve veri görselleştirme kütüphaneleri de kullanılmaktadır. Tasarım kodu ile sistem kodunun aynı dilde olması gelen verilerin hızlı bir şekilde arayüzde senkronize edilmesini kolaylaştırmaktır. Arayüz pencerelerine ait görseller Şekil 3-8 ve Şekil 3-9’da verilmektedir.



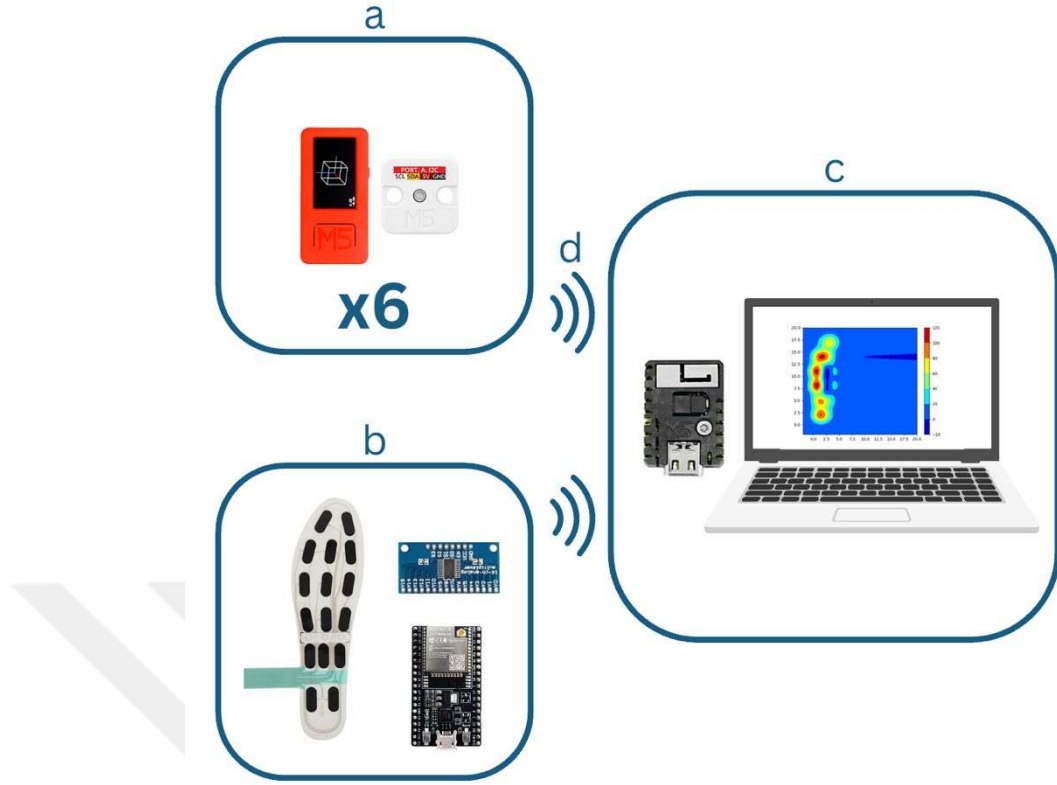
Şekil 3-8. Sistemin kullanıcı arayüzüne ait pencere görseli.



Şekil 3-9. Sistemin kullanıcı arayüzüne ait pencere görseli.

3.9. Sistemin Birleştirilmesi ve Uygulanması

Sistemde toplamda 6 adet M5StickC Plus mikroişlemcisi ve 6 adet M5 IMU Pro sensörü. 2 adet ayakkabı içi basınç sensörlü tabanlık, multiplexer ve ESP32 Developer Kart ve 1 adet M5StampS3 mikroişlemcisi ve arayüzün bulunduğu 1 adet bilgisayar bulunmaktadır.



Şekil 3-10. Sistemde bulunan cihazlara ait temsili görsel. a) 6 adet M5StickC Plus mikroişlemcisi ve 6 adet M5 IMU Pro sensörü. b) Ayakkabı içi basınç sensörlü tabanlık, multiplexer ve ESP32. c) M5StampS3 mikroişlemcisi ve bağlı olduğu sistem arayüzü. d) ESP-NOW kablosuz haberleşmesi.

3.9.1. Ayakkabı İçi Tabanlığa Ait Donanımın Oluşturulması

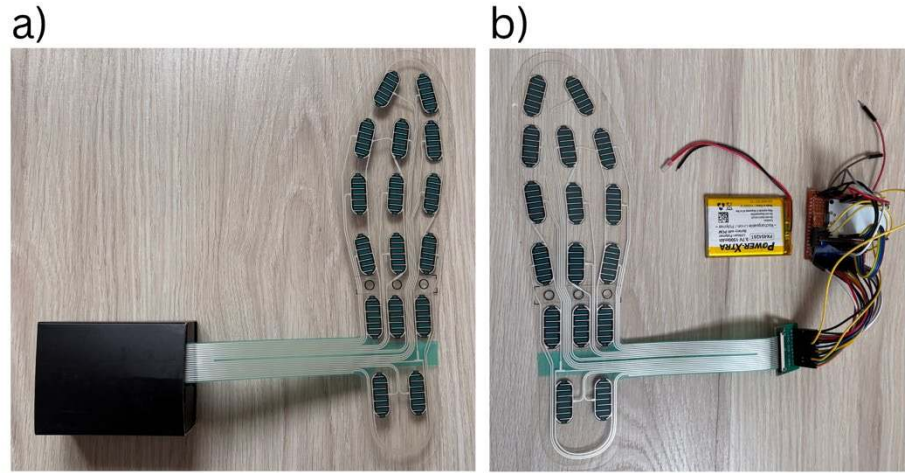
Sistemde bulunan 2 adet ESP32 Developer kart ayakkabı içi tabanlıklardan veri toplamak için kullanılmaktadır. ESP32 kartların her biri birer adet çoklayıcı (multiplexer), 100k ohm direnç ve sensörlerin bağlı olduğu soket ile tek bir devre olarak hazırlanmıştır. Tabanlıkların her birinde 16 sensör bulunmaktadır ve bu sensörlerin her biri kablo ile multiplexer pinlerine bağlıdır. Devrede multiplexer kullanıldığından her defasında farklı bir basınç sensörü aynı 100 k ohm dirence bağlanarak okunmaktadır. Bu sayede bir tabanlık devresi için 16 adet direnç yerine 1 adet 100k ohm değerinde direnç kullanılması yeterli olmuştur.

Her bir tabanlık devresinin beslemesi ESP32 Developer kartlarına bağlanan Power-Xtra marka 3.7 V 1500mAh lityum polimer şarj edilebilir piller ile sağlanmaktadır.

Tabanlıklar için kurulan devreler nispeten çok kablo barındırdığından, devreler uygun boyutlarda kutu içerisinde muhafaza edilerek kullanılmaktadır.



Şekil 3-11. Ayakkabı içerisine yerleştirilen tabanlık ve tabanlığın bağlı olduğu devre.



Şekil 3-12. a) Ayakkabı içi basınç sensör devresinin kapalı kutu içerisine yerleştirilmiş hali. b) Ayakkabı içi basınç sensör devresinin devre elemanları.

3.9.2. IMU Sensörlerine Ait Donanımın Oluşturulması

Sistemde bulunan 6 adet M5StickPlus mikro işlemcisi M5 IMU Pro sensörlerine I2C haberleşmesi olan SDA ve SCL kablo bağlantılarıyla bağlıdır. I2C haberleşme adresi her sensör için 0x68 olarak seçilmiştir. Mikro kontrolcü içerisinde bulunan şarj edilebilir dahili batarya IMU devresini beslemektedir. Dahili batarya şimdilik yeterli görüldüğünden devreye harici bir batarya eklenmemiştir.

3.9.3. IMU Sensörlerine Ait Parametrelerin Ayarlanması

Kullanım kolaylığı ve kütüphane çeşitliliğinin çok olması gibi avantajları sebebiyle Arduino IDE, mikro kontrolcülere kod yüklemesi için kullanılmaktadır.

