

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

IMU TABANLI TERS KİNEMATİK MODEL İLE YÜRÜME EMÜLATÖRÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Yağız TEZEL

Kontrol ve Otomasyon Mühendisliği Anabilim Dalı

Kontrol ve Otomasyon Mühendisliği Programı

NİSAN 2015

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

IMU TABANLI TERS KİNEMATİK MODEL İLE YÜRÜME EMÜLATÖRÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Yağız TEZEL
504091125**

Kontrol ve Otomasyon Mühendisliği Anabilim Dalı

Kontrol ve Otomasyon Mühendisliği Programı

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. S. Murat YEŞİLOĞLU

NİSAN 2015

İTÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 504091125 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi **Yağız TEZEL**, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “**IMU TABANLI TERS KİNEMATİK MODEL İLE YÜRÜME EMÜLATÖRÜ**” başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Yrd. Doç. Dr. S. Murat YEŞİLOĞLU**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. Hakan TEMELTAŞ**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Doç. Dr. Erhan AKDOĞAN
Yıldız Teknik Üniversitesi

Teslim Tarihi : **20 Nisan 2015**
Savunma Tarihi : **22 Nisan 2015**

ÖNSÖZ

Tez çalışmam boyunca bana desteğini esirgemeyen ve sonuca ulaşma konusunda beni yüreklendiren danışman hocam Sn. S. Murat YEŞİLOĞLU' na, tezin her aşamasında verdiği değerli katkılardan dolayı Arş. Gör. Musa YAZAR' a, her daim yanımda olan eşim Sn. Merve TEZEL' e ve aileme teşekkürlerimi bir borç bilirim.

Nisan 2015

Yağız TEZEL

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	i
İÇİNDEKİLER	vii
KISALTMALAR	ix
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xi
ŞEKİL LİSTESİ.....	xiii
SEMBOL LİSTESİ	xv
ÖZET.....	xvii
SUMMARY	xix
1. GİRİŞ.....	1
1.1 Motivasyon.....	1
1.2 Literatür Araştırması	3
1.3 Tez Organizasyonu.....	10
2. İNSAN YÜRÜME MODELİ	13
2.1 Gövde Altı Kinematik Modeli.....	13
2.2 Ters Kinematik Çözüm	17
3. YÜRÜME VERİSİNİN ELDE EDİLMESİ	19
3.1 Sensör Üniteleri.....	19
3.1.1 SensorTag.....	19
3.1.2 Akıllı telefon	21
3.1.3 3-space sensor	22
3.2 Veri Toplama ve İşleme	24
3.3 Deney Düzenineğinin Oluşturulması	45
4. DENEY SONUÇLARI VE DEĞERLENDİRİLMESİ.....	47
5. SONUÇ	53
KAYNAKLAR	55
ÖZGEÇMİŞ.....	59

KISALTMALAR

UVC	: Uzaysal Vektör Cebri
MEMS	: Microelectromechanical Systems
IMU	: Inertial Measurement Unit
MARG	: Magnetic, Angular Rate, and Gravity
AHRS	: Attitude and Heading Reference System
BLE	: Bluetooth Low Energy
UDP	: User Datagram Protocol
EKF	: Extended Kalman Filter
SOA	: Spatial Operator Algebra

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 3.1 : 3-Space sensor genel özellikleri [10].	24
Çizelge 3.2 : 3-Space sensor accelerometer ve gyroscope sensör özellikleri [10]. ...	24
Çizelge 4.1 : Gövde altı ters kinematik modele giriş olarak verilen link uzunlukları.	49

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1: Optik hareket takibi sistemlerinin işaretçilerinin örnek yerleşimi [9].....	4
Şekil 1.2: Eylemsizlik tabanlı hareket takip sistemi ünitelerinin örnek yerleşimi [10].	6
Şekil 2.1: Gövde altı kinematik modeli.	14
Şekil 2.2: Sensör ünitelerinin model üzerindeki konumları.	18
Şekil 3.1: SensorTag görünüm ve koordinat eksenleri gösterimi.	20
Şekil 3.2: SensorTag kartının genel donanım yapısı [31].....	20
Şekil 3.3: MPU-6500 entegresi koordinat eksenleri gösterimi ve akıllı telefon üzerine konumlandırılması.	22
Şekil 3.4: 3-Space sensor yapısı blok gösterimi [10].	23
Şekil 3.5: CC2540 USB BLE Dongle görünümü.	25
Şekil 3.6: SensorTag bilgisayar terminal programı (BLE Device Monitor) arayüz görünümü.	25
Şekil 3.7: SensorTag için PYTHON üzerinde geliştirilen terminal arayüz görseli. ..	26
Şekil 3.8: $f(x)$ fonksiyonu olarak atanmış bir ivme zaman grafiğinin örneklenmiş hali [36].	27
Şekil 3.9: İntegral alan hatası [36].	27
Şekil 3.10: Trapezoidal yöntem ile alan hatalarının azaltılması [36].	28
Şekil 3.11: SensorTag öteleme hareketi deney çıktıları.	29
Şekil 3.12: SensorTag ünitesinin adım takibi için ayak üzerine konumlandırılması.	30
Şekil 3.13: SensorTag adım takibi deney çıktıları.	31
Şekil 3.14: IMU+GPS-Stream uygulama görseli.	33
Şekil 3.15: Akıllı telefon dönme hareketi deney görseli.	35
Şekil 3.16: Akıllı telefon dönme hareketi deneyi accelerometer ve gyroscope sensörlerinden gelen ham veriler.	36
Şekil 3.17: Akıllı telefon dönme hareketi deneyi referans koordinat eksenine taşınmış ve lineer hale getirilmiş ivme değeri.	36
Şekil 3.18: Akıllı telefon dönme hareketi deneyi lineer hız verisi ve yüksek geçiren filtreden geçirilmiş hali.	37
Şekil 3.19: Akıllı telefon dönme hareketi deneyi lineer konum verisi ve yüksek geçiren filtreden geçirilmiş hali.	37

Şekil 3.20: Akıllı telefon z-ekseninde öteleme hareketi deneyi lineer hız verisi.	38
Şekil 3.21: Akıllı telefon z-ekseninde öteleme hareketi deneyi lineer hız değerinin 1. dereceden 0.1 Hz ve 0.5 Hz kesim frekanslı yüksek geçiren filtreden geçirilmiş hali.	38
Şekil 3.22: Akıllı telefon z-ekseninde öteleme hareketi deneyi lineer hız değerinin 1. dereceden 0.5 Hz - 5 Hz kesim frekanslarına sahip bant geçiren filtreden geçirilmiş hali.	39
Şekil 3.23: 3-Space Sensor Suite program arayüz görseli.	40
Şekil 3.24: 3-Space Sensor Suite programı Data Chart görünümü.....	41
Şekil 3.25: 3-Space sensor ünitesinin adım takibi deneyi için ayak üzerine konumlandırılması.....	41
Şekil 3.26: 3-Space sensor ile adım takibi deneyi ham accelerometer ve gyroscope ölçümleri ve durağanlık algılama çıktıları.....	42
Şekil 3.27: 3-Space sensor ile adım takibi deneyi referans koordinat eksenlerindeki ivme verisi.	43
Şekil 3.28: 3-Space sensor ile adım takibi deneyi lineer hız verisi.	44
Şekil 3.29: 3-Space sensor ile adım takibi deneyi lineer konum verisi.	44
Şekil 3.30: 3-Space sensor ile adım takibi deneyi animasyon çıktısı.	45
Şekil 3.31: Oluşturulan deney düzeneği.	46
Şekil 4.1: Deney düzeneği ve ters kinematik blok girişleri.	47
Şekil 4.2: Ters kinematik blok çıkışları ve yürüme emülatörü.	48
Şekil 4.3: Sol ayakta bulunan dört eklemin açısal hız - zaman grafikleri.	49
Şekil 4.4: Sağ ayakta bulunan dört eklemin açısal hız - zaman grafikleri.....	50
Şekil 4.5: Adım atma hareketi emülatör çıktısı.	51

SEMBOL LİSTESİ

I_3	: 3x3 birim matris
0_3	: 3x3 sıfır matris
${}^i\vec{h}_k$	: i. manipülatörün k. linkinin dönme/öteleme eksen vektörü
iH	: i. manipülatörün dönme/öteleme eksenleri matrisi
$\vec{\overline{V}}_g$	: gövdenin uzaysal hız vektörü
$\vec{\overline{V}}_t$	: i. manipülatörün uç noktanın uzaysal hız vektörü
$\vec{\overline{V}}_k$	: i. manipülatörün k. linkinin uzaysal hız vektörü
$\underline{{}^iV}$	: i. manipülatörün tüm eklemlerinin uzaysal hızlarını içeren vektör
iJ	: i. manipülatörün Jakobiyen matrisi
${}^i\Phi_{t,g}$	: i. manipülatörün gövdeden uç noktaya olan propagasyon matrisi
${}^i\Phi_{k,k-1}$	: i. Manipülatörün ardışıl iki linki arasındaki propagasyon matrisi
${}^i\Phi_g$	: i. manipülatörün gövdeden ilk linke olan propagasyon matrisi
${}^i\Phi_t$	: i. manipülatörün son linkten uç noktaya olan propagasyon matrisi
${}^i\Phi$	: i. manipülatörün propagasyon matrisi
$\vec{\omega}_g$	: gövdenin açısal hız vektörü
$\vec{v}_g$	: gövdenin çizgisel hız vektörü
${}^i\vec{\omega}_k$	: i. manipülatörün k. linkinin açısal hız vektörü
${}^i\dot{\theta}_k$	: i. manipülatörün k. eklem değişim hızı
$\underline{{}^i\dot{\theta}}$	: i. manipülatörün tüm eklemlerinin değişim hızlarını içeren vektör
${}^i\vec{v}_k$	: i. manipülatörün k. linkinin çizgisel hız vektörü
${}^i\vec{\ell}_{k-1,k}$	: i. manipülatörün iki link arasındaki link vektörü

IMU TABANLI TERS KİNEMATİK MODEL İLE YÜRÜME EMÜLATÖRÜ

ÖZET

İnsan yürüme hareketinin modellenmesine günümüzde birçok alanda ihtiyaç duyulmaktadır. İnsansı yürüme modelinin ihtiyaç duyulduğu alanlara insansı robotların yürüme hareketinin insana benzetilmesi, yaşlı insanlarda düşme algılama, yürüme sırasında toplanan parametreleri kullanarak medikal alanda hastalık teşhis ve tedavi analizi, insanların yürüyüş şekillerinin biyometrik kimlik olarak kullanılması örnek olarak verilebilir.

Bahsedilen alanlarda insansı yürüme modelinin oluşturulması ve kullanılabilmesi için insansı yürüme hareketini takip eden sistemlere ihtiyaç duyulmaktadır. İnsan yürüme hareketinin takibi için günümüzde genel anlamda üç farklı yöntem kullanılmaktadır. Bunlar optik, elektromanyetik ve eylemsizlik tabanlı yöntemlerdir. Bu yöntemlerin birbirleri arasında çeşitli avantaj ve dezavantajları mevcuttur. Bu yüzden kullanılacak uygulamanın özelliklerine göre kullanılması gereken yöntem seçilmelidir.

Günümüzde MEMS (Microelectromechanical Systems) tabanlı eylemsizlik sensörleri düşük fiyatlı ve kolay bulunur hale gelmişlerdir. Ayrıca MEMS sensörlerinin çok küçük boyutlarda olmaları içerisinde birçok MEMS sensörü barındıran IMU (Inertial Measurement Unit) tasarımı yapılmasını mümkün hale getirmiştir. MEMS tabanlı sensörleri içerisinde barındıran IMU' lar kullanılarak insan hareketinin takip edilmesi eylemsizlik tabanlı yöntemler sınıfına girmektedir. IMU' ların taşınabilirlik, erişilebilirlik ve maliyet anlamında diğer sensör ve yöntemlere karşı avantajlı olması bu yöntemi öne çıkartmaktadır.

Yürüme hareketinin analizinin ve emüle edilmesinin literatürdeki diğer çalışmalardan farklı bir yöntem kullanılarak gerçekleştirilmesi bu çalışmanın asıl motivasyonudur. Literatürde genel olarak gövde altındaki tüm eklemlere IMU veya diğer algılayıcılar monte edilerek yürüme emülatörü gerçekleştirilmektedir. Bahsedilen yöntemlerde daha çok sensör kullanılmasından ötürü ana sisteme daha fazla veri aktarımı olmakta ve bu verilerin her birinin filtrelerden geçirilip kullanılabilir hale getirilmesi için gerekli olan işlem yükü artmaktadır. Ayrıca çok sayıda sensör kullanmanın maliyet dezavantajı da mevcuttur. Bu çalışmada önerilen yöntemde ise her iki ayak üzerine ve bele birer adet IMU olmak üzere toplam üç IMU' nun kullanılması ile iki boyutlu (planar) yürüme hareketi emüle edilmiştir. Bu işlemi gerçekleştirebilmek için hesaplamalara çalışma kapsamında önerilen gövde altı ters kinematik model dâhil edilmiştir. Ters kinematik model sayesinde sadece üç noktadan hız girişleri alınarak insan gövde altı modelinde bulunan tüm eklemlerin açıları hesaplanabilir hale gelmiştir. Bahsedilen gövde altı kinematik model uzaysal vektör cebri (UVC) yöntemi kullanılarak elde edilmiştir.

Bu tezde yapılmakta olan çalışma özetle, IMU tabanlı bir yapı kullanarak insan yürüme hareketinden veriler toplamak, toplanan bu verileri kablolu/kablosuz bir protokol kullanarak ana sisteme (bilgisayara) aktarmak ve aktarılan bu verileri ve ters

kinematik yöntemini kullanarak insanın bel altı iki boyutlu (planar) yürüyüş modelini çıkararak ana sistem üzerinde MATLAB ortamında görsel bir animasyon (yürüme emülatörü) koşturmaktır.

Çalışmanın ilk kısmında günümüzde yaygın olarak kullanılan insan hareketi takip yöntemlerinden bahsedilmiş, avantajları ve dezavantajları anlatılmıştır. Sonrasında IMU tabanlı insan hareketi takip sistemleri hakkında bilgi verilmiştir. Literatürdeki benzer sistemlerde kullanılan donanım, yazılım ve veri işleme algoritmaları incelenmiştir.

İkinci kısımda çalışmamızda kullanılacak iki boyutlu gövde altı kinematik modelden bahsedilmiştir. Gövde altı kinematik modelin, uzaysal vektör cebri yöntemi kullanılarak elde edilişi açıklanmıştır. Sonrasında elde edilen kinematik model üzerinden ters kinematik çözüme geçilerek IMU' lardan gelen verilerin kullanılması ile gövde altındaki eklemlerin (joint) açısız hızlarının elde edilişi açıklanmıştır.

Üçüncü kısımda tez çalışmasında kullanılan deney düzeneğinin elde edilmesi ve bu süreçte karşılaşılan problemler ve çözümleri anlatılmıştır. İlk olarak veri toplama amacıyla kullanılan IMU' ların donanımsal ve yazılımsal yapıları incelenmiştir. Sonrasında bu sensörlerden kablolu/kablosuz olarak toplanan verileri bilgisayar üzerinde anlamlı hale getirmek üzere MATLAB ve PYTHON ortamlarında geliştirilen terminal yazılımlarından bahsedilmiştir. Bölümün sonraki alt başlığında terminal yazılımlarından alınan ham verilerin filtrelenmesi ve işlenmesiyle alakalı kullanılan çeşitli algoritmalar ve sonuçlarından bahsedilmiştir. Son olarak da seçilen sensör ünitesi ve filtreleme yöntemi ile deney düzeneğinin oluşturulması ve yürüme verisinin toplanmasından bahsedilmiştir.

Dördüncü kısımda, elde edilen yürüme verisinin MATLAB ortamında geliştirilen gövde altı kinematik modelinin ters kinematik çözümüne giriş olarak uygulanması ve elde edilen sonuçların değerlendirilmesine yer verilmiştir.

Son kısımda ise deneyler sonucu elde edilen sonuçların yorumlanması ve tezin geleceği ile ilgili konulara yer verilmiştir.

IMU BASED GAIT EMULATOR USING INVERSE KINEMATICS MODEL

SUMMARY

Nowadays there is a need of modeling the human walking in many areas such as humanoid robots, falling detection of elder people, walking analyses for medical purposes, detecting the human walking for biometric identification and etc.

In these areas, for implementing the human walking model and using it, there must be a human walking capture unit. In general there are three methods available for human motion capture. Capturing methods are divided in optical, electromagnetic and inertial based methods. These methods have advantages and disadvantages among each other's. The appropriate method must be chosen for the properties of the application.

Due to availability of low cost, easy to find and small size MEMS (Microelectromechanical Systems) based sensors are used for designing small size IMU's (Inertial Measurement Unit) which contains several MEMS sensors in one package. Using IMU's for human motion capture is a type of inertial based human motion capture. IMU's are having advantages to the other methods due to their mobility, cost and accessibility.

The major motivation of this work is making a gait emulator with using less sensor by comparison to other works in the literature. The target is to lower the cost of gait emulator/tracking systems. The inverse kinematic approach is used for lowering the sensor count.

First step of this study is collecting data from human walking activity with IMU based system. Later sending these data to a computer via a wired or wireless communication protocol. In this study three different IMU's were used for collecting data from human walking. These are SensorTag, smart phone and 3-Space sensor.

First the SensorTag's accelerometer and gyroscope sensor's tested for collecting data from human walking. The conclusion of these test's show that the SensorTag is not suitable for our application because of low sensitivity and low sample rate.

Second the smart phone's accelerometer and gyroscope sensor's tested for collecting data from human walking. The conclusion of these test's also show that the smart phone sensor's and the Android operating system are not suitable for our application because of sensor's low sample rate. Also data losses are occurred because of Android operating system. These losses causes wrong velocity estimations.

Lastly the 3-Space sensor from YEI Technology is used for collecting data from human gait. Then those data's are sending to a computer via wireless protocol. Accelerometer and gyroscope data's are forming the data structure. In the computer there is an orientation filter software running for converting the acceleration values to the earth frame. This process is done by using Madgwick's orientation filter. Also the same software converts the earth frame acceleration values to earth frame velocity values by using integration. The software also includes a stationary

detection algorithm. This algorithm prevents the integration error which can be seen in velocity calculation.

In this study a planar kinematic model of human lower body is proposed. The lower body kinematic model is obtained by Spatial Operator Algebra (SOA). In this model there are one base and two manipulators available. The human waist is called as base. The right and left legs are called as right and left manipulator. There are four joints and four links available on the each leg. The four joints of this model can be sort top to down like hip joint, knee joint, ankle joint and the joint that merges the foot and the toes. The models base is waist and it is a mobile base with acceptance of it has only translational velocity in x and z axis. The models tip point is the link which connects the ankle joint and the joint that merges the foot and the toes. Therefore there is not any rotational velocity contribution from other joints to the joint that merges the foot and the toes. That joint only getting input from the gait emulator software for holding the toes link parallel to earth surface.

As a result of modeling the human lower body with forward kinematic, the inverse kinematics model of human lower body is also achieved.

After the earth frame velocity data calculated and the inverse kinematics model of human lower body is achieved, these two parts can be combined.

First the experiment system is established. The mechanism is consist of three IMU's. One of them is located to human waist for representing mobile base. The other two are located to the top of human feet which represent the tip points.

After establishing the experiment system, the gait data's captured from IMU are send to computer. The orientation filter software calculate the earth frame, integral error free velocities and sends the translational and rotational velocities to the inverse kinematic block which was implemented in MATLAB platform.

The inverse kinematic model calculates the joints angular velocities. Then we integrate them for achieving angular positions. Joint's angular position values used for obtaining the human planar walking emulation on MATLAB platform.

In this thesis the lower body kinematic model of human was generated two dimensional (planar). In future works the model can be generated three dimensional. Also in this work the data processing operation (orientation filtering operation) was done by an offline method. In future works the data processing operation can be done by a real time method. Furthermore in this work there wasn't any comparison process done with other gait emulator/tracking systems. In future works the comparison with existing methods should be done for improving this method

In the first chapter, the general motion capture methods are introduced which are used in literature. The advantages and disadvantages of these methods are presented. Then IMU based human motion capture methods are presented. The similar systems to our suggested system in the literature are searched and the hardware, software and data processing algorithms are analyzed.

In the second chapter, our proposed planar kinematic model of human lower body is introduced. Some information is given about how the lower body kinematic model is obtained by Spatial Operator Algebra (SOA). After modeling the human lower body with forward kinematics, the conversion process is explained from forward kinematics to inverse kinematics model of human lower body. Then the data which are captured from IMU' s implementation process to inverse kinematic block is

explained. Then the joint angle value calculation is demonstrated by using inverse kinematics model of human lower body.

In the third chapter, the experiment system of gait emulator is presented. In the first sub-chapter the IMU' s are introduced which are using for collecting data from human gait. The hardware and software' s are analyzed of these IMU' s. Then terminal software's are introduced which are developed in MATLAB and PYTHON platforms for accessing IMU data' s from computer via wired or wireless methods. Then the data processing and filtering methods which are implemented to the raw IMU data' s are explained. Also the data processing and filtering method' s results are given. In the last sub-chapter the implementation of the experiment system with the chosen IMU, chosen processing and filtering method is introduced. Also information about data capturing from the experiment system and evaluation their result' s accuracy is given.

In the forth chapter, the implementation process of human gait data' s to inverse kinematic model is explained. The inverse kinematic model is used in gait emulator software which is developed in MATLAB platform. Then some information is given about the results of the gait emulator' s performance.

The last chapter is conclusion chapter. In this chapter the results of all experiments are commented. Also some information is given about potential future works which will develop and bring a new perspective to the IMU based human motion emulator using inverse kinematic model.

1. GİRİŞ

1.1 Motivasyon

Günümüzde genel anlamda yürüyen makineler özel olarak da iki ayaklı robotlar üzerinde yapılan araştırmalar artarak devam etmektedir. Bununla beraber insansı robotlar üzerine yapılan yeni araştırma sonuçları mevcut araştırmalara yeni ve heyecan verici bakış açıları katmaktadır.

İnsansı robot çalışmalarında karşılaşılan en önemli problemlerden biri insansı robotun hareket kabiliyetinin insansı olmasıdır. Bu problemi çözebilmek için insanın doğal hareketi sırasında toplanan verilerin insansı robotu kontrol etmek için kullanılması yöntemi denenmektedir [1]. Bu durum da insan hareketi sırasında uzuv/eklem hızları, açıları ve yönelimleri gibi bilgilerin bir sistem tarafından toplanması ihtiyacını ortaya çıkartmaktadır.

İnsansı robot çalışmalarından farklı olarak medikal çalışmalarda da insan hareketi sırasındaki verilerin toplanması önemli bir yer teşkil etmektedir. Günümüzde Dünya üzerinde yaşlı nüfus hızla artmaktadır. Bu yükseliş ile dayanıksız ve bakıma muhtaç kişi sayısı da artmaktadır. Bahsedilen demografik kaymanın bir sonucu olarak yaşlı nüfusun düşerek kendilerini sakatlanma oranı da üstel olarak artmaktadır. Yaşlı nüfus içerisinde görülen kırıkların büyük bir kısmı düşme kaynaklıdır. Düşme vakalarının %10-15' lik kısmının sonucu ciddi sakatlanmalara yol açmakta ve 65 yaş üzeri insanların 1/3 kadarı her sene en az bir kere düşmektedir. Düşme eyleminin erken algılanması kişinin kurtulması için çok önemlidir [2]. Bunu gerçekleştirebilmek için de yaşlı insanların hareketlerinin sürekli takip edilmesi ve bazı durumlarda hareketin analizinin yapılması gerekmektedir.

