

**T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**YARDIMCI ORTOPEDİK SİSTEMLER İÇİN KURAL
TABANLI KONTROL YAKLAŞIMI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Mak. Müh. Gülçin MÜHÜRÇÜ

Enstitü Anabilim Dalı : MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ
Enstitü Bilim Dalı : Mak. Tas. ve İmalat
Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. A.Oğuz KAPTI

ŞUBAT 2009

T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**YARDIMCI ORTOPEDİK SİSTEMLER İÇİN KURAL
TABANLI KONTROL YAKLAŞIMI**

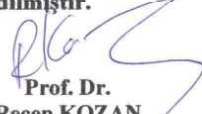
YÜKSEK LİSANS TEZİ

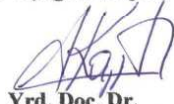
Mak. Müh. Gülçin MÜHÜRÇÜ


Enstitü Anabilim Dalı : MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ

Enstitü Bilim Dalı : Mak. Tas. ve İmalat

Bu tez 20 / 02 /2009 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Oybirliği ile kabul edilmiştir.


Prof. Dr.
Recep KOZAN
Jüri Başkanı


Yrd. Doç. Dr.
Akın Oğuz KAPTI
Üye


Yrd. Doç. Dr.
Ahmet Turan ÖZCERİT
Üye

ÖNSÖZ

Teknoloji alanındaki gelişmeler insanların geçmişte yaşadığı sorunların en aza indirilmesine olanak sağlamaktadır. Özellikle son yıllarda biyomekanik alanındaki gelişmeler ve yapılan çalışmaların bilgisayar ortamında test edilebilmesi, insanların doğuştan veya sonradan meydana gelmiş olan fiziksel bozukluklarının kısmen de olsa giderilmesine yardımcı olmaktadır.

Bu tez çalışmasında, diz altı ampütelerine yarar sağlamak amacıyla aktif diz altı protezlerinin kontrolüne yönelik yeni bir kontrol yaklaşımının geliştirilmesi amaçlanmıştır. Çalışma, genel olarak iki bölümden oluşmaktadır. İlk kısım, alt ekstremiteye yerleştirilmiş olan ivme sensörü ve yük hücrelerinden yürümeye ait veri toplanması. İkinci kısım ise bu verilerin matlab ortamında kural tabanlı olarak kontrol edilmesidir.

Kontrol algoritması olarak geliştirdiğimiz kural tabanlı bir algoritma yardımı ile hastanın yürüme safhalarına dayalı mekanik sistemin bilek açısı kontrolü gerçekleştirilmiştir. Kontrolcü performansı matlab-simulink ortamında test edilmiştir. Test sonuçlarının gerçeğe yakın olabilmesi için mekanik düzeneğin ve kontrol ünitesinin laboratuvar ortamında deneysel yöntem kullanılarak matematiksel modeli çıkartılıp matlab ortamında da bu model üzerinden kural tabanlı kontrol algoritmasının başarımı incelenmiştir.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	ii
İÇİNDEKİLER	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	v
ŞEKİLLER LİSTESİ	vi
ÖZET.....	viii
SUMMARY.....	ix
BÖLÜM 1.	
GİRİŞ.....	1
BÖLÜM 2.	
ALT EKSTREMİTE TANIMI VE ÖZELLİKLERİ	
2.1. Giriş.....	4
2.2. Eklem Hareketleri.....	5
2.2.1. Ayak bileği eklemi hareketleri.....	6
BÖLÜM 3.	
İNSAN YÜRÜYÜŞÜ	
3.1. Normal Yürüme.....	8
3.1.1. Yürüme periyodu.....	8
3.1.2. Yürüme parametreleri.....	9
BÖLÜM 4.	
YÜRÜME ANALİZİ VE EKLEM PATERNLERİN BELİRLENMESİ	
4.1. Giriş.....	11

4.2. Yürüme Analizi Labaratuarı.....	11
4.3. Alt Ekstremitte Eklem Paternleri.....	13
BÖLÜM 5.	
YARDIMCI ORTOPEDİK SİSTEMLER	
5.1. Giriş.....	16
5.2. Projede Kullanılan Aktif Diz Altı Protezi.....	17
BÖLÜM6.	
AYAK BİLEK EKLEMİNE AİT VERİ ALMA	
6.1. ADXL330 Sensörü.....	20
6.2. Veri Almak İçin Kurulan Donanım.....	21
6.3. Veri Almak İçin Gerekli Bilgisayar Yazılımı.....	24
6.4. Bilek Açısı Hesabı.....	25
6.5. Matlab Ortamında Veri Grafiklerinin Elde Edilmesi.....	28
6.6. Çeşitli Aktivitelere Ait Açık Grafikleri.....	32
BÖLÜM 7.	
KURAL TABANLI KONTROL	
7.1. Kural Tabanlı Bilek Açısı Tespiti.....	38
7.2. Matlab Simülasyon Sonuçları.....	39
BÖLÜM 8.	
SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	41
KAYNAKLAR.....	43
EKLER.....	45
ÖZGEÇMİŞ.....	58

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

TDF	: Tek destek fazı
ÇDF	: Çift destek fazı
F	: Ayak bileği eklem açısı
K	: Diz eklem açısı
H	: Kalça eklem açısı
Өf	: Bilek fleksiyon açısı
Өk	: Diz fleksiyon açısı
Өh	: Kalça fleksiyon açısı
g	: Yer çekimi ivmesi
B	: Ayak bileğinin yerçekimiyle yaptığı açı
A	: Ayağın yer düzlemiyle yaptığı açı
X1Y1Z1	: Birinci sensörden gelen ivme değerleri
X2Y2Z2	: İkinci sensörden gelen ivme değerleri
teta_f	: Bilek eklemi konum açısı
teta_s	: Bacak konum açısı
TETA_F	: Bilek eklemine kural tabanlı bulan blok diyagram

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1.	Anatomik duruş ve düzlemler.....	5
Şekil 2.2.	Eklem hareketleri.....	6
Şekil 2.3.	Ayak bileği eklemi hareketleri.....	7
Şekil 3.1.	Yürüme periyodu evreleri.....	8
Şekil 3.2.	Yürümede mesafe ölçümleri.....	10
Şekil 4.1.	Winter, D.A.'nın yürüyüş analizi deneyi verilerine göre çizilen çöp diyagram.....	14
Şekil 4.2.	Eklem açıları (F, K, H).....	14
Şekil 4.3.	Eklem açıları (Θ_f , Θ_k , Θ_h).....	15
Şekil 5.1.	Aktivatör mekanizmasının diz altı amputasyon protezindeki ölçekli yerleşimi.....	18
Şekil 6.1.	ADXL330 yerçekimi ivmesine dayalı ivme algılama sonuçları...	20
Şekil 6.2.	Ayak ve bacağın açısal konum verilerini elde eden elektronik sistem.....	21
Şekil 6.3.	Elektronik sistemin arkadan görünüşü.....	22
Şekil 6.4.	Sensor iletim hattı.....	22
Şekil 6.5.	Gösterge.....	22
Şekil 6.6.	Veri alma sistemine ait devre şeması.....	23
Şekil 6.7.	Düzeneğe ait yürüme uygulaması.....	24
Şekil 6.8.	Yürüme ivme verilerini bilgisayar ortamına alınmasını sağlayan Delphi-7'de geliştirilen bilgisayar yazılımı.....	25
Şekil 6.9.	Ayak ve bacak ivme algılayıcıların konumlandırılması.....	25
Şekil 6.10.	Bacağın yürüyüş esnasında dik yer çekimi ivmesine göre yaptığı açılar.....	26
Şekil 6.11.	Bacağa bağlı ADXL330 algılayıcısına ait koordinat düzlemi.....	26
Şekil 6.13.	Ayağa bağlı ADXL330 algılayıcısına ait koordinat düzlemi.....	27

Şekil 6.14. Matlab-Simulink örnekleilmiş ivme değerlerinden bilek açısı hesaplama şeması.....	28
Şekil 6.15. Filtrelenmiş, 3 adım sonucunda oluşmuş ayak hareketine bağlı (x1, y1, z1) ivme sayısal değerleri.....	29
Şekil 6.16. Filtrelenmiş, 3 adım sonucunda oluşmuş bacak hareketine bağlı (x2, y2, z2) ivme sayısal değerleri.....	30
Şekil 6.17. x2 açısı ile aktif filtreleme uygulanmış x2 ivme sayısal değeri.....	31
Şekil 6.18. Normal yürümeye ait bacak açısı, ayak açısı ve bilek açısı grafiği.....	32
Şekil 6.19. Geri yürümeye ait bacak açısı, ayak açısı ve bilek açısı grafiği...	33
Şekil 6.20. Merdiven inmeye ait bacak açısı, ayak açısı ve bilek açısı grafiği.....	34
Şekil 6.21. Merdiven tırmanmaya ait bacak açısı, ayak açısı ve bilek açısı grafiği.....	35
Şekil 6.22. Engel atlamaya ait bacak açısı, ayak açısı ve bilek açısı grafiği...	36
Şekil 6.23. Kendi ekseninde dönmeye ait bacak açısı, ayak açısı ve bilek açısı grafiği.....	37
Şekil 7.1. Bilek eklemine ait kural tabanlı kontrol ünitesi.....	38
Şekil 7.2. Yürüme periyodu içerisinde bilek açısına ait 0^0 den -32.76^0 ye yapılan açısal konumlandırma.....	40

ÖZET

Anahtar kelimeler: Giyilebilir ivme sensörü, Yürüme analizi, Diz altı protezi

Bu çalışma diz altı amputasyonuna sahip bir hasta için tasarlanmış olan aktif diz altı protezinin kontrolüne yardımcı olmak amacıyla yapılmıştır. Genel olarak iki bölümden oluşmaktadır. İlk kısım, alt ekstremiteye yerleştirilmiş olan giyilebilir ivme sensörü ve yük hücrelerinden yürümeye ait veri toplanmasıdır. İkinci kısım ise bu verilerin Matlab ortamında kural tabanlı olarak kontrol edilmesidir.

Yapılan çalışmada yürüme evrelerinin periyodikliği ön planda olacak şekilde kural tabanlı bir kontrol yöntemi geliştirdik. Yöntemde kullanılan veriler, D. Winter tarafından yapılmış yürüme deneyinden elde edilen verilerdir. Bu veriler, yürüme analizi laboratuvarında D. Winter tarafından bir yürüme periyodu için 57 kilogramlık bir insan alınan ayak ve bacak uzuvlarının açı değerleri ile yer tepkimesi kuvveti verileridir.

Mekanik sistem, insan uzvuna ait hareketleri karşılayabilecek bir tasarıma sahiptir. Hareket sağlayıcı olarak bir elektrik motoru kullanılmıştır.

Elektronik sistem ise kontrol amaçlı kullanılmıştır. Kullanılan kontrol algoritması da birinci ve ikinci kontrol ünitesi olmak üzere kendi içerisinde yine ikiye ayrılmıştır.

Birinci kontrol ünitesi ayakaltında bulunan iki adet yük hücresi ile bacakta bulunan ivme sensöründen bilgi alır. Yük hücrelerinden gelen bilgi ayağa uygulanan toplam dik yer kuvvetinin değerini verir. İvme sensörü yardımı ile de bacağın yer düzlemine dik yapmış olduğu açı bilgisi okunur. Birinci kontrol ünitesi yürüme esnasında oluşan bilek konum açısını kural tabanlı hesaplamaya çalışır.