M5StickPlus işlemcisine bağlı olan M5 IMU Pro kullanımı için Arduino IDE üzerinden çeşitli kütüphaneler kullanılmaktadır. Bu kütüphaneler başta sensörler ve mikro işlemcileri çalıştırmak üzere M5 cihazlarına ait temel kütüphanelerdir. Sistem haberleşmesini sağlayan “Wifi” ve “espnow” kütüphaneleri, filtreleme için “SensorFusion” kütüphanesi ve matematiksel işlemler için “math” kütüphanesi de koda dahil edilerek kullanılmaktadır. Kullanılmakta olan ivme, jiroskop ve manyetik alan sensörlerinin örneklemesine ait çeşitli önemli ayarlar M5 IMU Pro’ya ait kaynak kütüphanesi içerisinde yer almaktadır. M5 IMU Pro içerisinde İvme ve jiroskop sensörü olan BMI270 ve manyetik alan sensörü olan BMM150 sensörleri yer almaktadır. BMI270 sensörü içerisinde bulunan sıcaklık sensörü bu çalışmada kullanılmamıştır. Sensörlere ait BMI270 ve BMM150 kütüphaneleri sensörlerin çalışmasını sağlayan kaynak kodlar olduğundan sensörlerin hangi adres ile haberleşme yapacağı, sensör hassasiyetleri ve ölçüm kapsamları, sensörlerin hangi frekansta örnekleneceği gibi önemli ayarlamalar bu kod içerisinde ayarlanabilmektedir. Varsayılan ayarlar sensörleri çalıştırır da genellikle bu ayarlar yüksek çözünürlük ve sensör kapsamı, yüksek frekans gibi özelliklerde olmazlar.

Yürüyüş analizinde küçük açı değişimlerinin dahi değerli olabileceğinden bu çalışmada ivme için ± 2 g ve jiroskop için ± 250 dps (degree per second) kapsam ve hassasiyet değerleri seçilmiştir. BMI270 ve BMM150 sensörlerinin çözünürlüğü 16-bit olduğundan ivme için seçilen ± 2 g kapsam değeri 16384 LSB/g değerine karşılık gelmektedir. Benzer şekilde jiroskop sensörü için seçilen ± 250 kapsam değeri 131.072 LSB/dps değerine karşılık gelmektedir. Bu ifadeler "Least Significant Bit" (En Az Anlamlı Bit) cinsinden ölçüm çözünürlüğünü belirtir (Sensortec Bosch, 2023). 16384 LSB/g ifadesi 1 g'lık bir ivme değişiminin sensörün çıkışında 16384 LSB değerine eşit bir değişime neden olduğunu belirtmektedir. Bu durumda sensör 1 g değerindeki ivmeyi 16384 farklı seviyede gösterebilmektedir. Jiroskopun açısal hızı ölçülürken her 1 dps değişiklik sensörün çıkışında 131.072 LSB değerinde bir ölçüm değişikliğine denk gelmektedir. BMM150 sensörüne ait çözünürlük değeri için sensör varsayılanı ve sabit olan 0.3 μ T değeri olarak kullanılmaktadır (Sensortec Bosch, 2020).

Yürüyüş sırasında meydana gelen hızlı hareketlerin doğru bir şekilde tespit edilmesi için yeterli bir örnekleme hızı gereklidir. Benzer çalışmalarda örnekleme hızların genellikle saniyede 25, 30, 50 veya 60 Hz olarak seçildiği belirtilmiştir, ancak daha yüksek hızda sistemler de mevcuttur. Örnekleme hızı sensörlerin zaman içinde hareket değişikliklerinin ne kadar hızlı ve doğru bir şekilde kaydedebileceğini belirler. 50 Hz frekans değeri yavaş yürüyüşten hızlı yürüyüşe kadar tüm hareket aralıklarında hassas veri sağlamaktadır. Böylece bacakların ve ayakların hareketleri net bir şekilde izlenebilmektedir. Bu sebepten dolayı çalışmada 6 adet IMU sensörünün örnekleme frekansları 50 Hz olarak ayarlanmıştır.

3.9.4. Açı Ölçümlerinin Alınması

Kullanılan SensorFusion kütüphanesi içerisinde Madgwick filtre barındırmaktadır. Kütüphane kodu içerisinde yer alan Madgwick filtre katsayısı (β) filtre performansını önemli ölçüde etkileyen bir parametredir ve çeşitli durumlara göre seçilir. Filtrenin başlangıcındaki yakınsama süresi, ivmeölçerin gürültü seviyesi ve jiroskopun ölçüm hızı gibi faktörlere bağlıdır. Bu çalışmada Madgwick filtre hesaplamaları β değeri 1 seçilerek yapılmaktadır. Bu seçim ivmeden kaynaklı gürültü, yakınsama süresi ve doğruluk değerlerinin normal seviyelerde elde edilmesini sağlamaktadır.

SensorFusion içerisinde temelde Mahony ve Madgwick filtrelerine ait matematiksel hesaplamalar bulunmaktadır. Madgwick filtre giriş verilerini hızla işleyip daha kısa bir süre içinde sonuç çıkarmaktadır. Bu özellik gerçek zamanlı uygulamalarda büyük bir avantaj olabilmektedir. Madgwick filtre kullanımında ayrıca kullanıcıların filtreyi optimal hale getirmek için ince ayar yapmaları gerekmez, bu da kullanım kolaylığı sağlamaktadır (Ludwig & Burnham, 2018). Bu özelliklerinden dolayı bu çalışma için Madgwick filtre uygun olarak görülmüş ve kullanılmıştır.

Kablosuz iletişimin sağlanabilmesi için her bir sensöre bağlı mikro işlemciye, ESP-NOW protokolü kullanarak veri iletimini mümkün kılan kod satırları entegre edilmiştir. Veri iletişiminin tam olarak gerçekleştirilebilmesi için merkezi mikro işlemci olan M5StampS3 cihazının MAC adresinin veri gönderen cihazlar tarafından önceden bilinmesi gerekmektedir. Bu her bir sensörün merkezi birimle olan bağlantısını kurabilmesi ve gönderilmesi gereken veriyi doğru hedefe yönlendirebilmesi için kritik öneme sahiptir. Bu haberleşme düzeneği sistemin güvenilirliğini artırmakta ve veri aktarımının etkin bir şekilde gerçekleştirilmesini sağlamaktadır. Bu sayede, tüm sensörlerden alınan verilerin merkezi bir noktada toplanması ve işlenmesi mümkün hale gelmektedir.

IMU (İnertial Measurement Unit) sensörleri, ölçüm sırasında referansın korunması ve sonuçların doğruluğu için bacaklara yerleştirilmiş ve sıkı bir şekilde sabitlenmiştir. Sensörlerin doğru bir şekilde yerleştirilmesi, gürültülü ölçümlerin önlenmesine yardımcı olur; çünkü sabitlenmeyen ivme sensörleri, istenmeyen hareketlerden kaynaklanan fazladan gürültü üretebilir, bu da ölçüm sonuçlarını olumsuz etkileyebilir.

Bacaklara sensörleri sabitlemek amacıyla, uygun boyutlarda cırtcırtlı bantlardan yapılan kemerler kullanılmıştır. Bu kemerler bacaklara sıkı bir şekilde takılarak, üzerine IMU sensörleri ve M5Steik C Plus mikroişlemcileri güvenli bir biçimde yerleştirilmiştir. Ayrıca, ayaklara yerleştirilen IMU sensörlerinin sabitlenmesi için ayakkabı bağcıkları da kullanılmaktadır.

Sensörlerin yerleşimi, ölçüm doğruluğunu sağlamak amacıyla dikkatlice planlanmıştır. Sağ ve soldaki uyluk ve bacaklardaki sensörlerin z ekseni anterior (ön) yönüne, y ekseni ise distal (aşağı) yönüne bakacak şekilde yerleştirilmiştir. Sağ ve sol ayaklardaki sensör yerleşimleri ise z ekseni proksimal (yukarı), y ekseni anterior (ön) olacak şekildedir. Tüm hesaplamalar, bu yerleşim dikkate alınarak gerçekleştirilmiştir. Bu yöntemler, elde edilen verilerin güvenilirliğini artırmakta ve doğru analizler yapılmasına zemin hazırlamaktadır.