Yine medikal çalışmalarda adım uzunluğu, genişliği, periyodu ve bu parametrelerin birbirleri aralarındaki değişkenliği gibi yürüme parametreleri yürüme fonksiyon analizi konularında birer gösterge olarak kullanılmaktadır. Ayak yerleşimi ve varyasyonları yaşlanma, düşme riski, omurilik sakatlanmaları, diyabetik sinir hastalığı ve sinirsel durum konularında teşhis koymayı kolaylaştırmak için kullanılan

verilerdir. Fakat yürüme analizi yapmanın günümüzdeki dezavantajı bu ölçümlerin ancak hareket izleme sistemi ve ölçüm cihazlı yürüme yolu (instrumented walkways) gibi her klinikte olmayan özel laboratuvar ekipmanları aracılığıyla gerçekleştirilebilmeleridir [3].

İnsanları yürüyüş şekillerinden tanıma geliştirmekte olan bir biyometriktir. Günümüze kadar az sayıda teknik kullanılarak alınan ölçümlerle bu konuyla ilgili küçük bir veri tabanı oluşturulmuştur. Bu veri tabanı sonuçları yürüme şeklinin biyometrik kimlik olarak kullanılmasının potansiyelini arttıran yeterli sayıdaki kanıtı barındırmaktadır. Bu kanıtlar yürüyüş verilerini toplama konusunda daha hassas ölçüm teknikleri geliştirme ve yeni veri tabanları oluşturma konusunda araştırmacılara motivasyon sağlamaktadır [4].

Robotik, medikal ve biyometri alanların dışında spor antrenmanları ve müsabakalarında koşu mesafelerinin ölçülmesi ve yaya konumu belirleme gibi çalışmalarda da insan hareketinin takip edilmesi ve analiz edilmesi gerekliliği mevcuttur.

Farklı bilim dallarında insan hareketi verilerinin toplanması işlemi için kolay ulaşılabilen, ucuz ve basit bir çözüm yöntemi tanımlanmasının gerekli olduğu görülmektedir. Bu kriterleri karşılaması açısından IMU (Inertial Measurement Unit)' lar çok uygundur. Bunun sebebi IMU' ların taşınabilirlik, maliyet ve hassasiyet anlamında diğer sensörlere (footswitches, fsr (force-sensitive-resistors), vb.) göre önde olmalarıdır [5].

Bu tez kapsamında yapılmakta olan çalışma, IMU tabanlı bir yapı kullanarak insan yürüme hareketinden veriler toplamak. Toplanan bu verileri kablolu/kablosuz bir protokol kullanarak ana sisteme (bilgisayara) aktarmak. Aktarılan verileri ve ters kinematik yöntemini kullanarak insanın gövde altı iki boyutlu (planar) yürüyüş modelini çıkartarak ana sistem üzerinde MATLAB ortamında görsel bir animasyon (yürüme emülatörü) koşturmaktır.

Yapılan çalışmanın amacı olarak, elde edilen çıktıların yukarıda detaylı olarak bahsedilen insansı robotların yürüme hareketinin insana benzetilmesi, yaşlı insanlarda düşme algılama, yürüme sırasında toplanan parametreleri kullanarak medikal alanda hastalık teşhis ve tedavi analizi, insanların yürüyüş şekillerini biyometrik kimlik olarak kullanma vb. çalışmalarda kullanılması hedeflenmiştir.

Yürüme hareketinin analizinin ve emüle edilmesinin literatürdeki diğer çalışmalardan farklı bir yöntem kullanılarak gerçekleştirilmesi bu çalışmanın asıl motivasyonudur. Literatürde genel olarak gövde altındaki tüm eklemlere IMU veya diğer algılayıcılar monte edilerek yürüme emülatörü gerçekleştirilmektedir. Bu yöntemlerde [6,7] daha çok sensör kullanılmasından ötürü ana sisteme daha fazla veri aktarımı olmakta ve bu verilerin her birinin filtrelerden geçirilip kullanılabilir hale getirilmesi için gerekli olan işlem yükü artmaktadır. Ayrıca çok sayıda sensör kullanmanın maliyet dezavantajı da mevcuttur. Bu çalışmada önerilen yöntemde ise her iki ayak üzerine ve bele birer adet IMU olmak üzere toplam üç IMU' nun kullanılması ile iki boyutlu (planar) yürüme hareketinin emüle edilmesi hedeflenmiştir. Bu işlemi gerçekleştirebilmek için hesaplamalara çalışma kapsamında önerilen gövde altı ters kinematik model dâhil edilmiştir.

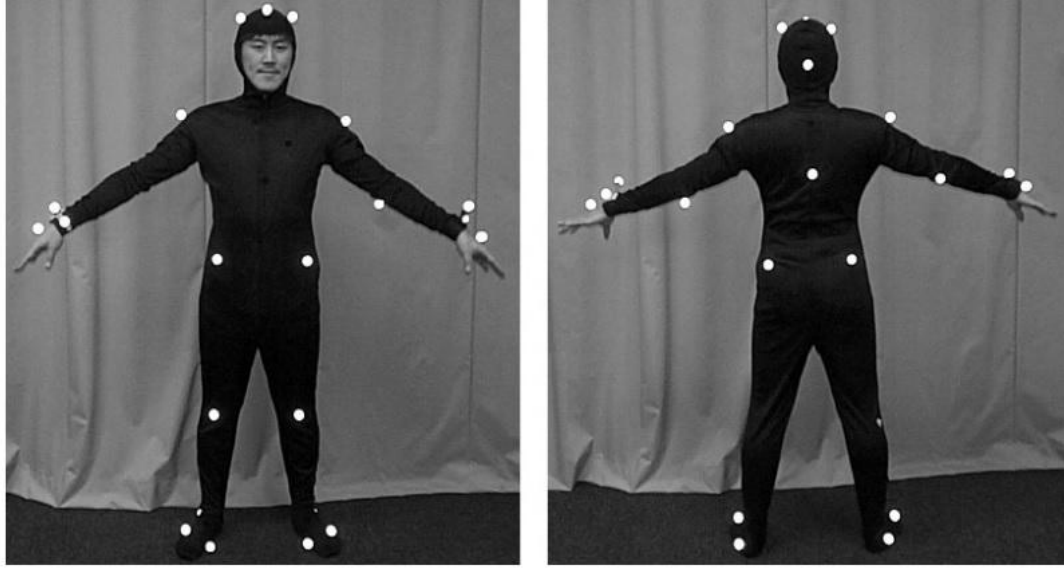
1.2 Literatür Araştırması

Robotik, tıp, sinema, spor gibi birçok disiplinde insan hareketi takip sistemleri çeşitli amaçlarla kullanılmaktadır. Farklı teknolojide ve yapıda olan takip sistemleri kullanım alanına ve amacına göre seçilmektedir. İnsan hareketi takip sistemleri dışarıdan içeriye, içeriden dışarıya ve içeriden içeriye sistemleri olmak üzere sınıflandırılabilir. Bu sınıflandırma hareket algılama kaynağının ve sensörlerin yerleştirildikleri yerlere göre belirlenmektedir.

- Dışarıdan içeriye sistemler insan vücudu üzerine yerleştirilen kaynaklardan gönderilen verileri harici sensörler tarafından toplanması metodunu kullanır. Örnek olarak sensör olarak kameranın kullanıldığı hareket takip cihazları verilebilir. Bu sistemlerde vücut üzerine yerleştirilen kaynaklar yansıtıcı işaretçilerdir.
- İçeriden dışarıya sistemlerde sensörler insan vücudu üzerine yerleştirilmiştir. Sensörler harici kaynaklardan gönderilen verileri toplarlar. Elektromanyetik sistemler bu tür sistemlere örnek olarak verilebilir.
- İçeriden içeriye sistemler hem kaynakların hem de sensörlerin insan vücudu üzerine konumlandığı sistemlerdir. İçerisinde potansiyometre, enerjili gyroscope ya da accelerometer içeren elektromekanik ya da eylemsizlik esaslı üniteler örnek olarak verilebilir. Bu sistemlerin kaynakları da vücutta bulunan eklemlerdir.

Bu sınıflandırma günümüzde kullanılan teknolojilerin üzerinden yapıldığında optik, elektromanyetik ve eylemsizlik esaslı insan hareketi takip sistemleri olarak ayrılabilir [8]. Aşağıda optik, elektromanyetik ve eylemsizlik esaslı insan hareketi takip sistemlerinin avantaj ve dezavantajları sıralanmıştır.

Optik hareket takibi sistemleri, genellikle birden fazla kamera ve insan vücudunun gerekli kısımlarına yerleştirilmiş aktif/pasif işaretçilerden oluşur.



Şekil 1.1: Optik hareket takibi sistemlerinin işaretçilerinin örnek yerleşimi [9].

Optik hareket takibi sistemlerinin avantajları;

- Optik veri çok hassastır.
- Çok sayıda işaretçi aynı anda izlenebilir.
- İşaretçilerin konumu kolaylıkla değiştirilebilir.
- İç iskeletin durumu işaretçi grupları kullanılarak tahmin edilebilir hale getirilebilir.
- Kişiler kablolarla bağlı değildirler.
- Optik sistemler diğer sistemlere göre geniş bir etki alanına sahiptirler. Daha geniş alanlardaki hareketleri yakalayabilirler.
- Optik sistemlerin örnekleme hızları yüksektir.

Optik hareket takibi sistemlerinin dezavantajları;

- Optik veri çok güçlü bir veri işleyici birime ihtiyaç duyar. Bu da uygulama maliyetini artırır.
- Sistemde kullanılan donanımlar pahalıdır.

- Optik sistemler işaretçilerin önü kapandığı durumlarda hareketi yakalayamazlar.
- Kameralarda ufak bir kayma olsa bile yeni bir kalibrasyon işleminin gerçekleştirilmesi gereklidir.
- Hareket takip işlemi sarı ışığın ve yansıyan gürültülerin olmadığı kontrollü bir ortamda gerçekleştirilmelidir [8].

Elektromanyetik hareket takibi sistemleri 6 serbestlik dereceli elektromanyetik ölçüm sistemleri ailesinin bir parçasıdır. Sistem alıcı ve verici kısımlarından oluşmaktadır. Alıcı dizisi verici tarafından gönderilen sinyalleri uzaklığa bağlı olacak şekilde ölçer. Bahsedilen alıcılar insan vücudunun üzerine konumlandırılır. Aynı zamanda kablo aracılığı ile bir elektronik kontrol ünitesine bağlanırlar.

Elektromanyetik hareket takip sistemlerinin avantajları;

- Gerçek zamanlı veri çıkışlarından hızlı geri besleme alınabilir.
- Pozisyon ve yönelim verilerini elde etmek için ön veri işleme yapılmasının gereği yoktur.
- Maliyet konusunda optik sistemlerden daha uygundur.
- Sensörlerin önünün kapanması ve ölçümün kesilmesi durumu söz konusu değildir.
- Birbiriyle etkileşimli birden fazla kişinin hareketlerinin birden fazla düzenek kullanılarak aynı anda yakalanması mümkündür.

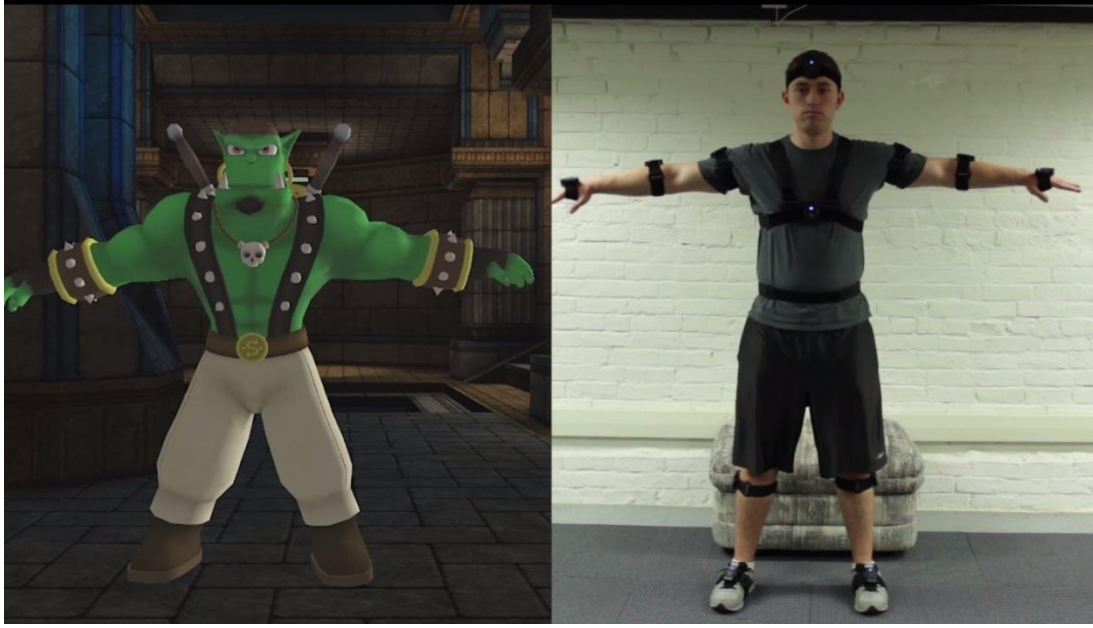
Elektromanyetik hareket takip sistemlerinin dezavantajları;

- Sistemin metallere olan hassasiyetleri hatalı sonuçlar elde edilmesine neden olabilir.
- Bazı durumlarda kişilerin hareketleri kablolar ile kısıtlanmıştır.
- Optik hareket takip sistemlerine göre saniyede alınan örnek sayısı daha düşüktür.
- Hareket takibinin yapılacağı alan diğer metotlara göre daha kısıtlıdır.
- İşaretçilerin konumunu değiştirmek zordur [8].

Eylemsizlik tabanlı hareket takip sistemleri son zamanlarda kullanılan bir yöntemdir. Potansiyometre, gyroscope ya da benzeri açısal ölçüm yapan cihazların ana insan eklemlerine yerleştirilmesi ile ölçüm alan, içeriden içeriye sistemler grubuna girmektedirler. Yeni sürümlerde MEMS (Microelectromechanical Systems) tabanlı

eylemsizlik sensörlerini kullanılmaktadır. Bu sistemde amaç insanın tüm vücut bölümlerinin hareketlerinin ilgili bölümlere monte edilecek MEMS eylemsizlik sensörleri ile takip edilmesidir.

MEMS eylemsizlik sensörleri açısal ölçüm yapan cihazlardır. Eskiden kullanılan ve aynı işlevi gören potansiyometreler ile kıyaslandıklarında çok daha küçüktürler ve daha hassas sonuçlar verirler. Temel olarak mikro boyuttaki mekanik sensörlerin bütünleşmiş devrelerle birleştirilmesi sonucu elde edilmişlerdir.



Şekil 1.2: Eylemsizlik tabanlı hareket takip sistemi ünitelerinin örnek yerleşimi [10].

Bu sistemlerin en büyük dezavantajı global yer değiştirme değerini vermemeleridir [8].

Eylemsizlik tabanlı hareket takip sistemlerinin avantajları;

- Hareketin yakalandığı ortam çok geniş olabilir.
- Elektromekanik ünitelerin maliyetleri optik ve manyetik sistemlere göre çok daha düşüktür.
- Üniteler taşınabilir.
- Gerçek zamanlı veri işleme mümkündür.
- Sensörlerin önünün kapanması ve ölçümün kesilmesi durumu söz konusu değildir.
- Birden fazla kişinin hareketlerinin birden fazla düzenek kullanılarak aynı anda yakalanması mümkündür.

Eylemsizlik tabanlı hareket takip sistemlerinin dezavantajları

- Düşük örnekleme hızına sahiptir.
- Sistem tarafından insan eklemlerine kısıtlamalar atanmaktadır.
- Sensörlerin konumları sabittir.
- Çoğu sistem global yer değiştirmeyi hesaplayamaz [8].

Mikro kontrolörlerin işlem yeteneklerinin ve insan yürüyüş mekanizması hakkındaki bilgilerin artmasına paralel olarak MEMS tabanlı sensörlerden gelen sinyallerin gerçek zamanlı olarak işlenmesi için oluşturulan algoritmalarda da gelişmeler yaşanmıştır.

Bu doğrultuda insan hareket takibi uygulamalarında ilk olarak tek eksenli MEMS tabanlı gyroscope sensörü insan vücut bölümlerine yerleştirilmiş ve basit integrasyon metodu kullanılarak eklem açıları hesaplanmaya çalışılmıştır [11-14]. Bu metot uzun süreli ölçümlerde çıkışın sapmasına çok yatkındır. Bunun nedeni sensör ölçümünden gelen sinyalin integrali alınırken sinyal üzerindeki gürültünün de integrale dâhil edilmesi ve bu gürültünün zamanla hatalı sonuçlara sebep olmasıdır. Bu sorunun üstesinden gelebilmek için her adım atma periyodu sonunda sistemin çıkışları bilinen bir referans değer kullanılarak baştan başlatılır [11].

Farklı çalışmalarda [12,13] ek accelerometer sensörler kullanılarak yürüyüş sırasında atılan her adım sonundaki duruş evreleri algılanmaya, vücut bölümlerinin eğimleri ise kestirilmeye çalışılmıştır. Bulunan eğim verisi açısal hızın integrasyonunu sıfırlanmak için kullanılmıştır.

Farklı bir çalışmada [14] accelerometer sensörleri statik durumlar altında kullanılarak vücut bölümlerinin yönelimlerinin hesaplanması için gerekli olan referans açı değerleri elde edilmiştir. Bu yaklaşımdaki zorluk hızlı ve kesintisiz yürüme sırasında sistemin gerektiği gibi baştan başlatılmasının imkânsız olmasıdır. İlgili algoritmada hesaplama için zaman gerekliliği olduğundan gerçek zamanlı uygulamalar için uygun değildir.

İntegrasyon sonucu sapmanın engellenmesi için kullanılacak bir yöntem de eklem açısı hesaplaması için sadece accelerometer kullanmaktır. [15,16] çalışmalarındaki metotlar açısal hız değerinin integrasyonunu kullanmak yerine iki komşu vücut bölgesine yerleştirilen sensörlerden elde edilen dönme ekseninin orta noktasındaki ivme bilgilerini karşılaştırır.

İlgili yöntemin kullanıldığı bir çalışmada [15] eklem açıları komşu vücut bölümlerine yerleştirilen iki adet iki eksenli accelerometer kullanılarak hesaplanmıştır. Bu durumda hesaplanan açıdaki hatanın, hareketin hızı arttıkça arttığı görülmüştür. Diğer bir çalışmada [16] kullanılan metotta ise her vücut bölümü için bir accelerometer ve gyroscope birleşiminden oluşan bir ünite kullanılmıştır. Bu yaklaşımda dönüş merkezine yerleştirilen sanal sensör çifti kullanılarak eklem merkezindeki hızlanmanın kestirimi yapılmaktadır. Her bir vücut bölgesinin hareketi kendi içerisinde lineer ve açısal olarak ikiye ayrılmıştır. Böylece hızlanma ve açısal hız değerleri arasındaki ilişki kullanılabilir hale gelmiştir. Eklem açısı, komşu bölgelerin dönen noktalarının ivme değerinin karşılaştırılması ve bölgeler arası dönüşün hesaba katılması sonucu bulunur. Bu algoritmanın doğruluğu deneğin anatomik yapısına bağlıdır.

Farklı bir uygulamada [17] iki accelerometer sabit bir çubuğa bağlanmıştır. Her uzvun açısı bu iki sensörden gelen ivme verileri arasındaki farka bant geçiren filtre uygulanması sonucu hesaplanmaktadır. Algoritmanın deneysel doğrulaması sadece düşük hızlarda ($<2\text{km/s}$) gerçekleştirilmiş ve 6° gibi düşük bir hata oranına ulaşılmıştır. Benzer bir yöntemin kullanıldığı bir diğer uygulamada [18] her vücut bölgesine yönelim kestirimi için iki accelerometer bağlanmıştır. Aynı bölgeye bağlanan iki sensör arasındaki ivme farkı sadece dönel ivme değerlerindeki farka karşılık gelmektedir. Bunun sebebi yapılan çıkarma işlemi sonucu yer çekimsel ve lineer ivme değerleri ve diğer gürültülerin değerlerinin her iki sensör için de aynı olmasıdır. Bu da fark alınma işlemi sonucu birbirlerini götürmelerine sebep olur.

Farklı bir uygulama [19] her vücut bölgesinin yönelimi accelerometer ve gyroscope sensörlerinden gelen verilerin birleştirilmesi ve Kalman filtresi uygulanması ile bulunmaktadır. Yönelim kestirimi işlemi 3B açısal hız değerinin integrasyonunun sürekli olarak yapılan eğim kestirimi ölçümü yardımıyla düzeltilmesi sonucu gerçekleştirilmektedir. Eğim kestirimi ölçümü de uzvun ivme ölçümü sonucu elde edilmektedir. Sonuçlar bu metodun uzun süreli ölçümler için uygun olmadığını göstermektedir. Bunun bir sebebi hızlı hareket eden vücut bölümlerinin yönelimlerinin kestirilmeye çalışılması sırasında Kalman filtresinin performansının önemli bir şekilde düşmesidir [20]. Benzer şekilde bir başka çalışmada [21] accelerometer ve gyroscope sensörlerinden gelen verilerin birleştirilmesi için quaternion tabanlı birleştirme yöntemi kullanılmıştır. Vücut bölümlerinin sürekli

olarak hızlı hareket etmediği durumlarda accelerometer yardımıyla eğim kestirimi için ölçüm yapılarak vücut bölüm yönelimleri düzeltilir. Bu yöntem sadece kısa süreli hareket algılama uygulamalarında kullanılabilir gözükmektedir.

Farklı bir uygulamada [22] ölçülen ivme değerindeki geçici ve yer çekimsel bileşenlerin açısal hız değerinin kullanımı sonucu birbirinden ayrılmasından bahsedilmiştir. Ölçülen ivme değeri kullanılarak eğim bilgisine ulaşılması sonucu vücut bölümünün yönelimi belirlenmektedir. Yüksek hızlarda yürümenin metodun hassasiyetini çok etkilemektedir. Ayrıca sonuçlar gözlemlenirken sensör konumlandırması da dikkate alınmalıdır.

Yukarıda bahsedilen metotlardan da anlaşılacağı üzere hareket takibinin hassas bir şekilde gerçekleştirilebilmesi için en azından accelerometer ve gyroscope sensörlerinin birlikte kullanılması ve uygun bir oryantasyon filtresinin sisteme entegre edilmesi gerekliliği vardır. Bu doğrultuda kullanılabilecek sensör ünitesi olarak IMU ya da MARG sensörleri uygun gözükmektedir.

Bir IMU içerisinde bulunan gyroscope ve accelerometer sensörleri kullanılarak rotasyonel ve ötelemeli hareket takibi mümkündür. MARG (Magnetic, Angular Rate and Gravity) sensörleri de içerisinde ek olarak 3 eksenli magnetometer kullanan hibrit bir IMU' dur. IMU' lar tek başlarına bir büyüklüğü yerçekimi vektörünün yönüne göre ölçebilirler. MARG sistemler ise (AHRS olarak da bilinirler) yönelim ölçümünü yerçekimi vektörüne ve dünyanın manyetik alanına göre yaparak tam bir çözüm oluştururlar.

Sensörün yönelimi (oryantasyonu) gyroscope sensörlerinden alınan açısal hız değerinin integrali alınarak bulunabilir. MEMS (Micro Electrical Mechanical System) gyroscope sensörleri fiyat, bulunabilirlik ve boyut anlamında avantajlı oldukları için bu tür uygulamalarda daha çok tercih edilmektedirler. Fakat MEMS gyroscope sensörleri diğer gyroscope sensörlerine göre hassasiyet bakımından kötüdürler. Gyroscope sensöründen alınan verilerin integrasyonu sonucu alınan hatalı ölçümlerin de toplanarak oryantasyon üzerinden ciddi hataya neden olacağı açıktır. Bu yüzden gyroscope sensörler tek başlarına kesin bir oryantasyon kestirimi yapamazlar. Accelerometer ve magnetometer dünyanın yer çekimi vektörünü ve manyetik alanını ayrı ayrı ölçerek oryantasyon kestirimi için kesin bir referans olurlar. Fakat accelerometer ve magnetometer sensörleri de gürültülü ölçüm alan

sensörlerdir. Oryantasyon filtresinin amacı gyroscope, accelerometer ve magnetometer sensörlerinden gelen verileri en uygun şekilde birleştirerek tek bir oryantasyon kestirimi yapmasıdır.

