

**T.C. NECMETTİN ERBAKAN  
ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**NESNELERİN İNTERNETİ YÖNTEMİ İLE  
DİZ AÇISI BELİRLEME SİSTEMİNİN  
GELİŞTİRİLMESİ**

**Sümevra Büşra ŞENGÜL**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Endüstri Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Ekim-2018  
KONYA  
Her Hakkı Saklıdır**

## TEZ KABUL VE ONAYI

Sümeýra Büşra ŐENGÜL tarafından hazırlanan “NESNELERİN İNTERNETİ YÖNTEMİ İLE DİZ AÇISI BELİRLEME SİSTEMİNİN GELİŐTİRİLMESİ” adlı tez çalışması .../.../... tarihinde aőağıdaki jüri tarafından oy birliği / oy çokluğu ile Necmettin Erbakan Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Endüstri Mühendislięi Anabilim Dalı’nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiŐtir.

### Jüri Üyeleri

### İmza

#### Başkan

Prof. Dr. Şakir TAŞDEMİR

.....

#### Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Abdullah Erdal TÜMER

.....

#### Üye

Prof. Dr. Sabri KOŐER

.....

Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Prof. Dr. Ahmet AVCI  
FBE Müdürü

Bu tez çalışması Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 161319005 nolu proje ile desteklenmiştir.

## TEZ BİLDİRİMİ

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

## DECLARATION PAGE

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

Sümeyra Büşra ŞENGÜL

Tarih:

## ÖZET

### YÜKSEK LİSANS TEZİ

## DEVELOPMENT OF KNEE ANGLE DETERMINATION SYSTEM BASED ON INTERNET OF THINGS

Sümevra Büşra ŞENGÜL

Necmettin Erbakan Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü  
Endüstri Mühendisliği Anabilim Dalı

Dr. Öğr. Üyesi Abdullah Erdal TÜMER

2018, 106 Sayfa

Jüri

Dr. Öğr. Üyesi Abdullah Erdal TÜMER

Prof. Dr. Şakir TAŞDEMİR

Prof. Dr. Sabri KOÇER

Son zamanlarda web ve sensör teknolojilerinin gelişimiyle birlikte giyilebilir sensör teknolojisine ilginin artmasıyla giyilebilir, uzaktan izlenebilir, kontrol edilebilir sistemlerde artış görülmektedir. Giyilebilir sistemlerin uygulanabileceği alanlardan biri de yürüme analiz sistemleridir.

Yürüme analizi, yürüme bozukluğu olan hastaların, teşhis ve tedavilerinde önemli bir rol oynamaktadır. Bu analiz genel olarak, her yeri kameralarla donatılmış yürüme alanı belli bir alanda gerçekleştirilmektedir. Kaydedilen görüntüler işlenerek yürüme analizi tamamlanır. Ancak hasta çevreden etkilendiğinden normal yürüyüşüyle yürüyemez. Dolayısıyla çok doğru sonuçlar elde edilemeyebilir. Hastanın yürüme analizi için normal yürümesini sağlamak zaman almaktadır. Bu da yürüme analiz sisteminin daha uzun zamanda gerçekleştirilmesine ve ilgili laboratuvarlarda daha az sayıda analiz yapılmasına neden olmaktadır.

“Her zaman her yerde, her ortamda” iletişim anlayışı ile nesnelerin interneti yöntemi gün geçtikçe araştırmacıların büyük ilgi odağı olmuştur.

Bu çalışmada yürüme analizinin bir parçası olan diz açısı ölçümü IMU isimli 3 eksenli atalet ölçüm birimleri ile ölçülmeye çalışılmış ve nesnelerin inerneti yöntemiyle grafiksel olarak istenen her yerden izlenmesi amaçlanmıştır. Kullanılan algılayıcılar 3 eksenli jiroskop, 3 eksenli akselerometre, 3 eksenli manyetometreden oluşmaktadır. İnternete bağlanmak ve değerleri aktarmak için Wifi modülü bulunan NodeMCU geliştirme kartı kullanılmıştır. Algılayıcılar kalibre edildikten sonra yönelim tahmini ve açı hesabı için DCM koordinat dönüşüm yöntemi, euler açıları ve kuaterniyon yöntemlerinden faydalanılmıştır. Ölçüm yapılacak kişiye ait bazı bilgiler (ad soyad, yaş, ölçüm tarihi vb.) hazırlanan web sayfası aracılığı ile ilk önce veri tabanına kaydedilmiştir. Kayıt işleminden sonra kişiye giydirilen, geliştirdiğimiz giyilebilir sistem aracılığıyla diz açıları ölçülmüştür. Ölçülen açılar ESP8266 isimli wifi modülün bulunduğu NodeMCU ile ölçüm yapılan kişinin kayıt edildiği veri tabanına yazılmıştır. Veri tabanındaki bilgilerin gerek ölçüm yapılan kişi gerek tedavi önerecek uzman/lar/ın kullanıcı adı ve şifre ile giriş yaparak görmesi sağlanmıştır. Tedavi sonrası tekrar ölçüm yapıldığında bir önceki ölçümle uzman, kişinin iyleşme durumunu görebilir ve bir sonraki tedavi yöntemine karar vermesi kolaylaşır. Ayrıca tedavi sürecinde kişi ya da uzmanın isteği doğrultusunda, özel bir hastane ya da laboratuvar gibi özel bir alanda bulunmadan giyilebilir sensörler giyilerek belirli periyotlarda yapılacak ölçümlerde kaydedilebilmektedir. Böylece uzman sadece tedavi sonrasında değil tedavi devam ettiği sürede de kişinin diz açılarını daha sık takip ederek tedavi sürecini de kontrol etme imkânı bulabilecektir. Bu durum tedavi sonrasında beklemeden gerekiyorsa tedavinin de değiştirilmesine imkân verecektir.

**Anahtar Kelimeler:** Diz Açısı Ölçümü, Nesnelerin İnterneti, ESP8266, Atalet Ölçüm Birimi, DCM Koordinat Dönüşümü, Euler Açıları, Kuaterniyon.

## ABSTRACT

## MS THESIS

### DEVELOPMENT OF KNEE ANGLE DETERMINATION SYSTEM BASED ON INTERNET OF THINGS

Sümeyra Büşra ŞENGÜL

THE GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCE OF  
NECMETTİN ERBAKAN UNIVERSITY  
THE DEGREE OF MASTER OF SCIENCE / DOCTOR OF PHILOSOPHY  
IN MECHANICAL ENGINEERING

Advisor: Asst. Prof. Dr. Abdullah Erdal TÜMER

2018, 106 Pages

Jury

Advisor Asst. Prof. Dr. Abdullah Erdal TÜMER

Prof. Dr. Şakir TAŞDEMİR

Prof. Dr. Sabri KOÇER

Lately, there is an increase in the use of wearable, remote viewable, controllable systems with the increasing interest to wearable sensor technology and the development of web and sensor technologies.

Gait analysis plays an important role in diagnosis and treatment of patients with gait disorders. This analysis is performed in a closed area with a determined space surrounded by cameras. The analysis is done by the way of processing the recorded images. However patients could be affected negatively from this environment and their normal gait would be corrupted. Therefore, correct results would not be obtained. Providing the normal gait of patients for the gait analysis takes a long time. Consequently, this causes to have less analysis done in the related laboratory and to perform the gait analysis in the long time.

Internet of things method has been the center of interest of researchers day by day, by the communication mentality “anytime, anywhere, any environment”.

This study worked on knee angle estimation, a part of gait analysis, via 3-axis inertial measurement unit (IMU) and aimed graphically viewing accessible anywhere through the Internet of things method . Sensors used in the study are 3-axis gyroscope, 3-axis accelerometer and 3-axis magnetometer. NodeMCU development card including WiFi module used to connect Internet and import values. After calibrating sensors, the study benefited from DCM coordinate transformation method, Euler angles and quaternion methods for orientation estimation and angle calculation. Some informations related to patient (name-surname, age, date of estimation, etc.) are saved to database by the prepared web page. Knee angles are estimated after data entry, by the way of wearable system that we developed. The measured angles are written to the database where the patient measured with NodeMCU, that contains WiFi module named ESP8266, is saved. It is provided that the data in the database can be accessed by entering the user name and password by the expert/s who will make the measurement and the treatment. When the measurement is repeated after treatment, the expert can see the recovery status of the person with the previous measurement and it would be easier to decide the next treatment method. Furthermore, in accordance with the request of the person or the specialist during the treatment process, measurements that would be made at certain periods, can be recorded by wearing wearable sensors without being in a special area such as a private hospital or laboratory. Thus, the specialist would be able to control the treatment process not only after the treatment but also during the treatment period by following the knee angles of the person more frequently. This would allow the treatment to be changed if necessary without waiting for post-treatment.

**Keywords:** Knee Angle Measurement, Internet Of Things, ESP8266, Inertial Measurement Unit, DCM Coordinate Transformation, Euler Angles, Quaternion.

## ÖNSÖZ

Yüksek lisans eğitimim ve tez çalışmalarım boyunca her zaman yol gösterici olan ve yardımını esirgemeyen değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Abdullah Erdal TÜMER'e teşekkür ederim.

Yürüme analizi sistemini ve uygulamasını yerinde görüp, incelememizde öncü olan Prof. Dr. Hakan ŞENARAN'a, Metin Sabancı Spatik Çocuklar Vakfı'na, vakıfta bizi ağırlayan ve yardımcı olan Yasin DEMİRELLİ ve Yasemin KALA'ya teşekkür ederim.

Tez çalışmalarım boyunca anlayış ve hassasiyetlerinden dolayı Kredi ve Yurtlar Kurumu Konya Mevlana Yurt Müdürü Ayşe Kamuran ÖZTÜRK ÇAĞLAR'a ve iş arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Her zaman yanımda olan, maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen aileme teşekkür ederim.

Bu tez çalışması 161319005 nolu "Giyilebilir Sensörlerle Kinematik Yürüme Analiz Sisteminin Geliştirilmesi" projesi ile Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından desteklenmiştir.

Sümeyra Büşra ŞENGÜL  
KONYA-2018

## İÇİNDEKİLER

<b>ÖZET</b> .....	<b>iv</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>v</b>
<b>ÖNSÖZ</b> .....	<b>vi</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>vi</b>
<b>SİMGELER VE KISALTMALAR</b> .....	<b>ix</b>
<b>ŞEKİLLER LİSTESİ</b> .....	<b>x</b>
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>3</b>
2.1. Nesnelerin İnterneti.....	3
2.1.1.Nesnelerin İnternetinin Özellikleri .....	4
2.1.2. Nesnelerin İnterneti Mimarisi .....	4
2.1.2.1. Algılama Katmanı.....	4
2.1.2.2. Ağ Katmanı.....	5
2.1.2. 3. Uygulama Katmanı .....	5
2.1.3. Nesnelerin İnternetinde Kullanılan Teknolojiler .....	5
2.1.3.1.RFID Teknolojisi .....	6
2.1.3.2.Wi-Fi Teknolojisi.....	6
2.1.3.3.BLUETOOTH Teknolojisi .....	6
2.1.3.4.WSN (Wireless Sensor Network) Teknolojisi.....	6
2.1.4. Nesnelerin İnterneti Uygulama Alanları.....	6
2.1.4.1. Endüstriyel Uygulamalar .....	7
2.1.4.2. Çevresel Uygulamalar.....	7
2.1.4.3. Toplumsal Uygulamalar .....	7
2.2. Yürüme Analizi.....	9
2.2.1.Yürüme ve Yürüme Döngüsü .....	9
2.2.2. Yürüme Fazları .....	9
2.2.2.1. Basma Fazı.....	12
2.2.2.2. Salınım Fazı .....	14
2.2.3. Yürüme Analizi ve Çeşitleri .....	15
2.2.3.1. Kinetik Analiz.....	16
2.2.3.2. Kinematik Analiz.....	18
2.2.3.3.EMG (Elektromiyografi) .....	19
2.2.3.3.1.Yüzey EMG .....	20
2.2.3.3.2. Kas içi EMG .....	21
2.2.4. Yürüme Analizinde Kullanılan Teknikler .....	21
2.2.4.1. Videolu Yürüme Analizi.....	21
2.2.4.2. Sensörlü Yürüme Analizleri .....	22
2.2.4.2.1. Giyilebilir Sensörlü Yürüme Analizi .....	23
2.2.4.2.1.1. Sensörler .....	23
2.2.4.2.1.1.1. İvmeölçer (Akselerometre) .....	23
2.2.4.2.1.1.2. Jiroskop.....	26
2.2.4.2.1.1.3. Pusula/ Manyetik Direnç Sensörleri .....	27
2.2.4.2.1.1.4. Eğimölçer.....	28

2.2.4.2.1.1.5. Açölçer.....	29
2.2.4.2.1.1.6. Basınç ve Kuvvet Sensörleri.....	29
2.2.4.2.1.1.7. Elektromanyetik İzleme Sistemleri.....	30
2.2.4.2.1.1.8. EMG (Elektromiyografi) Sensörleri.....	31
2.2.4.2.1.2. Program Geliştirme Kartları .....	32
2.2.4.2.1.2.1. Arduino .....	32
2.2.4.2.1.2.2. Raspberry Pi.....	35
2.2.4.2.1.2.3. BeagleBone.....	36
2.2.4.2.1.2.4. Intel Galileo .....	37
2.2.4.2.1.2.5. pcDuino.....	37
2.2.4.2.1.2.6. Goldilocks.....	38
2.2.4.2.1.2.7. ExtraCore .....	38
2.2.4.2.1.2.8. SparkCore .....	39
2.2.4.2.1.2.9. DigiSpark.....	39
2.2.4.2.1.2.10. NodeMCU.....	40
2.2.4.2.1.3. Filtreler.....	40
2.2.4.2.1.3.1. Tamamlayıcı Filtre.....	40
2.2.4.2.1.3.2. Kalman Filtresi .....	41
2.2.4.2.1.3.3. DCM Filtresi .....	42
2.2.4.2.2. Giyilemeyen Sensörlü Yürüme Analizi.....	42
2.2.4.2.2.1. Görüntü İşleme Tekniğı.....	42
2.2.4.2.2.1.1. Stereoskopik Görüş Sistemleri.....	43
2.2.4.2.2.1.2. ToF (Time-of-Flight) Sistemler .....	44
2.2.4.2.2.1.3. Yapısal Işık Sistemi .....	44
2.2.4.2.2.1.4. Kızılötesi Termografi Sistemi.....	45
2.2.4.2.2.2. Zemin Sensörleri Tekniğı .....	46
<b>3. İLGİLİ ÇALIŞMALAR.....</b>	<b>47</b>
<b>4. MALZEME VE YÖNTEM.....</b>	<b>50</b>
4.1. Malzemeler .....	51
4.1.1. MinIMU-9 v3 Atalet Sensörü .....	51
4.1.2. NodeMCU Program Geliştirme Kartı.....	54
4.1.3. TCA9548A I2C Multiplexer (I2C Bağlantı Çoklayıcı).....	57
4.2. Yöntemler .....	58
4.2.1. Kullanılan Filtreler.....	58
4.2.1.1. DCM (Directional Cosine Matrix) Koordinat Dönüşüm Matrisi Filtresi .....	58
4.2.1.2. Euler Açılıları.....	59
4.2.1.3. Dördey (Kuaterniyon) Yöntemi.....	59
4.2.2. Diz Açısının Hesaplanması.....	61
4.2.3. Çalışmanın Gerçekleştirilmesi.....	62
4.2.3.1. Sensörlerin Kalibre Edilmesi .....	62
4.2.3.2. Verilerin İşlenmesi ve Test Edilmesi.....	65
4.2.3.3. Kullanıcı Arayüzünün Oluşturulması ve Diz Açısının Grafikselleştirilmesi .....	67
<b>5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....</b>	<b>71</b>
<b>KAYNAKLAR.....</b>	<b>73</b>

<b>EKLER .....</b>	<b>79</b>
EK-1.....	79
<b>ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>95</b>



## **SİMGELER VE KISALTMALAR**

## Kısaltmalar

EMG	: Elektromiyografi
DCM	: Directional Cosine Matrix
IMU	: Inertial Measurement Unit
ToF	: Time-of-Flight)
WIFI	: Wireless Fidelity
YAS	: Yürüme Analiz Sistemi
VAM	: Vücut Ağırlık Merkezi
DAM	: Destek Alanı Merkezi
YTK	: Yer Tepkimesi Kuvveti
YTKV	: Yer Tepkimesi Kuvveti Vektörü
ITU	: International Telecommunication Union - Uluslararası Telekomünikasyon Birliği



## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Nesnelerin İnterneti (Anonymous,2018).....	3
Şekil 2.2. Nesnelerin İnternetinde Katmanlar (Ning ve ark., 2013).....	5
Şekil 2.3. Nesnelerin İnterneti Giyilebilir Uygulamalar (Rowe, 2016).....	8
Şekil 2.1. Yürüme Fazları (Anonymous, 2018).....	10

Şekil 2.4. Vücut Ağırlık Merkezi (Anonymous, 2018) .....	10
Şekil 2.5. Yer Tepkimesi Kuvveti (Anonymous, 2009) .....	11
Şekil 2.6. Fleksiyon-Ekstansiyon (Tencel, 2018).....	11
Şekil 2.7. Topuk Teması (Anonymous, 2016).....	12
Şekil 2.8. Ayağın Tam Teması (Anonymous, 2016).....	12
Şekil 2.9. Basma Fazı Ortası (Anonymous, 2016) .....	13
Şekil 2.10. Basma Sonu (Anonymous, 2016).....	13
Şekil 2.11. Salınım Öncesi (Anonymous, 2016) .....	14
Şekil 2.12. Erken Salınım(Anonymous, 2016).....	14
Şekil 2.13. Salınım Fazı Ortası(Anonymous, 2016).....	15
Şekil 2.14. Salınım Sonu(Anonymous, 2016) .....	15
Şekil 2.15. Atların hareket analizi çalışması (Anonymous, 2018) .....	16
Şekil 2.16. İç ve Dış Kuvvet Çizgileri (Megep, 2011 ) .....	17
Şekil 2.17. Eklemelerin 2 boyutlu düzlemde pozisyon gösterimi (Anonymous, 2018)...	18
Şekil 2.18. Eklem açısı gösterimi (Anonymous, 2018).....	19
Şekil 2.19. Segment Açısı Gösterimi (Anonymous, 2018) .....	19
Şekil 2.20. Dinamik EMG uygulaması (Kunju ve ark., 2009) .....	20
EMG sensörleri ile sinyal ölçümü ve bilgisayarda analiz edildikten sonra grafiğe dökülmesi.....	20
Şekil 2.21. Kas içi EMG ölçümü (Anonymous,2018).....	21
Şekil 2.22. Videolu Yürüme Analiz Sistemi Örneği ( Frigo ve ark., 1998).....	22
Şekil 2.23. 2 eksenli ve 3 eksenli ivmeölçer (Anonymous, 2015 ) .....	24
Şekil 2.24. Piezoelektrik İvmeölçer (Anonymous, 2018) .....	25
Şekil 2.25. Kapasitif İvmeölçer Modeli (Tetik ve ark., 2012).....	25
Şekil 2.26. Yang ve arkadaşlarının geliştirdiği iGAIT programı (2010).....	26
Şekil 2.27 Jiroskop (Nave, 1998) .....	26
Şekil 2.28. 3 Eksenli Jiroskop .....	27
Şekil 2.29. 3 eksenli manyetometre.....	28
Şekil 2.30. 2 Eksenli Eğimölçer .....	29
Şekil 2.31. Esnek Açılçer .....	29
Şekil 2.32. Basınç Sensörü .....	30
Şekil 2.33. Yürüme analizinde basınç sensörü kullanımı (Liu ve ark., 2014).....	30
Şekil 2.34. ETS Örneği (Kobayashi ve ark., 1997) .....	31
Şekil 2.35. EMG Örneği .....	31
Şekil 2.36. EMG Sensörleri ile Yürüme Fazı Tespiti (Ryu ve Kim, 2017).....	32
Şekil 2.38. Lilypad kullanılmış bale ayakkabıları (Srivastava, 2015).....	34
Şekil 2.39. Arduino Mega.....	34
Şekil 2.40. Arduino Leonardo .....	35
Şekil 2.41. Raspberry Pi 3 .....	36
Şekil 2.42. Beaglebone (Nayyar ve Puri, 2015: 58) .....	36
Şekil 2.43. Intel Galileo .....	37
Şekil 2.44. pcDuino .....	37
Şekil 2.45. Goldilocks .....	38
Şekil 2.46. ExtraCore.....	38
Şekil 2.47. SparkCore .....	39
Şekil 2.48. DigiSpark.....	39
Şekil 2.49. Tamamlayıcı Filtre Yapısı (Altın ve Er, 2015) .....	40
Şekil 2.50. Stereoskopik Görüş (Anonim, 2018).....	43
Şekil 2.51. ToF çalışma prensibi (Muro-de-la-Herran ve ark., 2014) .....	44
Şekil 2.52. Yapısal Işık Uygulaması (Yang, 2015) .....	45

<b>Şekil 2.53.</b> Termal Kamerayla Görüntü Alınması ve Siluet Çıkarılması (Bhanu ve Han, 2002) .....	45
<b>Şekil 2.54.</b> Yürüme Platformu Örneği (Kala ve Bol, 2014) .....	46
<b>Şekil 3.1.</b> Xu ve ark.'nın (2012) geliştirdiği akıllı ayakkabı sistemi .....	47
<b>Şekil 3.2.</b> Faivre ve ark.(2004) geliştirdiği ayakkabı tabanı .....	48
<b>Şekil 3.3.</b> Seel ve ark. (2014), geliştirdikleri sistem .....	49
( Anatomik noktalara bağlanmış optik izleyiciler ve yer kısıtlaması olmaksızın bağlanan IMUlar ) .....	49
<b>Şekil 3.4.</b> Favre ve ark. (2007) sensörlerin yerleşilmesi .....	50
<b>Şekil 3.5.</b> Papi ve ark.(2018) geliştirdikleri sistem .....	50
<b>Şekil 4.1.</b> MinIMU 9v-3 .....	52
<b>Şekil 4.2.</b> I2C Haberleşme Protokolü Gösterimi .....	53
<b>Şekil 4.3.</b> I2C Mesajı (Anonymous, 2018) .....	53
<b>Şekil 4.4.</b> NodeMCU .....	54
<b>Şekil 4.5.</b> NodeMCU pin şeması .....	55
<b>Şekil 4.6.</b> ESP8266 pin şeması .....	56
<b>Şekil 4.7.</b> TCA9548A pinleri .....	57
<b>Şekil 4.8.</b> Euler açılarının gösterimi .....	59
<b>Şekil 4.9.</b> Dördey Vektörünün Gösterimi .....	60
<b>Şekil 4.10.</b> Diz açısının modellenmesi .....	61
<b>Şekil 4.11.</b> Kuaterniyon rotasyon gösterimi .....	62
<b>Şekil.4.12.</b> NodeMCU Port Seçimi .....	63
<b>Şekil 4.13.</b> NodeMCU- MinIMU9V3 bağlantısı .....	63
<b>Şekil 4.14.</b> NodeMCU'ya Sensör Bağlanması ve Kod Aktarımı .....	64
<b>Şekil 4.15.</b> Kalibrasyon Değerleri .....	64
<b>Şekil 4.16.</b> NodeMCU-TCA9548A- minIMU9v3 bağlantısı .....	65
<b>Şekil 4.17.</b> Python Test Programı .....	66
<b>Şekil 4.18.</b> Sensörlerin Yerleştirilmesi .....	67
<b>Şekil 4.19.</b> MySQL tablo yapısı .....	69
<b>Şekil 4.20.</b> Sonuç Sorgulama Girişi .....	69
<b>Şekil 4.21.</b> Yürüme Analizi Diz Açısı Ölçümü Grafiği .....	70

## 1. GİRİŞ

Nesnelerin interneti günümüzde teknolojik kolaylık sağladığı için günlük hayatın pek çok alanında kullanılmaktadır. Gün geçtikçe yaygınlaşmasına ve kullanım alanının artmasına rağmen ortak bir tanımı da yoktur. Nesnelerin internetini ITU (International Telecommunication Union - Uluslararası Telekomünikasyon Birliği), mevcut ve birlikte çalışabilen, bilgi ve iletişim teknolojilerine dayanan, her çeşit nesneyi/şeyi (thing) birbirine bağlayan, bilgi toplumu için küresel bir altyapı olarak tanımlıyor.

“Her zaman her yerde, her ortamda” iletişim anlayışı, sensör ve ağ teknolojisinin gelişi, insanların, nesnelerin birbirleriyle haberleşmelerine imkân sağlamıştır.

Nesnelerin internetinin üretim, lojistik, bankacılık, hizmet sektörü gibi (i) endüstriyel; doğal kaynakların sürekliliğinin korunmasını, izlenmesini amaçlayan tarım, geri dönüşüm, çevre yönetimi enerji yönetimi gibi alanlarda kullanılan (ii) çevresel; toplum ve şehir hayatının düzenlenmesi, insanların daha rahat ve kaliteli yaşamalarını ve zamanlarını verimli kullanmalarını sağlayan akıllı hizmetler, sağlık, yönetim, ulaşım gibi alanlarda verilen hizmetleri içeren ve (iii) toplumsal uygulamalar olmak üzere üç kısımda inceleyebiliriz.

Benzer şekilde sağlık alanında da nesnelerin internetinin kullanıldığı giyilebilir sensörler, özellikle doktorlara kolaylık sağlayan, tedavi sonuçlarının ve hasta takibinde önemli rol oynayan, işleri kolaylaştıran bir sistemdir. Giyilebilir sensörlerin kullanıldığı insan bedeninin işlevlerinden birisi de yürüme olayıdır.

Yürüme, sinir sistemi tarafından kontrol edilen ve vücudun birçok merkezinin görev aldığı son derece karmaşık bir işlemdir. Yürüme fazlarının tanımlanması, yürüme durumlarının kinetik ve kinematiğe ait parametrelerinin saptanması ve kas-iskelet fonksiyonlarının sayısal olarak değerlendirilebilmesi için yürüme analiz sistemlerine (YAS) ihtiyaç vardır (Tao ve ark., 2012).

Genel olarak yürüme analiz sistemlerinde belirli uzunlukta platforma sahip, yürüme alanı belli, her yeri kameralarla donatılmış yerlerde hastalar yürütülmektedir. Kameralarla kayda alınan görüntüler, çeşitli tekniklerle işlenerek yürüme analizi tanımlanır. Ancak hasta burada çevreden etkilendiğinden doğal yürüyemez. Yürümeyi gözlemlemek için en uygun yerler sokaklar, alışveriş merkezleri, ev gibi hastanın zamanını geçirdiği yerlerdir. Bu ihtiyaçtan dolayı internetin gelişmesi, kullanımı kolay

ve giyilebilir algılayıcı teknolojisinin gelişimi ile uzaktan izlenebilir yürüme analiz sistemleri geliştirilmiştir.

Yürüme analizinde kullanılan parametrelerden biri de diz açısıdır. Nesnelerin interneti vasıtasıyla diz açısı ölçümü yoluyla diz eklemindeki bozukluklar ve varsa hareket kısıtlılığı belirlenebilmektedir.

Bu tez çalışması ile yürüme analizinin kısımlarından olan ve herhangi bir kamera kullanılmadan kablosuz veri aktarabilen bir diz açısı ölçme sistemi geliştirilmiştir. Geliştirilen sistem ile günlük yaşam koşullarında nesnelerin interneti yöntemi ile her yerden ve her zaman bir bireyin/hastanın diz açısına ait verilere erişim sağlanabilmektedir. Böylece verileri yorumlayacak uzman ilk verilere göre bir tedavi yöntemi önerebilecektir. İlerleyen süreçte tedavi sonrası yapılan ölçümlerle ilk ölçümler karşılaştırılabilecek, tedavinin/iyileşmenin performansı, tedavi yönteminin aşarısı değerlendirilebilecektir. Sistemde içinde ESP8266 Wifi modülü bulunan NodeMCU geliştirme kartı; 3 eksenli akselometre, 3 eksenli jiroskop ve 3 eksenli manyetometreden oluşan algılayıcılar kullanılmıştır. Diz açısı hesaplamada DCM koordinat dönüşüm yöntemi, euler açıları ve kuaterniyon yöntemlerinden faydalanılmıştır.

Tezin geri kalan kısımları aşağıdaki bölümlerden oluşmaktadır.

İkinci bölümde nesnelerin interneti, özellikleri, mimarisi, kullanılan teknolojiler, uygulama alanları ve yürüme ile ilgili genel bilgiler, yürüme analizi teknikleri, yürüme analizlerinde kullanılan teknik cihazlara yer verilmiştir.

Üçüncü bölümde konu ile ilgili literatür taranmıştır.

Dördüncü bölümde sistemin geliştirilmesinde kullanılan cihazlar, yöntemler, çalışmanın gerçekleştirme aşamaları, DCM koordinat dönüşümü, kuaterniyonların elde edilmesi, açı hesabı anlatılmıştır.

Sonuç bölümünde ise tezin hangi aşamalardan geçtiği ve daha sonraki çalışmalarda nasıl geliştirilebileceğinden bahsedilmiştir.

## 2. GENEL BİLGİLER

Bu tez çalışmasında bilinmesi gereken iki önemli başlık vardır. Bu başlıkların bilinmesi tezin anlaşılması açısından önemlidir. Bu başlıklardan ilki “Nesnelerin İnterneti”, diğeri ise “Yürüme ve Yürüme Analizi” dir. Bu kısımlarda, bu konular ayrıntılı olarak ele alınacaktır.

### 2.1. Nesnelerin İnterneti

Nesnelerin internetinin, gün geçtikçe yaygınlaşmasına ve kullanım alanının artmasına rağmen ortak bir tanımı yoktur. ITU, nesnelerin internetini, mevcut ve birlikte çalışabilen, bilgi ve iletişim teknolojilerine dayanan fiziksel ve sanal şeyleri birbirine bağlayan, bilgi toplumu için küresel bir altyapı olarak tanımlamıştır (ITU, 2012).



Şekil 2.1. Nesnelerin İnterneti (Anonymous,2018)

“Her zaman, her yerde, her ortamda” iletişim anlayışı ve sensör ve ağ teknolojilerinin gelişimi, sadece insanların değil, nesnelerinde birbirleriyle haberleşebilmelerine zemin hazırlamıştır (Atzori, 2010). İnternete bağlı sensörler ve nesneler, insan müdahalesi olmadan birbirleriyle haberleşebilmektedirler.

### 2.1.1. Nesnelerin İnternetinin Özellikleri

Nesnelerin interneti uygulamalarının sahip olmaları gereken yedi temel özellik vardır (Ray, 2018):

1. Nesnelerin interneti uygulamaları dinamik olmalı, değişen koşullara uyum sağlamalı ve kendi kendini uyarlayabilmelidir.
2. Nesnelerin interneti uygulamaları kendiliğinden konfigüre edilebilen bir yapıya sahip olmalıdır, birden fazla cihazın birlikte çalışmasına olanak tanınmalıdır.
3. Nesnelerin interneti uygulamaları birlikte çalışabilen iletişim protokollerini desteklemelidir. Farklı cihazlar ve altyapılarla iletişim kurabilmelidir.
4. Nesnelerin interneti cihazlarının benzersiz bir tanımlayıcısı olmalıdır. Bu sistemler, kullanıcılar tarafından sorgulanabilmeli, durumları izlenebilmeli ve kontrol edilebilmelidir.
5. Nesnelerin interneti cihazları, sistemdeki diğer cihazlarla veri alışverişinde bulunabilmeli ve bilgi ağına dâhil edilebilmelidir.
6. Nesnelerin interneti uygulamalarında kullanılan sensör düğümleri, toplanan bilgilere dayanarak çevre hakkında bilgi kazanır. Kazanılan bilgiye göre kararlar alır.
7. Nesnelerin interneti cihazları akıllı karar verme yeteneğine sahip olmalıdır. Bu özellikte ağın enerji verimliliği artar ve ağ ömrü uzar.