Bağlantıları sağlanan IMU sensörler açı ölçümleri için bacaklara ve ayaklara sıralı olarak Şekil 3-13 ve Şekil 3-14'teki gibi yerleştirilmiştir.

Çalışmanın test aşaması kapalı alanda gerçekleşmiştir. Sistem kişi üzerine takılarak normal hızda ve düz zeminde yürüyüş ölçümleri alınmıştır.

Sol uyluk, sol bacak, sol ayak, sağ uyluk, sağ bacak ve sağ ayak bölgelerine yerleştirilen sensörler sırasıyla sensör 1, sensör 2, sensör 3, sensör 4, sensör 5 ve sensör 6 şeklindedir.



Şekil 3-13. IMU sensörlerinin ve M5StickC Plus mikro işlemcilerinin alt ekstremitedeki yerleşimleri.



Şekil 3-14. IMU sensörü ve M5StickC Plus mikro işlemcisinin ayaktaki konumu.

3.9.5. Verilerin Toplanması ve Arayüzde Gösterilmesi

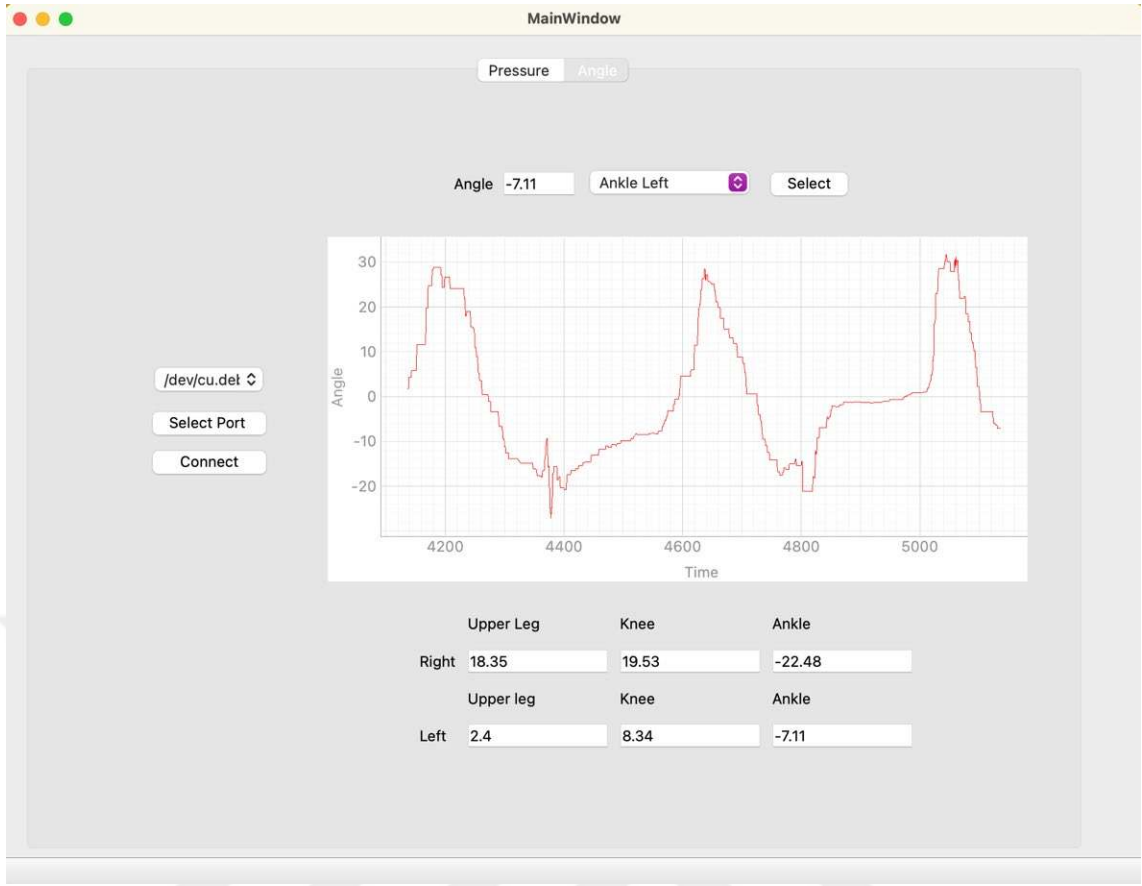
Ölçülen veriler sensörlere bağlı olan mikro işlemciler tarafından her bir sensör için toplanmaktadır ve daha sonra ESP-NOW haberleşmesi ile merkez ESP olan M5StampS3 cihazına gönderilmektedir. Bu gönderimlerin sağlanabilmesi için M5StampS3 cihazına ait MAC adresin gönderici kodunun içinde tanımlı olması gerekmektedir. Uyluk, bacak, sol tabanlılık ve sağ tabanlılık devrelerinden gönderilen veri satırları sırasıyla ID, yaw, pitch, roll, basınç1, basınç2, basınç3, ..., basınç16 şeklindedir. Sağ ve sol ayaktan gönderilen veriler ise ID, yaw, pitch, roll, ivme z, basınç2, basınç3, ..., basınç16 şeklindedir. Sağ ve sol ayakta z eksenini proksimal (yukarı) yöne bakmaktadır. Yürüyüş sırasına z eksenindeki ivme değeri ile zıplama parametreleri gibi önemli parametreler elde edilebileceğinden z eksenindeki ivme verisi de kaydetmek üzere merkez cihaza gönderilmektedir. Gönderilen verilere ait ekran görüntüsü Şekil 3-15'te verilmektedir. İlk sütun olan ID, sensör numarasını vermektedir. ID numarasının 1, 2, 3, 4, 5, 6 olması verilerin IMU sensörlerinden, 10 olması sol ayak basınç sensörlerinden, 11 olması sağ ayak basınç sensörlerinden elde edildiğini ifade etmektedir.

```
10.00,0.00,0.00,0.00,3622.00,2267.00,0.00,0.00,0.00,0.00,2151.00,0.00,2236.00,3236.00,0.00,0.00,0.00,2619.00,3046.00,4044.00
11.00,0.00,0.00,0.00,3267.00,0.00,2992.00,0.00,2442.00,3043.00,0.00,3148.00,2108.00,0.00,0.00,0.00,0.00,0.00,0.00
1, 346.82, 17.70, -112.72, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
3, 211.81, 13.11, -8.35, -1095114752, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
4, 285.79, 24.85, -131.55, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
6, 29.22, 1.51, -138.85, -1085736960, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
4, 285.75, 24.54, -132.49, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
11.00,0.00,0.00,0.00,3267.00,0.00,2992.00,0.00,2442.00,3043.00,0.00,3148.00,2108.00,0.00,0.00,0.00,0.00,0.00,0.00
10.00,0.00,0.00,0.00,3622.00,2267.00,0.00,0.00,0.00,0.00,2151.00,0.00,2236.00,3236.00,0.00,0.00,0.00,2619.00,3046.00,4044.00
5, 307.24, 15.65, -120.26, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
2, 11.87, 8.61, -83.43, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
4, 285.63, 23.99, -133.07, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
2, 13.62, 7.94, -81.18, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
4, 285.45, 22.96, -133.40, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
```

