

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

IMU TABANLI YÜRÜYÜŞ ANALİZİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Kaan ŞAHİN

Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Mekatronik Mühendisliği Programı

OCAK 2018

İMU TABANLI YÜRÜYÜŞ ANALİZİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Kaan ŞAHİN
(518141008)

Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Mekatronik Mühendisliği Programı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Serhat İKİZOĞLU

OCAK 2018

İTÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 518141008 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi Kaan ŞAHİN, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "İMU TABANLI YÜRÜYÜŞ ANALİZİ" başlıklı tezini aşağıdaki imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Doç. Dr. Serhat İKİZOĞLU**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. Fikret ÇALIŞKAN**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Yrd. Doç. Dr. Osman Hilmi KOÇAL
Yalova Üniversitesi

.....

Teslim Tarihi : **17 Kasım 2017**
Savunma Tarihi : **17 Ocak 2018**





Aileme,



ÖNSÖZ

Bu tezin hazırlanması sırasında bana her konuda yardımcı olan, yardım ve katkıları ile beni yönlendiren, değerli hocam ve danışmanım Doç. Dr. Serhat İKİZOĞLU'na, projede birlikte çalıştığımız Tunay ÇAKAR'a, Seddam HEYDEROV'a ve İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesinden Prof. Dr. Ahmet ATAŞ ve Dr. Eyyup KARA'ya ve çalışmanın uygulama aşaması gerekli malzemelerin temini için projemizi destekleyen TÜBİTAK'a teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca beni her konuda destekleyen ve bu günlere getiren aileme sonsuz sevgi ve saygılarımı sunarım.

Bu çalışma, Tübitak 1001 projeleri kapsamında desteklenmiştir. Proje No: 115E258

Ocak 2018

Kaan ŞAHİN



İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ	vii
İÇİNDEKİLER	ix
KISALTMALAR.....	xi
SEMBOLLER	xiii
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xv
ŞEKİL LİSTESİ.....	xvii
ÖZET	xix
SUMMARY	xxi
1. GİRİŞ	1
1.1 Tezin Amacı.....	2
1.2 Literatür Araştırması	2
2. YÜRÜME	7
2.1 Yürüyüş Fizyolojisi	7
2.2 Yürüyüşün Analizinde Öz-Niteliklerin Belirlenmesi ve Hesaplanması.....	8
2.3 Ayırt Edici Öz-Niteliklerin Belirlenmesi.....	10
3. YÜRÜYÜŞ VERİSİNİN TOPLANMASI.....	13
3.1 Ataletsel Ölçüm Üniteleri.....	13
3.1.1 İvmeölçer.....	14
3.1.2 Dönüölçer	14
3.1.3 Manyetometre.....	15
3.2 Kullanılan Yazılım ve Donanım Araçları	15
3.2.1 Kullanılan ataletsel ölçüm üniteleri.....	15
3.2.2 Kullanılan yazılım araçları	16
3.2.2.1 MT software suite.....	16
3.2.2.2 Matlab	17
3.3 Sensörlerin Vücuda Yerleştirilmesi	18
3.4 Veri Toplama Ortamı	18
3.5 Veri Toplama Sistemi	21
4. YÜRÜYÜŞ VERİSİNİN İNCELENMESİ	27
4.1 Ayaktaki Hareket Algılayıcılarından Konum Verisinin Elde Edilmesi	27
4.1.1 Serbest ivme verisi.....	29
4.1.2 Offset ve kayma hatalarının düzeltilmesi	29
4.2 Dizdeki Hareket Algılayıcılarından Konum Verisinin Elde Edilmesi	37
4.3 Bel ve Dizdeki Hareket Algılayıcılarından Açısal Verilerin Elde Edilmesi...	42
4.4 Analiz Sonrası Hesaplanan Parametreler	46
4.5 Makine Öğrenimi Algoritması Geliştirilmesi.....	49
4.5.1 Veri kümesinin oluşturulması	49

4.5.2 Test ve eğitim kümesinin oluşturulması	49
4.5.3 Makine öğrenimi algoritmasının seçilmesi	50
4.5.4 Ön veri işlemesi (Data preprocessing).....	50
4.5.5 Bulanık karar verme	50
5. SONUÇ	51
KAYNAKLAR.....	53
ÖZGEÇMİŞ	57



KISALTMALAR

YD	: Yürüyüş Döngüsü
DTC	: Denge Tespit Cihazı
MEMS	: Micro Electro Mechanical System
PC	: Personal Computer
BU	: Bhattacharya Uzaklığı
DOF	: Degree of Freedom
AÖB	: Atalatsel Ölçüm Birimi(Ünitesi)
IMU	: Inertial Measurement Unit
GHz	: Gigahertz
MTSS	: MT Software Suite
SVM	: Support Vector Machine
PCA	: Principle Component Analysis
BDP	: Bilgisayarlı Dinamik Postürografi
BPPV	: Benign Paroksizmal Pozisyonel Vertigo
MS	: Multipl Skleroz



SEMBOLLER

$v(t)$: Hız
$s(t)$: Konum
$a(t)$: İvme
T	: Periyot
g	: Yerçekimi ivmesi
G	: Ağırlık
m	: Kütle
ψ	: Yuvarlanma açısı
θ	: Yunuslama açısı
ϕ	: Dönme açısı



ÇİZELGE LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 3.1: Hareket algılayıcı teknik özellikler.	17
Çizelge 5.1: Veri toplanan deneklerin dağılımı.	52





ŞEKİL LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Şekil 1.1 : Örnek dinamik postürografi cihazı.	3
Şekil 1.2 : Örnek görüntü işleme ile yürüyüş analiz sistemi.....	4
Şekil 1.3 : Örnek vücut üzeri algılayıcılar ile yürüyüş analiz sistemi.	5
Şekil 2.1 : Bir yürüme döngüsü.	7
Şekil 2.2 : Yürüyüşte uzaysal parametreler.....	8
Şekil 2.3 : Yürüyüşte uzaysal parametreler.....	9
Şekil 2.4 : Örnek histogram.	11
Şekil 3.1 : Ataletsel Ölçüm Ünitesi.....	13
Şekil 3.2 : İvmeölçer Yapısı.	14
Şekil 3.3 : Mekanik ve MEMS Dönüölçer Örnekleri.	15
Şekil 3.4 : Kullanılan donanımlar: (a)MTw geliştirme kiti. (b) Hareket algılayıcı sensör. (c)Veri toplama istasyonu. (d) Mini veri toplama donanımı	16
Şekil 3.5 : MT Software Suite Yazılımı.	17
Şekil 3.6 : Matlab yazılım geliştirme ortamı.	18
Şekil 3.7 : (a)Sensörlerin planlanan konumları (b)Sensörlerin uygulamadaki konumları.	19
Şekil 3.8 : Ferromanyetik malzemelerin manyetik alana etkisi.	20
Şekil 3.9 : Laboratuvar ortamı manyetik normu.	21
Şekil 3.10 : Açık alanda manyetik norm.....	21
Şekil 3.11 : Veri toplama ortamında manyetik norm.	22
Şekil 3.12 : Veri toplama ortamı.	22
Şekil 3.13 : Veri toplama sistemi.	24
Şekil 3.14 : MTSS dışarıya aktarma ayarları.	25
Şekil 3.15 : Kayıt dosyası ve Matlabte kullanılacak dışarıya aktarılmış dosyalar.	25
Şekil 4.1 : Sensör koordinat sistemi ve evrensel koordinat sistemi.	29
Şekil 4.2 : Ayak üzerindeki algılayıcının konumu.	31
Şekil 4.3 : Ayağın hareketsiz olduğu zamanların belirlenmesi.	31
Şekil 4.4 : İyileştirme sonucu ayağın hareketsiz olduğu zamanların belirlenmesi.	32
Şekil 4.5 : Filtrelenmemiş ivme grafiği.....	32
Şekil 4.6 : Düzeltilmemiş hız grafiği.	33
Şekil 4.7 : Düzeltilmemiş konum grafiği.	33
Şekil 4.8 : Filtrelenmiş ivme grafiği.	34
Şekil 4.9 : Düzeltilmiş hız grafiği.	34
Şekil 4.10 : Düzeltilmiş konum grafiği.	35
Şekil 4.11 : Yürüyüş doğrultusunun algılayıcı eksen takımındaki yeri.	36

Şekil 4.12	: Eksen döndürme işlemi sonrası konum grafiği.....	36
Şekil 4.13	: İki ayaktan elde edilen verilerin birlikte gösterimi.....	36
Şekil 4.14	: Diz verisinin düzeltilmesinde kullanılan referans.	37
Şekil 4.15	: Diz verisinin düzeltilmesinde kullanılan yöntem.	38
Şekil 4.16	: Diz algılayıcısı ivme verisi.	39
Şekil 4.17	: Diz algılayıcısı düzeltilmemiş hız verisi.	39
Şekil 4.18	: Diz algılayıcısı düzeltilmemiş konum verisi.	40
Şekil 4.19	: Diz algılayıcısı düzeltilmiş hız verisi.	40
Şekil 4.20	: Diz algılayıcısı düzeltilmiş konum verisi.	41
Şekil 4.21	: Diz algılayıcısı düzeltilmesinde referans alınan ayak konum verisi.	41
Şekil 4.22	: Dönme matrisi hesaplanması.....	42
Şekil 4.23	: Euler açıları tanımları.	43
Şekil 4.24	: Örnek dönme durumları.....	43
Şekil 4.25	: Örnek diz lateral salınım grafiği.	44
Şekil 4.26	: Diz algılayıcısının öne arkaya salınımı.	44
Şekil 4.27	: Bel algılayıcısının sağa sola salınımı.....	45
Şekil 4.28	: Bel algılayıcısının öne arkaya salınımı.....	45
Şekil 4.29	: Basınç sensörlerinden elde edilen parametreler.....	47
Şekil 4.30	: Örnek parametre dosyası.	48
Şekil 4.31	: Örnek parametre dosyası 2.	49
Şekil 4.32	: İki sensör sisteminin parametrelerinin korelasyonu.....	49

IMU TABANLI YÜRÜYÜŞ ANALİZİ

ÖZET

İnsan yürüyüşünün analizine biyomedikal başta olmak üzere farklı alanlarda ihtiyaç duyulmaktadır. Kas hastalıkları, omurga ve omurilik bozuklukları, eklem hastalıkları, parkinson gibi hastalıkların teşhis ve tedavisi, iki ayaklı robotlarda hareketin insan yürüyüşüne benzetilmesi örnek olarak verilebilir.

Denge sisteminin üstlendiği görevler, kütle merkezinin destek zemin üzerindeki denge konumundan istenmeyen yer değiştirmelerini önlemek, hareket halinde vücut pozisyonunun ortamda doğru konumlanmasını sağlamak, kişi ve ya çevre hareket ederken net bir görüş sağlamak için göz hareketlerini kontrol etmek olarak sıralanabilir [1]. Denge sistemi çeşitli vücut sistemlerinden veri toplama, bu verileri işleme ve karar verme, alınan kararı eyleme geçirme olarak 3 ana bölümde incelenen karmaşık bir yapıdadır. Görsel veriler görme sistemi, dokunma, basınç gibi veriler somatosensör sistem, yerçekimi ve dönme ile alakalı veriler vestibüler sistem tarafından sağlanır. Toplanan veriler beyinde işlenir ve karar alınır. Alınan karar kas-iskelet sistemiyle eyleme dönüştürülür. Denge süreçlerinde herhangi bir basamakta sorun varsa, hastada gündelik yaşam aktivitelerini gerçekleştirmede sorun, yürüyüş bozuklukları, düşmeler ve bazı durumlarda sersemlik şikayetleri meydana gelebilir. Bahsedilen şikayetleri olan kişilerin hastalıklarının teşhisinde ve tedavisinde yürüyüşlerini doğru analiz etmek kritik öneme sahiptir.

Yürüyüş analizi yapılırken yararlanılan yöntemler görüntü işleme, yer sensörleri, vücut üzeri yerleştirilen sensörler olmak üzere 3 başlıkta incelenebilir. Görüntü işleme kullanılan çalışmalarda kişilerin hareketleri bir ya da daha fazla kamera ile kayıt edilir ve çeşitli filtreler uygulanarak yürüyüş analiz edilmeye çalışılır. Bazı uygulamalarda optik işaretleyiciler hareket eden kişi üzerine yerleştirilir. Görüntü işleme yöntemindeki sorunlar hareketi ortam görüntüsünden ayırma ve görüntünün sabit bir alanda alınmasından dolayı doğal hareketin tekrarlanamamasıdır. Yer sensörlerinin kullanıldığı çalışmalarda, yürüyüş hareketinin yapılacağı zemin kuvveti ölçen sensörlerle donatılır. Bu yöntemdeki sorun sadece yere uygulanan kuvvet ölçüldüğü için kişinin duruşu, bacaklarının hareketi gibi parametrelerinin göz ardı edilmesidir. Vücut üzeri sensörlerin kullanıldığı yöntemlerde kişinin bedeninde belirlenen noktalara hareket sensörleri yerleştirilir. Sensörler küçük boyutta ve hafif oldukları için kişinin doğal yürüyüşüne engel olmazlar. Veri kaydedilmesi için özel bir ortama ihtiyaç yoktur. Bu yöntemdeki sorun sensörlerdeki ölçme hataları, zamanla değişen kaymanın pozisyona etkisinin yüksek olmasıdır.

Bu tez basınç sensörlerinden ve ataletsel ölçüm ünitelerinden toplanan verilerin birleştirilerek, özellikle vestibüler sistem hastalıkları bulunan kişilerin hastalıklarının teşhisi ve tedavisine yardımcı olacak dinamik vestibüler sistem analiz algoritması geliştirilmesini ve denge tespit cihazı tasarımını amaçlayan projenin bir parçasıdır.

Bu tezde anlatılan çalışma proje kapsamında yürüyüş analizinde kullanılacak parametrelere karar vermek, sağlıklı kişilerden ve denge rahatsızlığı bulunan kişilerden AÖB tabanlı sensörlerden veriler toplamak, toplanan verileri kablosuz haberleşme protokolü ile bilgisayara aktarmak, MATLAB ortamında bu verileri değerlendirmek ve önceden belirlenen parametreleri elde etmek, AÖB ve basınç sensörlerinden elde edilen parametreleri birlikte değerlendirerek olası bağlantı(korelasyon)ları hesaplamak olarak özetlenebilir.

Birinci kısımda insanda denge sisteminden bahsedilmiş, hareket takibinde yararlanılan metodlar avantaj ve dezavantajlarıyla birlikte anlatılmıştır. Literatürde benzer alanlarda yapılan çalışmalar incelenmiş, kullanılan donanım ve yazılım araçları, veri toplama ve işleme algoritmaları açıklanmıştır.

İkinci kısımda yürüyüş fizyolojisi incelenmiş, toplanan verilerden elde edilecek parametreler açıklanmıştır. Bu parametrelerin içinden hastalık teşhisinde ayırt edici olabilecek parametrelerin belirlenmesinde dikkat edilen kriterlere ve hesaplamalara yer verilmiştir.

Üçüncü kısımda öncelikle kullanılan ataletsel ölçüm üniteleri hakkında genel bilgiler verilmiştir. Algılayıcıların donanımsal ve yazılımsal özellikleri incelenmiştir. Verilerin bilgisayara aktarılmasında ve analiz edilmesinde yararlanılan araçlar açıklanmıştır. Algılayıcıların vücut üzerinde nasıl konumlandırıldığına yer verilmiştir. Sonrasında da veri toplama ortamı seçilirken dikkat edilmesi gereken kriterler, yapılan ölçümler açıklanmıştır. Tüm sistem bileşenleri açıklandıktan sonra sistemin genel yapısı veri toplanırken yapılan işlemler sırasıyla açıklanmıştır.

Dördüncü kısımda kaydedilen veriler sonrası analiz aşamaları anlatılmıştır. İlk olarak algılayıcılardan elde edilen serbest ivme verisinin ne olduğu ve neden kullanıldığına yer verilmiştir. Sonrasında ayak algılayıcılarından konum verisinin elde edilmesi sırasında karşılaşılan offset ve kayma hatası ve hataların giderilmesi için önerilen yöntem sonuçlarıyla birlikte açıklanmıştır. Bir sonraki adımda diz algılayıcılarından konum verisini hesaplariken karşılaşılan sorunlar, ayak algılayıcılarında kullanılan yöntemden farkları tartışılmıştır. Bu sorunların çözümünde kullanılan, geliştirilen algoritmalar, uygulanan filtreleme yöntemleri sonuçlarıyla birlikte açıklanmıştır. Diz ve bel algılayıcılarından ölçülen açısız veriler gösterilmiştir. Alınan ölçümler sonrasında yürüyüş analizinde kullanılacak parametreler, sonuçlarıyla birlikte gösterilmiştir. AÖB ve basınç sensörlerinden elde edilen verilerin birleştirilmesine yer verilmiştir. Son olarak da hesaplanan parametrelerin makine öğreniminde kullanılmasında izlenen yol haritası kısaca açıklanmıştır.

Beşinci kısımda toplanan verilerin sonuçları değerlendirilmiş, sonuçların yorumlanmasına ve gelecekte yapılabilecek çalışmalara yer verilmiştir.

IMU BASED GAIT ANALYSIS

SUMMARY

Analysis of human gait is needed in different fields, especially biomedical. Diagnosis and treatment of diseases such as muscle disorders, spinal disorders, joint diseases, parkinsonism or walking on bipedal robots and human walk can be example of these fields.

The task of the balance system are, to prevent undesired displacement of the center of mass from the equilibrium position on the support floor, to ensure correct positioning of the body position on the move, to control the eye movements to provide a clear view as the person or the environment moves [1]. The balancing system has a complex structure which includes three main parts, collecting datas from various body systems, processing datas and decision making, applying the decision. Visual datas are provided by visual system, datas such as pressure, touch are provided by somatosensory system and datas which is about gravity or rotation are provided by vestibular system. Collected datas are processed in the brain and decisions are decided. Decided decisions are turned movement by muscle-skeleton system. If there is a problem at any stage of the balance process, the patient may experience difficulties in performing activities of daily living, gait disturbances, falls, and in some cases complaints of drowsiness. It is critical for people with the mentioned complaints to correctly analyze their gaits in the diagnosis and treatment of their illnesses.

There are three main approaches used in analysis and recognition of human gait which can be listed as: image processing, floor sensors and sensor placed on the body. In the process of image processing, the movements of the persons are recorded with one or more cameras and various filters are applied to analyze the gait. In some applications, optical markers are placed on the moving person. The problems of the image processing method are the separation of the moving image from environment image and the inability to repeat the natural movement because of the image is taken in a fixed area usually in the treadmills. At studies using floor sensors, the floor is equipped with sensors which capable of measure the applying forces. The problem with this method is ignoring the parameters such as the posture, the movement of the legs, etc., since only the applied force is measured. In the methods in which the body sensors are used, the movement sensors are placed to the joint points on the human body. Sensors are small in size and lightweight, so they do not interfere with the natural walk. There is no need for special environment to record data. The main problem of this sensors is effect of offset error, which is varying with time, is high while calculating the position.

Within the scope of the project, researchers in the field of engineering and medicine worked together. Medical doctors have contributed to the determination of gait physiology and parameters that may be effective in disease detection. Engineers have

been working on filtering data collection data and obtaining meaningful results. In addition, the collected data were used to diagnose the disease using machine learning algorithms.

This thesis aims developing analyze dynamic vestibular system algorithm and designing balance detecting device. Pressure sensors and inertial measurement units will used in this project and collected datas from various sensors correlates with each other. This system is used for patients who has vestibular diseases, when detecting and treating illnesses.

This thesis is part of the project aiming to develop a dynamic vestibular system analysis algorithm that will help the diagnosis and treatment of diseases of people with vestibular system diseases by combining the data collected from pressure sensors and inertial measurement units and designing the balance detection device. In this study, it is aimed to determine the parameters that can be used in gait analysis within the scope of the project, to collect data from the sensors of healthy persons and people who have balance problems, to establish wireless communication between sensors and computers, to evaluate these datas in MATLAB environment and to obtain predetermined parameters, and to calculate the possible correlations by evaluating the parameters obtained from the sensors.

In the first part, the human balancing system is mentioned and the methods used in gait tracking are explained together with their advantages and disadvantages. Studies which is done in similar areas in the literature are examined, hardware and software tools which is used, data collection and processing algorithms are explained.

In the second part, gait physiology is examined and parameters to be obtained from the collected data are explained. Among these parameters, criterias and calculations which is used are given in determining the parameters that may be distinguishable in disease diagnosis.

In the third part, firstly general information is given about the inertial measurement units used. The hardware and software features of the sensors have been examined. Tools used to transfer data to and from the computer are described. How the sensors are positioned on the body is given. Afterwards, the criteria to be considered when selecting the data collection environment, the measurements made are explained. After all the system components are explained, the general structure of the system is explained in order of the operations performed when data is collected.

At the fourth part the post-data analysis steps recorded are explained. Firstly, what is the free acceleration data obtained from the sensors and why it is used. It is explained together with the results of the proposed method for eliminating the offset and misalignment errors and mistakes encountered in obtaining the position data from the foot sensors afterwards. In the next step, the problems encountered in calculating the position data from the knee sensors are discussed in terms of differences from the method used in the foot sensors. The algorithms used to solve these problems are described along with the results of the applied filtering methods. Angular data measured from knee and waist sensors are shown. The parameters to be used in the gait analysis after receiving measurements are shown together with the results. Incorporation of data obtained from IMU and pressure sensors has been included. Finally, the road map used for the calculation of the calculated parameters in the machine learning is briefly explained.

In the fifth section, the results of the collected data are evaluated, interpretation of the results and future work are included.





1. GİRİŞ

Denge sistemi, insan ve hayvanların hayati kabiliyetlerindedir ve denge sistemindeki bozulmalar insan hayatını ciddi şekilde etkileyecek sorunlar yaratabilir. Denge sistemi vücutta birçok sistemin birlikte oluşturduğu karmaşık yapıdadır. Denge, insanın dinlenme ya da eylem esnasında yerçekimi merkezini, destek aldığı yüzey üzerinde tutabilmek için gösterdiği çaba olarak tanımlanabilir. Denge sisteminde giriş bilgileri gözler, vestibüler sistem, proprioseptif sistem, işitsel sistem tarafından sağlanır. Algılama ve karar alma organı beyindir. Göz ve uzuv kasları ile kararlar uygulanabilir. Kişi ve üzerinde bulunduğu yüzey hareketsiz ise statik denge, ikisinden biri hareket halinde ise dinamik denge söz konusudur [2]. Dinamik denge ile bağlantılı olan yürüme eylemi, kısa mesafeleri katetmenin en kolay yoludur. Eklem hareketliliği ve uygun kas gücü yürüme verimliliğini artırır. Hareket sırasında bir uzuv destek sağlarken, diğer uzuv ileri atılır ve destek rolü için hazırlanır.

Günümüzde insanların ortalama yaşam süreleri uzamıştır. Bu durum aynı zamanda yaşlı nüfusun artması anlamına gelmektedir. Yaş ilerledikçe dayanıklılık genellikle azalmaktadır ve bakıma muhtaç kişilerin sayısı yaşlı nüfus içerisinde yüksektir. Bu değişimle birlikte denge sorunlarının görülme sıklığı da artmıştır. 65 yaş üstündeki kişilerin yaklaşık 1/3'ü yılda en az 1 kere düşmektedir [3]. Her sağlık probleminde olduğu gibi dengeye bağlı problemlerde de erken teşhis büyük önem taşımaktadır. Yürüyüş analizi bu hastalıkları erken safhada teşhis etmeye ve ya tedavinin sonuçlarını gözlemlemeye yardımcı olabilir.

Yürüyüş analizi, medikal çalışmalar dışında, günümüzde üzerinde çok sayıda araştırmalar yapılan yürüyen iki ayaklı insansı robot çalışmalarında da kullanılmaktadır. İnsanın hareketleri basit görünmesine karşın oldukça karmaşıktır. Bu hareketi robotlar üzerinde taklit etmek büyük bir problemdir. Bu problemi çözmek için önce yürüyüş kısıtlılığı olmayan sağlıklı insan hareketleri dikkatlice analiz edilmelidir. İnsanın doğal hareketi esnasında kaydedilen verilerin robotun hareketinde kullanılmasıyla alakalı çalışmalar da yapılmaktadır [4].