İkinci kontrol ünitesinin görevi ise birinci kontrol ünitesi tarafından bulunan bilek açısını optimum şekilde motor sistemine vererek protezin doğru bilek eklem açısına döndürmektir.

THE RULE BASED CONTROL APPROACH FOR ASSISTANT ORTHOPAEDIC SYSTEMS

SUMMARY

Key Words: Wearable acceleration sensor, Gait analysis, below-knee prosthesis

The aim of this work is to help in controlling of an active below-knee prosthesis designed for patient who has below-knee amputation. In general the work has two sections. The first section contains data from acceleration sensors and load cells placed on a lower extremity during walking. The second section contains generating make a control strategy based on rules according to the data and after simulate them in Matlab platform.

The generated control algorithm assumes that walking process is periodic. The periodic data was taken from D. Winter's experiments. These data are angle of ankle, foot and leg during a walking cycle.

The mechanical system was designed that it is able to move like a real human leg system and the movement is taken from a brushless electrical motor.

The electronical circuit board was used to control the position of the motor in order to provide designed mechanism's behaviour in accordance with human walking gait pattern. Before the rotor position is seted to an angle it must be made a decision on rotor angle. It's made by an algorithm that was developed at this work. The algorithm make decision according to acceleration data coming from leg and force data coming from load cells placed under the foot during walking process.

BÖLÜM 1. GİRİŞ

Gelişen teknoloji hayatımıza birçok yenilik getirmekle kalmayıp, aynı zamanda insanların biyolojik olarak karşılaştıkları sorunların çözümüne de ışık tutmaya başlamıştır. Özellikle biyomekanik alanındaki gelişmeler, insanların anatomik yapısında meydana gelen bozulmaların etkisini azaltmaya yönelik olmuştur. Tıp alanında insandan insana yapılan organ nakilleri kadar protezler ve ortezler gibi yardımcı ortopedik sistemler de hayatımızın bir parçası haline gelmiştir. Bilgisayarın ve mekanik parçaların analizini yapabilen programların gelişmesiyle bu teknolojiler biyomekanik alanında kullanılmaya başlanmıştır. Bu sayede protezlerin geliştirilmesi ve simülasyon ortamında test edilebilmesi sağlanmıştır.

Bu çalışmada aktif protez tasarımlarına yardımcı olmak amacıyla, giyilebilir sensorlar yardımı ile insan yürüyüşüne ait veriler elde etmek ve bu verileri simülasyon ortamında kural tabanlı olarak kontrol etmek amaçlanmıştır.

İnsan yürüyüşünde vücut üzerine ivme ölçer bir sensor yerleştirmek ve yürüyüşü gözlemlene düşüncesi ilk olarak 1973'de J.R.W. Morris tarafından ortaya atılmıştır [1].

Genellikle yürüme analizi çalışmalarında kullanılan ana metot, hastanın yürüyüşü sırasında kamera sistemleri kullanılarak, bilgisayarlar yardımı ile yürüyüşe ait veriler elde etmektir. Ancak bu yöntem sadece laboratuvar ortamında yapılabilmektedir. Giyilebilir sensor sistemlerinin kamera sistemlerine göre avantajı, taşınabilir olduğundan dolayı bu ölçümlerin laboratuvarlar dışında da günlük insan aktivitesini gözlemlene için yapılabilmesidir [2]. Bu taşınabilir sistemlerden istenen en önemli özellik, kinematik verilere ulaşılabilmesidir. Bu bilgiler, yürümeye ait uygulamaların yapılabilmesine imkân sağlamaktadır [3].

Çalışma kapsamında Dejan Popoviç tarafından yapılan yürüme kontrol çalışmaları incelenmiştir. Çalışma sonuçlarını aktardığı “Control of Bipedal Locomotion Assisted with Functional Electrical Stimulation” adlı makalesinde (1999) Popoviç, yürüme sürecinde vücudun dengesinin korunmaya çalışıldığı ve bacak hareketini kasların kontrolü ile gerçekleştiren bir algoritma geliştirmiştir [4].

Hareketin, kasların yardımıyla elde edilmesi ve vücut dengesi gözetilmesinden dolayı kas sistemini kontrol amacıyla geliştirilen algoritmanın karmaşık bir hal aldığı görülmüştür. Yapmış olduğumuz yürüme analizi araştırmalarında, (Ankara Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon (FTR) Anabilim Dalı, Yürüme ve Hareket Analizi Laboratuvarı) yürüme sürecinin periyodik olması ve sürekli kendini yürüme koşulları çerçevesinde yenilememesi gerektiği görülmüştür. Eğer yürüme periyodik değil veya sürekli kendini düzeltme eğilimi içerisinde ise vücut sürekli kendini ayarlamaya gideceği için aşırı derecede enerji tüketerek kısa sürede yorgun düşer. Oysa amaç vücudun minimum enerji tüketerek yürümenin gerçekleştirilmesi olmalıdır. Popoviç yaptığı çalışmada yürüme süreci boyunca vücudun dengesinin korunmasını sağlamaya çalışmasından dolayı kullanmış olduğu sensor adedi ve çeşidi artmıştır. Kullandığı kontrol algoritmasının karmaşık bir hal alması, dinamik olmayan yapay sinir ağı modeli, kontrol algoritmasının güvenilirliğini de tartışılır hale getirmiştir.

Bu çalışmada, yürüme evrelerinin periyodikliği ön planda olacak şekilde kural tabanlı bir kontrol yöntemi geliştirdik. Yöntemde kullanılan veriler D. Winter [5] tarafından yapılmış yürüme deneyinden elde edilen verilerdir. Bu veriler, bir yürüme periyodu içerisinde elde edilmiş bacağın yere dik açısı değeri ile ayağın yer düzlemine paralel açısı değerlerleridir. Hareket sağlayıcı olarak bir elektrik motoru kullanıldı. Yürüme fazlarının periyodikliği ön planda tutulduğu için ihtiyaç duyulan algılayıcı çeşidi ve sayısı azalmıştır. Geliştirilen kural tabanlı kontrol algoritması Popoviç’in kullandığı algoritmadan daha basit bir yapıda gerçekleştirilmiştir.

Proje, diz altı amputasyonuna sahip bir hasta için tasarlanmış olan aktif diz altı protezinin kontrolüne yardımcı olmak amacıyla yapılmıştır. Genel olarak iki bölümden oluşmaktadır. İlk kısım, alt ekstremiteye yerleştirilmiş olan mekanik

düzenek. İkinci kısım ise bu mekanik düzeneğin elektronik olarak kontrol edilmesidir.

Mekanik sistem, insan uzvuna ait hareketleri karşılayabilecek bir tasarıma sahiptir. Mekanizma içerisinde yalnızca yay kullanılmış olup sönüm elemanı olan damper kullanılmamıştır. Hareketi sağlayan ise motor düzeneği olmuştur.

Elektronik sistem ise kontrol amaçlı kullanılmıştır. Kullanılan kontrol algoritması da birinci ve ikinci kontrol ünitesi olmak üzere kendi içerisinde yine ikiye ayrılmıştır. Birinci kontrol ünitesi ayakaltında bulunan iki adet yük hücresi ile bacakta bulunan ivme sensöründen bilgi alır. Yük hücrelerinden gelen bilgi ayağa uygulanan toplam dik yer kuvvetinin değerini verir. İvme sensörü yardımı ile de bacağın yer düzlemine dik yapmış olduğu açı bilgisi okunur. Birinci kontrol ünitesi yürüme esnasında oluşan bilek konum açısını kural tabanlı hesaplamaya çalışır. Bu kurallar tablolar halinde bir periyotluk belirli aralıkta örneklenmiş bacak konum açısı, bilek konum açısı ve dik yer tepkimesi verilerinden oluşur.

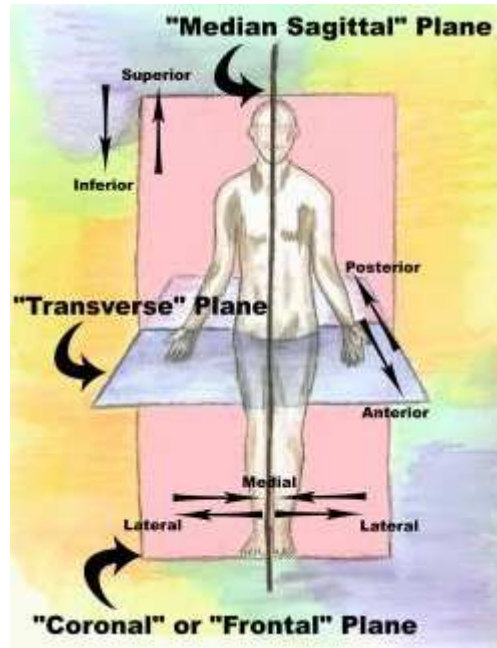
İkinci kontrol ünitesinin görevi ise birinci kontrol ünitesi tarafından bulunan bilek açısını optimum şekilde motor sistemine vererek protezin doğru bilek eklem açısına döndürmektir.

BÖLÜM 2. ALT EKSTREMİTE TANIMI VE ÖZELLİKLERİ

2.1. Giriş

Ekstremiteler tabiri; vücudun, baş ve gövde dışında kalan kısmını, yani kol ve bacakları ifade eder. İnsan vücudunda, el-önkol-kol uzuvları ile el bileği-dirsek-omuz eklemleri üst ekstremiteleri, ayak-bacak-uyuk uzuvları ile ayak bileği-diz-kalça eklemleri ise alt ekstremiteleri oluşturmaktadır. Alt ekstremiteleri incelemeye geçmeden önce, bazı terimler üzerinde biraz durmak gerekmektedir.

Yüzü karşıya bakan, topukları birleşik, kolları yanda ve avuç içleri öne bakar şekilde ayakta dik durmakta olan bir insanın pozisyonuna Anatomik Duruş adı verilir. Tüm tanımlamalar şekil 2.1. de gösterilmiş olan bu duruşa göre yapılırlar. Buna göre, vücut ortasından geçerek vücudu iki eşit parçaya ayıran düzleme Median Düzlem, buna paralele olan düzlemlere Sagittal Düzlemler, median düzleme ve yere dik olan düzlemlere Coronal (Frontal) Düzlemler, median düzleme dik ve yere paralel olan düzlemlere ise Horizontal (Transvers) Düzlemler adı verilir. Baştan ayaklara doğru düşey inen eksen Vertikal (z), yere paralel olarak önden arkaya doğru giden eksen sagittal (x) ve yere paralel olarak soldan sağa doğru giden eksen Transvers(y) eksenler olarak adlandırılırlar. Herhangi bir şekilde bulunan üç oluşturdan vücut yüzeyine yakın olan için External, derinde bulunan için Internal, ortada bulunan için Intermediatus ve ekstremitelerde gövdeye yakın olan kısım için Proximal, uzak olan kısım için Distal, iç yan için Medial, dış yan için ise Lateral terimleri kullanılırlar [6-7].