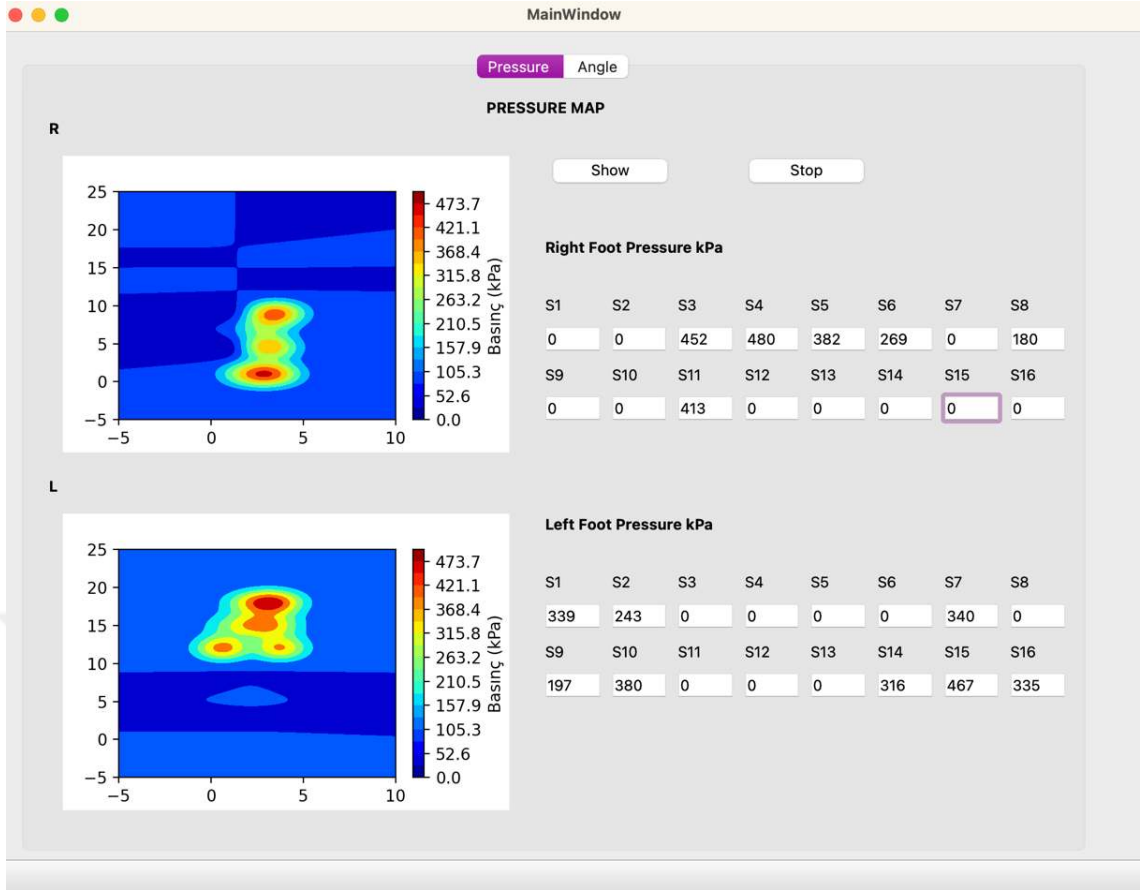
Şekil 3-15. Gönderilmiş ve kaydedilmiş verilerin bir kısmına ait ekran görüntüsü.

Verilerin arayüzde anlaşılır ve doğru şekilde yer alabilmesi için arayüzü çalıştıran Python kodu içerisinde birtakım hesaplamalar yapılmaktadır. Hesaplamalar sonucu sağ ve sol uyluk, diz ve ayak bileği açıları bulunarak arayüz penceresine aktarılmaktadır. Tabanlıktan gelen veriler ise kPa cinsine çevrilerek arayüze aktarılmaktadır. Arayüzdeki grafik penceresi içinde değerleri kullanıcı isteğine bağlı olarak açı değerleri çizdirilebilmektedir. Benzer şekilde basınç sensörlerini de görselleştirmek amacıyla interpolasyon yöntemi kullanılmıştır. Bu yöntem ile yürüyüş sırasında ayaklarda oluşan yükler kPa cinsinden görselleştirilmiştir.

Sensörlerin kullanımı sırasında arayüz penceresine ait sekme görselleri Şekil 3-16 ve Şekil 3-17'de yer almaktadır.



Şekil 3-16. Arayüzün açı değerlerine ve grafik verilerine ait sekmesi.



Şekil 3-17. Arayüzün basınç verilerine ait sekmesi.



4. BULGULAR VE TARTIŞMA

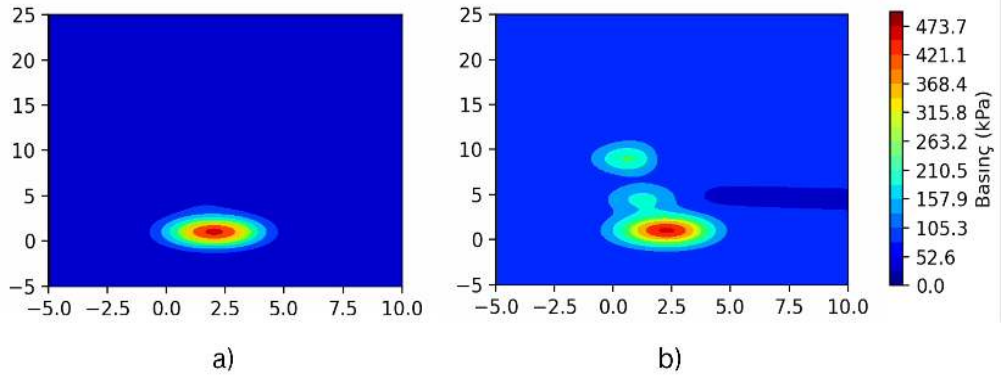
Spor bilimleri ve diğer alanlarda optik sistemler üzerine uzun süredir çalışmalar yapılmaktadır ve bu nedenle çoğu çalışmada referans kriteri olarak kabul edilebilirler. Ancak kurulumunun zahmetli ve maliyetinin yüksek olması gibi sebeplerle bireysel kullanımlarda uygunluğu tartışmalıdır. Özellikle sporcuların saha içi, bireysel veya ekipçe kullanımlarına uygun olacak bir takım alternatif performans izleme sistemleri hızla gelişmektedir. Bu alternatif sistemlerin önemli bir kısmı maliyet, uygunluk, taşınabilirlik, kullanım kolaylığı gibi konular dikkate alınarak yıllar içinde optik olmayan sistemler çevresinde gelişim göstermektedir (Pueo & Jimenez-Olmedo, 2017). Bu çalışma yapılırken de özellikle sporcular için önemli kriterler olan maliyet, uygunluk, taşınabilirlik, kullanım kolaylığı gibi konular dikkate alınmaya çalışılmıştır.

Giyilebilir sensör teknolojisi, yürüyüş analizi için özellikle basınç sensörleriyle donatılmış iç tabanlıkların kullanımını ön plana çıkarmaktadır. Bu iç tabanlıklar ile yürüyüş esnasında ayak basıncını ölçerek yürüyüş olaylarını, örneğin topuk vuruşu (Heel Strike), düz ayak (Foot Flat), topuk yükselmesi (Heel Rise) ve parmak ucu kalkışı (Toe Off) gibi olayları belirli basınç desenleri ile karakterize edilebilir. Bu sayede farklı yürüyüş aşamaları ve desenleri gerçek yaşam koşullarında analiz edilebilmektedir. Bu sayede geleneksel laboratuvar ortamlarının sınırlarının ötesine geçilebilmektedir. Ayrıca basınç sensörlerinin yanında ataletsel ölçüm birimleri (IMU) içeren sistemler de kullanılabilmektedir. Bu sistemler çeşitli yürüyüş aşamalarını ve desenlerini ayırt edebilen algoritmalar için birlikte çalışmaktadır. Sonuç olarak düzgün kurulan bir sistem bireylerin ve sporcuların yürüyüş dinamiklerine dair kapsamlı bilgiler sağlamaktadır (Chatzaki vd., 2021)