Ayrıca biyometrikle ilgili çalışmalarda da yürüyüş analizinden yararlanılması düşünülmektedir. İnsanları yürüyüşlerinden ayırt etme ve yürüyüşü biyometrik kimlik olarak kullanma konusunda yapılan çalışmalar mevcuttur. Yapılan araştırmalarla küçük bir veritabanı oluşturulmuştur ve getirilen yeni yaklaşımlarla birlikte geliştirilmeye devam etmektedir [5, 6].

1.1 Tezin Amacı

Bu çalışma, denge sorunları olan kişilerin, hastalıklarının teşhisinde ve tedavisinde kullanılacak dinamik vestibüler sistem algoritması geliştirmek ve denge tespit cihazı (DTC) tasarlamayı amaçlayan bir projenin parçasıdır. Önerilen cihazda harekete ilişkin ve ayak-altı basınçlara ilişkin veriler toplanacak ve birlikte değerlendirilecektir. Hareket verilerini toplamak için IMU tabanlı algılayıcılar ve ayak-altı basınçla ilgili veri toplamak için kuvvet tabanlı algılayıcılar kullanılacaktır. Tasarlanacak cihaz taşınabilir olacaktır, bu sayede herhangi bir ortama ve ya platforma bağımlı olmadan veriler toplanabilecektir. Veri toplama ve değerlendirme işlemleri tamamlandıktan sonra çeşitli algoritmalarla makine öğrenimi yapılması ve bilgisayardaki yazılımın hastalık teşhisinde ve ya hastanın tedavi sürecindeki gelişimleri hakkında bilgi vermesi amaçlanmaktadır.

Bu tez kapsamında IMU tabanlı hareket sensörleri ile veri toplama ve değerlendirme süreçleri ayrıntılı olarak anlatılmıştır.

1.2 Literatür Araştırması

Sağlık, biyometrik, robotik gibi alanlarda kullanılmak üzere insan hareket takip sistemleri geliştirilmekte ve bu sistemlerden yararlanılmaktadır. Bu sistemler ağırlık merkezi değişimini ve vücudun salınım hareketini algılamayı hedeflemektedir. Bu sistemler dinamik postürografi ve yürüyüş analizi olarak 2 grupta incelenebilir. Dinamik postürografide genellikle kişi sabit bir cihaz üzerine çıkmakta ve hareket eden ortama karşı tepkileri ölçülüp değerlendirilmektedir. [7] nolu kaynakta denge rahatsızlığı bulunan 65 yaş üzerindeki 143 kişiden 2004-2009 yılları arasında bilgisayarlı postürografi cihazı ile veriler toplanmış ve sonuçları analiz edilmiştir. [8] nolu kaynakta mobil bir posturografi cihazı ile kişilerin günlük aktivitelerindeki ağırlık merkezi değişimleri incelenmiştir.



Şekil 1.1 : Örnek dinamik postürografi cihazı.

Yürüyüş analizi yapmayı amaçlayan sistemlerde çoğunlukla kullanılan 3 yöntem:

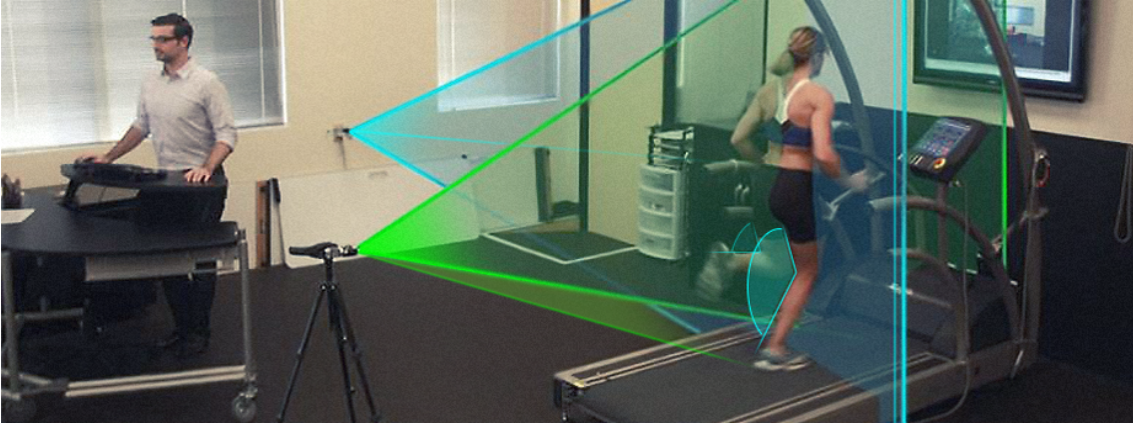
- Yer algılayıcıları kullanma
- Görüntü işleme
- Vücut üzeri algılayıcıları kullanma

şeklinde listelenebilir.

Yer algılayıcılarının kullanıldığı sistemlerde genellikle yürüyüşün yaptırıldığı zemin kuvvet tabanlı algılayıcılarla donatılır ve kişinin hareket boyunca ağırlığının destek ayağı üzerinde dağılımı, ayakların konumları gibi veriler elde edilebilir. Bu yöntemde elde edilen veriler sadece ayaklardan yere uygulanan kuvvetin değişiminden elde edilmektedir. Bacakların ve ya vücudun diğer uzuvlarının hareketleri ile alakalı bir değerlendirme yapılmamaktadır. Bu nedenle bu yöntemler eksik bilgi verebilirler. Ayrıca hareketin gerçekleştirildiği zemin özel hazırlanmıştır ve kısıtları vardır. İnsanın doğal ortamındaki hareketini laboratuvar ortamında tekrarlaması zor olabilir. [5] nolu çalışmada yer algılayıcıları ile yapılan yürüyüş analizi biyometrik analiz için

kullanılmıştır. Kişinin yürüyüşü verisinden kimliğine ulaşılmaya çalışılmıştır. 120'den fazla insandan veriler toplanarak geniş bir veritabanı oluşturulmuştur.

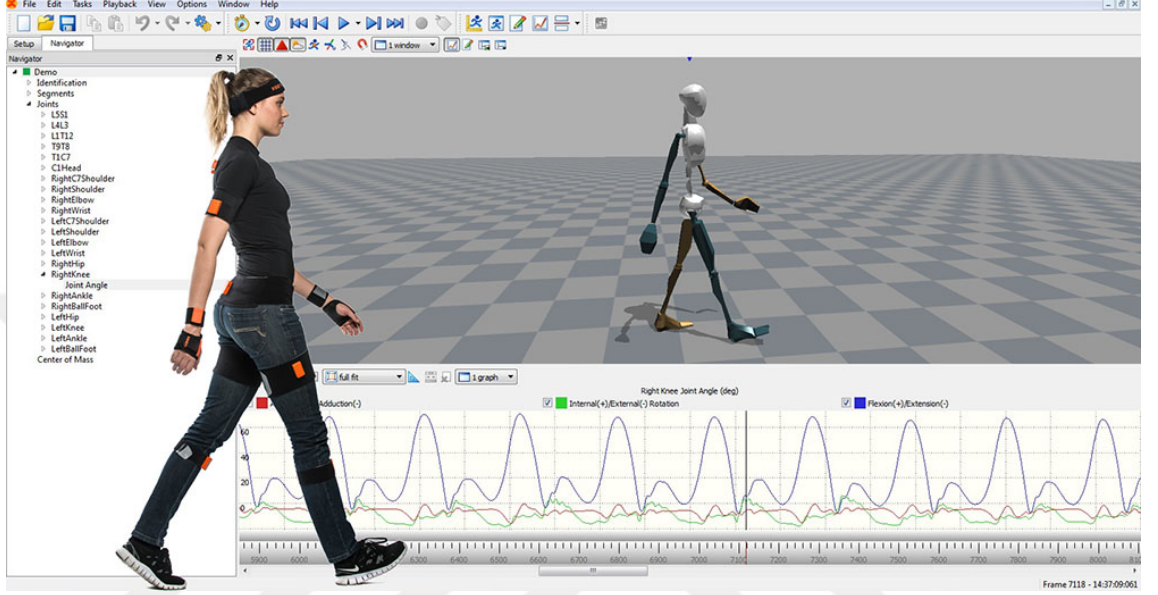
Bir diğer yöntem olan görüntü işlemede bir ya da birden fazla kamera ile görüntüler kaydedilir ve çeşitli filtreleme methodları sonrası görüntülerden yürüyüş analiz edilmeye çalışılır (Şekil 1.2). Kamera çözünürlükleri, ortamdaki ışık miktarı, kıyafet gibi faktörler ulaşılan sonuçların doğruluğunda büyük pay sahibidir. Bu yöntemdeki temel zorluk kişinin görüntüsünü ortam görüntüsünden ayırt edebilmektir. [9] nolu kaynakta biyometrik araştırmalar için düşük çözünürlüklü bir kamerayla veri toplanmıştır. Çalışmada önerilen yöntemle kıyafetlerin ve taşınan objelerin görüntülerinin ayrıştırılmasında başarılı olunmuştur. [10] nolu kaynakta havaalanında metal dedektörünün üstüne yerleştirilen 2 kamera ile önden ve arkadan görüntü kaydedilmiş ve yürüyüş analizi yapılmıştır.



Şekil 1.2 : Örnek görüntü işleme ile yürüyüş analiz sistemi.

Bir diğer yöntem de vücut üzeri algılayıcıların kullanıldığı sistemlerdir. Bu yöntemlerde genellikle IMU tabanlı MEMS algılayıcılar kullanılmaktadır. Bu algılayıcılar fiyat ve taşınabilirlik açısından diğer yöntemlere göre avantajlıdır. Ortam bağımlılıkları oldukça düşüktür, bu yönüyle veri toplama işlemini kolaylaştırmaktadır. Bizim çalışmamızda benzer kullanılan algılayıcılar da bu başlık altında incelenebilir. [11] nolu kaynakta IMU tabanlı algılayıcılarla yürüyüş analizi yapılmıştır. Veri toplama işlemi için parkinson hastaları seçilmiştir. Yöntemin sonuçları görüntü işleme yöntemiyle elde edilen sonuçlarla kıyaslanmıştır. [12] nolu kaynakta iPad 2'nin jiroskopu kullanılarak ölçümler yapılmış. Elde edilen sonuçlar dinamik postürografi cihazı ile karşılaştırılmış ve benzer sonuçlar sağlandığı görülmüştür.

[13] nolu kaynakta ivme ve konum algılayıcıları bel,diz ve ayaklara yerleştirilmiştir. Elde edilen sonuçların kamera kullanılan yöntemlere göre doğruluğu daha yüksek sonuçlar sağladığı çıkarılmıştır. [14] nolu kaynakta imu tabanlı çeşitli algılayıcılarla veriler kaydedilmiş ve ters kinematik model kullanılarak analiz edilmiştir. Ayrıca PC ortamında çalışan bir yürüme emülatörü tasarlanmıştır.



Şekil 1.3 : Örnek vücut üzeri algılayıcılar ile yürüyüş analiz sistemi.

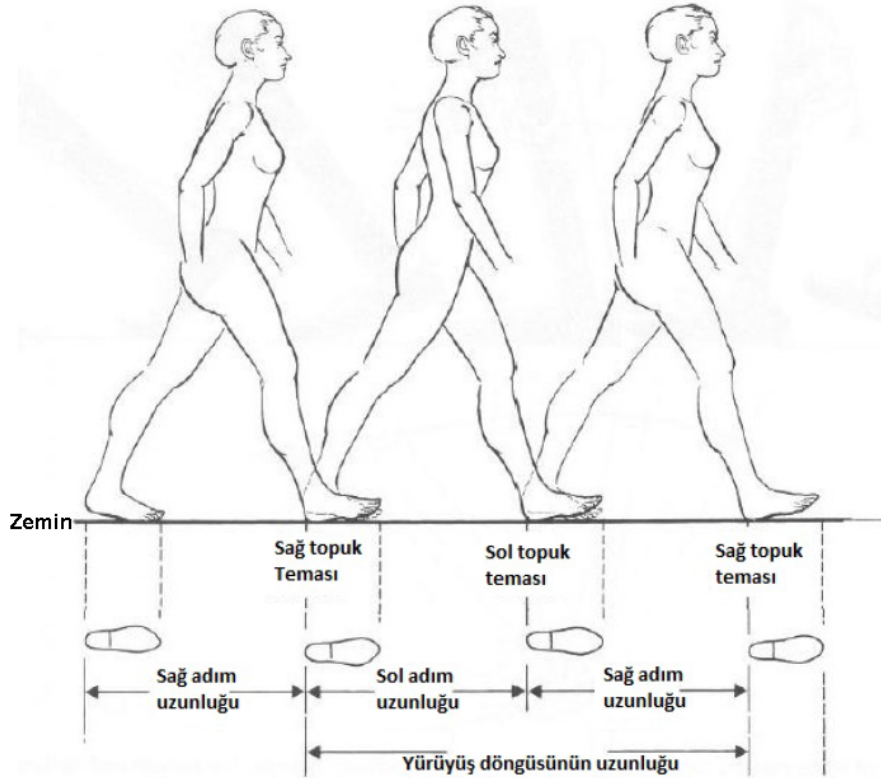


2. YÜRÜME

Bu bölümde insanın yürüme hareketiyle ilgili genel bilgiler verilmiştir. Yürüyüş analizinde incelenecek öz-niteliklerin belirlenmesinde dikkat edilecek kriterler anlatılmıştır. Hesaplanması kararlaştırılan parametreler ve anlamları açıklanmıştır.

2.1 Yürüyüş Fizyolojisi

Yürüme, kişinin yer değiştirmesi amacıyla yaptığı birbiriyle bağlantılı kol, bacak, baş hareketlerinin tümüdür. Yürüme, ayakta dengede durmaktan farklıdır, çünkü kütle merkezi sürekli olarak denge noktasının önüne geçer ve destek ayağı bu hareketi değiştirmek için çok az şey yapabilir [15]. Yürüyüş eylemi, sağlıklı yetişkinler için basit bir görev gibi görünüyor ancak, merkezi sinir sistemi ile çevresel kas-iskelet sistemi arasındaki etkileşim oldukça karmaşıktır. Fonksiyonel parçalardan herhangi birinin performansı düştüğünde sorunlar ortaya çıkar [16].



Şekil 2.1 : Bir yürüme döngüsü.

Yürüyüş esnasında, kişinin ileriye hareketini sağlayan ve yürüyüş boyunca tekrar edilen hareket zinciri oluşur. Belirli düzen çerçevesinde tekrarlanan bu hareketlere yürüme döngüsü adı verilir. Bir yürüme döngüsü, topuğun destek zemine teması ile başlar ve aynı topuğun zemine temasıyla biter (Şekil 2.1). Bu döngü, ayağın yerde ve havada olma durumuna göre fazlara ayrılabilir. Ayağın yere temas halinde olduğu basma fazı döngünün %60'ını, ayağın havada olduğu salınım fazı döngünün %40'ını oluşturmaktadır. Her iki ayağın yerde olduğu duruma çift destek fazı ismi verilmiştir. Bu durumun döngü içindeki oranı yürüme hızına göre değişmekle birlikte, normal yürüme hızında tüm döngünün %10'unu oluşturur. Çift destek fazında vücut ağırlığı bir ayaktan diğerine aktarılır. Tek ayağın yerde olduğu tek temas fazında, tüm ağırlık yerdeki destek ayağındadır ve bu destek ayağı ağırlığı ileriye doğru yönlendirir. Bu hareketlerin zincir şeklinde tekrarlanmasıyla yürüyüş gerçekleştirilir [17].

2.2 Yürüyüşün Analizinde Öz-Niteliklerin Belirlenmesi ve Hesaplanması

Yürüyüş esnasında ayakların ya da eklemelerin konumlarına göre ya da zamana göre öznitelikler çıkartılabilir. Ayak temasına göre incelenmesi kararlaştırılan parametreler aşağıda sıralanmıştır (Şekil 2.2):

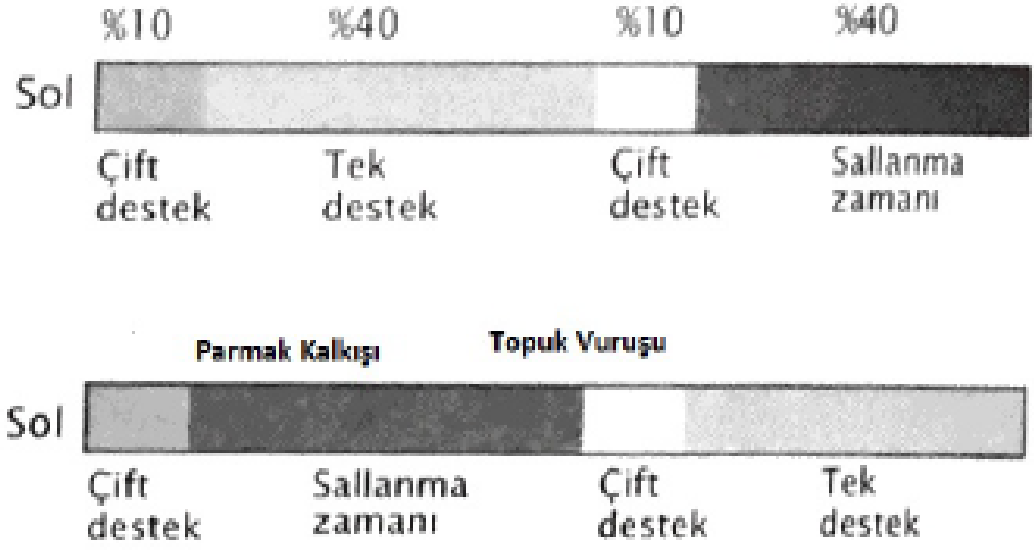
- **Adım uzunluğu** : birbirini takip eden topuklar arasındaki uzaklık
- **Çift adım uzunluğu** : aynı ayağın ardışık iki topuk vuruşu arasındaki uzaklık
- **Ayak ve ya yürüyüş açısı** : ayağın orta hat referans alındığında yaptığı açı
- **Adım genişliği** : iki ayağın yatay ekseninde aralarındaki uzaklık [18]



Şekil 2.2 : Yürüyüşte uzaysal parametreler.

Zaman baz alınarak elde edilen parametreler şunlardır (Şekil 2.3):

- **Adım süresi** : birbirini takip eden iki topuk vuruşu arasında geçen zaman
- **Çift adım süresi** : aynı ayağın ardışık iki topuk vuruşu arasında geçen zaman
- **Tek destek** : vücudun sadece bir ayak üzerinde geçirdiği zaman
- **Çift destek**: vücudun iki ayak üzerinde geçirdiği zaman [15]



Şekil 2.3 : Yürüyüşte uzaysal parametreler.

Ölçülebilen bu parametreler kullanılarak, yeni parametreler kolaylıkla hesaplanabilir. Hesaplanan bu parametrelerin yürüyüş değerlendirmede farklılık yaratacağı öngörülmüştür.

- **Tempo** : birim zamanda [dakika] atılan adım sayısı (denklem 2.1)
- **Hız** : birim zamanda [saniye] alınan mesafe (denklem 2.2)
- **Adım uzunluğu simetrisi** : sol adım uzunluklarının sağ adım uzunluklarına oranı (denklem 2.3)

$$\text{Tempo} = \frac{\text{Adım Sayısı}}{\text{Zaman}(dk)} \quad (2.1)$$

$$\text{Hız}[m/sn] = \frac{\text{Adım Uzunluğu}(m) \times \text{Tempo}}{60(dk)} \quad (2.2)$$

$$\text{Adım uzunluğu simetrisi} = \frac{\text{Sol Adım Uzunluğu}}{\text{Sağ Adım Uzunluğu}} \quad (2.3)$$

Yürüyüş analizinde, ayakların pozisyonları dışında dizlerin ve vücudun hareketleri de incelenmiştir. Dizlerin pozisyonlarından elde edilen parametreler aşağıda listelenmiştir:

- **Bükülme açısı** : dizde hareket kısıtlılığı hakkında bilgi veren dizin yer ile arasındaki en yüksek açısal değer
- **Ortalama bükülme açısı** : dizin hareketinde yer ile arasındaki ortalama açısal değer
- **Lateral salınım** : dizin yanal ekseninde ulaştığı en yüksek değer
- **Ortalama lateral salınım** : dizin hareketindeki yanal eksenindeki ortalama açısal değeri

Vücudun hareketiyle ilgili hesaplanan parametreler :

- **Posterior salınım** : Vücudun arkaya doğru en yüksek açısal değeri
- **Anterior salınım** : Vücudun öne doğru en yüksek açısal değeri
- **Lateral salınım** : Vücudun yanal ekseninde sağa ve sola doğru en yüksek açısal değeri
- **Yürüyüş eğim açısı** : Vücudun yürüyüş boyunca ortalama duruş açısı

Parametrelerin hesaplanmasında kullanılan sistem bölüm 3'te, elde edilen sonuçlar bölüm 4'te detaylıca anlatılmıştır.

2.3 Ayırt Edici Öz-Niteliklerin Belirlenmesi

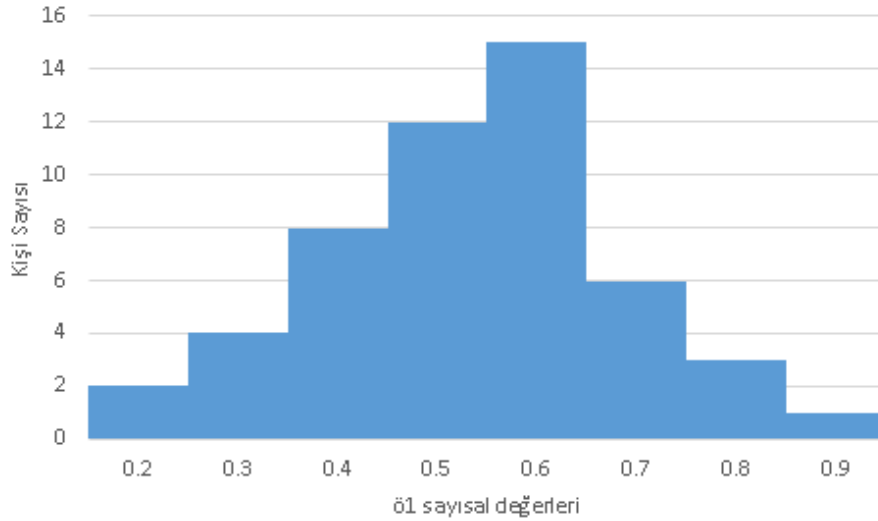
Önceki bölümde açıklanan öz-nitelikler hesaplandığında elimizde çok fazla veri olacaktır ve bu durum yürüyüşü analiz etmeyi ve sonuçlara ulaşmayı zorlaştırmaktadır. Çalışmamızın sonucunda denge sorunu yaşayan kişilerin yürüyüşünden hareketle hastalıklarının teşhisi ve tedavisine yardımcı olmak amaçlandığından, parametreler arasında birbirleriyle bağlantılı olan yani ayırt edici öz-nitelikleri çıkarmak büyük öneme sahiptir.

İstatistik biliminde korelasyon, iki değişken arasındaki doğrusal bağlantının yönü ve gücü hakkında bilgi verir. Bu çalışmada aynı yada farklı sensörlerden elde edilen parametreler arasında ve bu parametreler ile hastalıklar arasında korelasyonlar hesaplanarak farklı hastalıklara ait öbekler oluşturulacaktır. Öncelikle hesaplanan öz-niteliklerin hastalıklar üzerine etkisi tanımlanırken, toplanan verilerden elde

edilecek histogramlardan türetilen olasılık dağılım fonksiyonları kullanılacaktır. Türetilen olasılık dağılımlarından Bhattacharya uzaklıkları hesaplama yoluna gidilecektir. Bhattacharya uzaklığı hesaplanırken denklem 2.4 kullanılmıştır. Denklem 2.4'te x ve y incelenen öz-niteliklerin olasılık dağılımlarını, N ayrık veri sayısını göstermektedir. Hesaplanan BU ile ayırt edici olma durumu doğru orantılıdır.

$$-\ln \sum_{i=1}^N \sqrt{x_i y_i} \quad (2.4)$$

Örneğin, ayaklara yerleştirdiğimiz hareket sensörlerinden adım genişliklerini belirlediğimizi düşünelim. Adım genişliği parametresi ile basınç sensörlerinden elde ettiğimiz ağırlığın ayaktaki dağılımları ile korelasyonunu bir öz-nitelik olarak tanımlayalım (öl). X hastalığı bulunan 50 kişiden topladığımız veriler ile her kişi için öl sayısal değerlerini hesaplayalım ve Şekil 2.4'deki gibi aralıklı histogram elde edelim. Şekil 2.4 'dan hareketle X hastalığına ilişkin olasılık dağılım fonksiyonunu $f_{\text{öl}x}(s)$ elde edebiliriz. Aynı işlemler farklı Y, Z hastalıkları için de tekrar edilerek $f_{\text{öl}y}(s)$ ve $f_{\text{öl}z}(s)$ olasılık dağılım fonksiyonlarını oluşturalım. Oluşturulan bu fonksiyonlar arasındaki BU'ları küçük ise öl öz-niteliği bu hastalıklar için ayırt edici değildir denilebilir.