Şekil 2.1. Anatomik duruş ve düzlemler [8]

2.2. Eklem Hareketleri

Ekstremitelerinin hareketleri, hareketin yönüne ve şekline göre çeşitli isimler alırlar. Alt ekstremitedeki bilek, diz ve kalça eklemlerinin hareketleri incelenirken sıkça kullanılacak olan bu terimlerin anlamları aşağıdaki gibidir:

Fleksiyon: İki uzvun düz ve gergin durumdan ayrılarak birbirlerine doğru yaklaşmaları hareketidir. Alt ekstremitenin diz ekleminde bükülmesi veya üst ekstremitenin dirsek ekleminde bükülmesi buna örnektir.

Ekstansiyon: İki uzvun aralarındaki eklem vasıtasıyla, fleksiyon durumundan ayrılıp düz duruma gelmeleri hareketidir.

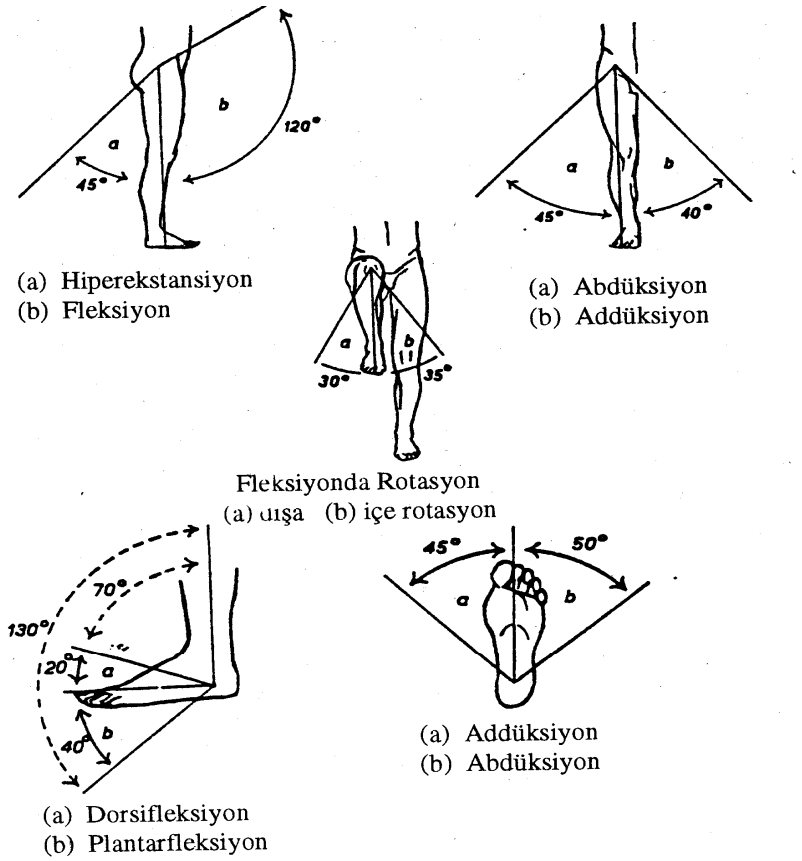
Adduksiyon: İçe çekme, orta çizgiye yaklaştırma hareketidir. Kol ve bacağın, vücut eksenine yaklaşacak şekilde coronal düzlemde yaptıkları hareketler buna örnektir.

Abduksiyon: Adduksiyonun tersi olan harekettir. Dışa çekme, orta çizgiden uzaklaşma, kol ve bacağın vücut ekseninden uzaklaşmaları hareketidir.

Pronasyon: İçe dönme ya da bir uzvun kendi boyuna eksenini etrafında medial döndürülmesi olarak tarif edilebilir. İç rotasyon da denir. Dirseğin pronasyonu, dirsek fleksiyon durumundayken ön kol ve elin içi yere bakacak şekilde döndürülmesidir.

Supinasyon: Pronasyonun tersidir. Dışa dönme ya da bir uzvun kendi boyuna eksenini etrafında lateral döndürülmesi olarak tarif edilebilir. Dış rotasyon da denir.

Sirkumduksiyon: Bu altı çeşit hareketin bileşimi olan dairesel harekete verilen isimdir. Bu hareket sadece küresel ekleme sahip olan omuz ve kalça eklemleri tarafından yapılabilir.

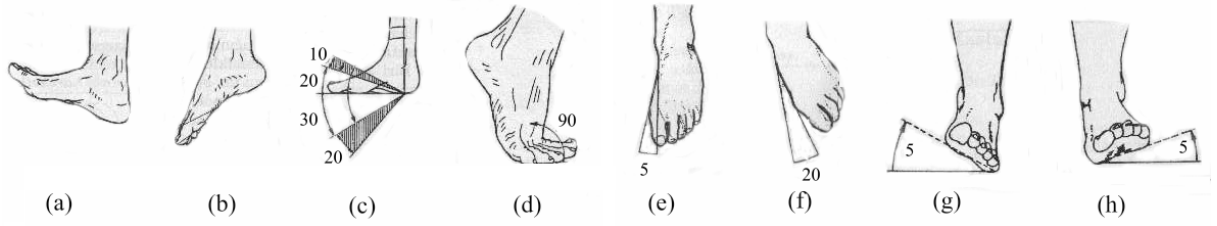


Şekil 2.2 Eklem Hareketleri [9]

2.2.1. Ayak bileği eklemi hareketleri

Ayak normal konumundayken bacak ile arasında 90° lik açı vardır. Bu konumdan itibaren ayak sırtı bacak ön yüzüne doğru ortalama 30° lik yaklaşma hareketi yapılabilir. Bu harekete ekstansiyon (dorsal fileksiyon), bu hareketin tersine, yani ayak sırtının bacak ön yüzünden uzaklaşması hareketine ise plantar fileksiyon adı verilir. Kişiden kişiye farklılık gösteren bu iki hareketin toplamı $50-80^\circ$ arasında değişmektedir. Ayak parmaklarında ekstansiyon, fileksiyona nazaran daha fazladır. Fileksiyon 40° civarında olduğu halde ekstansiyon 90° ye kadar çıkabilmektedir. Özellikle ayak başparmağının ekstansiyonu yürüme açısından önemlidir. Bilek ekleminin abduksiyon ve adduksiyon yapabilme yetenekleri oldukça kısıtlıdır.

Ayakta supinasyon ve adduksiyon karışımı olarak inversiyon, pronasyon ve abduksiyon karışımı olarak eversiyon adı verilen hareketler yapılabilmektedir. Ayak tabanını görmeye çalışmak şeklinde tanımlanabilecek bu hareketler 10° lik bir sahada gerçekleşirler. Bu hareketler arasında dengesizlik olması durumunda, vücut ağırlığının ayakların iç kenarlarıyla veya dış kenarlarıyla taşınması şeklindeki patolojik yürüme bozuklukları ortaya çıkmaktadır.



Şekil 2.3. Ayak bileği eklemi hareketleri. a,b,c) Dorsal ve plantar fileksiyon, d) Ayak parmaklarının ekstansiyonu, e) Adduksiyon, f) Abduksiyon, g) Supinasyon, h) Pronasyon [10].

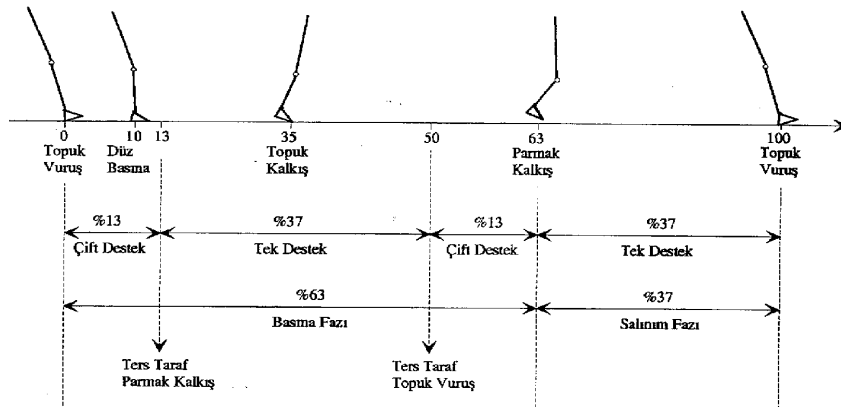
BÖLÜM 3. İNSAN YÜRÜYÜŞÜ

3.1. Normal Yürüme

Yürüme, bir yerden bir yere gidebilmek amacıyla gövdenin ilerletilmesidir. İki ayak üzerinde dik yürüme memeliler içinde yalnızca insana özgü bir beceridir. Yürüme yaşamın çok basit bir parçası gibi görünmekle birlikte, aslında son derece karmaşık bir hareketler zinciridir. Uzun süre yorulmadan yürüebilmek için kas-iskelet ve sinir sistemlerinin sağlıklı olması gereklidir. Beyin, omurilik, periferik sinirler, kaslar, kemik ve eklemler birlikte çalışmalı, eklem hareketleri, kasılmanın zamanı ve gücü yeterli olmalıdır. Her kişinin kendisine özgü yürüme şekli vardır ve kişilerin yürüme stilleri genel kurallar açısından fazla önem taşımayan farklılıklar gösterirler [11].

3.1.1. Yürüme periyodu

Yürürken gövdeyi öne doğru ilerletebilmek için bacaklarda bir dizi hareket oluşur ve bu hareketler sürekli tekrarlanır. Belirli bir düzenle tekrarlanan bu hareket zincirine, yürüme periyodu (siklus) adı verilir.



Şekil 3.1. Yürüme Periyodu evreleri [11]

Yürüme periyodu, basma (stance) fazı ve salınma (swing) fazı olmak üzere iki ana bölümden oluşur. Şekil 3.1. de yürüme periyodunu oluşturan evreler ve bu evrelerin bir yürüme periyodu içindeki oranları görülmektedir.

Basma fazı, topuğun yere temas etmesiyle başlar. İkinci aşama ayak tabanının tam olarak yere temas etmesidir. Üçüncü aşamada vücut ağırlık merkezi sabit ayaktan geçen düşey eksen üzerine gelir. Bu nokta basma fazı orta noktası olarak isimlendirilir. Basma fazının dördüncü ve son aşaması, topuğun yerden ayrılmasıyla başlar. Parmaklar hala yer ile temastadırlar ve bu sırada baldır kaslarının kasılması ile vücut ileri doğru itilerek hızlanır. Parmakların yerden ayrılması ile basma fazı sona erer.

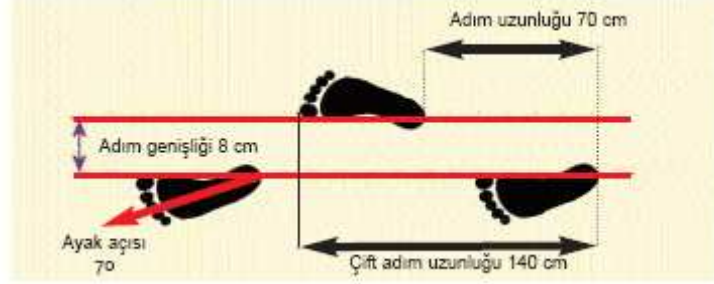
Salınma fazı parmakların yerden ayrılması ile başlar. Topuğun vücut önünde yere değebilmesi için vücuttan daha hızlı olması gerekir. Ayak havada iken kalça fleksiyonu ve diz ekstansiyonuyla ileriye doğru hızlanır. Bu sırada bilek eklemi ekstansiyon yaparak, kalça fleksiyonunun da yardımıyla parmakların yere çarpmasını önler. Topuk teması ile birlikte salınma fazı sona erer [5-11].