### 2.1.2. Nesnelerin İnterneti Mimarisi

Nesnelerin interneti için standart bir mimari kavramı yoktur. Üç, dört ya da beş katmanlı mimariler bulunmaktadır. Ancak bunlardan en yaygın olanı üç katmanlı mimaridir (Tewari ve Gupta, 2018).

Üç katmanlı mimari: “ Algılama Katmanı, Ağ Katmanı ve Uygulama Katmanı”ndan oluşmaktadır.

#### 2.1.2.1. Algılama Katmanı

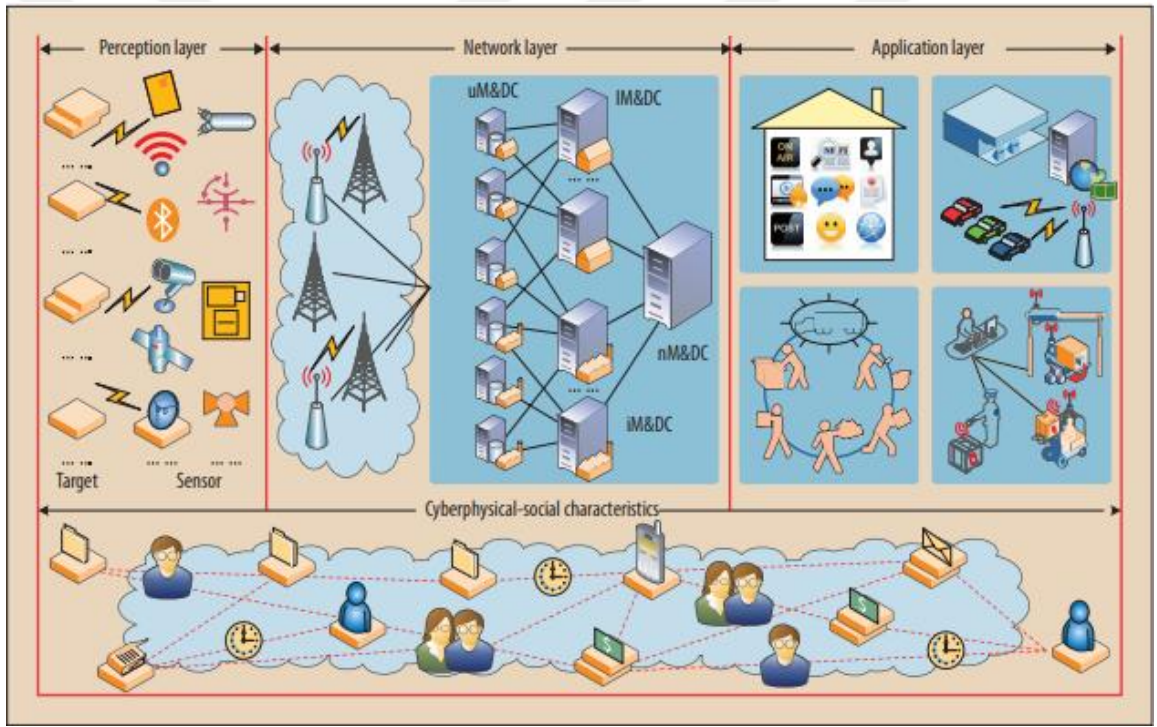
Algılama katmanı; RFID okuyucu, kızılötesi, sensörler, kablosuz sensör ağları... gibi teknolojiler aracılığıyla bilgilerin toplandığı, dış dünya ile iletişimin sağlandığı, nesnelerin tanındığı, nesnelere bilgilerin toplandığı katmandır. Toplanan bilgiler bir üst katmana gönderilirler.

### 2.1.2.2. Ağ Katmanı

Ağ katmanı, algılama katmanında algılanan bilginin işlendiği ve iletildiği katmandır. Bu katman veri kodlama, füzyon, madencilik, toplama algoritmaları kullanarak bağlantının yanı sıra veri güvenliğini de sağlar (Ning ve ark., 2013).

### 2.1.2. 3. Uygulama Katmanı

Uygulama katmanı, kullanıcının istekleri ile bilgi teknolojilerinin birleştirilerek akıllı uygulama hizmetlerinin sunulduğu katmandır. Ağ katmanında toplanan bilgi uygulama katmanında akıllı evler, akıllı yönetimler, akıllı şebekeler gibi pek çok alanda kullanılarak akıllı çözümler sunar.



Şekil 2.2. Nesnelerin İnternetinde Katmanlar (Ning ve ark., 2013)

### 2.1.3. Nesnelerin İnternetinde Kullanılan Teknolojiler

Nesnelerin interneti uygulamalarında, nesnelerin tanımlanması, uygulanmaların gerçekleştirilmesinde kullanılan çeşitli teknolojiler vardır. Bunlardan en önemli olanları RFID, Wifi, Bluetooth, WSN teknolojileridir.

### **2.1.3.1.RFID Teknolojisi**

Radyo frekansı tanımlaması (RFID), radyo dalgası kullanarak bir nesnenin veya kişinin kimliğini bir seri numarası biçiminde kablosuz ileten bir sistemdir (Sun, 2012).

Tüm RFID sistemleri, üç temel kısımdan oluşur. Bunlar etiket, okuyucu ve antendir. Etiket, nesne hakkındaki bütün bilgileri içeren yapıdır. Okuyucu, anten aracılığıyla etiket bilgisini okuyabilen, gerektiğinde yeni bilgilerin yazılmasını sağlayabilen cihazdır. Anten, radyo dalgaları ile okuyucu ve etiket arasında iletişimi sağlayan cihazlardır (Yüksel ve Zaim, 2009).

### **2.1.3.2.Wi-Fi Teknolojisi**

Wi-Fi (Wireless Fidelity), bilgisayarlar, tablet, telefon gibi cihazların kablosuz sinyal üzerinden iletişim kurmasını sağlayan bir ağ teknolojisidir. Wi-Fi, IEEE 802.11 standardı kullanmaktadır. Geniş ağ yapısıyla, büyük boyutlu veri saklama ve aktarımı yapabilmektedir. Güç tüketimi fazla olduğundan diğer teknolojilere nazaran daha az tercih edilmektedir (Söğüt ve Erdem, 2018) .

### **2.1.3.3.BLUETOOTH Teknolojisi**

Bluetooth teknolojisi, dizüstü bilgisayarlar, avuçiçi bilgisayarlar, PDA'lar, kameralar ve yazıcılar gibi cihazlar arasında özel kablolu iletişimi ortadan kaldıran ucuz, 10-100 metre gibi kısa mesafelerde etkili radyo teknolojisidir. IEEE 802.15.1 standardı kullanmaktadır (Madakam ve ark., 2015).

### **2.1.3.4.WSN (Wireless Sensor Network) Teknolojisi**

WSN, dış dünyadaki nesnelere ve çevresel koşulları algılayabilen küçük sensör düğümlerinin oluşturduğu kablosuz sensör ağıdır. Bu sensör düğümleri, çevresel şartları izleyerek verileri toplar, toplanan verileri işler, çözümler ve çevredeki sensör düğümlerine aktarabilirler.

## **2.1.4. Nesnelerin İnterneti Uygulama Alanları**

Nesnelerin internetinin uygulama alanları endüstriyel, çevresel ve toplumsal olmak üzere üç kısımda incelenebilir.

#### **2.1.4.1. Endüstriyel Uygulamalar**

Endüstriyel uygulamalar, üretim, lojistik, bankacılık, hizmet sektörü gibi alanlarda kullanılan akıllı hizmetlerdir.

#### **2.1.4.2. Çevresel Uygulamalar**

Çevresel uygulamalar, doğal kaynakların sürekliliğini, korunmasını, izlenmesini amaçlayan uygulamalardır. Tarım, geri dönüşüm, çevre yönetimi, enerji yönetimi gibi alanlarda kullanılan hizmetlerdir.

#### **2.1.4.3. Toplumsal Uygulamalar**

Toplumsal uygulamalar, toplum ve şehir hayatının düzenlenmesi, insanların daha rahat ve kaliteli yaşamalarını ve zamanın verimli kullanılmasını sağlayan akıllı hizmetlerdir. Sağlık, yönetim, ulaşım gibi alanlarda verilen hizmetlerdir.

Nesnelerin internetinin kullanıldığı bazı yerleri şöyle listeleyebiliriz:

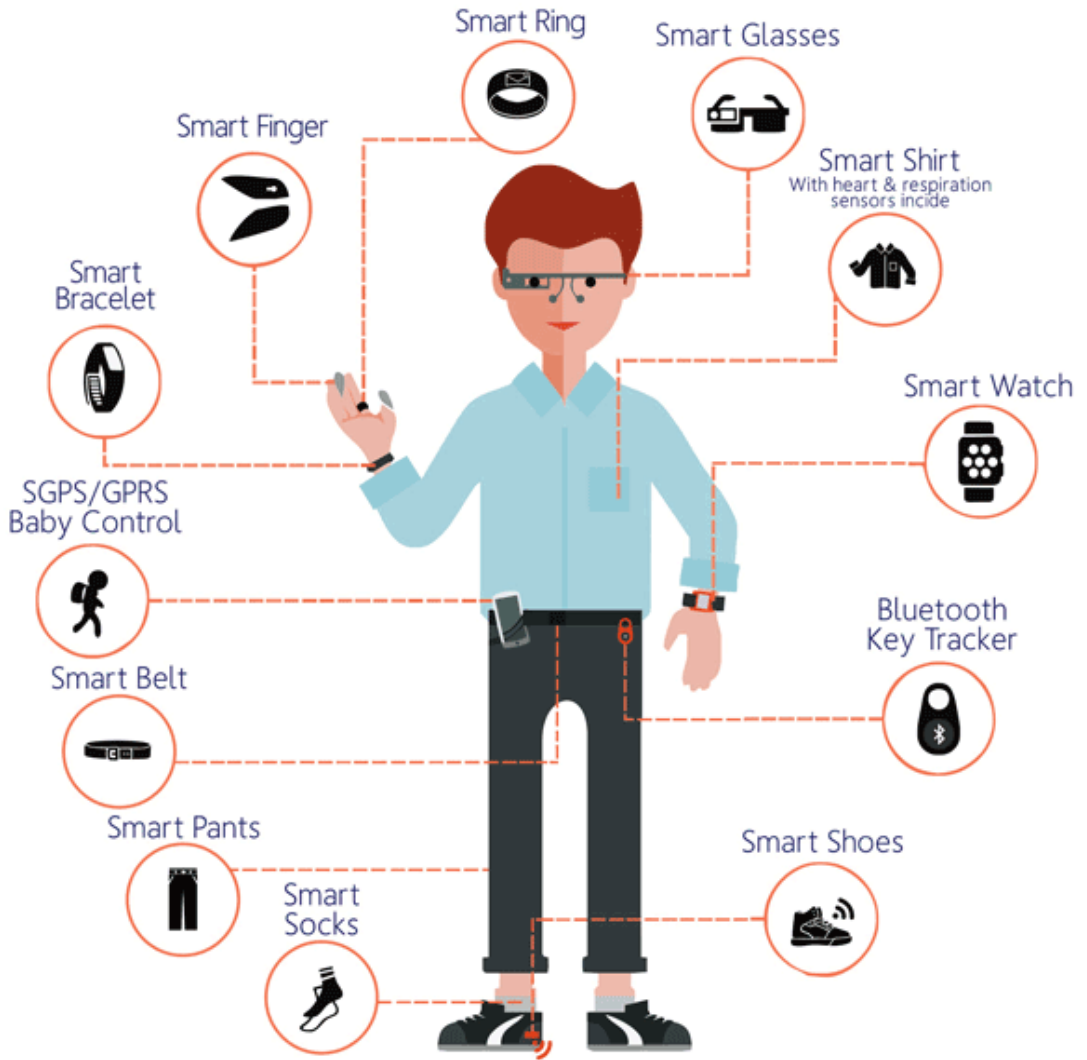
- Akıllı şebekeler
- Akıllı binalar, akıllı evler
- Akıllı çevre
- Akıllı ulaşım
- Yer tespiti
- Üretim sistemlerinin izlenmesi
- Telekomünikasyon
- Medikal izleme
- Alarm sistemleri

Akıllı otomasyon sistemlerinde amaç, insanların yaşam kalitelerini artırmaktır. Yaşam alanlarına yerleştirilen sensörler ile kullanıcıya akıllı ve otomatik hizmetler sunulmaktadır. Yanan lambaların söndürülmesi ya da çalışan elektronik cihazların kapatılması, gaz kaçağı tespiti, buzdolabında biten ürünlerin haber verilmesi, unutkan bireyler için hatırlatma sistemleri gibi uygulamalar ev içinde yaşamı kolaylaştıran uygulamalardır.

Akıllı şebekeler, akıllı ulaşım uygulamaları, akıllı trafik lambaları, akıllı park yönetimi, kaza tespit uygulamaları, güvenlik ve yol yardımı, gürültü ve hava kirliliği izleme sistemleri gibi toplum içinde yaşamı kolaylaştıran uygulamalardır.

Akıllı ulaşım uygulamaları ile sensörler ve akıllı bilgi işleme sistemleri sayesinde trafik yönetimi sağlanarak, trafik yoğunluğu en aza indirilebilir, trafik akışı düzgün bir şekilde yönlendirilebilir.

Nesnelerin interneti sağlık alanında da oldukça faydalıdır. Akıllı sağlık uygulamaları sayesinde yaşlılar ve sürekli sağlık sorunu yaşayan insanlar bağımsız yaşayabilmektedirler. Sensörler aracılığıyla bu insanların sağlık durumları sürekli izlenebilmekte ve acil durumlarda uyarı sistemi ile yardım istenebilmektedir.



Şekil 2.3. Nesnelerin İnterneti Giyilebilir Uygulamalar (Rowe, 2016)

Sağlık alanındaki uygulamalardan biri de son yıllarda yaygınlaşan giyilebilir cihazlardır. Giyilebilir bir bileklik ve akıllı telefon uygulaması kullanılarak konuşma sayısı, fiziksel aktivite miktarı ve uyku süresine göre depresif belirtilerin şiddeti

belirlenebilir. Uyku apnesi hızlı bir şekilde teşhis edilebilir ve uyku kalitesi düzelebilir (Piwek ve ark., 2016). Bu cihazlarla hastanın sağlık verileri takip ve kontrolü sağlanır. Bu çalışmada da giyilebilir atalet sensörleri ile kinematik yürüme analizinin bir parçası olan diz açısı ölçümü yapılmıştır.

## **2.2. Yürüme Analizi**

Bu bölümde yürüme ile ilgili bilinmesi gereken temel bilgiler verilmiş, yürüme analizi çeşitleri, analizinde kullanılan teknikler ve tekniklerin uygulanması ile ilgili bilgiler ayrıntılı olarak anlatılmıştır.

### **2.2.1.Yürüme ve Yürüme Döngüsü**

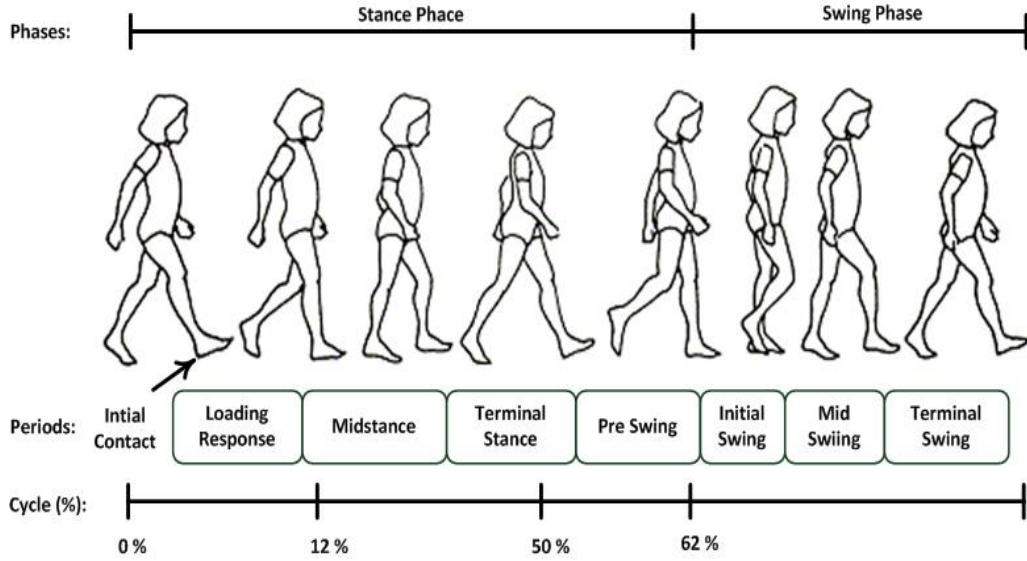
Yürüme, vücut bölümlerinin periyodik olarak tekrar eden hareketler bütünüdür (Tao ve ark., 2012). Shultz ve ark. (2005), yürümeyi, bir kişinin vücudunun tümüyle dolaşma ve bir yerden başka bir yere gitme davranışı olarak tanımlamışlardır.

Gövdenin iki ayak yardımıyla ilerlemesini sağlayan yürüme hareketinin periyodik olarak tekrarlanması yürüme döngüsünü ya da yürüme siklusunu oluşturur. Yürüme döngüsü, bir ayağın yerden kalkmasıyla başlar, aynı ayağın tekrar yere değmesiyle biter (Prakash ve ark., 2018).

Yürüme döngüsünün detaylı bir şekilde incelenmesi, Parkinson hastalığı, serebral palsy, Rett sendromu gibi sinirsel, iskeletsel ve kas hastalıklarının erken teşhisinde oldukça önemli bir katkı sağlamaktadır. Perry ve arkadaşları (Perry ve ark., 1992) bu süreci gözlemleyebilmek, yürüyüş anındaki hareketleri ayrıntılı bir şekilde inceleyebilmek için bir yürüme döngüsünü fazlara ayırmışlardır.

### **2.2.2. Yürüme Fazları**

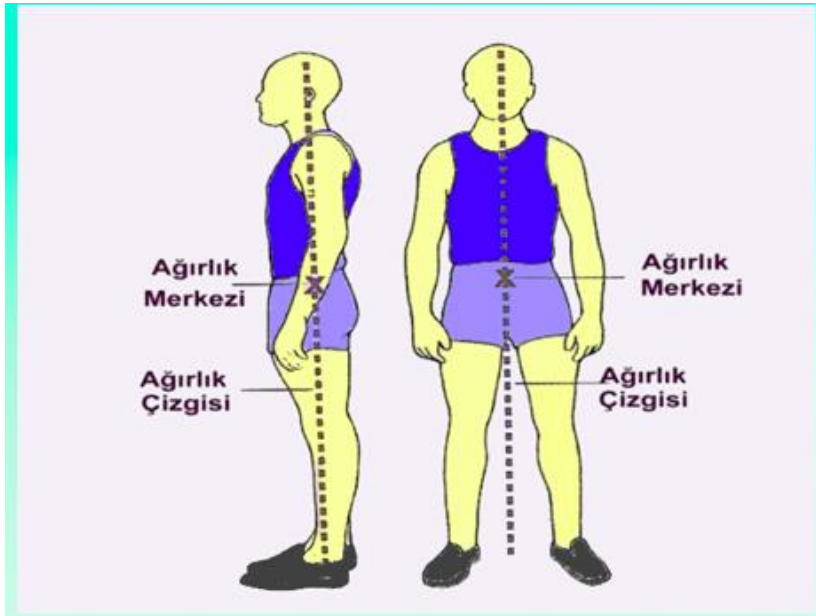
Yürüme fazları, basma fazı ve salınım fazı olmak üzere iki kısma ayrılmaktadır. Yürüme döngüsünün yaklaşık % 60'ını basma fazı, % 40'ını salınım fazı oluşturmaktadır. Basma fazı beş kısımda, salınım fazı üç kısımda incelenmiştir.



Şekil 2.1. Yürüme Fazları (Anonymous, 2018)

Ancak yürüme fazlarını incelemeyen önce bilinmesi gereken bazı terimler vardır. Bunlar vücut ağırlık merkezi (VAM), destek alanı merkezi (DAM), yer tepkimesi kuvveti (YTK), fleksiyon, ekstansiyondur.

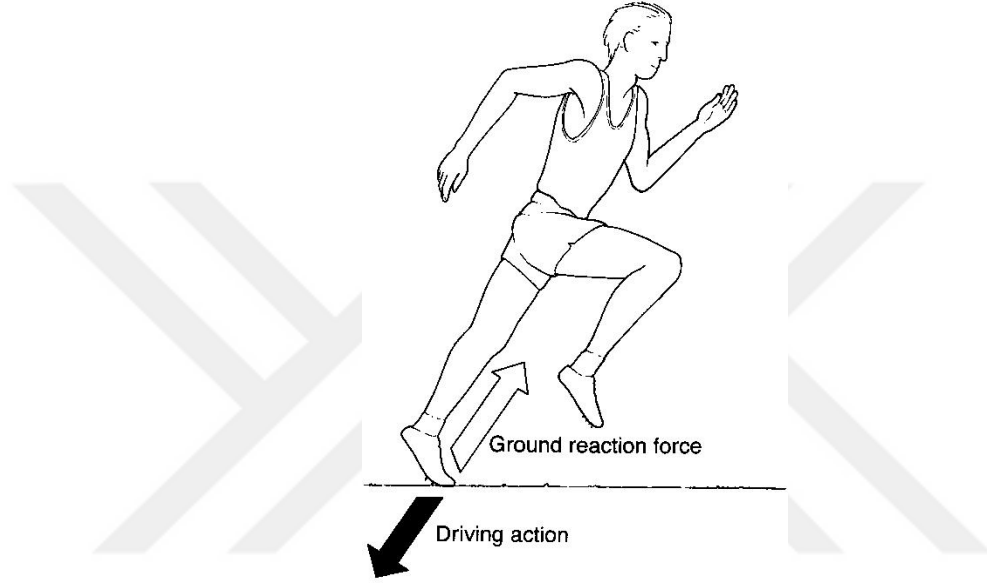
**Vücut Ağırlık Merkezi (VAM):** Vücudun her parçasının; gövdenin ve ekstremitelerin birer ağırlık merkezi vardır. Bu ağırlık merkezlerinin bileşkesi vücudun ağırlık merkezini oluşturur. Ayakta dururken, anatomik pozisyonda vücudun ağırlık merkezi yaklaşık olarak ikinci sakral vertebranın önünde yer alır (Anonymous, 2018). Bu ağırlık merkezi yürüyüş sırasında sağa sola ve yukarı aşağı hareket eder.



Şekil 2.4. Vücut Ağırlık Merkezi (Anonymous, 2018)

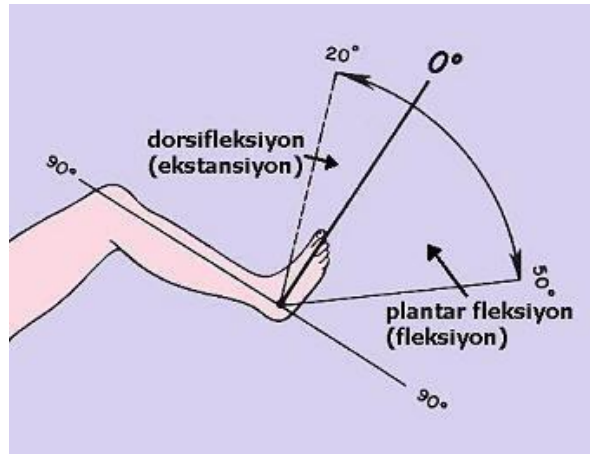
**Destek Alanı Merkezi (DAM):** Vücudun dengede kalabilmesi için ayağın yere basan kısmının orta noktasıdır. Ağırlık kuvveti vektörü, destek alanı merkezinden geçtiği anda denge sağlanır (Megep, 2011).

**Yer Tepkimesi Kuvveti (YTK) :** Yer tepkimesi kuvveti vektörü, insanın ayakta dururken ya da yürürken oluşturduğu ağırlık kuvvet vektörüne karşın, zeminin oluşturduğu aynı büyüklükte ters yönlü kuvvet vektörüdür.



Şekil 2.5. Yer Tepkimesi Kuvveti (Anonymous, 2009)

**Fleksiyon-Ekstansiyon:** Fleksiyon eklemin kapanması, ekstansiyon eklemin açılmasıdır. Fleksiyonda eklemi oluşturan kemikler arasındaki açı darılırken, ekstansiyonda bu açı artar.



Şekil 2.6. Fleksiyon-Ekstansiyon (Tencel, 2018)

### 2.2.2.1. Basma Fazı

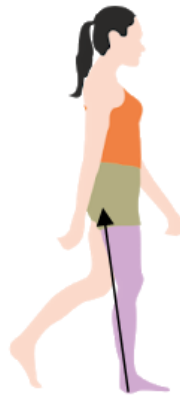
Basma fazı, yürümenin yaklaşık %60 ını oluşturmaktadır. Bu faz, bir ayağın topuğunun yere değmesiyle başlar diğer ayak topuğunun yere değmesiyle biter.

**Topuk Teması (İlk Teması):** Ayağın yere değmesiyle başlayan kısa bir periyottur. Basma evresinin başlangıcıdır. Kalçanın 30° fleksiyonu ve dizin tam ekstansiyonu gözlemlenir. Ayak bileği nötral pozisyondan plantar fleksiyona hareket eder. Bunun ardından diz fleksiyonu başlar ve tam topuğun plantar fleksiyonu arttığı anda artar (Shultz ve ark., 2005). Topuk yere ilk değdiği anda gövde topuğun gerisinde, VAM en alçak noktasında ve en yüksek hızındadır.



Şekil 2.7. Topuk Teması (Anonymous, 2016)

**Ayağın Tam Teması:** Ayak topuğunun tamamen yere değdiği andır. Vücut ayağı içe döndürerek şoku absorbe eder. Gövde yavaşça öne doğru ilerlerken, kasların kasılmasıyla kalça fleksiyondan ekstansiyona geçmeye başlar. Diz, 15° ile 20° fleksiyon açısı alır. Ayak bileği plantar fleksiyonu 10-15°'ye çıkar. Ayak yere tam basana kadar VAM yükselmeye başlar ve tam bastığı anda, vücut ağırlığını tek başına yüklenir (Shultz ve ark., 2005).



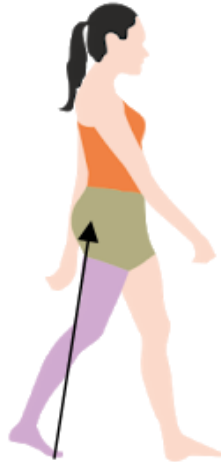
Şekil 2.8. Ayağın Tam Teması (Anonymous, 2016)

**Orta Duruş (Basma Fazı Ortası):** Bu fazda VAM dikey konumdadır. Kalça, fleksiyondan ekstansiyona geçer. Diz, maksimum fleksiyona ulaşır ve uzamaya başlar. Beden, şoku absorbe etmek yerine ileri harekete zorlanmaya başlar. Havada olan bacak, sabit olan bacağın yanından geçerek gövdeyi ilerletir. Ayak topuğu yere değene kadar devam eder.



Şekil 2.9. Basma Fazı Ortası (Anonymous, 2016)

**Basma Sonu (Topuk Ayrılışı):** Topuğun yerden ayrıldığı andır. Burada 10-13°'lik kalça hiperekstansiyonu görülür, sonrasında fleksiyona dönüşür. Diz, fleksiyona (0-5°), ayak bileği plantar fleksiyona gelir. VAM'nin yüksekliği ve yana kayması azalarak DAM'nin önüne geçer. YTKV kalçanın arkasında, dizin ve ayakbileğinin önündedir.



Şekil 2.10. Basma Sonu (Anonymous, 2016)

**Salınım Öncesi (Parmak Ayrılışı):** Ayak parmaklarının yerden ayrıldığı andır. Basma durumunun bitip, salınma durumunun başladığı evredir. Diz 35-40° fleksiyona gelir, ayak bileğin plantar fleksiyonu 20°'ye çıkar (Shultz ve ark., 2005).



Şekil 2.11. Salınım Öncesi (Anonymous, 2016)

#### 2.2.2.2. Salınım Fazı

Salınma durumu, yürümenin yaklaşık %40 ını oluşturmaktadır. Ayak parmaklarının yerden ayrılmasıyla başlayıp, topuğun yere değmesiyle son bulur. 3 fazdan oluşur.

**Erken Salınım (Hızlanma):** Ayak parmaklarının yerden ayrılmasıyla başlayan fazdır. Kalçada fleksiyon artar. Diz, 40-60° fleksiyona uğrar, ayak bileği 20° plantar fleksiyondan dorsifleksiyona geçer, nötral pozisyonda sonlanır (Shultz ve ark., 2005).



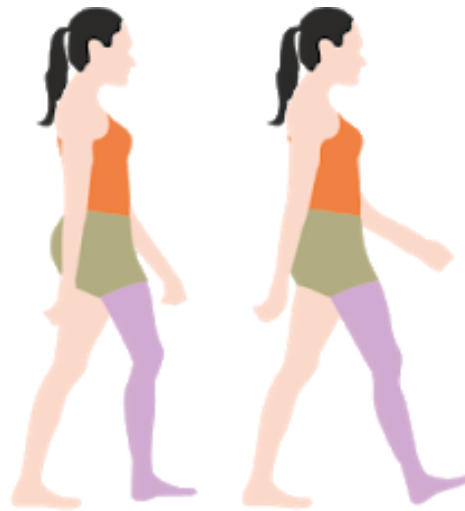
Şekil 2.12. Erken Salınım(Anonymous, 2016)

**Salınım Fazı Ortası:** Salınan bacağın ileri doğru hızlanması ile başlar. Salınan bacak diğer bacağın önüne geçer. Kalça 30° fleksiyona geçer ve ayak bileği dorsifleksiyona uğrar. Diz 60° fleksiyona gelir, daha sonrasında yaklaşık 30° ekstansiyona gelir. Bu fazda amaç, ayağın yere değmeden aktarılmasıdır (Megep, 2011).



Şekil 2.13. Salınım Fazı Ortası (Anonymous, 2016)

**Salınım Sonu:** Salınan bacağın diğer bacağın önüne geçmesiyle başlar, ayağın yere değmesiyle son bulur. Kalçanın 25-30° fleksiyonu, dizin kilit ekstansiyonu ve ayak bileğinin nötral pozisyonu gerçekleşir (Shultz ve ark., 2005).