Şekil 2.4 : Örnek histogram.

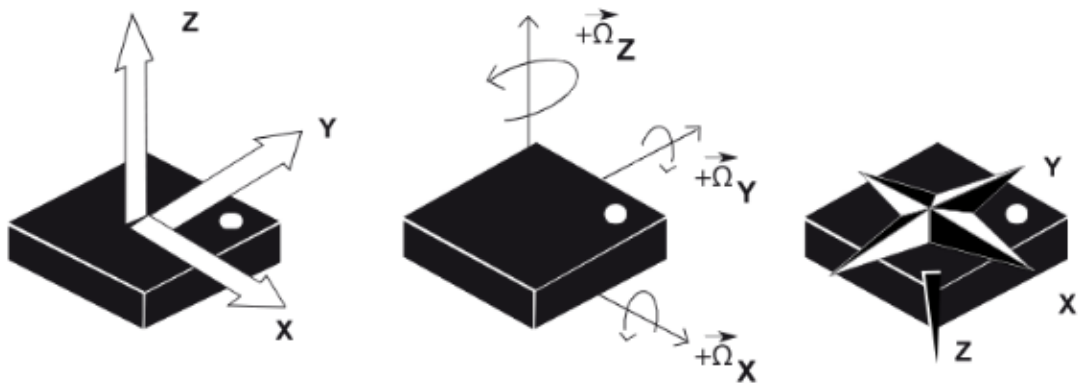


3. YÜRÜYÜŞ VERİSİNİN TOPLANMASI

Bu bölümde yürüyüş verisinin toplanmasında ataletsel ölçüm ünitelerine ait genel özellikler ve kullanılan yazılım ve donanım araçlarının özellikleri anlatılmıştır. Algılayıcıların vücuda yerleştirilmesinde ve veri toplama ortamının seçiminde dikkate alınan kriterlere yer verilmiştir.

3.1 Ataletsel Ölçüm Üniteleri

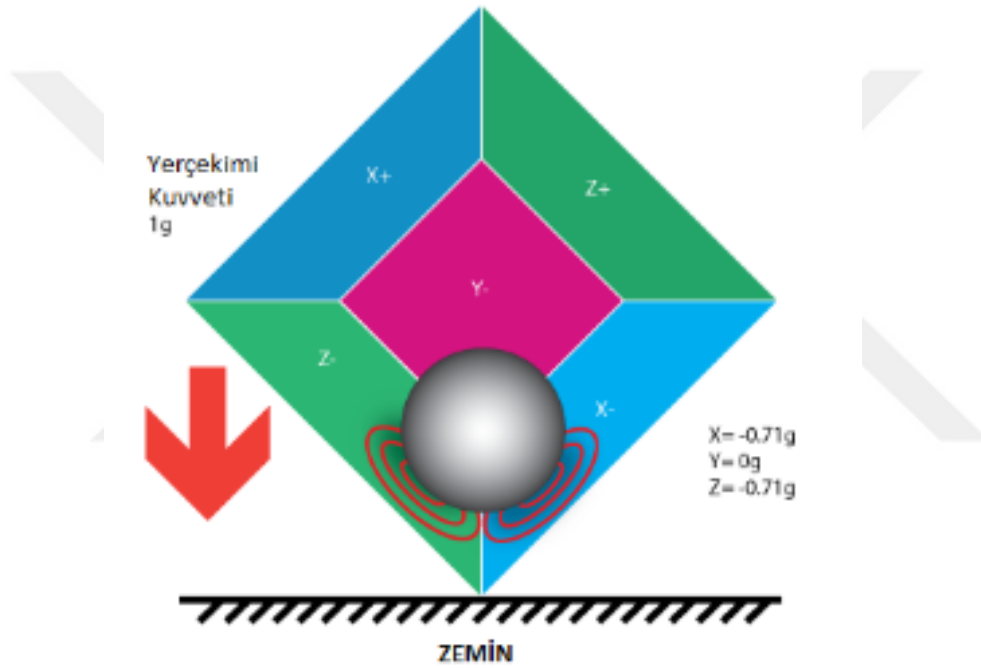
Eksenleri üzerine etkiyen kuvveti, açısal hızı, manyetik alanı ölçen elektronik cihazlara ataletsel ölçüm birimi adı verilmektedir. Çoğunlukla 3 eksen ivmeölçer (accelerometer), 3 eksen dönüölçer (gyroscope) ve 3 eksen manyetometre (magnetometer) içeren bu sistemler 9 toplam serbestlik derecesine(DOF) sahiptir. Toplanan veriler çeşitli sensör füzyon algoritmalarıyla birleştirilerek doğrulukları artırılmaktadır. Medikal, robotik, endüstriyel alanlarda sıklıkla kullanılmaktadır. Taşınabilirlik, maliyet, doğruluk, hassasiyet konularında diğer algılayıcılara göre avantajlı olmasından dolayı kullanımları artmaya devam etmektedir [19].



Şekil 3.1 : Ataletsel Ölçüm Ünitesi.

3.1.1 İvmeölçer

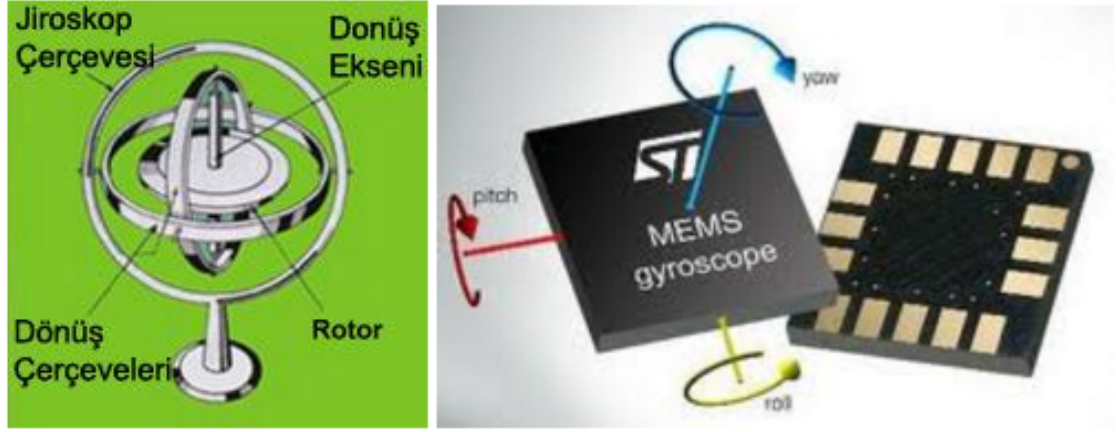
İvmeölçer herhangi bir cisme uygulanan yerçekimi gibi statik ve ani hızlanma ve ya durma gibi dinamik ivmeyi algılamak için kullanılır. İvmeölçerler, yüzeyleri manyetik alan kuvvetine ya da basıncı kuvvetine karşı kuvvet üretecek şekilde tasarlanmaktadır. Sensörün merkezindeki kütleyi referans olarak üzerindeki tepki kuvvetini ölçmektedir. Şekil 3.2’de bir ivmeölçerin dünya zemininde 45° açıyla dururken yapısı gösterilmiştir.



Şekil 3.2 : İvmeölçer Yapısı.

3.1.2 Dönüölçer

3 eksenli jiroskoplar, kütle merkezi sabit kalmak şartıyla, 360° hareket edebilmektedir. Dönüölçerlerin elektronik ve mekanik farklı çeşitleri farklı alanlarda kullanılmaktadır (Şekil 3.3). Mekanik dönüölçeri oluşturan parçalar, dönen bir silindir, eksen ve rotordur. Dönüölçerin çalışması, açısal momentumun korunumu prensibine dayanır. Çoğunlukla çıkışında derece/saniye ($^\circ/\text{sn}$) cinsi veri oluşturur. Uzay araştırmalarında, cep telefonlarında, navigasyon sistemlerinde sıklıkla kullanılan algılayıcılardandır.



Şekil 3.3 : Mekanik ve MEMS Dönüölçer Örnekleri.

3.1.3 Manyetometre

Manyetometreler, Dünya'nın manyetik alanını ölçebilen cihazlardır. Bunun yanında pusula işlevi görmektedirler. İlk geliştirilen manyetometreler, yaya bağlı bir mıknatıstan oluşmuştur ve yayda oluşan uzama miktarından manyetik alan şiddeti hesaplanmıştır ancak gelişen teknolojiyle birlikte bu sistemler yerine elektronik manyetometreler kullanılmaya başlamıştır. Mekanik manyetometrelere kıyasla çok daha hassas olarak üretilen elektronik manyetometrelerin ölçüm hassasiyeti birkaç Gauss aralığında değişmektedir.

3.2 Kullanılan Yazılım ve Donanım Araçları

3.2.1 Kullanılan ataletsel ölçüm üniteleri

Projede, bünyesinde ivmeölçer, jiroskop ve manyetometre bulunduran 9 serbestlik dereceli Ataletsel Ölçüm Birimi (Inertial measurement unit –IMU) kullanılması kararlaştırılmıştır. Çeşitli AÖB sensörleri araştırılmış, güvenilirlik, hassaslık, ölçüm hızı, ölçüm mesafesi, yazılım desteği kriterlerine göre karşılaştırıldıktan sonra Xsens firmasının MTw geliştirme kitinin kullanılmasına karar verilmiştir (Şekil 3.4 (a)).

Geliştirme kiti içeriği aşağıdaki gibidir:

- 12 adet hareket algılayıcı sensör (Şekil 3.4(b))
- 1 adet veri toplama istasyonu (Şekil 3.4(c))



Şekil 3.4 : Kullanılan donanımlar: (a)MTw geliştirme kiti. (b) Hareket algılayıcı sensör. (c)Veri toplama istasyonu. (d) Mini veri toplama donanımı

- 1 adet mini veri toplama donanımı (Şekil 3.4(d))
- Vücuda sensörleri konumlandırmada kullanılan esnek bant seti

Hareket algılayıcı sensörler küçük (34.5 x 57.8 x 14.5 mm) hafif (27 g) olacak şekilde tasarlanmışlardır. Ayrıca Xsens firması tarafından geliştirilen 2.4 Ghz frekandaki Awinda radyo protokolü kullanılarak alıcı donanımlar ve hareket algılayıcı sensörler arasında dış ortamda 50 m, iç ortamda 20 m'ye kadar hızlı ve güvenli kablosuz haberleşme sağlanmaktadır. Alıcı istasyonlar aynı anda 32 sensörle bağlantı kurabilmektedir. Bu özellikler bize hareket özgürlüğü kazandırmıştır. Hareket algılayıcıların içerisinde ivmeölçer, jiroskop, manyetometrenin yanı sıra basınç sensörleri de bulunmaktadır. Sensörlerin detaylı teknik özellikleri Tablo 3.1'de bulunmaktadır.

3.2.2 Kullanılan yazılım araçları

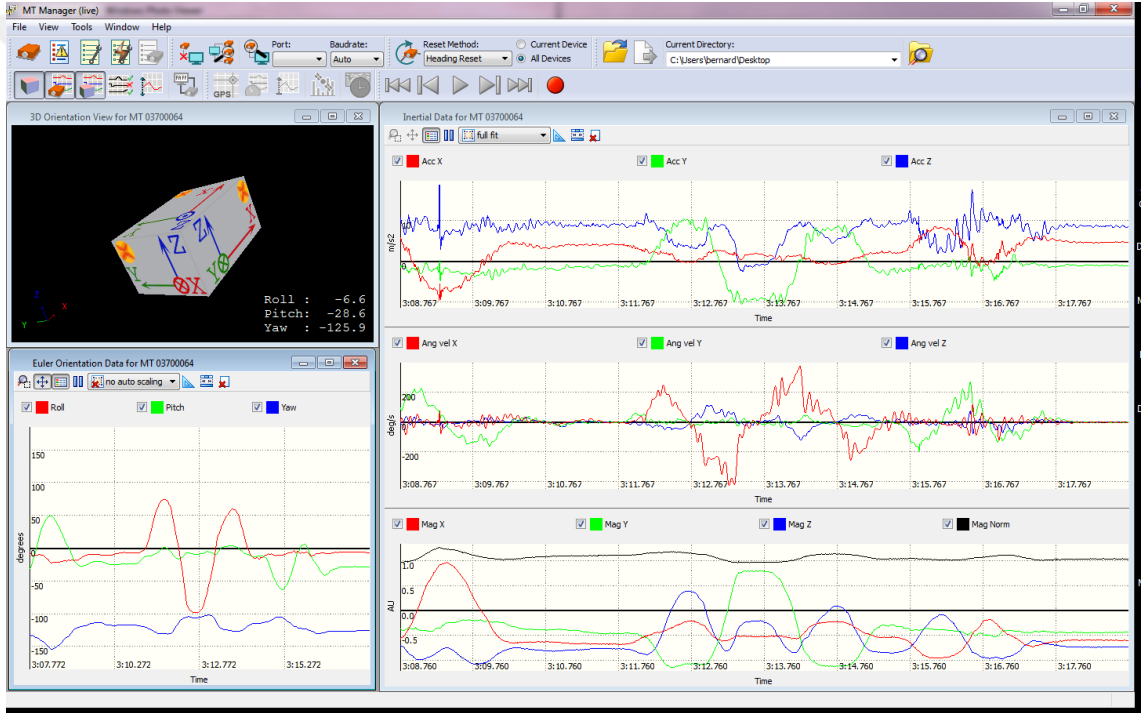
3.2.2.1 MT software suite

Satın alınan donanımla birlikte kullanılmak üzere yazılım desteği de sağlanmaktadır. MT Manager (Şekil 3.5) isimli program sayesinde veri toplanmaya başlanmadan önce konfigürasyon yapılabilir, sensör verileri gerçek zamanlı olarak grafikler üzerinden

Çizelge 3.1 : Hareket algılayıcı teknik özellikler.

	Açısal hız	İvme	Manyetik alan	Basınç
Boyutlar	3 eksen	3 eksen	3 eksen	-
Çalışma aralığı	$\pm 1200^\circ/\text{sn}$	$\pm 160 \text{ m/s}^2$	$\pm 1.5 \text{ Gauss}$	300-1100 mbar
Doğrusallık	% 0.1	% 0.2	% 0.2	% 0.05
Bias kararlılığı	$20^\circ/\text{saat}$	-	-	100 Pa/yıl
Gürültü	$0.05^\circ/(\text{sn}/\sqrt{\text{Hz}})$	$0.05 \text{ m}/(\text{sn}^2/\sqrt{\text{Hz}})$	$0.15 \text{ mGauss}/\sqrt{\text{Hz}}$	$0.85 \text{ Pa}/\sqrt{\text{Hz}}$
Hizalama hatası	0.1°	0.1°	0.1°	-
Örnekleme frekansı	1800 Hz	1800 Hz	120 Hz	-
Band genişliği	120 Hz	140 Hz	10-60 Hz	-

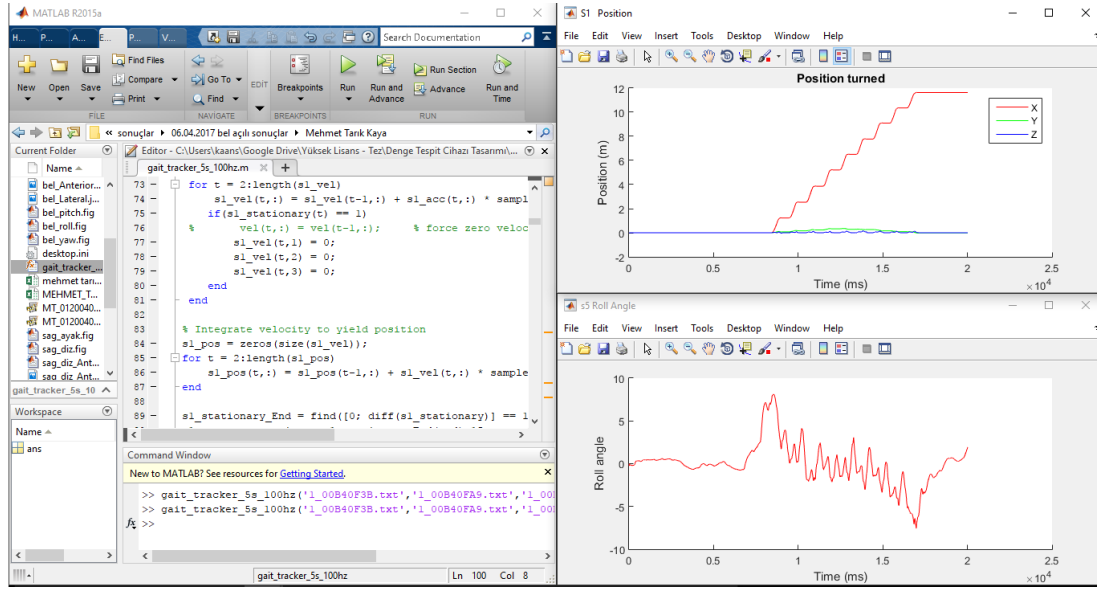
izlenebilir, istenilen sayısal veriler kayıt edilebilir ve tekrar oynatılabilir, kaydedilen veriler istenilen birimlerde “.txt” formatında dışarıya aktarılabilir.



Şekil 3.5 : MT Software Suite Yazılımı.

3.2.2.2 Matlab

MATLAB, Mathworks firması tarafından geliştirilen, sayısal ve sembolik hesaplamalar yapmaya olanak sağlayan bir programlama aracıdır. Endüstriyel işletmelerde ve akademik çalışmalarda çokça kullanılmaktadır. Bu çalışmada da veriler toplandıktan sonra verilerin işlenmesi ve geliştirilen algoritmaların uygulanması MATLAB ortamında gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.6).



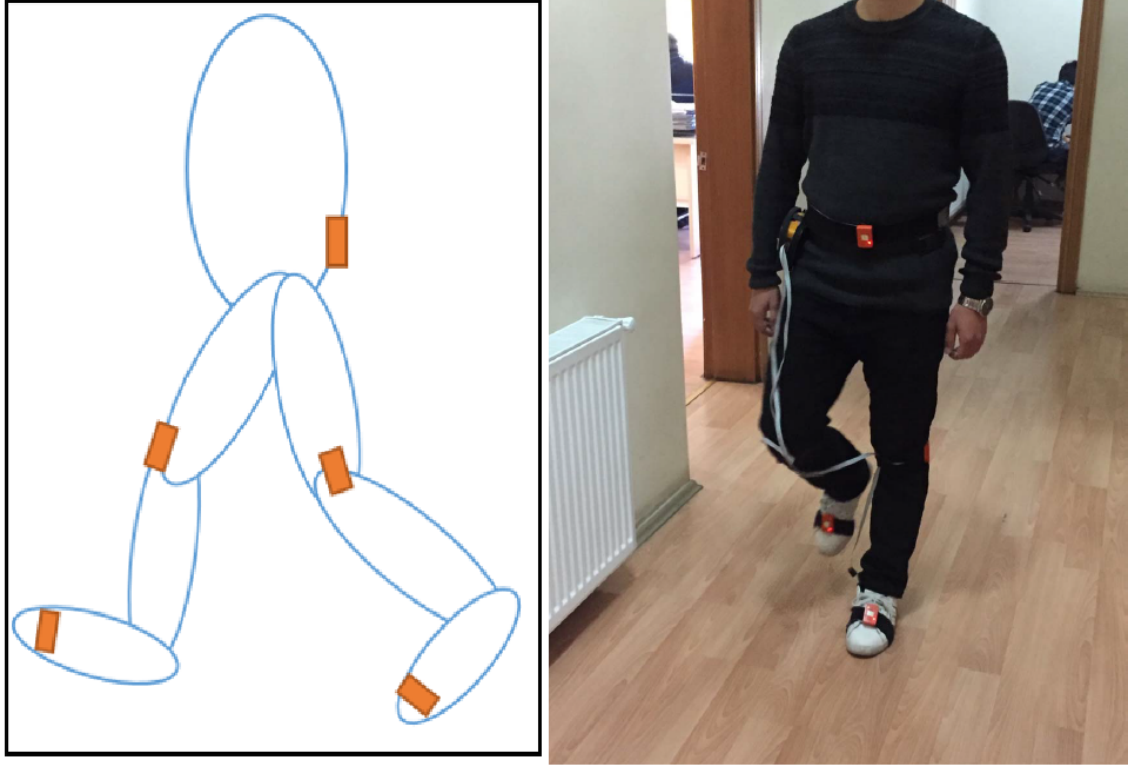
Şekil 3.6 : Matlab yazılım geliştirme ortamı.

3.3 Sensörlerin Vücuda Yerleştirilmesi

Bu çalışmada alt vücudun yürüme sırasındaki hareketi analiz edilecektir. Bu amaçla 5 hareket sensör ünitesi kullanılmıştır. Ünitelerden iki tanesi, sağ ve sol ayaklarda birer adet, 2 tanesi sağ ve sol dizlerde birer adet ve bir tanesi bel bölgesinde olacak şekilde konumlandırılmıştır (Şekil 3.7). Ayaklardaki ve dizlerdeki 4 sensörden konumsal yer değiştirmeler hesaplanacaktır. Yer değiştirmenin dışında dizlerdeki ve bel bölgesindeki sensörlerin açısız değişimleri de incelenecektir. Dizlerdeki açısız değişimler eklem kısıtlılığı hakkında bilgi sağlamaktadır. Beldeki sensörden elde edilen açısız değişimler de vücudun yönelimi hakkında fikir vermektedir.

3.4 Veri Toplama Ortamı

Kullanılan ataletsel ölçüm üniteleri sensör eksenlerinde ölçüm yaparak sonuç vermektedir. Çalışmamızda birçok farklı kişiden veri toplamayı ve yürüyüşlerini analiz etmeyi hedeflemekteyiz. Bu nedenle elde ettiğimiz sonuçlar ortak bir koordinat sisteminde değerlendirilmelidir. Bahsedilen ortak koordinat sistemi için dünyanın manyetik alanı kullanılmıştır. Ataletsel ölçüm ünitelerindeki manyetometre ile dünyanın manyetik alanı ölçülebilir. Ancak bu ölçüm işlemi yapılırken hareket eden yüklü parçacıkların manyetik alan oluşturduğu gözardı edilmemelidir. Günlük hayatta



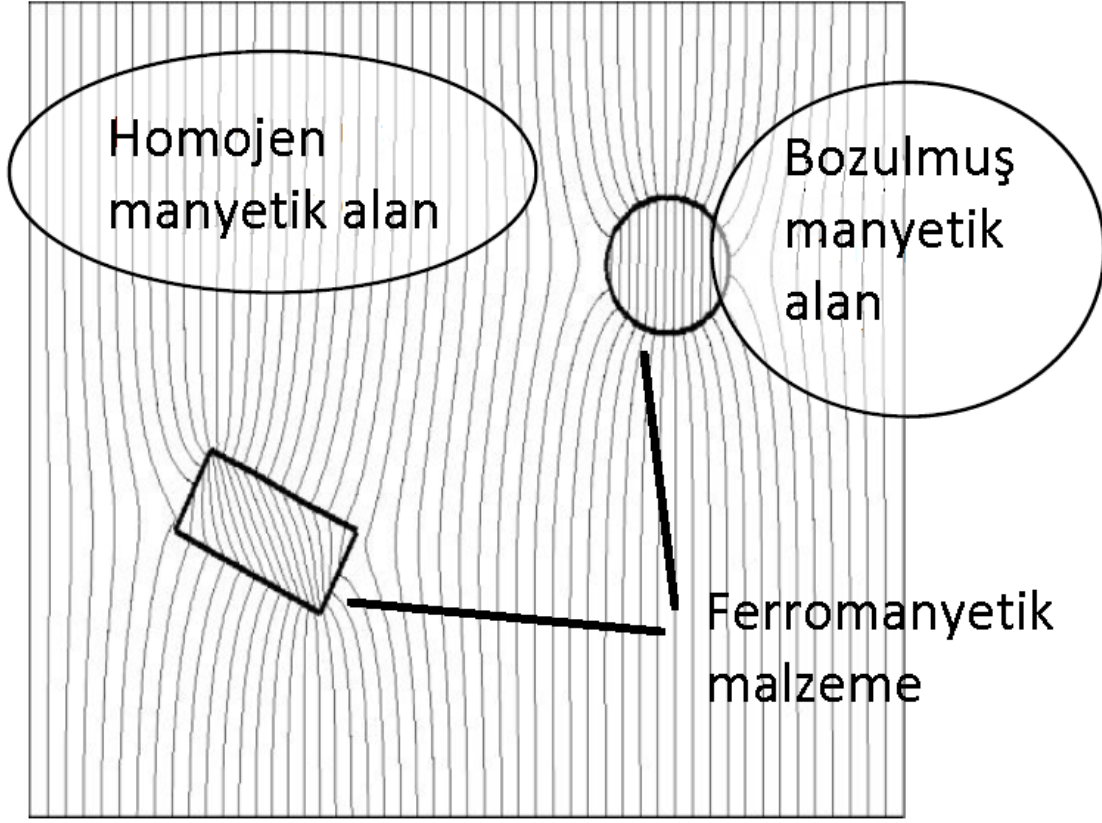
Şekil 3.7 : (a)Sensörlerin planlanan konumları (b)Sensörlerin uygulamadaki konumları.

kullandığımız elektrikli cihazların büyük çoğunluğu manyetik alan oluşturur ve bu cihazlar bizim için manyetik bozucu kaynakları olarak değerlendirilebilir.