3.1.2. Yürüme parametreleri

Yürüyüş sırasında her an en az bir tarafa ait ayak yere basmalıdır. Bu aynı zamanda yürüme ile koşma arasındaki sınırı belirleyen kriterdir. Vücudun tek ayak üzerinde taşındığı bu evreye tek destek fazı (TDF) denir. Her iki ayağın aynı anda yerle temas halinde bulunması durumuna ise çift destek fazı (ÇDF) denir. Bu esnada vücut yükü bir ayaktan diğerine aktarılır. Yürüme periyodu toplam süresinin %63 ü basma fazında, %37 si salınma fazında geçmekte ve ortalama çift destek fazı süresi ise toplam sürenin %26 sı kadar olmaktadır.

Yürüme sırasında iki ayak arasındaki öne doğru mesafe, adım uzunluğu, aynı ayağın iki topuk vuruşu arasındaki mesafe ise çift adım uzunluğu olarak tanımlanır. Yürüme bozukluklarında bazen adım uzunlukları birbirinden farklı olur. Adım genişliği iki ayak çizgisi arasındaki yanal mesafedir ve topuk ortasından veya ayak bileği eklemi

ortasından ölçülür. Ayak açısı gidilen yön ile ayağın ortasından geçen çizgi arasındaki açıdır [5-11].



Şekil 3.2. Yürümede Mesafe Ölçümleri [12]

BÖLÜM 4. YÜRÜME ANALİZİ

4.1. Giriş

Yürüme analizi, yürümenin sayısal olarak değerlendirilmesi, tanımlanması ve yorumlanmasıdır. Her ne kadar birçok yürüme patolojisi deneyimli hekimlerin gözle yaptığı muayenelerle anlaşılabilir de sorunu sayısal olarak yorumlamak, kaydedip daha sonra yeniden değerlendirmek ve yapılan tedavinin etkinliğini nesnel biçimde ortaya koymak için yürüme analizi teknolojisi gerekir. Modern yürüme analizi laboratuvarlarında hastanın yürüyüşü önce gözle bakarak ve video kayıtlarıyla değerlendirilir. Daha sonra hastanın gövdesinde uygun noktalara bağlanan verici veya yansıtıcılar aracılığıyla hareket verileri bilgisayara aktarılır, ayrıca yere monte edilmiş bir kuvvet platformuna basarken ölçülen yer tepkimesi kuvveti değişimleri de bilgisayara yüklenir. Gelişmiş laboratuvarlarda bu verilere ek olarak hastaya dinamik EMG ve enerji ölçümleri de yapılır. Tüm bu bilgiler özel yazılımlar aracılığıyla sayısal verilere dönüştürülür. Son olarak veriler hastanın klinik durumu ile birlikte değerlendirilerek hekim tarafından yorumlanır ve rapor yazılır [12].

4.2. Yürüme Analizi Laboratuvarı

Yürüme ve diğer alt ekstremitte hareketlerinin analizleri yürüme analizi laboratuvarlarında yapılmaktadır. Bu laboratuvarlarda, yumuşak doku hareketlerinden etkilenmeme, kameralar tarafından görülebilme gibi kriterlere göre ve genellikle deri üzerinden hissedilebilen kemik çıkıntılarında seçilen anatomik açıdan kritik noktalara ışık yansıtıcı ya da kendisi ışık yayan işaretler yerleştirilerek kamerayla çekim yapılmakta ve uzuvlara yerleştirilen işaretlerin koordinatları saptanmaktadır.

Tanımlanan bir laboratuvar eksen takımına göre koordinatları bilinen işaret noktalarının yer aldığı bir kalibrasyon aparatıyla video kameralar kalibre edilmektedirler. Böylece kameraların görüntü düzlemlerinin laboratuvar eksen takımına göre konumları ve odak uzaklığı gibi dâhili kamera parametreleri tespit edilmektedir. Uzuvlar üzerindeki işaret noktalarının en az iki kameradan görüntü koordinatları bilinirse, kalibrasyon parametreleri ve fotogrametrik yöntemler kullanılarak bu işaret noktalarının laboratuvar eksen takımına göre koordinatları bulunabilmektedir. Elde edilen ham verilerin kinematik modeller çerçevesinde işlenmesiyle, uzuv ve eklem açıları, eklemlerin çizgisel ve açısal hız ve ivmeleri, eklem momentleri ve güçleri hesaplanabilmektedir.

Kaydedici kamera sistemleri: Kameralarda kızılötesi ışına duyarlı alıcılar kullanılmaktadır. Her kameranın görüş alanı bilgisayara tanımlanmıştır. Böylece işaretlerin farklı kameralar tarafından takip edilen görüntüleri bilgisayar ortamında x, y ve z eksenlerinde grafik ve sayısal veriye dönüştürülmektedir. Kameranın işaret cihazlarını daha iyi takip edebilmesi için yalnızca kızılötesi ışınları gören bir filtre ve kameranın hemen yanına takılan güçlü bir kızılötesi ışık kaynağı kullanılmaktadır. Odada başka kızılötesi ışık olmaması istenmektedir.

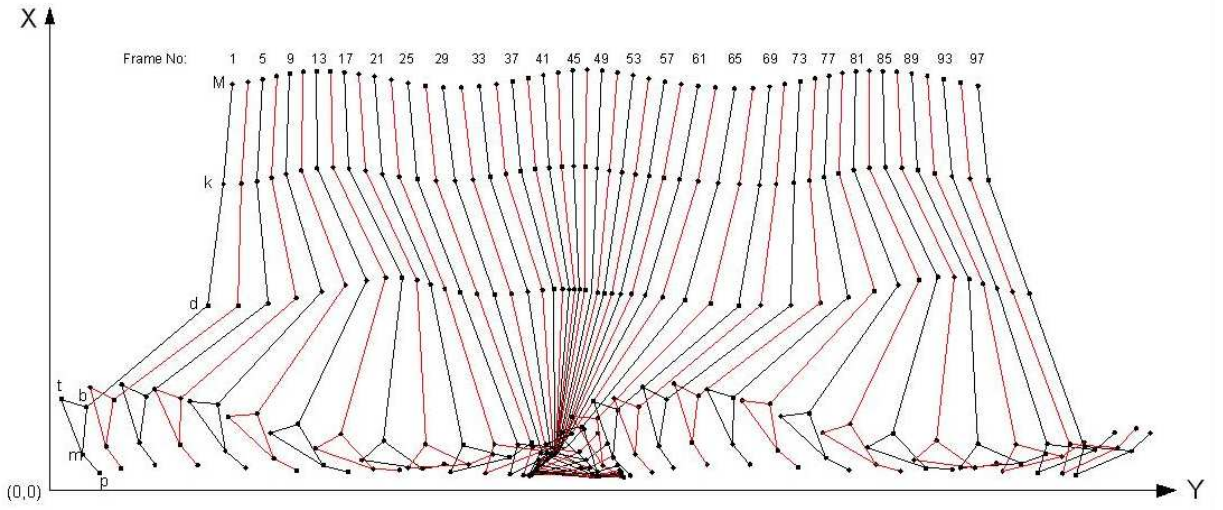
Yürüme yolu: Ayağın yere değdiği anı ve ayağın yerdeki konumunu ölçmek amacıyla kullanılan, 10 m boyunda, metal plaka veya ağdan oluşan bir yürüme bandıdır. Ayak şalterlerinde olduğu gibi ayakaltına yerleştirilen kablo uçlarının devreyi tamamlaması ilkesi ile çalışır. Adım genişliği, adım uzunluğu, dakikadaki adım sayısı ve yürüme hızı gibi parametreleri ölçmek için kullanılmaktadır.

Kuvvet platformları: Ayağın yere uyguladığı toplam kuvveti dolayısıyla yer reaksiyon kuvvetini ölçen basınca duyarlı plakalardır. Bu plakalar 40 cm eninde, 60 cm boyunda ve 10 cm kalınlıktadır. Platformun her iki yanına, ön ve arkasına ve içine yerleştirilmiş kuvvet sensorları kuvvet platformu yüzeyine gelen yükün her üç düzlemdeki bileşenlerini ölçerler ve bu veriyi bilgisayara aktarırlar. Bu sayede laboratuvar da yürüyen kişi kuvvet platformuna bastığında, basma fazına ait veri elde edilmektedir.

İşaret cihazları: Yürüyüş analizi laboratuvarında bilgisayarın eklem hareketini ve kas aktivitelerini hesaplayabilmesi için hastanın belirli vücut bölgelerine ışığı yansıtan özel işaret topları ve kas aktiviteleri için elektrotlar yerleştirilmektedir. Alüminyum folyoya benzeyen bir tür yansıtıcı bant ile kaplı olan işaret topları (marker) kameranın altına yerleştirilen kızılötesi ışık kaynağından gelen ışınları kameraya geri yansıtır.

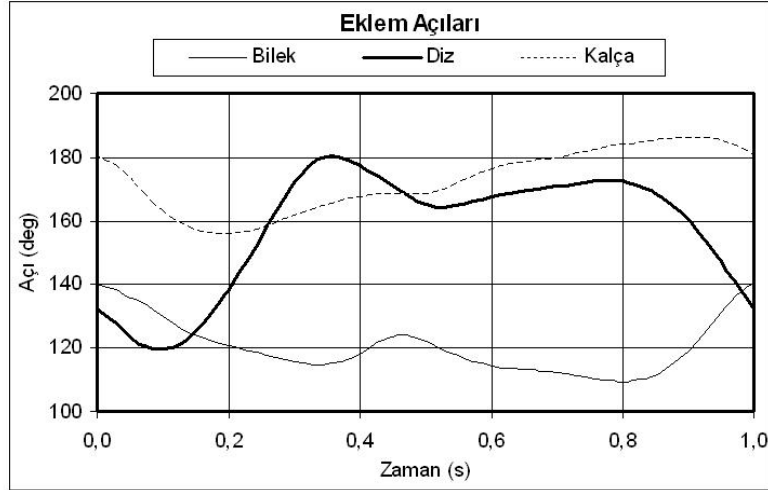
4.3. Alt Ekstremitte Eklem Paternleri

Yürüme analizi laboratuvarına genel olarak yürüyüş bozukluğu olan çocuklar ve erişkinler gönderilmektedir. Bu durum, laboratuvarında elde edilen veri paketlerinin protez çalışmalarında ideal paternler olarak kullanılmasını güçleştirmektedir. İdeal paternler elde edebilmek için yürüme analizi deneylerinin ampüte değil sağlam deneklerle yapılması gerekmektedir. Bu nedenle çalışmalarımızda referans paternleri olarak kullanmak üzere Winter, D.A. [5] tarafından sağlam denekle yapılan bir yürüme analizi deneyinin verilerinden yararlanılmıştır. Bu yürüme analizi deneyinde, 1,65 m boyunda ve 57 kg kütleli bir kişinin kuvvet platformu içeren bir yürüme bandı üzerindeki yürüyüşü, saniyede 70 görüntü karesi elde edilecek şekilde kamerayla görüntülenmiştir. Bu görüntülerin işlenmesiyle denek üzerine yerleştirilen işaretlerin koordinatları tespit edilmiştir. Bu noktalar; vücut kütle merkezi, kalça, diz ve bilek eklem merkezleri, 5. metatarsal eklem, topuk ve başparmak ucudur. Ayrıca, incelemeye konu olan sağ ayağın kuvvet plakasına basması sırasında ortaya çıkan yer reaksiyon kuvvetinin bileşenleri ve etki noktasının yeri de belirlenmiştir. Bu koordinatlar kullanılarak oluşturulan ölçekli çubuk diyagram Şekil 4.1’de verilmiştir.