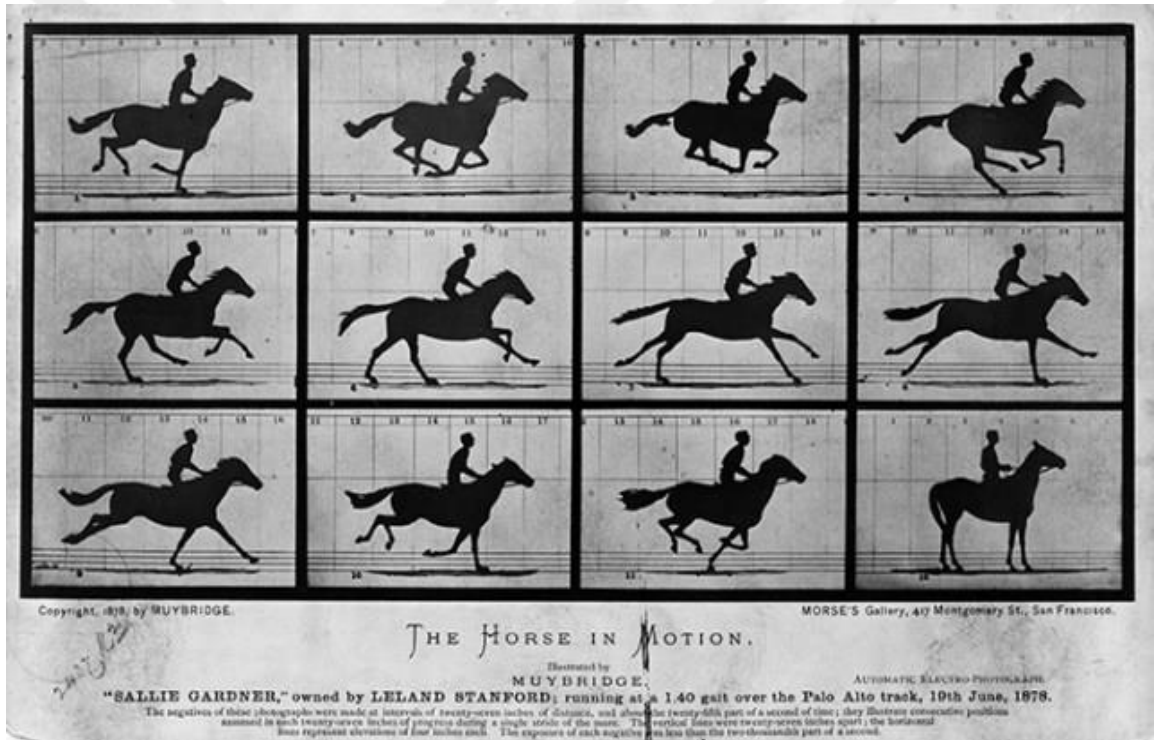


Şekil 2.14. Salınım Sonu (Anonymous, 2016)

### 2.2.3. Yürüme Analizi ve Çeşitleri

Yürüme analizi ile ilgili ilk çalışmalar 1800'lü yıllarda atların dörtlünlü koşarken bütün ayaklarının aynı anda zeminden ayrılıp ayrılmadığı sorusuyla başladı. İnsan gözüyle gözlemlenemeyen bu soruyu cevaplamada yetersiz kalınca hayvan ve insan hareketleri üzerine çalışan Kaliforniya valisi Leland Stanford ve at yetiştiricisi Fransız Doktor Jules Marey, fotoğrafçı Eadweard James Muybridge'i işe aldılar (Lienhard, 1998).

Eadweard James Muybridge, çeşitli denemelerden sonra bir at yarış pistini kullandı. Pistin iç tarafına beyaz bir arka plan, dış tarafına da 24 ayrı kamera yerleştirdi. Kameraların kablolarını iç tarafa monte etti. At koşarken kameraların kablosuna bastığından aynı anda koşma görüntüsü kaydedildi. Böylece atın koşarken 4 bacağına da yerden kalktığı anlaşıldı (Anonymous, 2018)



Şekil 2.15. Atların hareket analizi çalışması (Anonymous, 2018)

Hareket analizi ile ilgili çalışmalarına devam eden Marey ve Muybridge çalışmalarında kameralar kullanmışlardır (Whittle, 1996).

Yürüme analizi kinetik analiz, kinematik analiz ve EMG olmak üzere 3 kısımdan oluşmaktadır.

### 2.2.3.1. Kinetik Analiz

Kinetik analizin amacı, yürüyüş sırasında eklem hareketine etki eden ve hareketin oluşmasını sağlayan kuvvetlerin incelenmesidir. Kinetik analizde önemli olan parametreler, ekleme etki eden yer tepkimesi kuvvetleri, eklem momentleri ve eklem güçleridir.

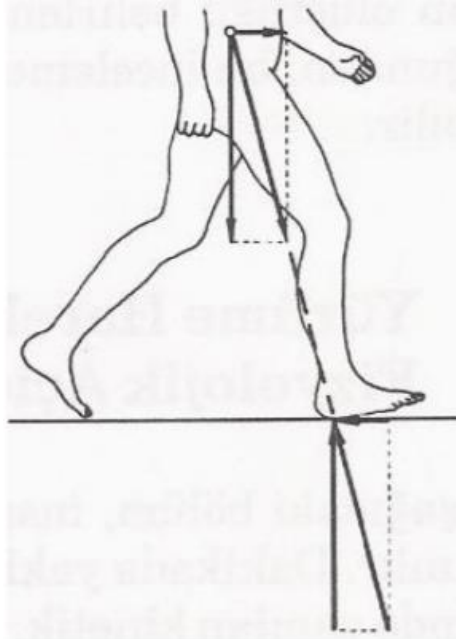
Eklem hareketine etki eden kuvvetler iç kuvvetler ve dış kuvvetler olarak iki kısımda incelenebilir.

### **İç Kuvvetler:**

İç kuvvetler, tendon, bağlar, eklem kapsülleri ve kemik bileşenleri ile desteklenen kaslarla oluşan kuvvetlerdir. Yürüyüş esnasında, YTKV tarafından oluşturulan kuvvet, kas aktiviteleri ve diğer yumuşak dokular tarafından etkisiz hale getirilir.

### **Dış Kuvvetler:**

Dış kuvvetler, yer çekimi ile ortaya çıkan kuvvetlerdir. Yerçekimi kuvveti, vücut ağırlığının bir çizgi ile temsil edildiği VAM yoluyla doğrudan aşağı doğru hareket eder. Yer çekimi kuvveti, ayağın zemin üzerindeki kuvvetini temsil eder ve yer çekimi kuvvetine göre aynı büyüklükte ve zıt yöndedir.



**Şekil 2.16.** İç ve Dış Kuvvet Çizgileri (Megep, 2011 )

Yer tepkimesi kuvveti hesaplamada kuvvet plakalarından faydalanılır. İçinde basınç sensörleri bulunan kuvvet plakaları yürüme yolu boyunca yerleştirilir. Bu plakalar,

üzerine basıldıkça zeminle ayak arasındaki yer reaksiyon kuvvetini ölçer (Kanatlı ve ark., 2006). Elde edilen kuvvet, kinematik analizden elde edilen verilerle birleştirilerek eklem momentleri ve güçleri hesaplanır (Yavuzer, 2009).

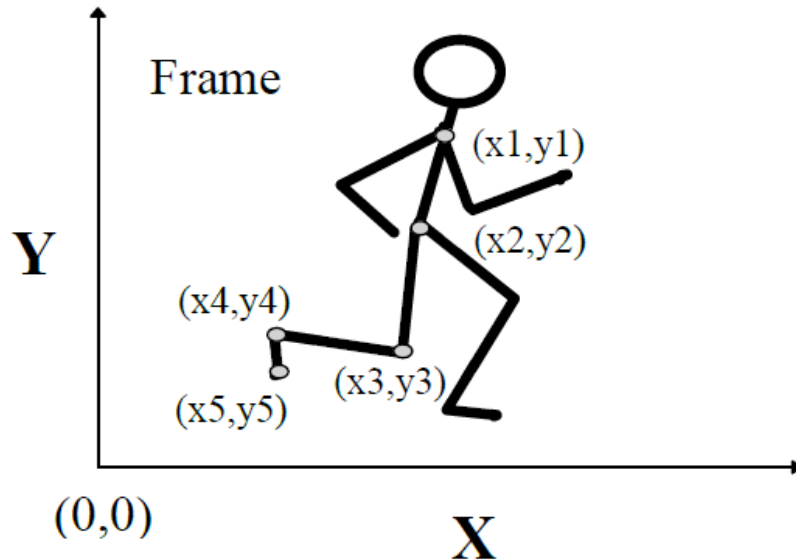
### 2.2.3.2. Kinematik Analiz

Eklem hareketlerinin tanımlanmasına kinematik analiz denir. Kinematik analiz hareket sırasında vücut segmentlerinin ve eklemlerinin pozisyonlarının, açılarının, hızlarının ve ivmelerinin incelenmesidir.

Kinematik analizde segmentlere ve eklemlere etki eden kuvvetler dikkate alınmaz, sadece hareketleri incelenir. Hareketlerin incelenmesi ile hız, ivme, açısal ve doğrusal yer değiştirme gibi yürüme verileri elde edilir (Tao ve ark., 2012).

Kinematik analizi kayrayabilmek için bazı tanımlar bilinmelidir.

1. Segment, vücudun hareketini tanımlamak için kullanılan bölümlerdir. Vücut segmentleri, ayak, bacak, uyluk, pelvis, göğüs kafesi, el, önkol, üst kol ve başı içerir. Eklem ise komşu segmentleri birleştirir. Eklemler ayak bileği, diz, kalça, bilek, dirsek ve omuzdur.
2. Pozisyon, bir vücut segmentinin veya eklem yerinin tanımlanmasıdır, metre ile gösterilir. Yer değiştirme, ilgili eklem ya da segmentin bulunduğu pozisyon ile başlangıç pozisyonu arasındaki farktır.



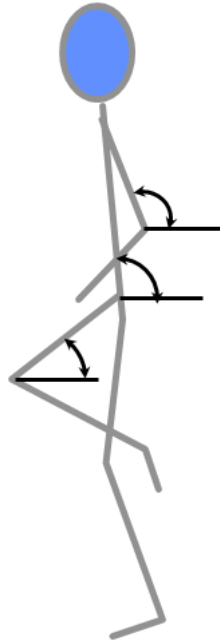
Şekil 2.17. Eklemlerin 2 boyutlu düzlemde pozisyon gösterimi (Anonymous, 2018)

3. Eklem açısı, eklemi oluşturan iki segment arasındaki açıdır. Vücudun pozisyonuna göre değişmez.



Şekil 2.18. Eklem açısı gösterimi (Anonymous, 2018)

4. Segment açısı, segmentle eklemden uzak yatay düzlem arasındaki açıdır.



Şekil 2.19. Segment Açısı Gösterimi (Anonymous, 2018)

5. Doğrusal hız, saniyede konumdaki metre cinsinden değişiktir (m/s).  
6. Açısal hız, saniyede açıdaki derece cinsinden değişiktir (deg./s).

### 2.2.3.3.EMG (Elektromiyografi)

EMG sinyalleri, elektriksel veya nörolojik olarak aktive edildiğinde kas hücreleri tarafından üretilen elektriksel potansiyeldir (Ryu and Kim, 2017). EMG sinyallerini ölçmek için kullanılan cihaza elektromiyograf, kaydedilen veriye de elektromiyogram denir. Tıbbi anormalliklerin teşhisinde, aktivasyon seviyesi tespitinde ya da insan veya hayvanların yürüyüş esnasında kaslarının kasılma zamanlarını ve sürelerini elde ederek biyomekanik hareket analizinde kullanılır.

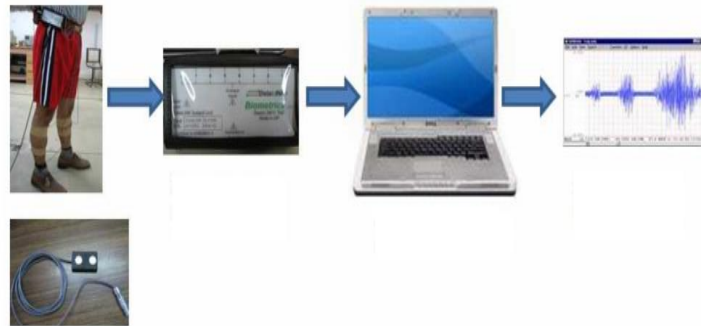
EMG'nin yüzey EMG(sEMG) ve kas içi EMG olmak üzere iki türü vardır.

### 2.2.3.3.1. Yüzey EMG

Yüzey EMG, kas üzerindeki deri yüzeyinden kas aktivitesini kaydederek kas fonksiyonunu hesaplar. Yüzey elektrotlar, kas aktivitesinin sadece sınırlı bir hesaplamasını sağlayabilir. Yüzey EMG, bir çift elektrotla ya da birden fazla elektrotun karışık sıralanmasıyla kaydedilebilir. EMG kayıtları iki ayrı elektrot arasındaki potansiyel farkı (voltaj farkı) gösterir. (Anonymous, 2018)

Yüzey EMG de dinamik EMG ve statik EMG olmak üzere iki kısma ayrılır.

- a. Dinamik EMG:** Dinamik EMG'de elektrotlar deriye bağlanır ve çeşitli hareket aralıklarında hareket ettikçe kas aktivitesi ölçülür ve grafiklenir (Kunju ve ark., 2009).



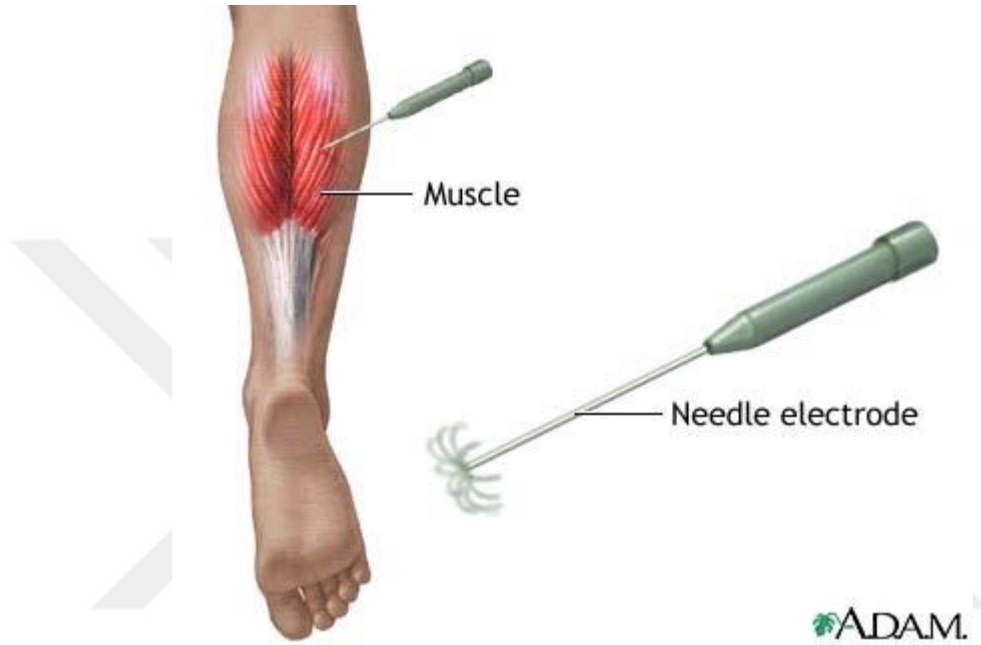
**Şekil 2.20.** Dinamik EMG uygulaması (Kunju ve ark., 2009)

EMG sensörleri ile sinyal ölçümü ve bilgisayarda analiz edildikten sonra grafiğe dökülmesi

- b. Statik EMG:** Statik EMG de elektrotlar deri yüzeyine bağlanarak dinlenme halindeki kas aktivitelerini ölçer.

### 2.2.3.3.2. Kas içi EMG

Kas içi EMG, farklı tiplerde kayıt elektrotlarıyla yapılabilir. En basit yaklaşım monopolar iğneli elektrotla yapılıdır. Bu, yüzey elektrotunu referans olarak kullanan kasa girmiş bir ince tel de olabilir; birbirine referans olan kasa girmiş iki ince tel de olabilir. İnce tel kayıtları en çok araştırmalarda veya kinezyoloji çalışmalarında kullanılır. (Anonymous,2018)



Şekil 2.21. Kas içi EMG lümü (Anonymous,2018)

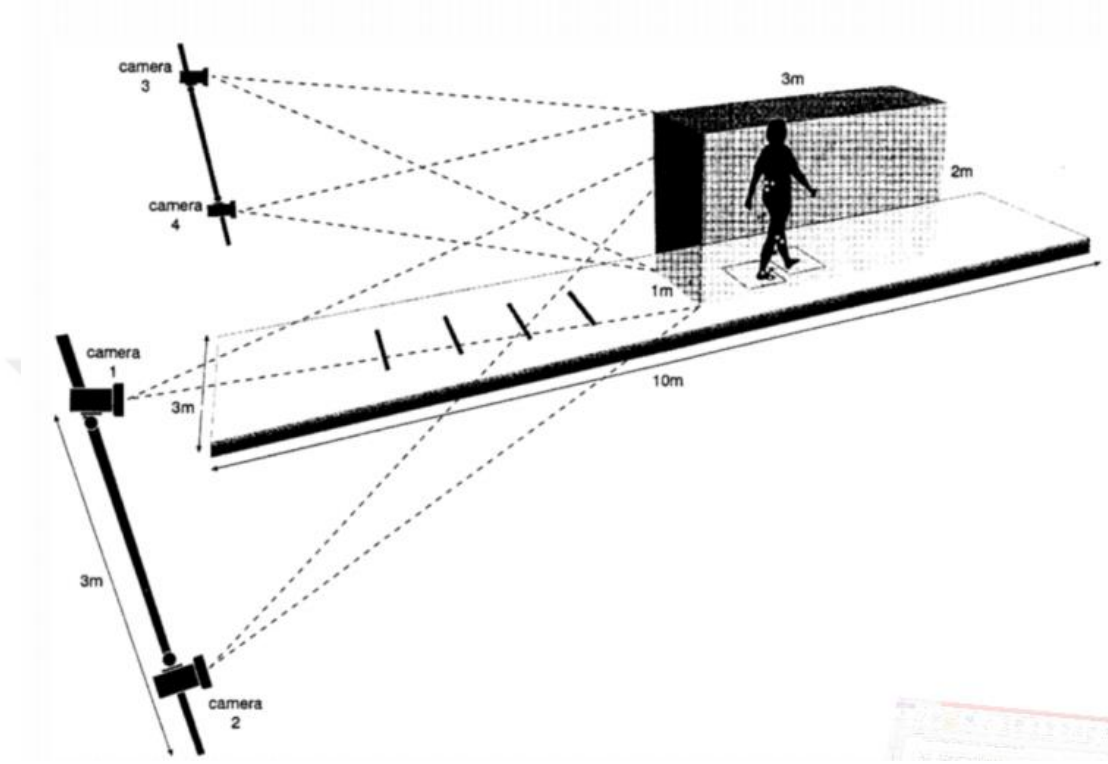
EMG verileri, kinetik ve kinematik ölçümlerden elde edilen verilerle birleştirilerek yürüme analizi gerçekleřtirilmiř olur.

### 2.2.4. Yürüme Analizinde Kullanılan Teknikler

Yürüme analizi sistemleri videolu sistemler ve sensörlü sistemler olmak üzere iki eřitir. Videolu analiz sistemleri yürüme analizinin temelini oluşturmaktadır. Teknolojinin gelişmesiyle, yerini yavaş yavaş sensörlü sistemlere bırakmasına rağmen, hâla yaygın olarak kullanılmaya devam etmektedir. Bu kısımda, bu sistemler ayrıntılı olarak anlatılacaktır.

#### 2.2.4.1. Videolu Yürüme Analizi

Videolu yürüme analizi yönteminde yürüyüş anı kameralarla kayda alınır. Daha sonra görüntü kareleri incelenerek yürüme verileri elde edilmeye çalışılır. 1970'lerde Johansson, hastaların eklemlerine ışıklar yapıştırmış, video ile yürüyüşlerini izlemiştir. Bu yolla yürüme ile ilgili tanımların yapılabileceğini göstermiştir (Johansson, 1973).



Şekil 2.22. Videolu Yürüme Analiz Sistemi Örneği ( Frigo ve ark., 1998)

Frigo ve arkadaşları (1998) hastanın ayak bileği, diz ve kalça eklemlerine yansıtıcı işaretleyiciler yerleştirilerek, 4 kamera bulunan bir odada 3 m. uzunluğunda bir parkur üzerinde yürütmüşler ve görüntüyü kaydetmişlerdir. İşaretleyicilerin üç boyutlu düzlemde konumlarını hesaplayarak analiz yapmışlardır. Pratheepan ve arkadaşları (2009) DSST adını verdikleri, üç boyutlu görüntüyü alarak iki boyutlu görüntüye çevirdikleri bir sistem önermişlerdir.

Videolu görüntü yakalama sistemleri özel donanım gerektiren sistemlerdir. Maliyet açısından oldukça pahalı ve uygulanması uzun süren bir tekniktir. Hastanın günlük hayattaki görüntüleri elde edilemediğinden, hastanın çevreden etkilenmesi, ışık vs. gibi şartlardan dolayı elde edilen sonuçlar çok hassas değildir.

#### 2.2.4.2. Sensörlü Yürüme Analizleri

Videolu yürüme analiz sistemlerinin maliyetinin yüksek olması, uygulanması için zaman ve nitelikli eleman gerektirmesi gibi sebepler ve teknolojinin ilerlemesi ile sensörlü yürüme analiz sistemleri geliştirilmiştir. Yürüyüş analizi için kullanılan teknolojiler giyilebilir sensörlü sistemler ve giyilemeyen sensörlü sistemler olarak sınıflandırılabilir.

#### **2.2.4.2.1. Giyilebilir Sensörlü Yürüme Analizi**

Yürüme analizinin son yıllarda tıp, spor, biyomedikal, hareket izleme gibi pek çok alanda kullanımı yaygınlaşmıştır. Düşük maliyetli, kullanımı kolay, taşınabilir cihazlar geliştirme ihtiyacı, sensörlü sistemler alanında çalışmalar yapılmasına ve bu sistemlerin yaygınlaşmasına zemin hazırlamıştır.

Genellikle sensörlü yürüme analizlerinde, sensörler, program geliştirme kartları ve filtreleme yöntemleri kullanılmaktadır.

##### **2.2.4.2.1.1. Sensörler**

Yürüme analizinde birbirinden farklı sensörler ve sistemler kullanılmaktadır. Bunlardan bazıları ivmeölçer, jiroskop, pusula/manyetik direnç sensörleri, kuvvet sensörleri, elektromanyetik izleme sistemleri, eğimölçer, açıölçer, elektromiyografi sensörleridir.

##### **2.2.4.2.1.1.1. İvmeölçer (Akselerometre)**

İvmeölçerler, kütleye uygulanan ivmeyi ölçmeye yarayan cihazlardır. İnsan vücudunda ilgili eksen boyunca eklemdeki ivmeyi ölçer (Tao ve ark., 2012). İvmeden hareketle hız hesaplanarak yürüme hızı elde edilir.

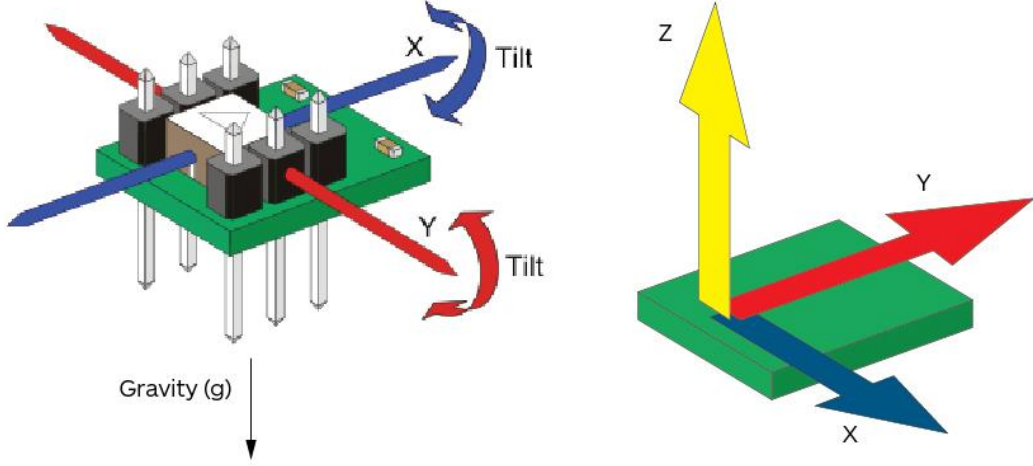
#### **İvmeölçerin Teknik Özellikleri:**

##### **1. Eksen Sayısı**

İvmeölçerler, tasarlandıkları eksene göre üçe ayrılırlar (Anonymous,2015):

- a. Tek Eksenli İvmeölçerler:** En yaygın ivmeölçer türüdür. Basit titreşim seviyelerini ölçmek için kullanılırlar.
- b. İki Eksenli İvmeölçerler:** X ve Y ekseninde hızlanma veya titreşimi ölçmek için tasarlanmıştır.

c. **Üç Eksenli İvmeölçerler:** X, Y ve Z ekseninde ölçüm yapılabilir.



Şekil 2.23. 2 eksenli ve 3 eksenli ivmeölçer (Anonymous, 2015 )

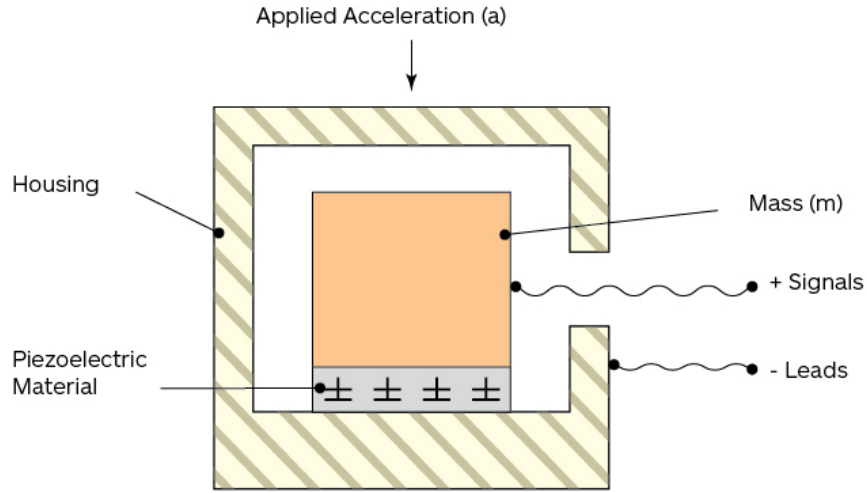
## 2. Hızlanma Genliği ve Frekansı:

Sadece eğim ölçmek için  $\pm 1.5$  g ölçen ivme ölçer kullanılabilir. Araba, uçak gibi hareketli araçların hareketini ölçmek için  $\pm 2$  g, ani duruş ya da ani hızlanma gibi değişiklikler olan uygulamalar içinse  $\pm 5$  g veya daha büyük ölçümler yapan bir ivmeölçer kullanılabilir.

Kullanılan ivmeölçerin titreşim fekanı, kullanıldığı uygulamanın frekansına uygun olmalıdır. Yüksek hassasiyetli ivmeölçerler, en küçük titreşimde tepki verirler (Kadioğlu ve Dinçer, 2010).

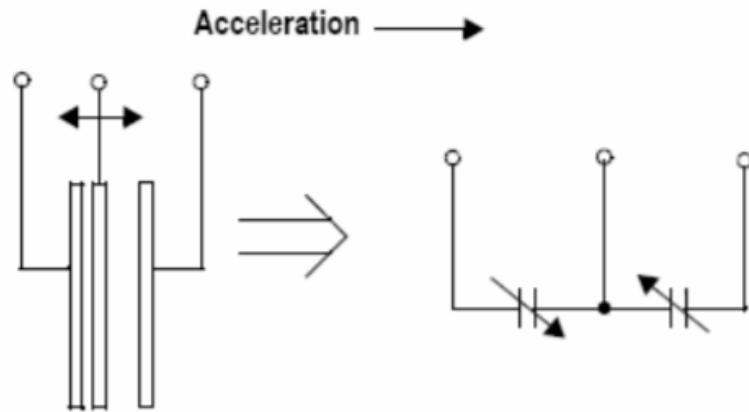
## 3. Sensör Tipi

a. **Piezoelektrik İvmeölçer:** Bu sensörlerde piezoelektrik malzeme kullanılır. Sensöre ivmeye bağlı kuvvet uygulandığında, malzeme bu kuvvete tepki verir. Malzemedeki elektrik yükü değişimi, uygulanan ivmeyle doğru orantılıdır.



Şekil 2.24. Piezoelektrik İvmeölçer (Anonymous, 2018)

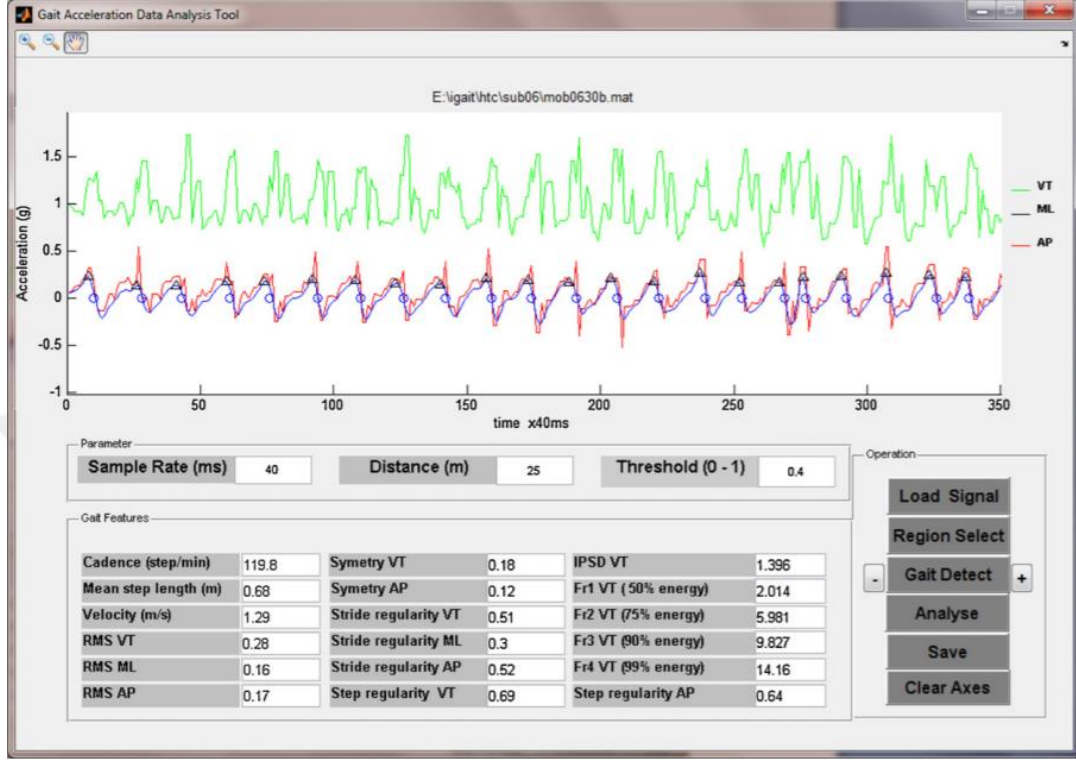
- b. Piezorezistif İvmeölçer:** Piezorezistif ivmeölçerler, piezoelektrik ivmeölçere benzer şekilde çalışırlar, ancak çıkış ölçümü, elektrik yükündeki değişiklik yerine dirençteki değişikliktir.
- c. Kapasitif İvmeölçer:** Kapasitedeki değişimi ölçen ivmeölçerlerdir. İki sabit plaka arasına yerleştirilen zar ivmelenme ile yer değiştirir. Zarın yer değiştirmesi ile plakalar arasındaki sığa değişir ve ivme ile orantılı bir çıkış elde edilir.