AÖB'lerin kullanım klavuzunda, en iyi ölçüm sonuçları için manyetize alanlarda çalışılmaması şiddetle tavsiye edilmektedir. Özellikle sensörün yerel manyetik alan kullanılarak başlıca yönelim açısının belirlendiği ölçümün başladığı ilk zamanlarda bozucuların etkisi daha yüksek olmaktadır. Ortamda güçlü bir mıknatıs ya da ferromanyetik malzeme (çelik,demir) bulunuyorsa ölçümün doğruluğu düşecektir [20].

Şekil 3.8'de, ferromanyetik maddelerin homojen dağılımlı bir manyetik alandaki bozucu etkileri görülmektedir. Ferromanyetik maddeye yakın yerlerdeki manyetik alan çizgilerinin nasıl büküldüğü açıkça görülebilir.

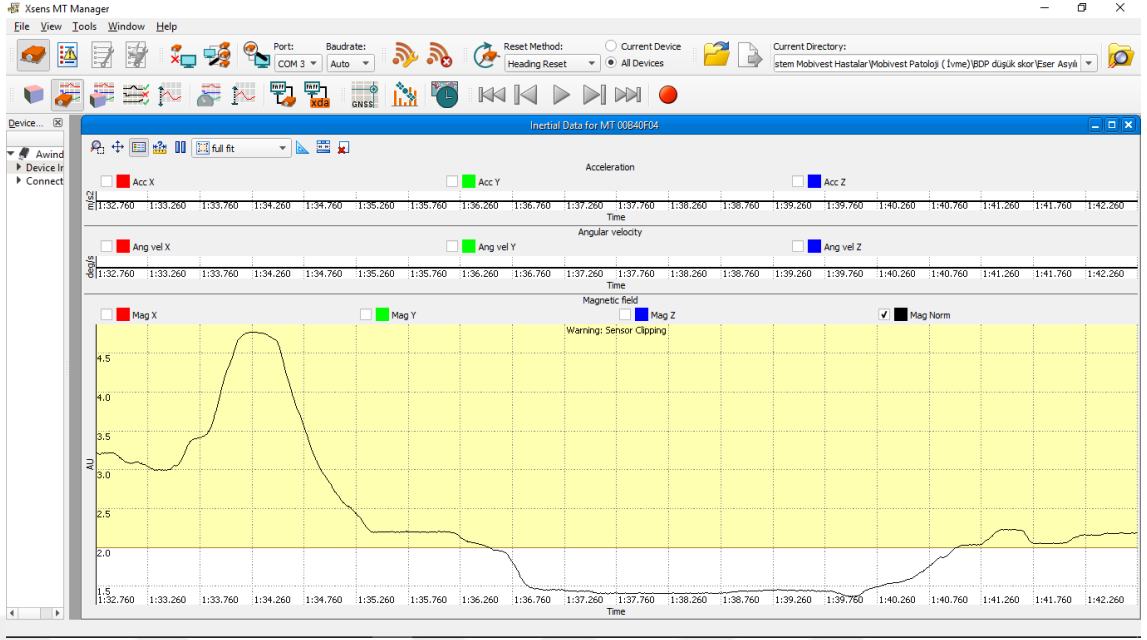
Manyetik bozucuların etkisini tolere edemediğimiz için bozucuların etkisinin minimum olduğu alanlarda çalışma yapmak gerekliliği oluşmuştur. Aynı AÖB'ler kullanılarak çevrenin manyetik normu ölçülebilir. Manyetik normu ölçmek için sistem kurulumu yapılmış ve en az 1 adet AÖB aktif durumda olmalıdır. Ataletsel veri grafiği



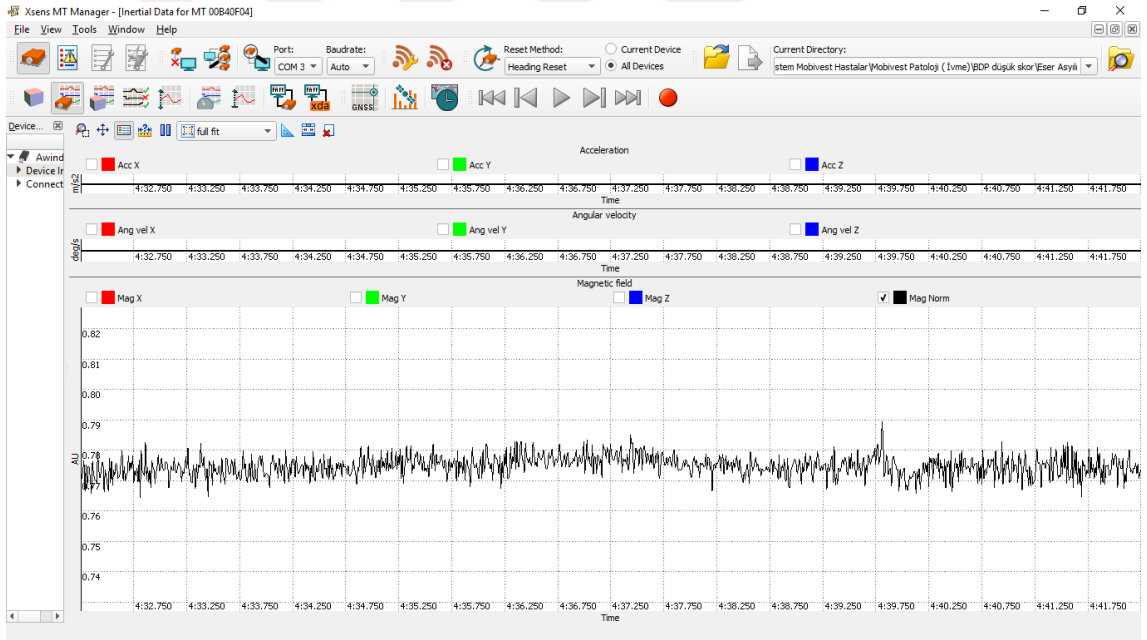
Şekil 3.8 : Ferromanyetik malzemelerin manyetik alana etkisi.

açılıp, ortamda dolaşırken manyetik norm eğrisi(siyah) izlenmelidir. Manyetik normun değişimi ± 0.2 aralığında ise ölçüm sonuçları kabul edilebilir seviyededir [20].

Laboratuvarda yaptığımız prototip çalışmalarda ortamdaki bozucuların çoğunlukta olması sebebiyle manyetik alan ölçümünde tutarsız ve yanlış sonuçlar elde edilmiştir. Şekil 3.9'da laboratuvar ortamında manyetik normun değişimi gösterilmiştir. Bu değişim ± 2 bandındadır ve çalışmaya uygun değildir. Bu sebeple açık alanda çalışmalar yapılmıştır ve manyetik normun değişiminin ± 0.05 aralığında olduğu görülmüştür (Şekil 3.10). Sonrasında prototip çalışmalar manyetik alan değişimi dikkate alınarak gerçekleştirilmiştir. Deneysel veri toplama işlemi İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesinde elektronik cihazların az olduğu bir ortamda gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.12). Kişiler yaklaşık 12 m uzunluktaki doğrusal yol üzerinde yürütülmüşlerdir. Bu hareket boyunca da manyetik normun değişimi ± 0.2 aralığında kalmıştır (Şekil 3.11).



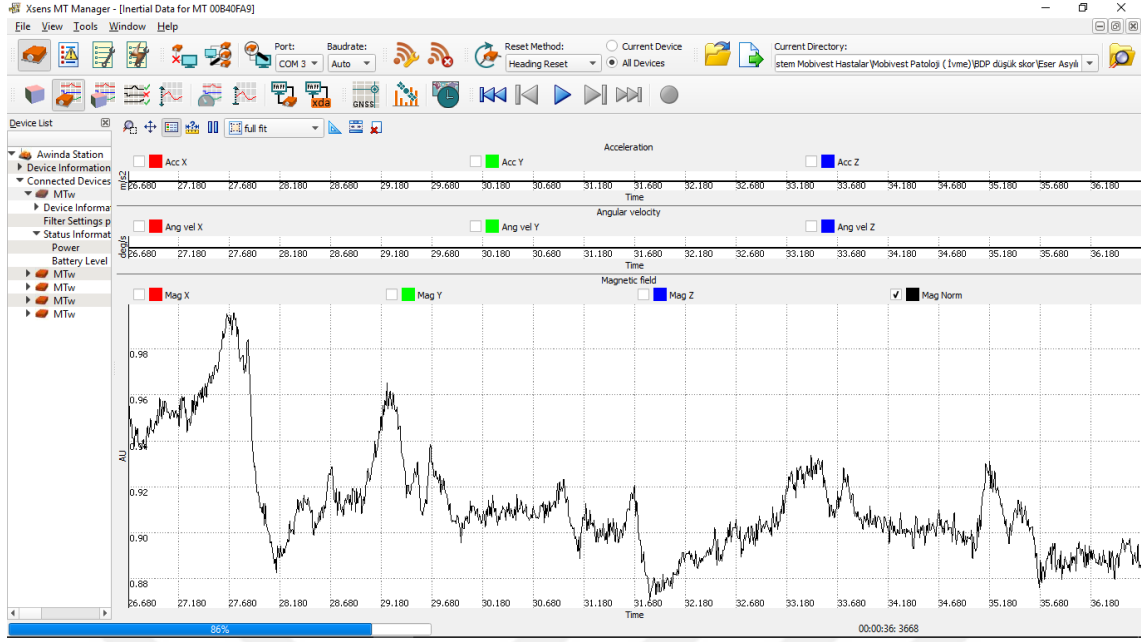
Şekil 3.9 : Laboratuvar ortamı manyetik normu.



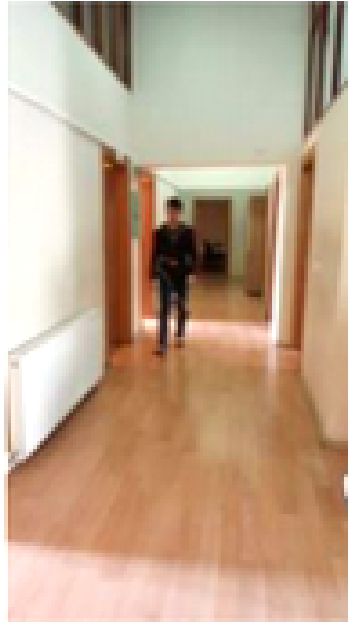
Şekil 3.10 : Açık alanda manyetik norm.

3.5 Veri Toplama Sistemi

Veri toplama sisteminin tüm bileşenleri yukarıdaki bölümlerde anlatılmıştır. Bu bileşenler ile oluşturulan veri toplama ve işleme sistemi şekil 3.13'de gösterilmiştir. Veri toplamak için öncelikle manyetik alan bozucularının kabul edilebilir sınırlarda



Şekil 3.11 : Veri toplama ortamında manyetik norm.

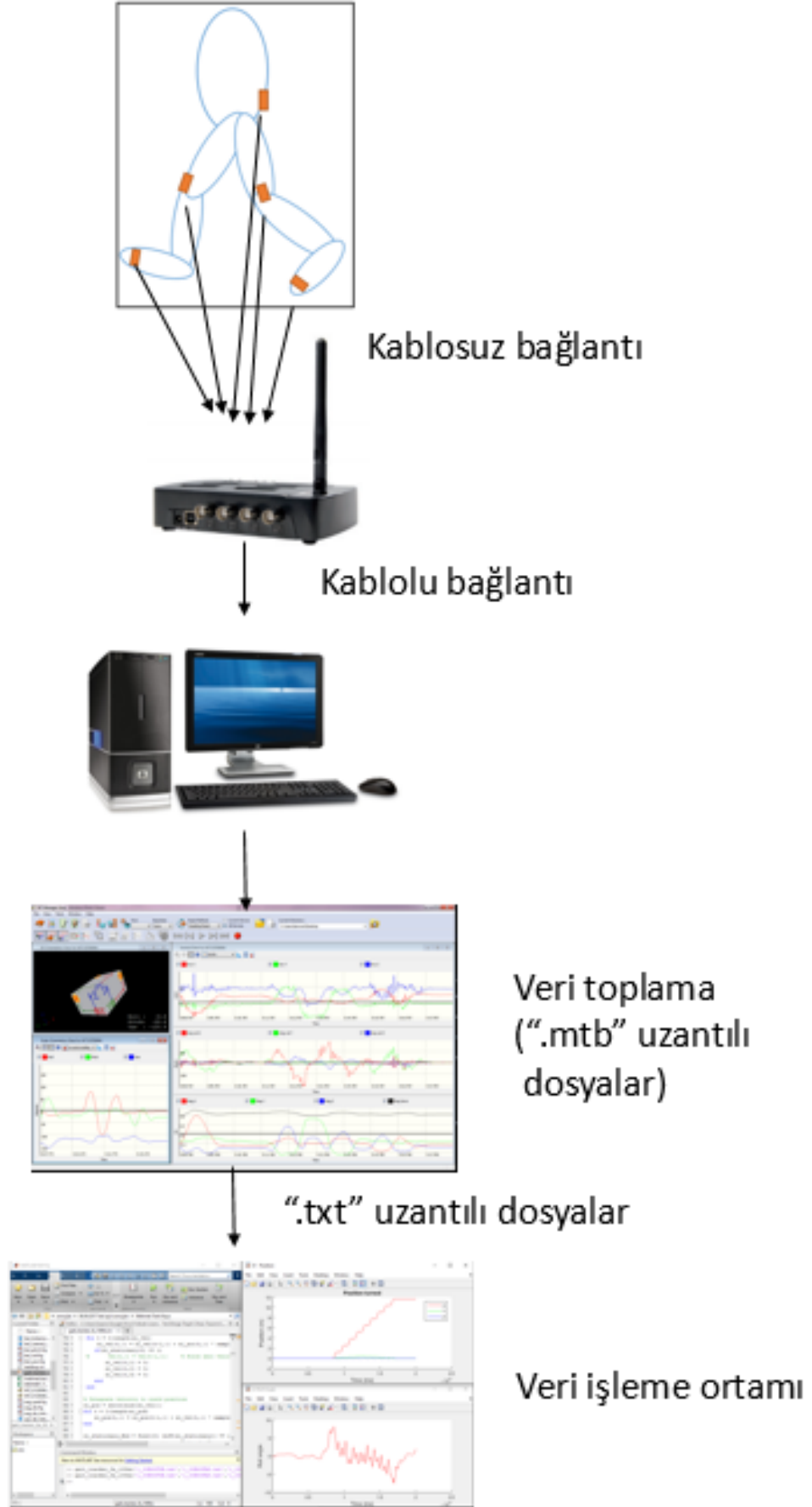


Şekil 3.12 : Veri toplama ortamı.

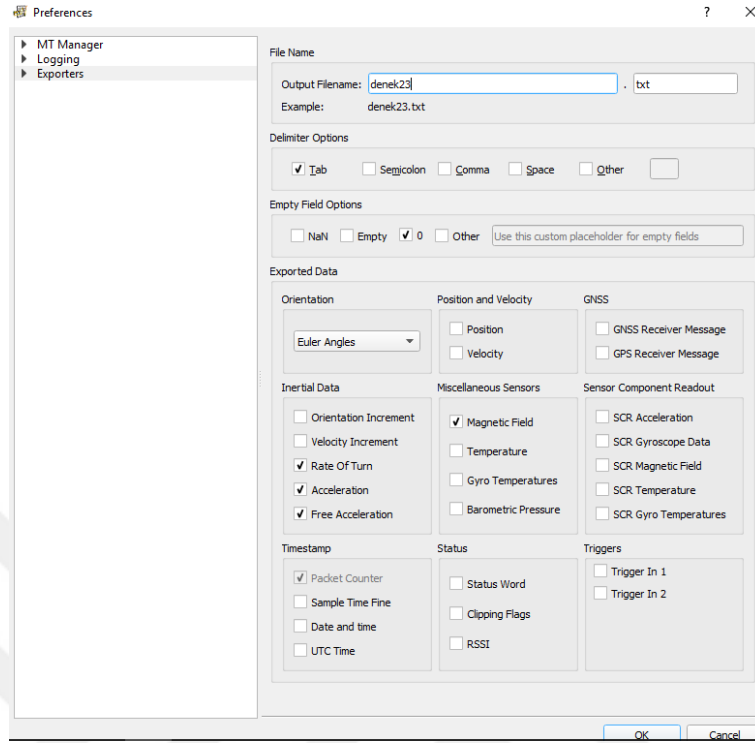
olduğu bir ortamda veri toplama ünitesi ile bilgisayar arasında kablolu bağlantı kurulur. AÖB'leri üzerlerindeki buton vasıtasıyla açık konuma getirilir. MT Software Suite programı üzerinden AÖB'lerin yapılandırma ayarları yapılır. Bu aşamada kişi üzerinde konumlandırılmış olan AÖB'lerden ivmeölçer, jiroskop, manyetometre ve basınç verileri 2.4 Ghz frekansında kablosuz haberleşme ile veri toplama ünitesine aktarılmaya başlamıştır. Veriler gerçek zamanlı olarak izlenebilir. MTSS programı üzerinden kayıt başlatılır ve veri toplama işlemi tamamlandığında durdurulur. Bu

aşamada daha 6nceden belirlenen dosya yolunda kayıt dosyası ".mtb" uzantısıyla oluşturulmuştur. Bu dosya MTSS programı ile açılır ve dışarıya aktarma ayarlarından analizde kullanılacak olan parametreler seçilerek ".txt" formatında dosyalar oluşturulur (şekil 3.14). ".mtb" uzantılı dosyada tüm sens6rlerin verileri bulunurken, ".txt" formatına d6n6řt6r6ld6ğ6nde her sens6r için ayrı bir dosya oluşturulmaktadır (şekil 3.15). ".txt" formatındaki dosyalar MATLAB te yazılan fonksiyonun giriş parametrelerini oluşturur. Bu dosyalardaki veriler MATLAB içinde analiz edilir ve anlamlı sonuçlar çıkarılır.

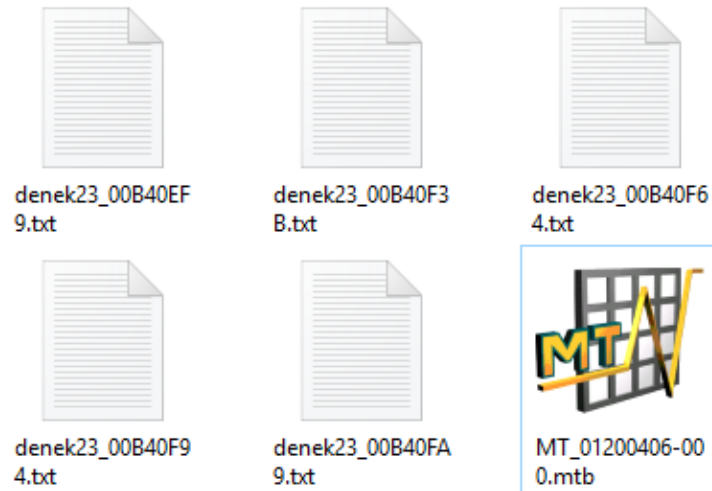




Şekil 3.13 : Veri toplama sistemi.



Şekil 3.14 : MTSS dışarıya aktarma ayarları.



Şekil 3.15 : Kayıt dosyası ve Matlabte kullanılacak dışarıya aktarılmış dosyalar.



4. YÜRÜYÜŞ VERİSİNİN İNCELENMESİ

Bu bölümde toplanan yürüyüş verisi incelenirken izlenen adımlar detaylıca anlatılmıştır. Ayaklara, dizlere ve bel bölgesine yerleştirilen algılayıcılardan önceden belirlenen parametrelerin hesaplanması ve elde edilen deneysel verilere örnekler verilmiştir.

4.1 Ayaktaki Hareket Algılayıcılarından Konum Verisinin Elde Edilmesi

Çalışma boyunca kullanılan ataletse ölçüm üniteleri, ivme, açı, açısal hız, manyetik alan, basınç verilerini yüksek frekansla bilgisayara aktarmaktadır. Ayrıca yer değiştirmenin zamana göre türevi hız (denklem 4.1), hızın zamana göre türevi ivme (denklem 4.2) olduğu bilinmektedir. Elimizdeki ivme verisini kullanarak, 2 defa integralini almak suretiyle yer değiştirme verisini elde edebiliriz(denklem 4.3).

$$v(t) = \frac{ds(t)}{dt} \quad (4.1)$$

$$a(t) = \frac{dv(t)}{dt} \quad (4.2)$$

$$s(t) = \int \int a(t)dt \quad (4.3)$$

Gerçekte tüm veriler sürekli olmasına karşın bilgisayar ortamında ayrık zamanlı veriler kullanılmaktadır. Çalışmamızda 100 Hz frekansla toplanan ivme verilerinden hareketle aşağıdaki ayrık zamalı formüller kullanılarak hız ve konum verisine ulaşılabacaktır(denklem 4.4, denklem 4.5). Denklem 4.4 ve 4.5' de n örnek sayısını, T periyodu göstermektedir.

$$v(n) = \sum_{i=0}^n a(i) * T \quad (4.4)$$

$$s(n) = \sum_{i=0}^n v(i) * T \quad (4.5)$$

Newton'un kütle çekim prensibinden de bildiğimiz gibi tüm cisimler kütleleriyle doğru orantılı, aralarındaki mesafeyle ters orantılı olmak üzere etrafındaki cisimlere

çekim uygularlar. Bu çekim kuvveti ağırlık olarak ifade edilir. Dünya üzerinde her cüsmeye sürekli olarak çekim kuvveti uygulanır. Yeryüzünde bir cismin ağırlığı yükseğe çıkıldıkça azalır. Aynı cismin kutuplardaki ağırlığı ekvatordaki ağırlığından daha fazladır. Buradaki değişimin sebebi yerçekimi ivmesidir. Ağırlık, kütle ile yerçekimi ivmesinin çarpımına eşittir(denklem 4.6).

$$G = mg \quad (4.6)$$

Hareket sensörlerini kullanarak yaptığımız ölçümlerde yer çekiminin etkisi net olarak gözükmemektedir. Sensörün duruşuna göre X, Y, Z eksenlerine yerçekimi bileşenleri etki etmektedir. Bu durumda ölçüm sonucu elde edilen veriler olduğu gibi denklem 4.3 'de kullanılırsa yanlış sonuçlara ulaşılır. Durağan bir cisim sürekli hareket ediyormuş gibi algılanır. Dolayısıyla ilk yapılması gereken iş yerçekimi etkisini ivmeölçer verilerinden çıkartmak olmalıdır. Yerçekiminin ivmeölçer eksenleri üzerindeki bileşenleri aynı sensörün bize sağladığı açısal pozisyon verilerinden(yalpalama, yunuslama, yuvarlanma) yararlanılarak hesaplanmıştır(denklem 4.7, 4.8, 4.9). Denklem 4.7, 4.8, 4.9 'de a_x , a_y ve a_z , yerçekiminin X, Y, Z eksenlerindeki bileşenlerini, g yerçekimi ivmesini, ϕ yuvarlanma açısını, θ yunuslama açısını göstermektedir.

$$a_x = g \sin(\theta) \quad (4.7)$$

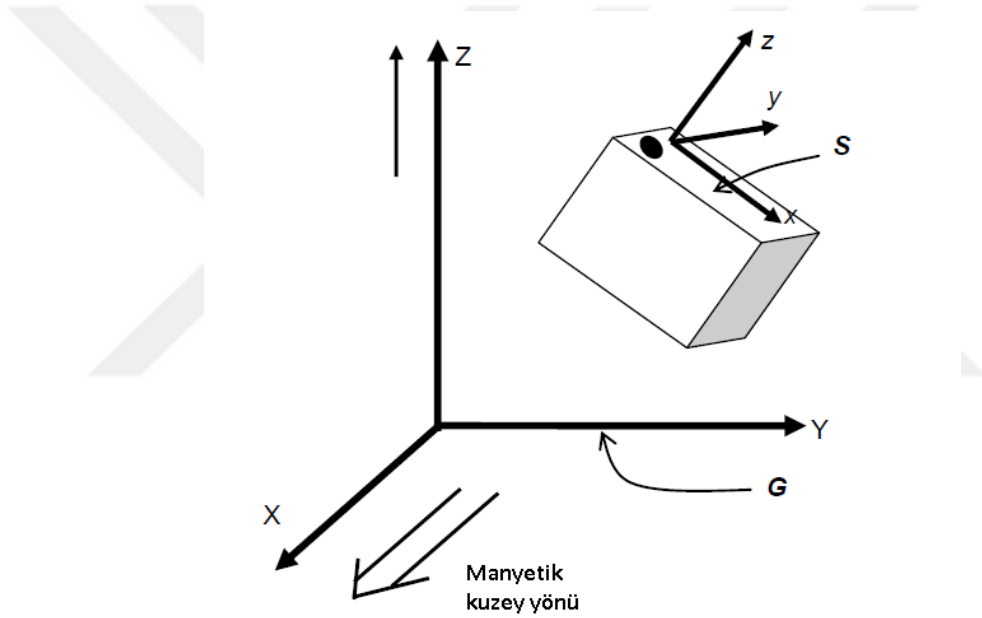
$$a_y = g \sin(\phi) \cos(\theta) \quad (4.8)$$

$$a_z = g \sqrt{1 - (a_x^2 + a_y^2)} \quad (4.9)$$

Kullanılan yöntemde ölçülen ilk açı değerleri kullanılmaktadır. Ancak hareket sırasında eklemlerin yerleştirildiği eklemler yuvarlanma ve yunuslama eksenlerinde hareket ettiklerinde yerçekimi ivmesinin en başta hesaplanan, X, Y, Z eksenlerine etkileri değişir. Bu durum hatalı sonuçlara sebep olur. Ayrıca bu hesaplamalar işlem yükünün artmasına yol açmaktadır. Bu sebeplerden ötürü sensörlerin benzer işlemleri kendi içinde yaparak kullanıcıya sağladığı serbest ivme verisi çalışma boyunca kullanılmıştır. Serbest ivme verilerinin nasıl hesaplandığına bölüm 4.1.1'de yer verilmiştir.