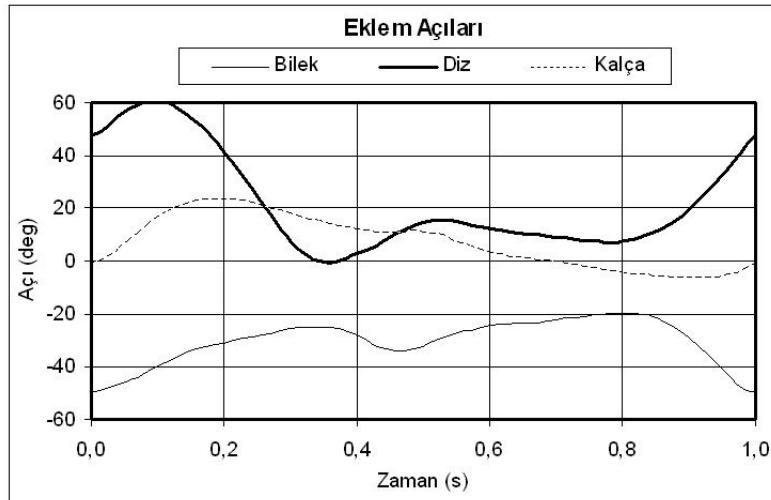


Şekil 4.1. Winter, D.A.'nın Yürüyüş Analizi Deneyi Verilerine Göre Çizilen Çöp Diyagramı [5]

Çalışmalar kapsamında bu deney sonuçlarına ait ayak bilek eklemi açı değerleri ve yer reaksiyon kuvveti verilerinden faydalanılmıştır.



Şekil 4.2. Eklem açıları (F, K, H) [5]



Şekil 4.3. Eklem açıları (Θ_f , Θ_k , Θ_h) [5]

Şekil 4.2.'de F, K, H açıları (sırasıyla bilek, diz ve kalça eklemlerine komşu uzuvlar arasında ortaya çıkan net açılar) ve Şekil 4.3.'de ise Θ_f , Θ_k , Θ_h açılarını (sırasıyla bilek, diz ve kalça eklemlerinde ortaya çıkan fleksiyon açıları) ifade eden grafikler görülmektedir.

BÖLÜM 5. YARDIMCI ORTOPEDİK SİSTEMLER

5.1. Giriş

Ortopedi, insan vücudunun mekanik fonksiyonları ile uğraşan bir tıp dalıdır. Ortopedi daha çok, insan vücudunun şekil bozukluklarını gidermeye yönelik uygulamaları içerir. Bu şekil bozuklukları hareket sistemiyle yani gövde ve uzuvlarla ilgili şekil bozukluklarıdır. Ortopedik tedavi amacıyla kullanılan yapay araçlar ise yardımcı ortopedik sistemlerdir. Uzuv hareket bozuklukları ile ilgili en çok kullanılan sistemler, protezler ve ortezlerdir.

Bir uzvun cerrahi müdahaleyle eklemler arası bir bölgeden kesilerek kısmen alınmasına amputasyon, kesinin proksimal eklemden yapılarak uzvun vücuttan tamamen ayrılmasına ise dezartikülasyon isimleri verilmektedir. Protezler, amputasyon veya dezartikülasyon sonucunda kaybedilmiş bir uzvun işlevini kısmende olsa yerine getirebilecek şekilde tasarlanmış olan yapay organlardır. Ortezler ise herhangi bir nedenle desteklenmesi, korunması ve düzeltilmesi gereken vücut kısımlarına uygulanan yardımcı cihazlardır.

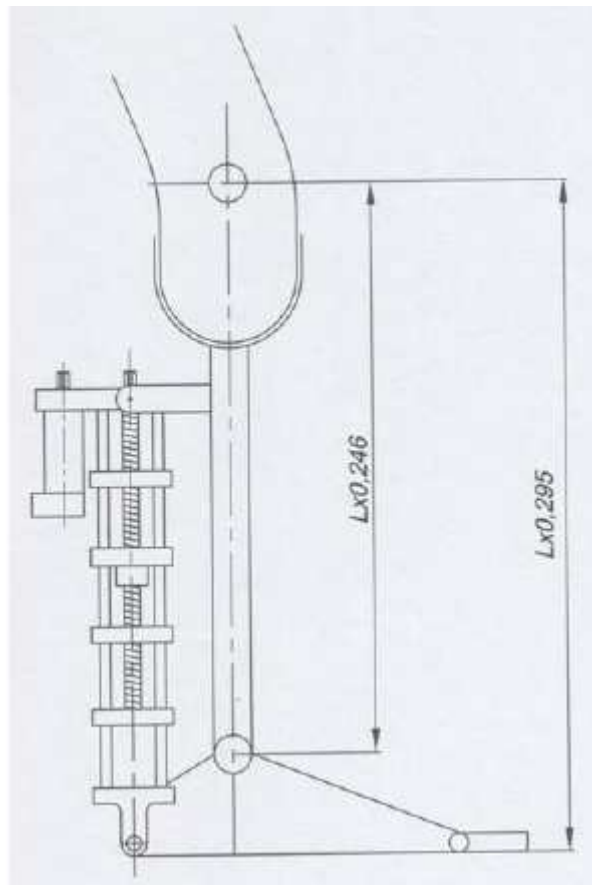
Alt ekstremité için diz altı ve diz üstü amputasyonlarına sıklıkla başvurulabilmektedir. Diz altı amputasyonunda, bacak uzvu diz ve bilek eklemleri arasından kesilmektedir. Bu durumda, ayak uzvu ve bilek eklemi tamamen, bacak uzvu ise kısmen kaybedilmekte ve kullanılacak protezin bilek eklemi içermesi gerekmektedir. Ayak uzvunun en temel iki hareketi, bacağın ön yüzündeki kasların kasılmasıyla ortaya çıkan dorsal fleksiyon hareketi ile bacağın arka yüzündeki kasların kasılmasıyla ortaya çıkan plantar fleksiyon hareketleridir. Diz altı amputasyonu uygulandıktan sonra pasif bir protez kullanılması durumunda bu hareketler yapılamayacağı için yürüme bozuklukları ortaya çıkacaktır. Elastik

aktivatörle donatılmış aktif kontrollü bir diz altı protezinde ise, motorun iki yöndeki hareketleri dorsal ve plantar fileksiyon hareketlerine karşılık gelecektir. Böylece yürümenin aktivitesi sırasında kaybedilmiş olan fonksiyonların yeniden kazandırılabilmesi mümkün olacaktır [13]. Bu nedenle yapılan çalışma, aktif diz altı protezine sahip bir hastanın yürüme esnasında bilek eklemi açısının uygun değerlere getirilmesine yardımcı olmak amacıyla gerçekleştirilmiştir.

5.2. Projede Kullanılan Aktif Diz altı Protezi

Alt ekstremite ortez ve protezlerinde olduğu gibi, çevresel şartların belirli olmadığı veya çevre hakkında çok az şeyin bilindiği durumlarda, çevresel şartlara uyum sağlayabilen kuvvet kontrollü robotlar daha elverişlidir. Ancak kuvvet kontrolü sağlayan güncel aktivatör teknolojileri, ideal kuvvet kaynağından sapmalara sebep olan bazı sınırlamalara sahiptir. Bu sınırlamalar, yükün atalet ve frekansına bağlı olarak aktivatör çıkışında ortaya çıkan ilave kuvvetler, birbiri üzerinde kayan yüzeyler arasındaki sürtünme ve aktivatörün kontrol edebileceği kuvvetin bant genişliğidir. İdeal kuvvet kaynağında empedans ve sürtünme sıfır, bant genişliği ise sonsuzdur. Bu anlamda, kas sistemleri bilinen en iyi aktivatör teknolojisidir ve yukarıda belirtilen ideal konfigürasyona en yakın olandır. Kas-iskelet sistemi bu özelliğiyle insanlarda ve diğer canlılarda son derece karmaşık hareket paternlerini mükemmel biçimde sağlayabilmektedir. Klasik aktivasyon teknolojileri ise kuvvet kontrolü gerektiren uygulamalarda kullanılmalarını ciddi olarak kısıtlayan karakteristiklere sahiptir. Servo motorlar doğrudan yüke bağlanarak kullanıldıklarında ideal kuvvet kaynağıyla iyi bir benzeşim sağlamakla beraber, pek çok robotik uygulamadaki düşük hız-yüksek moment ihtiyacını karşılayabilmek için daha büyük seçilmeleri gerektiğinden, düşük kazançlı ve pahalı tasarımlar ortaya çıkmaktadır. Daha küçük ve hafif servo motorlar dişli çarklı hız düşürücülerle birlikte kullanıldıklarında ise, düşük hız-yüksek moment ihtiyacı sağlanmakla beraber, dişli redüksiyonundan dolayı ortaya çıkan yüksek sürtünme ve atalet, redüksiyonlu servo motorların kuvvet kontrollü aktivatörler için uygun olmasını engellemektedir. Klasik dişli redüksiyonu yerine tel-makara sistemi kullanılarak önemli iyileşmeler sağlanabilir. Ancak, iletim oranı sağlamak için kullanılması

gereken büyük makaralar için uygun hacim bulunamadığından dolayı bu sistem de elverişli değildir. Yük hücreli ve geri besleme kontrollü sistemlerde stabilite problemi vardır. Stabilitayı sağlamak için kontrol kazancı düşük tutulduğunda yavaş çalışan ve pahalı hasarlara eğilimli sistemler ortaya çıkmaktadır. Hidrolik sistemler, yüksek sızdırmazlık sürtünmesi ve akışkan ataleti; pnömatik sistemler, güç yoğunluğunun düşüklüğü ve pozisyon kontrolünün zorluğu; pnömatik kaslar ise hareket düzensizliği ve strok/boy oranının düşüklüğü nedenleriyle kuvvet kontrolü uygulamaları için uygun çözümler sağlayamamaktadırlar.