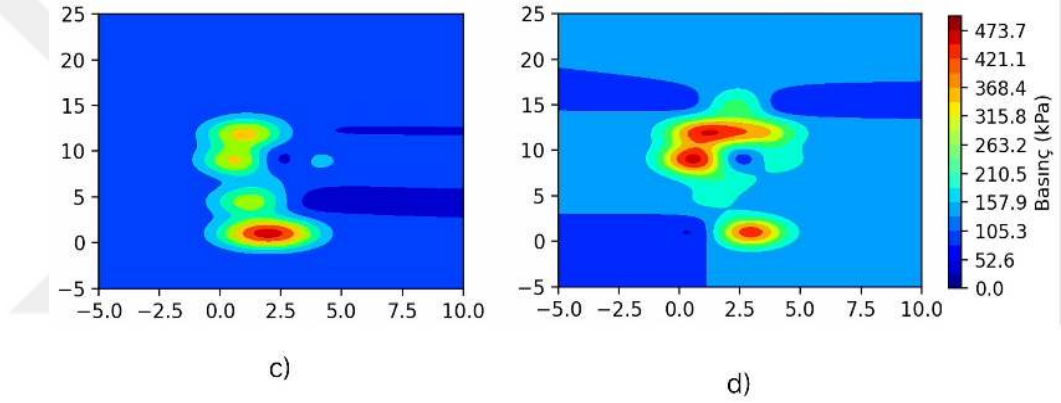
Sistem hem IMU sensörleri ile alt ekstremité açılarını bulma hem de basınç sensörleri ile ayak tabanına uygulanan basınçları bulma kısımları olarak iki parçadan oluşan bir sistem olarak düşünülebilir. Kolaylık olması açısından çalışmalar sırasında bu iki kısım öncelikle ayrı olarak daha sonra sistemin toplamı bir bütün olarak denenmiş ve test edilmiştir.

Basınç sensörlerinden alınan veriler kullanılarak farklı yürüyüş aşamaları (topuk vuruşu, ayak düz, topuk yükselmesi, vb.) sırasında ölçülen basınç değerlerini kaydedilmektedir. Bu veriler 2 boyutlu format olan bir harita üzerinde görselleştirmek için Python ortamında veri analizi araçları kullanılmaktadır. Basınç haritasının daha anlaşılır hale gelmesi için farklı basınç aralıklarını temsil eden renkler kullanılmaktadır. Oluşturulan renk haritasında düşük basınç değerleri mavi, orta basınç değerleri yeşil, yüksek basınç değerleri kırmızı ile gösterilmektedir.

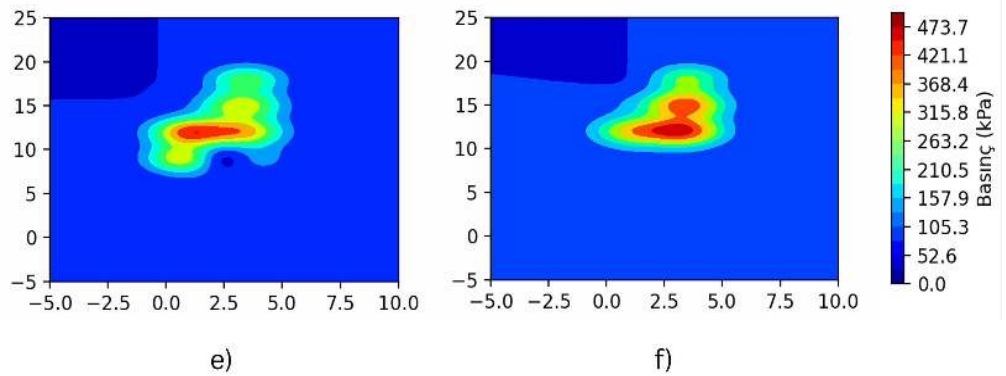
Şekil 4-1, Şekil 4-2, Şekil 4-3'te bulunan görsellerde yürüyüş sırasında sol ayak tabanında oluşan basınç değerlerinin renk haritası verilmiştir.



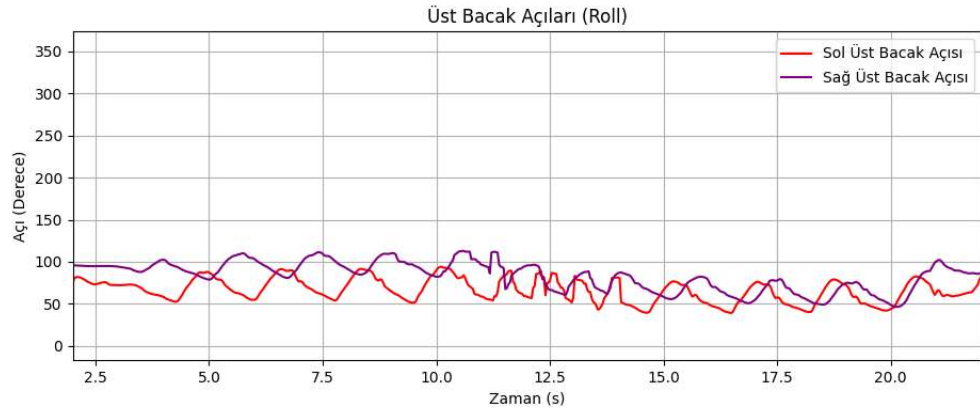
Şekil 4-2. a) Sol ayağın topuk vuruşu (heel strike) basınç haritası b) Sol ayağın topuk vuruşundan düz ayak (foot flat) aşamasına geçerken basınç haritası.



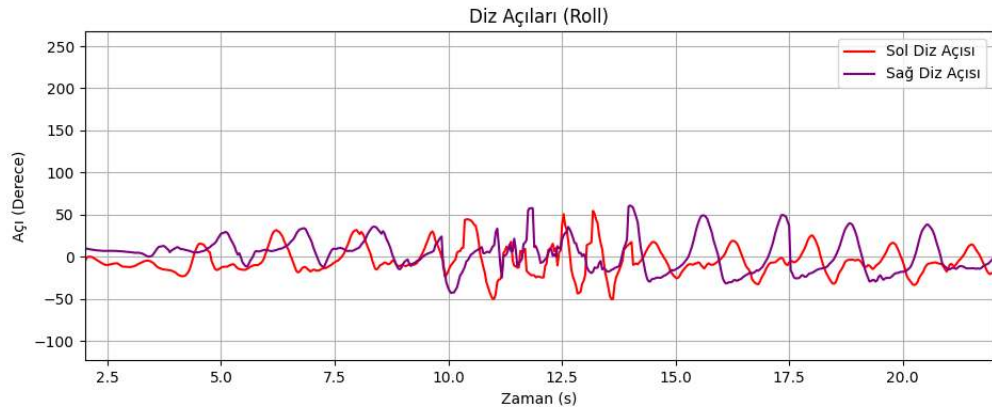
Şekil 4-3. c) Sol ayağın topuk vuruşundan (heel strike) düz ayak (foot flat) aşamasına geçerken basınç haritası. d) Sol ayağın düz ayak (foot flat) aşamasındaki basınç haritası.



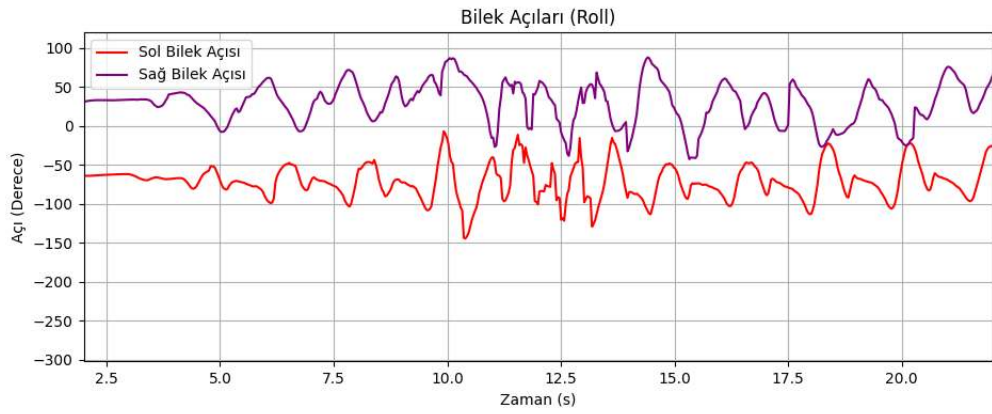
Şekil 4-4. e) Sol ayağın düz ayak (foot flat) aşamasından topuk yükselmesi (heel rise) aşamasına geçerken basınç haritası. f) Sol ayağın parmak ucu kalkışı (toe off) sırasındaki basınç haritası.