4.1.1 Serbest ivme verisi

Sensörden elde edilen ivme, açısal hız, manyetik alan, basınç verileri sensör koordinat sistemine göre hesaplanıp sunulmaktadır. Ancak manyetometreden okuduğu veriler yardımıyla tüm dünyada aynı olan evrensel bir koordinat sistemi oluşturulmuştur. Bu sistemde pozitif X manyetik kuzeyi, pozitif Z gökyüzünü gösterir. Pozitif Y sağ el kuralına göre hesaplanmaktadır ve batı yönünü gösterir. Şekil 4.1’de S, sensör koordinat sistemini, G, evrensel koordinat sistemini göstermektedir. Çalışma süresince yerçekimi ivmesinden arındırılmış, evrensel koordinat sistemindeki serbest ivme adı verilen veriler kullanılmıştır.



Şekil 4.1 : Sensör koordinat sistemi ve evrensel koordinat sistemi.

4.1.2 Offset ve kayma hatalarının düzeltilmesi

Yürüyüş verisinin elde edilmesinde ivmeölçerden elde edilen veriler kullanılmaktadır. İvmeölçerlerin yapısından kaynaklı offset ve zamanla değişen kayma hataları mevcuttur. İvme verisinden integral almak suretiyle konum verisini elde ettiğimiz için küçük hataların sonuca etkisi büyük olmaktadır. Doğru sonuçlara ulaşabilmek için bu hataların giderilmesi gereklidir. Offset hatasının etkisini denklem 4.10’den hareketle hesaplamak mümkündür. Deneylerde kullanılan 12 m uzunluğundaki doğrusal yol, ortalama 12 saniyede katedilmektedir. Bu yol boyunca sensörlerde $0,1 \text{ m/s}^2$ ’lik bir

offset hatası 7,2 m lik konum hatasına yol açmaktadır ve bu hata katedilen yolun % 60 'ına denk gelmektedir.

Yukarıda hesaplanan % 60 mertebesindeki hatayı azaltmak için çalışmamızda sıklıkla ivmeölçer verisinin düzeltilmesi gerektiğine görülmektedir. Düzeltme işlemini yaparken doğru bir referans seçmek kritik öneme sahiptir. Çalışmamızda yürüyüşün karakteristiği de incelenerek destek ayağının yerde hareketsiz olduğu zamanda hız offset hatasının sıfırlanmasına karar verilmiştir. Bu sıfırlama işlemi sayesinde sonraki veriler için hatanın birikimli olarak artması önlenmiş olacaktır. Açıkça görülmektedir ki bu sistemde ayağın yerde ve havada olduğu fazları doğru şekilde belirleyebilmek kritik öneme sahiptir. Yürüyüşün fazlarının hesaplanmasında kullanılan yöntemler ve elde edilen sonuçlar deneysel veriler bölümünde daha detaylı anlatılmıştır.

Önerilen sistem sonucu elde edilecek hata şu şekilde hesaplanabilir. Toplanan veriler incelendiğinde ortalama bir adım uzunluğunun 0,6 m olduğu görülmektedir. Bir diğer deyişle yürüyüş hızı yaklaşık 2 adım/sn'dir. Ayrıca yürüyüş fazları incelendiğinde ayağın yerde kalma süresi ve havada olma süresi birbirine eşit ve bir adım fazında 0.5 sn'dir. Bu veriler ve denklem 4.10 kullanılarak bir adım sonunda oluşan hata hesaplandığında, $s_{offset} = \frac{1}{2} * 0,1 * 0,5^2 = 0,0125$ olarak hesaplanmaktadır. Yürüyüş sonunda(bizim deneyimizde ortalama 12 adım) toplam hata $s_{offset} = 12 * 0,0125 = 0,15m$ olarak hesaplanabilir. 0.15 m olarak hesaplanan konum hatası 12 m'lik bir yol içinde $0.15/12 = 0.0125 = \%1.25$ 'e eşittir. Bu sayısal örnek sabit bir offset hatası altında toplam konum hatanın önerilen yöntemle % 60'tan % 1.25'e düşürülebileceğini göstermektedir. Oysa gerçek durumda offset hatası bu örnekteki gibi sabit ve ölçülebilir değildir. Hareket esnasında offset sürekli değişmektedir. Bu durumda önerilen yöntemin önemini arttırmaktadır.

$$s_{offset} = \frac{1}{2} a_{offset} t^2 \quad (4.10)$$

İvme verisinin toplanması ve değerlendirilmesinde ayaklara yerleştirilecek sensörlerin başlangıçta ayağın arkasına yerleştirilmesi düşünülürken, ayağın hareketsiz kaldığı durumun daha iyi algılanabilmesi için ayak ucuna alınmıştır (Şekil 4.2).

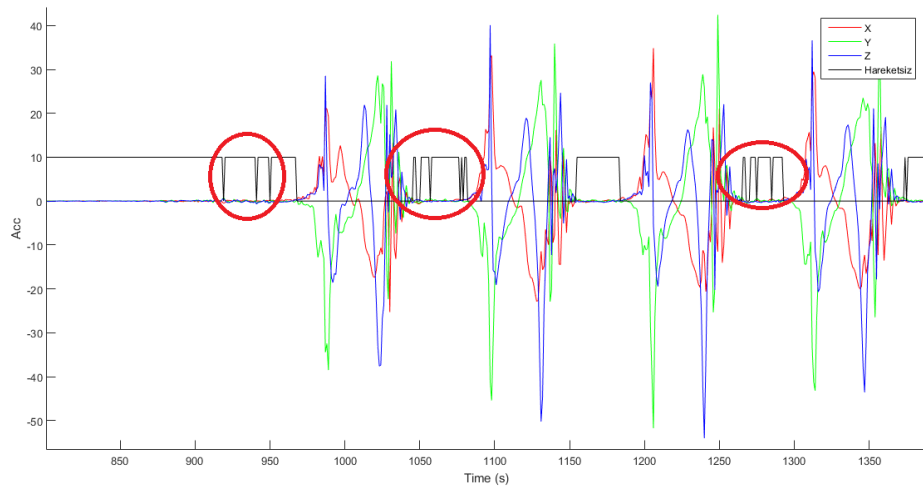
Ayağın hareketli ve ya hareketsiz olduğuna karar vermek için X, Y, Z eksenlerinde ölçülen ivmeölçer değerlerinin bileşkesi denklem 4.11 ile hesaplanmıştır. Hesaplanan



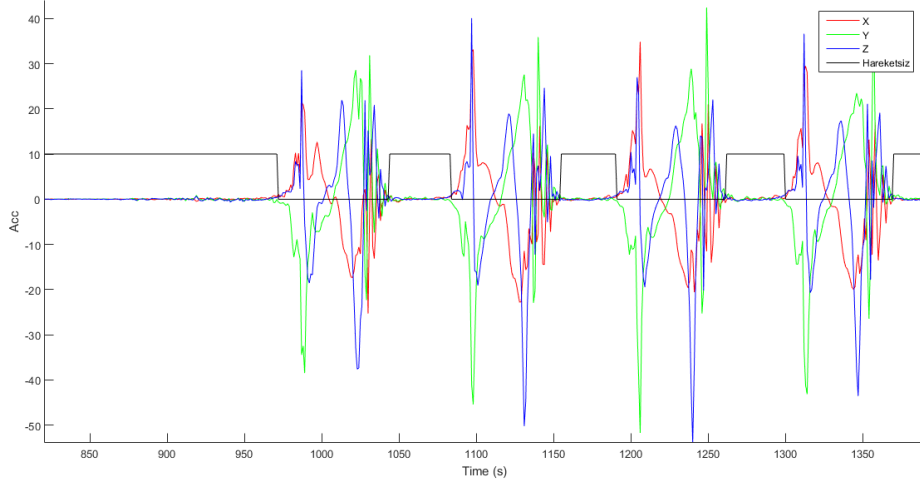
Şekil 4.2 : Ayak üzerindeki algılayıcının konumu.

bileşke ivme değeri belirlenen bir eşik değerinin altındaysa ayak hareketsiz, eşik değerinin üzerindeyse ayak hareket halinde kanısına varılmıştır. Eşik değerinin belirlenirken toplanan veriler incelenmiş ve 1 m/s^2 değerinin uygun olduğuna karar verilmiştir. Sonuçlar bu şekilde incelendiğinde bileşke değerinin kısa süreli sıçramaları olduğu ve adımların belirlenmesinde yüksek doğruluk sağlanamadığı görülmüştür (Şekil 4.3). Bu problemi gidermek, sıçramaları filtrelemek için ardarda gelen 15 örneğin eşik değerini geçmesi şartı aranmıştır. Bu iyileştirme sonucu ulaşılan doğruluk büyük oranda artmıştır (Şekil 4.4).

$$a_{bileske} = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad (4.11)$$

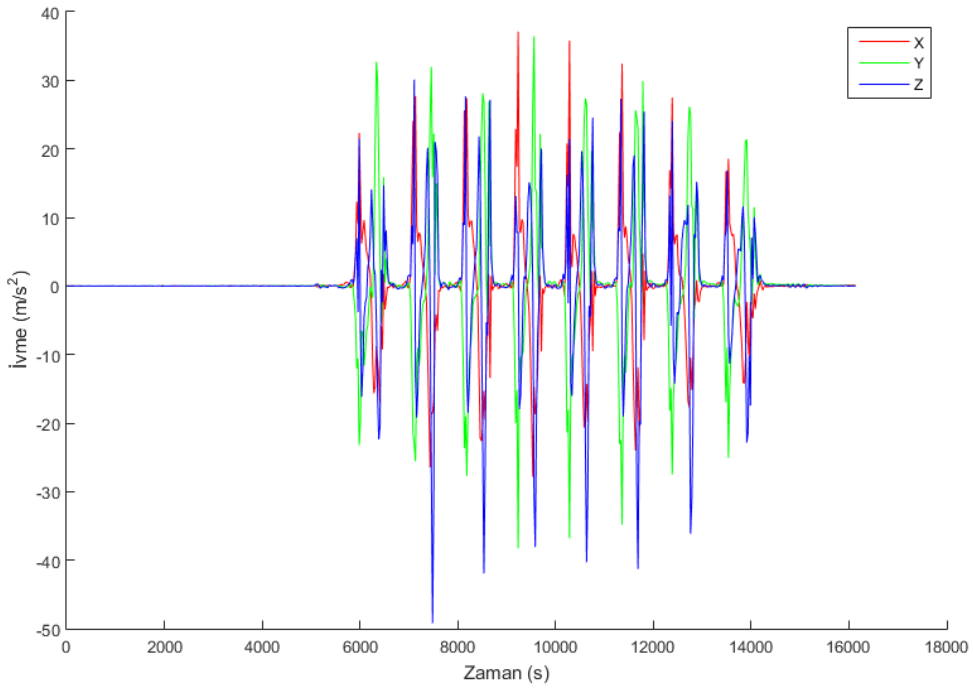


Şekil 4.3 : Ayağın hareketsiz olduğu zamanların belirlenmesi.

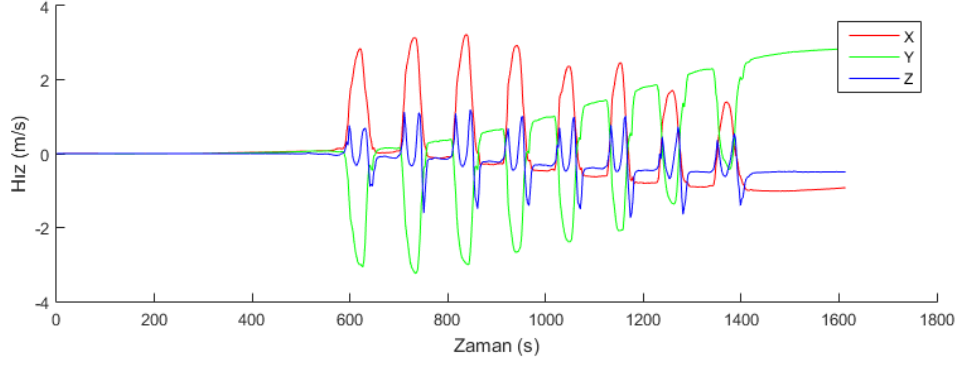


Şekil 4.4 : İyileştirme sonucu ayağın hareketsiz olduğu zamanların belirlenmesi.

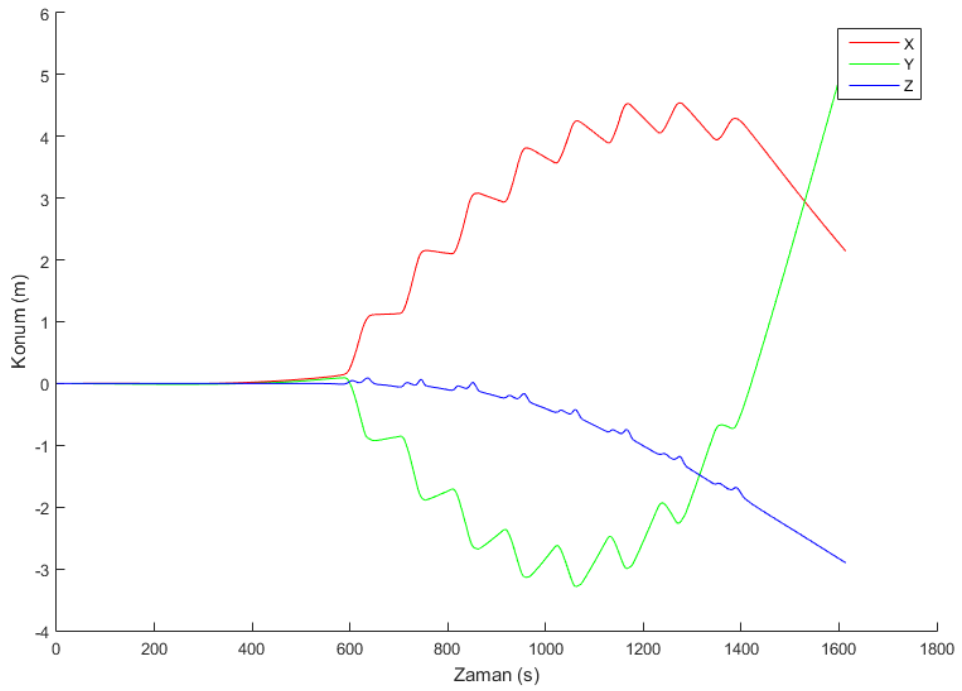
Ayağın hareketli ve hareketsiz olduğu anların belirlenmeden ölçülen ivme verisinin çift integrasyonu ile konum verisi hesaplandığında çok ciddi derecede sapmalar meydana gelmektedir. Şekil 4.5, 4.6, 4.7 'de bir kişinin belirlenen yol boyunca hareketinde ölçülen ve hesaplanan ivme, hız ve konum grafikleri gözükmemektedir.



Şekil 4.5 : Filtrelenmemiş ivme grafiği.



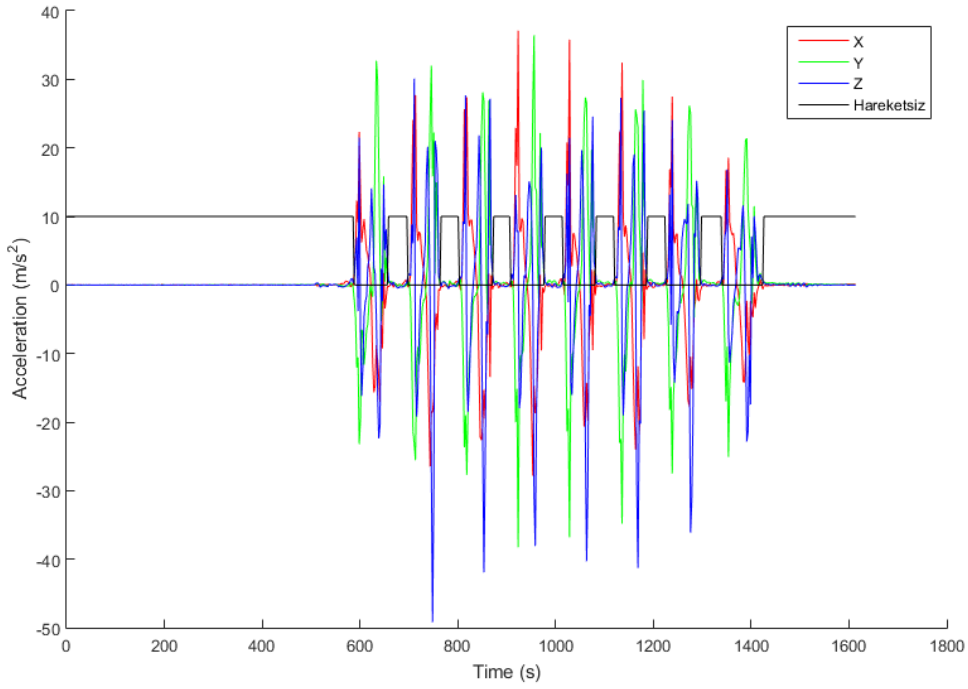
Şekil 4.6 : Düzeltilmemiş hız grafiği.



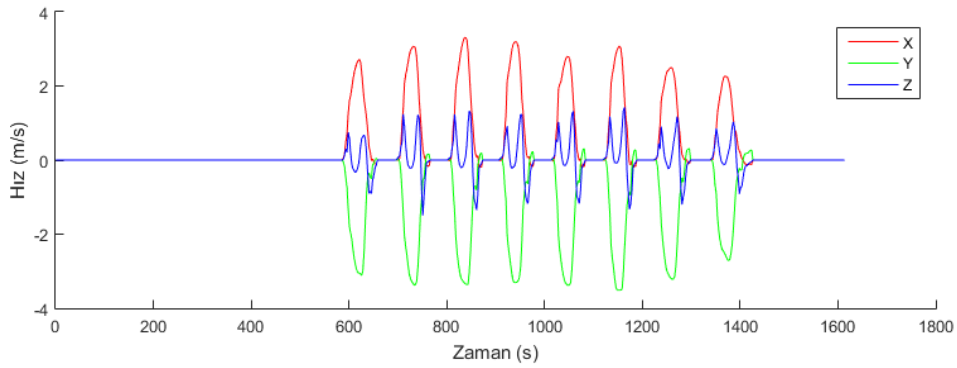
Şekil 4.7 : Düzeltilmemiş konum grafiği.

Ayağın hareketli ve hareketsiz olduğu bölümler belirlendik sonra, hareketsiz olduğu an hızının 0 olduğu düşünülerek o anlarda hesaplanan hız değerleri offset hatası olarak kabul edilmiş ve 0'a eşitlenmiştir. Konum verisi de bu şekilde offset düzeltmesi yapılan hız verilerinden hareketle hesaplanmıştır. Bu işlemler sonucu elde edilen ivme, hız ve konum grafikleri şekil 4.8, 4.9 ve 4.10'de verilmiştir.

Veri kaydederken kişileri düz bir parkurda yürütmemize rağmen şekil 4.10'deki konum grafiğine baktığımızda hem X hem de Y ekseninde değişimler olduğunu görmekteyiz. Bunun sebebi yürüyüş doğrultusu ile sensörlerde ölçüm aldığımız

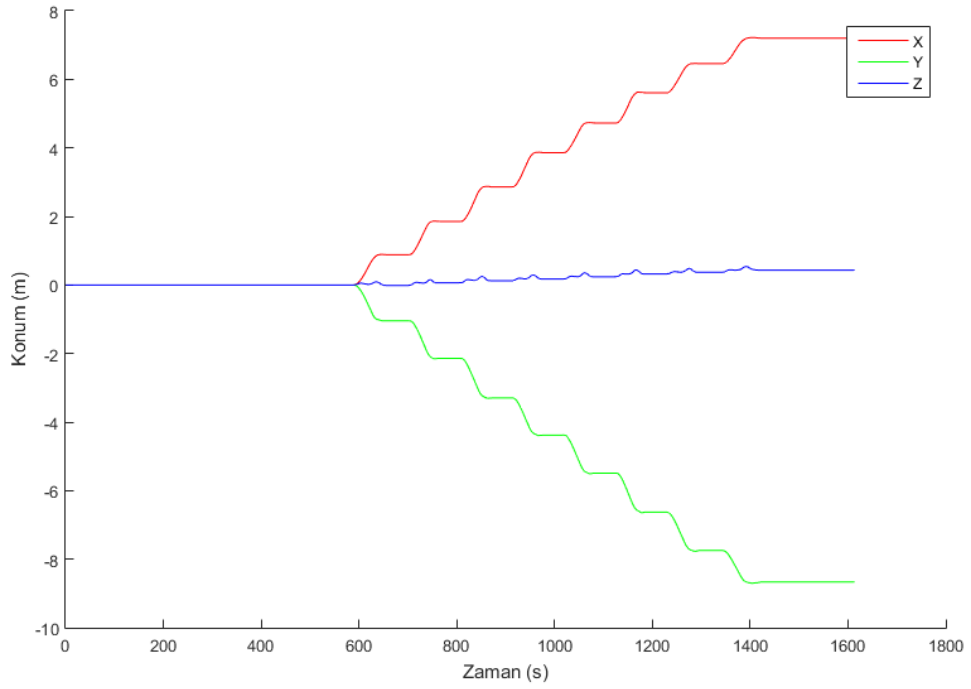


Şekil 4.8 : Filtrelenmiş ivme grafiği.