Şekil 5.1. Aktivatör mekanizmasının diz altı amputasyon protezindeki ölçekli yerleşimi

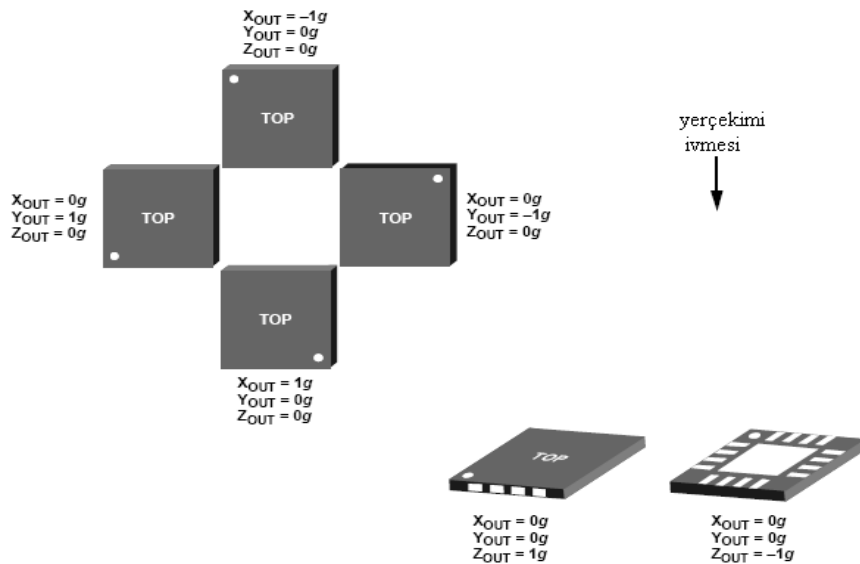
Bu projede geliştirilmeye çalışılan elastik aktivatör mekanizmasının klasik sistemlerin yukarıda sözü edilen olumsuzlukları gidereceği düşünülmektedir. Yapısı Şekil 5.1’de verilen bu mekanizma, fırçasız dc-servo motor ve motora doğrudan bağlı vida, vida üzerinde doğrusal hareket eden bilyalı somun, helisel yaylardan oluşan ve somun üzerinde yer alan elastik eleman, kuvveti bu elastik eleman

üzerinden yüke ileten taşıyıcı eleman, yay deplasmanını ölçen potansiyometre, kılavuz kolonlar, yataklar ve burçlardan oluşan bir sistem olarak tasarlanmıştır. Kuvvet kontrolü, potansiyometreden alınacak geri besleme ile motora uygulanacak kapalı devre kontrolle sağlanır. Sistemde helisel yaylardan oluşan sağlam, ucuz ve stabil elastik eleman kullanılmıştır [14].

BÖLÜM 6. AYAK BİLEK EKLEMİNE AİT VERİ ALMA

6.1. ADXL330 Sensörü

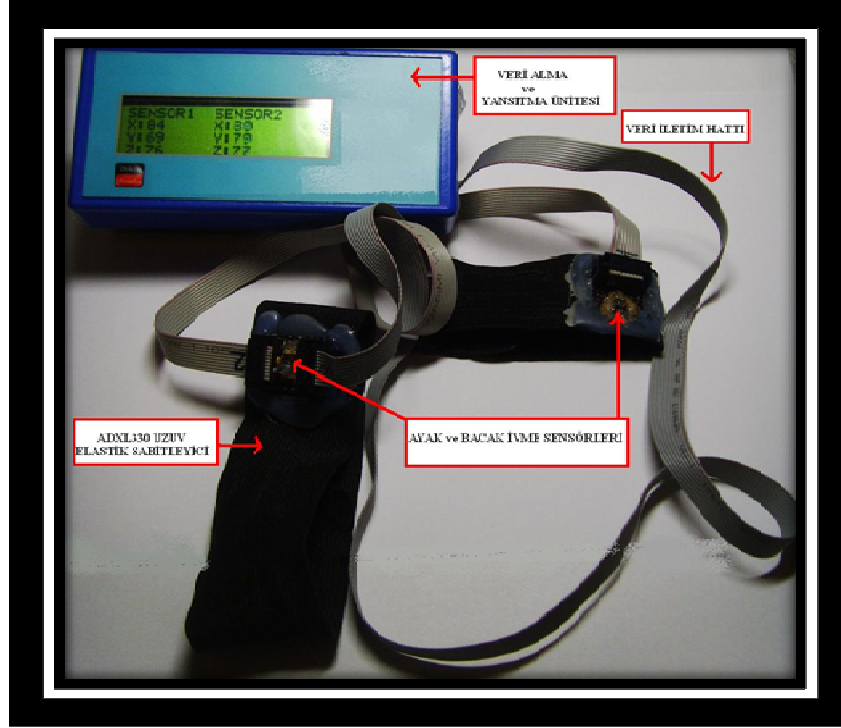
Çalışma kapsamında yürüme esnasında ayak bilek eklemi açısını bulabilmek amacıyla ADXL330 sensorundan faydalanılmıştır. Analog Device firması tarafından üretilen ADXL 330 algılayıcısı x, y ve z yönünde ivme şiddetini ölçebilir bir algılayıcıdır. Bu algılayıcı her üç yönde 3g mertebesine kadar ivme ölçme özelliğine sahiptir. ADXL330 algılamış olduğu ivme değerini doğru orantılı analog gerilim işaretine dönüştürerek ilgili çıkış pinlerinden bu gerilim değerini verir. Entegre en fazla $\pm 3g$ ye kadar ölçme kapasitesine sahiptir. Aşağıda ADXL330 ile yer düzlemi ve dik yerçekimi ivmesi arasındaki ilişki gösterilmiştir, şekil 6.1. Yerçekimi ivmesi 90° dik düştüğü algılayıcı düzleminin çıkış pininde 1g gerilim değeri gözükmemektedir [15-16].



Şekil 6.1 ADXL330 yerçekimi ivmesine dayalı ivme algılama sonuçları [15]

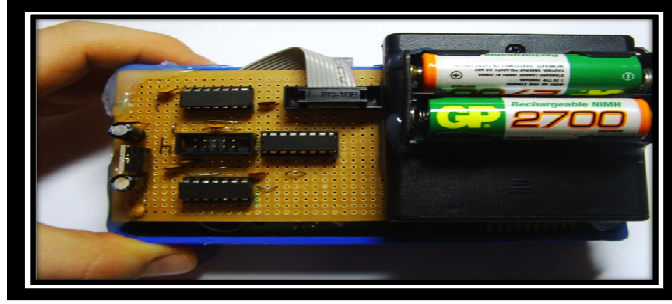
6.2. Veri Almak İçin Kurulan Donanım

Ayak ve bacağın açısal konum verileri elektromekanik bir sistem kullanılarak elde edildi, Şekil 6.2.

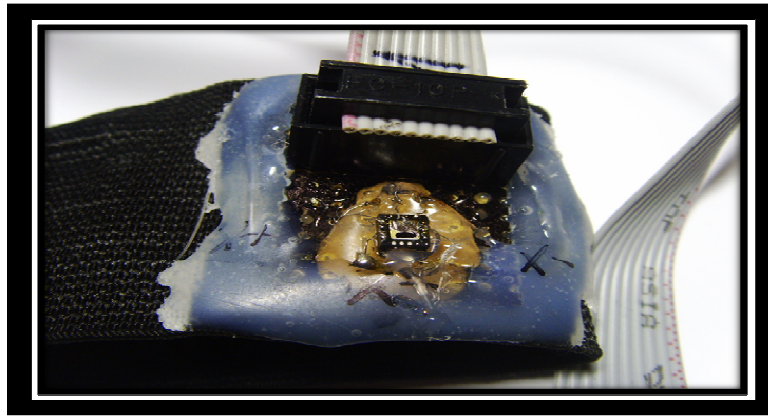


Şekil 6.2. Ayak ve bacağın açısal konum verilerini elde eden elektronik sistem

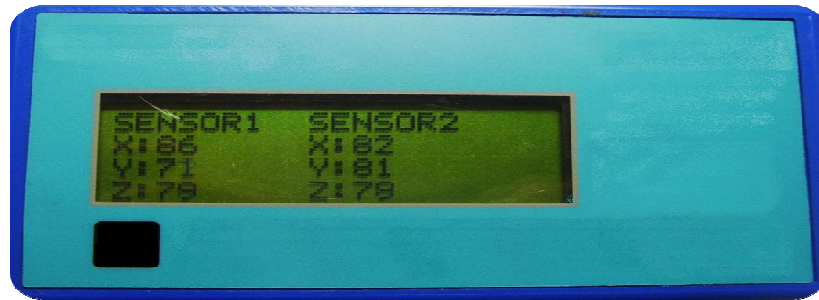
Yukarıdaki sistemde ADXL330 ivme sensörü elastiki bir bant üzerine sabitlendi. İletken hat kullanılarak sensörler veri alma ve yansıtma ünitesine birleştirildi. Bu ünitesi kullanıcı tarafından kontrol edilen mikro kontrolör (PIC18F452) tabanlı elektronik bir devre olarak tasarlandı ve mikro kontrol yazılımı gerçekleştirildi. Kontrolör yazılımı Ek-A'da verilmiştir.



Şekil 6.3. Elektronik sistemin arkadan görünüşü

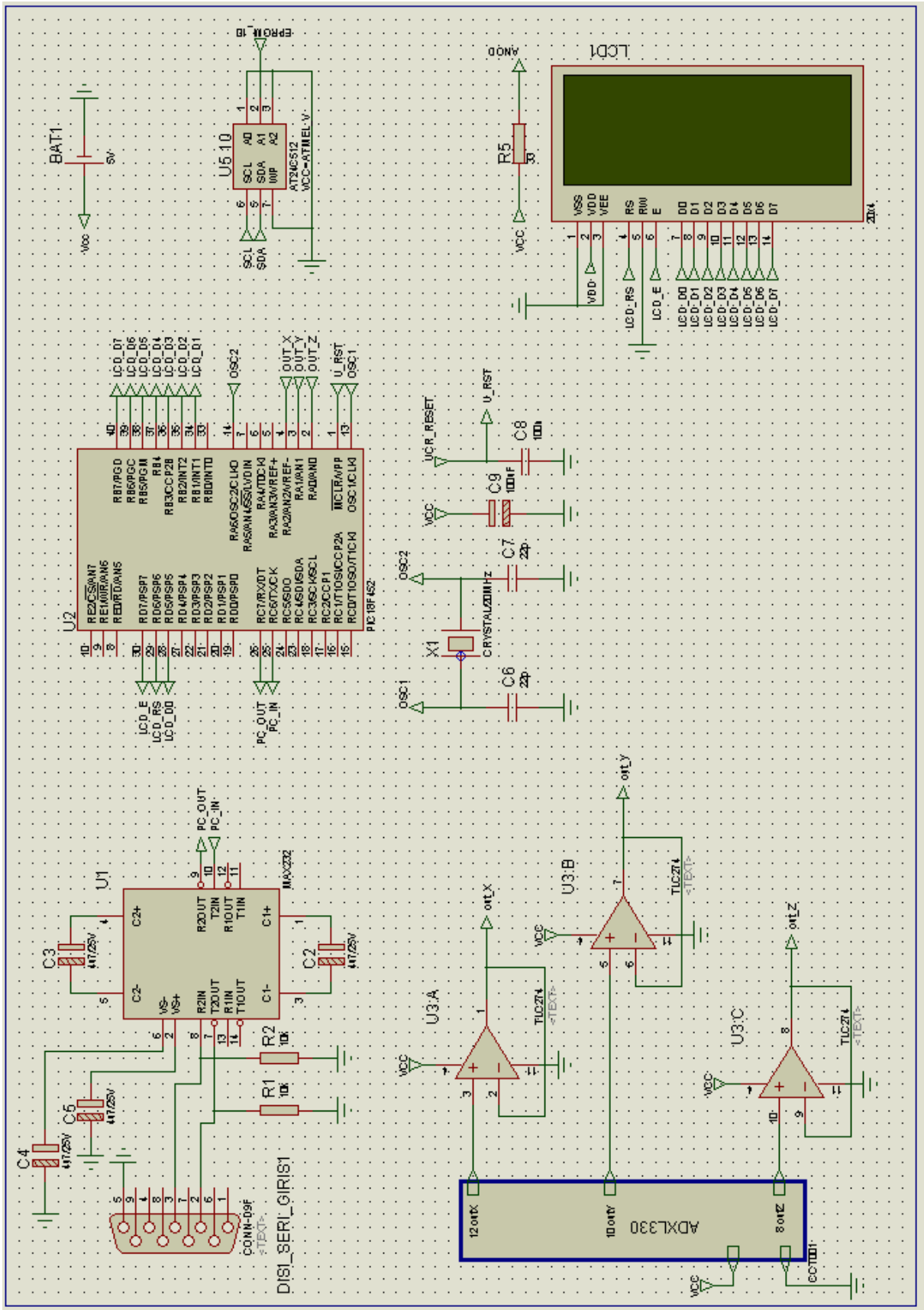


Şekil 6.4. Sensor iletim hattı



Şekil 6.5. Gösterge

Aşağıda veri alma sistemine ait devre şeması verilmektedir. Burada sensor bağlantıları, mikro kontrolör bağlantıları, depolama elemanı (eprom, AT512) ve seri port bağlantı devresi görülmektedir.