Şekil 2.25. Kapasitif İvmeölçer Modeli (Tetik ve ark., 2012)

İvmeölçer kullanılarak yapılmış çeşitli çalışmalar mevcuttur. Lee çalışmasında, insan hareketlerini izlemek için tek 3 eksenli ivmeölçer kullanmıştır (Lee ve Ha, 1999). Tadano ve ark., her yürüme denemesinden önce başlangıç fazı belirlemiş, her sensörün yer çekimine göre ilk eğimini elde etmek için ivmeölçer kullanmıştır (Tadano ve ark.,

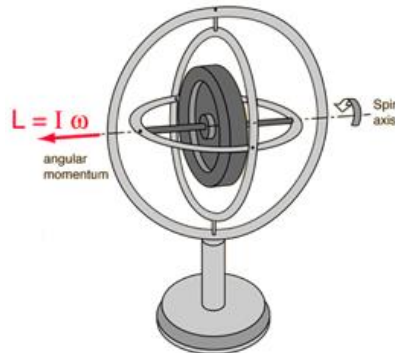
2013). Bir diğer çalışmada Yang ve arkadaşlarının (2012) geliştirmiş olduğu bir yürüme analiz sistemidir. Yazılımını MATLAB'ta geliştirdikleri iGAIT adını verdikleri sistemde ivmeölçer kayıtlarından yürüme modeli özelliklerini çıkarmışlardır.



Şekil 2.26. Yang ve arkadaşlarının geliştirdiği iGAIT programı (2010)

#### 2.2.4.2.1.1.2. Jiroskop

Bir eksen etrafında dönen tüm cisimler, dönme hızlarını ve dönüş yönlerini korumak isterler. Bu durumu değiştirmeye yönelik etkilere karşı atalet geliştirirler. Jiroskoplar işte bu prensibe dayanır (Tao ve ark., 2012). Jiroskop, açısız momentum koruma prensibini taşıyan bir disk ve tekerlek mekanizmasına sahiptir.



Şekil 2.27 Jiroskop (Nave, 1998)



Şekil 2.28. 3 Eksenli Jiroskop

Jiroskoplar, yürüme analizinde ilgili eklemin açısal hızını ölçmeye yarayan sensörlerdir. Dönmedeki değişiklik, açısal hızın integralinin alınmasıyla bulunur (Tao ve ark., 2012). Tong ve Granat (1999) çalışmalarında, tek eksenli jiroskop kullanarak portatif yürüme analiz sistemi geliştirmişlerdir.

#### 2.2.4.2.1.1.3. Pusula/ Manyetik Direnç Sensörleri

Manyetik direnç sensörleri, manyetik indüksiyon altında direnç değişmesine karşılık gelen manyetorezistif etkiyi kullanır (Graham, 2004). Bu sensörler dünyanın manyetik alanına göre rotasyonları ölçerler. Pusula da manyetik alanının yönünü ölçen basit bir manyetometredir. Bu sensörlerde bilinmesi gereken bazı teknik özellikler vardır (Anonymous, 2018).

#### Teknik Özellikler:

**1.Örnek Oran :** Örnek oran saniyedeki okuma miktarıdır.

**2. Bant genişliği:** Manyetometrenin veri iletim kapasitesidir.

**3.Çözünürlük:** Manyetometrenin çözebileceği manyetik alandaki en küçük değişikliktir.

**4. Niceleme Hatası:** Okunan verilerin yuvarlanması veya kesilmesiyle oluşan hatalardır.

**5. Mutlak Hata:** Manyetometrenin gerçek değerleri ile okuduğu değerler arasındaki farka mutlak hata denir.

**6. Sürüklenme:** Zaman içinde mutlak hatadaki değişimdir.

**7. Termal Kararlılık:** Ölçümün sıcaklığa bağlı olmasıdır.

**8.Gürültü :** Gürültü, veri okurken oluşan dalgalanmalardır.

**9.Hassasiyet/Duyarlılık:** Sensörün manyetik alandaki tespit edebildiği en küçük değişiktir.

**10. Başlık Hatası:** Oryantasyondaki değişikliklerden dolayı ölçümde meydana gelen değişikliklerdir.

**11.Ölü Bölge:**Sensörün zayıf olduğu ya da hiç ölçüm yapamadığı bölgedir.

**12. Eğim Toleransı:** Eğimli manyetik alanda, sensörün ölçüm yapabilme özelliğidir.



Şekil 2.29. 3 eksenli manyetometre

Yürüme analizi ile ilgili çeşitli çalışmalarda vücudun pozisyonunu öğrenmek için pusula sensörleri kullanılmıştır. Bunlardan biri de Kemp ve ark.(1998)nın yapmış olduğu çalışmadır. Çalışmalarında manyetik pusula kullanarak vücudun pozisyonunun yönelimini tahmin etmeye çalışmışlardır.

#### 2.2.4.2.1.1.4. Eğimölçer

Eğimölçer, bir nesnenin yerçekimine göre eğim, yükseliş veya alçalış açısını ölçmek için kullanılır.



Şekil 2.30. 2 Eksenli Eğimölçer

Eğimölçerler genellikle sivil, askeri, ulaşım, havacılık gibi farklı alanlarda kullanılırlar (Rana ve Orara, 2016). Vanwanseele ve arkadaşları (1999) çalışmalarında eğimölçer kullanarak statik pozisyonda kalça-diz-bilek açısını ölçmüşlerdir.

#### 2.2.4.2.1.1.5. Açıölçer

Açıölçer eklem çevresindeki hareket mesafesini ölçmek için kullanılan bir araçtır. Yürüme analizinde kolayca esneyebilen esnek açıölçer kullanılır. Açıölçerin iki ucu eklem etrafındaki segmentlere yerleştirilir. Segmentler arasındaki açısal değişiklik sonucu oluşan fiziksel sinyaldeki değişiklik ölçülür. Yürüme analizinde kullanılan esnek açıölçerler gerinim ölçer, mekanik esnek, endüktif ve optik fiber açıölçer olarak sınıflandırılabilir.

Roduit ve ark. (1998), mekanik esnek gonyometre geliştirmişlerdir. Eklem dönme düzlemine uzunlamasına iki paralel tel yerleştirmiş, bu tellerin yer değiştirmesiyle oluşan açısal değişimi ölçmüşlerdir. Başka bir çalışmada da tıbbi uygulamalarda kullanmak için endüktif sensörlü açı ölçer geliştirilmiştir (Laskoski ve ark., 2009).



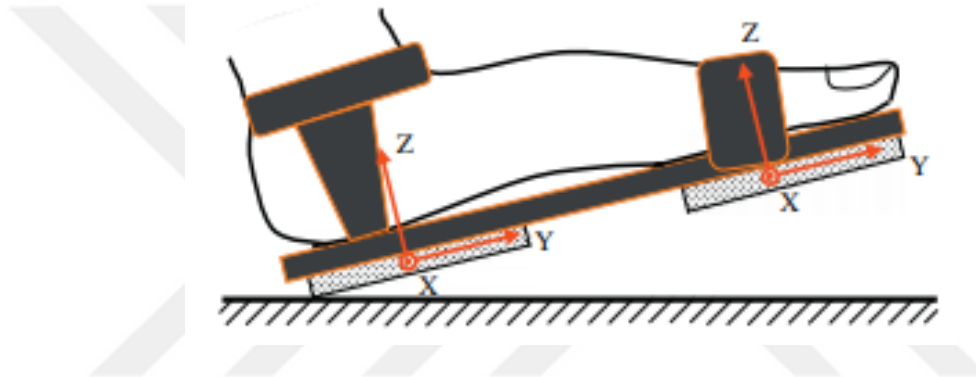
Şekil 2.31. Esnek Açıölçer

#### 2.2.4.2.1.1.6. Basınç ve Kuvvet Sensörleri

Basınç ve kuvvet sensörleri ayak altındaki YTK'nın ölçülmesinde kullanılır. Giyilebilir yürüme analizinde ayakkabı tabanına gömülüdür. Piezoelektrik, kapasitif, gerinim-ölçer olmak üzere sınıflara ayrılabilir.



Şekil 2.32. Basınç Sensörü

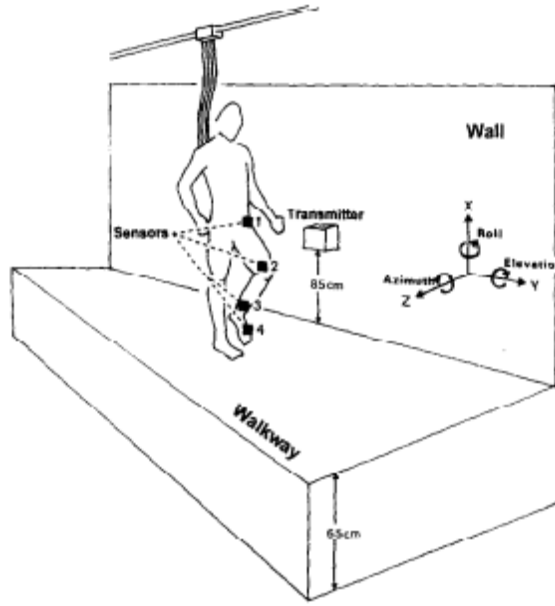


Şekil 2.33. Yürüme analizinde basınç sensörü kullanımı (Liu ve ark., 2014)

Liu ve ark. (2014), zemin reaksiyon kuvvetini ölçmek için ayakkabı tabanına iki tane 3 eksenli kuvvet plakası yerleştirmişlerdir.

#### 2.2.4.2.1.1.7. Elektromanyetik İzleme Sistemleri

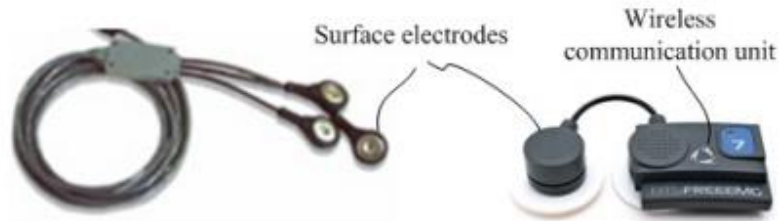
Elektromanyetik izleme sistemi Faraday'ın manyetik indüksiyon yasasına dayanan bir çeşit 3D ölçüm cihazıdır (Mills,2007). Sensör bobinlerini taşıyan bir nesne kontrollü manyetik alanların içinde hareket ettiğinde, kontrol edilen manyetik alanların kaynağına göre, nesnenin konumu ve yönü değişir ve sensör bobinlerindeki indüklenen voltajlar değişir. Kobayashi ve ark. (1997) çalışmalarında üç karşılıklı ortogonal bobine sahip vericiden üretilen manyetik alan içerisinde, hasta üzerine dört adet (pelvis, kalça, bacak ve ayak üzerine) 3 eksenli sensörler yerleştirerek yürütmüşler ve sensörlerin vericiye göre konumunu ve açılal yönünü değerlendirmişlerdir.



Şekil 2.34. ETS Örneği (Kobayashi ve ark., 1997)

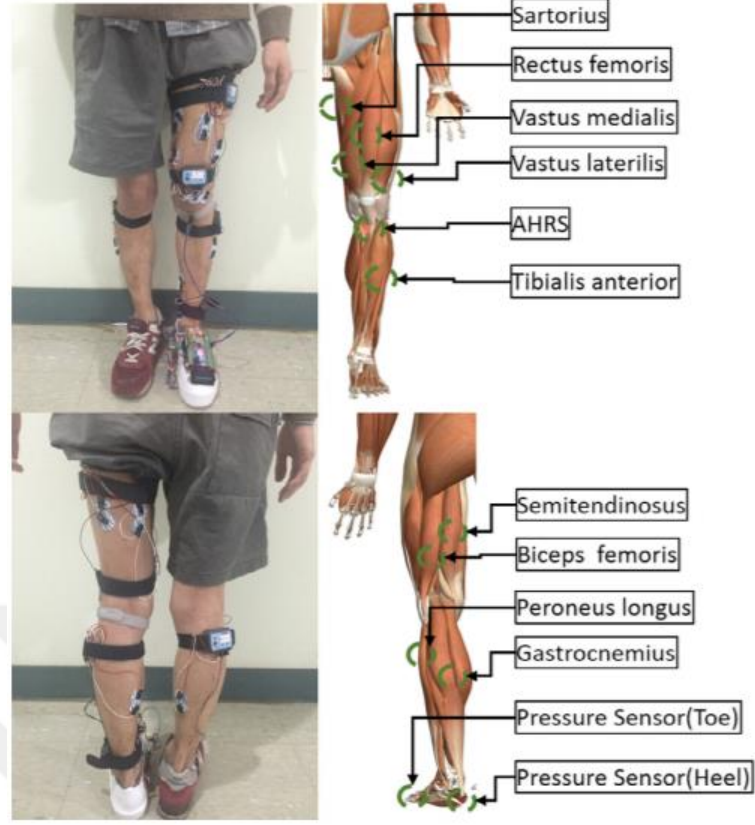
#### 2.2.4.2.1.1.8. EMG (Elektromiyografi) Sensörleri

EMG, yürüyüş anında alt ekstremitedeki kasların aktivitesini ölçmek için yüzey elektrotları veya tel elektrotlar kullanılarak geliştirilmiş bir cihazdır.



Şekil 2.35. EMG Örneği

Emg sensörleri, insan yürüyüşündeki güç aktivitesinin değerlendirilmesinde ve alt ekstremitede problemleri olan bireylerin yürüme performansını değerlendirmede yardımcı olarak kullanılabilir. Ryu ve Kim (2017) EMG sinyallerini, yürüme fazı tespitinde kullanmışlardır.



Şekil 2.36. EMG Sensörleri ile Yürüme Fazı Tespiti (Ryu ve Kim, 2017)

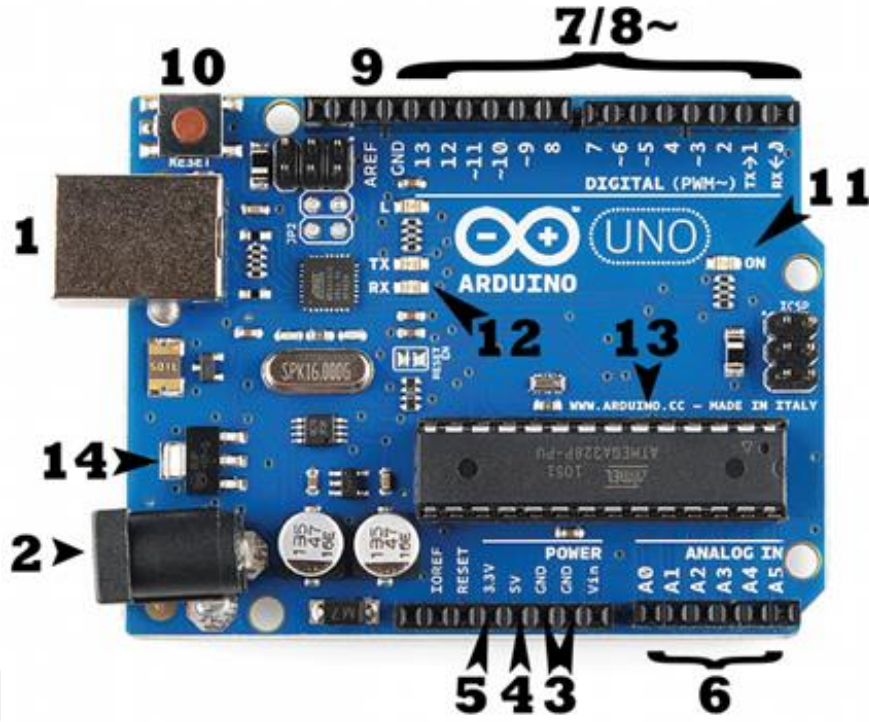
#### 2.2.4.2.1.2. Program Geliştirme Kartları

Etkileşimli nesnelere ve ortamlara oluşturmak, çevredeki sensör, cihaz vb. cisimleri kontrol edebilmek için uygulamalar yazmak ve bu uygulamaları deneyebilmek için çeşitli program geliştirme kartları vardır. Bunlardan en yaygın kullanılanları Arduino, Raspberry Pi, BeagleBone, Intel Galileo, pcDuino, Goldilocks, ExtraCore, SparkCore, DigiSpark ve NodeMCU' dur.

##### 2.2.4.2.1.2.1. Arduino

Arduino, kolay kullanımlı donanım ve yazılım tabanlı, açık kaynaklı bir elektronik platformdur (Anonymous, 2018).

Arduino genel olarak yazılım ve donanım kısmı olmak üzere 2 bileşenden oluşur. Yazılımda Arduino IDE kullanılır. Arduino IDE, arduino için geliştirilmiş, yazılan kodların derlenip, usb ile arduino kartına yüklenmesini sağlayan yazılım geliştirme platformudur. Dil olarak C++'a yakın bir dil kullanılır. Donanım kısmında, arduinolarda Atmel marka mikrodenetleyiciler kullanılır. Kart üzerinde giriş-çıkış pinleri, usb bağlantısı, ledler, güç bağlantısı ve reset butonu gibi birimler bulunmaktadır.



Şekil 2.37. Arduino Uno Giriş-Çıkış Pinleri

#### Arduino Uno Giriş-Çıkış Pinleri

- 1-2. Güç kaynağı girişleri- USB ve DC girişi
3. Toprak pinleri- GND
4. 5V girişi
5. 3.3 V girişi
6. A0-A5 Analog pinleri
- 7.0-13 Dijital giriş-çıkış pinleri
8. (3-5-6-9-10-11) Bu pinler normal dijital pinlerdir. Ancak PWM olarak kullanılabilir.
9. AREF- Harici referans voltajı
10. Reset butonu
11. Led
12. TX-RX ledleri
13. Programların kaydedildiği Atmel işlemci. Arduinonun beyni.
14. Voltaj regülatörü

Arduinonun çok sayıda farklı çeşitleri vardır. Bunlardan kullanımı en yaygın olanları Arduino Uno, Lilypad, Mega, Leonardo'dur.

### Arduino Lilypad

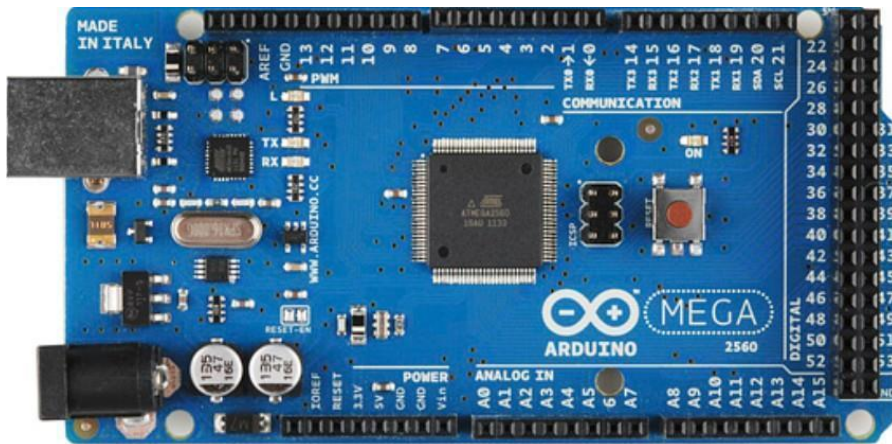
LilyPad, Leah ve SparkFun tarafından ortaklaşa tasarlanmış, giyilebilir bir e-tekstil teknolojisidir. Kart ATmega168V veya ATmega328V mikrodenetleyici kullanır.



Şekil 2.38. Lilypad kullanılmış bale ayakkabıları (Srivastava, 2015)

### Arduino Mega

Arduino Mega 54 tane dijital giriş / çıkış pini vardır. Bunlardan 15 tanesi PWM çıkışı olarak kullanılabilir. 16 tane analog girişi, 4 UART, 1 tane 16 MHz kristal osilatörü, USB bağlantısı, power jakı (2.1mm), ICSP başlığı ve reset butonu bulunmaktadır (Anonymous, 2009).



Şekil 2.39. Arduino Mega

### Arduino Leonardo

Arduino Leonardo, kendi dahili USB haberleşme özelliği bulunan bir geliştirme kartıdır. Atmega32u4 mikrodenedetleyici kullanır. 20 tane dijital giriş / çıkış pini vardır. Bunlardan 7 tanesi PWM, 12 tanesi de analog giriş olarak kullanılabilir. Ayrıca 1 adet 16 MHz kristal osilatörü, USB bağlantısı, power jakı (2.1mm), ICSP başlığı ve reset butonu bulunmaktadır (Anonymous, 2009).

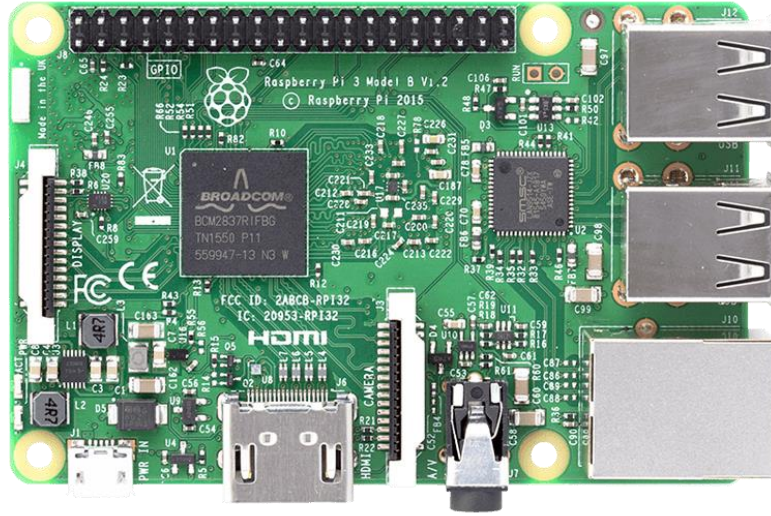


Şekil 2.40. Arduino Leonardo

#### 2.2.4.2.1.2.2. Raspberry Pi

Raspberry Pi, Raspberry Pi Foundation tarafından 2009'da geliştirilmeye başlanmış düşük güçlü kredi kartı büyüklüğündeki tek kartlı bir bilgisayardır. (Ferdoush ve Li, 2014). Raspberry Pi'ye monitör, klavye ve fare gibi donanımlar HDMI ve USB konektörlerle bağlanarak, masaüstü bilgisayar gibi kullanılabilir. USB bağlantısına sahip bir wifi bağdaştırıcısıyla yerel ağa bağlanabilir.

Raspberry Pi'nin Model A+, Model B, Model B+, Raspberry Pi 2, Raspberry Pi 3, Raspberry Pi Zero, Raspberry Pi 3 B+ gibi farklı çeşitleri vardır.

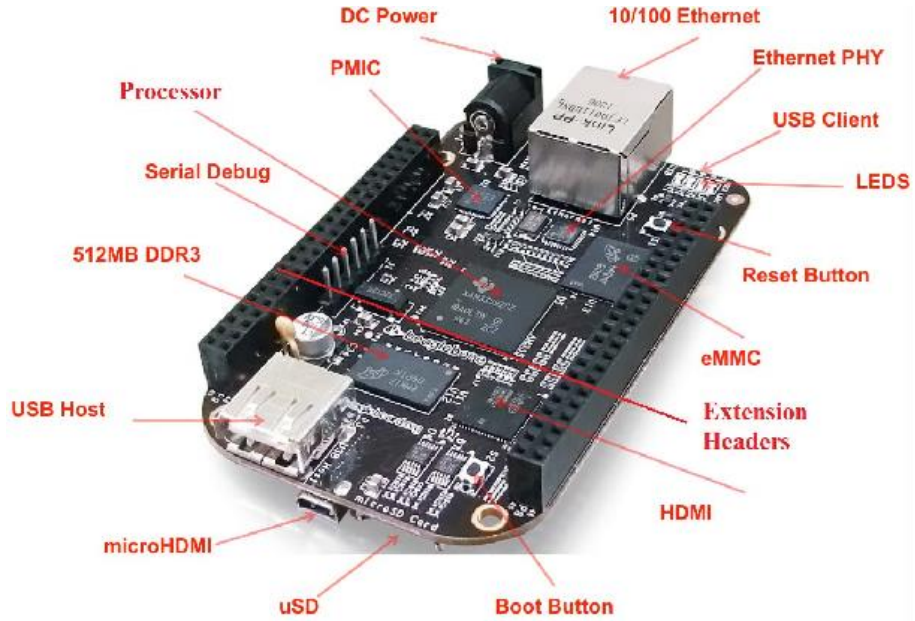


Şekil 2.41. Raspberry Pi 3

### 2.2.4.2.1.2.3. BeagleBone

Beaglebone, yüksek seviyeli yazılım ve düşük seviyeli elektronik devreleri birbirine bağlayan karmaşık uygulamalar oluşturmak için kullanılacak kompakt, düşük maliyetli, açık kaynaklı bir Linux bilgi işlem platformudur (Molloy, 2015).

BeagleBone'un BeagleBone, BeagleBone Black, SeeedStudio BeagleBone Green ve SeeedStudio BeagleBone Green Wireless gibi çeşitleri vardır.



Şekil 2.42. Beaglebone (Nayyar ve Puri, 2015: 58)

#### 2.2.4.2.1.2.4. Intel Galileo

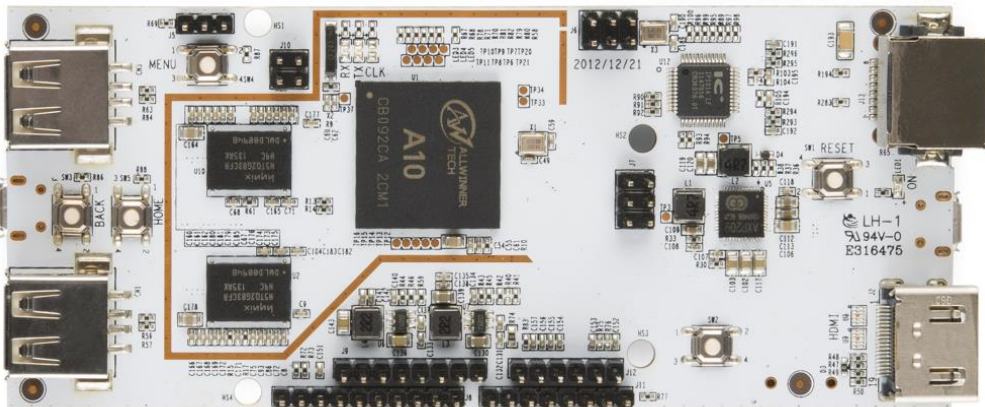
Intel Galileo üreticisi tarafından, ilk defa Ekim 2013 Roma yapım fuarında sunulduktan sonra, olumlu geri dönüşlerle üretilmeye başlanmıştır (Ramon, 2014). Intel Quark SocX1000 işlemcisi ile birlikte Arduino Uno mikrodenetleyicisini içermektedir. Açık kaynak kodlu ve donanımlı, kullanımı kolay ve hızlıdır (Ghayvat H., 2015).



Şekil 2.43. Intel Galileo

#### 2.2.4.2.1.2.5. pcDuino

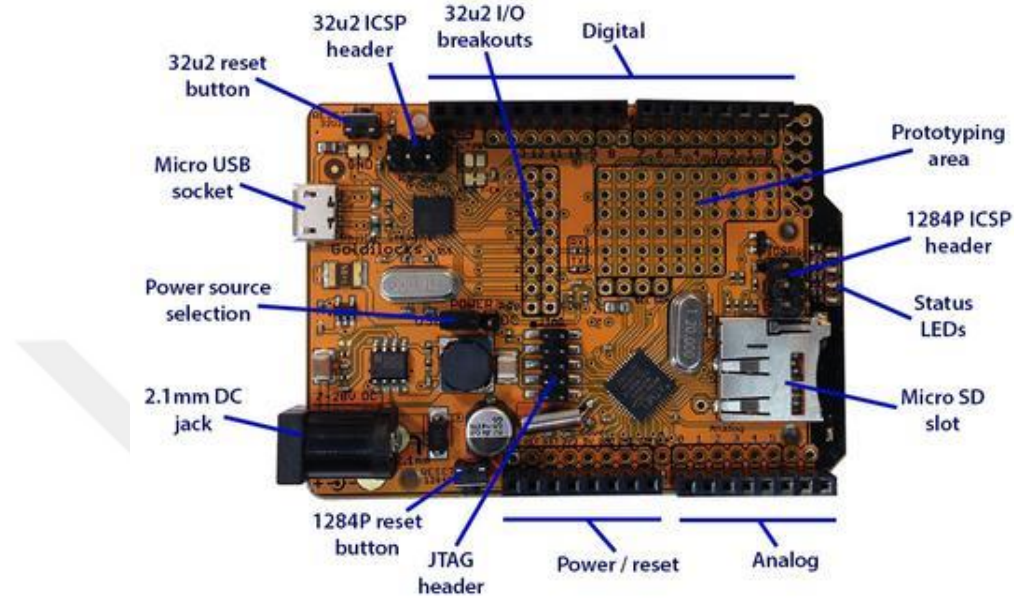
pcDuino, 1GB DRAM ARM Cortex A8 CPU ya sahip, wifi modüllü, yüksek performanslı, düşük maliyetli mini bir bilgisayar platformudur. Linux tabanlı işletim sistemine sahip pcDuino, C, C++, Java, Python gibi programlama dillerini desteklemektedir (Gomez ve ark., 2015).



Şekil 2.44. pcDuino

### 2.2.4.2.1.2.6. Goldilocks

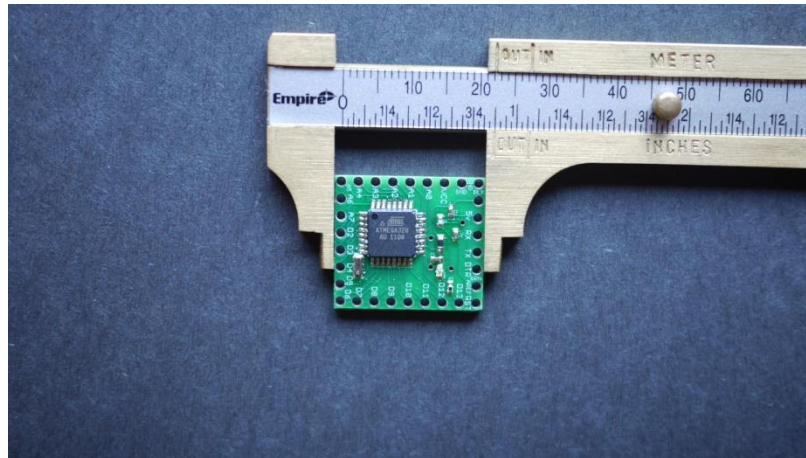
Goldilocks, Arduino'ya alternatif olarak geliştirilmiş bir karttır. Arduinodan farklı olarak RAM, FLASH, EEPROM boyutları gibi konularda iyileştirmeler yapmak için ATmega1284p işlemcisi kullanılmıştır.



Şekil 2.45. Goldilocks

### 2.2.4.2.1.2.7. ExtraCore

ExtraCore, Dustin Andrews tarafından geliştirilmiş, açık kaynak kodlu, Arduino ile uyumlu 25.4 mm. uzunluğunda, 22 mm. genişliğinde, 1.7 gr. ağırlığında bir geliştirme kartıdır (Anonymous, 2018).



Şekil 2.46. ExtraCore

#### 2.2.4.2.1.2.8. SparkCore

SparkCore, IEEE 802.11 WiFi Standardına sahip Texas Instruments CC3000 Wi-Fi modülünü ve ARM Cortex-M3 mikro denetleyicisini kullanan bir geliştirme kartıdır (Hughes ve ark., 2015).



Şekil 2.47. SparkCore

#### 2.2.4.2.1.2.9. DigiSpark

DigiSpark, açık kaynak kodlu, Arduino ile uyumlu, ATtiny85 mikronetleyici tabanlı, USB ara birimine sahip bir geliştirme kartıdır.