Oryantasyon filtresi uygulamalarında kullanılan ve temel kabul edilen bir filtre olan Kalman Filtresinin bu kadar yaygın kullanılmasının sebebi doğruluğu ve verimliliği olarak gösterilebilir. Fakat Kalman Filtresinin dezavantajları da vardır. Lineer regresyon iterasyonları için gerekli olan örnekleme frekansı değeri yüksektir. Örneğin insan hareketi takip sistemleri için 512 Hz - 30 kHz arasında bir örnekleme frekansı seçilmelidir [23,24]. 3 boyutta dönüş hareketinin durum ilişkisini tanımlamak için büyük durum vektörleri ve problemi lineer hale getirmek için Extended Kalman Filter (EKF) uygulanması gereklidir.

Bu nedenle Kalman filtresi kullanılan çözümlerde büyük bir hesaplama yükü mevcuttur. Kalman filtresi kullanılmasının bu tür dezavantajlarının bulunmasından dolayı birçok farklı oryantasyon filtresi çalışması yapılmıştır. Bunlardan fuzzy processing ya da sabit filtreler sadece sınırlı çalışma koşullarında verimli çalışmaktadır [23,24]. Sabit filtreler düşük açısız hızlarda acceleration sensöründen gelen veriyi, yüksek açısız hızlarda ise gyroscope sensöründen gelen verinin integrasyonunu kullanırlar. Bachman [25] buna alternatif bir yaklaşım ile tüm açısız hız değerlerinde optimal bir birleşim (fusion) yapacak bir algoritma önermektedir. Fakat bu yöntem de sisteme hesaplama yükü getirmektedir. Mahony' nin [26] geliştirdiği tamamlayıcı filtre (complementary filter) ise sadece IMU' lar ile kullanılabilecek verimli ve etkili bir çözüm sunmaktadır. Madgwick' in [23,24] yöntemi ise oryantasyon filtresi konusunda IMU ve MARG sensörlere uygulanabilen Kalman temelli yöntemlerin dezavantajları olan işlem yükü ve parametre ayarlama ihtiyacını ortadan kaldıran bir yöntemdir. Bu filtre 3 boyutlu oryantasyon bilgisinin Euler açıları gösterimi yerine quaternion bazlı gösterimini kullanmaktadır.

1.3 Tez Organizasyonu

Tez çalışması 5 ana bölümden oluşmaktadır.

1. bölümde öncelikle literatürde karşılaşılan insan hareketi algılama sistemlerinden bahsedilmiştir. Sonrasında IMU tabanlı insan yürüme hareketi algılayan, analiz eden

sistemlerinden bahsedilmiştir. Bu sistemlerde kullanılan yöntemler, donanım-yazılım yapıları ve veri işleme algoritmaları incelenmiştir.

2. bölümde iki boyutlu gövde altı kinematik modelden bahsedilmiştir. Gövde altı kinematik modelin, uzaysal vektör cebri yöntemi kullanılarak elde edilişi açıklanmıştır. Sonrasında ters kinematik çözümde IMU' lardan gelen verilerin kullanılması ile gövde altındaki eklemlerin (joint) açısal hızlarının elde edilişine yer verilmiştir.

3. bölümde tez çalışmasında kullanılan deney düzeneğinin elde edilmesi ve bu süreçte karşılaşılan problemler ve çözümleri anlatılmıştır. İlk olarak veri toplama amacıyla kullanılan IMU sensörlerin donanımsal ve yazılımsal yapıları incelenmiştir. Sonrasında bu sensörlerden kablolu/kablosuz olarak toplanan verileri bilgisayar üzerinde anlamlı hale getirmek amacıyla MATLAB ve PYTHON ortamlarında geliştirilen terminal yazılımlarından bahsedilmiştir. Bölümün sonraki alt başlığında terminal yazılımlarından alınan ham verilerin filtrelenmesi ve işlenmesiyle alakalı kullanılan çeşitli algoritmalar ve sonuçlarından bahsedilmiştir. Son olarak da seçilen sensör ünitesi ve filtreleme yöntemi ile deney düzeneğinin oluşturulması ve yürüme verisinin toplanmasından bahsedilmiştir.

4. bölümde ise elde edilen yürüme verisinin ters kinematik yöntemle uygulanması ve elde edilen sonuçların değerlendirilmesine yer verilmiştir.

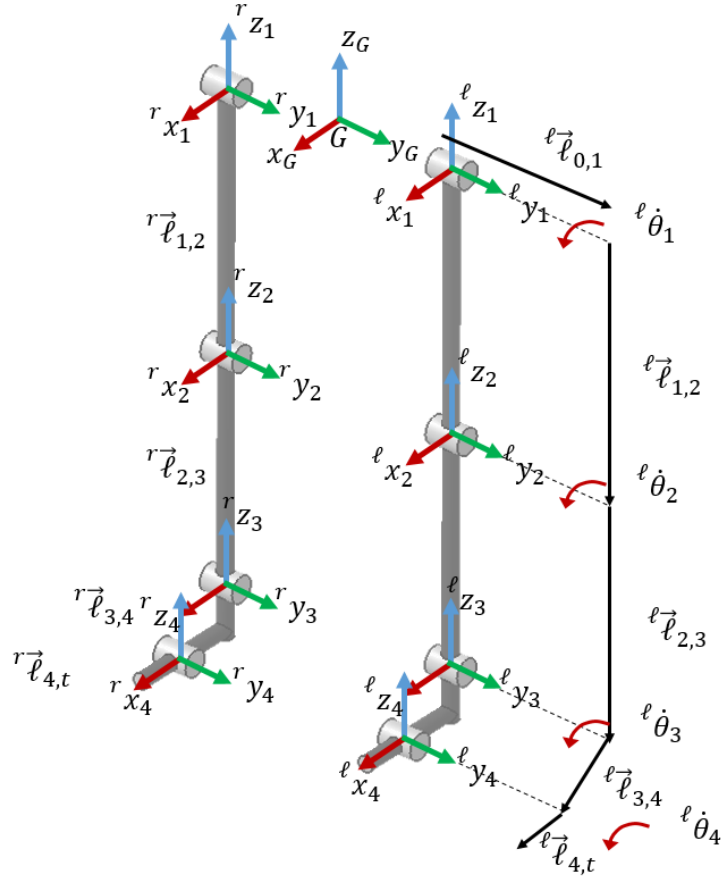
5. bölüm SONUÇ bölümü olup elde edilen sonuçların yorumlanması ve tezin geleceği ile ilgili konulara yer verilmiştir.

2. İNSAN YÜRÜME MODELİ

2.1 Gövde Altı Kinematik Modeli

Bu çalışmada, insan vücudunun gövde altı kinematik modeli, gövdenin sadece bir eksen doğrultusunda çizgisel hareket edebileceği ve her eklemden sadece bir serbestlik derecesi olduğu varsayımı ile elde edilmiştir. Kinematik modelin basitleştirilmesi, sensörlerden gelen gürültülü verinin iyileştirilmesine yönelik çalışmaları olumlu yönde etkilemiştir. Bu çalışma yürümenin 3 boyutta kinematik olarak modellenip uygulanmasına da bir zemin hazırlamış olacaktır. Şekil 2.1' de kinematik model kapsamında gövde ile birlikte her eksen noktasına atanan koordinat eksenleri, eklemler arası mesafeyi gösteren link vektörleri ve eklem dönme eksenleri gösterilmiştir. Kinematik model, literatürde uzaysal vektör cebri yöntemi olarak yer alan modelleme yöntemine göre elde edilmiştir. Bu yöntem, link vektörlerine ait açısal ve çizgisel hızların gövdeden uç noktaya kadar propagasyonun hesaplanmasına dayanmaktadır. Uzaysal vektör cebri (UVC) ile ilgili daha detaylı bilgiye [27-29] kaynaklarından ulaşılabilir.

Önerilen modelde hareketli gövde (mobile base) olarak bel , sağ ve sol manipülatör olarak da sağ ve sol ayak alınmaktadır. Sağ ve sol ayağın her biri dörder adet link ve dörder adet eklemden oluşmaktadır. Şekil 2.1' de eklem numaraları görülmektedir. 1 numaralı eklem kalça eklemi, 2 numaralı eklem diz eklemi, 3 numaralı eklem ayak bileği eklemi, 4 numaralı eklem ise ayak ile parmakları birleştiren noktadaki eklem olarak kabul edilmektedir. Modelin uç noktaları (tip point) sağ ve sol ayağın 3. ve 4. eklemlerinin arasındaki linkin üzeri olarak kabul edilmektedir. Bu durumda 4. ekleme diğer eklemlerin etkisiyle oluşan herhangi bir açısal hız girişi yapılmamaktadır. Model içerisinde 4. ekleme sadece bağlı olan en uçtaki linkin her koşulda yere paralel olmasını sağlayacak bir açısal hız değeri uygulanmaktadır. Bölüm içerisinde açıklanan modelde genelleştirme yapılması adına uç nokta 4. eklemden sonra bir nokta olarak alınmıştır. Fakat bahsedildiği gibi uygulamamızda uç nokta 3. ve 4. eklemlerinin arasındaki linkin üzeri olarak kabul edilmiş, model de bu doğrultuda sadeleştirilmiştir.



Şekil 2.1: Gövde altı kinematik modeli.

G koordinat eksenini kinematik modelin sabit eksenini olarak atanmıştır. ${}^{\ell}\vec{\ell}_{0,1}$ vektörünün büyüklüğü G koordinat ekseninden sol bacağın ilk eklemine atanan birinci koordinat eksenine kadar olan mesafeyi göstermektedir. ${}^r\vec{\ell}_{0,1}$ vektörünün büyüklüğü G koordinat ekseninden sağ bacağın ilk eklemine atanan birinci koordinat eksenine kadar olan mesafeyi göstermektedir. Vektörlerin sol üst indislerinde gösterilen i değişkeni vektörün hangi bacağına ait olduğunu belirtmektedir. ($i = \ell, r$)

Eklemlerde yer alan dönme eksenleri vektörleri ise başlangıç konfigürasyonunda (2.1)'deki gibidir;

$${}^i\vec{h}_1 = {}^i\vec{y}_1, {}^i\vec{h}_2 = {}^i\vec{y}_2, {}^i\vec{h}_3 = {}^i\vec{y}_3, {}^i\vec{h}_4 = {}^i\vec{y}_4 \quad (i = \ell, r) \quad (2.1)$$

Gövdeye atanan koordinat eksen takımında sadece $\vec{x}$ ve $\vec{z}$ eksenleri doğrultusunda çizgisel hız olacağı kabul edilmiştir. Bu durumda G eksenindeki açısal ve çizgisel hızların birlikte gösterildiği 6 boyutlu uzaysal hız vektörü (2.2)'deki gibi olur.

$$\vec{\vec{V}}_g = \begin{bmatrix} \vec{\omega}_g \\ \vec{v}_g \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ v_x \\ 0 \\ v_z \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

Birinci koordinattaki uzaysal hız vektörü ise, G koordinat eksenini ile birinci koordinat eksenlerini birbirine bağlayan linkin rijit olduğu kabul edilerek (2.5)' teki gibi yazılabilir;

$${}^i\vec{\omega}_1 = \vec{\omega}_g + {}^i\vec{h}_1 {}^i\dot{\theta}_1 \quad (2.3)$$

$${}^i\vec{v}_1 = \vec{v}_g + \vec{\omega}_g \times {}^i\vec{\ell}_{0,1} = \vec{v}_g - {}^i\vec{\ell}_{0,1} \times \vec{\omega}_g \quad (2.4)$$

$$\vec{\vec{V}}_1 = \begin{bmatrix} I_3 & 0_3 \\ -{}^i\vec{\ell}_{0,1} \times & I_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \vec{\omega}_g \\ \vec{v}_g \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} {}^i\vec{h}_1 \\ \vec{0} \end{bmatrix} {}^i\dot{\theta}_1 \quad (2.5)$$

Propagasyon matrisi (2.6);

$${}^i\Phi_{1,0} = \begin{bmatrix} I_3 & 0_3 \\ -{}^i\vec{\ell}_{0,1} \times & I_3 \end{bmatrix} \quad (2.6)$$

Dönme veya öteleme eksenini matrisi (2.7);

$${}^i\vec{\vec{H}}_1 = \begin{bmatrix} {}^i\vec{h}_1 \\ \vec{0} \end{bmatrix} \quad (2.7)$$

Propagasyon matrisi içinde yer alan ${}^{\ell}\vec{\ell}_{0,1} \times$ ifadesi çarpık-simetri yapısına sahip 3×3 lük bir matristir, $\times$ operatörü 3 boyutlu vektör uzayında türev operatörü olarak tanımlanır. (2.5) ve (2.6) da geçen I_3 ve 0_3 3×3 boyutunda olan birim ve sıfır matrisleridir. Kullanılan propagasyon yöntemi diğer linkler için de aynı yapıda kullanılırsa;

$$\vec{\vec{V}}_2 = {}^i\Phi_{2,1} \vec{\vec{V}}_1 + {}^i\vec{\vec{H}}_2 \dot{\theta}_2 \quad (2.8)$$

$$\vec{\vec{V}}_3 = {}^i\Phi_{3,2} \vec{\vec{V}}_2 + {}^i\vec{\vec{H}}_3 \dot{\theta}_3 \quad (2.9)$$

6 boyutlu uzaysal hız vektörlerinin hesaplandığı bu yapıyı daha kompakt bir halde ifade edebilmek için, sırasıyla elde edilen uzaysal hız vektörleri bir sonraki denklemden yerine yazılırsa, propagasyon matrisleri çarpım halinde olur. İki ardışık propagasyon matrisi (2.10)' daki gibi ifade edilir.

$${}^\ell\Phi_{2,1} {}^\ell\Phi_{1,0} = {}^\ell\Phi_{2,0} \quad (2.10)$$

Bu durumda;

$${}^i\vec{V}_1 = {}^i\Phi_{1,0}\vec{V}_g + {}^i\vec{H}_1\dot{\theta}_1 \quad (2.11)$$

$${}^i\vec{V}_2 = {}^i\Phi_{2,0}\vec{V}_g + {}^i\Phi_{2,1}{}^i\vec{H}_1\dot{\theta}_1 + {}^i\vec{H}_2\dot{\theta}_2 \quad (2.12)$$

$${}^i\vec{V}_3 = {}^i\Phi_{3,0}\vec{V}_g + {}^i\Phi_{3,1}{}^i\vec{H}_1\dot{\theta}_1 + {}^i\Phi_{3,2}{}^i\vec{H}_2\dot{\theta}_2 + {}^i\vec{H}_3\dot{\theta}_3 \quad (2.13)$$

(2.11), (2.12) ve (2.13) denklemleri matris formatında tekrar düzenlenirse;

$${}^i\underline{V} = {}^i\Phi({}^iH {}^i\dot{\underline{\theta}} + {}^i\Phi_g\vec{V}_g) \quad (2.14)$$

(2.14) eşitliğinin elemanları;

$${}^i\underline{V} = \begin{bmatrix} {}^i\vec{V}_1 \\ {}^i\vec{V}_2 \\ {}^i\vec{V}_3 \end{bmatrix}, {}^i\Phi = \begin{bmatrix} I_6 & 0_6 & 0_6 \\ {}^i\Phi_{2,1} & I_6 & 0_6 \\ {}^i\Phi_{3,1} & {}^i\Phi_{3,2} & I_6 \end{bmatrix}, {}^iH = \begin{bmatrix} {}^i\vec{H}_1 & & \\ & {}^i\vec{H}_2 & \\ & & {}^i\vec{H}_3 \end{bmatrix}$$

$${}^i\dot{\underline{\theta}} = \begin{bmatrix} {}^i\dot{\theta}_1 \\ {}^i\dot{\theta}_2 \\ {}^i\dot{\theta}_3 \end{bmatrix}, {}^i\Phi_g = \begin{bmatrix} {}^i\Phi_{1,0} \\ 0_6 \\ 0_6 \end{bmatrix}$$

Kinematik modelde yer alan tüm koordinat eksenlerindeki uzaysal hızlar hesaplandıktan sonra modelin uç noktaların hızların bulunabilmesi için son koordinat ekseninden uç noktaya kadar bir propagasyon matrisine daha ihtiyaç duyulur. Uç noktadaki uzaysal hızlar için (2.15);

$${}^i\vec{V}_t = {}^i\Phi_t {}^i\underline{V} \quad (2.15)$$

Yazılabilir. Burada;

$${}^i\Phi_t = [0_6 \quad 0_6 \quad {}^i\Phi_{t,3}] \quad (2.16)$$

(2.14) ve (2.15) kullanıldığında;

$${}^i\vec{V}_t = {}^i\Phi_t {}^i\Phi {}^iH {}^i\dot{\underline{\theta}} + {}^i\Phi_t {}^i\Phi_g\vec{V}_g \quad (2.17)$$

$$= {}^iJ {}^i\dot{\underline{\theta}} + {}^i\Phi_{t,g}\vec{V}_g \quad (2.18)$$

Eklemdaki hızlar ile modelin uç noktasının uzaysal hızları arasındaki dönüşümü sağlayan matris, robotikte jakobiyen matrisi (iJ) ve (2.18) de ileri kinematik model olarak tanımlanır.

2.2 Ters Kinematik Çözüm

Bölüm 2.1 de gövde altı kinematik modelinin ileri kinematik yöntem yardımıyla modellenmesinden bahsedilmiştir. İleri kinematik yöntemde sisteme eklemdaki hızlar giriş olarak verilmekte, modelin uç noktalarındaki uzaysal hızlar ise sistemin çıkışı olarak hesaplanmaktadır. Ters kinematik modelde ise, modelin uç noktalarındaki ve gövdedeki uzaysal hızlar sisteme giriş olarak alınmakta, eklemlerdeki hızlar ise sistemin çıkışı olarak hesaplanmaktadır.

Bu çalışmada gövdeye (bel) ve modelin iki ucuna (sağ ve sol ayak üzerine) yerleştirilen hareket algılayıcılarından (IMU) gelen veriler ile ters kinematik problemi ele alınacak ve bu sayede tezin motivasyonu olan daha az sayıda sensör kullanılarak insan vücudu gövde altı kinematiği çözümlenebilecek ve insan yürümesi iki boyutlu (planar) olarak takip edilebilecektir. Şekil 2.2' de sensörlerin model üzerindeki yerleşimi verilmiştir.

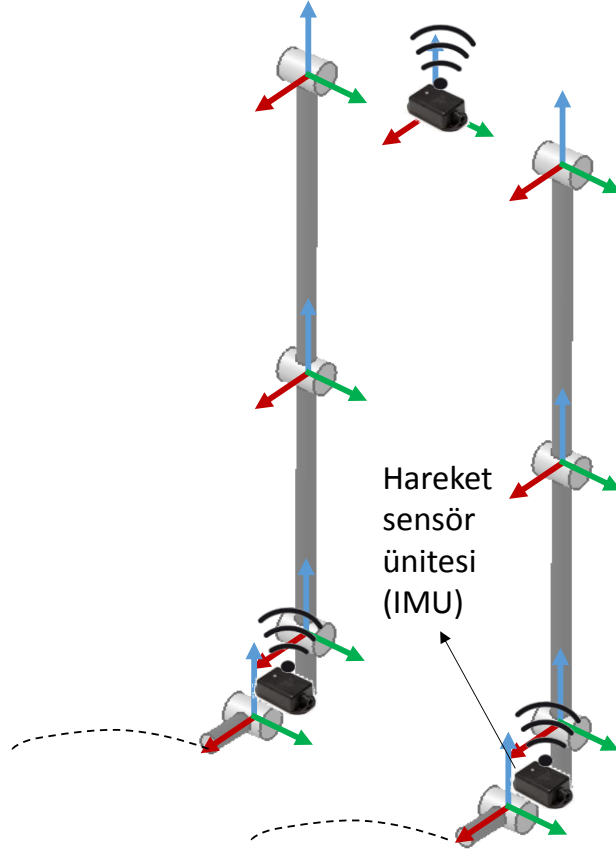
$${}^i\vec{V}_t = {}^i\Phi_t {}^i\Phi^iH {}^i\dot{\underline{\theta}} + {}^i\Phi_t {}^i\Phi_g \vec{V}_g \quad (2.19)$$

$$= {}^iJ {}^i\dot{\underline{\theta}} + {}^i\Phi_{t,g} \vec{V}_g \quad (2.20)$$

Bu durumda modelin uç noktasındaki (tip point) sensörler ile gövdede yer alan sensörden gelen veriler giriş olarak ele alınıp, aşağıdaki ters kinematik denklem ile çözüme gidilir.

$${}^i\dot{\underline{\theta}} = {}^iJ^{-1}({}^i\vec{V}_t - {}^i\Phi_{t,g} \vec{V}_g) \quad (2.21)$$

Modelin uç noktasındaki (tip point) sensörlerden alınan hız verileri deney düzeneğimizde sağ ve sol ayak üzerine yerleştirilen IMU' dan gelen hız verilerine karşılık düşmektedir. Modelin gövdede yer alan sensörden gelen hız verisi ise deney düzeneğimizde bel kısmına yerleştirilen IMU' dan gelen hız verisine karşılık düşmektedir. Sağ ve sol ayak üzerindeki IMU' dan gelen hız verileri ${}^r\vec{V}_t$ ve ${}^l\vec{V}_t$ vektörlerine giriş olurken, bel kısmına yerleştirilen IMU' dan gelen hız verisi ise $\vec{V}_g$ vektörüne giriş olarak yansıtılacaktır.



Şekil 2.2: Sensör ünitelerinin model üzerindeki konumları.

3. YÜRÜME VERİSİNİN ELDE EDİLMESİ

Önerilen sistem toplam 3 adet sensör ünitesi içermektedir. Ünitelerden iki tanesi sağ ve sol ayak üzerine birer tane olacak şekilde konumlandırılmış, diğeri ise bel kısmına konumlandırılmıştır. Üniteler bünyesinde accelerometer ve gyroscope sensörleri barındıran IMU' lardan seçilmiştir.

Bölümün ilk kısmında öncelikle kullanılması planlanan ve deneylerde kullanılan sensör ünitelerinin özelliklerinden bahsedilmiştir.

İkinci kısımda öncelikle sensör ünitelerinden gönderilen bilgilerin bilgisayar üzerinden ulaşılması için yapılan çalışmalar hakkında bilgi verilmiştir. Sonrasında ise toplanan verilerin işlenmesi konusunda yapılan çalışmalar anlatılmıştır.

Üçüncü kısımda ise veri toplama ve işleme çalışmaları sonucu seçilen sensör ünitesinin kullanıldığı bir deney düzeneğinin oluşturulmasından bahsedilmiştir. Deney düzeneği ile yürüme sırasındaki sensör verileri toplanmıştır.

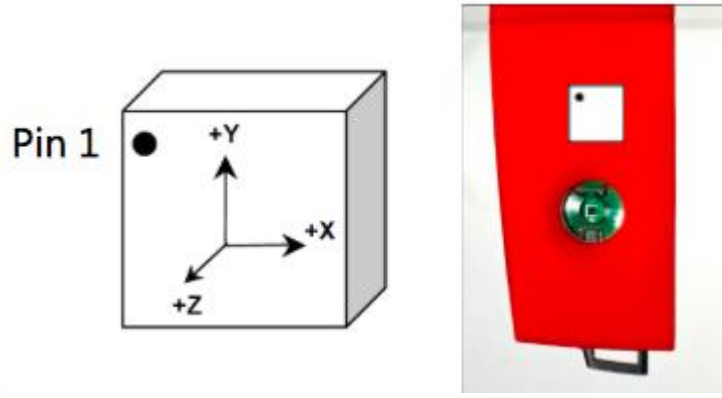
3.1 Sensör Üniteleri

Çalışma boyunca 3 farklı sensör ünitesinden faydalanılmıştır. Bunlar SensorTag, içerisinde MPU-6500 entegresi barındıran bir akıllı telefon ve YEI Technology firmasının bir ürünü olan 3-Space Sensor olarak geçen TSS-WL-S kodlu sensör ünitesidir. Bölümün devamında bu sensör üniteleri hakkında detaylı bilgiler verilmektedir.