Şekil 6.6. Yeni alma sistemine ait devre şeması

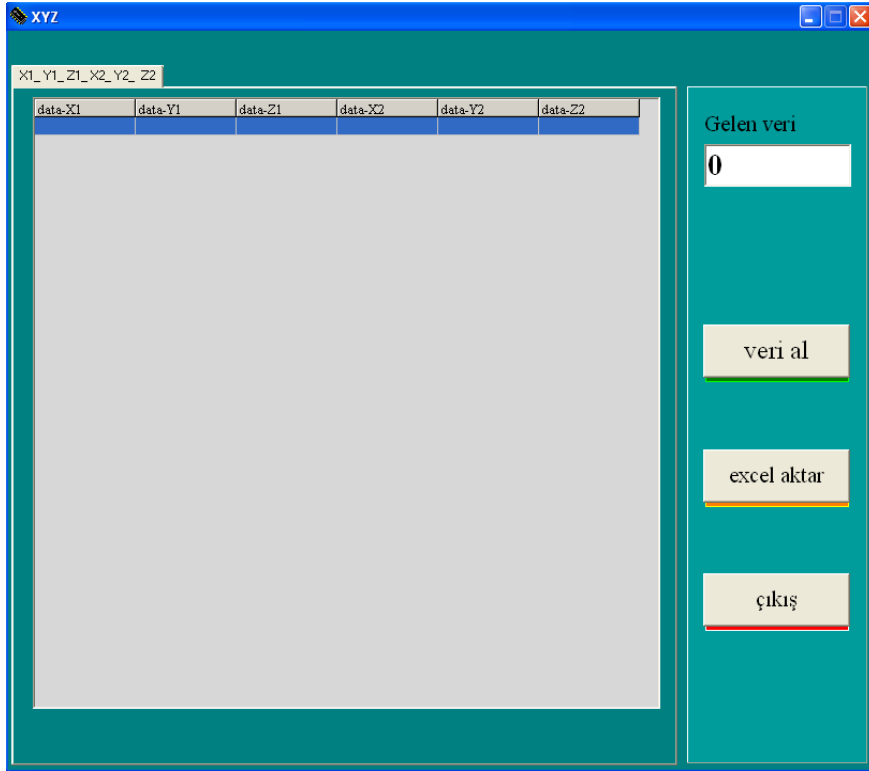
Yürüyüş verileri alma ve sonlandırma, yürüyüşü gerçekleştiren kullanıcı kontrolündedir, Şekil 6.7’de deney düzeneğine ait yürüme uygulaması görülmektedir.



Şekil 6.7. Düzeneğe ait yürüme uygulaması

6.3. Veri Almak İçin Gerekli Bilgisayar Yazılımı

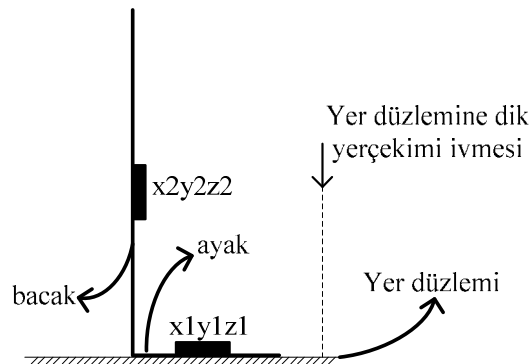
Yeterli miktarda alınan ayak ve bacak 3 eksenli (xyz) ivme sayısal değerleri bilgisayar ortamına aktarılır. Bilgisayar tarafında seri port üzerinden alma işlemini gerçekleştiren yazılım Delphi-7 platformunda geliştirildi, Şekil 6.8 Alınan veriler excel tablolarına aktarılıp; daha sonra da bu tablolar matlab ortamına alınarak yürüme analizi başlatılır.



Şekil 6.8. Yürüme ivme verilerini bilgisayar ortamına alınmasını sağlayan Delphi-7’de geliştirilen bilgisayar yazılımı

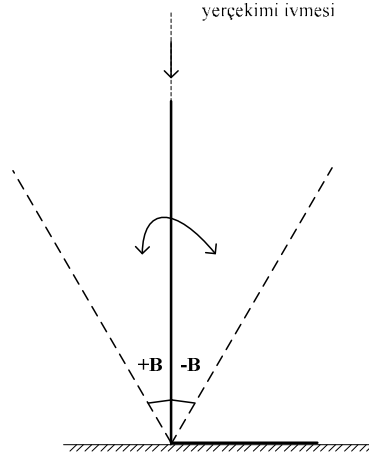
6.4. Bilek Açısı Hesabı

Bilek açısının hesaplanabilmesi için iki adet ADXL330 algılayıcısı kullanıldı. Algılayıcılardan biri bacak diğeri de ayak olmak üzere iki farklı hareketli uzva sabitlendi, Şekil 6.9. X1Y1Z1 ve X2Y2Z2 bir ivme paketi olmak üzere bu paketler yürüme esnasında 15 ms aralıklarla kaydedildi.



Şekil 6.9. Ayak ve bacak ivme algılayıcıların konumlandırılması

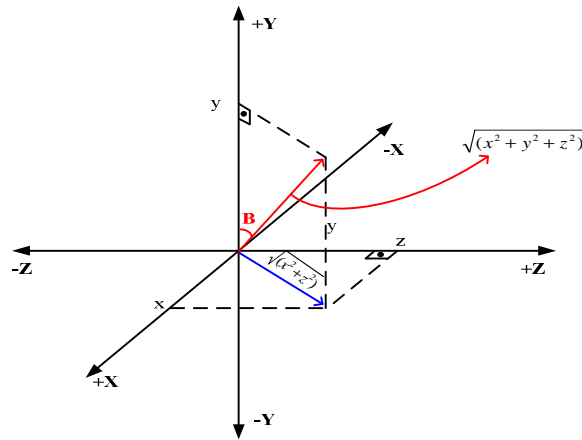
Yer düzlemine dik yerçekimi ivmesi referans alınarak X2Y2Z2 ivme değerleri ile bacağıın saat yönünde veya saat yönü tersi harekete bağlı açı hesaplandı, Şekil 6.10.



Şekil 6.10. Bacağın yürüyüş esnasında dik yer çekimi ivmesine göre yaptığı açılar

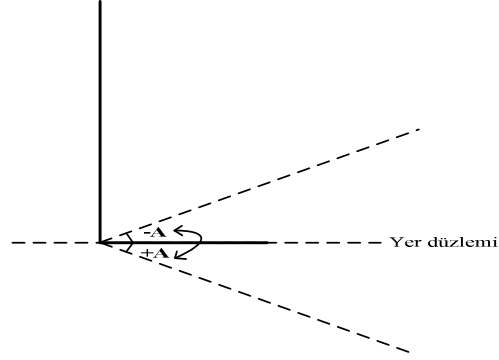
Hesaplama işlemi şekil 6.11 den yararlanılarak denklem-1 de verilmiştir.

$$B = \text{tg}^{-1} \left(\frac{\sqrt{x^2 + z^2}}{y} \right) \quad (1)$$

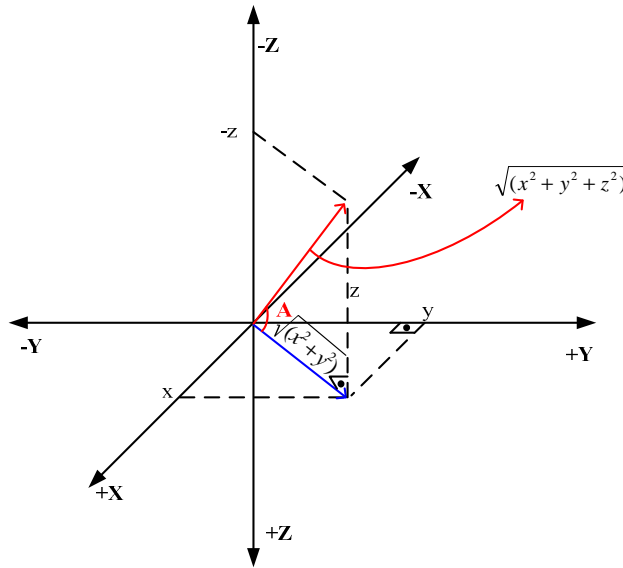


Şekil 6.11. Bacağa bağlı ADXL330 algılayıcısına ait koordinat düzlemi

Benzer yöntem ile yer düzlemi referans alınarak X1Y1Z1 ivme değerleri ile ayağın saat yönünde veya saat yönü tersi harekete bağlı açı hesaplandı, şekil 6.12. Hesaplama işlemi şekil 6.10. den yararlanarak denklem -2 de verilmiştir.