Şekil 2.48. DigiSpark

### 2.2.4.2.1.2.10. NodeMCU

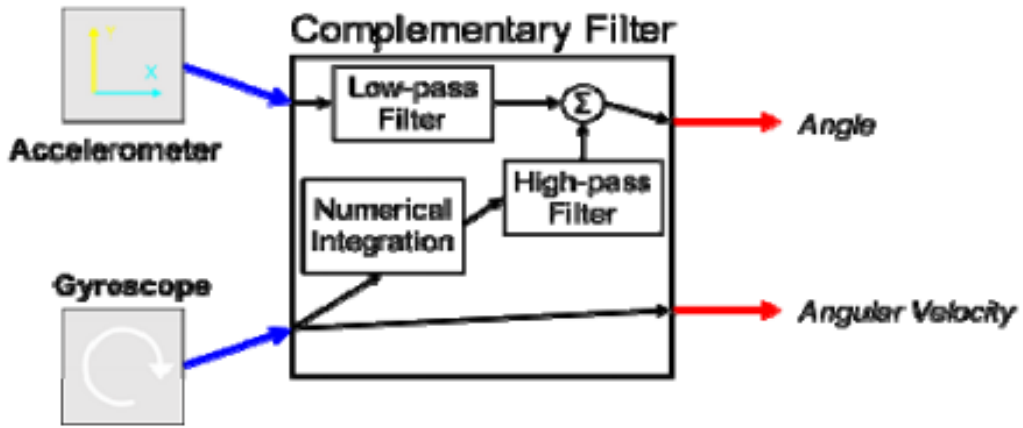
Bu başlık “4.1.2. NodeMCU Program Geliştirme Kartı” bölümünde anlatılacaktır.

### 2.2.4.2.1.3. Filtreler

Yürüme analizinde kullanılan en temel sensörler jiroskop, ivmeölçer ve pusula/manyetik direnç sensörleridir. Bu sensörlerden veriler okunurken bazen kaymalar, değerlerde ani yükselmeler veya düşüşler olabilir. Verilerdeki bu gürültüleri önlemek veya en aza indirmek ve sonuçları daha doğru okumak için filtreler kullanılır. Bunlardan en yaygın olanları tamamlayıcı filtre (complementary filter), Mahony Magdwick filtresi, kalman filtresi ve DCM(Directional Cosine Matrix) filtresidir.

#### 2.2.4.2.1.3.1. Tamamlayıcı Filtre

İvmeölçerden veri okunurken yüksek frekanslı titreşimlere maruz kalır, jiroskop verileri okunurken de zaman içinde kaymalar olur. Yüksek frekanslı titreşimler düşük geçişli filtreyle, düşük geçişli titreşimler yüksek geçişli filtreyle telafi edilebilir. Tamamlayıcı filtre, ivmeölçer verilerini yüksek geçişli filtreden geçirerek gürültüyü, jiroskop ve pusula/manyetik direnç sensörlerinden gelen verileri de düşük geçişli filtreden geçirerek kaymaları en aza indirir (Altın ve Er, 2015: 22).



Şekil 2.49. Tamamlayıcı Filtre Yapısı (Altın ve Er, 2015)

Tamamlayıcı filtreyi formülle ifade edecek olursak:

$$\text{angle} = a * (\text{angle} + \text{gyroscope} * dt) + ((1 - a) * \text{accelerometer})$$

a : Filtre katsayısı (0-1 arasında olmalıdır),

angel : Hesaplanan son açı,

gyroscope : Jiroskoptan gelen veri,  
 accelometer : İvmeölçerden gelen veri,  
 dt : Son iterasyon ile başlangıç arasında geçen süre

### 2.2.4.2.1.3.2. Kalman Filtresi

Kalman filtresi bir sistemin durum tahmininde özyinelemeli (rekürsif) olarak kullanılan bir tekniktir. Her döngü sonrası elde edilen hata payını yeniden girdi olarak kullanarak, gürültüyü azaltmaya çalışır. Hızlı olduğundan gerçek zamanlı problemler ve gömülü sistemler için idealdir.

Kalman filtreleme algoritması başlangıçta kontrol girişi olmayan bir sistem için elde edilir. Daha sonra deterministik çözüm üst üste eklenerek filtreleme tamamlanır (Chui, 2009).

Filtre, problem tahmin etme ve ölçüm güncellemesi olmak üzere iki kısımdan oluşur. Her adımda tahmini hata payını bularak bir sonraki adım için girdi olarak kullanır. Böylece hata payı en aza indirgenir, en doğru sonuç elde edilir.

Kalman filtresi uygulanırken önce problem modellenir. Durum modellemede kullanılan iki denklem vardır.

$$\mathbf{x}_t = \mathbf{F}_t \mathbf{x}_{t-1} + \mathbf{B}_t \mathbf{u}_t + \mathbf{w}_t, \quad (2.1)$$

$$\mathbf{z}_t = \mathbf{H}_t \mathbf{x}_t + \mathbf{v}_t \quad (2.2)$$

$\mathbf{x}_t$  : Sistemin t anındaki durum vektörüdür.

$\mathbf{u}_t$  : Kontrol girişlerini içeren vektördür. (Çoğu uygulamada kullanılmaz.)

$\mathbf{F}_t$  : Geçiş matrisidir. (t-1 zamanındaki parametrelerin, t zamanındaki parametrelerin üzerindeki etkisini gösteren durum geçiş matrisi)

$\mathbf{B}_t$  :  $\mathbf{u}_t$  vektöründeki her kontrol giriş parametresinin etkisini gösteren kontrol matrisidir.

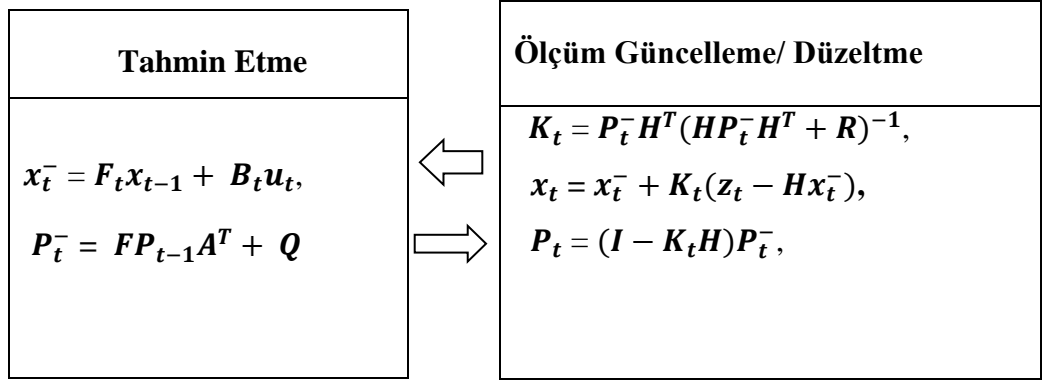
$\mathbf{w}_t$  : İşlem/süreç gürültü vektörü

$\mathbf{z}_t$  : Ölçüm vektörü

$\mathbf{H}_t$  : Durum vektör parametrelerini, ölçüm alanına dönüştürme matrisi

$\mathbf{v}_t$  : Ölçüm gürültü vektörü

Problem modellendikten sonra uygulama iki kısımdan oluşur: Tahmin etme ve ölçüm güncelleme.



- $\mathbf{x}_t^-$  : Önceki durum tahmini,
- $\mathbf{P}_t^-$  : Önceki hata kovaryansı,
- $\mathbf{K}_t$  : Kalman kazancı,
- $\mathbf{Q}$  : İşlem/süreç gürültü kovaryans matrisi,
- $\mathbf{R}$  : Ölçüm gürültü kovaryans matrisi.

Önceki durum tahmini ve hata kovaryansı ölçüm güncelleme aşamasında girdi olarak kullanılır. t anında hesaplanan bütün değerler, t+1 anında girdi olarak kullanılır. Her adımın çıktısı bir sonraki adımın girdisidir.

### 2.2.4.2.1.3.3. DCM Filtresi

Bu başlık “4.2.3.1. DCM (Directional Cosine Matrix) Koordinat Dönüşüm Matrisi Filtresi” bölümünde anlatılacaktır.

### 2.2.4.2.2. Giyilemeyen Sensörlü Yürüme Analizi

Giyilemeyen sensörlü yürüme analiz sistemlerinde kullanılan iki teknik vardır. Bunlardan biri görüntü işleme tekniğine dayanır, diğeri zemin sensörlerini baz alır (Murode-la-Herran ve ark., 2014).

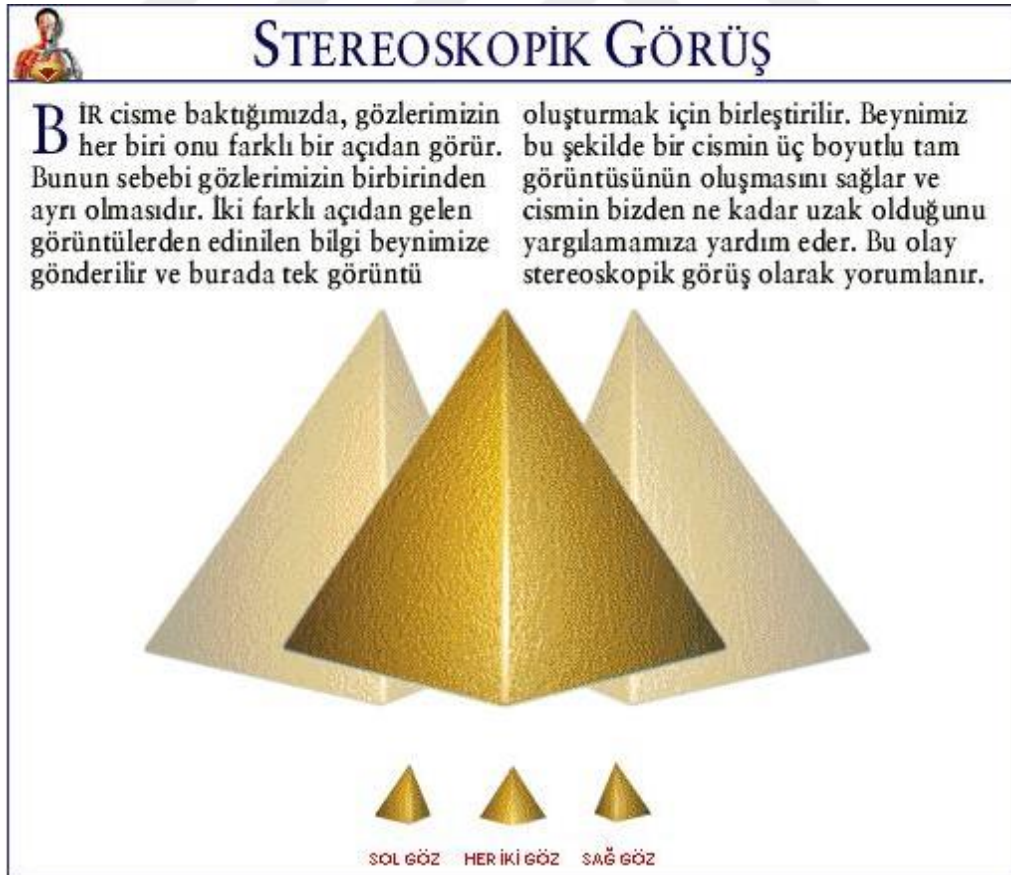
#### 2.2.4.2.2.1. Görüntü İşleme Tekniği

Görüntü işleme tekniği ile yürüme analizinde dijital ya da analog kameralar kullanılır. Bu kameralarla kaydedilen görüntüler, yürüme parametrelerini elde etmek için görüntüyü siyah-beyaz görüntüye çevirme, arka plan rengini çevirerek görüntüyü ayırma gibi tekniklerle irdelenir.

Bu teknikte yaygın olarak kullanılan sistemler, stereoskopik görüş sistemleri, ToF sistemleri, yapısal ışık sistemi, kızılötesi termografi sistemleridir.

#### 2.2.4.2.2.1.1. Stereoskopik Görüş Sistemleri

Bu yöntemde aynı noktayı görecektir şekilde, belli mesafede konumlandırılmış iki kamera kullanılır. Kameralardan alınan görüntüler üst üste bindirilerek derinlik algısı yaratılır (Duran ve Kaya, 2018). Aslında iki boyutlu olan görüntü, derinlikte eklenerek üç boyutlu hale getirilir. Bu yöntemin kullanıldığı çeşitli çalışmalar vardır. Pachoulakis ve Kourmoulis (2014), parkinson hastaları için geliştirdikleri hareket yakalama sisteminde bu yöntemden faydalanarak üç boyutlu iskelet yapısını oluşturmuşlar ve yürüme parametrelerini elde etmişlerdir.

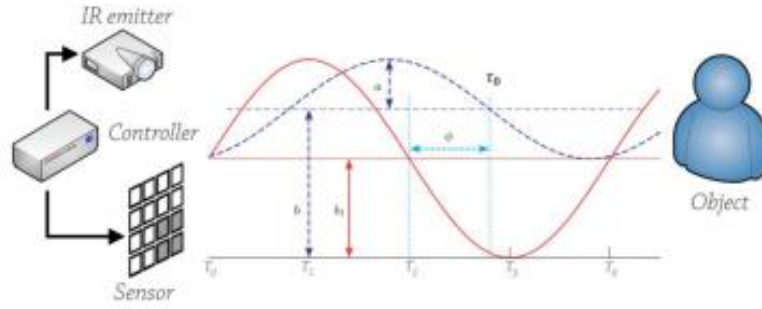


Şekil 2.50. Stereoskopik Görüş (Anonim, 2018)

### 2.2.4.2.2.1.2. ToF (Time-of-Flight) Sistemler

Time-of-Flight sisteminde ışık yayıcısından çıkan ışık, nesnenin yüzeyine çarpıp, dedektöre geri döner. Belirli bir ortamda ışık hızı ve geçen zamanın bilinmesi ile mesafe hesaplanabilir (Yang, 2015).

ToF sistemler, darbeli modülasyon ve sürekli dalgalı modülasyon olmak üzere iki kısımda incelenebilir. Darbeli modülasyonda ışığın gönderilme ve geri dönme süresi hesaplanarak zaman doğrudan ölçülür. Dalgalı modülasyon ise zaman doğrudan değil, faz olarak ölçülür. Vericiden yayılan ışık dalgaları ile dedektöre gelen ışık dalgaları arasında kaymalar belirlenerek aradaki faz farkı hesaplanır.

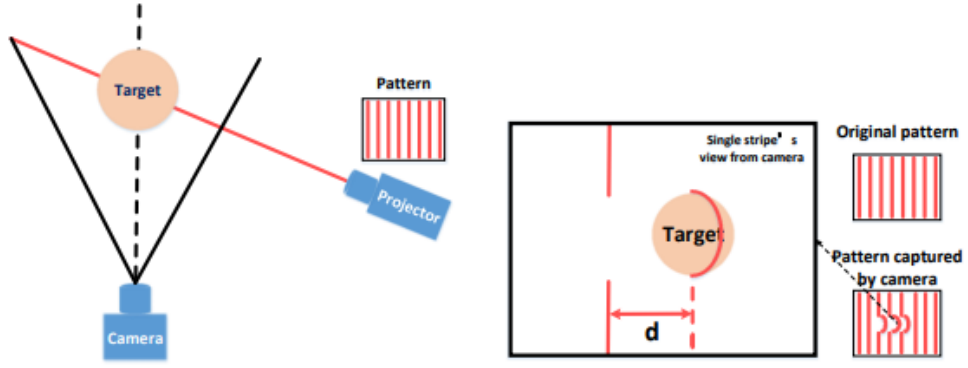


Şekil 2.51. ToF çalışma prensibi (Muro-de-la-Herran ve ark., 2014)

ToF sisteminin kullanıldığı çalışmalar vardır. Oprisescu ve ark., (2010) çalışmalarında SR-3000 ToF kamera ile gri düzeyde görüntü alıp, bunu hareket tanımlamada kullanmıştır.

### 2.2.4.2.2.1.3. Yapısal Işık Sistemi

Yapısal ışık sisteminde bir kamera, kızıl ötesi ışınlar yayan bir ışık kaynağı ve ışık kaynağı tarafından oluşturulan aydınlatma modelini tanıyabilen bir sensör kullanılır. Işık kaynağı (projektör) tarafından bir düzlem aydınlatıldığında, nesne geçişinde yüzeyde deformasyon olur. Burada oluşan desenleri görüntü sensörü yakalar. İki boyutlu olan desen deformasyonla birlikte derinlikte kazanarak üç boyutlu hale gelir. Özüağ ve ark.(2010)'da bu prensipten yararlanarak, üç boyutlu yüz modelleme sistemi geliştirmişlerdir.



Şekil 2.52. Yapısal Işık Uygulaması (Yang, 2015)

#### 2.2.4.2.2.1.4. Kızılötesi Termografi Sistemi

Kızılötesi termal kameralar kullanılan bu sistemde insan vücudu sıcaklığının dış ortam sıcaklığından farklı olmasından faydalanılır. Yürüme anında termal kamerayla alınan görüntüde vücut kızılötesi ışınları yayar, bu da dış ortamdaki ayrı bir silüet çıkmasına sebep olur. Bhanu ve Han (2002) bu sistemle kinematik tabanlı hareket analizi geliştirmişlerdir.



Şekil 2.53. Termal Kamerayla Görüntü Alınması ve Silüet Çıkarılması (Bhanu ve Han, 2002)

#### 2.2.4.2.2.2. Zemin Sensörleri Tekniği

Bu teknikte yürüyüş yoluna basınç ölçüm sensörlerini ve kuvvet sensörlerini bünyesinde barındıran kuvvet platformları yerleştirilir. Platform üzerinde hasta yürütülerek, zemine uygulanan basınç ve kuvvet vektörü ölçülür. Bu tekniğin kullanıldığı çeşitli çalışmalar mevcuttur.

Hastanın belirli noktalarına yansıtıcı işaretleyiciler takıldıktan sonra, hastayı çeşitli açılardan görebilecek şekilde kameralar yerleştirilmiş odada, belli uzunluktaki, önceden belirlenmiş, altında kinetik ölçüm için kuvvet platformu yerleştirilmiş pist üzerinde hasta yürütülerek görüntüler kaydedilir (Kala ve Bol, 2014).



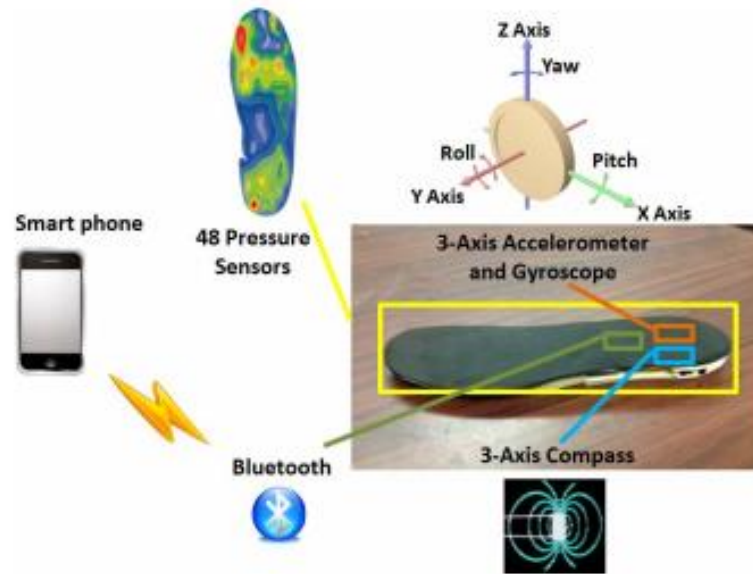
Şekil 2.54. Yürüme Platformu Örneği (Kala ve Bol, 2014)

### 3. İLGİLİ ÇALIŞMALAR

Teknolojinin ilerlemesi ile sensörlerin kullanım alanı artmış ve giyilebilir akıllı sistemler geliştirilmeye başlanmıştır. Giyilebilir akıllı sistemler spor, eğitim, askeri vb. alanların yanı sıra özellikle sağlık alanında yaygın olarak kullanılmaktadır.

Liu ve ark., (2009) yaptıkları çalışmada tek eksenli jiroskop ve iki eksenli ivmeölçer kullanmışlardır. Jiroskopları ayaküstüne ve diz üstüne, ivmeölçeri ise ayaküstüne bağlamışlardır. Geliştirdikleri algoritmayla bacağın açılma yer değiştirmesini sağlayarak, döngü sistemi kalibrasyonu için jiroskoptan gelen verilerle ivmeölçerden gelen verileri birleştirmişlerdir. Çalışma sonuçlarını ticari optik hareket analizi ile karşılaştırmışlardır. Karşılaştırma sonucunda, sapma hatalarını azaltmada geliştirdikleri akıllı kalibrasyon yönteminin ticari sistemle yüksek bir benzerlik gösterdiğini kanıtlamışlardır.

Xu ve ark., (2012) akıllı ayakkabı olarak tanımladıkları, tabanına 3 eksenli akselerometre, jiroskop, basınç ve pusula sensörleri yerleştirdikleri bir ayakkabı tabanı önermişlerdir. Alınan verileri bluetooth teknolojisi ile akıllı telefona göndermişlerdir. Gelen verileri internet teknolojisi kullanarak tıbbi kuruluştaki veri merkezine aktarmışlar, hastaların gerçek zamanlı yürüyüşünün izlenebilmesini sağlamışlardır.



Şekil 3.1. Xu ve ark.'nın (2012) geliştirdiği akıllı ayakkabı sistemi

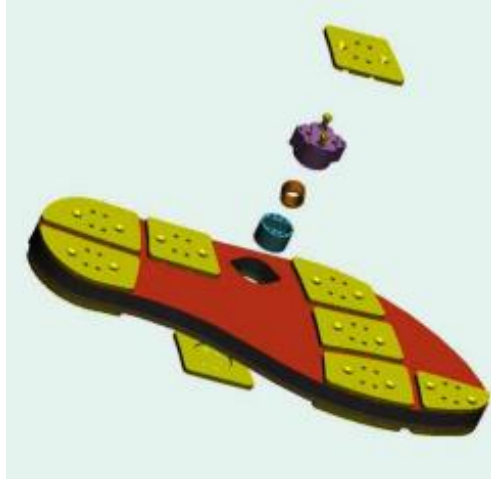
To ve Mahfouz (2012), kinematik analiz için 3 eksenli ivmeölçer, 3 eksenli jiroskop, 3 eksenli manyetometre kullandıkları çalışmalarında, kuaterniyon tabanlı

geniştirilmiş kalman filtresi kullanmışlardır. Eklemlerdeki anatomik farklılıklardan dolayı oryantasyon tahmin algoritmasının, belirli eklem ve aktivitelere uyarlanacak şekilde tasarlanması gerektiğini savunmuşlardır.

Novak ve ark. (2013), hastanın sağ ve sol tarafına olmak üzere ayağa, dizin üst ve alt taraflarına ve kola olmak üzere 8 tane, bir tane de sırt kısmına toplamda dokuz tane IMU yerleştirilmiştir. Her bir IMU 3 eksenli ivmeölçer, 3 eksenli jiroskop, 3 eksenli manyetometre bulundurmaktadır. Ayak basıncını ölçmek için de optoelektronik sensör kullanmışlardır. Geliştirdikleri sistemle yürüme başlangıcını ve bitişini tespit etmişlerdir.

Stefanović ve Caltenco (2009), dört adet ivmeölçer, dört adet kuvvete duyarlı direnç kullanmış ve yürüme verilerini dijital bir cihaz ve PDA bilgisayarda toplamışlardır. FIS adını verdikleri bulanık çıkarım sistemi geliştirmişlerdir. Geliştirdikleri bu sistemle yürüyüş modellerini analiz etmiş, yürüme fazlarını sınıflandırmışlardır.

Faivre ve ark. (2004), tabanına kuvvet çevirici yerleştirdikleri bir ayakkabı ile yürüyüş değerlendirmesi yapmışlardır. Her kuvvet çevirici dış yüzeyinde hassas gerinim ölçer bulunan metalik dinamometrik bir halkadan oluşmaktadır. Duruş fazında ayağın yere değen kısımlarına göre ayak tabanını sekiz alana ayırmışlar ve bu noktalara halkaları yerleştirmişlerdir. %2 den daha az bir hata payı elde etmişlerdir.



Şekil 3.2. Faivre ve ark.(2004) geliştirdiği ayakkabı tabanı

Alaqtash ve ark. (2011), patolojik yürüyüş bozukluklarının belirlenmesinde yardımcı olarak kullanılabilmesi için giyilebilir bir sensör sistemi önermişlerdir. Bu sistemde, sensörler hastanın alt ekstremitesinin ayak, baldır, bacak ve kalça bölümlerine yerleştirilmiş ve yer reaksiyon kuvvetini ölçmek için tabanında kuvvet plakaları bulunan yürüme bandında yürütülmüşlerdir.

Steins ve ark. (2014), yürüme analizi için Xsens firmasına ait 3-DOF IMU ve atalet sensörü gömülü iPod Touch cihazından faydalanmışlardır. Bu sensörlerle, kütle merkezi tarafından belirlenen yürüyüş modellerini analiz etmişlerdir. Bunun için kuaterniyon rotasyon matrisi tabanlı genişletilmiş kalman filtresi kullanmışlardır.

Tadano ve ark. (2013), çalışmalarında 3 eksenli ivmeölçer ve jiroskop içeren 7 tane sensör ünitesi kullanmışlardır. Sensörlerin yönelim tahmini için kuaterniyon tabanlı bir algoritma uygulamışlardır. Jiroskoptan gelen verilerden gürültüyü gidermek için IIR (infinite impulse response- sonsuz dürtü yanıtı) dijital Butterworth filtresi kullanmışlardır. Sonuçları kamera tabanlı hareket analiz sistemiyle karşılaştırmışlardır. Çalışmaya göre kamera tabanlı hareket analiz sistemleri daha güvenilir sonuçlar vermektedir.

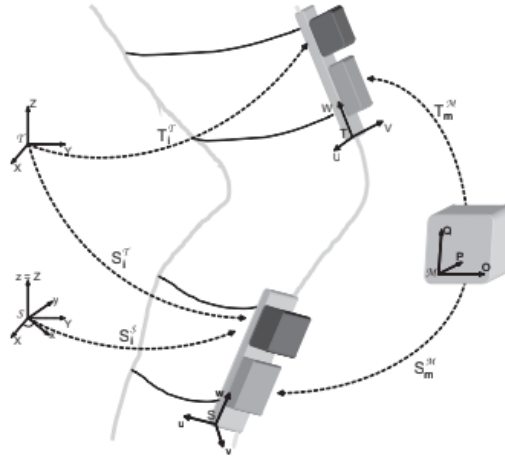
Seel ve ark. (2014), yürüme analizinde eklem açısı ölçümü için sadece jiroskop ve açıölçer kullandıkları IMU tabanlı bir sistem önermişlerdir. Sistemi bir bacağında protez bulunan bir hasta üzerinde denemişlerdir. 3 boyutlu hareket yakalama sistemiyle yaptıkları karşılaştırmada protezlerde hata payını 1 dereceden daha az, normal bacakta 3 derece civarı bulmuşlardır.



**Şekil 3.3.** Seel ve ark. (2014), geliştirdikleri sistem  
( Anatomik noktalara bağlanmış optik izleyiciler ve yer kısıtlaması olmaksızın bağlanan IMUlar )

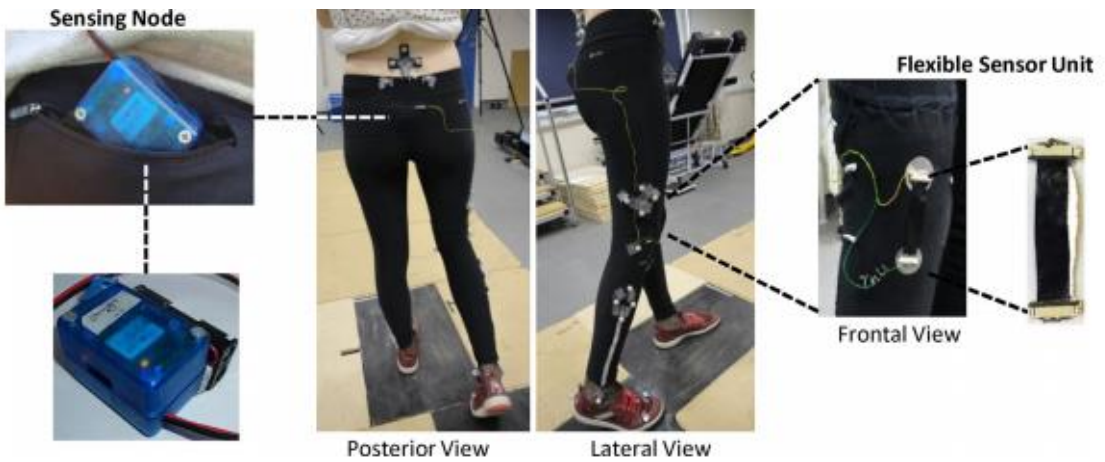
Favre ve ark. (2008) iki tane atalet ölçüm birimi (IMU) kullandıkları çalışmalarında hizalama ve füzyon algoritması ile diz eklem açısını ölçmüşlerdir.

Çalışmada kullandıkları IMU, üç eksenli jiroskop ve üç eksenli akselometreden oluşmaktadır. Sistemi test etmek için 23-40 yaş arası 10 sağlıklı kişi kullanmışlardır. Sistemin hata payı, fleksiyon/ekstansiyon ve abdüksiyon/addüksiyonda 3 dereceden daha az bulunurken, iç ve dış rotasyonda 9 dereceden yüksek bulunmuştur.



Şekil 3.4. Favre ve ark. (2007) sensörlerin yerleşilmesi

Papi ve ark. (2018), direnç benzeri fonksiyonu olan bir sensör kullanmışlardır. Bu sensör, dizdeki harekete bağlı olarak gerilip direnç değiştirir. Sensörden elde edilen verileri Bluetooth modülü kullanarak bilgisayara aktarmışlardır.



Şekil 3.5. Papi ve ark.(2018) geliştirdikleri sistem

#### 4. MALZEME VE YÖNTEM

Bu bölüm iki başlık altında incelenecektir. İlk başlıkta geliştirilen sistemde kullanılan teknik malzemeler, ikinci başlıkta kullanılan yöntemler ve çalışmanın gerçekleştirilme aşamaları ayrıntılı bir şekilde anlatılacaktır.

#### 4.1. Malzemeler

Bu çalışmada teknik malzeme olarak MinIMU-9 v3 atalet sensörü, NodeMCU geliştirme kartı, TCA9548A I2C bağlantı çoklayıcı kullanılmıştır.

##### 4.1.1.MinIMU-9 v3 Atalet Sensörü

Her bir ekstremitedeki eklemlerin ve segmentlerin açısal hızını, yönünü ve bunlara etki eden yer çekim kuvvetlerini ölçebilmek için çeşitli sensörlerden faydalanılmaktadır. Bu sensörler ivmeölçerler (akselerometre), jiroskoplar ve pusula/manyetik direnç sensörleridir. Bu sensörleri tek modülde toplayan yapıya IMU (inertial measurement unit- ataletsel ölçüm birimi ) denir. IMU da bu üç sensör bir arada olabileceği gibi sadece ivmeölçer ve jiroskopta olabilir.