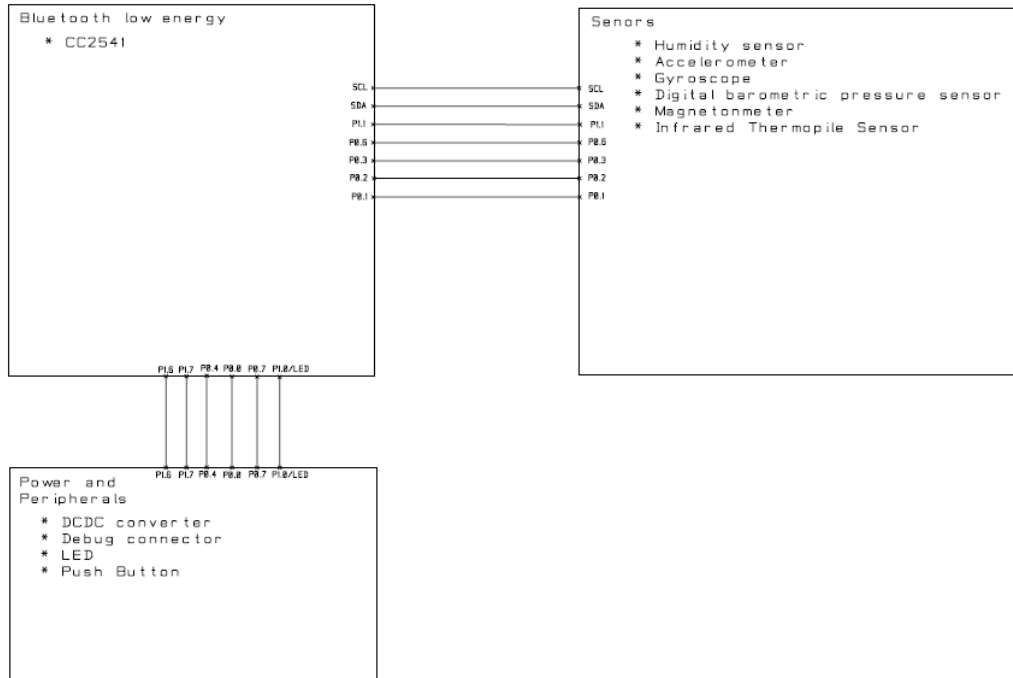
3.1.1 SensorTag

Tez kapsamında yapılan ilk çalışmalar Texas Instrument firmasının SensorTag adını verdiği, üzerinde uygulamamızda kullanacağımız MEMS tabanlı accelerometer ve gyroscope sensörlerini barındıran yapı kullanılacaktır (Şekil 3.1). Ayrıca yapı üzerinde bir BLE (Bluetooth Low Energy) modülü de bulunmaktadır. Bu sayede sensörlerden alınan veriler bilgisayara Bluetooth haberleşme protokolü vasıtasıyla kablosuz olarak gönderilecektir. Kart üzerinde bulunan CC2541 entegresi içerisinde

2.4-GHz BLE modülü ve 8051 çekirdek bulunmaktadır. Entegre düşük güç tüketimi, taşınabilirlik gerektiren ve kablosuz haberleşme ihtiyacı olan uygulamalar için tasarlanmıştır. CC2541 entegresi ile ilgili detaylı bilgi [30]' da bulunabilir. SensorTag kartının genel donanım yapısı Şekil 3.2' de gösterilmiştir.



Şekil 3.1: SensorTag görünüm ve koordinat eksenleri gösterimi.



Şekil 3.2: SensorTag kartının genel donanım yapısı [31].

Sensörleri, işlemciyi ve BLE modülünü beslemek için TPS62730 entegresi kullanılmaktadır. Entegre DC-DC dönüşüm işlemini gerçekleştirmekte olup, CC2541 BLE entegresine uyumlu çalışacak şekilde tasarlanmıştır. Girişine bağlanan 3V' luk pil voltajını 2.1V' a düşürmektedir. TPS6270 entegresi ile ilgili detaylı bilgi [32]' de bulunmaktadır.

Accelerometer ve gyroscope sensörleri, CC2541 entegresi ile I²C haberleşme protokolü aracılığıyla haberleşmektedir. Bu protokolün gerçekleşmesi için gerekli olan SCL (Serial Clock Line) ve SDA (Serial Data Line) uçlarının bağlantıları donanım yapısı üzerinde gerektiği gibi yapılmıştır.

Accelerometer sensörü olarak Kionix firmasının KXTJ9-1007 numaralı modeli kullanılmıştır. Sensör 3 eksen (x, y, z) çıkış vermektedir. Ölçüm aralığı ayarlanabilir olarak $\pm 2g$, $\pm 4g$ ve $\pm 8g$ değerlerinde olabilmektedir. Ölçüm çözünürlüğü de ayarlanabilir olarak 8-bit, 12-bit ve 14-bit olabilmektedir. Accelerometer sensörü ile ilgili detaylı bilgi [33]'de bulunmaktadır.

Gyroscope sensörü olarak Invensense firmasının IMU-3000 numaralı modeli kullanılmıştır. Sensör 3 eksen (x, y, z) çıkış vermektedir. Ölçüm aralığı ayarlanabilir olarak ± 250 , ± 500 , ± 1000 ve ± 2000 derece/saniyedir. Gyroscope sensörü ile ilgili detaylı bilgi [34]'te verilmektedir.

3.1.2 Akıllı telefon

SensorTag' in örnekleme frekansı dezavantajını ortadan kaldıracak bir çözüm olarak akıllı telefonlar düşünülmüştür. Üzerinde ihtiyacımız olan accelerometer ve gyroscope sensörlerini barındıran ve günümüzde kolay bulunur bir hale gelen akıllı telefonlar, hareket verisini toplama denemeleri yapmak için uygun bulunmuştur. Ayrıca çalışmamızın sonucu, günümüzde üzerinde pek çok araştırma yapılan akıllı telefon ve giyilebilir teknolojileri kullanarak indoor localization (bina içi konumlandırma) yapılması konusunda da bizi fikir sahibi yapacaktır.

Veri toplama denemelerimizde Android işletim sistemine sahip bir akıllı telefon kullanılmıştır. Telefonun donanımı Invensense firmasının MPU-6500 entegresini içermektedir. Bu entegre içerisinde 6 eksenli MEMS Gyroscope ve Accelerometer sensörünü barındırmaktadır. MPU-6500 entegresinin koordinat eksenlerinin görünümü ve akıllı telefon üzerindeki konumlandırılması Şekil 3.3' te verilmiştir.

Entegrenin içerisinde dahili bir dijital hareket işleme birimi (Internal Digital Motion Processing) içermektedir. Bu birim sayesinde entegrenin programlanabilir kesme girişlerini kullanarak hareket tanıma (gesture recognition) yapılabilmektedir. Ayrıca entegre çıkış olarak açışal pozisyon verisini de verebilmektedir.

Entegre içerisindeki accelerometer sensörü 3 ekseninde (x, y, z) çıkış vermektedir. Ölçüm aralığı ayarlanabilir olarak $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ ve $\pm 16g$ değerlerinde olabilmektedir. Ölçüm çözünürlüğü de 16-bit değerindedir.

Entegre içerisindeki gyroscope sensörü 3 ekseninde (x, y, z) çıkış vermektedir. Ölçüm aralığı ayarlanabilir olarak ± 250 , ± 500 , ± 1000 ve ± 2000 derece/saniyedir. Ölçüm çözünürlüğü de 16-bit değerindedir. MPU-6500 entegresi ile ilgili detaylı bilgi [35]'te verilmektedir. Entegrenin accelerometer, gyroscope sensörlerinin ve akıllı telefonun oryantasyon eksenleri ve polariteleri Şekil 3.3'te verilmiştir.



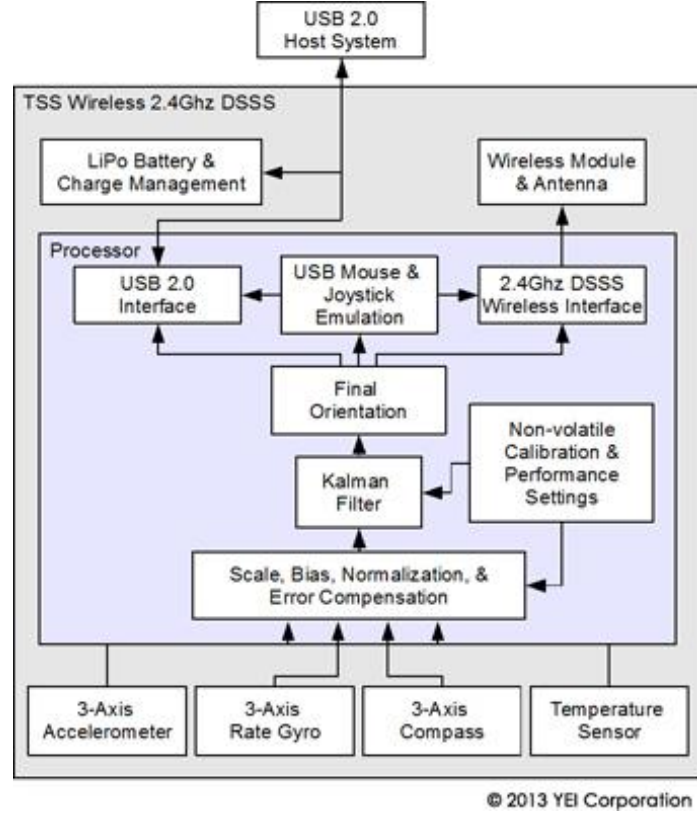
Şekil 3.3: MPU-6500 entegresi koordinat eksenleri gösterimi ve akıllı telefon üzerine konumlandırılması.

3.1.3 3-space sensor

Tez kapsamında son olarak YEI Technology firmasının bir ürünü olan TSS-WL-S 3-Space sensör ünitesi kullanılmıştır. Bu ünite küçük boyutlu, yüksek doğruluklu, AHRS ve IMU desteğine sahip, Direct-Sequence Spread Spectrum (DSSS) modülasyon tekniğini barındıran 2.4 GHz haberleşme arayüzü içeren ve üzerinde lityum-polimer batarya bulunduran bir ünedir. AHRS ve IMU algoritmaları üç eksenindeki gyroscope, accelerometer ve compass sensörlerinden gelen verileri ünite üzerindeki yerleşik quaternion bazlı oryantasyon filtre algoritmalarını ve ileri veri işleme desteğini kullanarak ünitenin referans koordinat eksenindeki oryantasyon bilgisini sağlar. Ünitenin yapısının blok gösterimi Şekil 3.4'te verilmiştir.

TSS-WL-S sensör ünitesi 2.4 GHz kablosuz protokol ve USB 2.0 kablolu protokol ile bilgisayar arayüzüne bağlanabilir. Bilgisayar arayüzü üzerinden ham, düzeltilmiş ve normalize edilmiş sensör verilerine ayrıca quaternion, Euler açıları (pitch/roll/yaw), rotasyon matrisi, eksen açıları gibi oryantasyon çıkışlarına

ulaşılabilir. Ünitesinin genel ve içerisinde bulunan sensörlerin özellikleri tabloları izelge 3.1 ve izelge 3.2' de verilmiştir. Sensör ünitesi hakkında daha detaylı bilgi [10] numaralı kaynakta bulunmaktadır.



şekil 3.4: 3-Space sensor yapısı blok gösterimi [10].

Sensör ünitesi üzerinde kullanacağımız sensörler accelerometer ve gyroscope sensörleridir. Accelerometer sensörü $\pm 2g$ skalasında, 14 bit çözünürlüğünde, 0.00024 g/digit hassasiyetindedir ve g birimiyle çıkış vermektedir. Gyroscope sensörü ise $2000^\circ/\text{saniye}$ skalasında, 16 bit çözünürlüğünde, $0.06667^\circ/\text{saniye/digit}$ hassasiyetindedir ve rad/saniye biriminde çıkış vermektedir.

Çizelge 3.1 : 3-Space sensor genel özellikleri [10].

Parça Numarası	TSS-WL-S (kayıtlı sensör ünitesi)
Boyutlar	35mm x 60mm x 15mm
Ağırlık	28 gram
Besleme Voltajı	+5V USB
Batarya	Şarj edilebilir Lityum-Polimer
Haberleşme Arayüzü	USB 2.0 2.4GHz DSSS Wireless
Oryantasyon Çıktıları	Mutlak&bağımlı quaternion, Euler açıları, Eksen açıları, Rotasyon matrisi
Diğer Çıktılar	Ham sensör verileri, Normalize sensör verileri, Kalibre edilmiş sensör verileri
Çalışma Sıcaklık Aralığı	-40°C / 85°C
Şok dayanımı	5000g

Çizelge 3.2 : 3-Space sensor accelerometer ve gyroscope sensör özellikleri [10].

Accelerometer Ölçüm Skalası	$\pm 2g / \pm 4g / \pm 8g$ seçilebilir
Accelerometer Çözünürlüğü	14 bit
Accelerometer Hassasiyeti	0.00024g/digit - 0.00096g/digit
Accelerometer Sıcaklık Hassasiyeti	$\pm 0.008\%/^{\circ}\text{C}$
Gyroscope Ölçüm Skalası	$\pm 250/\pm 500/\pm 1000/\pm 2000$ °/saniye seçilebilir.
Gyroscope Çözünürlüğü	16 bit
Gyroscope Bayas Kararlılığı @25°C	2.5°/saat (tüm eksenler için ortalama)
Gyroscope Hassasiyeti	0.00833°/saniye/digit ($\pm 250^{\circ}$ /saniye) 0.06667°/saniye/digit ($\pm 2000^{\circ}$ /saniye)

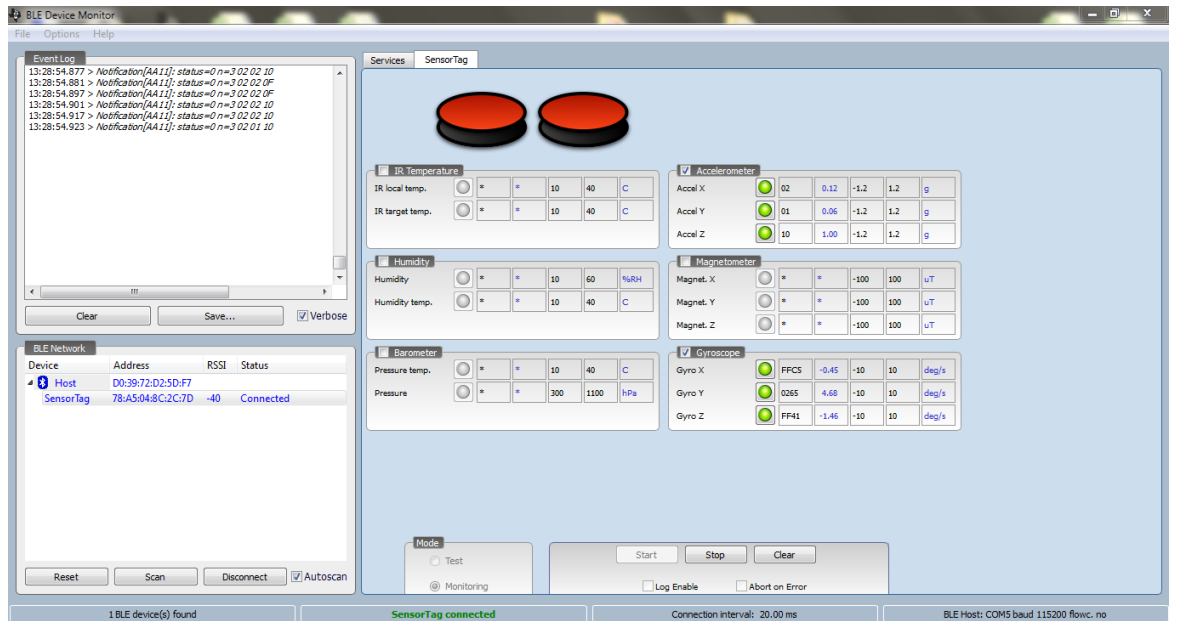
3.2 Veri Toplama ve İşleme

Çalışmalarda ilk olarak Bölüm 3.1.1 de tanıtılan SensorTag ünitesi kullanılmıştır. SensorTag üzerinde yapılan ölçümlerin bilgisayar ortamından erişilebilmesi için yine Texas Instrument firmasının sağladığı CC2540 USB BLE Dongle kullanılmıştır. (Şekil 3.5)



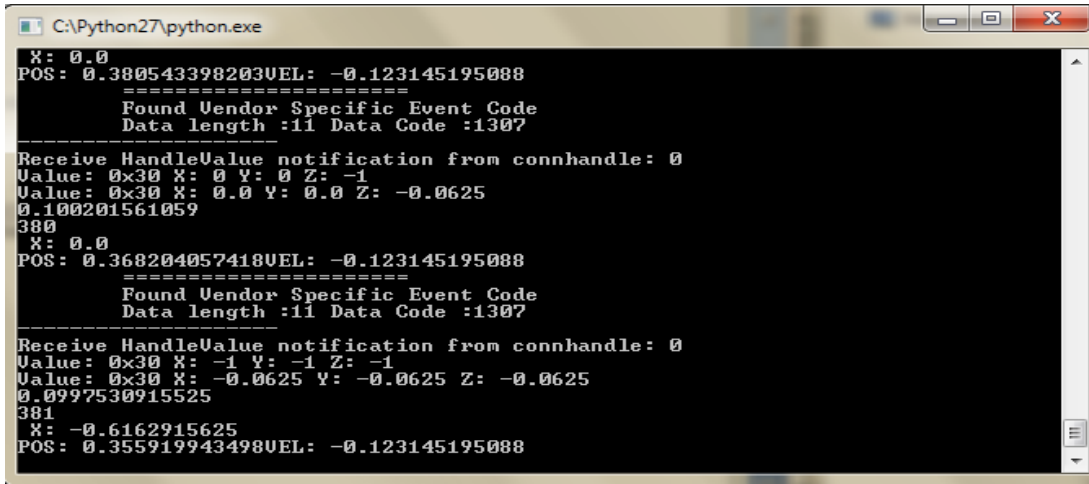
Şekil 3.5: CC2540 USB BLE Dongle görünümü.

Dongle ile birlikte BLE Device Monitor programı kullanılarak sensörlerden alınan ölçümler Şekil 3.6' daki arayüz üzerinde görülmektedir. Ayrıca alınan veriler TXT formatında kaydedilebilmektedir.



Şekil 3.6: SensorTag bilgisayar terminal programı (BLE Device Monitor) arayüz görünümü.

Bununla birlikte SensorTag ve CC2540 USB BLE Dongle' ın haberleşmesini sağlayacak, SensorTag' in istenilen özelliğini değiştirebilecek ve SensorTag' den gelen verileri gerçek zamanlı olarak okuyup işleyebilecek bir kod PYTHON geliştirme ortamı üzerinde yazılmıştır. Alınan veriler terminal arayüzü üzerinde Şekil 3.7' deki gibi gösterilmektedir.

A screenshot of a Python terminal window titled 'C:\Python27\python.exe'. The terminal displays a series of data points from a SensorTag. Each data point includes a timestamp (POS), a unique identifier (VEL), and a set of three values (X, Y, Z). The data is formatted with a separator line and a 'Found Vendor Specific Event Code' message. The values are shown in hexadecimal and decimal formats. The terminal output is as follows:

```
X: 0.0
POS: 0.380543398203VEL: -0.123145195088
=====
Found Vendor Specific Event Code
Data length :11 Data Code :1307
-----
Receive HandleValue notification from connhandle: 0
Value: 0x30 X: 0 Y: 0 Z: -1
Value: 0x30 X: 0.0 Y: 0.0 Z: -0.0625
0.100201561059
380
X: 0.0
POS: 0.368204057418VEL: -0.123145195088
=====
Found Vendor Specific Event Code
Data length :11 Data Code :1307
-----
Receive HandleValue notification from connhandle: 0
Value: 0x30 X: -1 Y: -1 Z: -1
Value: 0x30 X: -0.0625 Y: -0.0625 Z: -0.0625
0.0997530915525
381
X: -0.6162915625
POS: 0.355919943498VEL: -0.123145195088
```

Şekil 3.7: SensorTag için PYTHON üzerinde geliştirilen terminal arayüz görseli.

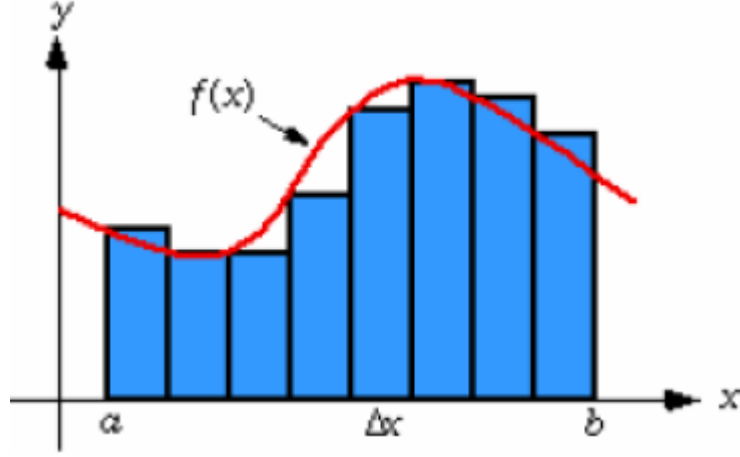
Çalışmamızın ilk aşamasında SensorTag ünitesinin sadece accelerometer sensörünün kullanılarak ünitenin hız ve konum verisine ne kadar bir doğruluk ile ulaşılabileceği incelenmiştir.

SensorTag içerisinde default olarak gelen yazılım ile accelerometer sensör verilerinin örnekleme zamanları minimum olarak 100 ms değerine indirilebilmektedir. Accelerometer ivme verilerinin gürültülü ve yeterince hassas olmaması nedeniyle bir filtreleme işleminden geçirilmesi şarttır. 100 ms periyot değeri alınan verilerin filtreden geçirilmesi ve algoritmamıza uygulanması konusunda çok düşük kalmaktadır. Frekans değeri ne kadar fazla olursa filtremizin çalışması için daha çok örnek alınmış olacak, bu da hataları minimuma indirecektir. Accelerometer sensörünün örnekleme periyodunu düşürmek amacıyla IAR Embedded Workbench derleyici ortamı kullanılarak SensorTag' in kaynak koduna müdahale edilmiştir. Kaynak kod içerisinde accelerometer sensörü için örnekleme periyodu 10 ms' ye kadar düşürülebilmektedir.

Örnekleme periyodunu düşürme işleminden sonra SensorTag ünitesine dönme olmayan sadece tek eksenle öteleme içeren bir hareket uygulandığında accelerometer sensöründen okunan ivme verisi işlenmeye çalışılmıştır.

İvme değeri hızın zamana göre değişim oranıdır. Hız değeri de konumun zamana göre değişim oranıdır. Başka bir deyişle ivme verisinin bir kez integralinin alınması ile hız değerine ikinci kez integralinin alınması ile de konum değerine ulaşılır. İvme verisinin işlenmesi işleminden kasıt ivme verisinin kullanılarak hız ve konum bilgisinin elde edilmesidir.

Örneklenmiş ivme verisi bir eğriye oturtulup bu eğri $f(x)$ fonksiyonu olarak tanımlansın. $f(x)$ fonksiyonunun integrali matematiksel olarak (3.1) deki gibidir.