Şekil 4.9 : Düzeltilmiş hız grafiği.

global eksen takımının çakışmamasıdır. Yürüyüş doğrultusu ve algılayıcıların global eksen takımı şekil 4.11’de görülmektedir. Algılayıcının eksen takımı ve yürüyüş doğrultusu arasındaki açı hesaplanıp elde edilen konum verileri yürüyüş doğrultusu ile X eksenini çakışacak şekilde döndürülürse elde edilen sonuçlar daha anlamlı, bu sonuçları yorumlamak daha kolay olur. Buradaki α açısı atılan ilk adımın düz olduğu varsayımında bulunularak 1. adım sonundaki X, Y değerleri ve denklem 4.12 kullanılarak hesaplanmıştır. α değeri hesaplandıktan sonra X ve Y eksenleri denklem 4.13 ve denklem 4.14 kullanılarak döndürülmüştür. Bu döndürme işlemi sonucu elde



Şekil 4.10 : Düzeltilmiş konum grafiği.

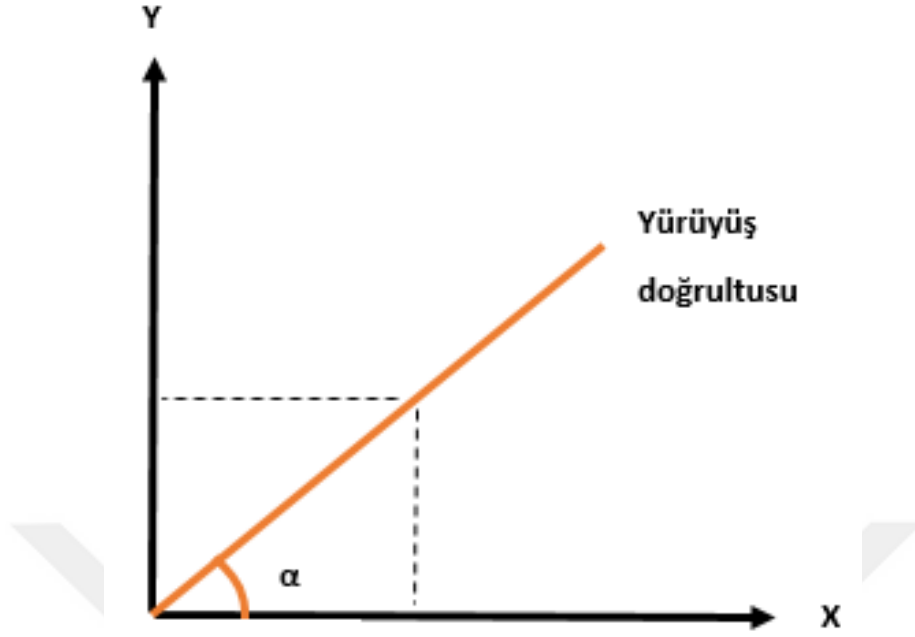
edilen konum grafiği şekil 4.12'dedir. Şekil 4.12 incelendiğinde adımların bir ayaktaki adımların ne zaman başlayıp ne zaman tamamlandığı ne kadar yol alındığı net bir şekilde gözükmemektedir ve hesaplanılması düşünülen parametreler bu datalar üzerinden hesaplanmıştır.

$$\alpha = \arctan(X/Y) \quad (4.12)$$

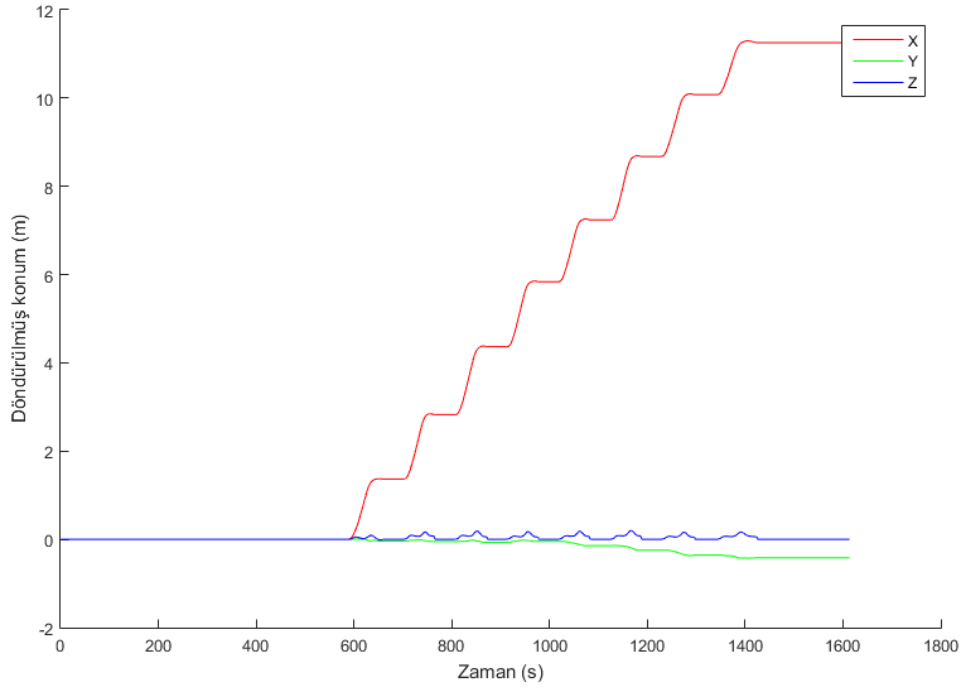
$$X_{yeni} = X * \cos(\alpha) + Y * \sin(\alpha) \quad (4.13)$$

$$Y_{yeni} = Y * \cos(\alpha) - X * \sin(\alpha) \quad (4.14)$$

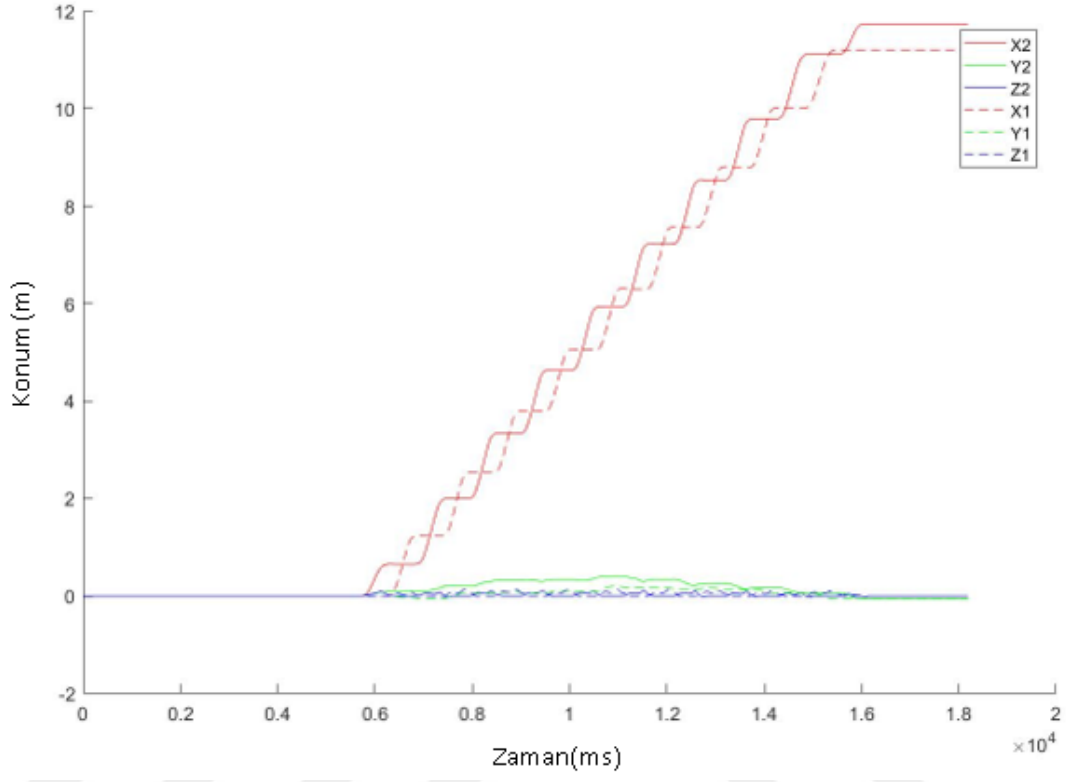
Şekil 4.13'de her iki ayaktan elde edilen sonuçlar aynı grafik üzerine çizdirilmiştir. Sabit çizgiler sağ ayağı, kesikli çizgiler sol ayağı göstermektedir. Bu grafikte adımların birbirini takibi, salınım ve duruş fazları net olarak görülmektedir.



Şekil 4.11 : Yürüyüş doğrultusunun algılayıcı eksen takımındaki yeri.



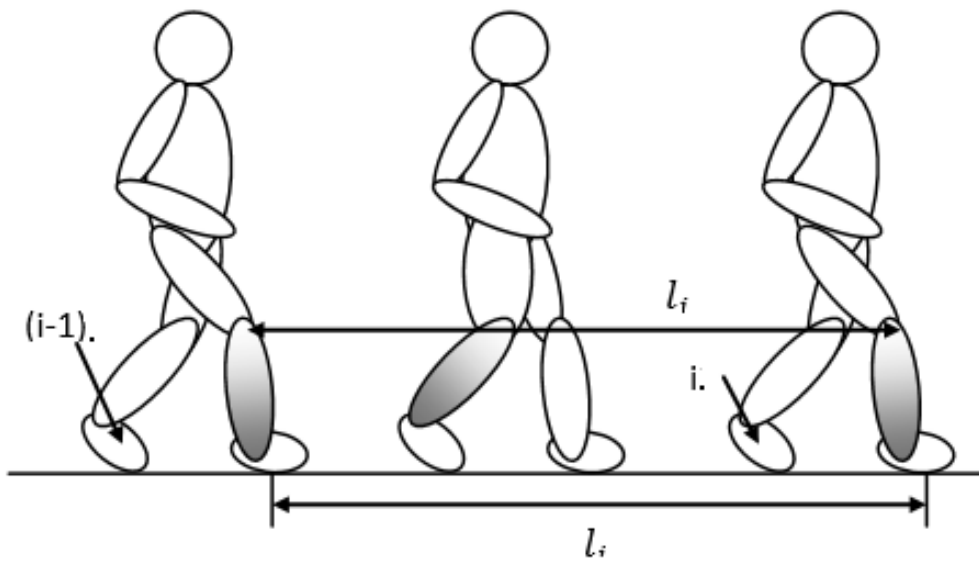
Şekil 4.12 : Eksen döndürme işlemi sonrası konum grafiği.



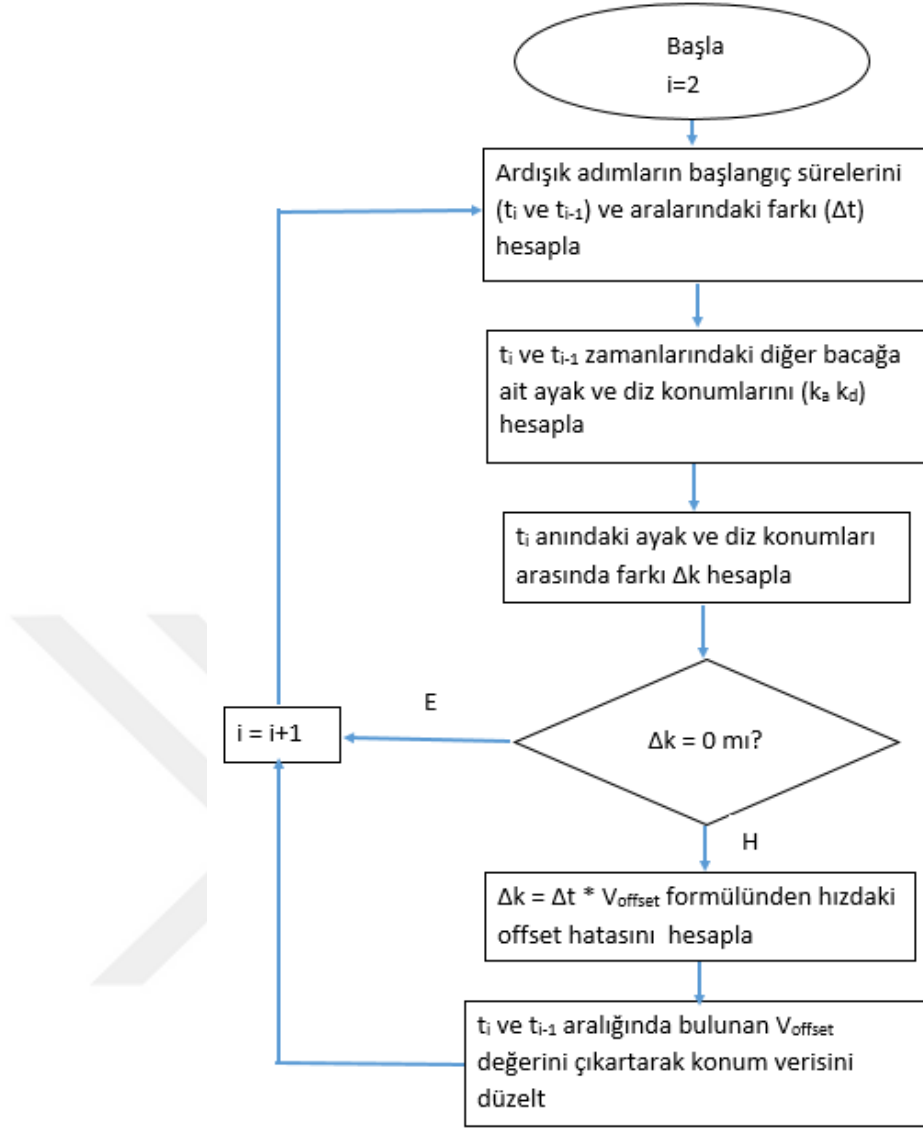
Şekil 4.13 : İki ayaktan elde edilen verilerin birlikte gösterimi.

4.2 Dizdeki Hareket Algılayıcılarından Konum Verisinin Elde Edilmesi

Yürüyüş analizi yaparken sadece ayaktaki algılayıcılardan toplanan veriler yeterli değildir. Vücudun diğer uzuvlarının hareketleri de incelenmelidir. Bu nedenle hesaplanması kararlaştırılan parametreler doğrultusunda dizlerin konumu da önem taşımaktadır. Önceki bölümde ayakta konumlandırılan sensörden konum verisi hesaplanırken karşılaşılan sorunlar ve çözümleri anlatılmıştır. Ancak aynı yöntemi diz sensöründen elde edilen veriler için kullanmak mümkün değildir. Ayak konumunu hesaplarırken offset hatasının etkisini ortadan kaldırmak için ayağın yerde ve hareketsiz olduğu anları belirleyip bu anlardaki offseti sıfırlamıştık. Ancak dizin yürüyüş boyunca hareketine baktığımız zaman sürekli hareket halinde olduğunu görürüz. Yani ayak sensörleri için kullandığımız referans noktaları diz için geçerli değildir. Diz konumunu doğru bir şekilde hesaplamak için farklı bir yöntem geliştirilmiştir. İnsanın yürüyüş hareketi dikkatle incelendiğinde $i > 1$ olmak şartıyla i . adım uzunluğunun (l_i) dizin diğer ayağın ($i-1$). ve i . adımlarının bitiş zamanları arasındaki yer değiştirmesiyle yaklaşık olarak eşit olduğu görülmüştür (Şekil 4.14). Bu anları referans olarak ayak sensörlerindeki offset hatasını düzeltmede kullanılan yöntemin bir benzeri kullanılabilir. Diz algılayıcılarındaki offset hatasını düzeltmede kullanılan yöntem Şekil 4.15'deki akış diyagramında daha detaylı gösterilmiştir.

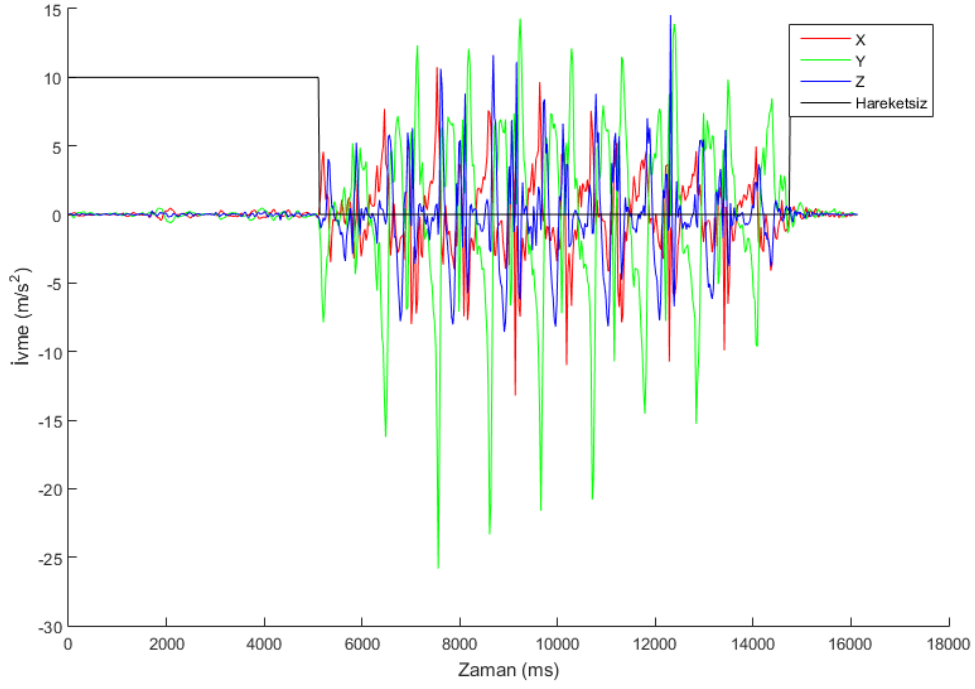


Şekil 4.14 : Diz verisinin düzeltilmesinde kullanılan referans.

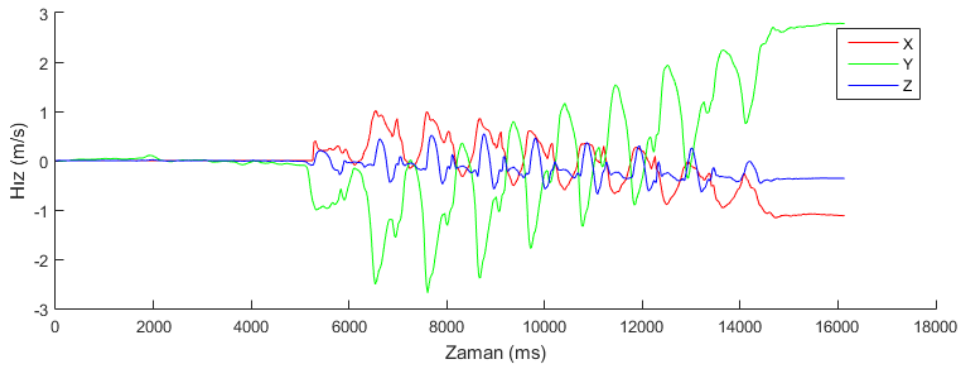


Şekil 4.15 : Diz verisinin düzeltilmesinde kullanılan yöntem.

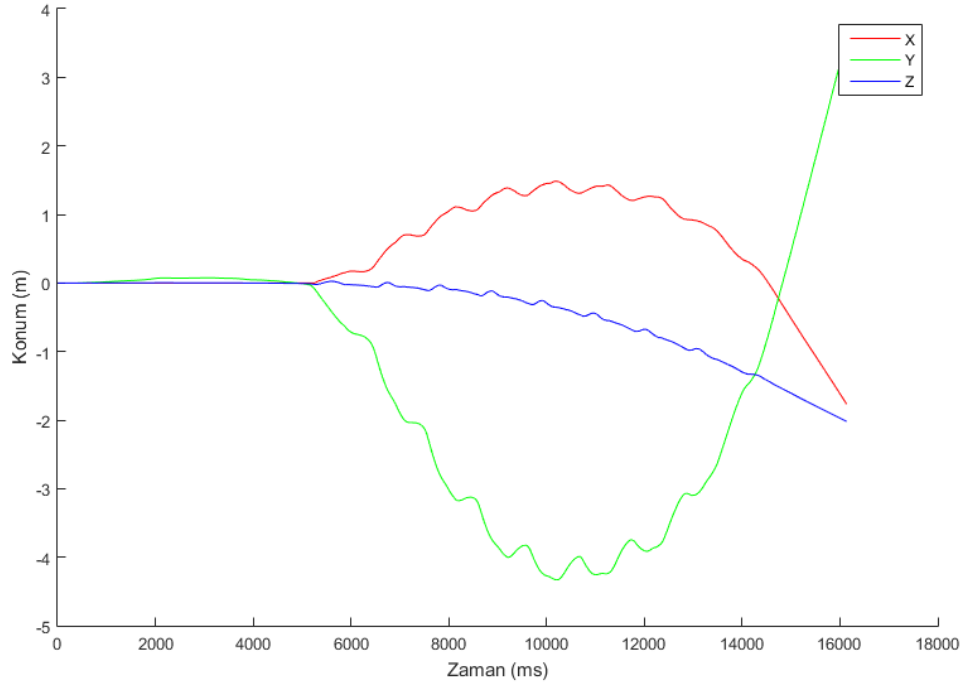
Önceki bölümde anlatılan yöntem gerçek kişilerden toplanan verilerde kullanıldığı zaman elde edilen sonuçlara ilişkin grafikler aşağıda listelenmiştir. Şekil 4.16'e bakıldığında hareketin başından sonuna kadar hiç durmadığı görülmektedir. Şekil 4.17'da ve 4.18 düzeltilmemiş hız ve konum verileri görülebilir. Bu grafiklerde offset etkisi ve kayma net bir şekilde kendini belli etmektedir. Düzeltilmiş ayak konum verisi referans alınarak offset etkisi giderildikten sonra elde edilen hız ve konum grafikleri de şekil 4.19 ve 4.20'da görülmektedir. Referans alınan ayağın konum grafiği de şekil 4.21'dedir ve düzeltilen diz grafiği ile benzerliği görülmektedir.



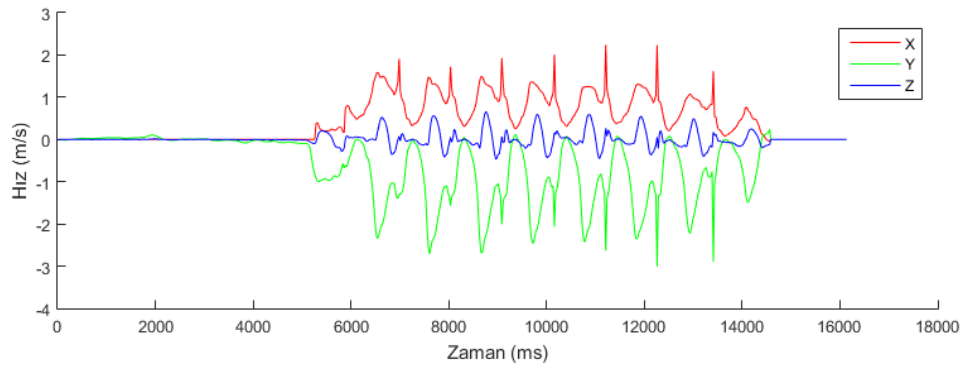
Şekil 4.16 : Diz algılayıcısı ivme verisi.



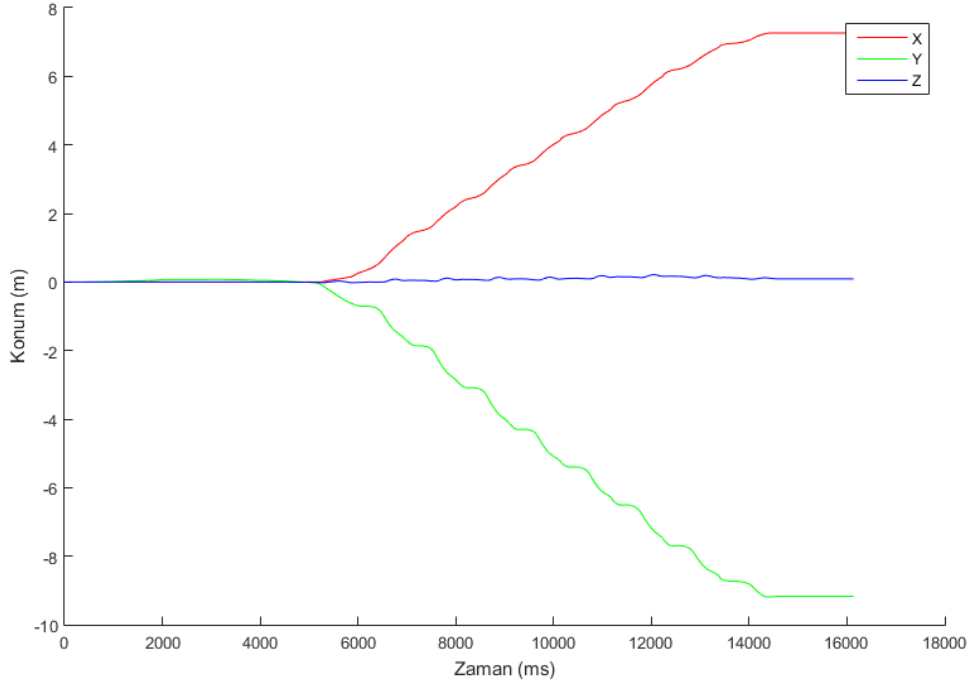
Şekil 4.17 : Diz algılayıcısı düzeltilmemiş hız verisi.