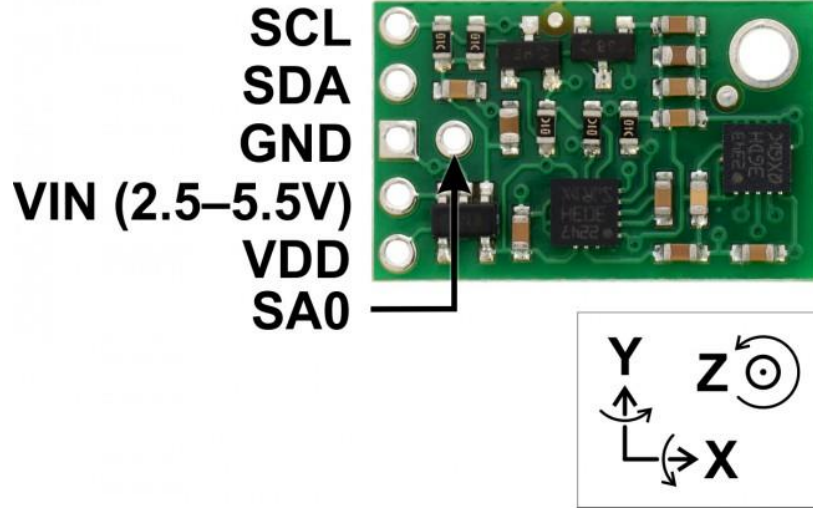
Bu çalışmada ivmeölçer kullanılarak, jiroskop hareketinden kaynaklanan kaymalar önlenilmeye çalışılmıştır. İvmeölçer ve jiroskop verileri birlikte hesaplanarak, sensörün bulunduğu konumun X ve Y eksenindeki Euler açıları elde edilmiştir. Z eksenindeki açığı bulmak için de manyetometreden faydalanılmıştır.

Çalışmamızda Pololu firmasına ait MinIMU-9 v3 modülü kullanılmıştır.

MinIMU 9v-3 atalet modülü, L3GD20H 3 eksenli jiroskop ve LSM303D 3 eksenli akseloremetre ve manyetometre sensörlerinden oluşmaktadır.

Sensörler, dokuz bağımsız rotasyon, ivme ve manyetik okuma (9 DOF- Degrees of Freedom (DOF) terimi IMU'nun serbestlik derecesini belirtir. Her eksen 1 DOF tur.) verileri sağlar. Jiroskop, kısa zaman ölçeğinde rotasyonu çok hassas bir şekilde izlemek için kullanılabilirken, ivmeölçer ve pusula, mutlak bir referans çerçevesi sağlayarak zamanla jiroskop kaymasını telafi etmeye yardımcı olabilir.

Modül, L3GD20H ve LSM303D tarafından gereken 3,3 V'luk bir düşük voltajlı lineer voltaj regülatörü içerir ve modülün 2,5 V ile 5,5 V arasında beslenmesini sağlar. Regülatör çıkışı VDD pininde mevcuttur ve harici cihazlara yaklaşık 150 mA sağlayabilir (Pololu, 2018).



Şekil 4.1. MinIMU 9v-3

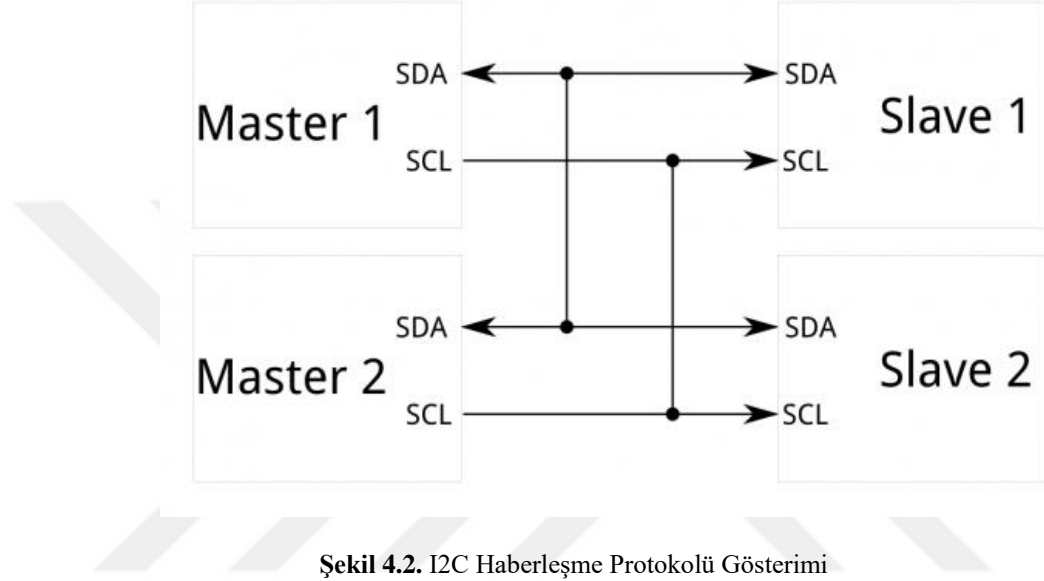
Modül teknik özellikleri şöyledir:

<b>Arayüz:</b>	I <sup>2</sup> C
<b>Minimum Çalışma Voltajı:</b>	2.5 V
<b>Maksimum Çalışma Voltajı:</b>	5.5 V
<b>Eksenler:</b>	pitch (x), roll (y), yaw (z)
<b>Ölçüm Aralığı:</b>	±245, ±500, veya ±2000°/s (jiroskop) ±2, ±4, ±8, veya ±16 g (ivme ölçer) ±4, ±4, ±2.5, ±8, ±12 gauss (manyetometre)
<b>Çıkış Formatı (I<sup>2</sup>C):</b>	Jiroskop: Her bir eksen için 16-bit 'lik okuma İvme Ölçer: Her bir eksen için 16-bit 'lik okuma Manyetometre: Her bir eksen için 16-bit 'lik okuma
<b>Besleme Akımı:</b>	6 ma
<b>Boyutlar:</b>	21 mm x 13 mm x 3 mm
<b>Ağırlık:</b>	0.7 g

Modül üzerindeki sensörler I2C haberleşme protokolünü kullanmaktadırlar.

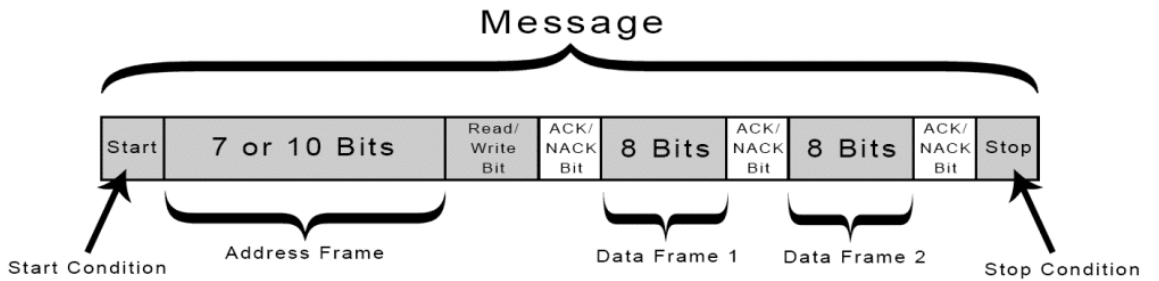
### I2C Haberleşme Protokolü

I2C (Inter-Integrated Circuit) protokolü, bir ya da daha fazla “master” ile iletişim kurmak için çoklu “slave” dijital devrelerin kullanımına izin veren bir protokoldür. Kısa mesafeli iletişim için tararlanmıştır (Anonymous, 2018).



Her I2C veri yolu iki sinyalden oluşur: SCL ve SDA. SDA veri sinyalidir, cihazlar arasındaki çift yönlü veri aktarımının yapıldığı hattır. SCL, saat sinyalidir ve veri alışverişinin senkronizasyonunu sağlar.

I2C de iletilecek veri mesajlara aktarılır. Mesajlar veri çerçevelerine (frame) bölünür. Her mesaj, verinin gideceği slave cihazın adresini, iletilecek veriyi, okuma/yazma bitlerini, başlangıç ve bitiş koşullarını, ACK/NACK bitlerini içerir.



Start: SCA hattı, lojik 1'den lojik 0'a geçmeden önce, SDA hattı lojik 1'den lojik 0'a geçer. Veri aktarımı start bitinin lojik 1 olmasıyla başlar.

Stop: SCA hattı, lojik 0'dan lojik 1'e geçmeden önce, SDA hattı lojik 0'dan lojik 1'e geçer. Veri aktarımı stop bitinin lojik 1 olmasıyla biter.

Address Frame: Adres çerçevesi. Her slave cihazın kendine özgü adres çerçevesi vardır. 7 veya 10 bitten oluşur.

Read/Write Bit: Okuma/Yazma biti. Master cihazın slave cihaza veri gönderip göndermediğini gösteren bit. Veri göndermede lojik 0, veri almada lojik 1 olur.

ACK/NACK: Veri çerçevesi başarıyla alındıysa alıcı cihaz, gönderici cihaza ACK biti gönderir.

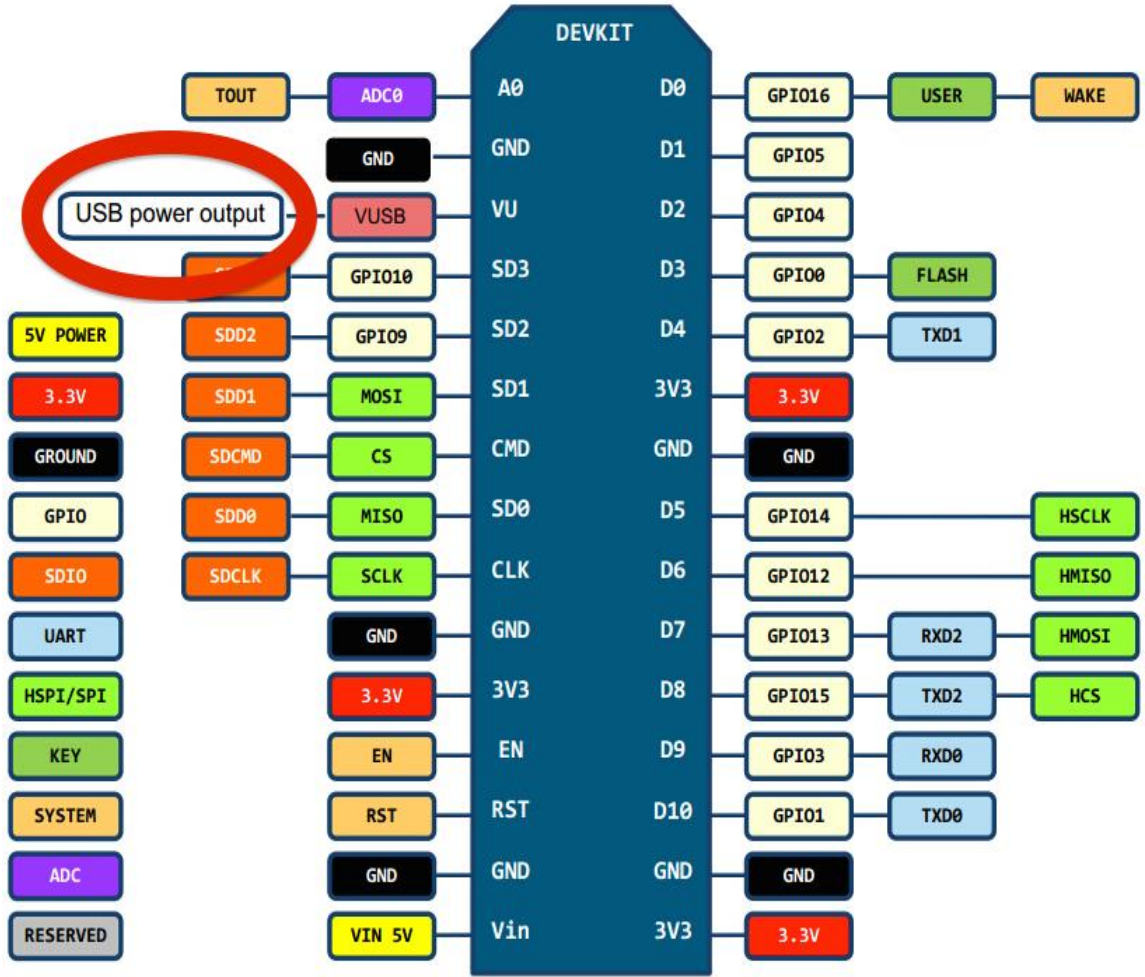
#### 4.1.2. NodeMCU Program Geliştirme Kartı

Nesnelerin İnternetinin temelinde birbirine bağlı, haberleşebilen cihazlar vardır. Bu cihazlar endüstriyel cihazlar, binalar, ev uygulamaları, insanlar gibi gerçek dünyadaki nesnelere izler ve kullanır. Nesnelerin interneti uygulamalarında donanım ve yazılım bileşenlerinin dizaynı, geliştirilmesi, birbirleri ile iletişimi ve geri bildirimini oldukça önemlidir. Bu uygulamaların hızlı bir şekilde geliştirilmesi, her seferinde devre kartlarının yeniden çizimi yerine sabit bir sistem üzerinde oynamalar yapılması için kullanım kolaylığı açısından Arduino, Rasperry pi gibi çeşitli platformlar mevcuttur. Fakat burada en önemli husus internete bağlanabilmektir. Bundan dolayı bu çalışmada kolay kullanımlı ve dahili wifi modülü bulunmasından dolayı NodeMCU geliştirme kartı kullanılmıştır.

NodeMCU açık kaynak kodlu, etkileşimli, programlanabilir, düşük maliyetli, kullanımı kolay, ESP8266 wifi modülü bulunan bir geliştirme kartıdır (Anonymous, 2014).



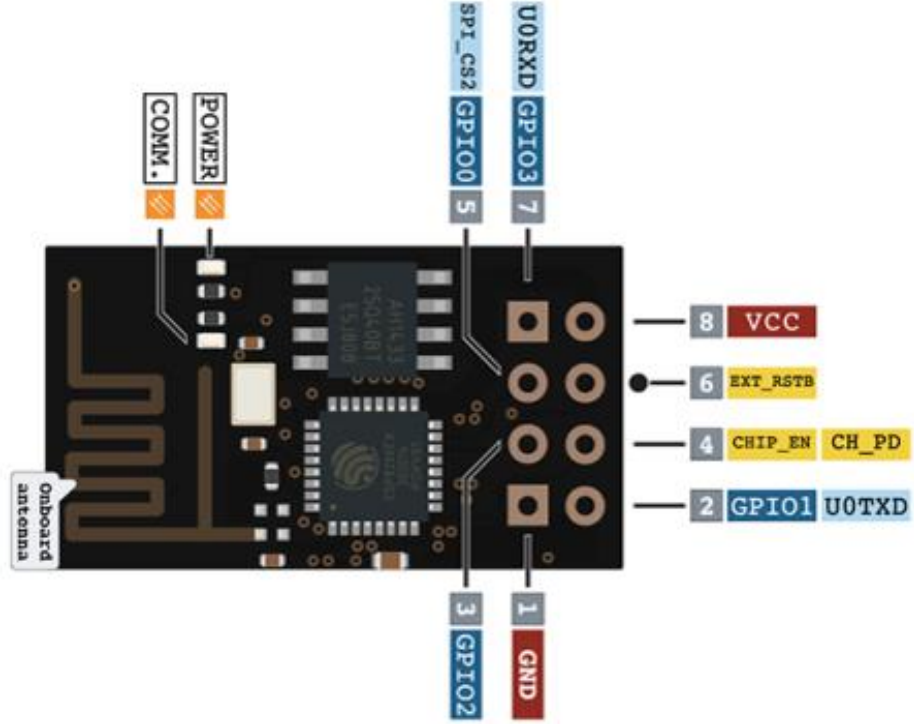
Şekil 4.4. NodeMCU



Şekil 4.5. NodeMCU pin şeması

NodeMCU 1 analog, 11 dijital çıkış portuna sahiptir. ATmega 328P işlemcisini kullanır. 3V-5V arasında çalışır. MicroUSB bağlantısına sahiptir. GPIO, PWM, I2C, 1-Wire, ADC bağlantılarına sahiptir. C, C++, Lua dilleriyle kolayca programlanabilen NodeMCU'nun en önemli özelliği wifi modülü ESP8266'yı bünyesinde barındırmasıdır.

ESP8266 Wifi modülü TTL (seri haberleşme) ile kolayca kablosuz internet ağına bağlanabilen ve bu ağı paylaşarak başka cihazların da bu ağa bağlanabilmesini sağlayan bir modüldür.



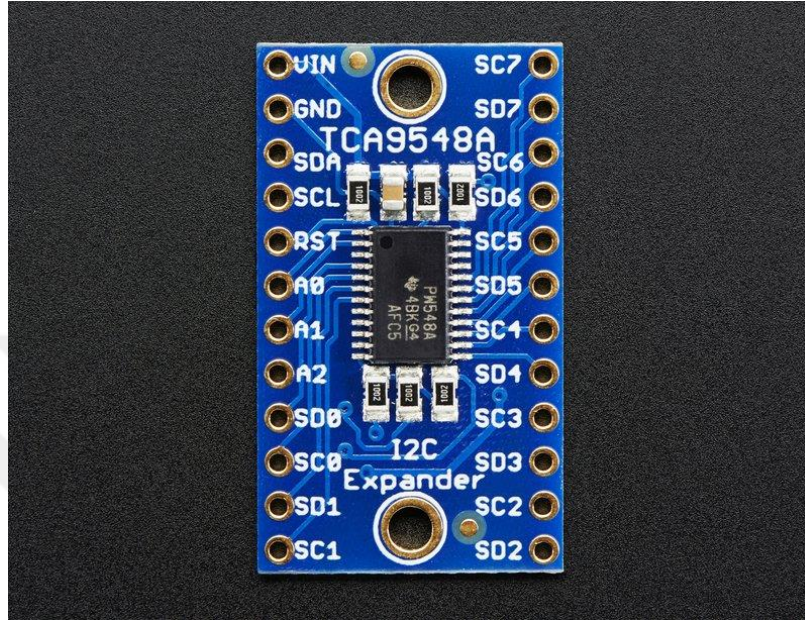
Şekil 4.6. ESP8266 pin şeması

#### Modül Özellikleri:

- 802.11 b/g/n desteği
- Wi-Fi Direct (P2P) Desteği
- Dahili TCP/IP protokol yığını
- +19,5dBm çıkış gücü (802.11b modunda)
- Kaçak akım < 10uA
- Dahili düşük güç tüketimine sahip 32-bit'lik işlemci
- SDIO 1.1/2.0, SPI ve UART desteği
- STBC, 1×1 MIMO, 2×1 MIMO
- Uyanma ve veri paketi alma süresi < 2ms
- Stand-by durumunda güç tüketimi < 1mW

### 4.1.3. TCA9548A I2C Multiplexer (I2C Bağlantı Çoklayıcı)

TCA9548A, tek I2C veri yoluna sahip kartın I2C adresini çoğaltarak birden fazla sensörle aynı anda veri alışverişi yapılabilmesini sağlar.



Şekil 4.7. TCA9548A pinleri

#### Pinler:

Vin: Güç pini. 3-5 V.

Gnd: Toprak pini.

SCL : I2C clock pini

SDA : I2C data pini. Mikrodenetleyici ile sensör arasındaki veri alışverişini sağlar.

RST : Reset pini.

A0- A1- A2 : Çoklayıcı için adres seçim pinleridir. Varsayılan adres 0x70'dir.

SD0-SC0 / SD7-SC7 : Aynı I2C adresine sahip 8 cihazın bağlandığı pinler.

TCA9548A, 3.3V-5V arasında çalışır.

Haberleşme için modülün SDA ve SCL pinleri, ana modülün SDA ve SCL pinlerine bağlanır. Modül üzerindeki her bir SD-SC pinlerine de cihazlar bağlanarak çoklu kullanım sağlanır. Aynı anda 8 adet I2C haberleşmesine sahip cihaz bağlanabilir.

Örnek Kullanım :

```
void tcselect(uint8_t i) {
    if (i > 7) return;
    Wire.beginTransmission(TCAADDR);
    Wire.write(1 << i);
    Wire.endTransmission();
}
```

Bu kod bloğuyla her bir cihaza adres atanır.

tcselect(t); kod parçasıyla da seçilmek istenen cihaz seçilir. t yerine cihazın bağlandığı pin numarası yazılır.

## 4.2. Yöntemler

Bu kısım, kullanılan filtreler, diz açısının hesaplanması ve çalışmanın gerçekleştirilmesi başlıklarından oluşmaktadır.

### 4.2.1. Kullanılan Filtreler

#### 4.2.1.1. DCM (Directional Cosine Matrix) Koordinat Dönüşüm Matrisi Filtresi

DCM koordinat dönüşümü, gövde koordinatlarından yerel koordinatlara dönüşümü sağlayan bir yöntemdir (Edwan ve ark., 2011) DCM (Directional Cosine Matrix) filtresi iki adımda uygulanır. İlk adımda yön tahmini yapılır, ikinci adımda tahmine göre yönelme gerçekleştirilir (Phoung ve ark., 2009).

Koordinat dönüşüm filtresini uygulamada gövde koordinatlarını  $b$  ile, yerel koordinatları da  $n$  ile ifade edersek, filtrenin gösterimi şu şekilde olur.

$$C_b^n = \begin{bmatrix} \cos\psi\cos\theta & \cos\psi\sin\theta\sin\phi - \sin\psi\cos\phi & \cos\psi\sin\theta\cos\phi + \sin\psi\sin\phi \\ \sin\psi\cos\theta & \sin\psi\sin\theta\sin\phi + \cos\psi\cos\theta & \sin\psi\sin\theta\cos\phi - \cos\psi\sin\phi \\ -\sin\theta & \cos\theta\sin\phi & \cos\theta\cos\phi \end{bmatrix}$$

(4.1)

$C_b^n$  matrisinin dönüşümü ile euler (yönelim açıları) elde edilir.

$$\text{Roll} - \phi = \arctan(C_{b3,2}^n, C_{b3,3}^n) \quad (4.2)$$

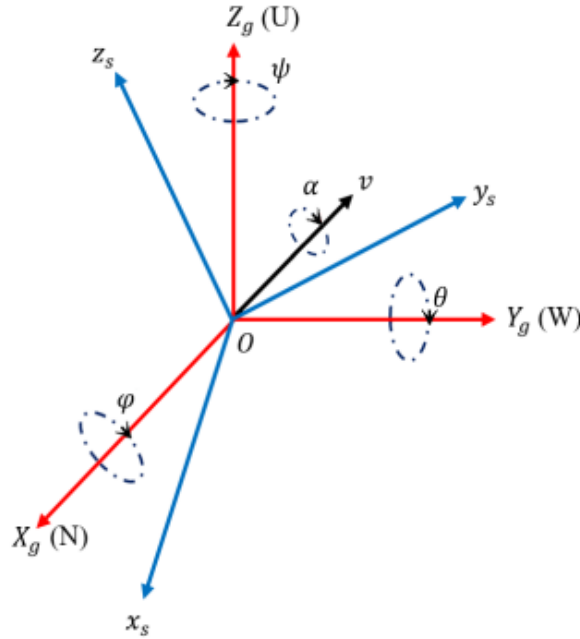
$$\text{Pitch} - \theta = -\arcsin(C_{b3,1}^n)$$

$$\text{Yaw} - \psi = \arctan(C_{b2,1}^n, C_{b1,1}^n)$$

#### 4.2.1.2. Euler Açılıarı

Euler açıları bir gövdenin uzayda 3 boyutlu yönelim hareketini tanımlamada kullanılır (Groves P., 2008). Gövdenin koordinat sisteminin, sabit bir referans koordinat sistemine göre dönüşümünü göstermek için kullanılan açı sistemidir.

Dönüşüm açıları; x eksenini etrafındaki dönüşler roll ( $\phi$ ), y eksenini etrafındaki dönüşler pitch ( $\theta$ ), z eksenini etrafındaki dönüşler yaw ( $\psi$ ) olarak adlandırılmaktadır.



Şekil 4.8. Euler açılarının gösterimi

#### 4.2.1.3. Dördey (Kuaterniyon) Yöntemi

Dördeyler, ilk olarak 1843 yılında İrlandalı matematikçi William Rowan Hamilton tarafından kullanılmıştır (Naser, 2013).

Dördey kümesi;

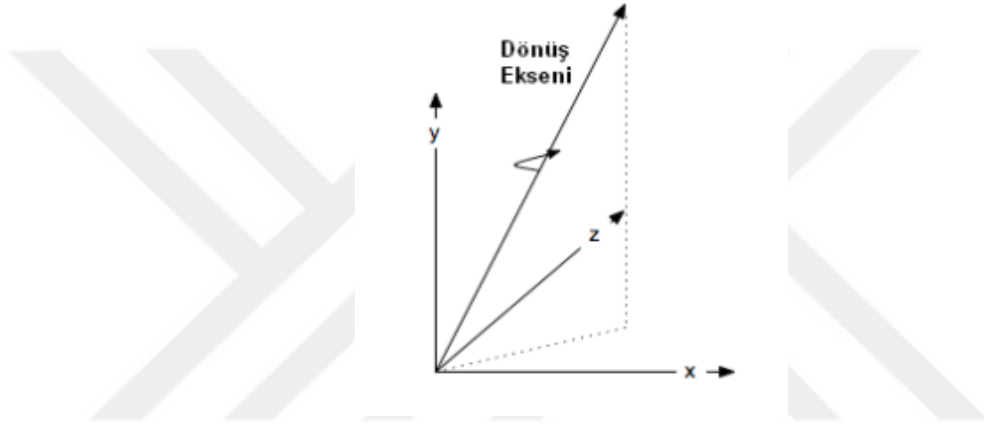
$\mathbb{H} = \{w + xi + yj + zk \mid w, x, y, z, k \in \mathbb{R}\}$  olarak tanımlanan 4 boyutlu bir vektördür.

Matris olarak gösterimi:

$$q_k = \begin{bmatrix} q_w \\ q_x \\ q_y \\ q_z \end{bmatrix} \text{şeklindedir.}$$

$$q_k = w + xi + yj + zk \quad (4.3)$$

Dördeyler robot kollarının modellenmesinde, üç boyutlu hareketlerin hız, yönelim, konum tahminlerinde yaygın bir şekilde kullanılmaktadır.



Şekil 4.9. Dördey Vektörünün Gösterimi

Euler açıları ile tanımlanan 3 boyutlu düzlemde hareket anında rotasyonlar sonucu eksenlerin üst üste gelmesiyle “Gimbal Lock” denilen problem yaşanır. Bundan dolayı veride kaymalar ve kayıplar meydana gelir. Bu sorunun üstesinden gelmek için dördeyler ya da DCM matrisi kullanılmaktadır (Marmion, 2006).

Dördeylerde DCM matrisinin elde edilmesi:

$$DCM = \begin{bmatrix} 1 - 2(q_y^2 + q_z^2) & 2(q_x q_y + q_w q_z) & 2(q_x q_z - q_w q_y) \\ 2(q_x q_z - q_w q_y) & 1 - 2(q_x^2 + q_z^2) & 2(q_y q_z + q_w q_x) \\ 2(q_x q_y + q_w q_z) & 2(q_y q_z + q_w q_x) & 1 - 2(q_x^2 + q_y^2) \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

Dördeylerden Euler açılarının elde edilmesi:

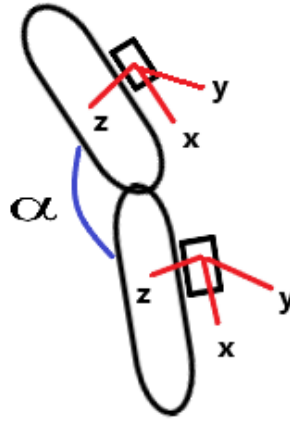
$$\phi = \arctan(2(q_y q_z + q_w q_x), (1 - 2(q_x^2 + q_y^2))) \quad (4.5)$$

$$\theta = -\arcsin(2(q_x q_z - q_w q_y))$$

$$\psi = \arctan(2(q_x q_y + q_w q_z) / (1 - 2(q_y^2 + q_z^2)))$$

#### 4.2.2. Diz Açısının Hesaplanması

Diz açısını hesaplamak için sensörlerden biri dizin üst kısmına, diğeri dizin alt kısmına konumlandırılmıştır. Sensörlerden alınan ham veriler, DCM dönüşüm filtresi yöntemiyle yerel koordinatlara dönüştürülmüştür. Bu dönüşüm sonucunda x (roll), y (pitch), z (yaw) Euler açıları elde edilmiştir. Daha sonra Gimbal Lock yani rotasyonlar sonucu eksenlerin üst üste gelmesi probleminden kaçınmak ve işlem kolaylığı olması açısından bu açılardan 4 boyutlu vektör olan kuaterniyonlar elde edilmiştir.



Şekil 4.10. Diz açısının modellenmesi

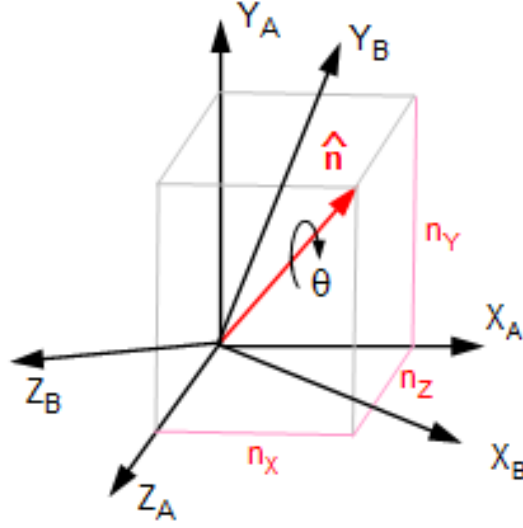
Euler açılarından kuaterniyon elde edilmesi:

$$\begin{aligned}
 q_w &= \cos\left(\frac{\phi}{2}\right) \cos\left(\frac{\theta}{2}\right) \cos\left(\frac{\psi}{2}\right) + \sin\left(\frac{\phi}{2}\right) \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \sin\left(\frac{\psi}{2}\right) \\
 q_x &= \sin\left(\frac{\phi}{2}\right) \cos\left(\frac{\theta}{2}\right) \cos\left(\frac{\psi}{2}\right) - \cos\left(\frac{\phi}{2}\right) \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \sin\left(\frac{\psi}{2}\right) \\
 q_y &= \cos\left(\frac{\phi}{2}\right) \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \cos\left(\frac{\psi}{2}\right) + \sin\left(\frac{\phi}{2}\right) \cos\left(\frac{\theta}{2}\right) \sin\left(\frac{\psi}{2}\right) \\
 q_z &= \cos\left(\frac{\phi}{2}\right) \cos\left(\frac{\theta}{2}\right) \sin\left(\frac{\psi}{2}\right) - \sin\left(\frac{\phi}{2}\right) \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \cos\left(\frac{\psi}{2}\right)
 \end{aligned} \tag{4.6}$$

Birinci sensörden elde edilen kuaterniyona  $q_1$ , ikinci sensörden elde edilen kuaterniyona  $q_2$  dersek, kuaterniyonlar arasındaki dönme (rotasyon) açısı:

$$\alpha = \cos^{-1}(2 \langle q_1, q_2 \rangle - 1) \tag{4.7}$$

formülü ile hesaplanır (Huynh,2009).



Şekil 4.11. Kuaterniyon rotasyon gösterimi

Formülde  $\langle q_1, q_2 \rangle$  gösterimi kuaterniyonların iç çarpımını ifade etmektedir.

$$\begin{aligned} \langle q_1, q_2 \rangle &= \langle w_1 + x_1i + y_1j + z_1k, w_2 + x_2i + y_2j + z_2k \rangle \\ &= w_1w_2 + x_1x_2 + y_1y_2 + z_1z_2 \end{aligned} \quad (4.8)$$

#### 4.2.3. Çalışmanın Gerçekleştirilmesi

Çalışma dört aşamadan oluşmaktadır. Bunlar sensörlerin kalibre edilmesi, verilerin işlenmesi ve test edilmesi, kullanıcı arayüzünün oluşturulması ve diz açısının grafiksel gösterimidir.