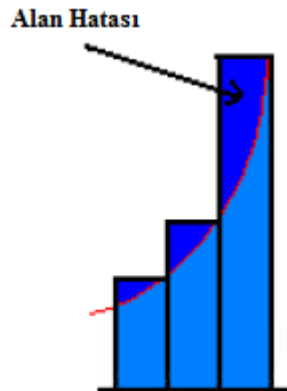


Şekil 3.8: $f(x)$ fonksiyonu olarak atanmış bir ivme zaman grafiğinin örneklenmiş hali [36].

$$\int_a^b f(x)dx = \lim_{n \rightarrow \infty} \sum_{i=1}^n f(x_i) \Delta x \quad (3.1)$$

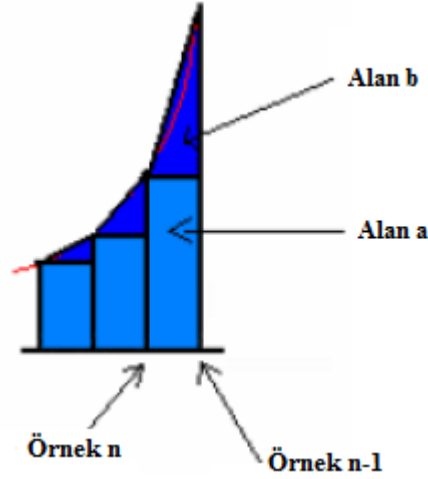
$$\Delta x = \frac{b-a}{n} \quad (3.2)$$

Bizim uygulamamızda ve Şekil 3.8’ den de görüldüğü gibi alınan her örnek eğri altında kalan bir alanı göstermektedir. Bunun nedeni sensör ölçümlerinin belirli bir örnekleme periyodunda birer ölçüm alınacak şekilde olmasıdır. Bu yüzden integral alma işlemi için nümerik bir yöntem kullanılması gerekmektedir. Eğer nümerik integral işlemini her örnek için tek alan hesabı yaparak uygulamaya çalışırsak Şekil 3.9’ da görüldüğü gibi alan hataları ile karşılaşmamız kaçınılmazdır.



Şekil 3.9: İntegral alan hatası [36].

Bu hataları minimuma indirmek adına bir nümerik integral metodu olan trapezoidal yöntem kullanılabilir. Trapezoidal yöntemde eğri altında kalan alan biri dörtgen, diğeri üçgen olan iki parçaya bölünür ve Şekil 3.10' da da görüldüğü gibi hata azaltılmış olur. Bu yöntem (3.3) ve (3.4) kullanılarak uygulanabilir.



Şekil 3.10: Trapezoidal yöntem ile alan hatalarının azaltılması [36].

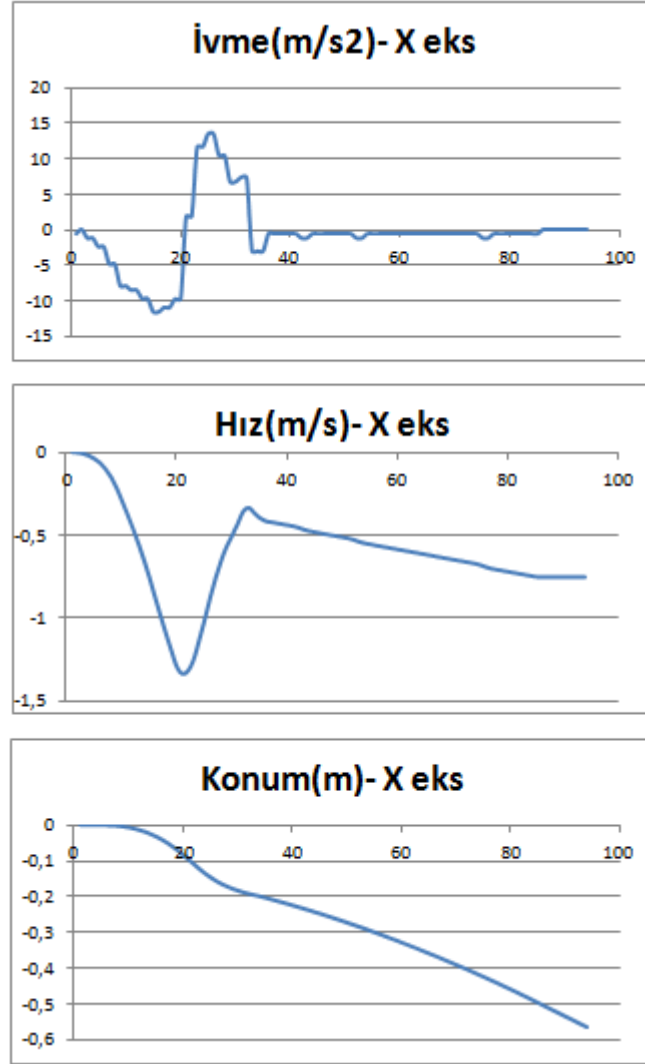
$$Alan_n = Alan\ a + Alan\ b \quad (3.3)$$

$$Alan_n = (Örnek_n + \frac{|Örnek_n - Örnek_{n-1}|}{2}) \times T \quad (3.4)$$

SensorTag ünitesinden gönderilen verileri almak ve işlemek üzere yazılan PYTHON kodu içerisine trapezoidal integral yöntemi eklenerek alınan ivme değerinden hıza ve konuma geçiş sağlanmıştır. Kod içerisinde yapılan işlemlerin özetlenmesi gerekirse, ilk olarak 3 ekseninde hexadecimal formatta gelen verileri signed char formatına dönüştürülmüştür. Sonrasında sensör $\pm 2g$ aralığında ölçüm aldığı için elde edilen signed char değer $\pm 2g$ aralığında karşılık geldiği g değerine atanmıştır. Bu noktadan sonra elimizdeki g birimli ivme verisi m/s^2 cinsine çevrilmiştir. Sonrasında bahsedilen trapezoidal metot ile ivme verisinin hız ve konuma dönüşümü gerçekleştirilmiştir.

Deney sırasında ilk olarak SensorTag ünitesine dönme olmayan sadece tek ekseninde öteleme içeren bir hareket uygulanmış ve accelerometer sensöründen okunan ivme verisi işlenerek hız ve konuma geçilmiştir. Ünite 30 cm değerinde x-ekseni doğrultusunda negatif yönde hareket ettirilmiş ve durdurulmuştur. Deneyin örnekleme periyodu önceden ayarlandığı üzere 10 ms' dir. Accelerometer sensörünün çözünürlüğü default olarak ayarlanan 8-bit değerindedir. Sensörün ölçüm aralığı da

yine default olarak ayarlanan $\pm 2g$ değerindedir. Deney sonucu alınan verilerin grafikleri Şekil 3.11' de verilmiştir.

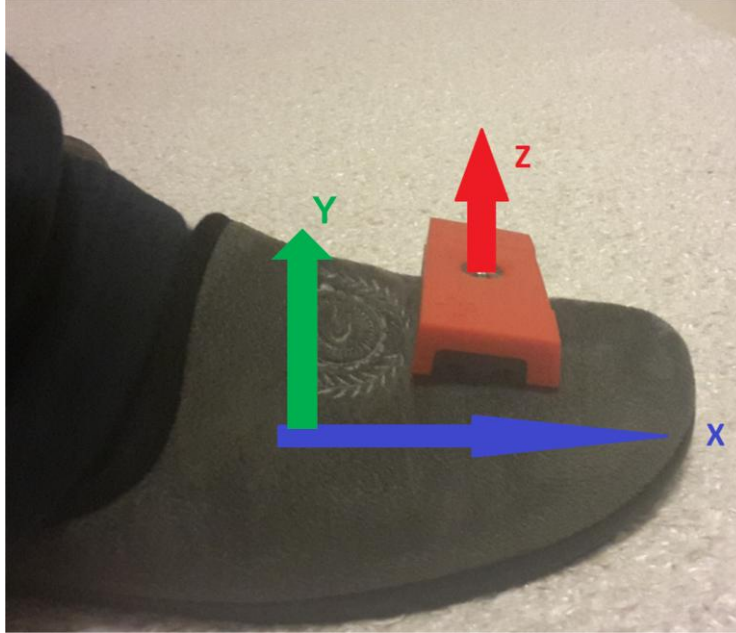


Şekil 3.11: SensorTag öteleme hareketi deney çıktıları.

Şekil 3.11' deki grafiklerden ivme-zaman grafiğine bakıldığında yapılan hareket doğrultusunda beklenen bir ivme-zaman grafiği elde edildiği görülmektedir. Grafiklerin x-eksenleri alınan örneğin sayısını göstermektedir. Her örnek, örnekleme periyodu değeri olan 10 ms' ye karşılık gelmektedir. Öncelikle ivme hareketin olduğu negatif yönde hızlanarak artmaktadır, sonrasında yaklaşık 17. örneğe denk gelen zamandan itibaren ivme hala negatif taraftadır fakat bu sefer negatif yönde yavaşlayarak artmaktadır. Bu davranış hızın hala negatif yönde olduğunu ve azalan bir değişim oranı ile arttığını göstermektedir. 20. örnek civarında ivme verisi pozitif tarafa geçmektedir. Bu davranış da hızın artık azalma yönünde değiştiğini göstermektedir.

Grafik genel anlamda doğru gözükse de hareket sonunda hız sıfırlanmamakta ve ivmenin sıfır olması gereken durma anlarında gürültüden ötürü oluşan hatalı ivme ölçümleri bulunmaktadır. Bu hatalar ünitenin gerçek hız ve konumu ile hesaplanan hız ve konumu arasındaki farklara neden olmaktadır. Hareket 30 cm yer değiştirmeye sahip bir hareket olmasına karşın konum-zaman grafiğinde 60 cm civarında bir yer değiştirme görülmektedir. Bunun nedeni yukarıda da açıklandığı gibi ivme verisinin gürültülü olması, çözünürlüğünün yeterli olmaması gibi etmenlerden dolayı hızın hatalı hesaplanması ve bu hatanın alınan integraller sonucu katlanarak yanlış sonuçlara sebep olmasıdır.

İlk deneyden sonra sadece accelerometer verisini kullanarak çalışmamızda hedefimiz olan yürüme hareketini yeterli doğrulukta algılayabilir miyiz sorusuna cevap olması açısından ikinci bir deney yapılmıştır. Bu deneyde SensorTag tek ayak üzerinde Şekil 3.12' deki gibi yerleştirilmiş ve bir adım atılmıştır. Şekil 3.12' de ayrıca SensorTag' in koordinat eksenleri de verilmiştir. Çalışmamızda hedefimiz yürüme hareketini iki boyutlu (planar) bir şekilde modellemek olduğundan sadece x-ekseni ve z-ekseni yönündeki ivme değişimleri bizi ilgilendirmektedir.



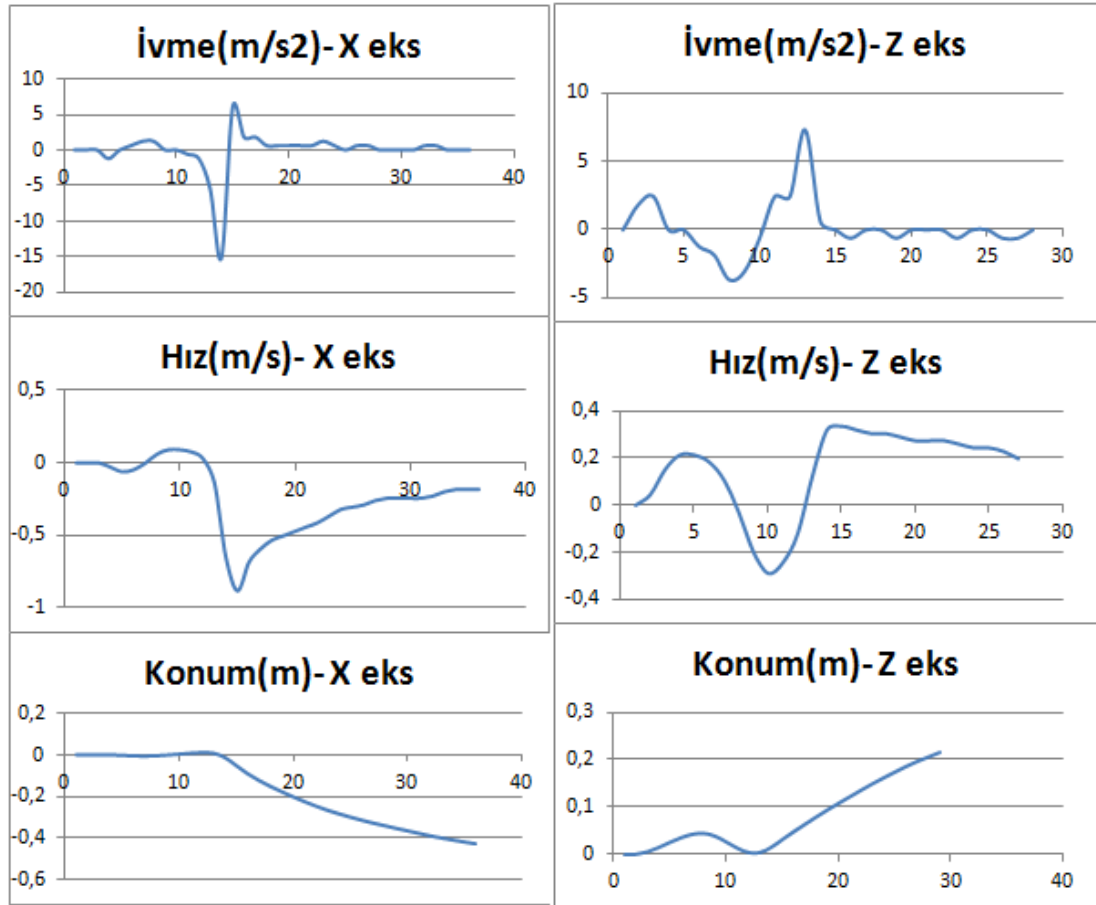
Şekil 3.12: SensorTag ünitesinin adım takibi için ayak üzerine konumlandırılması.

Ayrıca ilk deneyde görüldüğü üzere accelerometer sensörü düşük hassasiyetinden ötürü durağan halde bile ivme verisi ölçmekteydi. Bu hatalı verinin integral işlemine girmesi sonucu hız ve konum verileri yanlış olarak elde edilmekteydi. Bu hatayı

ortadan kaldırmak adına durağan halde gelen gürültüleri integrasyon hesabına katmayacak bir filtre sisteme eklenmiştir.

Bununla beraber z-ekseni uygulamamızda yer çekimi ile aynı ekseninde olduğundan 1g değerindeki yer çekimi ivmesi durağan halde bile bu ekseninde gözükmemektedir. Bu değer z eksenindeki hareket olarak algılanıp integral işlemine girerse hatalı sonuçlara neden olacaktır. Bu nedenle ivme verileri öncelikle bir alçak geçiren filtre yapısına uygulanır. Bu filtrenin çıkışı bize yer çekimi ivmesinin hangi eksenlerde hangi genlikte olduğunu göstermektedir. Sonrasında bu değerler ölçülen ivme verisinden çıkarılır. Bu sayede ivme verisi üzerindeki yer çekimi etkisi sıfırlanmış olur. Kısacası bu yöntem ile lineer ivme değeri elde edilmiştir. Bahsedilen filtre yapısıyla ilgili detaylı bilgi [37] de bulunabilir.

Hareket sonrası x-eksen ve z-eksen yönlerinden toplanan verilerden elde edilen grafikler Şekil 3.13' te görülmektedir.



Şekil 3.13: SensorTag adım takibi deney çıktıları.

Adım atma işleminin ilk aşamasında ayak yer ile temas halinde iken yapılan bileğin kıvrılma hareketi sırasında oluşan titreşim ve sensör eksenini ile dünya eksenlerinin anlık değişimleri ivme verilerinde beklenenden farklı değerlerin oluşmasına yol açmıştır. x-ekseni üzerindeki hız verisinden görülüşü gibi hareket bütünüyle negatif yönde bir hareket olduğı halde grafik üzerinde pozitif bir hız verisi görölmektedir. Ayrıca gerek x-ekseni gerekse z-ekseni yönündeki hızlar hareketin bittiğı durumda sıfıra inmemektedir. Bu problemler, ölçülen ivme değerinden hıza geçişin mevcut hali ile doğru sonuçlar vermediğini göstermektedir.

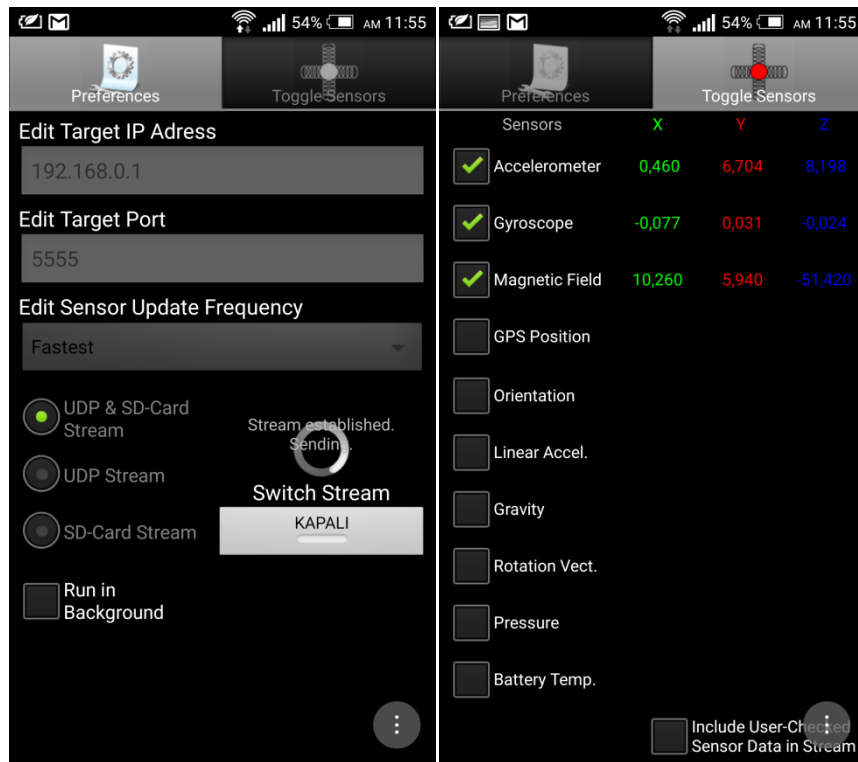
SensorTag ile yapılan iki deneyin sonuçlarından da göröldüğü gibi sadece accelerometer sensörü kullanılarak ivme verisinden hıza ve konuma geçiş, dönme olamayan sadece tek eksenindeki öteleme hareketi için belli bir yakınlıkta mümkündür. Fakat işin içerisinde dönme ve aynı anda iki ekseninde hareket girdiğı durumda hıza ve konuma geçiş işlemi doğruluğunu tamamıyla yitirmektedir.

Bu noktada gyroscope sensöründen alınan veriler kullanılarak sensör ünitesine bir oryantasyon filtresi uygulanması gerekliliğı ortaya çıkmaktadır. Accelerometer sensöründe olduğı gibi gyroscope sensörünün de örnekleme periyodu default yazılım içerisinde minimum olarak 100 ms değerine inebilmektedir. Gyroscope sensörünün de örnekleme periyodunu düşürmek amacıyla IAR Embedded Workbench derleyici ortamı kullanılarak SensorTag' in kaynak koduna müdahale edilmeye çalışılmıştır. Fakat gyroscope sensörünün örnekleme periyodu sistem üzerindeki çeşitli kısıtlamalardan dolayı 10 ms değerine indirilememektedir. Bu kısıtlamaların dikkate alınmadığı durumda gyroscope ölçümleri sırasında muhtemel veri kayıplarının ve hatalı ölçümlerin gerçekleşebileceğı konusunda üreticinin uyarısı bulunmaktadır. Bu durumda ilk seçenek gyroscope sensörünün accelerometer sensöründen farklı bir örnekleme frekansı ile çalıştırılmasıdır. İkinci seçenek ise iki sensörün de 100 ms gibi yüksek bir örnekleme periyodunda çalışmasıdır. Sensör örnekleme frekanslarının farklı ve/veya düşük olması kullanılacak oryantasyon filtresinin verimsiz hatta yanlış çalışmasına neden olacaktır. Örneğin oryantasyon filtrelerinden Kalman filtresinin hareket takibi uygulamalarında verimli şekilde kullanılabilmesi için gerekli olan örnekleme frekansı değer aralığı 512 Hz - 30 kHz dir [23,24].

Deneyin sonuçlarından da göröldüğü gibi SensorTag üzerinde bulunan accelerometer ve gyroscope sensörleri hassasiyet, örnekleme zamanları vb. özellikleri yetersizlik

göstermektedir. SensorTag ünitesinin ve sistemin belirtilen yetersizliklerinden dolayı çalışmamızın devamında bu ünitenin kullanılmasının uygun olmadığı görülmüştür.

Veri toplama çalışmalarında ikinci olarak Bölüm 3.1.2 de tanıtılan akıllı telefon üzerindeki IMU kullanılmıştır. Akıllı telefon sensörlerinden istenilen örnekleme frekansında ölçüm alan ve bu verileri başka bir cihaz ile paylaşan çeşitli Android uygulamaları mevcuttur. Bunlardan IMU+GPS-Stream adlı uygulama seçilmiş ve testlerimizde kullanılmıştır. Uygulama, akıllı telefon üzerindeki seçilen sensörlerden seçilen örnekleme frekansında ölçüm alarak bu ölçümleri SD-Card üzerine kayıt eder ya da UDP (User Datagram Protocol) üzerinden yayımlar. UDP, iki yönlü bağlantı gerektirmeyen basit bir iletim modeli kullanan protokol mekanizmasıdır. Bir modem üzerinden aynı kablosuz ağa bağlı cihazların herhangi birinden diğerine UDP üzerinden veri aktarımı sağlanabilmektedir. Testlerimizde uygulamanın UDP & SD-Card Stream seçeneği seçilmiştir. Bu sayede UDP portunda oluşabilecek herhangi bir veri kaybı SD-Card üzerinden okunan veri ile kıyaslanarak bulunabilecektir.



Şekil 3.14: IMU+GPS-Stream uygulama görseli.

Uygulama arayüzünün iki sekmesi Şekil 3.14' teki gibi ayarlanarak accelerometer ve gyroscope sensörlerinden alınan değerler SD-Card' a kayıt edilirken aynı zamanda UDP üzerinden ilgili porta gönderilmeye başlar.

Gönderilen verileri bilgisayar tarafından almak ve kayıt etmek için MATLAB üzerinde bir kod yazılmıştır. Bu kod ile UDP portuna ulaşan değerler kaydedilmektedir. Kaydedilen değerler bir satır içerisinde birden çok sensör ölçümünü içermektedir. MATLAB kodu tüm satırlar için bir ayrıştırma komutu kullanarak ilgili sensör değerlerini gerekli değişkenlere atmaktadır. Bu sayede toplam 6 ekseninde accelerometer ve gyroscope sensörlerinden gelen veriler bilgisayarda kaydedilmiş olmaktadır.