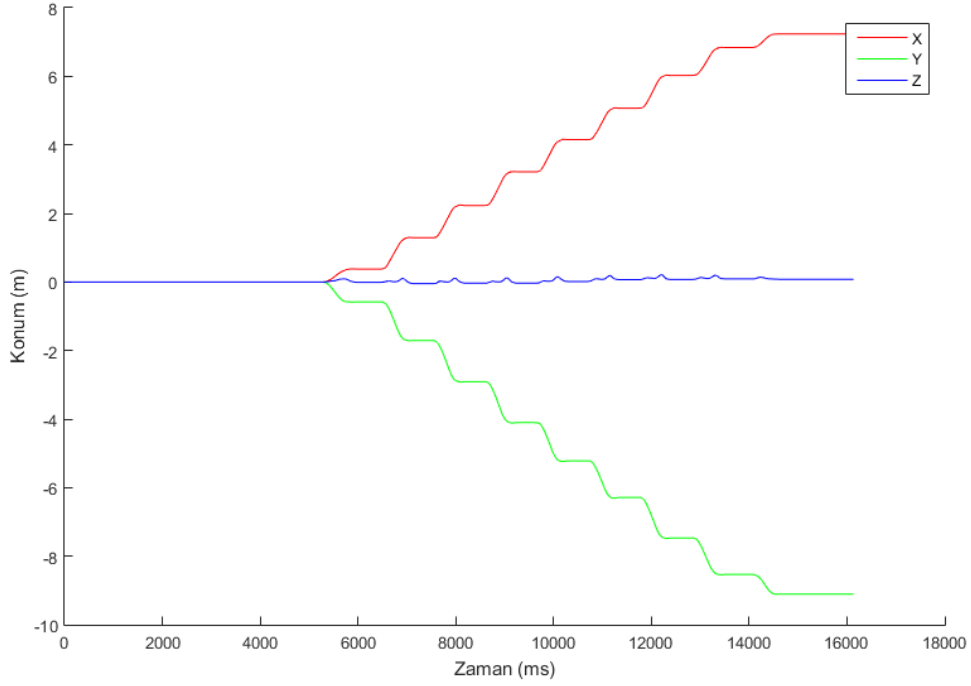
Şekil 4.18 : Diz algılayıcısı düzeltilmemiş konum verisi.



Şekil 4.19 : Diz algılayıcısı düzeltilmiş hız verisi.



Şekil 4.20 : Diz algılayıcısı düzeltilmiş konum verisi.



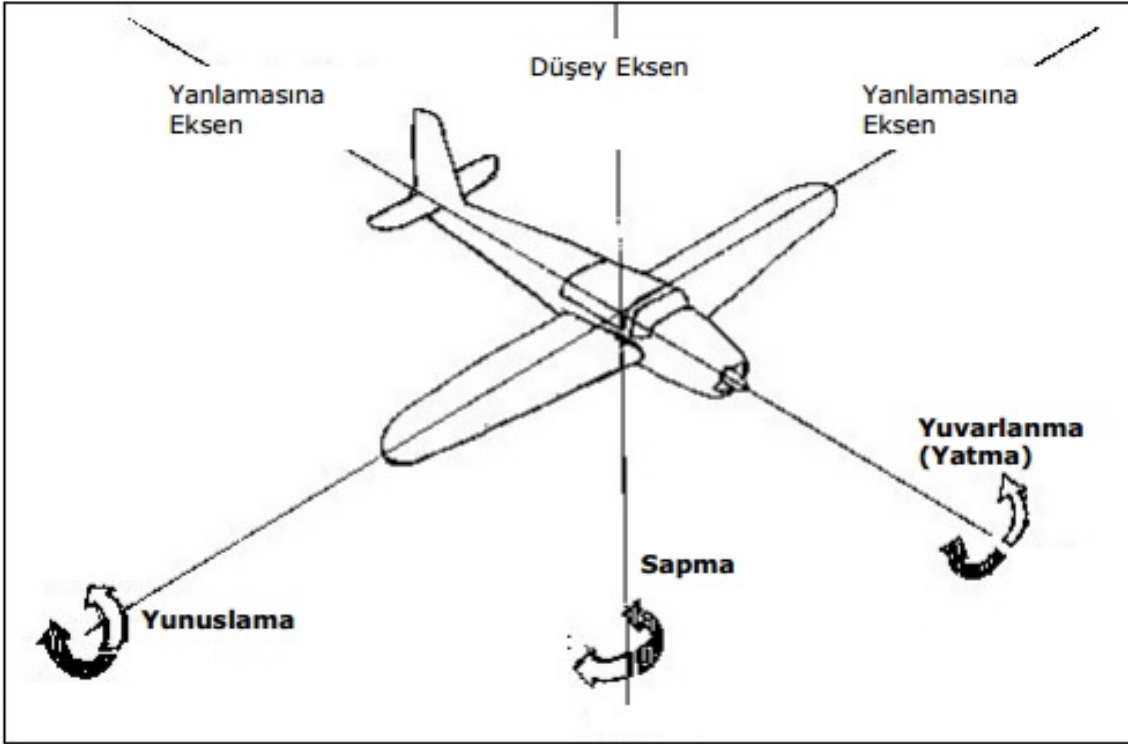
Şekil 4.21 : Diz algılayıcısı düzeltilmesinde referans alınan ayak konum verisi.

4.3 Bel ve Dizdeki Hareket Algılayıcılarından Açısal Verilerin Elde Edilmesi

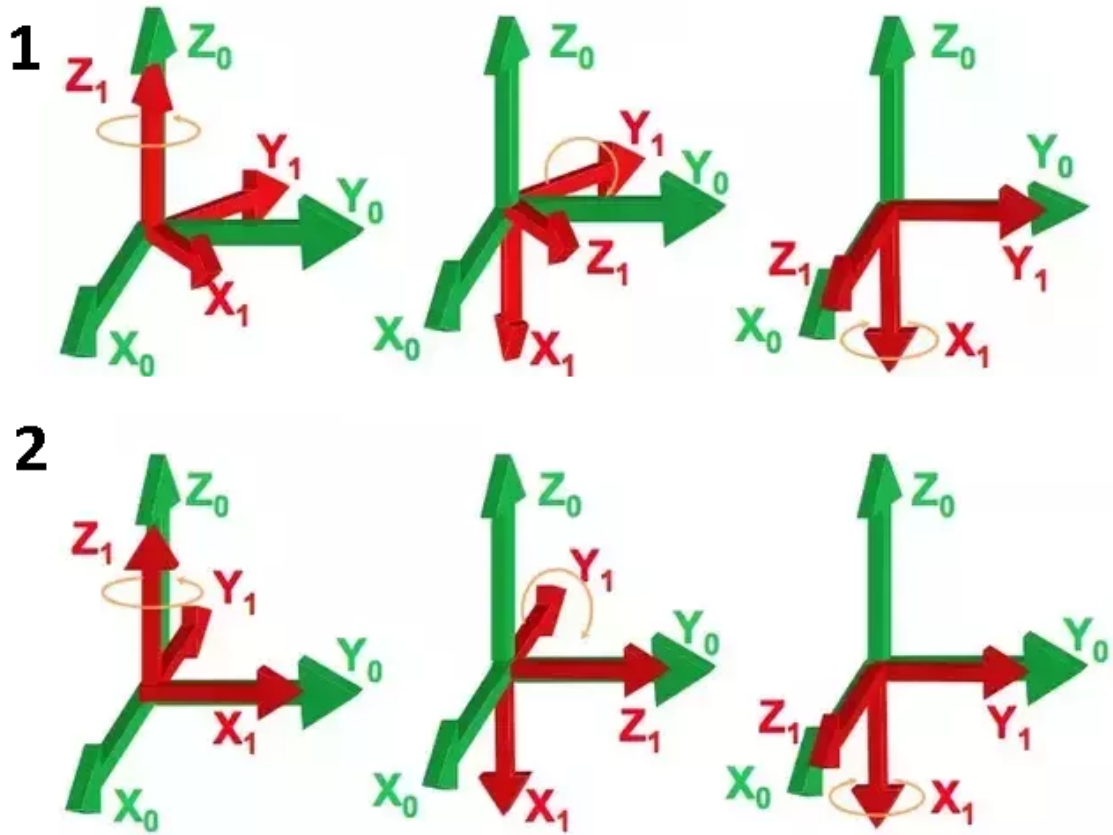
Herhangi bir cismin 3 boyutlu uzaydaki açısal hareketini açıklamak için gerek ve yeter 3 açı değeri mevcuttur. Bunlar yuvarlanma, yunuslama ve sapma açılarıdır (Şekil 4.23). Toplam dönme hareketi 3 ekseninde tanımlanan dönme matrislerinin çarpımı ile tanımlanabilir (Şekil 4.22). Euler açılarının tanımından kaynaklanan tekillik problemleri vardır. Y eksenindeki 90° ya da 270° lik dönüşler gerçekleştiğinde serbestlik derecesi 3'ten 2'ye düşer ve yalpalama ve dönme açıları ayırt edilemez [21]. Örneğin şekil 4.24'te 1. dönme hareketinde önce Z_1 ekseninde 45° , ikinci olarak Y_1 ekseninde 90° ve son olarak X_1 ekseninde 45° döndürülmüştür. Hareket öncesi koordinat takımı yeşil renkli iken, hareket sonrası kırmızı renkli eksen takımına eşittir. 2. dönme hareketinde önce Z_1 ekseninde 90° , Y_1 ekseninde 90° ve X_1 ekseninde 90° döndürülmüştür. Ancak her iki hareket sonrasında da X ve Z eksenlerindeki dönüş açıları farklı olmasına rağmen başlangıç ve bitiş konumları eşittir. Euler açılarındaki bu sorundan kaçınmak için sensörlerin konumlandırılmasında algılayıcı eksen takımı ile evrensel eksen takımının Y eksenleri arasında 90° ya da 270° fark olmamasına dikkat edilmiştir. Diz ve beldeki algılayıcılar buna dikkat edilerek konumlandırıldıktan sonra toplanan verilerde euler açıları da ölçülmüş ve elde edilen sonuçlar değerlendirilmiştir. Ölçülen açıların ilk değerleri, ölçülen tüm değerlerden çıkarılarak değişimlerin daha rahat gözlenmesi sağlanmıştır. Şekil 4.25'de dizin sağa sola salınımı, şekil 4.26'da dizin öne arkaya salınımı, şekil 4.27'de vücudun sağa sola salınımı, şekil 4.28'da vücudun öne arkaya salınımı görülmektedir. İnsanda ağırlık merkezi bel bölgesinde olduğu için beldeki salınımların vücudun salınımı olarak kabul edilmiştir.

$$\begin{aligned}
 R &= R_\psi^Z R_\theta^Y R_\phi^X \\
 &= \begin{bmatrix} \cos \psi & -\sin \psi & 0 \\ \sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \phi & -\sin \phi \\ 0 & \sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix} \\
 &= \begin{bmatrix} \cos \theta \cos \psi & \sin \phi \sin \theta \cos \psi - \cos \phi \sin \psi & \cos \phi \sin \theta \cos \psi + \sin \phi \sin \psi \\ \cos \theta \sin \psi & \sin \phi \sin \theta \sin \psi + \cos \phi \cos \psi & \cos \phi \sin \theta \sin \psi - \sin \phi \cos \psi \\ -\sin \theta & \sin \phi \cos \theta & \cos \phi \cos \theta \end{bmatrix}
 \end{aligned}$$

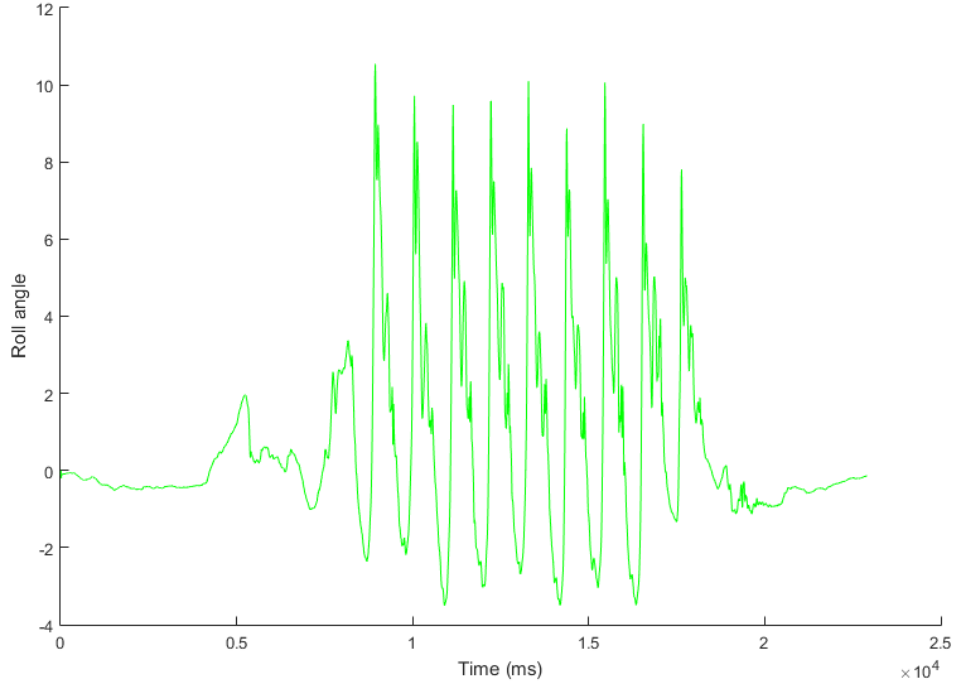
Şekil 4.22 : Dönme matrisi hesaplanması.



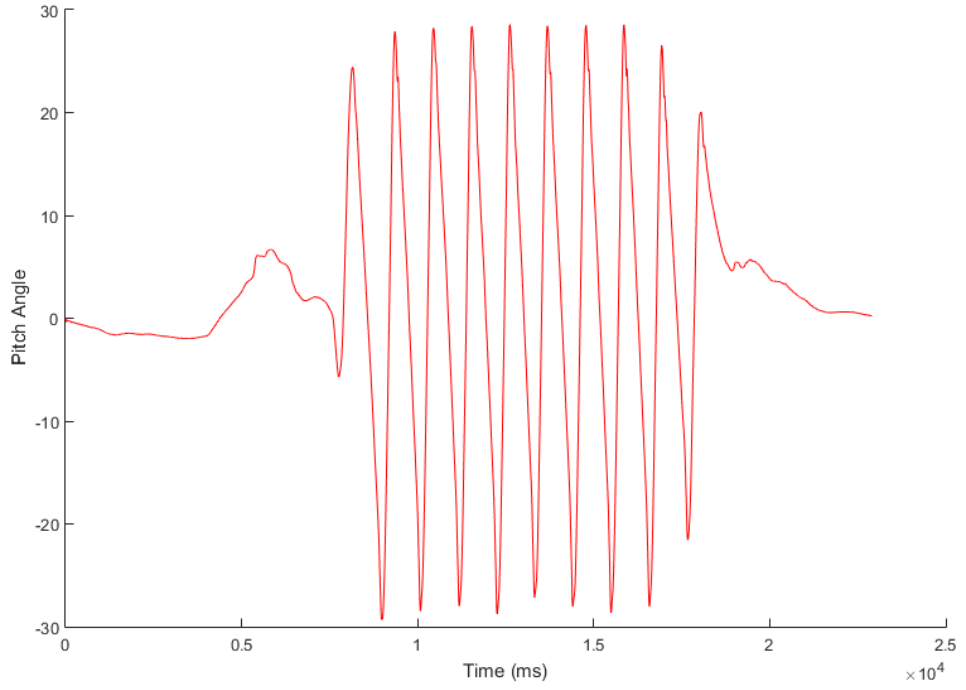
Şekil 4.23 : Euler açıları tanımları.



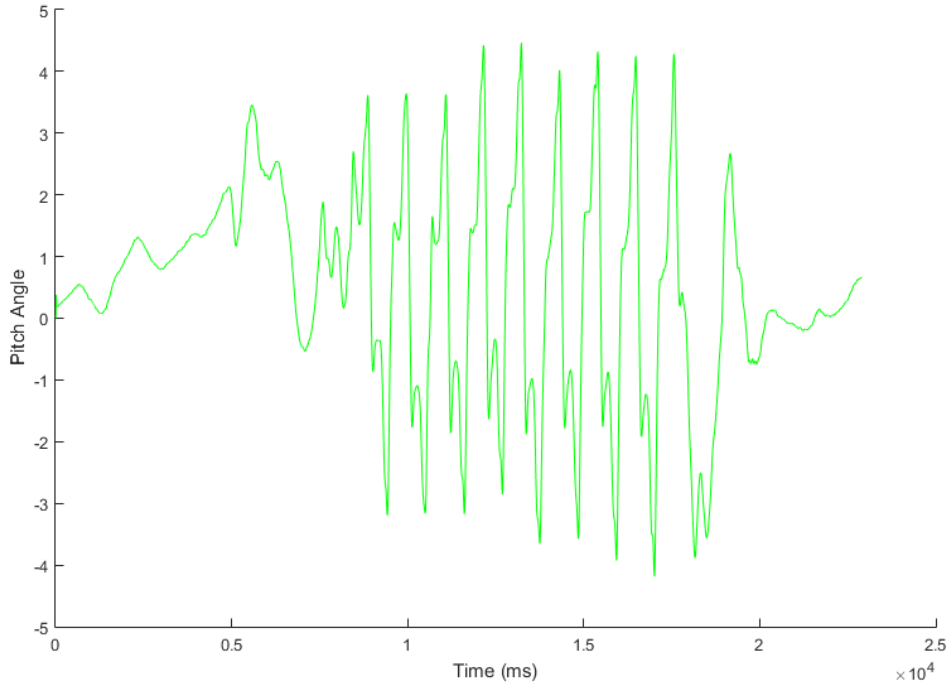
Şekil 4.24 : Örnek dönme durumları.



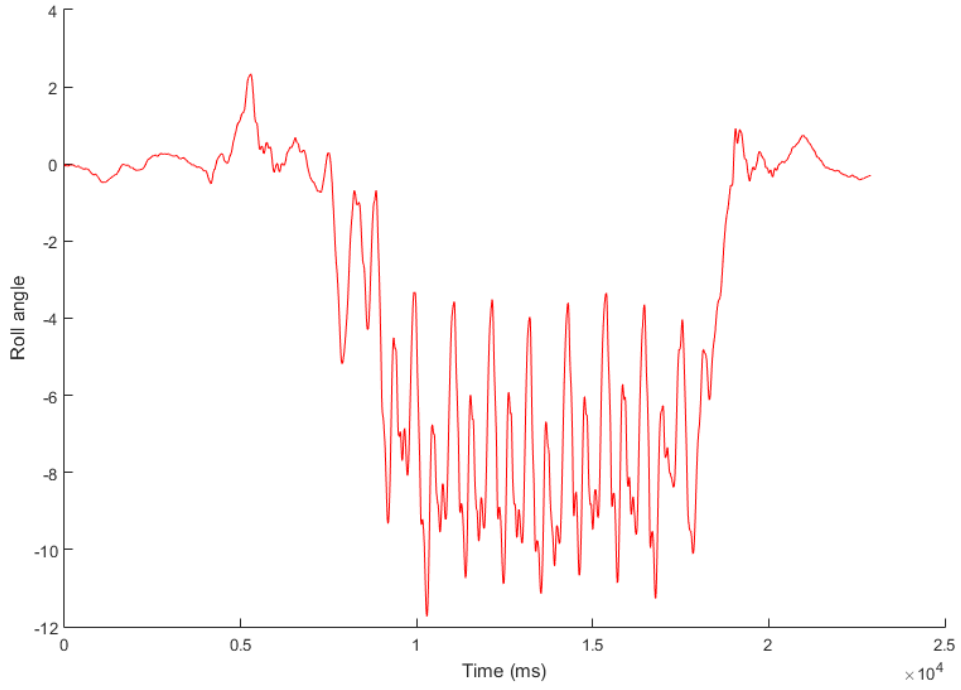
Şekil 4.25 : Örnek diz lateral salınım grafiği.



Şekil 4.26 : Diz algılayıcısının öne arkaya salınımı.



Şekil 4.27 : Bel algılayıcısının sağa sola salınımı.



Şekil 4.28 : Bel algılayıcısının öne arkaya salınımı.

4.4 Analiz Sonrası Hesaplanan Parametreler

Matlab programındaki hesaplamalar sonrası her kişi için hesaplanan parametreleri içeren excel dosyaları oluşturulmuştur. Oluşturulan dosyalarda her adım için ayaklardaki algılayıcıların X, Y ve Z eksenlerindeki konumları ve zamanları, adım uzunlukları ve adım genişlikleri bulunmaktadır. Ayrıca bu parametrelerden ilk 2 ve son 2 adım hariç adım hızları hesaplanmıştır (Şekil 4.30). Tüm hareket ile ilgili bilgi içeren ortalama adım genişliği, ortalama adım uzunluğu, tempo, sağ ayak ve sol ayak için ayakların adımlama sırasında yüksekliğinin ortalaması, adım simetrisi parametreleride hesaplanmış ve dosyaya eklenmiştir. Dizlerdeki algılayıcılardan elde edilen en büyük sağa sola salınımlar, en büyük bükülme açısı, ortalama sağa sola salınımlar ve ortalama bükülme açıları hesaplanmıştır. Beldeki algılayıcıdan da öne, arkaya, sağa, sola en büyük salınımlar ve yürüyüş eğim açısı hesaplanmıştır. Yürüyüş eğim açısı hareket boyunca öne arkaya salınımın ortalamasıdır (Şekil 4.31). Ayrıca tüm bu çalışmalara paralel olarak proje kapsamında basınç sensörleriyle ilgili çalışmalar da yapılmıştır. Ayakkabı tabanına yerleştirilen basınç sensörlerinden ölçülen değerler sonucu yürüyüş analizinde kullanılacak harmonik distorsiyon, sensörlerin alanları oranı ve sensör aktif olma oranları elde edilmiştir. Bu verilerle oluşturulan tablonun ilgili kısmı Şekil 4.29'da sunulmuştur. Sensör alanları oranı ile kastedilen, her adım için hangi sensöre ağırlığın ne kadarı aktarıldığını gösteren parametredir. Sensör aktif olma oranı sensörün 1 adım döngüsü içinde aktif olduğu sürenin, 1 adım süresine oranıdır. Sonrasında hareket sensörlerinden elde edilen adım uzunluğu ve adım genişliği ile basınç sensörlerinden elde edilen bu 3 parametre arasında korrelasyonlar hesaplanmıştır (Şekil 4.32). Burada ölçülen ve hesaplanan parametrelerden ayırt edici olanlar ayrıştırılmaya çalışılmış ve bilgisayar eğitilerek hastalık teşhisinde yardımcı olması hedeflenmiştir.

adım	Harmolik Distorsiyon					Sensör Alanları Oranı (enerji)					Sensör aktif olma oranları				
	A0-A4	A1-A7	A2-A6	A3-A5		A0-A4	A1-A7	A2-A6	A3-A5		A0-A4	A1-A7	A2-A6	A3-A5	
1	0,882114	0,20277	0,194795	0,351938		0,327086	0,187612	0,089683	0,395619		0,585714	0,385714	0,242857	0,814286	
2	1,206905	0,207335	0,198485	0,348221		0,350448	0,220549	0,15688	0,272123		0,628571	0,585714	0,4	0,714286	
3	1,092676	0,273384	0,17932	0,480464		0,287187	0,300836	0,105145	0,306832		0,585714	0,528571	0,342857	0,685714	
4	1,336913	0,317142	0,459229	0,338252		0,308199	0,249674	0,172091	0,270037		0,571429	0,528571	0,528571	0,671429	
5	1,000551	0,276572	0,197091	0,311615		0,216653	0,281612	0,111186	0,390549		0,414286	0,485714	0,3	0,7	
6	1,086772	0,711356	0,478492	0,219729		0,240129	0,212715	0,179299	0,367857		0,357143	0,528571	0,542857	0,657143	
7	1,134356	0,348461	0,264999	0,317666		0,194308	0,297435	0,107417	0,40084		0,371429	0,514286	0,271429	0,685714	
8	1,069624	0,550666	0,473574	0,19178		0,269733	0,222953	0,169738	0,337576		0,385714	0,5	0,514286	0,657143	
9	1,119766	0,406174	0,094592	0,325898		0,203762	0,259617	0,109018	0,427603		0,371429	0,514286	0,271429	0,7	
10	0,945413	0,407099	0,392061	0,273105		0,297468	0,183465	0,131269	0,387798		0,385714	0,471429	0,414286	0,671429	
11	0,987563	0,273431	0,24547	0,352322		0,227965	0,301608	0,139617	0,33081		0,428571	0,485714	0,3	0,671429	
12	1,340643	0,303601	0,414047	0,280893		0,256644	0,300689	0,218682	0,223985		0,457143	0,528571	0,542857	0,614286	
13	0,992469	0,326267	0,295893	0,230955		0,209896	0,278464	0,123071	0,388569		0,371429	0,514286	0,271429	0,7	
14	1,401356	0,311877	0,473181	0,238924		0,271857	0,311417	0,249062	0,167664		0,514286	0,542857	0,542857	0,642857	
15	0,970251	0,250716	0,26943	0,230955		0,246422	0,285541	0,133589	0,334447		0,442857	0,457143	0,328571	0,7	
16	1,213973	0,411687	0,427173	0,302881		0,284745	0,225529	0,212002	0,277724		0,542857	0,542857	0,557143	0,714286	

Şekil 4.29 : Basınç sensörlerinden elde edilen parametreler.