##### 4.2.3.1. Sensörlerin Kalibre Edilmesi

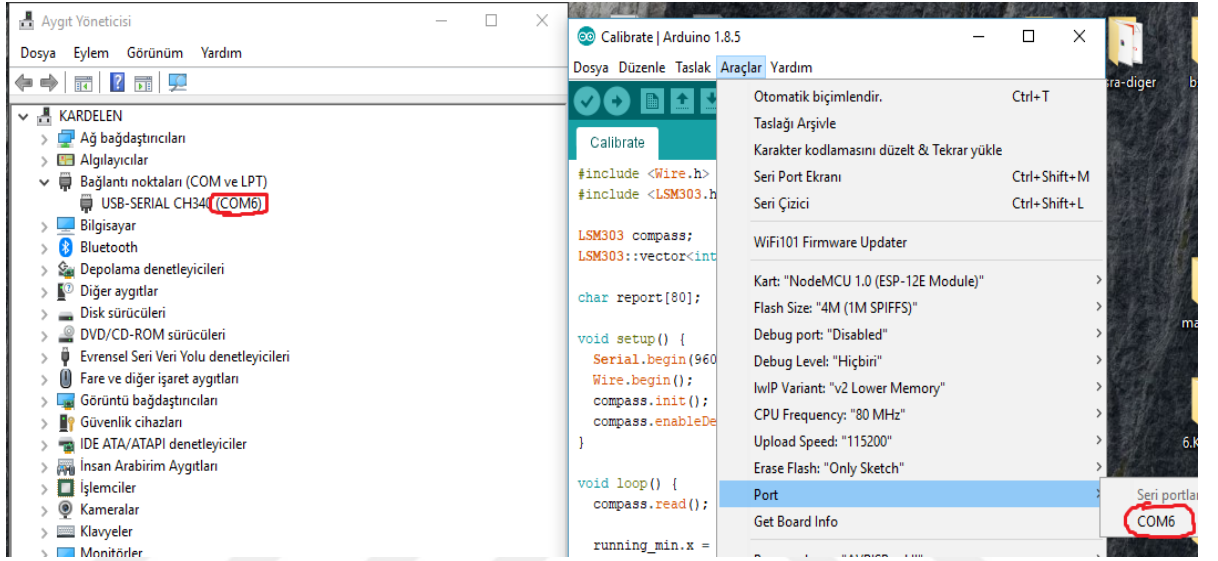
Kalibrasyonun bir ölçüğün veya ölçme sisteminin hatasını bulmaya, ya da belirli bir ölçütün işaretlerine değerler vermesine olanak sağlar (Anonymous, 2018).

Atalet sensörleri ile hareket takibi, veriler okunurken oluşan gürültüden ve kaymadan dolayı çok doğru olmamaktadır. Bu değerlerin doğru alınabilmesi, sistemin başarılı olması için kalibrasyon yapılmalıdır.

Sensörlerden veri okunması ve işlenmesi için yazılan program Arduino IDE yazılım programında yazıldı.

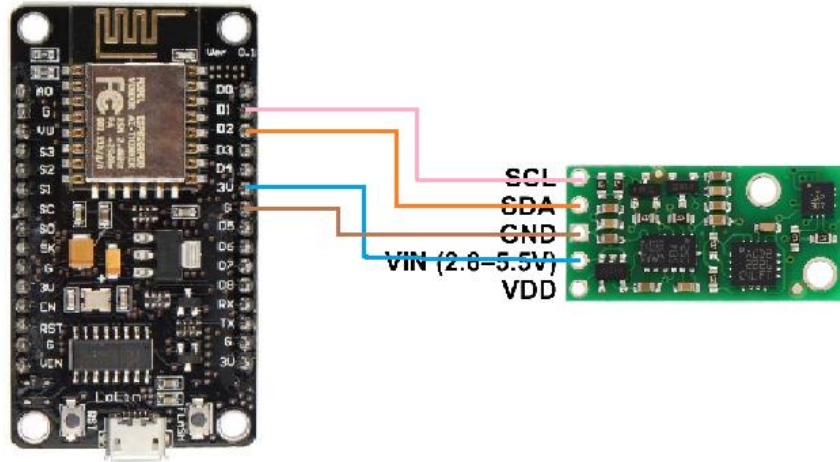
Arduino IDE yazılım programı <https://www.arduino.cc/en/Main/Software> adresinden indirilerek kurulumu yapıldı.

Tezimizde kullandığımız, “4.1.1” de başlığı altında ayrıntılı anlatılan pololu firmasına ait atalet sensörünü kullanabilmek için öncelikle, sensör içinde bulunan gyro, akselerometre, manyetometre modüllerinin kütüphaneleri ana program içerisine eklendi. Kalibrasyon işlemi için Şekil 4.13’te gösterilen NodeMCU ve sensör arasındaki kablo bağlantıları sağlanarak NodeMCU, usb kablo ile bilgisayara bağlandı. NodeMCU’nun bağlı olduğu port numarası Arduino IDE içinde port numarası olarak seçildi.



Şekil.4.12. NodeMCU Port Seçimi

Yazılan kodlar seri port ile NodeMCU’ya aktarıldı. Bu işlem sonucunda, sensörlerin X,Y,Z eksenlerindeki maksimum ve minimum değerleri bulundu.



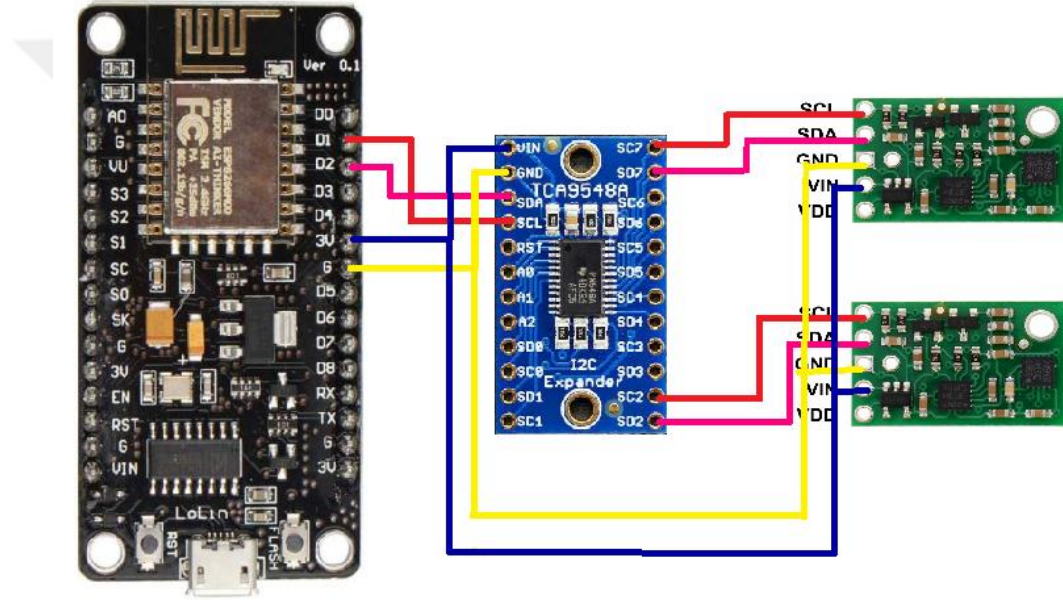
Şekil 4.13. NodeMCU- MinIMU9V3 bağlantısı



#### 4.2.3.2. Verilerin İşlenmesi ve Test Edilmesi

Çalışmada diz açısını hesaplanamak için iki adet IMU sensör kullanılmıştır. Öncelikle tek sensörden 3 eksendeki jiroskop, akselometre, manyetometre verileri okunmuştur. Okunan veriler, yerel koordinatlara dönüşümü için DCM dönüşüm filtresinden geçirilmiştir. DCM filtresinden elde edilen veriler, sensörün hız, yönelim, konum değerlerine ulaşmak için Euler açılarına çevrilmiştir.

Tek sensör üzerinde yapılan bu işlemler TCA9548A I2C çoklayıcı kullanılarak iki adet sensöre uygulanmıştır. TCA9548A I2C çoklayıcı, NodeMCU ve sensörler arasındaki kablo bağlantıları Şekil 4.16' da gösterilmiştir.



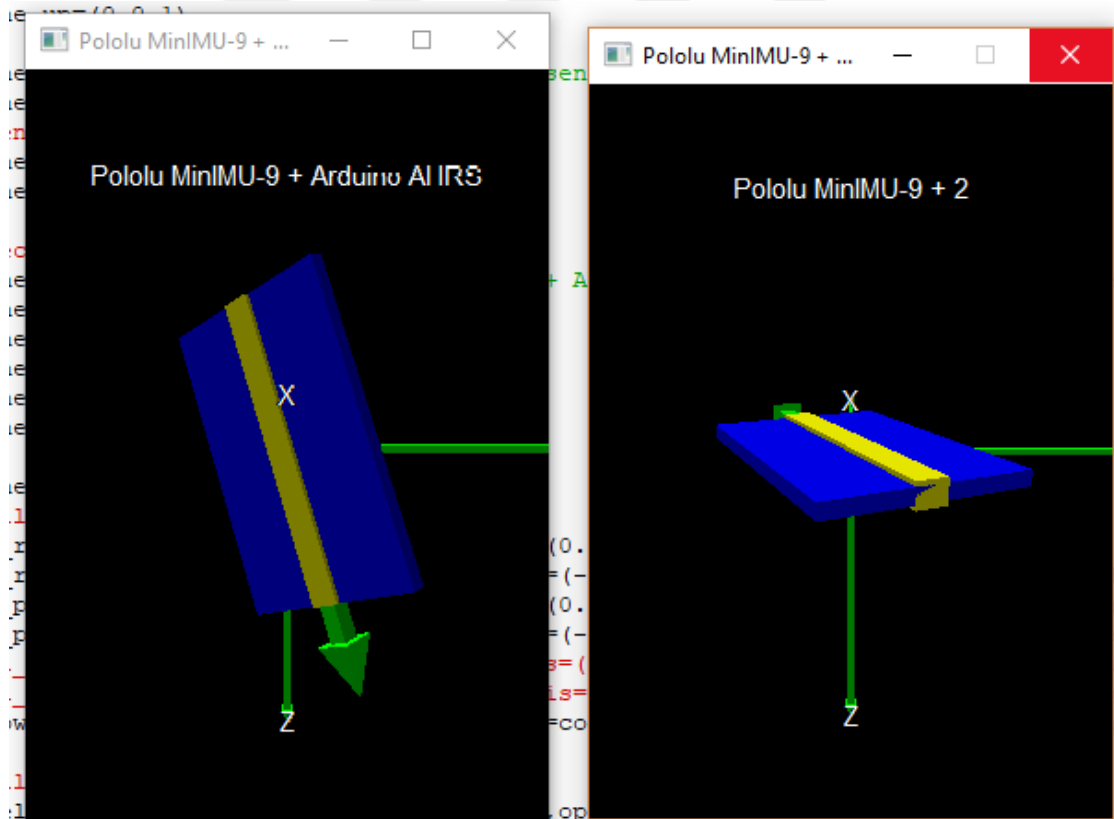
Şekil 4.16. NodeMCU-TCA9548A- minIMU9v3 bağlantısı

Elde edilen açıların doğruluğunu test etmek için Python dilinde yazılmış test programı kullanılmıştır.

Python ile seri porttan açı değerlerini okunması:

```
grad2rad = 3.141592/180.0

while True:
    rate(100)
    line = ser.readline()
    if line.find("!ANG:") != -1:
        line = line.replace("!ANG:", "")
        print line
        f.write(line)
        words = line.split(",")
        if len(words) > 2:
            try:
                roll = float(words[0])*grad2rad
                pitch = float(words[1])*grad2rad
                yaw = float(words[2])*grad2rad
            except:
                print "Invalid line"
```



Şekil 4.17. Python Test Programı



**Şekil 4.18.** Sensörlerin Yerleştirilmesi

Sistemde kullanılan sensörlerden biri diz üstüne, diğeri diz altına yerleştirilmiştir. NodeMCU geliştirme kartı ve TCA9548A I2C çoklayıcı cihazları da bele bağlanmıştır.

#### **4.2.3.3. Kullanıcı Arayüzünün Oluşturulması ve Diz Açısının Grafiksel Gösterimi**

İnternete erişim için NodeMCU geliştirme kartında hazır bulunan ESP8266 Wifi modülü kullanılmıştır. Kullanımı oldukça kolay olan bu modül ile bağlanılmak istenen ağa ait ssid ( ağ adı ) ve şifre yeterlidir. Her kullanıcının verisini veritabanında ayrı ayrı tutmak için cihaz kimlik numarası (ID) olarak, kullanıcı kimlik numarası kullanılmıştır.

İnternet ağ adı, şifresi ve kullanıcı kimlik nosunun tanımlanması:

```
const char* ssid = "scomp";
const char* password = "253642Er";
const char* host = "192.168.43.253";
const char TCNO = "12345678912";
```

Açı değerleri ve kullanıcı kimlik nosunun (TCNO) url ile gönderilmesi:

```
if(m<5)
{
    m++;
    url2 +=ToDeg(angle);
    url2 += ", ";
    Serial.println(m);
    Serial.println(url2);
}
else {
    m=0;
    String url = "/gaitweb/insert.php";
    url += "?tcno=";
    url += TCNO;
    url += "&angle=";
    url +=url2;
    url2="";
    Serial.print("Requesting URL: ");
    Serial.println(url);
    client.print(String("GET ") + url + " HTTP/1.1\r\n" +
        "Host: " + host + "\r\n" +
        "Connection: close\r\n\r\n");

    while(client.available())
    { String line = client.readStringUntil('\r');
      Serial.print(line);
      Serial.println();
      Serial.println("closing connection");
      client.stop();
    }
}
```

url üzerinden gönderilen açı değerleri PHP programlama dili ile alınarak MySQL veri tabanına kaydedilmiştir. PHP ile oluşturulan program NetBeans IDE’inde yazılmıştır.

1	<b>id</b>	int(11)
2	<b>tcno</b>	int(11)
3	<b>ang</b>	text latin1_swedish_ci
4	<b>tarih</b>	date
5	<b>saat</b>	time

Şekil 4.19. MySQL tablo yapısı

```
$dbname = "sens_ang";
$ang = $_GET['angle'];
$id = $_GET['tcno'];
$dbconnect = mysqli_connect($servername, $username, $password, "sens_ang");

$tarih = date("Y.m.d"); // Geçerli sistem tarihini almak için
$saat = date("H:i:s");

$sql = "INSERT INTO veriler (id,ang,tarih,saat) VALUES ('$id','$ang','$tarih','$saat')";
mysqli_query($dbconnect,$sql);
```

Açı değerlerine kullanıcı kimlik numarası kullanılarak ulaşılır.

**Hasta Sonuç Sorgulama Ekranı**

**TC Kimlik Numarası:**

Şekil 4.20. Sonuç Sorgulama Girişi

PHP programlama dili kullanılarak veri tabanından çekilen açı değerleri HighChart grafik arayüzü kullanılarak görselleştirilmiştir.

```
$dbname = "sens_ang";
$dbconnect = mysqli_connect($servername, $username, $password, "sens_ang");
$id=$_POST["tcno"];
$sql = "SELECT* FROM veriler where id='$id'";
$sorgu=mysqli_query($dbconnect, $sql);
$dizil=array();
while( $sonuc=mysqli_fetch_array($sorgu) ){
    $dizi = explode ("", $sonuc[1]);
    array_push($dizil, $dizi[0], $dizi[1], $dizi[2], $dizi[3], $dizi[4]);
}
```



Şekil 4.21. Yürüme Analizi Diz Açısı Ölçümü Grafiği

## 5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada atalet sensör birimleri kullanılarak gerçekleştirilen yürüme analiz sistemleri, bu sistemlerde kullanılan filtreler ve matematiksel hesaplamalar incelenmiştir. Yürüme analizi kinetik, kinematik ve EMG olmak üzere 3 kısımdan oluşan çok kapsamlı bir uygulamadır. Bu doğrultuda kinematik analizin kısımlarından biri olan diz açısı başarılı bir şekilde ölçülmüştür. Ölçülen açı değerleri veri tabanına kaydedilmiş, internet araçları ile web arayüzünde grafiksel olarak gösterilmiştir.

Çalışmanın başlangıcında haberleşme için Bluetooth modülü kullanılması düşünülmekteydi. Ancak internet ve ağ teknolojilerinin gelişmesiyle birlikte Nesnelerin İnterneti yöntemi gün geçtikçe yaygınlaşmaktadır. Bu doğrultuda, internet haberleşmesi kullanılmasına karar verilmiştir.

Atalet sensör birimlerinden veri alınması, işlenmesi ve aktarılmasında geliştirme kartı olarak önce Arduino seçilmiştir. Fakat Arduinonun Wifi modülünün olmaması, internete bağlanmak için ek modül gerekmesi ve maliyetinin pahalı olması nedeniyle NodeMCU geliştirme kartının kullanılmasına karar verilmiştir. NodeMCU, Arduinoya nazaran daha ucuz olmasının yanı sıra daha az yer kaplamaktadır. Üzerinde bulunan ESP8266 Wifi modülüyle ek cihaz gerektirmeden kolay bir şekilde internete bağlanılabilmektedir.

Ham verilerdeki gürültüyü gidermek, hız, yönelim ve konum bilgilerini doğru bir şekilde elde etmek için literatürde kullanılan filtreler incelenmiştir. Kullanılan filtrelerden en yaygın olanları tamamlayıcı filtre, kalman filtresi ve DCM koordinat dönüşüm matrisi yöntemidir. Çalışmada kalman filtresi uygulanmış, veride bir süre sonra ani iniş ve çıkışlar görülmüştür. Bunun üzerine kalman filtresinde görülen bu problemten dolayı DCM Koordinat Dönüşüm Matrisi Yöntemi tercih edilmiştir.

Sensörlerden veriler çok hızlı gelmektedir. Veri tabanına bağlanması ve verilerin kaydedilmesi sırasında geçen zamanla, sensör akışı zamanı arasında fark olduğu durumlarda veri akışında kaymalar olmaktadır. Veri tabanına bağlanmadan önce gecikme süresi konularak bu sorunun üstesinden gelinmiştir.

Yürüme analizi yapan hastaneler, yürüme analizini sporcularda yapılan sporun kalitesini artırma, düşme olaylarında düşmenin sebebini bulma, yürüme bozukluğu olan insanlarda yürüme bozukluğunun nedenini bulma, yürürken ağrı hisseden kişilerde tedavi planını çizme ve uygulanan tedaviyi değerlendirme gibi amaçlarla yapılır. Bu sebeple yürüme analizi birçok hastalığın teşhis ve tedavisinde oldukça önemlidir.

Yürüme analizi ülkemizde kameralı labaratuvar sistemleri kullanılarak yapılmaktadır. Kameralı labaratuvar sistemleri ise oldukça pahalıdır. Ayrıca bir hastanın yürüme analizi için normal yürüme durumuna geçmesini sağlamak uzun zaman almaktadır. Bu da hem maliyeti pahalı kılmakta, hem de az hasta tedavisine sebep olmaktadır.

Biz bu çalışmamızla hem maliyeti düşürmek, hem de doktorun yanında, hastanede doğal davranmayan hastaya giyilebilir atalet sensörleri ile hastanın kendi doğal ortamında hareketini teminle verilerin nesnelere internetiyle doktorun, istediği yerden bu verilere ulaşmasını sağlayarak daha doğru sonuçlara ulaşmasını ve böylece daha az maliyetle daha fazla tedavisini amaçlamaktayız. Bu çalışmada hastanın ilk ölçüm grafiği, uygulanacak tedavinin belirlenmesine yardımcı olur. Tedaviden sonra yeniden ölçüm yapılarak tedavinin başarısı değerlendirilebilir.

İlerleyen çalışmalarda ayak bileği, kalça yan açısı gibi analizde kullanılan farklı eklemlerin açıları ölçülerek kinematik analiz tamamlanabilir.

**KAYNAKLAR**

- Alaqtash M., Yu H., Brower R., Abdelgawad A. ve Sarkodie-Gyan T., 2011, Application of wearable sensors for human gait analysis using fuzzy computational algorithm, *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, 24, 1018-1025
- Altın C. ve Er O., 2015, Complementary Filter Application for Inertial Measurement Unit, *Electronic Letters on Science & Engineering*, 11(2), 20-25
- Anonymous, 2009, Arduino Leonardo, [http://www.robotiksistem.com/arduino\\_leonardo\\_ozellikleri.html](http://www.robotiksistem.com/arduino_leonardo_ozellikleri.html), [Ziyaret Tarihi: 26.08.2018]
- Anonymous, 2018, I2C, <https://learn.sparkfun.com/tutorials/i2c>, [Ziyaret Tarihi: 26.08.2018]
- Anonymous, 2018, Basics of the Communication Protocol, <http://www.circuitbasics.com/basics-of-the-i2c-communication-protocol/>, [Ziyaret Tarihi: 26.08.2018]
- Anonymous, 2018, <https://www.northampton.ac.uk/news/third-annual-internet-of-things-event-goes-online-this-weekend/>, [Ziyaret Tarihi: 26.08.2018]
- Anonymous, 2018, Kalibrasyon, [http://www.wiki-zero.co/index.php?q=aHR0cHM6Ly90ci53aWtpcGVkaWEub3JnL3dpa2kvS2FsaWJyYXN5b24](http://www.wiki-zero.co/index.php?q=aHR0cHM6Ly90ci53aWtpcGVkaWEub3JnL3dpa2kvS2FsaWJyYXN5b24=), [Ziyaret Tarihi: 28.08.2018]
- Anonymous, 2018, NodeMcu Connect Things EASY, [http://www.nodemcu.com/index\\_en.html#fr\\_54747361d775ef1a3600000f](http://www.nodemcu.com/index_en.html#fr_54747361d775ef1a3600000f), [Ziyaret Tarihi: 13.05.2018]
- Anonymous, 2018, <http://www.soruhane.com/anasayfa/yazigoster/Biyoloji-Stereoskopik-Gorus-Resimli-Gorsel-Konu-Anlatimi>, [Ziyaret Tarihi: 01.07.2018]
- Anonymous, 2018, ExtraCore (Arduino Compatible), <https://www.kickstarter.com/projects/dustinandrews/extracore-arduino-compatible>, [Ziyaret Tarihi: 05.05.2018 ]
- Anonymous, 2018, Gait, [http://biometrics.derawi.com/?page\\_id=38](http://biometrics.derawi.com/?page_id=38), [ Ziyaret Tarihi: 14.08.2018 ]
- Anonymous, 2018, Vücut Mekaniği, <https://hemsirelersitesi.net/vucut-mekanigi/>, [ Ziyaret Tarihi: 14.08.2018 ]
- Anonymous, 2018, Centre of Gravity, [https://www.physio-pedia.com/Centre\\_of\\_Gravity](https://www.physio-pedia.com/Centre_of_Gravity), [ Ziyaret Tarihi: 14.08.2018 ]
- Anonymous, 2009, Ground Reaction Force: A definition, <http://jay-jee.blogspot.com/2009/11/ground-reaction-force-definition.html>, [Ziyaret Tarihi: 14.08.2018 ]

- Anonymous, 2016, Concept of Gait Cycle Explained, <https://www.physiocapsule.com/2016/10/concept-of-gait-cycle-explained.html>, [Ziyaret Tarihi: 14.08.2018 ]
- Anonymous, 2018, Sallie Gardner at a Gallop, <http://www.wiki-zero.co/index.php?q=aHR0cHM6Ly9lbi53aWtpcGVkaWEub3JnL3dpa2kvU2FsbGllX0dhcmRuZXJfYXRfYV9HYWxs3AjUmVmZXJlbnNlew>, [Ziyaret Tarihi: 15.08.2018]
- Anonymous, 2018, Kinematics, <http://www.clinicalgaitanalysis.com/teach-in/kinematics.html>, [Ziyaret Tarihi: 16.08.2018]
- Anonymous, 2018, Electromyography, <http://www.wiki-zero.co/index.php?q=aHR0cHM6Ly9lbi53aWtpcGVkaWEub3JnL3dpa2kvRWxlY3Ryb215b2dyYXBocQ>, [Ziyaret Tarihi: 21.08.2018]
- Anonymous, 2015, Specifying an Accelerometer: Function and Applications, <https://insights.globalspec.com/article/1263/specifying-an-accelerometer-function-and-applications>, [Ziyaret Tarihi: 25.08.2018]
- Anonymous, 2018, Magnetometer, <http://www.wiki-zero.co/index.php?q=aHR0cHM6Ly9lbi53aWtpcGVkaWEub3JnL3dpa2kvTWFnbmV0b21ldGVy>, [Ziyaret Tarihi: 25.08.2018]
- Atzori L., Lera A. ve Morabito G., 2010, The Internet of Things: A survey, *Computer Networks*, 54, 2787–2805
- Bhanu B., Han J., 2002, Kinematic-based Human Motion Analysis in Infrared Sequences, *Sixth IEEE Workshop on Applications of Computer Vision (WACV'02)*, 1-5
- Chui C., 2009, Kalman Filtering, 9783540878483, *Springer*, Berlin, Heidelberg, 1-229
- Davids J.R., Perry J., Slac T. ve 1992, Gait analysis: normal and pathological function, *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 12(6), 815
- Duran F. Ve Kaya A., 2018, Posture and Motion Detection Technologies: Stereo, Time Of Flight and Structured Light Sensors, *BİLİŞİM TEKNOLOJİLERİ DERGİSİ*, 11 (1), 57-72
- Edwan E., Zhanh J., Zhou J. ve Loffeld O., 2011, Reduced DCM Based Attitude Estimation Using Low-cost IMU and Magnetometer Triad, *IEEE*
- Faivre A., Marc D., Parratte B. ve Monnier G., 2004, Instrumented shoes for pathological gait assessment, *Mechanics Research Communications*, 31, 627-632
- Favre J., Jolles B. M., Aissaoui R., Aminian K., 2008, Ambulatory Measurement of 3D Knee Joint Angle, *Journal of Biomechanics*, 41, 1029-1035

- Ferdoush S. ve Li X., 2014, Wireless Sensor Network System Design using Raspberry Pi and Arduino for Environmental Monitoring Applications, *Procedia Computer Science*, 34, 103-110
- Frigo C., Rabuffetti M., Kerrigan D., Deming C. ve Pedotti A., 1998, Functionally oriented and clinically feasible quantitative gait analysis method, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 36, 179-185
- Graham D., Ferreira H. ve Freitas P., 2004, Magnetoresistive-based biosensors and biochips, *TRENDS in Biotechnology*, 22(9), 455-462
- Ghayvat H., 2015, Wellness Sensor Networks: A Proposal and Implementation for Smart Home for Assisted Living, *IEEE SENSORS JOURNAL*, 15(12), 7341-7348
- Gomez a., Cuinas D., Catala P., Xin L., Li W., Conway S. ve Lack D., 2015, Use of Single Board Computers as Smart Sensors in the Manufacturing Industry, *The Manufacturing Engineering Society International Conference*, *Procedia Engineering*, 132, 153-159
- Groves P., 2008, Principles of GNSS, Inertial, and Multisensor Integrated Navigation Systems, 9781580532556, Artech House, British- London, 1-505
- Hughes J., Yan J. ve Soga K., 2015, Development Of Wireless Sensor Network Using Bluetooth Low Energy (BLE) For Construction Noise Monitoring, *INTERNATIONAL JOURNAL ON SMART SENSING AND INTELLIGENT SYSTEMS*, 8 (2), 1379-1405
- Huynh D., 2009, Metrics for 3D Rotations: Comparison and Analysis, *J Math Imaging Vis* ,35, 155–164
- Hutian F., Liu T., Tao W. ve Zheng R., 2012, Gait Analysis Using Wearable Sensors, *Sensors 2012*, 12, 2255-2283.
- ITU, 2012, <https://www.itu.int/en/ITU-T/gsi/iot/Pages/default.aspx>, [Ziyaret Tarihi: 13.05.2018]
- Johansson G., 1973, Visual perception of biological motion and a model for its analysis, *Perception & Psychophysics*, 14 (2) , 201-211
- Kadıoğlu T. Ve Dinçer H., 2010, İvme Sensörü Uygulaması, *Kocaeli Üniversitesi*
- Kala Y. ve Bol H., 2014, Yürüme analizi: hasta değerlendirmesi ve hazırlığı, *TOTBİD Dergisi*, 13:325–330
- Kanatlı U., Yetkin H., Songür M., Öztürk A. ve Bölükbaşı S., 2006, Yürüme Analizinin Ortopedik Uygulamaları, *TOTBİD Dergisi*, 5(1-2), 53-59
- Kemp B., Janssen A. ve Kamp B., 1998, Body position can be monitored in 3D using miniature accelerometers and earth-magnetic field sensors, *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 109, 484–488

- Kobayashi K., Gransberg L., Knutsson E. Ve Nolen P., 1996, A new system for three-dimensional gait recording using electromagnetic tracking, *Gait & Posture*, 6, 63-75
- Kunju N., Kumar N., Pankaj D., Dhawan A. Ve Kumar A., EMG Signal Analysis for Identifying Walking Patterns of Normal Healthy, *Indian Journal of Biomechanics: Special Issue*, 118-122
- Kumar R., Mittal N., ve Prakash C., 2018, Recent developments in human gait research: parameters, approaches, applications, machine learning techniques, datasets and challenges, *Artificial Intelligence Review*, 49(1), 1-40
- Laskoski G., Martins L., Pichorim S. Ve Abatti P., 2009, Development of a Telemetric Goniometer, *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Munich- Germany, 227-230
- Lee J. ve Ha I., 1999, Sensor Fusion and Calibration for Motion Captures using Accelerometers, *International Conference on Robotics & Automation Detroit*, Michigan, USA, 1954-1959
- Lienhard J., 1998, Marey and Muybridge [online], Houston University, Texas, <https://www.uh.edu/engines/epi826.htm>, [Ziyaret Tarihi: 16.08.2018]
- Liu T., Inoue Y. ve Shibata K., 2009, Development of a wearable sensor system for quantitative gait analysis, *Elsevier Measurement*, 42, 978-988
- Liu T., Inoue Y., Shibata K. ve Han M., 2014, Triaxial joint moment estimation using a wearable three-dimensional gait analysis system, *Measurement*, 47, 125-129
- Madakam S., Ramaswamy R. Ve Tripathi S., 2015, Internet of Things (IoT): A Literature Review, *Journal of Computer and Communications*, 3, 164-173
- Marmion M., 2006, Airborne attitude estimation using a Kalman filter, Yüksek Lisans Tezi, *The University Centre of Svalbard*, Norway, 1-85
- Megep, 2011, Yürüme Analizi-1, *Milli Eğitim Bakanlığı*, Ankara, 34
- Mills P., Morrison S., Lloyd D. ve Barrett R., 2007, Repeatability of 3D gait kinematics obtained from an electromagnetic tracking system during treadmill locomotion, *Journal of Biomechanics*, 40, 1504-1511
- Molloy D., 2015, Exploring BeagleBone: Tools and Techniques for Building with Embedded Linux, 9781118935125, *John Wiley & Sons*, Indiana- Indianapolis, 3-22
- Moro-de-la-Herran A., Garcia-Zapiran B. Ve Mendez-Zorilla A., 2014, Gait Analysis Methods: An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications, *Sensors 2014*, 14, 3362-3394