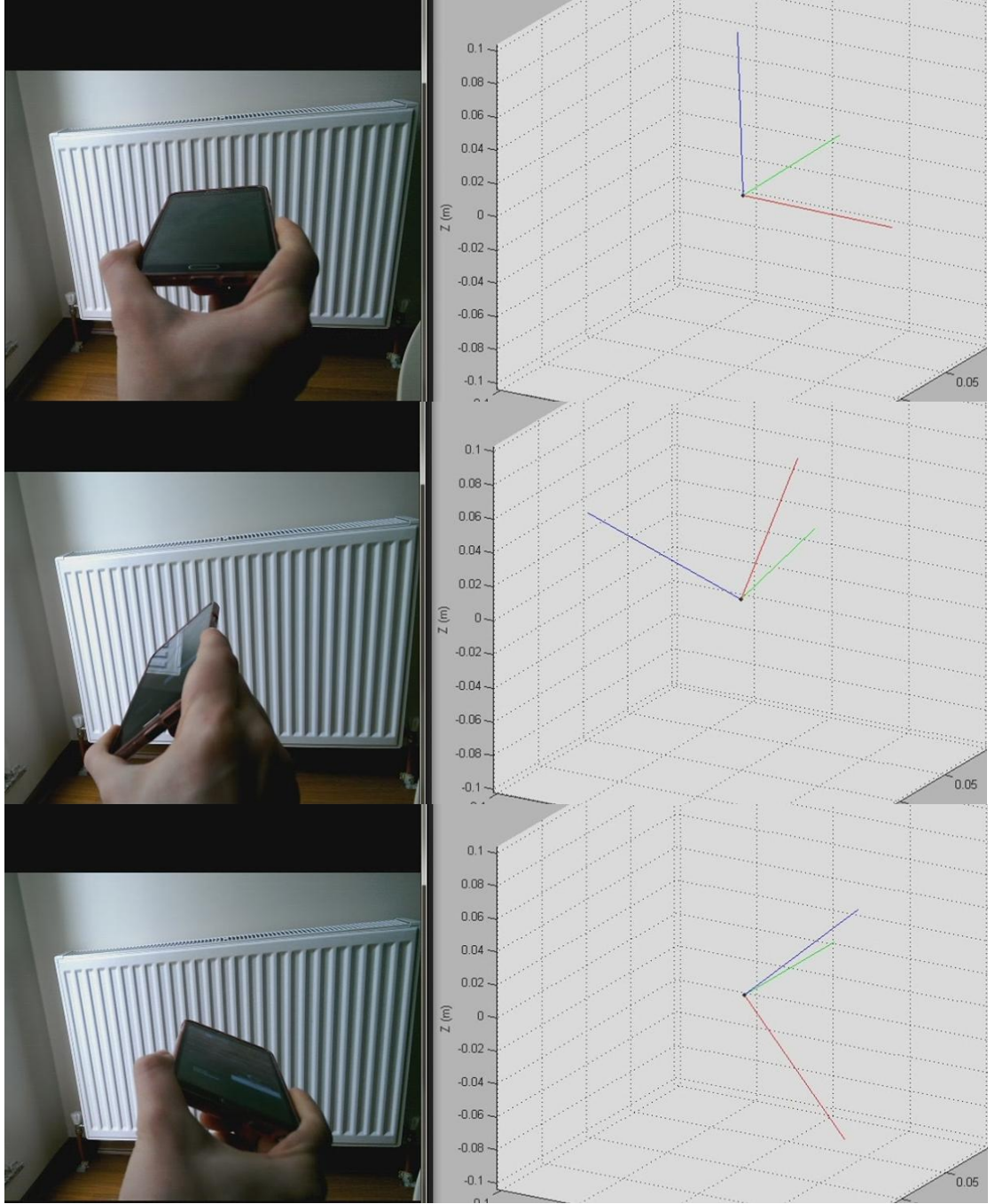
Bu aşamadan sonra telefona farklı eksenlerde öteleme ve dönme içeren çeşitli hareketler yaptırılarak bu hareketlerin verileri toplanmıştır. Sonrasında bu veriler Madgwick' in önerdiği filtre yapısına uygulanmıştır. Filtrenin çıkışı olarak elde edilen referans koordinat eksenindeki ivme verisinin integralleri alınarak hıza ve konuma geçilmiştir. Filtrenin doğru şekilde çalıştığından emin olmak için de hız ve konum verilerinin değişimi bir grafik arayüzünde çizdirilerek kontrol edilmiştir.

İlk olarak akıllı telefona öteleme olmayan sadece dönme olan bir hareket uygulanmıştır. Dönme hareketi y eksenini etrafında uygulanmıştır. Bunun nedeni kullanılan oryantasyon filtresinin telefonun döndürüldüğü anlarda verdiği tepkiyi görmektir.

Madgwick filtresi içerisinde örnekleme periyodu, lineer hız verisine uygulanan yüksek geçiren filtre kesim frekansı ve lineer pozisyon verisine uygulanan yüksek geçiren filtre kesim frekansı değişken olarak girilmektedir. Bu yüzden kullanılan sensörlerin çözünürlüğüne, örnekleme frekansına ve hareketin karakteristiğine göre filtrenin ilgili değişkenleri ayarlanmalıdır. Madgwick Filtre yapısı içerisinde kullanılan yüksek geçiren filtre katsayıları MATLAB içerisindeki Butterworth filtre oluşturma komutu yardımıyla belirlenmektedir. Butterworth filtresi oluşturmak için filtre derecesi, filtre tipi, filtre kesim frekansı ve filtreye uygulanacak verinin örnekleme frekansı değerlerini giriş olarak almaktadır. Butterworth filtresi ile belirlenen katsayılar yine MATLAB içerisindeki Zero-phase digital filter komutu (filtfilt) kullanılarak ilgili veriye uygulanmaktadır. Butterworth filtresiyle ilgili detaylar [38], Zero-phase digital filter ile ilgili detaylar [39] ta bulunabilir.

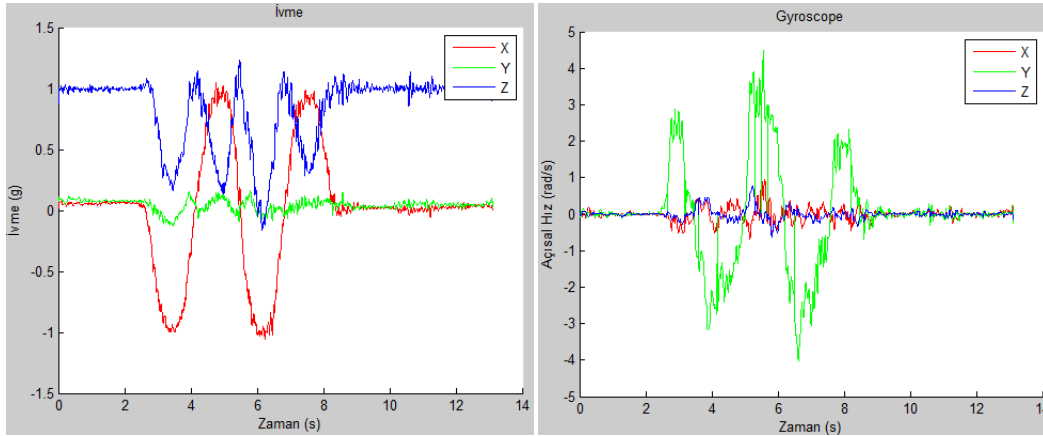
Akıllı telefonda IMU+GPS-Stream adlı uygulama üzerinden alınan verilerin örnekleme periyodu sabit olmamakla beraber ortalama 20 ms değerindedir. 20 ms değeri algoritmaya giriş olarak verilmiştir. Diğer değişkenler olan lineer hız ve

konum verisinin yüksek geçiren filtre kesim frekansları da yapılan hareket ile elde edilen grafikler kıyaslanarak ayarlanmaya çalışılmıştır. Son durumda lineer hız verisine uygulanan yüksek geçiren filtrenin kesim frekansı 0.5 Hz, lineer konum verisine uygulanan yüksek geçiren filtrenin kesim frekansı ise 3 Hz olarak ayarlanmıştır. İki filtrenin katsayıları da 1. derece yüksek geçiren Butterworth filtre oluşturma komutuyla elde edilmiştir. Bu durumda animasyon üzerindeki hareket, gerçekleştirilen döndürme hareketini temsil eder hale gelmiştir. (Şekil 3.15)



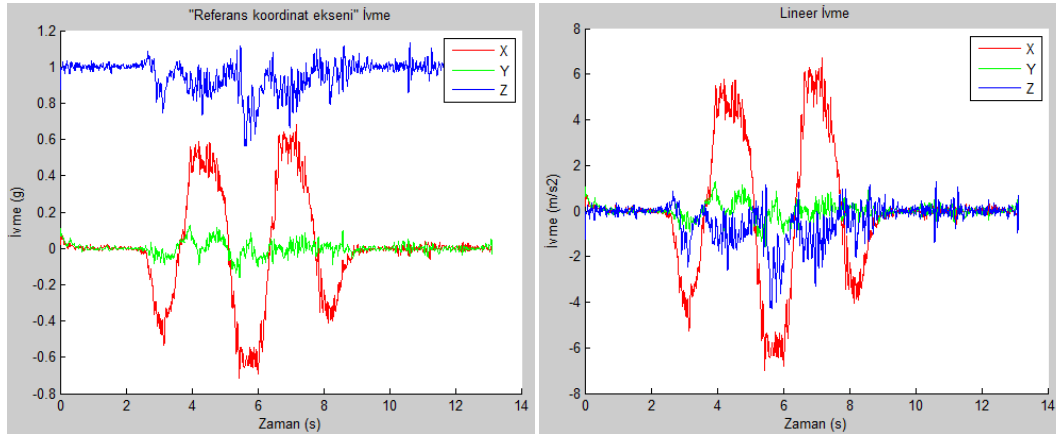
Şekil 3.15: Akıllı telefon dönme hareketi deney görseli.

Filtrenin performansını gösteren grafikler Şekil 3.16 - 3.19 arasında verilmiştir.



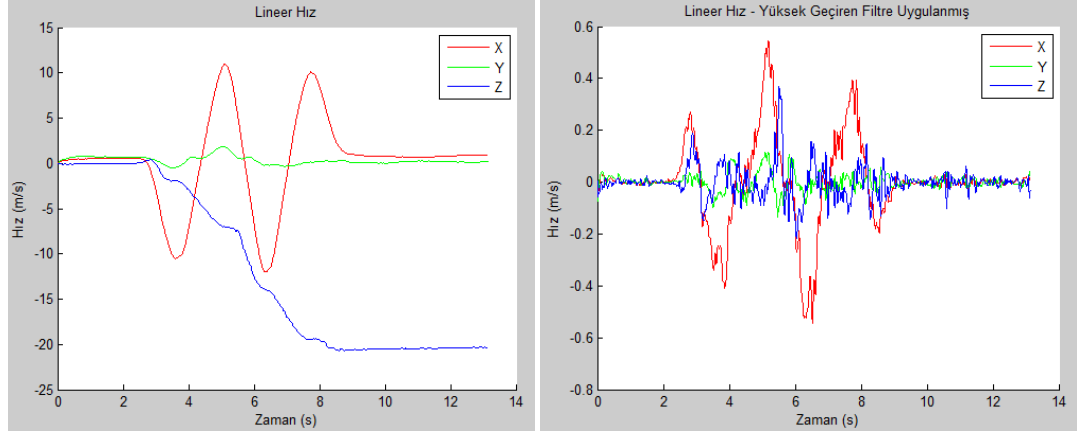
Şekil 3.16: Akıllı telefon dönme hareketi deneyi accelerometer ve gyroscope sensörlerinden gelen ham veriler.

İlk olarak Şekil 3.16' da verilmiş olan ham accelerometer ve gyroscope sensör verileri Madgwick' in önerdiği oryantasyon filtresine uygulanarak referans koordinat eksenindeki ivme değerleri elde edilmiştir. referans koordinat ekseninde tüm yer çekimi kuvvet bileşeninin z-ekseninde olduğu bilindiğinden ötürü 1g değeri z-ekseni bileşeninden çıkarılmıştır. Bu sayede lineer ivme değerine ulaşılmıştır. (Şekil 3.17)



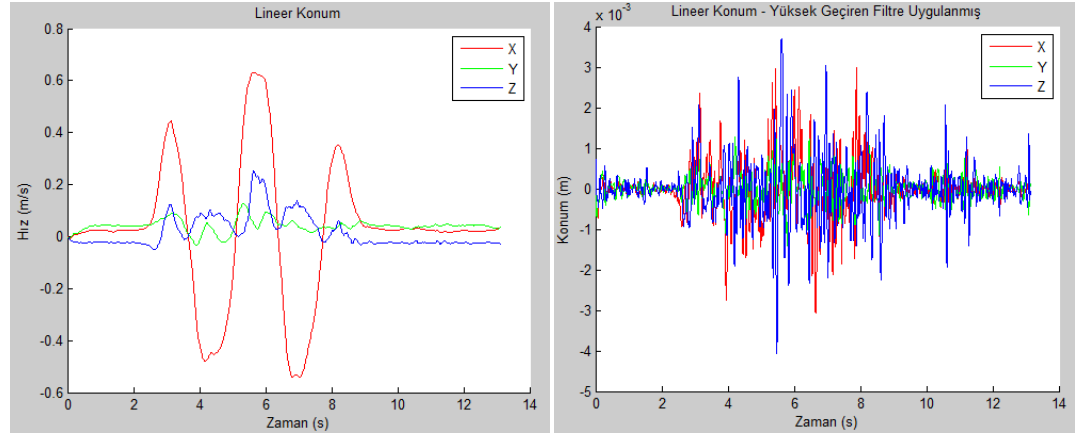
Şekil 3.17: Akıllı telefon dönme hareketi deneyi referans koordinat eksenine taşınmış ve lineer hale getirilmiş ivme değeri.

Sonrasında lineer ivme değerinin integrali alınarak lineer hız değeri elde edilir. Bu değer de 0.5 Hz kesim frekanslı 1. dereceden bir yüksek geçiren filtreden geçirilirse Şekil 3.18' deki gibi bir veriye ulaşılır. Görüldüğü gibi filtre z-ekseninde hatalı olarak algılanmış olan lineer hız verisini sönmüştür.



Şekil 3.18: Akıllı telefon dönme hareketi deneyi lineer hız verisi ve yüksek geçiren filtreden geçirilmiş hali.

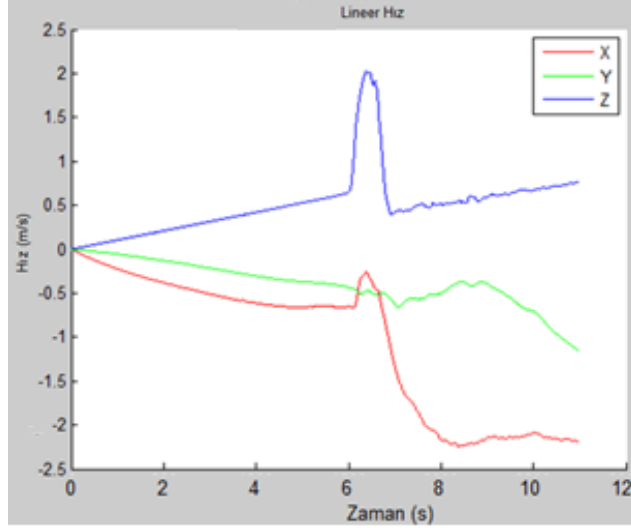
Son olarak yüksek geçiren filtreden geçirilen hız verisinin bir kez daha integrali alınarak lineer konum verisine ulaşılmış olur. Lineer konum verisinde dikkati çeken, yapılan hareket sırasında herhangi bir öteleme olmamasına karşın özellikle x ve y eksenlerinde bir yer değiştirme görülmesidir. Lineer konum verisine 3 Hz kesim frekanslı 1. dereceden bir yüksek geçiren filtre uygulandığında ise sonuç gerçeğe daha yakın çıkmaktadır. Şekil 3.19' daki grafiklerden görüldüğü üzere lineer konum grafiğinde 60 cm olarak görülen yer değiştirmeler filtrenin uygulanması sonrasında maksimum olarak 4 mm değerine gerilemiştir.



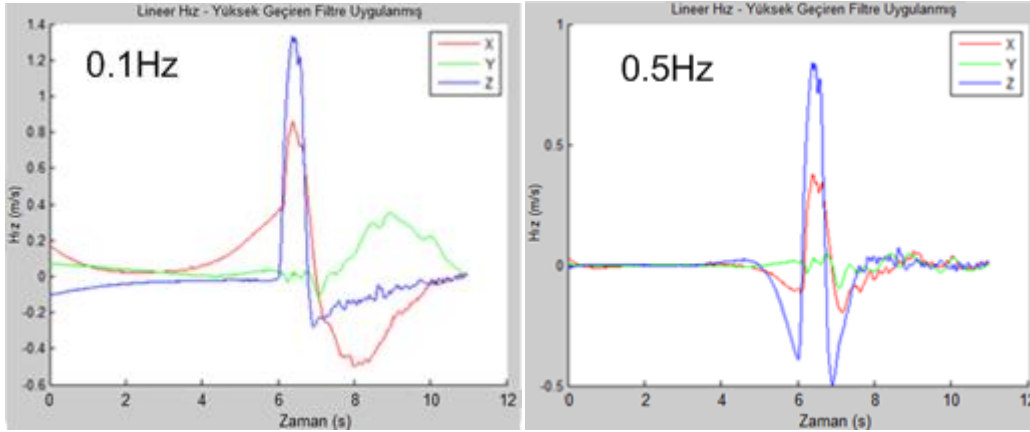
Şekil 3.19: Akıllı telefon dönme hareketi deneyi lineer konum verisi ve yüksek geçiren filtreden geçirilmiş hali.

İkinci bir test olarak içerisinde sadece z-ekseninde pozitif yönde öteleme olan bir hareket telefona uygulanmıştır. Bir önceki testte ayarlanan kesim frekansları sabit tutulduğunda animasyon üzerindeki hareketin gerçekteki hareketi temsil etmediği görülmüştür. Bunun nedeni dönme hareketini takip etmek için ayarlanan yüksek

geçiren filtre kesim frekanslarının öteleme hareketi için uygun olmamasıdır. Filtrelerin kesim frekansları değiştirilip gerçek hareket yakalanmaya çalışılmıştır. Şekil 3.20' de yapılan hareket sonucu elde edilen lineer hız verisi verilmiştir. Şekil 3.21' de ise lineer hız verisine 1. dereceden 0.1 Hz ve 0.5 Hz kesim frekanslarında uygulanmış yüksek geçiren filtrenin çıkışları verilmiştir.



Şekil 3.20: Akıllı telefon z-ekseninde öteleme hareketi deneyi lineer hız verisi.

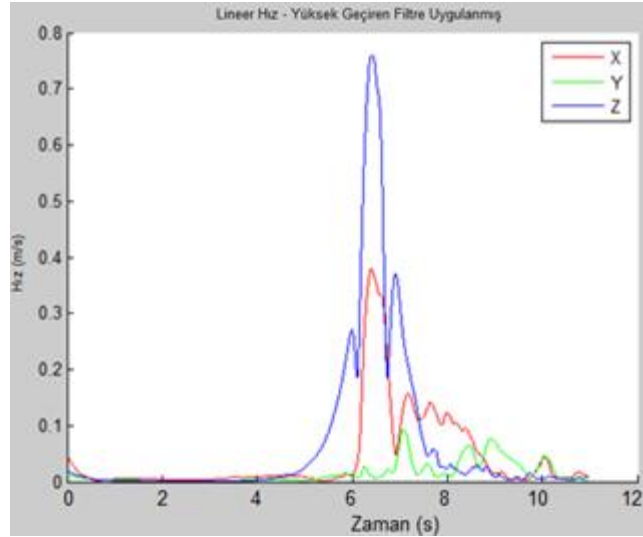


Şekil 3.21: Akıllı telefon z-ekseninde öteleme hareketi deneyi lineer hız değerinin 1. dereceden 0.1 Hz ve 0.5 Hz kesim frekanslı yüksek geçiren filtreden geçirilmiş hali.

Şekil 3.21' den görüldüğü gibi yüksek geçiren filtre kesim frekansı 0.1 Hz değerine ayarlandığında sensörün durağan olduğu durumlarda hız değeri görülmekte, hareket sırasında da sadece z-ekseninde hareket olmasına rağmen x ve y eksenlerinde de hız değeri görülmektedir. Yüksek geçiren filtre kesim frekansı 0.5 Hz değerine ayarlandığında ise durağan anlarda beklendiği gibi hız değeri görülmemektedir. Fakat hareket başladığında z-ekseninde sadece pozitif yönde hız beklenirken negatif

yönde de hız değeri görülmektedir. Ayrıca x ve y eksenlerinde de hız değerleri görülmektedir.

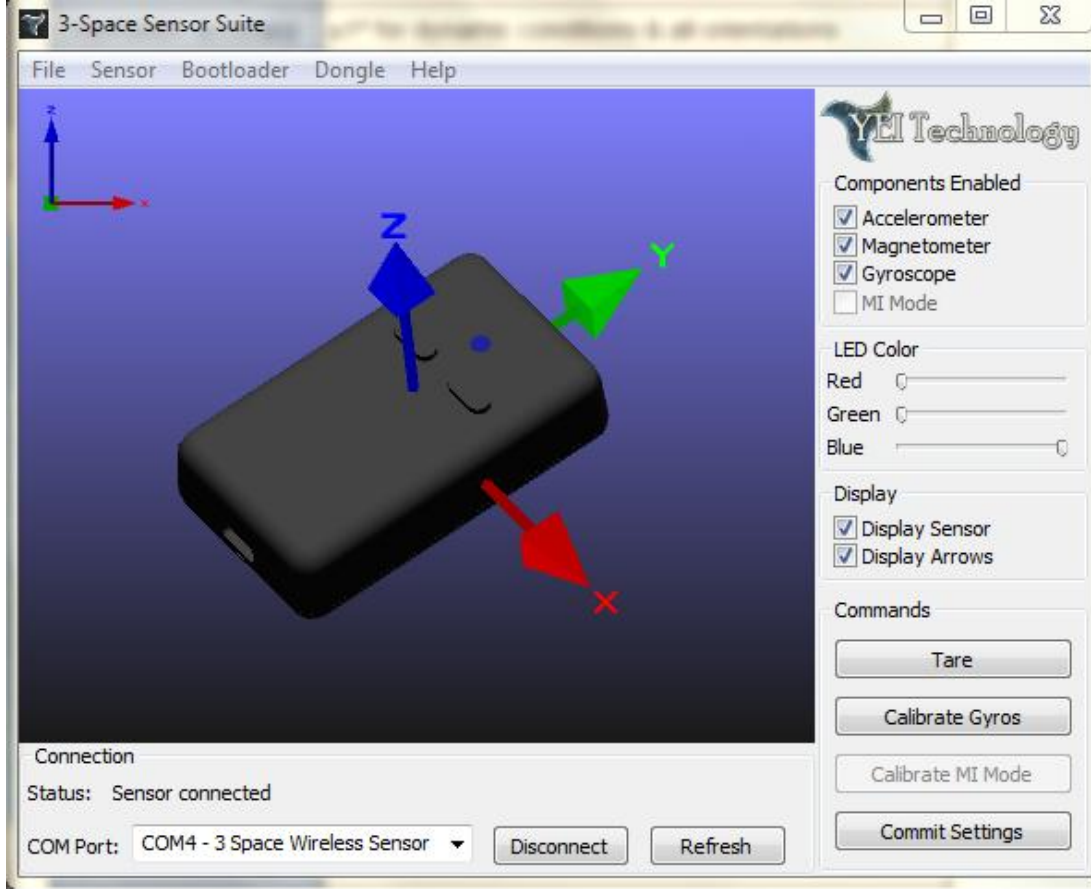
Son olarak hareket olmayan eksenlerde görülen hız değerlerini engellemek adına verilerin bir bant geçiren filtreden geçirilmesi denenmiştir. Şekil 3.22' de 1.dereceden 0.5 Hz - 5 Hz arası bant geçiren filtreden geçirilmiş hız verileri görülmektedir. Grafikten de görüldüğü üzere bant geçiren filtre de x ve y eksenlerindeki hız verisinin sıfırlanmasında başarılı olamamıştır. Bunun nedeninin akıllı telefon içerisindeki IMU yapısının Madgwick filtresinde verimli çalışacak yetkinlikte olmamasıdır. Özellikle örnekleme periyodunun 20 ms olması ve veri kayıt etme sırasında Android uygulamada olan kopmalar nedeniyle verilerin oryantasyon filtresi tarafından işlenmesi istenen verimde olamamaktadır.



Şekil 3.22: Akıllı telefon z-ekseninde öteleme hareketi deneyi lineer hız değerinin 1. dereceden 0.5 Hz - 5 Hz kesim frekanslarına sahip bant geçiren filtreden geçirilmiş hali.