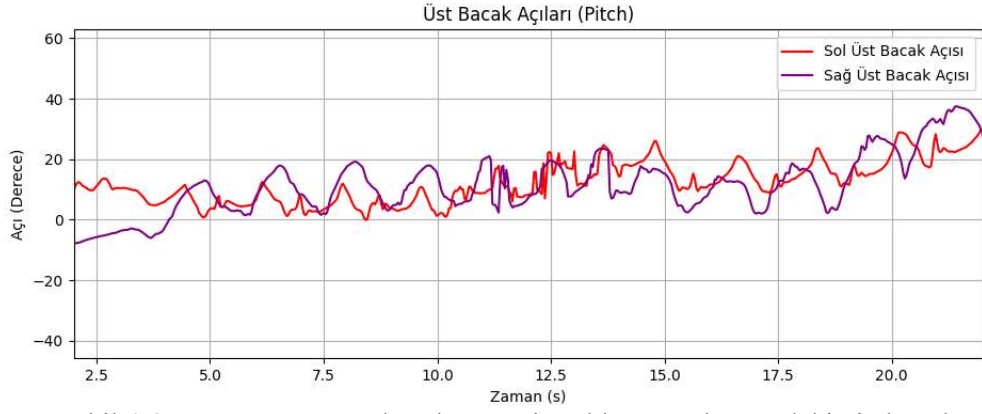
Şekil 4-5. Yürüyüş esnasında sol ve sağ bacakların üst kısmındaki roll açıları.



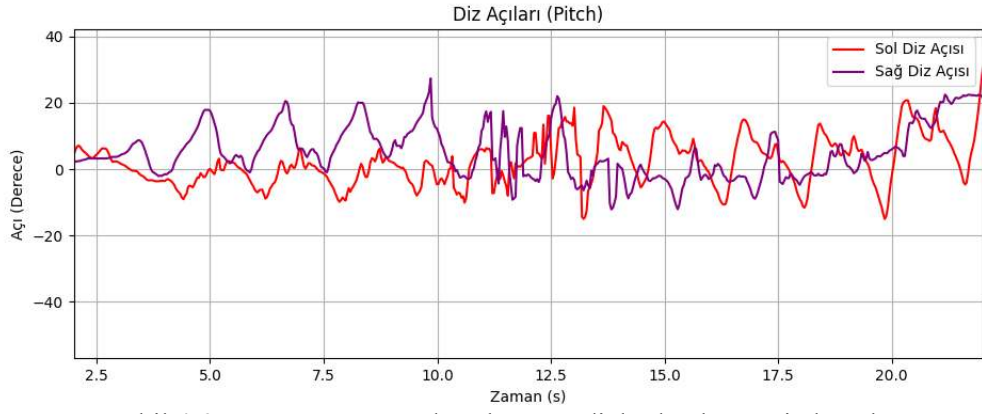
Şekil 4-6. Yürüyüş esnasında sol ve sağ dizlerde oluşan roll açıları.



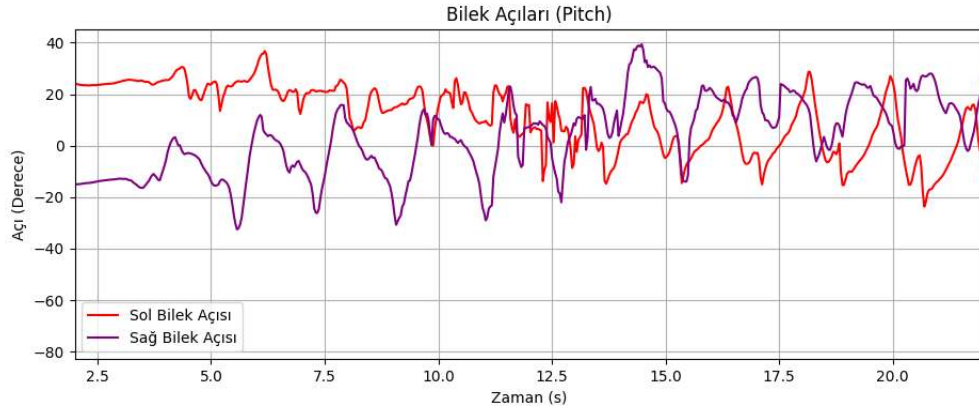
Şekil 4-7. Yürüyüş esnasında sol ve sağ ayak bileklerinde oluşan roll açıları.



Şekil 4-8. Yürüyüş esnasında sol ve sağ bacakların üst kısmındaki pitch açıları.



Şekil 4-9. Yürüyüş esnasında sol ve sağ dizlerde oluşan pitch açıları.



Şekil 4-10. Yürüyüş esnasında sol ve sağ ayak bileklerinde oluşan pitch açıları.

Çalışma bir bütün olarak göz önünde bulundurularak aşağıdaki başlıklar altında incelenebilir.

4.1. Kullanım Kolaylığı

Bu çalışmada kullanıcı bacaklarına yerleştirilen IMU sensörleri ile donatılmış kemerler ve ayakkabılar giyerek teste başlamıştır. Veri toplama süreci, bu çalışma için geliştirilen kullanıcı arayüzü aracılığıyla gerçekleştirilmiştir. Katılımcının yürüyüş testine başlamasıyla birlikte sensör kayıtlarını başlatmak ve verileri görünür kılmak için oluşturulan arayüz kullanılmıştır. Arayüz kullanıcı dostu şekilde hazırlanmış olup kaydedilen verilerin daha sonrasında da görselleştirilmesine ve işlenmesine olanak tanımaktadır.

Kullanımdan önce gerekli ekipmanın hazırlanması için uygulanacak basit adımlar bulunmaktadır. Sistemdeki bataryaların şarj edilmiş olması ve sistemin kişi üzerine giyilmiş olması sonrasında sistem kullanıma hazır haldedir. Sporcuların antrenmanları sırasında rahatlıkla kullanabilecekleri hafif ve taşınabilir cihazlar kullanılmıştır. Sensörlerin yerleştirilmesi oldukça basittir ve sporculara antrenman sırasında minimum rahatsızlık verir. Her kayıt sırasında o anki tarih ve saat ismi ile bir dosya oluşturulup verilerin düzenli bir şekilde depolanması sağlanmıştır. Test süreci, katılımcının yürüyüş testini tamamlamasıyla sona ermiştir ve tüm veriler, zaman bilgileri ile “text” formatında kaydedilmiştir.

4.2. Erişilebilirlik ve Esneklik

Sistemdeki cihazların uygun fiyatlı olması kişiler tarafından erişilebilirliği arttırmaktadır. Ayrıca sistem açık kaynak koduna sahiptir ve ihtiyaca yönelik güncellemelere açıktır. Sistemde var olan IMU sensörler ve ayakkabı içi tabanlıklar ayrı ayrı veya birlikte de kullanılabilir. Ayrıca sistemde var olan IMU sensörler ve ayakkabı içi tabanlıklar ayrı ayrı veya birlikte de kullanılabilir.

4.3. Sporcular Tarafından Kullanımı

IMU tabanlı sistemlerin sporculara özel antrenman programları oluşturmadaki rolü ve teknik formu geliştirmedeki etkisi üzerine bilgiler mevcuttur (Seel vd., 2014).

Bu sensörler sporcuların yürüyüş, koşu veya diğer hareketlerini hassas bir şekilde analiz etmeyi sağlayabilir. Bu tür ayrıntılı veriler sporcuların performansını değerlendirmek ve geliştirmek için oldukça önemlidir. Sporcular, gerçek zamanlı geri bildirim alarak antrenmanlarını gerektiğinde ayarlama fırsatına sahip olurlar. Bu, antrenörlerle iş birliği içinde performans iyileştirmeleri için değerli bilgiler de sağlayabilir. Ayrıca sensörler sadece yürüyüş testi için değil, aynı zamanda koşu, bisiklet sürme gibi çeşitli spor disiplinlerine de uyarlanabilir. Böylece, sporcuların farklı etkinliklerdeki performanslarının karşılaştırılması ve analiz edilmesi mümkün hale gelebilir (Santos vd., 2025).