- Naser R., 2013, Kuaterniyonlar ve İnterpolasyon, Doktora tezi, *Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, 1-53
- Nave R., 1998, Gyroscope [online], Atlanta, Georgia, Georgia State University, <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/gyr.html> [Ziyaret Tarihi: 20 Nisan 2018]
- Nayyar A. ve Puri V., 2015, A Review of Beaglebone Smart Board's-A Linux/Android Powered Low Cost Development Platform Based on ARM Technology, *9th International Conference on Future Generation Communication and Networking*, Jeju Island, Korea, 55-63
- Ning H., Liu H. ve Yang L., 2013, Cyberentity Security in the Internet of Things, *IEEE Computer Society*, 46-53
- Novak D., Rebersek P., De Rossi S., Donati M., Podobnik J., Beravs T., Lenzi T., Vitiello N., Carrozza M. Ve Munih M., 2013, Automated detection of gait initiation and termination using wearable sensors, *Medical Engineering & Physics*, 35, 1713–1720
- Özüağ E., Güllü M.K., Urhan O. ve Ertürk S., 2010, 3-B Yüz Modelleme ve Yerel Deformasyonlar, *SIU2010 - IEEE 18.Sinyal işleme ve iletişim uygulamaları kurultayı*, Diyarbakır, 752-755
- Pachoulakis I ve Kourmoulis K., 2014, Building a Gait Analysis Framework for Parkinson's Disease Patients: Motion Capture and Skeleton 3D Representation, *International Conference on Telecommunications and Multimedia (TEMU)*, 220-225
- Papi E., Bo N. Y., McGregor A. H., 2018, A Flexible Wearable Sensor for Knee Flexion Assessment During Gait, *Gait & Posture*, 62, 480-483
- Phoung N., Kang H., Suh Y. ve Ro Y., 2009, A DCM Based Orientation Estimation Algorithm with an Inertial Measurement Unit and a Magnetic Compass, *Journal of Universal Computer Science*, 15 (4), 859-876
- Piwek L., Ellis D., Andrews S. Ve Joinson A., 2016, The Rise of Consumer Health Wearables: Promises and Barriers, <http://journals.plos.org/plosmedicine/article?id=10.1371/journal.pmed.1001953#pmed.1001953.ref018>, [Ziyaret Tarihi: 27 Ağustos 2018]
- Pololu, 2018, <https://www.pololu.com/product/2468>, [Ziyaret Tarihi: 26 Ağustos 2018]
- Pratheepan Y., Condell J. Ve Prasad G., 2009, The use of Dynamic and Static Characteristics of Gait for Individual Identification, *13th International Machine Vision and Image Processing Conference*, Dublin-Ireland, 111-116
- Ramon M., 2014, Intel Galileo and Intel Galileo Gen 2: API Features and Arduino Projects for Linux Programmers, 9781430268383, *Apress*, 680

- Rana J. ve Arora N., 2016, A Comparative Study of Wearable Sensors for Recognition and Analysis of Human Gait, *An ISO 3297: 2007 Certified Organization*, 5(3), 1499-1508
- Ray P.P., 2018, A survey on Internet of Things architectures, *Journal of King Saud University – Computer and Information Sciences* , 30, 291–319
- Roduit R., Besse P. Ve Micallef J., 1998, Flexible Angular Sensor, *IEEE Transactions On Instrumentation and Measurement*, 47(4), 1020-1022
- Rowe K., 2016, Develop Wearable Devices on the IoT Cutting Edge, <https://www.electronicdesign.com/iot/develop-wearable-devices-iot-cutting-edge>, [Ziyaret Tarihi: 27 Ağustos 2018]
- Ryu J. ve Kim D., 2017, Real-time gait subphase detection using an EMG signal graph matching (ESGM) algorithm based on EMG signals, *Expert Systems with Applications*, 85, 357-365
- Seel T., Raisch J. ve Schauer T., 2014., IMU-Based Joint Angle Measurement for Gait Analysis, *Sensors 2014*, 14, 6891-6909
- Shultz S., Houglum P. Ve Perrin D., 2005, Examination of Musculoskeletal Injuries, *Champaign, IL : Human Kinetic*, London-England, 697
- Söğüt ve Erdem, Günümüzün Vazgeçilmez Sistemleri: Nesnelerin Haberleşmesi ve Kullanılan Teknolojiler, *Akademik Bilişim 2017*, 1-6
- Srivastava A., 2014, Paint What You Dance, While You Dance, <http://www.i-runway.com/blog/paint-what-you-dance-while-you-dance/>, [Ziyaret Tarihi: 26.08.2018]
- Stefanović F. ve Caltenco H., 2009, A Portable Measurement System for the Evaluation of Human Gait, *Journal of Automatic Control*, 19, 1-6
- Steins D., Sheret I., Dawes H., Esser P. ve Collett J., 2014, A smart device inertial-sensing method for gait analysis, *Journal of Biomechanics*, 47, 3780–3785
- Sun, 2012, Application of RFID Technology for Logistics on Internet of Things, *AASRI Procedia*, 1, 106 – 111
- Tadano S., Takeda R. ve Hiroaki M., 2013, Three Dimensional Gait Analysis Using Wearable Acceleration and Gyro Sensors Based on Quaternion Calculations, *Sensors 2013*, 13, 9321-9343
- Tencil T., 2018, [http://www.tuncaycentel.com/mov\\_knee\\_ankle\\_foot1.htm](http://www.tuncaycentel.com/mov_knee_ankle_foot1.htm), [Ziyaret Tarihi: 14.08.2018]
- Tetik Y., Köybaşı E., Bıçakçı S., Candan C. Ve Akdaş D., 2012, İvmeölçer İle Alınan Yolun Hesaplanması ve Aracın Başlangıç Konumuna Dönmesi, *3. Ulusal Tasarım İmalat ve Analiz Kongresi*, Balıkesir, 223-230

- Tewari A. Ve Gupta B., 2018, Security, privacy and trust of different layers in Internet-of-Things (IoTs) framework, *Future Generation Computer Systems*, 1-12
- To G. Ve Mahfouz M., 2012, Design of Wireless Inertial Trackers for Human Joint Motion Analysis, *BioWireleSS 2012*, Santa Clara, CA, USA, 49-52
- Tong K. ve Granat M., 1999, A Practical Gait Analysis System Using Gyroscopes, *Medical Engineering & Physics*, 21, 87-94
- Vanwanseele B., Parker D. ve Coolican M., 1999, Frontal Knee Alignment, *clin Orthop Relat Res*, 467, 504-509
- Whittle M., 1996, Clinical gait analysis: A review, *Human Movement Science* 15, 369-387
- Xu W., Huang M., Amini N., Liu J., He L. ve Sarrafzadeh M., 2012, Smart Insole: A Wearable System for Gait Analysis, *PETRA'12*, Crete Island, Greece
- Yavuzer G., 2009, Three-dimensional quantitative gait analysis: Üçboyutlu niceliksel yürüme analizi, *Acta Orthop Traumatol Turc*, 43(2), 94-101
- Yang L., 3D Sensing and Tracking of Human Gait, Yüksek Lisans Tezi, *School of Electrical Engineering and Computer Science Faculty of Engineering University of Ottawa*, Ottawa, Canada, 1-86
- Yang M., Zheng H., Wang H., McClean S. Ve Newell D., 2012, iGAIT: An interactive accelerometer based gait analysis system, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 108, 715-723
- Yüksel E. Ve Zaim A., 2009, RFID' nin Kablosuz İletişim Teknolojileri İle Etkileşimi, *Akademik Bilişim 2009*, Harran Üniversitesi, Şanlıurfa, 1-9

## **EKLER**

### **EK-1**

**NodeMCU kodları**

```

int SENSOR_SIGN[9] = {1,1,1,-1,-1,-1,1,1,1};
#include <Wire.h>
#include <ESP8266WiFi.h>

// LSM303: 8 g sensitivity
// 3.8 mg/digit; 1 g = 256
#define GRAVITY 256
#define ToRad(x) ((x)*0.01745329252) // *pi/180
#define ToDeg(x) ((x)*57.2957795131) // *180/pi

// L3G4200D gyro: 2000 dps full scale
// 70 mdps/digit; 1 dps = 0.07
#define Gyro_Gain_X 0.07
#define Gyro_Gain_Y 0.07
#define Gyro_Gain_Z 0.07
#define Gyro_Scaled_X(x) ((x)*ToRad(Gyro_Gain_X))
#define Gyro_Scaled_Y(x) ((x)*ToRad(Gyro_Gain_Y))
#define Gyro_Scaled_Z(x) ((x)*ToRad(Gyro_Gain_Z))

int M_X_MIN[2]={-3265,-2502};
int M_Y_MIN[2]={-2877,-3010};
int M_Z_MIN[2] {-2553,-2902};
int M_X_MAX[2]={+2086,+2711};
int M_Y_MAX[2]={+2136,+2560};
int M_Z_MAX[2]={+2419,+2317};

#define Kp_ROLLPITCH 0.02
#define Ki_ROLLPITCH 0.00002
#define Kp_YAW 1.2
#define Ki_YAW 0.00002

#define OUTPUTMODE 1

#define PRINT_EULER 1

#define STATUS_LED 13

const char* ssid = "scomp";
const char* password = "253642Er";
const char* host = "192.168.43.253";

float G_Dt[2]={0.02,0.02};
long timer[2]={0,0};
long timer_old[2];
long timer24[2]={0,0};
int AN[2][6];

```

```
int AN_OFFSET[2][6]={ {0,0,0,0,0,0},{0,0,0,0,0,0} };
```

```
int gyro_x[2];
int gyro_y[2];
int gyro_z[2];
int accel_x[2];
int accel_y[2];
int accel_z[2];
int magnetom_x[2];
int magnetom_y[2];
int magnetom_z[2];
float c_magnetom_x[2];
float c_magnetom_y[2];
float c_magnetom_z[2];
float MAG_Heading[2];
```

```
float Accel_Vector[2][3]= {{0,0,0},{0,0,0}};
float Gyro_Vector[2][3]= {{0,0,0},{0,0,0}};
float Omega_Vector[2][3]= {{0,0,0},{0,0,0}};
float Omega_P[2][3]={{0,0,0},{0,0,0}};
float Omega_I[2][3]= {{0,0,0},{0,0,0}};
float Omega[2][3]= {{0,0,0},{0,0,0}};
```

```
// Euler angles
float roll[2];
float miroll[2];
float pitch[2];
float mipitch[2];
float yaw[2];
float miyaw[2];
float dot;
float angle;
float errorRollPitch[2][3]= {{0,0,0},{0,0,0}};
float errorYaw[2][3]= {{0,0,0},{0,0,0}};
```

```
unsigned int counter[]={0,0};
byte gyro_sat=0;
float q[2][4]={{0,0,0,0},{0,0,0,0}};
float DCM_Matrix[2][3][3]={ {
    {
        1,0,0 }
    },{
        0,1,0 }
    },{
        0,0,1 }
    },{
        {
            1,0,0 }
        },{
            0,1,0 }
        }
```

```

    ,{
      0,0,1 }
    }
  };
float Update_Matrix[2][3][3]={{ {0,1,2},{3,4,5},{6,7,8}},{ {0,1,2},{3,4,5},{6,7,8} }};

```

```

float Temporary_Matrix[2][3][3]={{
  {
    0,0,0 }
  },{
    0,0,0 }
  },{
    0,0,0 }
  },{
    0,0,0 }
  },{
    0,0,0 }
  },{
    0,0,0 }
  },{
    0,0,0 }
  }
};

```

```

String url2;
int m=0;

```

```

#define TCAADDR 0x70

```

```

void tcselect(uint8_t i) {
  if (i > 2) return;

  Wire.beginTransmission(TCAADDR);
  Wire.write(1 << i);
  Wire.endTransmission();
}

```

```

void setup()
{
  Serial.begin(115200);
  Serial.print("Connecting to ");
  Serial.println(ssid);
  WiFi.mode(WIFI_STA);
  WiFi.begin(ssid, password);
  while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
    delay(500);
    Serial.print(".");
  }
  Serial.println("");
  Serial.println("WiFi connected");
}

```

```

    Serial.println("IP address: ");
    Serial.println(WiFi.localIP());

for (int t=0; t<2; t++) {
    Wire.begin();
    tcselect(t);
    delay(20);

    Accel_Init();
    Compass_Init();
    Gyro_Init();

    delay(20);

    for(int i=0;i<32;i++)
    {
        Read_Gyro(t);
        Read_Accel(t);
        for(int y=0; y<6; y++)
            AN_OFFSET[t][y] += AN[t][y];
        delay(20);
    }

    for(int y=0; y<6; y++)
        AN_OFFSET[t][y] = AN_OFFSET[t][y]/32;

    AN_OFFSET[t][5]-=GRAVITY*SENSOR_SIGN[5];

    delay(20);

    timer[t]=millis();
    delay(20);
    counter[t]=0;
}
}

void loop() //Main Loop
{
    Serial.print("connecting to ");
    Serial.println(host);
    WiFiClient client;
    const int httpPort = 34;
    if (!client.connect(host, httpPort)) {
        Serial.println("connection failed");
        return;
    }
}

```

```

for (int t=0; t<2; t++) {
  tcselect(t);

  if((millis()-timer[t])>=40)
  {

    counter[t]++;
    timer_old[t] = timer[t];
    timer[t]=millis();
    if (timer[t]>timer_old[t])
      G_Dt[t] = (timer[t]-timer_old[t])/1000.0;
    else
      G_Dt[t] = 0;

    Read_Gyro(t);
    Read_Accel(t);

    if (counter[t] > 5)
    {
      counter[t]=0;
      Read_Compass(t);
      Compass_Heading(t);
    }

    Matrix_update(t);
    Normalize(t);
    Drift_correction(t);
    Euler_angles(t);
    Quat(t);
    innerquat(t);
    printdata();
  }

  if(m<5)
  {
    m++;
    url2 += ToDeg(angle);
    url2 += ",";
    Serial.println(m);
    Serial.println(url2);
  }
  else {
    m=0;
    String url = "/gaitweb/insert.php";
    url += "?angle=";
    url +=url2;
    url2="";
  }
}

```

```

Serial.print("Requesting URL: ");
Serial.println(url);
client.print(String("GET ") + url + " HTTP/1.1\r\n" +
  "Host: " + host + "\r\n" +
  "Connection: close\r\n\r\n");

  while(client.available())
  { String line = client.readStringUntil('\r');
    Serial.print(line);
    Serial.println();
    Serial.println("closing connection");
    client.stop();
  }
}
delay(20);
}
}

```

### **Sensörlerden Veri Okunması:**

```

#include <L3G.h>
#include <LSM303.h>

L3G gyro;
LSM303 compass;

//void I2C_Init()
//{
// Wire.begin();
//}

void Gyro_Init()
{
  gyro.init();

  gyro.writeReg(L3G::CTRL_REG1, 0x0F);
  gyro.writeReg(L3G::CTRL_REG4, 0x20);
}

void Read_Gyro(int a)
{
  gyro.read();

  AN[a][0] = gyro.g.x;
  AN[a][1] = gyro.g.y;
  AN[a][2] = gyro.g.z;
  gyro_x[a] = SENSOR_SIGN[0] * (AN[a][0] - AN_OFFSET[a][0]);
  gyro_y[a] = SENSOR_SIGN[1] * (AN[a][1] - AN_OFFSET[a][1]);
  gyro_z[a] = SENSOR_SIGN[2] * (AN[a][2] - AN_OFFSET[a][2]);
}

```

```

}

void Accel_Init()
{
    compass.init();
    if (compass.getDeviceType() == compass.device_DLHC)
    {
        compass.writeAccReg(LSM303::CTRL_REG1_A, 0x47);
        compass.writeAccReg(LSM303::CTRL_REG4_A, 0x08);
        compass.writeAccReg(LSM303::CTRL_REG4_A, 0x20);
    }
    else
    {
        compass.writeAccReg(LSM303::CTRL_REG1_A, 0x27);
        compass.writeAccReg(LSM303::CTRL_REG4_A, 0x30);
    }
}

void Read_Accel(int a)
{
    compass.readAcc();

    AN[a][3] = compass.a.x >> 4;
    AN[a][4] = compass.a.y >> 4;
    AN[a][5] = compass.a.z >> 4;
    accel_x[a] = SENSOR_SIGN[3] * (AN[a][3] - AN_OFFSET[a][3]);
    accel_y[a] = SENSOR_SIGN[4] * (AN[a][4] - AN_OFFSET[a][4]);
    accel_z[a] = SENSOR_SIGN[5] * (AN[a][5] - AN_OFFSET[a][5]);
}

void Compass_Init()
{
    compass.writeMagReg(LSM303::MR_REG_M, 0x00);
}

void Read_Compass(int a)
{
    compass.readMag();

    magnetom_x[a] = SENSOR_SIGN[6] * compass.m.x;
    magnetom_y[a] = SENSOR_SIGN[7] * compass.m.y;
    magnetom_z[a] = SENSOR_SIGN[8] * compass.m.z;
}

```

### **Manyetometreden Veri Okunması:**

```

void Compass_Heading(int a)
{

```

```

float MAG_X;
float MAG_Y;
float cos_roll;
float sin_roll;
float cos_pitch;
float sin_pitch;

cos_roll = cos(roll[a]);
sin_roll = sin(roll[a]);
cos_pitch = cos(pitch[a]);
sin_pitch = sin(pitch[a]);

c_magnetom_x[a] = (float)(magnetom_x[a] - SENSOR_SIGN[6]*M_X_MIN[a]) /
(M_X_MAX[a] - M_X_MIN[a]) - SENSOR_SIGN[6]*0.5;
c_magnetom_y[a] = (float)(magnetom_y[a] - SENSOR_SIGN[7]*M_Y_MIN[a]) /
(M_Y_MAX[a] - M_Y_MIN[a]) - SENSOR_SIGN[7]*0.5;
c_magnetom_z[a] = (float)(magnetom_z[a] - SENSOR_SIGN[8]*M_Z_MIN[a]) /
(M_Z_MAX[a] - M_Z_MIN[a]) - SENSOR_SIGN[8]*0.5;

MAG_X = c_magnetom_x[a]*cos_pitch+c_magnetom_y[a]*sin_roll*sin_pitch+
c_magnetom_z[a]*cos_roll*sin_pitch;
MAG_Y = c_magnetom_y[a]*cos_roll-c_magnetom_z[a]*sin_roll;
MAG_Heading[a] = atan2(-MAG_Y,MAG_X);
}

```

### **DCM Koordinat Dönüşümü- Euler ve Kuaterniyon Uygulaması:**

```

void Normalize(int a)
{
float error=0;
float temporary[3][3];
float renorm=0;

error= -Vector_Dot_Product(&DCM_Matrix[a][0][0],&DCM_Matrix[a][1][0])*0.5;

Vector_Scale(&temporary[0][0], &DCM_Matrix[a][1][0], error);
Vector_Scale(&temporary[1][0], &DCM_Matrix[a][0][0], error);

Vector_Add(&temporary[0][0], &temporary[0][0], &DCM_Matrix[a][0][0]);
Vector_Add(&temporary[1][0], &temporary[1][0], &DCM_Matrix[a][1][0]);

Vector_Cross_Product(&temporary[2][0],&temporary[0][0],&temporary[1][0]);

renorm= .5 *(3 - Vector_Dot_Product(&temporary[0][0],&temporary[0][0]));
Vector_Scale(&DCM_Matrix[a][0][0], &temporary[0][0], renorm);

renorm= .5 *(3 - Vector_Dot_Product(&temporary[1][0],&temporary[1][0]));
Vector_Scale(&DCM_Matrix[a][1][0], &temporary[1][0], renorm);
}

```

```

renorm= .5 *(3 - Vector_Dot_Product(&temporary[2][0],&temporary[2][0]));
Vector_Scale(&DCM_Matrix[a][2][0], &temporary[2][0], renorm);
}

/*****/
void Drift_correction(int a)
{
float mag_heading_x;
float mag_heading_y;
float errorCourse;
//Compensation the Roll, Pitch and Yaw drift.
static float Scaled_Omega_P[3];
static float Scaled_Omega_I[3];
float Accel_magnitude;
float Accel_weight;

//*****Roll and Pitch*****

Accel_magnitude = sqrt(Accel_Vector[a][0]*Accel_Vector[a][0] +
Accel_Vector[a][1]*Accel_Vector[a][1] + Accel_Vector[a][2]*Accel_Vector[a][2]);
Accel_magnitude = Accel_magnitude / GRAVITY;
Accel_weight = constrain(1 - 2*abs(1 - Accel_magnitude),0,1);

Vector_Cross_Product(&errorRollPitch[a][0],&Accel_Vector[a][0],&DCM_Matrix[a][
2][0]);

Vector_Scale(&Omega_P[a][0],&errorRollPitch[a][0],Kp_ROLLPITCH*Accel_weight
);

Vector_Scale(&Scaled_Omega_I[0],&errorRollPitch[a][0],Ki_ROLLPITCH*Accel_we
ight);
Vector_Add(Omega_I[a],Omega_I[a],Scaled_Omega_I);

//*****YAW*****

mag_heading_x = cos(MAG_Heading[a]);
mag_heading_y = sin(MAG_Heading[a]);
errorCourse=(DCM_Matrix[a][0][0]*mag_heading_y
(DCM_Matrix[a][1][0]*mag_heading_x); //Calculating YAW error
Vector_Scale(errorYaw[a],&DCM_Matrix[a][2][0],errorCourse);
Vector_Scale(&Scaled_Omega_P[0],&errorYaw[a][0],Kp_YAW);
Vector_Add(Omega_P[a],Omega_P[a],Scaled_Omega_P);
Vector_Scale(&Scaled_Omega_I[0],&errorYaw[a][0],Ki_YAW);
Vector_Add(Omega_I[a],Omega_I[a],Scaled_Omega_I)
/*****/
/*
void Accel_adjust(void)

```

```

{
  Accel_Vector[1] += Accel_Scale(speed_3d*Omega[2]);
  Accel_Vector[2] -= Accel_Scale(speed_3d*Omega[1]); }
*/
/*****

void Matrix_update(int a)
{
  Gyro_Vector[a][0]=Gyro_Scaled_X(gyro_x[a]);
  Gyro_Vector[a][1]=Gyro_Scaled_Y(gyro_y[a]);
  Gyro_Vector[a][2]=Gyro_Scaled_Z(gyro_z[a]);

  Accel_Vector[a][0]=accel_x[a];
  Accel_Vector[a][1]=accel_y[a];
  Accel_Vector[a][2]=accel_z[a];

  Vector_Add(&Omega[a][0], &Gyro_Vector[a][0], &Omega_I[a][0]);
  Vector_Add(&Omega_Vector[a][0], &Omega[a][0], &Omega_P[a][0]);

#if OUTPUTMODE==1
  Update_Matrix[a][0][0]=0;
  Update_Matrix[a][0][1]=-G_Dt[a]*Omega_Vector[a][2];//-z
  Update_Matrix[a][0][2]=G_Dt[a]*Omega_Vector[a][1];//y
  Update_Matrix[a][1][0]=G_Dt[a]*Omega_Vector[a][2];//z
  Update_Matrix[a][1][1]=0;
  Update_Matrix[a][1][2]=-G_Dt[a]*Omega_Vector[a][0];/-x
  Update_Matrix[a][2][0]=-G_Dt[a]*Omega_Vector[a][1];/-y
  Update_Matrix[a][2][1]=G_Dt[a]*Omega_Vector[a][0];/x
  Update_Matrix[a][2][2]=0;
#else // Uncorrected data (no drift correction)
  Update_Matrix[a][0][0]=0;
  Update_Matrix[a][0][1]=-G_Dt[a]*Gyro_Vector[a][2];//-z
  Update_Matrix[a][0][2]=G_Dt[a]*Gyro_Vector[a][1];//y
  Update_Matrix[a][1][0]=G_Dt[a]*Gyro_Vector[a][2];//z
  Update_Matrix[a][1][1]=0;
  Update_Matrix[a][1][2]=-G_Dt[a]*Gyro_Vector[a][0];
  Update_Matrix[a][2][0]=-G_Dt[a]*Gyro_Vector[a][1];
  Update_Matrix[a][2][1]=G_Dt[a]*Gyro_Vector[a][0];
  Update_Matrix[a][2][2]=0;
#endif

  Matrix_Multiply(DCM_Matrix[a],Update_Matrix[a],Temporary_Matrix[a]);

for(int x=0; x<3; x++) //Matrix Addition (update)
{
  for(int y=0; y<3; y++)
  {

```

```

    DCM_Matrix[a][x][y]+=Temporary_Matrix[a][x][y];
  }
}
}

```

```

void Euler_angles(int a)
{
  pitch[a] = -asin(DCM_Matrix[a][2][0]);
  roll[a] = atan2(DCM_Matrix[a][2][1],DCM_Matrix[a][2][2]);
  yaw[a] = atan2(DCM_Matrix[a][1][0],DCM_Matrix[a][0][0]);
}

```

```

void Quat(int a)
{
  double t0 = cos(yaw[a] * 0.5f);
  double t1 = sin(yaw[a] * 0.5f);
  double t2 = cos(roll[a] * 0.5f);
  double t3 = sin(roll[a] * 0.5f);
  double t4 = cos(pitch[a] * 0.5f);
  double t5 = sin(pitch[a] * 0.5f);

  q[a][0] = t0 * t2 * t4 + t1 * t3 * t5; //w
  q[a][1] = t0 * t3 * t4 - t1 * t2 * t5; //x
  q[a][2] = t0 * t2 * t5 + t1 * t3 * t4; //y
  q[a][3] = t1 * t2 * t4 - t0 * t3 * t5; //z
}

```

```

void innerquat(int a)
{
  if(a==0) dot=q[a][0]*q[a+1][0] + q[a][1]*q[a+1][1] + q[a][2]*q[a+1][2] +
q[a][3]*q[a+1][3];
  else dot=q[a][0]*q[a-1][0] + q[a][1]*q[a-1][1] + q[a][2]*q[a-1][2]+q[a][3]*q[a-1][3];

  angle=acos(2*dot*dot-1);
}

```

### **Vektörel İşlemler:**

```

float Vector_Dot_Product(float vector1[3],float vector2[3])
{
  float op=0;
  for(int c=0; c<3; c++)
  { op+=vector1[c]*vector2[c];
  }
  return op; }
void Vector_Cross_Product(float vectorOut[3], float v1[3],float v2[3])
{
  vectorOut[0]= (v1[1]*v2[2]) - (v1[2]*v2[1]);
  vectorOut[1]= (v1[2]*v2[0]) - (v1[0]*v2[2]);

```

```

vectorOut[2]= (v1[0]*v2[1]) - (v1[1]*v2[0]);
}

void Vector_Scale(float vectorOut[3],float vectorIn[3], float scale2)
{
for(int c=0; c<3; c++)
{
vectorOut[c]=vectorIn[c]*scale2;
}
}

void Vector_Add(float vectorOut[3],float vectorIn1[3], float vectorIn2[3])
{
for(int c=0; c<3; c++)
{
vectorOut[c]=vectorIn1[c]+vectorIn2[c];
}
}

void Matrix_Multiply(float a[3][3], float b[3][3],float mat[3][3])
{
float op[3];
for(int x=0; x<3; x++)
{
for(int y=0; y<3; y++)
{
for(int w=0; w<3; w++)
{
op[w]=a[x][w]*b[w][y];
}
mat[x][y]=0;
mat[x][y]=op[0]+op[1]+op[2];

float test=mat[x][y];
}
}
}
}

```

### **PHP ile Mysql Veri Tabanına Veri Ekleme, Veri Tabanından Veri Çekme ve HighChart Kütüphanesini Kullanarak Grafik Çizme Programı Kodları :**

Veri Ekleme:

```
<?php
```

```

$servername = "localhost";
$username = "root";
$password = "";
$dbname = "sens_ang";

```

```

$ang = $_GET['angle'];

// Connect to mysql server
$dbconnect = mysqli_connect($servername, $username,$password,"sens_ang");

$now = new DateTime();
$datetime = $now->format("Y-m-d H:i:s");

$sql = "INSERT INTO data (ang,tarih) VALUES ('$ang','$datetime')";
mysqli_query($dbconnect,$sql);

```

?>

Veri Çekme ve Grafik Çizme :

```

<?php
    $servername = "localhost";
    $username = "root";
    $password = "";
    $dbname = "sens_ang";
    $dbconnect = mysqli_connect($servername,
    $username,$password,"sens_ang");

    $sql = 'SELECT* FROM data';
    $sorgu=mysqli_query($dbconnect,$sql);
    $dizi1=array();
    while( $sonuc=mysqli_fetch_array($sorgu) ){
    $dizi = explode ("",$sonuc[1]);
    array_push($dizi1,$dizi[0],$dizi[1],$dizi[2],$dizi[3],$dizi[4]);
    }

    $dizi2= json_encode($dizi1,JSON_NUMERIC_CHECK);
    ?>
<html>
    <head>
        <script src="https://code.highcharts.com/highcharts.js"></script>
        <script src="https://code.highcharts.com/modules/exporting.js"></script>
        <meta charset="UTF-8">
        <title>Yürüme Analizi Diz Açısı Ölçümü</title>
        <link rel="stylesheet" media="all" type="text/css" href="style.css"/>

    </head>
    <body>
        <div id="header"><center><h1>Yürüme Analizi Diz Açısı
    Ölçümü</h1></center></div>
        <div id="div1">

```

```
<div id="content"></div>
<script type="text/javascript">
  var dizi=<?php echo $dizi2?>;

  Highcharts.chart('content', {

    title: {
      text: "
    },

    yAxis: {
      title: {
        text: 'Açı değerleri'
      }
    },
    legend: {
      layout: 'vertical',
      align: 'right',
      verticalAlign: 'middle'
    },
    plotOptions: {
      series: {
        pointStart: 1
      }
    },
    series: [{
      name: 'dizi',
      data: dizi
    }]

  });
</script>

</div>

</body>
</html>
```



## ÖZGEÇMİŞ

### KİŞİSEL BİLGİLER

**Adı Soyadı** : Sümeyra Büşra ŞENGÜL  
**Uyruğu** : T.C.  
**Doğum Yeri ve Tarihi** : Sarıkamış / 21.12.1988  
**Telefon** : 05557430836  
**Faks** :  
**e-mail** : sumeyrabusrasengul@gmail.com

### EĞİTİM

Derece	Adı, İlçe, İl	Bitirme Yılı
Lise	: Selçuklu Anadolu Lisesi, Selçuklu, Konya	2007
Üniversite	: Selçuk Üniversitesi, Selçuklu, Konya	2012
Yüksek Lisans	: Necmettin Erbakan Üniversitesi, Meram, Konya	

### İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görevi
2010	Tarım Kredi Kooperatifleri Merkez Birliği Genel Müdürlüğü	Stajyer
2011	S.Ü. BİMER	Stajyer
2015	Meram Gödene Toki Şehit Yunus Berber İlkokulu	Ücretli Öğretmenlik
2016	100. Yıl Mesleki Eğitim Merkezi	Büro Elemanı
2018	KYK Mevlana Yurdu	Yurt Yönetim Presoneli

### YABANCI DİLLER

İngilizce

### YAYINLAR

Tümer A.E., Şengül S.B., 2015, "SMART CITY:DEFINITIONS, COMPONENTS, AND APPLICATION (AKILLI ŞEHİRLER: TANIM, BİLEŞENLER VE UYGULAMALAR)", *ICRES*, Antalya, 492-498

Tümer A.E., Şengül S.B., Koçer S., 2017, Nesnelerin İnternetine Erişim, *AB'17*, Aksaray

Şengül S. B., Tümer A.E., Çalışkan M., 2018, "Development of Knee Angle Estimation System based on Internet of Things Method", *IJESC*, 8(9), 18944-18948

Çalışkan M., Tümer A.E., Şengül S.B., 2018, "Development of a Prototype Using the Internet of Things for Kinetic Gait Analysis", *IJISAE*, 6(3), 242-247