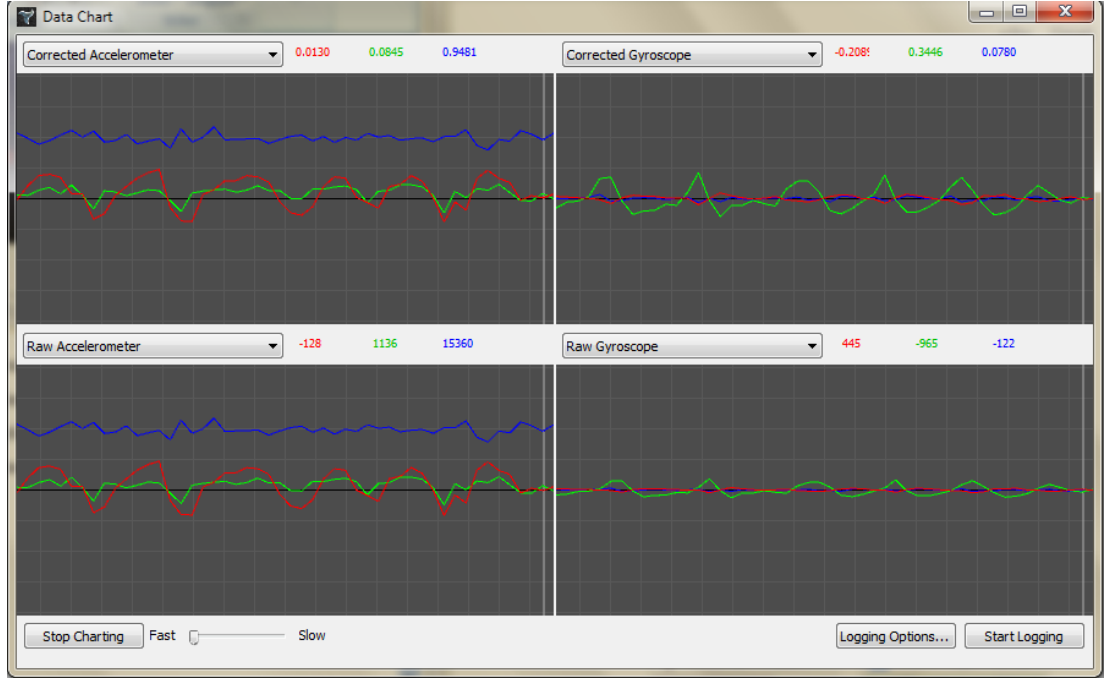
Yapılan testler sonucunda cep telefonu üzerindeki gyroscope ve accelerometer sensörlerinin verilerine Madgwick oryantasyon filtresi uygulandığında sadece dönmeden oluşan hareketlerde başarılı olduğu görülmüştür. Hareket içerisinde öteleme bulunduğu durumlarda ise telefon içerisindeki IMU yapısının Madgwick filtresinde verimli çalışacak yetkinlikte olmamasıdır. Özellikle örnekleme periyodunun 20 ms olması ve veri kayıt etme sırasında Android uygulamada olan kopmalar nedeniyle verilerin oryantasyon filtresi tarafından işlenmesi istenen verimde olamamaktadır.

Veri toplama çalışmalarında son olarak Bölüm 3.1.3 te tanıtılan 3-Space sensor nitesi kullanılmıştır. Sensör nitesine bilgisayar üzerinden ulaşabilmek için 3-Space Sensor Suite programı kullanılmıştır. Programın görseli şekil 3.23' te verilmiştir.



şekil 3.23: 3-Space Sensor Suite program arayüz görseli.

Arayüzdeki Advanced Settings sekmesinde bulunan Data Chart kısmı kullanarak sensör ünitesinden çıkış olarak alınabilen tüm veriler grafiksel olarak gösterilebilmektedir. Ayrıca aynı veriler değiştirilebilen örnekleme frekansı ile .TXT formatında gerçek zamanlı olarak kaydedilebilmektedirler. Data Chart ekranı şekil 3.24' te gösterilmiştir. Grafiklerdeki renklerden kırmızı x eksenini, yeşil y eksenini ve mavi z eksenindeki verileri göstermektedir. Data Chart üzerinde ilgilendiğimiz değerler Corrected Accelerometer ve Corrected Gyroscope değerleridir. Verilerin corrected olmasından kasıt accelerometer için ölçüm aldığı g skalasında bir g değerine atanması, gyroscope için ise ölçüm aldığı skalada bir rad/s değerine atanmasıdır. 3-Space Sensor Suite programı ile ilgili daha detaylı bilgiler [40] ve [41] kaynaklarında mevcuttur.



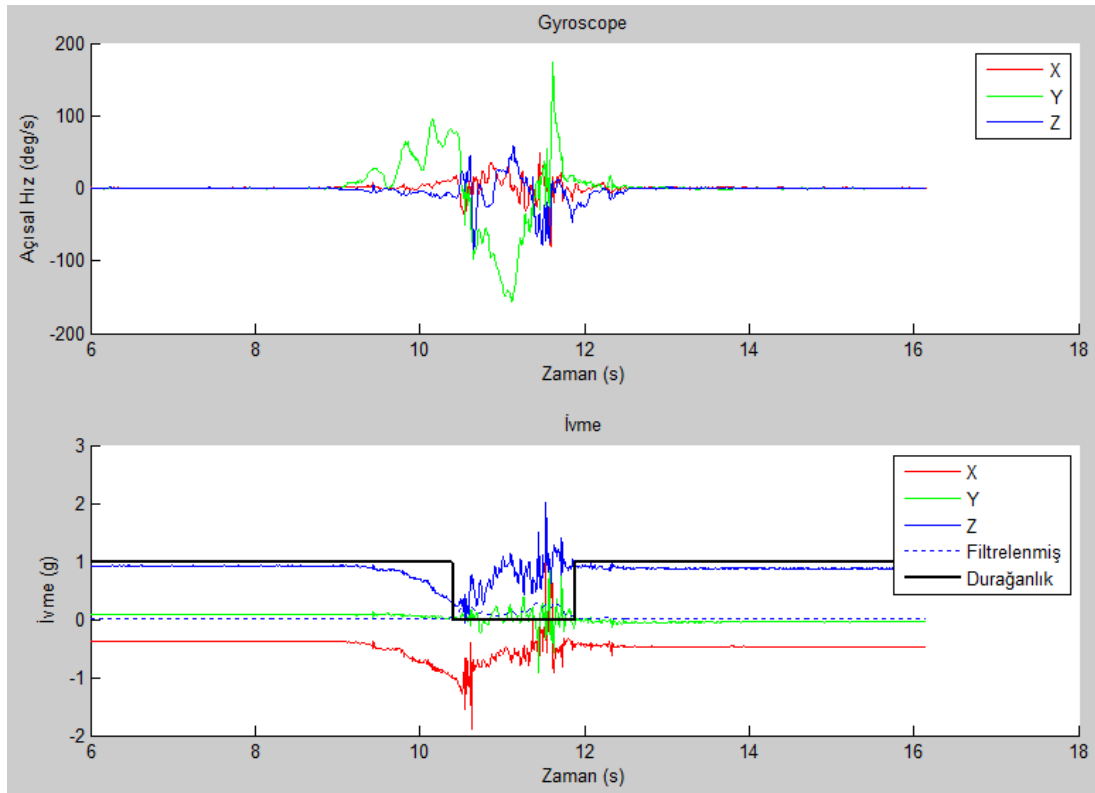
Şekil 3.24: 3-Space Sensor Suite programı Data Chart görünümü.

3-Space sensor ünitesinin üzerinde bulunan accelerometer ve gyroscope sensörleri önceki testlerde kullanılan IMU' lara göre çok daha hassastır. Ayrıca ünite hareket takibi uygulamaları için tasarlandığı için gerekli olan örnekleme frekansı değerine sağlayabilmektedir. Ünite maksimum 256 Hz örnekleme frekansı (3.9 ms örnekleme periyodu) değerinde veri gönderimi yapabilmektedir.



Şekil 3.25: 3-Space sensor ünitesinin adım takibi deneyi için ayak üzerine konumlandırılması.

Sensör ünitesi Şekil 3.25' te gösterildiği gibi sağ ayak üzerine konumlandırılarak bir adım yürüme verisi toplanmıştır. Atılan adımın uzunluğu 55 cm ve adım sırasında ayağın yukarı yönde hareketi yaklaşık olarak 10 cm ölçülmüştür. Veri toplama işlemi 256 Hz örnekleme frekansında gerçekleştirilmiştir. Toplanan veriler Madgwick' in önerdiği yürüme hareketini takip etmek için tasarlanan filtre yapısına sokulmuştur. Sensör ünitesinden gönderilen accelerometer verileri g, gyroscope verileri ise rad/s birimindedir. Filtre yazılımı accelerometer verisini g biriminde, gyroscope verisini ise deg/s biriminde alıp işlemektedir. Bu yüzden sensörden gönderilen gyroscope verileri ilk önce yazılım içerisinde deg/s birimine çevrilmiştir. Alınan ham veriler Şekil 3.26' da verilmiştir.



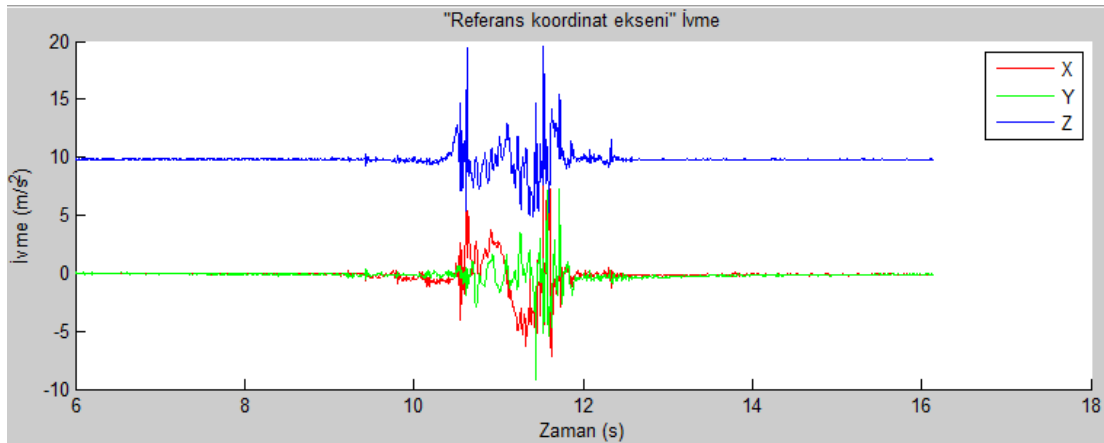
Şekil 3.26: 3-Space sensor ile adım takibi deneyi ham accelerometer ve gyroscope ölçümleri ve durağanlık algılama çıktıları.

Yazılımın ilk adımında alınan accelerometer verileri hareket sırasındaki durağan anların algılanması üzerine bir filtre yapısından geçmektedir. Bu filtrenin içeriği 3-eksendeki accelerometer verilerinin genlikleri toplamı öncelikle 1. dereceden 0.001 Hz kesim frekanslı bir yüksek geçiren filtreden geçirilmektedir. Sonrasında yüksek geçiren filtrenin çıkışından alınan değerler 1. dereceden 5 Hz kesim frekanslı bir

alçak geçiren filtreden geçirilmektedir. Bahsedilen iki filtre yine MATLAB üzerindeki Butterworth filtre oluşturma komutuyla elde edilmiştir.

Filtrelerden geçirilerek elde edilen değerin genliği 0.04 g değerinden düşük olduğu durumlar durağan olarak alınmaktadır. Durağanlığın algılanmasının gerekliliği ivme verisinden hıza ve konuma geçişlerde kullanılan integrasyondaki hataları minimuma indirmektir. Algoritma içerisinde durağanlık algılandığı durumlarda hız değeri sıfırlanmakta ve integrasyon işlemi durdurulmaktadır. Bir adım atma verimizin durağanlık görseli Şekil 3.26' da verilmiştir.

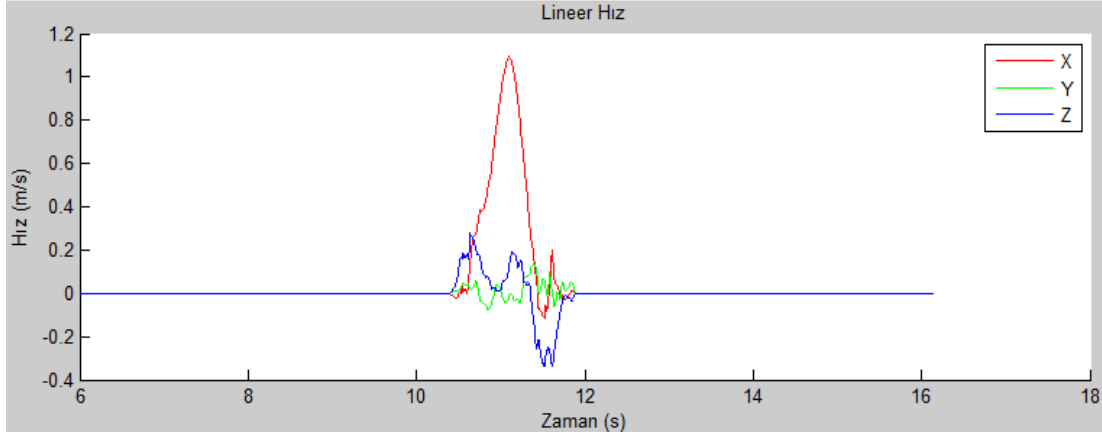
Durağanlık algılamasından sonra gyroscope ve accelerometer verileri Madgwick' in oryantasyon filtresine uygulanmıştır. Filtre ile ilgili detaylı bilgiye [23,24] ulaşılabilir. Filtrenin örnekleme frekansı sensörümüzün de örnekleme frekansı olan 256 Hz değeri seçilmiştir. Oryantasyon filtresi çıkışı sensör ünitesinin referans koordinat eksenindeki ivme değeridir. Ayrıca ivme değeri 9.81 katsayısı ile çarpılarak m/s^2 birimine dönüştürmüştür. (Şekil 3.27)



Şekil 3.27: 3-Space sensor ile adım takibi deneyi referans koordinat eksenlerindeki ivme verisi.

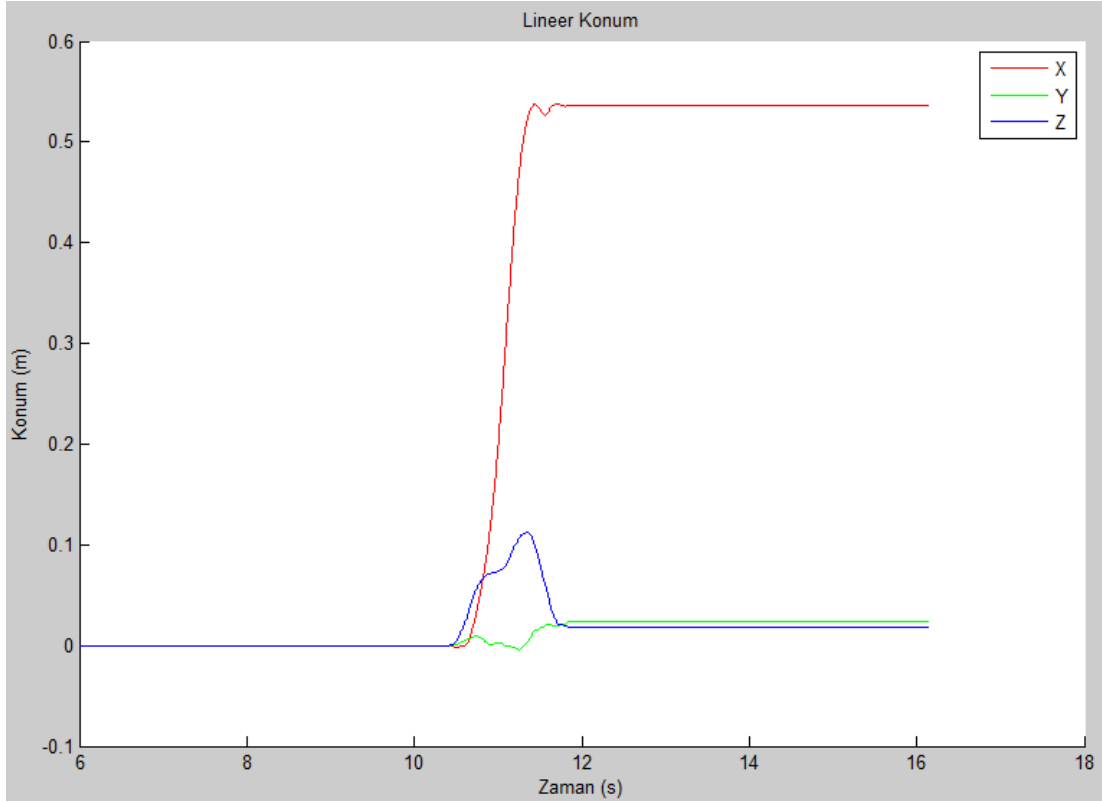
Şekil 3.27 üzerindeki veriden de görüleceği gibi z-ekseni üzerinde beklendiği üzere $9.81m/s^2$ lik bir offset vardır. Bunun nedeni yer çekimi kuvvetidir. Referans koordinat eksenine taşınmış ivme verisinin z-ekseninden $9.81m/s^2$ değeri çıkarılarak lineer ivme değeri elde edilmiş olur.

Lineer ivme verisinin integrali alınması sonucu lineer hız verisine ulaşılır. Şekil 3.28' de ulaşılan lineer hız verisi verilmiştir.



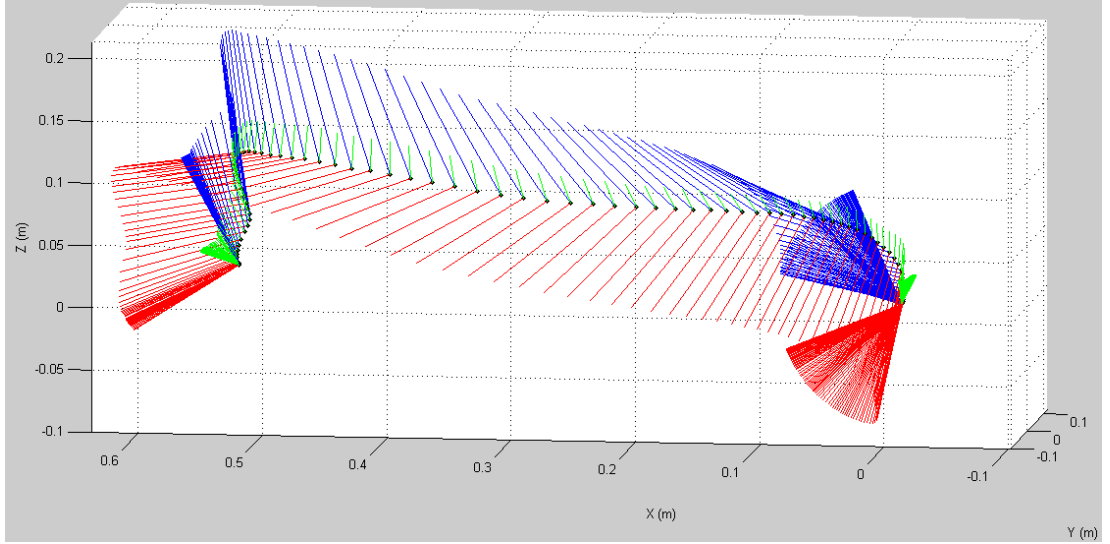
Şekil 3.28: 3-Space sensor ile adım takibi deneyi lineer hız verisi.

Lineer hız verisinin integrali alınması sonucu lineer konum verisine ulaşılır. Şekil 3.29' da ulaşılan lineer konum verisi verilmiştir.



Şekil 3.29: 3-Space sensor ile adım takibi deneyi lineer konum verisi.

Hız ve konum grafikleri incelendiğinde sonuçların gerçek ile uyumlu olduğu görülmektedir. Ayrıca sensör ünitesinin bir adım atma sırasındaki dönme ve öteleme hareketini gösteren animasyonun gerçek ile uyumlu olduğu görülmüştür. Şekil 3.30' da animasyonun çıktısı verilmektedir.



Şekil 3.30: 3-Space sensor ile adım takibi deneyi animasyon çıktısı.

Test sonuçlarından da görüldüğü üzere 3-Space sensor ünitesi uygulamamızda kullanılmaya uygundur. Sensör ünitesinden alınan veriler yürüme takibi için optimize edilmiş Madgwick oryantasyon filtresine uygulanarak referans koordinat eksenlerindeki hız bilgisine dönüştürülür. Bu sayede ters kinematik algoritmaya giriş olarak verilecek hız değerleri elde edilmiş olur.

3.3 Deney Düzenekinin Oluşturulması

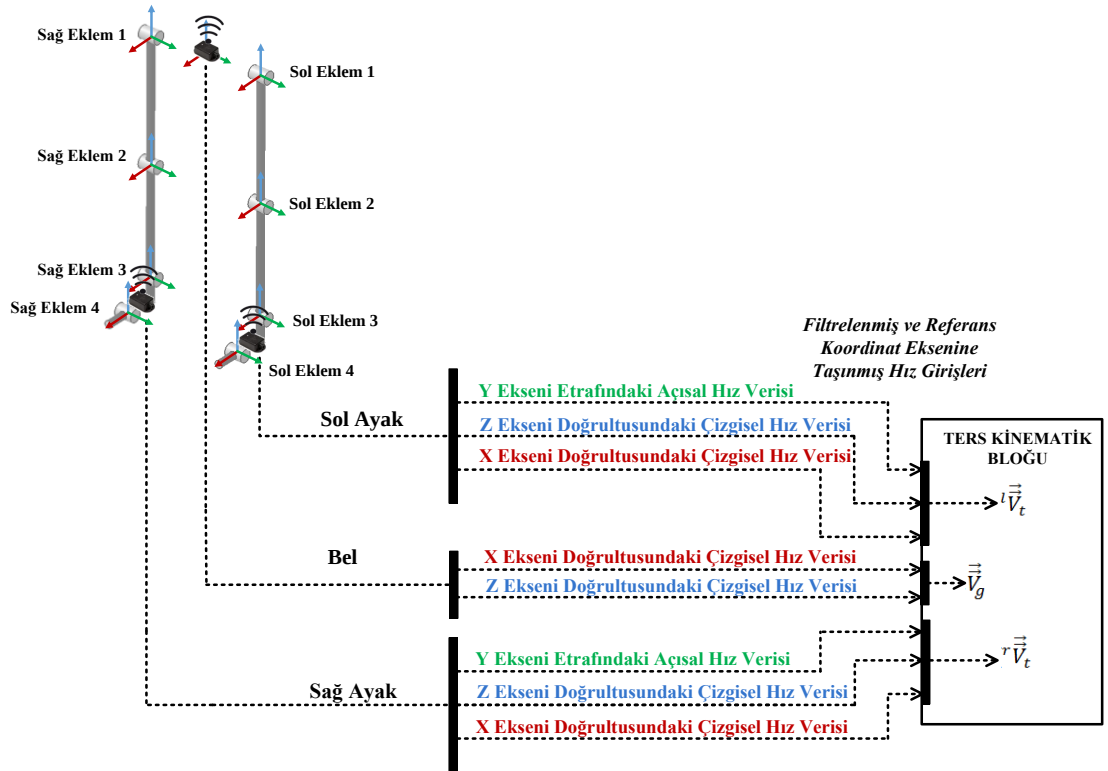
Bölüm 2.1 de oluşturulan gövde altı kinematik modelin ters kinematik yöntem ile çözümlenebilmesi için sisteme 3 farklı bölgeden veri girişi yapılmalıdır. İlk bölge kinematik modelin gövdesi (mobile base) olarak tanımlanan beldir. İkinci bölge modelin sağ manipülatörünün uç noktası (tip point) olarak tanımlanan sağ ayak üst kısmıdır. Üçüncü bölge ise modelin sol manipülatörünün uç noktası (tip point) olarak tanımlanan sol ayak üst kısmıdır. IMU' ların yerleştirildikleri bölgeler Şekil 3.31' de verilmiştir.



Şekil 3.31: Oluşturulan deney düzeneği.