5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Yürüyüş analiz sistemlerinin kullanımı sporcular, hastalar ve günlük yaşam kullanıcıları için sıklıkla artsa da bu konuda daha fazla kontrollü çalışmaya ihtiyaç olduğu bilinmektedir. Özellikle hasta sonuçları üzerindeki etkileri ve toplumsal maliyet etkinliği hakkında daha kapsamlı verilerin elde edilmesi, yürüyüş analizinin klinik uygulamadaki rolünü güçlendirecektir. Benzer şekilde yürüyüş analiz sistemlerinin kullanımıyla beraber sonuçların yorumlanması kısmının da gelişmesi gerekmektedir (Wren vd., 2011). Bunun sebeplerinden bir tanesi yürüyüş analiz sistemlerinin birçok farklı yürüyüş şekline sahip insanda kullanılabilir olmasıdır.

Yapılan sistem öncelikli olarak sporcuların kullanımı için tasarlanmıştır. Sporculara kullanım kolaylığı sağlaması açısından birçok özellik eklenmiştir. Sistem sağlıklı bireyler tarafından kullanılmış fakat henüz prototip aşamasında olduğundan profesyonel sporcular ile denenmemiştir. Sonraki aşamalarda sporcular tarafından kullanılması ve elde edilen ölçümlerin yorumlanması önerilmektedir.

Maliyet söz konusu olduğunda çoğu yürüyüş analiz sistemlerinin, özellikle optik tabanlı sistemlerin IMU tabanlı sistemlere kıyasla pahalı olduğu bilinmektedir. Kullanılan IMU ve ayakkabı içi basınç sensörlerinin maliyetlerinin düşük olması bu çalışmada tercih edilmeme sebeplerinden birisidir. Yapılan sisteme benzer cihaz örneklerine bakıldığında genellikle yüksek maliyetli oldukları gözlenmiştir. Bu çalışmada hazır ve uygun fiyatlı donanım kullanılıp sistem doğruluğu yazılım yoluyla arttırılmaya çalışılmıştır.

Bu çalışmada, insan vücudundaki eklem açılarını ölçmek için IMU tabanlı yöntemler kullanılmıştır. Elde edilen sonuçlar geleneksel optik ölçüm sistemleriyle karşılaştırıldığında kullanılan metotların güvenilirlik ve hassasiyet açısından etkin olduğu yapılan sayısız deneme tarafından ortaya koyulmuştur. Elde edilen ölçüm sonuçlarından IMU sensörler ile ölçülen açılarının 1-2 derece arası hata payı olduğu görülmüştür.

Sistem hem iç mekânda hem de dış mekânda kullanılabilir. Sistemdeki mikro işlemcilerin kablolu haberleşiyor olması da sistem kısıtlarını azalttığından kullanıcı açısından bir avantaj sayılabilmektedir.

Gelecek çalışmalar için öneriler, kullanılan yöntemlerin daha fazla eklem ve insan hareket çeşitliliği üzerinde test edilmesini ve geliştirme süreçlerinde uygulamalı sonuçların elde edilmesini içermektedir. Ayrıca, bu tekniklerin klinik uygulamalarda, özellikle rehabilitasyon süreçlerinde ve spor performans analizi alanlarında nasıl entegre edilebileceğine dair araştırmalar yapılması önerilmektedir. IMU tabanlı sistemlerin yaralanma önleme ve rehabilitasyon süreçlerinde nasıl kullanıldığına dair de görüşler bulunmaktadır (Seel vd., 2014). Bu tür sistemlerin sporcuların hareket paternlerini izleyerek yaralanma risklerini nasıl belirleyebileceği üzerine çalışmalar yapılabilir.

5.1. Sistemin Daha Kompakt Hale Getirilmesi

Yürüyüş analizinde kullanılan ayakkabı içi tabanlıkların büyük bir kısmı çok sayıda basınç sensörü içermektedir. Sensörlerden veri okunurken her sensörün bağlı olduğu bir veri okuma pini veya çoklayıcı bağlantısı bulunmak zorundadır. Bu durum kablo bağlantısını arttırıp sistemi karmaşık hale getirmektedir. Bu sistem henüz prototip aşamasında olduğundan olası hataları kalıcı hale getirmemek adına şimdilik baskı devresi yapılmamıştır. Baskı devre yapılmamasının bir diğer sebebi de kullanılan mikro kontrolcü, çoklayıcı ve direncin büyük boyutlarda olmasıdır. Sonraki aşamalarda bu sistemde kullanılan malzemelerin değiştirilmesi ve mevcut devrenin küçük boyutlarda, hafif, sportif faaliyetlerde kullanıma uygun bir devre olarak güncellenmesi planlanmaktadır.

5.2. Elektromiyografinin Yürüyüş Analizine Dahil Edilmesi

Elektromiyografi (EMG), hareketler sırasında oluşan kasılmalar sırasında kaslarda oluşan elektrik akımlarını ölçen biyomedikal bir sinyaldir. EMG sinyalleri, hareket sırasında kasların fizyolojik bilgilerini verir. Özellikle karmaşık hareketler söz konusu olduğunda sporcular ve bazı sakatlanmalar için yapılan detaylı rehabilitasyonlarda kasların hareketini analiz etmek de önemli olabilmektedir. Hem kameralı hem de IMU tabanlı sistemler kasların hareketini yakalamada tek başına yetersiz kalmaktadır. Yürüyüş analizi ve spor hekimliği gibi çeşitli uygulamalara EMG verisi de hareket yakalama sistemine dahil edilerek daha detaylı ölçüm sonuçları elde edilebilir. Bu tür bir sistem geliştirmesi birçok spor dalı için rehabilitasyona yardımcı bir araç olma potansiyelindedir (Pradhan vd., t.y.).

5.3. Optik Tabanlı Sistemlerle Çalışmanın Desteklenmesi

Optik yöntemlerin kullanıcılar üzerindeki etkileri IMU verileriyle bütünleşmiş bir sistem olarak kullanılması, bireylerin hareket kabiliyetlerindeki değişiklikleri izlemek için kapsamlı bir yaklaşım sağlayabilir. Her iki sistemin kombinasyonu antrenörlere daha etkili optimizasyon ve takip stratejileri geliştirmeleri açısından fayda sağlayabilir. Ayrıca farklı hareket türlerini incelemek ve IMU tabanlı sistemlerin sınırlarını anlamak için optik sistemlerle birlikte çalışmak daha geniş bir hareket yelpazesini kapsayan çalışma ve araştırmalara olanak tanıyabilir (Seel vd., 2014).

5.4. Hareketlerin Simüle Edilmesi

IMU tabanlı sistemlerde elde edilen ölçümler ile simülasyon eşleştirmeleri yapılabilir. Bu yöntem IMU sistemlerinin daha verimli ve doğru hale getirilmesi için yeni yöntemlerin geliştirilmesine olanak tanıyabilir. Simülasyonların özellikle sakatlanma risklerini azaltma açısından faydalı olabileceği düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