1	A		B		C		D		E		F		G		H	
	adım no	X	Y	Z	zaman	Adım uzunluğu	Adım genişliği	Adım Hızları[cm/sn]	Adım genişliği	Adım uzunluğu	Adım genişliği	Adım Hızları[cm/sn]	Adım genişliği	Adım uzunluğu	Adım Hızları[cm/sn]	Adım genişliği
2	1	0,566525027	-0,068980359	0,058381744	11,55	0,566525027	0,068980359	0	0,068980359	0,566525027	0,068980359	0	0,068980359	0,566525027	0,068980359	0
3	2	1,119518876	0,173883633	0,089827019	12,17	0,552993849	0,242863991	0	0,242863991	0,552993849	0,242863991	0	0,242863991	0,552993849	0,242863991	0
4	3	1,793358457	0,002476016	0,101347917	12,77	0,673839581	0,171407617	100,5601172	0,171407617	0,673839581	0,171407617	100,5601172	0,171407617	0,673839581	0,171407617	100,5601172
5	4	2,352624484	0,296761451	0,123633985	13,31	0,559266027	0,294285435	108,1671586	0,294285435	0,559266027	0,294285435	108,1671586	0,294285435	0,559266027	0,294285435	108,1671586
6	5	3,011556721	0,090229183	0,122152817	13,88	0,658932237	0,206532268	109,7475913	0,206532268	0,658932237	0,206532268	109,7475913	0,206532268	0,658932237	0,206532268	109,7475913
7	6	3,601330311	0,338576637	0,112302126	14,39	0,58977359	0,248347453	115,6209099	0,248347453	0,58977359	0,248347453	115,6209099	0,248347453	0,58977359	0,248347453	115,6209099
8	7	4,2760032	0,081088943	0,123352717	14,88	0,674672888	0,257487694	126,4446479	0,257487694	0,674672888	0,257487694	126,4446479	0,257487694	0,674672888	0,257487694	126,4446479
9	8	4,916143422	0,355340196	0,117261769	15,39	0,640140222	0,274251253	131,4813111	0,274251253	0,640140222	0,274251253	131,4813111	0,274251253	0,640140222	0,274251253	131,4813111
10	9	5,526215073	0,040479217	0,119843446	15,93	0,610071651	0,314860979	119,0677974	0,314860979	0,610071651	0,314860979	119,0677974	0,314860979	0,610071651	0,314860979	119,0677974
11	10	6,156728716	0,369464935	0,117368526	16,4	0,630513643	0,328985718	122,8302271	0,328985718	0,630513643	0,328985718	122,8302271	0,328985718	0,630513643	0,328985718	122,8302271
12	11	6,790052076	0,099710122	0,130502693	16,92	0,63332336	0,269754813	127,6603033	0,269754813	0,63332336	0,269754813	127,6603033	0,269754813	0,63332336	0,269754813	127,6603033
13	12	7,412347755	0,365610399	0,126531964	17,44	0,622295679	0,265900277	120,7326	0,265900277	0,622295679	0,265900277	120,7326	0,265900277	0,622295679	0,265900277	120,7326
14	13	8,040948643	0,061791338	0,121298755	17,92	0,628600888	0,303819061	125,0896567	0,303819061	0,628600888	0,303819061	125,0896567	0,303819061	0,628600888	0,303819061	125,0896567
15	14	8,640719318	0,285245523	0,117115128	18,43	0,599770675	0,223454184	124,0779356	0,223454184	0,599770675	0,223454184	124,0779356	0,223454184	0,599770675	0,223454184	124,0779356
16	15	9,253460741	0,022160797	0,112967316	18,97	0,612741423	0,263084726	115,4773426	0,263084726	0,612741423	0,263084726	115,4773426	0,263084726	0,612741423	0,263084726	115,4773426
17	16	9,852148726	0,213940262	0,112842057	19,47	0,598687986	0,191779465	116,483597	0,191779465	0,598687986	0,191779465	116,483597	0,191779465	0,598687986	0,191779465	116,483597
18	17	10,48060969	0,016674993	0,120306648	20	0,628460964	0,197265269	119,1406747	0,197265269	0,628460964	0,197265269	119,1406747	0,197265269	0,628460964	0,197265269	119,1406747
19	18	11,09141973	0,094184464	0,111339051	20,55	0,610810039	0,077509471	114,747315	0,077509471	0,610810039	0,077509471	114,747315	0,077509471	0,610810039	0,077509471	114,747315
20	19	11,66824976	0	0,102363549	21,19	0,576830028	0,094184464	0	0,094184464	0,576830028	0,094184464	0	0,094184464	0,576830028	0,094184464	0
21	20	11,66827594	-0,019496239	0,050807944	21,6	2,61834E-05	0,019496239	0	0,019496239	2,61834E-05	0,019496239	0	0,019496239	2,61834E-05	0,019496239	0
22	21	0	0	0	0	-11,66827594	0,019496239	0	0,019496239	-11,66827594	0,019496239	0	0,019496239	-11,66827594	0,019496239	0

Şekil 4.30 : Örnek parametre dosyası.

8	ort adım genişliği[m]	tempo	ort adım uzunluğu[m]	Ortalama hız[cm/sn]	Sağ Ayak Ort. Yükselme	Sol Ayak Ort. Yükselme	Adım Simetrisi 1
9	0,247821204	2,089552239	0,614118408	128,3232495	0,11125176	0,114246847	1,159087027
0							
1	Sol Diz						
2	Bükülme Açısı	Lateral Salınım	Ort Bükülme Açısı	Ort Lateral Salınımı			
3	48,04878	14,018133	0,766400995	3,24360909			
4							
5	Sağ Diz						
6	Bükülme Açısı	Lateral Salınım	Ort Bükülme Açısı	Ort Lateral Salınımı			
7	65,950135	27,074756	-7,270741401	0,39799578			
8							
9	BEL						
0	Posterior Salınım	Anterior Salınım	Yürüyüş Eğim Açısı	Lateral Salınım Sola	Lateral Salınım Sağa		
1	5,267183763	4,165718237	-6,619044763	6,047752	-5,244931		

Şekil 4.31 : Örnek parametre dosyası 2.

	enerji				aktiflik oranı			
	topuk	iç	dış	parmak ucu	topuk	iç	dış	parmak ucu
adım uzunluğu	-0,6266	0,507014	-0,32754	0,303244665	-0,51016	-0,07556	-0,32524	-0,302552188
adım genişliği	-0,38671	0,130707	0,136018	0,079300468	-0,58623	0,365129	0,144306	-0,636263112

Şekil 4.32 : İki sensör sisteminin parametrelerinin korrelasyonu.

4.5 Makine Öğrenimi Algoritması Geliştirilmesi

Proje kapsamında geliştirilen makine öğrenimi algoritması data matrisinin oluşturulması, veri kümesinin eğitimi, uygun makine öğrenimi modelinin belirlenmesi, ön veri işleme ile makine öğrenimi algoritmasının doğruluk oranının yükseltilmesi ve bulanık karar verme olacak şekilde 5 kısımdan oluşmaktadır.

4.5.1 Veri kümesinin oluşturulması

Hasta ve sağlıklı insanlardan basınç ve IMU sensörleri kullanılarak elde edilen verilerden öznitelikler çıkartılmaktadır. Daha sonra bu elde edilen öznitelikler veri matrisini oluşturmak için kullanılmaktadır. Veri matrisinde satırlar insan sayılarını ve sütunlar ise elde edilen öznitelikler ifade etmektedir. Veri kümesi uygun yöntemler kullanılarak makine eğitimi için test ve eğitim kümesine ayrılmaktadır.

4.5.2 Test ve eğitim kümesinin oluşturulması

Makine eğitimi için veri kümesi kross validasyon yöntemi ile test ve eğitim kümesine ayrılmaktadır. Makine öğrenimi algoritmalarının bu eğitim kümesi üzerindeki doğruluk oranı modelin doğruluğunu belirlemekte olup sonrasında test kümesi

üzerinde model denenmektedir. Kross validasyon yöntemi eğitim aşamasında küçük boyutlu matrislerde modelin overfit etmesine engel olduğu için avantajlıdır.

4.5.3 Makine öğrenimi algoritmasının seçilmesi

Matlab yazılımı kullanılarak doğruluğu yüksek makine öğrenimi yöntemini bulmak için yazılım içerisinde gömülü olan farklı çekirdeklere(kernel) sahip toplam 22 yöntem denenmiş ve doğruluğu yüksek olan SVM algoritması ile devam edilmesi kararlaştırılmıştır. Kross validasyon kullanımı eğitim aşamasında modelin aşırı uygunluk (overfitting) göstermesine engel olmuştur.

4.5.4 Ön veri işleme (Data preprocessing)

Veri matrisinin içerisinde birbiri ile bağlantılı olan öznitelikler bulunmaktadır. Bu öznitelikler model eğitim süresini düşürmekte ve model doğruluğunu etkilemektedir. Bu yüzden korrele olan öznitelikleri ifade edecek bir özneliğin seçilmesi önemlidir. Bu kapsamda veri kümesi üzerinde öznitelik transformasyonu gerçekleştirilmiş ve veri kümesi boyutu düşürülmüştür. İlk olarak veri kümesi $N(0,1)$ şekline getirilmiş (zero mean unit variance) daha sonra PCA kullanılarak veri kümesi üzerinde öznitelik transformasyonu gerçekleştirilmekte olup veri kümesinin boyutu 'önceki veri kümesinin %99 oranında korunumu' olacak şekilde düşürülmektedir.

4.5.5 Bulanık karar verme

Eğitimi gerçekleştirilmiş model kesin karar verdiği durumlarda insanın vestibüler bozukluğunun olduğu veya olmadığı on/off mantığı ile söylenebilmektedir. Kesin karar durumunun olmaması zamanı ise hastalık durumu belirli bir yüzde ile bulanık bir şekilde söylenmektedir.



5. SONUÇ

Çalışma sonucunda IMU tabanlı algılayıcılardan toplanan veriler çeşitli işlemlerden geçirilerek yürüyüş hareketinin takibi gerçekleştirilmiştir.

Çalışma sırasında ilk olarak insanın hareketleri incelenmiş, nihai hedef olan denge hastalıklarının belirlenmesi için dikkat edilmesi gereken parametrelere karar verilmiştir. Donanımsal olarak XSens firmasının MTw geliştirme kiti adı altında topladığı sistem kullanılmıştır. Veriler kablosuz haberleşme ile bilgisayar ortamına aktarılmıştır. Algılayıcıların bize sağladığı evrensel koordinat sistemindeki ölçüm sonuçları analizde kullanılmıştır. Offset ve kayma hatalarını gidermek için ayağın hareketli ve hareketsiz olduğu fazlar belirlenmiş, ayağın hareketsiz olduğu anlarda hız verisindeki hatalar sıfırlanarak hatanın birikimli olarak artmasının önüne geçilmiştir [22]. Dizden elde edilen verilerde, dizin hareketi kesintisiz devam ettiği için aynı yöntem kullanılamamıştır. Bu nedenle ayağın hareketi referans alınarak hataların birikimi önlenmiştir [23]. Ayak ve dizden toplanan konum verisinin yanında, diz ve beldeki algılayıcılardan açısal verilerde toplanmıştır. Açısal verilerin toplanması vücudun ve bacakların salınımını görmek için önemlidir. IMU tabanlı algılayıcılardan toplanan tüm bu veriler ışığında makine öğrenimi algoritmasının girişlerini oluşturabilecek 21 farklı yürüyüş parametresi oluşturulmuştur [24].

Ayrıca bu tezde anlatılan çalışmanın paralelinde ayakkabı tabanına basınç algılayıcıları yerleştirilerek oluşturulan sistemle aynı anda veri toplama işlemi yapılmıştır. Basınç sensörleri kullanılarak toplanan veriler zaman ve frekans domeninde çeşitli işlemlerden geçirilerek adım bazında parametreler oluşturulmuştur. Her iki sensör sisteminden elde edilen parametrelerin birbirleri arasında bağlantılı olabileceği düşünülerek oluşturulan parametreler arasındaki korelasyonlar hesaplanmıştır. Bu işlem sonrası bağlantılı olan parametreler indirgenerek makine öğrenimi sisteminin girişleri azaltılarak daha hızlı ve etkin çalışan bir sistem oluşturulması hedeflenmiştir.

Çalışma kapsamında, Aralık 2016 - Kasım 2017 tarihleri arasında, veri toplama ortamı seçiminde dikkat edilmesi gereken kriterlere uyarak seçilen İstanbul Üniversitesi,

Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, KBB/Odyoloji Ünitesinde toplam 164 gönüllü denekten veri toplanmıştır. Çizelge 5.1’de deneklerin dağılımı gösterilmiştir. Makine öğrenimi algoritmasının daha doğru sonuçlar vermesi için hastalara ait veri havuzunun daha genişlemesi beklenmektedir ve bu yönde veri toplamaya dönük çalışmalar devam etmektedir.

Çizelge 5.1 : Veri toplanan deneklerin dağılımı.

Sağlık durumu	Denek Sayısı
Sağlıklı / genç erişkin	106
Sağlıklı / erişkin	9
Hasta / BDP düşük skor	5
Hasta / BPPV	24
Hasta / Meniere	5
Hasta / MS	1
Hasta / Postürografide vestibüler yetmezlik	6
Hasta / Unilateral vestibüler zayıflık	6
Hasta / Vestibüler nörit	2

Mevcutta yapılan çalışmalar sonunda AÖB’lerden toplanan veriler bir yazılım aracında kaydedilmiş, sonrasında farklı bir yazılımda değerlendirilmiş ve sonuçlar üretilmiştir. Basınç sensörlerinden oluşan sistem içinde farklı bir bilgisayar kullanılmıştır. Sonraki çalışmalarda birbiriyle entegre olabilecek ve gerçek zamanlı veri işleyebilecek bir sistem geliştirilmesi planlanmaktadır.

Bugüne kadar yapılan çalışmada doğrusal bir hat boyunca veri toplanmıştır. Yöntemin doğruluğu ile yürüyüş doğrultusu arasında bağlantı olmadığını göstermek için doğrusal olmayan ve daha uzun yürüyüş profilleri üzerine çalışmalar yapılabilir.

Ayrıca şimdiye kadar değerlendirilen verilerin büyük çoğunluğu sağlıklı kişilere aittir. Farklı hastalıkları olan deneklerde ayağın hareketli ya da hareketsiz olduğu anların belirlenmesi gibi durumlarda aksaklıklar çıkabileceği öngörülmektedir. Bu aksaklıkların tespiti ve düzeltilmesi için çalışmalar yapılacaktır.

KAYNAKLAR

- [1] **Shepard, N. ve Telian, S.**, (1996). Practical Management of Balance Disorder Patient, Singular Publishing Group, San Diego, 1. sürüm.
- [2] **Weber, K., Fletcher, W., Melvill Jones, G. ve Block, E.** (2002). Podokinetic after rotation in patients with compensated unilateral vestibular ablation, *Experimental Brain Research*, 147(4), 554 – 557.
- [3] **Shi, G., Zou, Y., Jin, Y., Cui, X. ve Li, W.J.** (2009). Towards HMM based human motion recognition using MEMS inertial sensors, *Robotics and Biomimetics, ROBIO*, Bangkok, Thailand.
- [4] **Dasgupta, A. ve Nakamura, Y.** (1999). Making feasible walking motion of humanoid robots from human motion capture data, *Proceedings 1999 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.99CH36288C)*, cilt 2, s.1044–1049 vol.2.
- [5] **Vera-Rodriguez, R., Mason, J.S.D., Fierrez, J. ve Ortega-Garcia, J.** (2013). Comparative Analysis and Fusion of Spatiotemporal Information for Footstep Recognition, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 35(4), 823–834.
- [6] **Nixon, M.S., Carter, J.N., Shutler, J.D. ve Grant, M.G.** (2002). New Advances in Automatic Gait Recognition, *Information Security Technical Report*, 7(4), 23 – 35.
- [7] **Aksoy, S.** (2012). Dengesizlik Şikayeti Olan 65 Yaş ve Üzeri Yaşlı Bireylerin Bilgisayarlı Dinamik Postürografi Sonuçları:Retrospektif Analiz, *Turkish Journal of Geriatrics*, 15(3), 279 – 283.
- [8] **Basta, D., Rossi-Izquierdo, M., Soto-Varela, A. ve Ernst, A.** (2013). Mobile posturography: posturographic analysis of daily-life mobility, *Otology and Neurotology*, 32(2), 288 – 297.
- [9] **Pratheepan, Y., Condell, J.V. ve Prasad, G.** (2009). The Use of Dynamic and Static Characteristics of Gait for Individual Identification, *2009 13th International Machine Vision and Image Processing Conference*, s.111–116.
- [10] **Chattopadhyay, P., Sural, S. ve Mukherjee, J.** (2014). Frontal Gait Recognition From Incomplete Sequences Using RGB-D Camera, *IEEE Transactions on Information Forensics and Security*, 9(11), 1843–1856.
- [11] **Hundza, S.R., Hook, W.R., Harris, C.R., Mahajan, S.V., Leslie, P.A., Spani, C.A., Spalteholz, L.G., Birch, B.J., Commandeur, D.T. ve Livingston,**

- N.J.** (2014). Accurate and Reliable Gait Cycle Detection in Parkinson's Disease, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(1), 127–137.
- [12] **Alberts, J.L., Hirsch, J.R., Koop, M., Schindler, D., Kana, D., Linder, S., Campbell, S. ve Thota, A.** (2015). Using Accelerometer and Gyroscopic Measures to Quantify Postural Stability, *Journal of Athletic Training*, 50(6), 578–588.
- [13] **Tadano, S., Takeda, R. ve Miyagawa, H.** (2013). Three dimensional gait analysis using wearable acceleration and gyro sensors based on quaternion calculations, *Sensors(Basel,Switzerland)*, 13(7), 9321–9343.
- [14] **Tezel, Y.** (2015). IMU Tabanlı Ters Kinematik Model İle Yürüme Emülatörü, *Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi.*
- [15] **Bauby, C.E. ve Kuo, A.D.** (2000). Active control of lateral balance in human walking, *Journal of Biomechanics*, 33(11), 1433 – 1440.
- [16] **Jagos, H., Pils, K., Haller, M., Wassermann, C., Chhatwal, C., Rafolt, D. ve Rattay, F.** (2017). Mobile gait analysis via eSHOEs instrumented shoe insoles: a pilot study for validation against the gold standard GAITRite, *Journal of Medical Engineering and Technology*, 41(5), 375 – 386.
- [17] **Bent, L.R., Inglis, J.T. ve McFadyen, B.J.** (2004). When is Vestibular Information Important During Walking?, *Journal of Neurophysiology*, 92(3), 1269 – 1275.
- [18] **Brook, G., Brooks, T., Coldron, Y., Hawkes, R., Lee, J., Lewis, M., Todd, J., Vits, K. ve Whitney, L.** (2013). Physiotherapy in women's health, 605–635.
- [19] **Alvarez, J.C., Gonzalez, R.C., Alvarez, D., M., L.A. ve Rodriguez-Uria, J.** (2007). Multisensor Approach to Walking Distance Estimation with Foot Inertial Sensing, *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Lyon, FRANCE.
- [20] MTw User Manual, <https://www.xsens.com/manual-download-xsens-mtw-development-kit-lite/?pid=299>, alınma tarihi: 2017-06-14.
- [21] **Woltring, H.J.** (1994). 3-D attitude representation of human joints: a standardization proposal., *Journal of Biomechanics*, 27(12), 1399 – 1414.
- [22] **İkizoğlu, S., Şahin, K., Ataş, A., Kara, E., Çakar, T. ve Heyderov, S.** (2017). Yürüyüş Analizinde Kullanılan Ataletsel Algılayıcıların Kayma Etkisinin Azaltılması İçin Etkin Bir Yöntem, *19. Otomatik Kontrol Türk Milli Komitesi Ulusal Toplantısı*, İstanbul, Türkiye.
- [23] **İkizoğlu, S., Şahin, K., Ataş, A., Kara, E. ve Çakar, T.** (2017). IMU Acceleration Drift Compensation for Position Tracking in Ambulatory Gait Analysis, *14th International Conference on Informatics in Control, Automation and Robotics*, Madrid, Spain.

- [24] **İKizoğlu, S., Şahin, K., Ataş, A., Kara, E., akar, T. ve Heyderov, S.** (2017). Performance Comparison of ML Methods Applied to Motion Sensory Information for Identification of Vestibular System Disorders, *10. International Conference on Electrical and Electronic Engineering*, Bursa, Türkiye.





ÖZGEÇMİŞ



Ad Soyad: Kaan ŞAHİN

Doğum Tarihi ve Yeri: 19.11.1991 / Kırklareli

E-Posta:kaan.sahin@itu.edu.tr

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans:** 2014, İstanbul Teknik Üniversitesi, Elektrik Elektronik Fakültesi, Kontrol ve Otomasyon Mühendisliği

MESLEKİ DENEYİMLER VE ÖDÜLLER:

- 2014-2016 GvB Mekatronik ARGE Ltd. Şti., ARGE Mühendisi
- 2016-2017 Kale Kilit ve Kalıp Sanayii A.Ş., ARGE Mühendisi
- 2017-... Arçelik A.Ş., ARGE Mühendisi

YÜKSEK LİSANS TEZİNDEN TÜRETİLEN YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER:

- İkizoğlu S.,Şahin K.,Ataş A.,Kara E.,Çakar T. IMU Acceleration Drift Compensation for Position Tracking in Ambulatory Gait Analysis. *14th International Conference on Informatics in Control, Automation and Robotics*, July 26-28, 2017 Madrid, Spain.
- İkizoğlu S.,Şahin K.,Ataş A.,Kara E.,Çakar T., Heyderov S. Yürüyüş Analizinde Kullanılan Ataletsel Algılayıcıların Kayma Etkisinin Azaltılması İçin Etkin Bir Yöntem. *19. Otomatik Kontrol Türk Milli Komitesi Ulusal Toplantısı*, Eylül 21-23, 2017 İstanbul, Türkiye.
- Kara E.,Ataş A.,İkizoğlu S.,Şahin K.,Çakar T., Heyderov S. Dinamik Vestibüler Sistem Analiz Algoritması Geliştirilmesi. *39. Türk Ulusal Kulak Burun Boğaz ve Baş Boyun Cerrahisi Kongresi*, Kasım 8-12, 2017 Antalya, Türkiye.
- Heyderov S.,İkizoğlu S.,Şahin K.,Ataş A.,Kara E.,Çakar T. Performance Comparison of ML Methods Applied to Motion Sensory Information for Identification of Vestibular System Disorders *10. International Conference on Electrical and Electronic Engineering*, November 30-December 2, 2017 Bursa, Turkey.