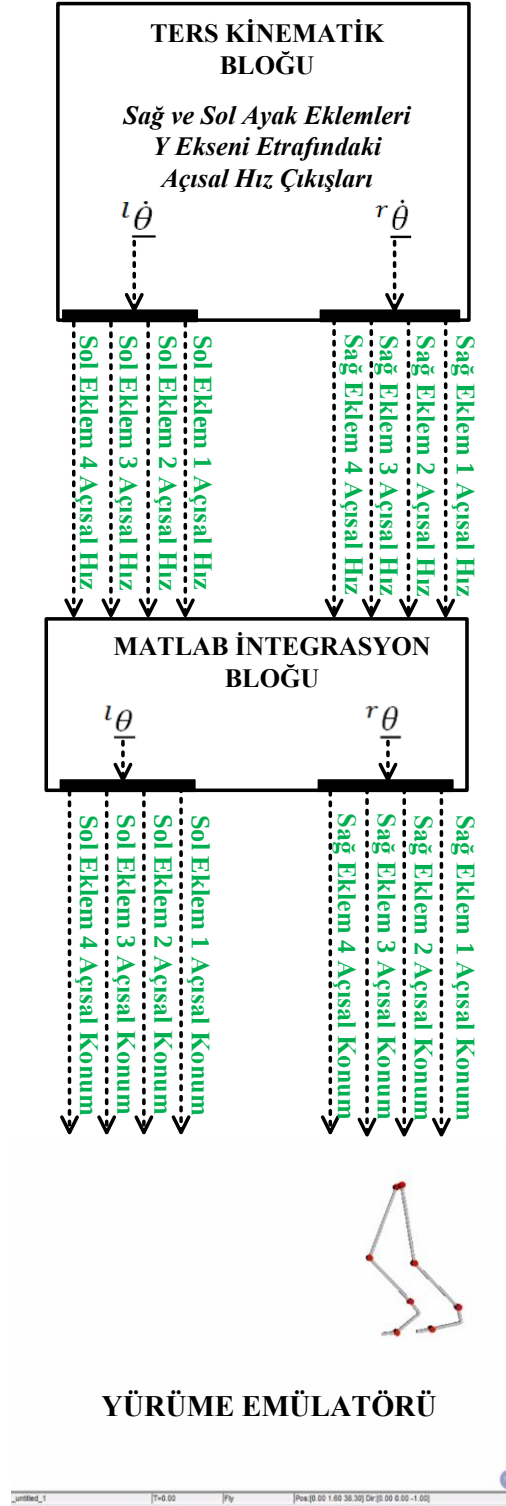
4. DENEY SONUÇLARI VE DEĞERLENDİRİLMESİ

Bölüm 3.3 de oluşturulan deney düzeneği ile yürüme hareketi tatbik edilmiş ve gerekli veriler toplanmıştır. Üç ayrı sensörden gelen accelerometer ve gyroscope verileri bilgisayar ortamında toplanmış ve verilere Madgwick oryantasyon filtresi uygulanmıştır. Oryantasyon filtresi çıkışları üç sensörün referans koordinat eksenine taşınmış ivme değerlerini göstermektedir. Sonrasında referans koordinat eksenindeki ivme değerlerinin integrali alınarak hız verisine ulaşılmıştır. İntegral işlemi öncesinde ivme değerleri durağanlığın anlaşılması için Bölüm 3.2 de bahsedilen filtreden geçirilmiştir. Elde edilen referans koordinat eksenine aktarılmış ve filtrelenmiş hız verisi Bölüm 2.1 de tanımladığımız gövde altı modelin ters kinematik çözüm bloğuna giriş olarak verilmişlerdir. Deney düzeneği ile ters kinematik bloğun girişlerinin detaylı gösterimi Şekil 4.1' de verilmiştir.



Şekil 4.1: Deney düzeneği ve ters kinematik blok girişleri.

Ters kinematik bloğun çıkışları ise gövde altı kinematik model içerisinde tanımlanan sağ ve sol ayak eklemlerinin açısal hız değerleridir. Ters kinematik bloğun çıkışlarının ve yürüme emülatörünün oluşturulmasının detaylı gösterimi Şekil 4.2' de verilmiştir.



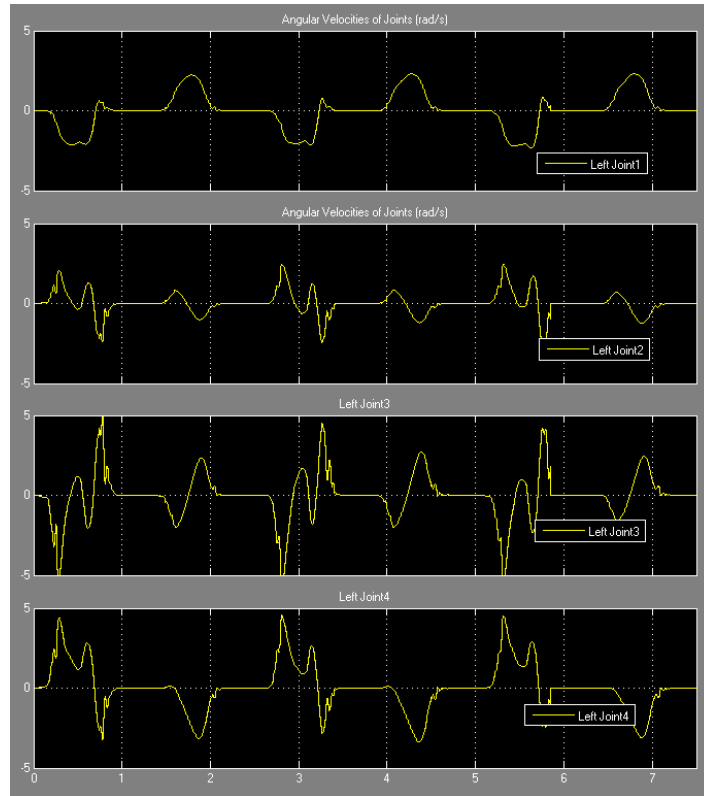
Şekil 4.2: Ters kinematik blok çıkışları ve yürüme emülatörü.

Ters kinematik modelin hesaplamalarda kullandığı bir parametre de link uzunluklarıdır. Uygulamamızda yürüme verisi toplanan kişinin gövde altı linklerinin uzunlukları yaklaşık olarak ölçülmüş ve Çizelge 4.1' deki Şekil 4.3' teki değerler ters kinematik modeline giriş olarak verilmiştir.

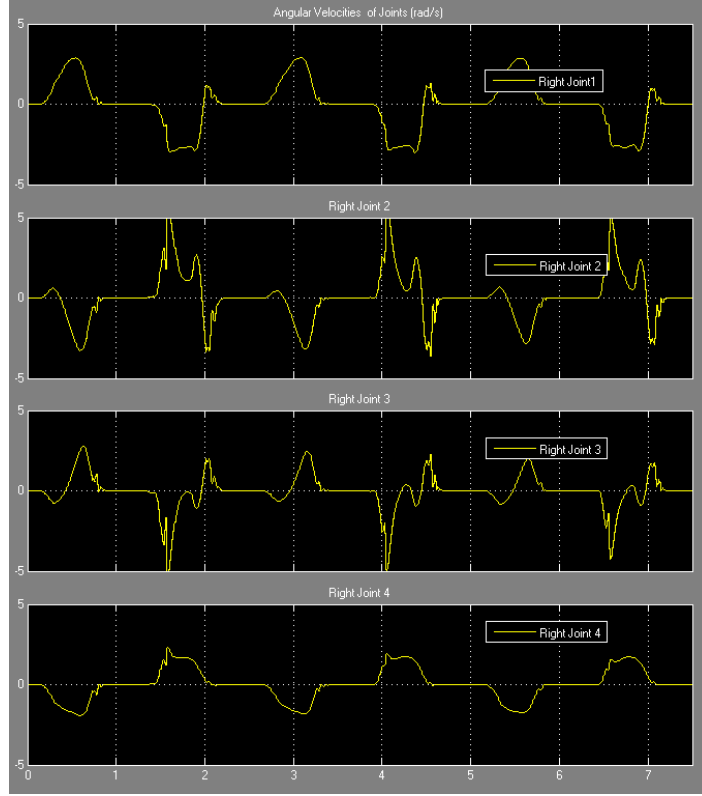
Çizelge 4.1 : Gövde altı ters kinematik modele giriş olarak verilen link uzunlukları.

Link	x (m)	y (m)	z (m)
$i\vec{\ell}_{0,1}$	0	0.2	0
$i\vec{\ell}_{1,2}$	0	0	0.5
$i\vec{\ell}_{2,3}$	0	0	0.4
$i\vec{\ell}_{3,4}$	0.15	0	0.1
$i\vec{\ell}_{4,t}$	0.1	0	0

Ters kinematik bloğun çıkışları olan sağ ve sol ayak eklemlerinin y-ekseni doğrultusundaki açısal hız değerlerinin grafikleri Şekil 4.3 ve 4.4' te verilmişlerdir.



Şekil 4.3: Sol ayakta bulunan dört eklemin açısal hız - zaman grafikleri.



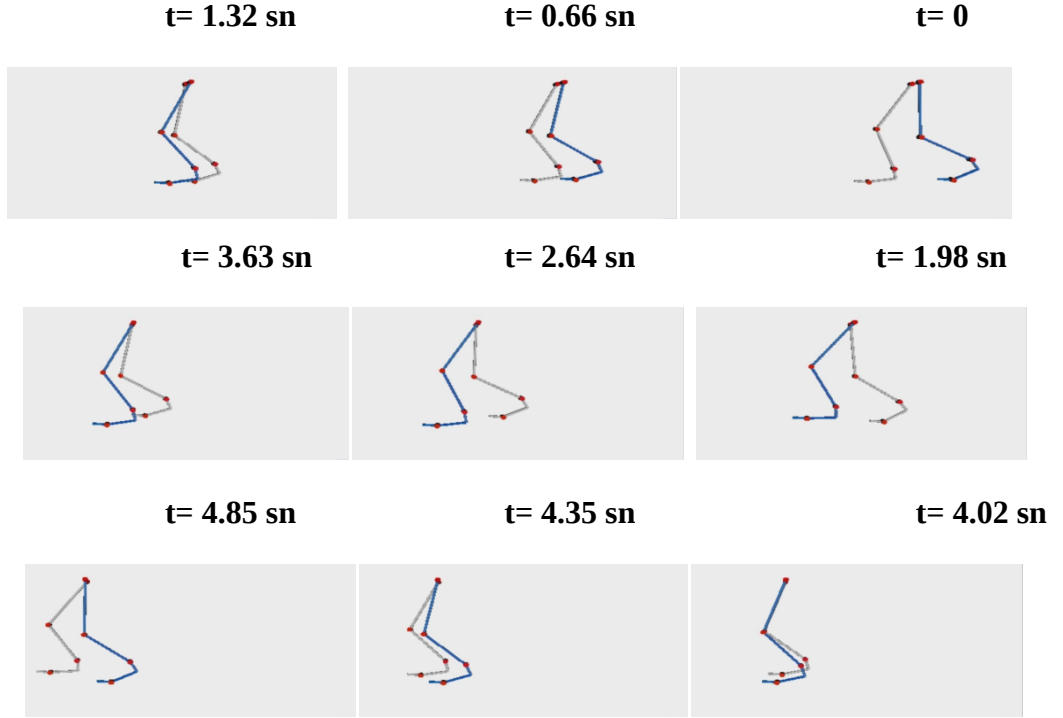
Şekil 4.4: Sağ ayakta bulunan dört eklemin açısal hız - zaman grafikleri.

Ters kinematik bloğun çıkışları olan açısal hız değerlerinin integralinin alınması ile elde edilen açısal konum değerlerinin kullanıldığı emülatörün adım atma hareketini simüle edişi Şekil 4.5' de verilmektedir. Emülatör içerisinde eklemlerin açısal konumlarının başlangıç değerleri (4.1) deki şekliyle alınmıştır.

$$\underline{\theta} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0.1865 \\ 0.7437 \\ -0.2257 \\ -0.7803 \\ -0.5795 \\ 0.7 \\ 0 \\ -0.1963 \end{bmatrix} \quad (4.1)$$

$\underline{\theta}$ vektörü içerisindeki ilk 6 eleman 6 serbestlik dereceli gövdenin (mobile base) açı ve öteleme değerleridir. Sonraki 4 eleman sırası gövdeden ayak ucuna doğru olacak şekilde sol ayak eklemlerinin açılarını göstermektedir. Son 4 eleman ise yine sırası

gövdeden ayak ucuna doğru olacak şekilde sağ ayak eklemlerinin açılarını göstermektedir. Şekil 4.5 içerisinde hareketin ilk ve belli anlarında emülatörden alınan ekran görüntülerinin birleştirilmiş hali görülmektedir.



Şekil 4.5: Adım atma hareketi emülatör çıktısı.

5. SONUÇ

Çalışmanın sonucunda iki boyutlu (planar) yürüme hareketinin takibi IMU' dan alınan verileri giriş olarak kullanan bir gövde altı kinematik model ile gerçekleştirilmiştir.

Çalışma sırasında yürüme hareketinden doğru bir şekilde veri toplanması konusunda çeşitli sensör üniteleri ve yöntemler denenmiştir. Son durumda YEI Technology firmasının bir ürünü olan 3-Space sensör ünitesi kullanılmıştır. Sensör ünitesinden alınan verileri referans koordinat eksenine çevirmek için de Madgwick oryantasyon filtresi kullanılmıştır. Ayrıca ivme verisinden hıza geçiş sırasında integrasyon hatalarını ortadan kaldırmak için durağanlığı algılayan ve hız değerini sıfırlayan bir filtre yapısı kullanılmıştır.

Gövde altı kinematik modeli, literatürde uzaysal vektör cebri yöntemi olarak bilinen modelleme yöntemine göre elde edilmiştir. Model elde edildikten sonra ters kinematik modele geçilmiş ve referans koordinat ekseninde alınan açısal ve çizgisel hız değerleri ters kinematik modele giriş olarak verilmiştir.

Ters kinematik modelin çıkışları ise sağ ve sol ayaktaki eklemlerin açısal hızlarıdır. Eklemlerin açısal hız değerlerinin integralleri alınarak açısal konum değerlerine ulaşılmış ve hazırlanan emülatör üzerinden hareket takip edilmiştir. Emülatörde görüldüğü üzere yürüme sırasındaki ayak hareketleri ve alınan mesafeler gerçek hareket ile örtüşmektedir.

Mevcutta yapılan çalışma IMU' lardan alınan verilerin bilgisayara kayıt edilmesi, işlenmesi ve emülatör üzerinden gösterilmesi şeklinde gerçekleşmiştir. İleriki çalışmalarda bu yöntemin gerçek zamanlı olarak uygulanması planlanmaktadır.

Yine mevcut çalışmada gövde altı kinematik modeli iki boyutlu (planar) olarak modellenmiş ve yürüme hareketi iki boyutta takip edilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda görülen başarılı sonuçlardan ötürü mevcut yöntemin üç boyutlu modellere genişletilmesi mümkün gözükmektedir. Ayrıca yöntemin gövde altı model dışında insan kol hareketlerini de takip etmesi ileride çalışılması düşünülen konulardandır.

Önerdiğimiz hareket takip yönteminde literatürdeki hareket takip yöntemlerine göre daha az sayıda sensör kullanılmıştır. İleriki çalışmalarda yöntemimizin performansını gözlemlemek açısından literatürdeki diğer yöntemlerle karşılaştırmalı deneylerin yapılması planlanmaktadır.

KAYNAKLAR

- [1] **Dasgupta, A., & Nakamura, Y.** (1999). Making feasible walking motion of humanoid robots from human motion capture data. In *Robotics and Automation, 1999. Proceedings. 1999 IEEE International Conference on* (Vol. 2, pp. 1044-1049). IEEE.
- [2] **Shi, G., Zou, Y., Jin, Y., Cui, X., & Li, W. J.** (2009, February). Towards HMM based human motion recognition using MEMS inertial sensors. In *Robotics and Biomimetics, 2008. ROBIO 2008. IEEE International Conference on* (pp. 1762-1766). IEEE.
- [3] **Rebula, J. R., Ojeda, L. V., Adamczyk, P. G., & Kuo, A. D.** (2013). Measurement of foot placement and its variability with inertial sensors. *Gait & posture*, 38(4), 974-980.
- [4] **Nixon, M. S., Carter, J. N., Shutler, J. D., & Grant, M. G.** (2002). New advances in automatic gait recognition. *Information Security Technical Report*, 7(4), 23-35.
- [5] **Alvarez, J. C., González, R. C., Alvarez, D., López, A. M., & Rodríguez-Uriá, J.** (2007, August). Multisensor approach to walking distance estimation with foot inertial sensing. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE* (pp. 5719-5722). IEEE.
- [6] **Lin, J. F., & Kulić, D.** (2012). Human pose recovery using wireless inertial measurement units. *Physiological measurement*, 33(12), 2099.
- [7] **Cooper, G., Sheret, I., McMillian, L., Siliverdis, K., Sha, N., Hodgins, D., ... & Howard, D.** (2009). Inertial sensor-based knee flexion/extension angle estimation. *Journal of biomechanics*, 42(16), 2678-2685.
- [8] **Menache, A.** (2011). *Understanding motion capture for computer animation*. Elsevier.
- [9] **Kurihara, K., Hoshino, S. I., Yamane, K., & Nakamura, Y.** (2002, May). Optical motion capture system with pan-tilt camera tracking and realtime data processing. In *ICRA* (pp. 1241-1248).
- [10] "http://www.yeitechnology.com/productdisplay/3-space-wireless-24ghz-dsss#downloads_and_documentation" alınma tarihi: 10.04.2014.
- [11] **Tong, K., & Granat, M. H.** (1999). A practical gait analysis system using gyroscopes. *Medical engineering & physics*, 21(2), 87-94.
- [12] **Williamson, R., & Andrews, B. J.** (2001). Detecting absolute human knee angle and angular velocity using accelerometers and rate gyroscopes. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 39(3), 294-302.

- [13] **Liu, T., Inoue, Y., & Shibata, K.** (2009). Development of a wearable sensor system for quantitative gait analysis. *Measurement*, 42(7), 978-988.
- [14] **Mayagoitia, R. E., Nene, A. V., & Veltink, P. H.** (2002). Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems. *Journal of biomechanics*, 35(4), 537-542.
- [15] **Willemsen, A. T. M., Van Alste, J., Boom, H.** (1990). Real-Time Gait Assessment Utilizing a New Way of Accelerometry, *Journal of Biomechanics* 23 (8) (1990) 859–863.
- [16] **Dejnabadi, H., Jolles, B. M., & Aminian, K.** (2005). A new approach to accurate measurement of uniaxial joint angles based on a combination of accelerometers and gyroscopes. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 52(8), 1478-1484.
- [17] **Djurić-Jovičić, M. D., Jovičić, N. S., & Popović, D. B.** (2011). Kinematics of gait: new method for angle estimation based on accelerometers. *Sensors*, 11(11), 10571-10585.
- [18] **Liu, K., Liu, T., Shibata, K., Inoue, Y., & Zheng, R.** (2009). Novel approach to ambulatory assessment of human segmental orientation on a wearable sensor system. *Journal of biomechanics*, 42(16), 2747-2752.
- [19] **Luinge, H. J., & Veltink, P. H.** (2005). Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. *Medical and Biological Engineering and computing*, 43(2), 273-282.
- [20] **Dejnabadi, H., Jolles, B. M., Casanova, E., Fua, P., & Aminian, K.** (2006). Estimation and visualization of sagittal kinematics of lower limbs orientation using body-fixed sensors. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 53(7), 1385-1393.
- [21] **Favre, J., Jolles, B. M., Siegrist, O., & Aminian, K.** (2006). Quaternion-based fusion of gyroscopes and accelerometers to improve 3D angle measurement. *Electronics Letters*, 42(11), 612-614.
- [22] **Takeda, R., Tadano, S., Natorigawa, A., Todoh, M., & Yoshinari, S.** (2009). Gait posture estimation using wearable acceleration and gyro sensors. *Journal of biomechanics*, 42(15), 2486-2494.
- [23] **Madgwick, S. O.** (2010). An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays. *Report x-io and University of Bristol (UK)*.
- [24] **Madgwick, S. O., Harrison, A. J., & Vaidyanathan, R.** (2011, June). Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm. In *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on* (pp. 1-7). IEEE.
- [25] **Bachmann, E. R., McGhee, R. B., Yun, X., & Zyda, M. J.** (2001, November). Inertial and magnetic posture tracking for inserting humans into networked virtual environments. In *Proceedings of the ACM symposium on Virtual reality software and technology* (pp. 9-16). ACM.

- [26] **Mahony, R., Hamel, T., & Pflimlin, J. M.** (2008). Nonlinear complementary filters on the special orthogonal group. *Automatic Control, IEEE Transactions on*, 53(5), 1203-1218.
- [27] **Yeşiloğlu, S. M.** (2007). *High Performance Dynamical Modeling of Complex Topology Systems* (Doctoral dissertation).
- [28] **Rodriguez, G., Jain, A., & Kreutz-Delgado, K.** (1991). A spatial operator algebra for manipulator modeling and control. *The International Journal of Robotics Research*, 10(4), 371-381.
- [29] **Yiğit, S.** (2013). Paralel manipulatörlerin uzaysal vektör cebri yöntemiyle kinematik modellemesi, *Yüksek Lisans Tezi*, İstanbul Teknik Üniversitesi.
- [30] "<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/cc2541.pdf>" alınma tarihi: 10.12.2014.
- [31] "<http://www.ti.com/tool/cc2541dk-sensor>" alınma tarihi: 10.12.2014.
- [32] "<http://www.ti.com/product/tps62730>" alınma tarihi: 10.12.2014.
- [33] "<http://www.kionix.com/sites/default/files/KXTJ9%20Sell%20Sheet.pdf>" alınma tarihi: 10.12.2014.
- [34] "<http://www.invensense.com/mems/gyro/imu3000.html>" alınma tarihi: 10.12.2014.
- [35] "<http://www.invensense.com/mems/gyro/documents/PS-MPU-6500A-01.pdf>" alınma tarihi: 10.04.2014.
- [36] **Seifert, K., & Camacho, O.** (2007). Implementing positioning algorithms using accelerometers. *Freescale Semiconductor*.
- [37] "<http://developer.android.com/reference/android/hardware/SensorEvent.html>" alınma tarihi: 10.04.2014.
- [38] "<http://www.mathworks.com/help/signal/ref/butter.html>" alınma tarihi: 10.04.2014.
- [39] "http://www.mathworks.com/help/signal/ref/filtfilt.html#bqih_cb-1" alınma tarihi: 10.04.2014.
- [40] "https://www.yeitechnology.com/sites/default/files/YEI_TSS_Suite_Manual_3.0_r1_4Nov2014.pdf" alınma tarihi: 10.04.2014.
- [41] "https://www.yeitechnology.com/sites/default/files/YEI_3-Space_Sensor_Users_Manual_USB_2.0_2.0_r13_28Aug2013.pdf" alınma tarihi: 10.04.2014.

ÖZGEÇMİŞ

Ad Soyad: Yağız TEZEL

Doğum Yeri ve Tarihi: Kdz.Ereğli / 13.04.1987

E-Posta: yagiz.tezel@arcelik.com

Lisans: Uludağ Üniversitesi Elektronik Mühendisliği – 2008

Mesleki Deneyim ve Ödüller: 2011 - ...: ARÇELİK AŞ, ARGE Mühendisi

Arçelik Buluş Günü 2012 - Yılın Buluşcusu Ödülü.

Yayın ve Patent Listesi:

- Tezel Y., Yaman O., Yorukoglu A. ve Hazır S. (2012): An Induction Heating Cooktop and a Wireless Kitchen Appliance. WO2014026032 (A1)- 2014-01-30
- Tezel Y., Yaman O., Yorukoglu A., Sozen A. ve Hazır S. (2015): An Individual Cookware Control Device For Use With an Induction Heating Cooker, and Wireless Cooking System Having Same. WO2015032419 (A1)- 2015-03-12
- Tezel Y., Yaman O., Yorukoglu A., Sozen A. ve Hazır S. (2015): Improved Ironing Board For Use With a Cordless Clothes Iron. WO2015028102 (A1)- 2015-03-05
- Tezel Y., Yaman O., Yorukoglu A., Sozen A., Donmez E. ve Hazır S. (2015): Improved Blade Tool For Use In A Kitchen Appliance and Kitchen Appliance Having The Same. WO2015028079 (A1)- 2015-03-05
- Tezel Y., Yaman O., Yorukoglu A., Sozen A. ve Hazır S. (2015): Induction Cooking Appliance, Wireless Kitchen Appliance and Wireless Communication System. WO2015028076 (A1)- 2015-03-05