- Ao, B., Fang, G., Wang, Y., Song, L., & Yang, Z. (2015). Healthcare Algorithms by Wearable Inertial Sensors: A Survey. *TELECOMMUNICATIONS FOR REMOTE MEDICINE*.
- Ariffin, N. H., Arsad, N., & Bais, B. (2016). *Low Cost MEMS Gyroscope and Accelerometer Implementation Without Kalman Filter For Angle Estimation*.
- Challoo, R., Oladeinde, A., Yilmazer, N., Ozcelik, S., & Challoo, L. (2012). An overview and assessment of wireless technologies and coexistence of ZigBee, bluetooth and wi-fi devices. *Procedia Computer Science*, 12, 386-391. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2012.09.091>
- Chatzaki, C., Skaramagkas, V., Tachos, N., Christodoulakis, G., Maniadi, E., Kefalopoulou, Z., Fotiadis, D. I., & Tsiknakis, M. (2021). The smart-insole dataset: Gait analysis using wearable sensors with a focus on elderly and parkinson's patients. *Sensors*, 21(8). <https://doi.org/10.3390/s21082821>
- Chen, J. L., Dai, Y. N., Grimaldi, N. S., Lin, J. J., Hu, B. Y., Wu, Y. F., & Gao, S. (2022). Plantar Pressure-Based Insole Gait Monitoring Techniques for Diseases Monitoring and Analysis: A Review. İçinde *Advanced Materials Technologies* (C. 7, Sayı 1). John Wiley and Sons Inc. <https://doi.org/10.1002/admt.202100566>
- Corcoran, P. (2013). Two Wires and 30 Years : A Tribute and Introductory Tutorial to the I2C Two-Wire Bus. *IEEE Consumer Electronics Magazine*, 2(3), 30-36. <https://doi.org/10.1109/mce.2013.2257289>
- De Starkey, K. R., Groth, A. M., Thyssen, R. R., & Kernozek, T. W. (2023). Added mass increases Achilles tendon stress in female runners. *Foot*, 56. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2023.102028>
- Faisal, I. A., Purboyo, T. W., Siswo, A., & Ansori, R. (2020a). A Review of Accelerometer Sensor and Gyroscope Sensor in IMU Sensors on Motion Capture. İçinde *Journal of Engineering and Applied Sciences* (C. 15, Sayı 3).
- Faisal, I. A., Purboyo, T. W., Siswo, A., & Ansori, R. (2020b). A Review of Accelerometer Sensor and Gyroscope Sensor in IMU Sensors on Motion Capture. İçinde *Journal of Engineering and Applied Sciences* (C. 15, Sayı 3).
- Filippeschi, A., Schmitz, N., Miezal, M., Bleser, G., Ruffaldi, E., & Stricker, D. (2017). Survey of motion tracking methods based on inertial sensors: A focus on upper limb human motion. İçinde *Sensors (Switzerland)* (C. 17, Sayı 6). MDPI AG. <https://doi.org/10.3390/s17061257>
- Ghazal, A. A., & Ganpule, S. G. (2025). Open-source, real-time, low-cost, wearable head impact monitoring system. *Measurement: Sensors*, 38. <https://doi.org/10.1016/j.measen.2025.101863>
- Grahn, E. (2017). *Evaluation of MEMS accelerometer and gyroscope for orientation tracking nutrunner functionality*.
- Gui, P., Tang, L., & Mukhopadhyay, S. (2015). *MEMS Based IMU for Tilting Measurement: Comparison of Complementary and Kalman Filter Based Data Fusion*. 134.

- Gujarathi, T., & Bhole, K. (2019). *GAIT ANALYSIS USING IMU SENSOR*.
- Kim, A., & Golnaraghith, M. F. (t.y.). *A Quaternion-Based Orientation Estimation Algorithm Using an Inertial Measurement Unit*.
- Lauer, R. T., Smith, B. T., & Betz, R. R. (2005). Application of a neuro-fuzzy network for gait event detection using electromyography in the child with cerebral palsy. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 52(9), 1532-1540. <https://doi.org/10.1109/TBME.2005.851527>
- Ludwig, S. A., & Burnham, K. D. (2018). *Comparison of Euler Estimate using Extended Kalman Filter, Madgwick and Mahony on Quadcopter Flight Data*.
- Mankar, J., Darode, C., Trivedi, K., Kanoje, M., & Shahare, P. (2014). REVIEW OF I2C PROTOCOL. *International Journal of Research in Advent Technology*, 2(1). <http://www.ijrat.org>
- Morris, J. R. W. (1973). *ACCELEROMETRY-A TECHNIQUE FOR THE MEASUREMENT OF HUMAN BODY MOVEMENTS** (C. 6). Pergamon Press.
- Nabijonovich, S. B., & Najmiddin, G. (2024). *OPTIMIZING PYQT5 DEVELOPMENT WITH QT DESIGNER*. 2(4).
- Pasic, R., Kuzmanov, I., & Atanasovski, K. (2021). ESP-NOW communication protocol with ESP32. *Izzivi prihodnost*, 6(1). <https://doi.org/10.37886/ip.2021.019>
- Pradhan, G. N., Nadin, M., & Prabhakaran, B. (t.y.). *Integration of Motion Capture and EMG data for Classifying the Human Motions*.
- Pueo, B., & Jimenez-Olmedo, J. M. (2017). Application of motion capture technology for sport performance analysis (El uso de la tecnología de captura de movimiento para el análisis del rendimiento deportivo). *Retos*, 32, 241-247. <https://doi.org/10.47197/RETOS.V0I32.56072>
- Salamin, E. (t.y.). *Application of Quaternions to Computation with Rotations APPLICATION OF QUATERNIONS TO COMPUTA-TION WITH ROTATIONS*.
- Santos, M., Lindo, A. C., Albuquerque, C., Coelho, P. J., & Pires, I. M. (2025). Lower Limb Movement during 10-Meter Walk Test: A Dataset with Inertial, Magnetic, and Temperature Sensors. *Scientific Data*, 12(1). <https://doi.org/10.1038/s41597-025-04819-x>
- Saunders, J. B. dec. M., Inman, V. T., & Eberhart, H. D. (1953). THE MAJOR DETERMINANTS IN NORMAL AND PATHOLOGICAL GAIT. *JBJS*, 35(3). https://journals.lww.com/jbjsjournal/fulltext/1953/35030/the_major_determinants_in_normal_and_pathological.3.aspx
- Seel, T., Raisch, J., & Schauer, T. (2014). IMU-based joint angle measurement for gait analysis. *Sensors (Switzerland)*, 14(4), 6891-6909. <https://doi.org/10.3390/s140406891>
- Sensortec Bosch. (2020). *BMM150 Geomagnetic Sensor*.
- Sensortec Bosch. (2023). *BMI270 6-axis, smart, low power Inertial Measurement Unit for high-performance applications*.

- Taborri, J., Palermo, E., Rossi, S., & Cappa, P. (2016). Gait partitioning methods: A systematic review. İçinde *Sensors (Switzerland)* (C. 16, Sayı 1). MDPI AG. <https://doi.org/10.3390/s16010066>
- Urazayev, D., Eduard, A., Ahsan, M., & Zorbas, D. (2023). Indoor Performance Evaluation of ESP-NOW. *SIST 2023 - 2023 IEEE International Conference on Smart Information Systems and Technologies, Proceedings*. <https://doi.org/10.1109/SIST58284.2023.10223585>
- Whittle, M. W. (1996). Clinical gait analysis: A review. İçinde *Human Movement Science* (C. 15).
- Wren, T. A. L., Gorton, G. E., Öunpuu, S., & Tucker, C. A. (2011). Efficacy of clinical gait analysis: A systematic review. İçinde *Gait and Posture* (C. 34, Sayı 2, ss. 149-153). <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.03.027>
- Xu, W., Huang, M.-C., Amini, N., Liu, J. J., He, L., & Sarrafzadeh, M. (2012). *Smart Insole: A Wearable System for Gait Analysis ABSTRACT Categories and Subject Descriptors*. <https://doi.org/https://doi.org/10.1145/2413097.2413120>



ÖZGEÇMİŞ

Nazlı Yaren DAĞ, 2021 yılında Çukurova Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği lisans programından ve 2022 yılında aynı üniversitenin Fizik yandal programından mezun olmuştur. 2022 yılında Çukurova Üniversitesi'nde Yüksek Lisans eğitimine başlamış ve bu süreçte Doç. Dr. Ahmet AYDIN'ın yürütücüsü olduğu TÜBİTAK destekli ARDEB 1001-Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Projelerini Destekleme Programı kapsamında yürütülen “Salon Sporları İçin Atletik Performans Ölçüm Sistemi Geliştirilmesi” projesinde bursiyer olarak yer almıştır.

Yüksek Lisans süresince biyomedikal sinyal işleme, biyomedikal enstrümantasyon ve giyilebilir teknolojiler alanlarında çalışmalar yürütmüştür. 2024 yılından itibaren İzmir Ekonomi Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü'nde araştırma görevlisi olarak görev yapmaktadır.