Şekil 6.12. Ayağın yürüme esnasında yer düzlemine göre oluşturduğu açılar



Şekil 6.13. Ayağa bağlı ADXL330 algılayıcısına ait koordinat düzlemi

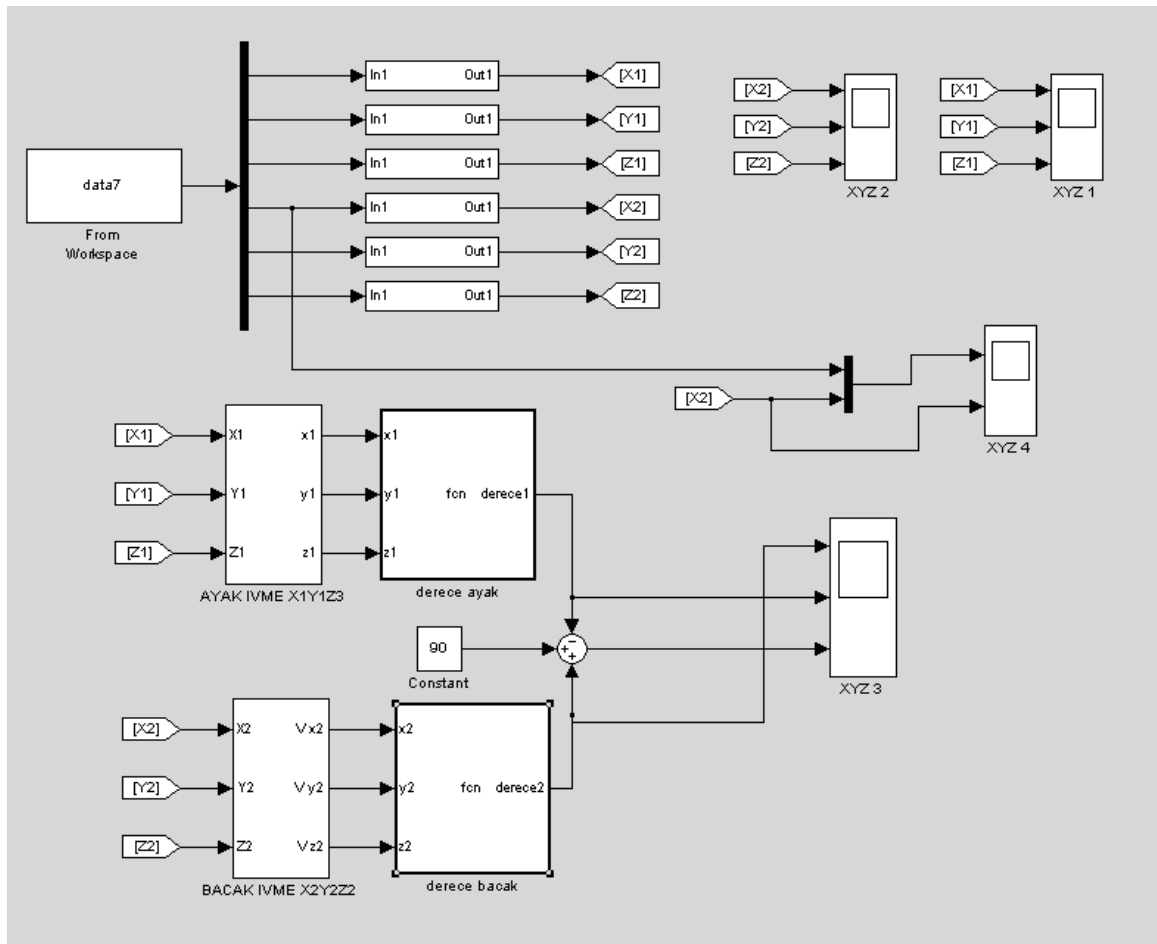
$$A = \text{tg}^{-1} \left(\frac{z}{\sqrt{x^2 + y^2}} \right) \quad (2)$$

Denklem-1 ve denklem-2 kullanılarak eklem açısı aşağıda verilmiştir.

$$\text{bilek_açısı} = 90+B-A \quad (3)$$

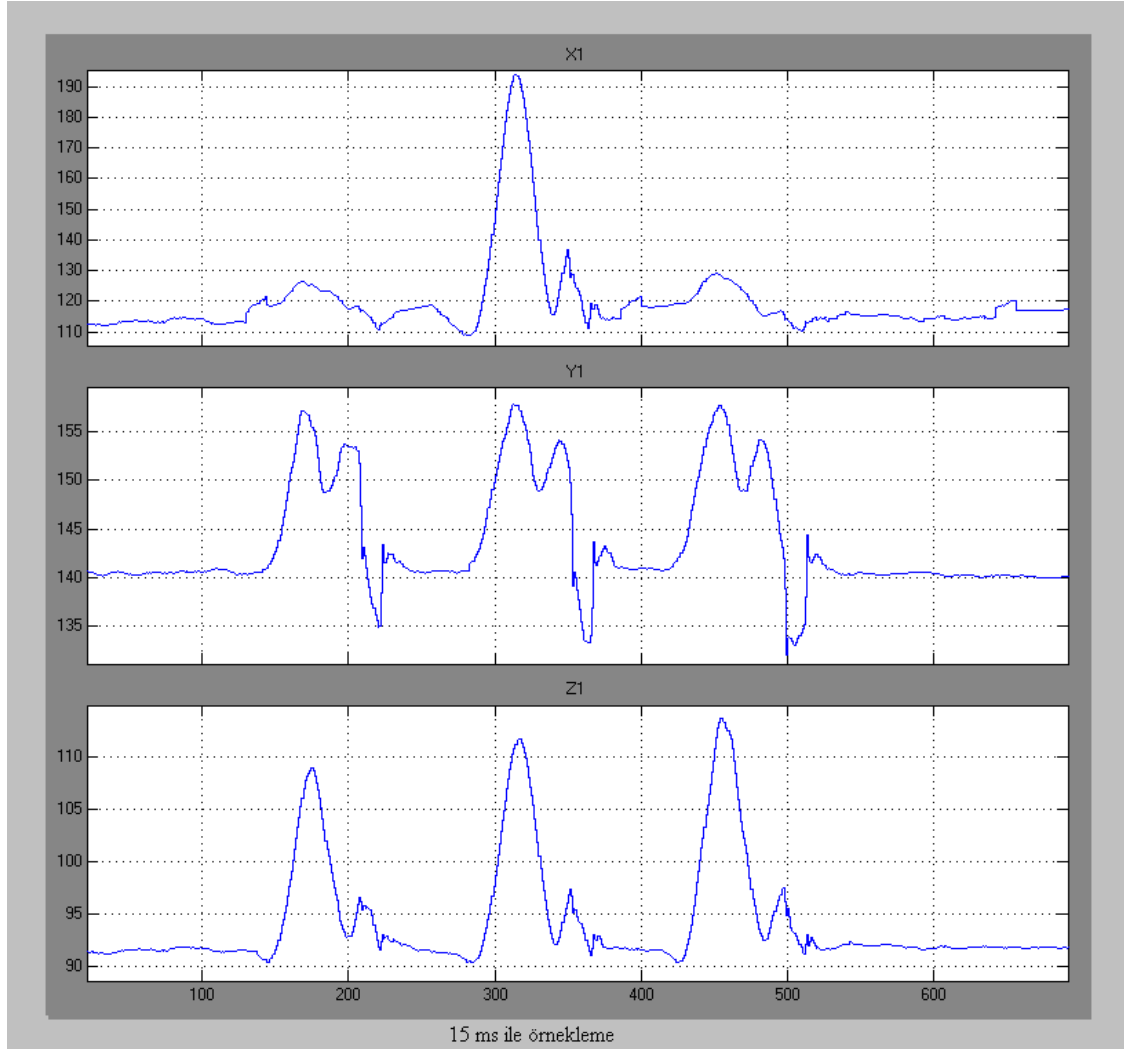
6.5. Matlab Ortamında Veri Grafiklerinin Elde Edilmesi

Aşağıda matlab-simulink ortamında yürüme sırasında bilek açısı hesaplama amacıyla kullanılmış model verilmiştir, Şekil 6.14.



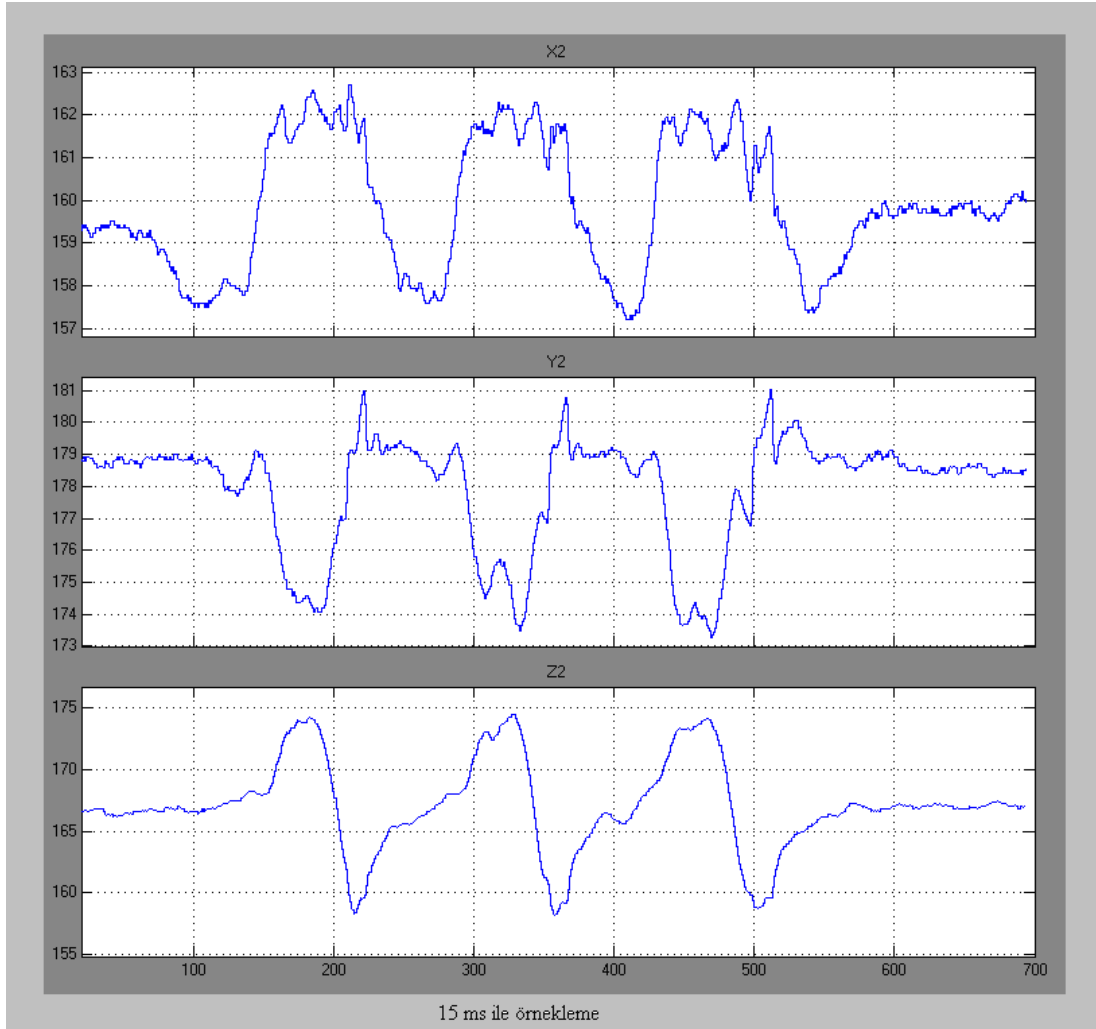
Şekil 6.14. Matlab-Simulink örneklenmiş ivme değerlerinden bilek açısı hesaplama şeması

Ayağın ve bacağın yer düzlemi ile yapmış olduğu açılar ivme sensorları yardımıyla hesaplanarak bu iki açı değeri üzerinden denklem-3 yardımı ile bilek eklemi açısı bulunur Şekil 6.14.



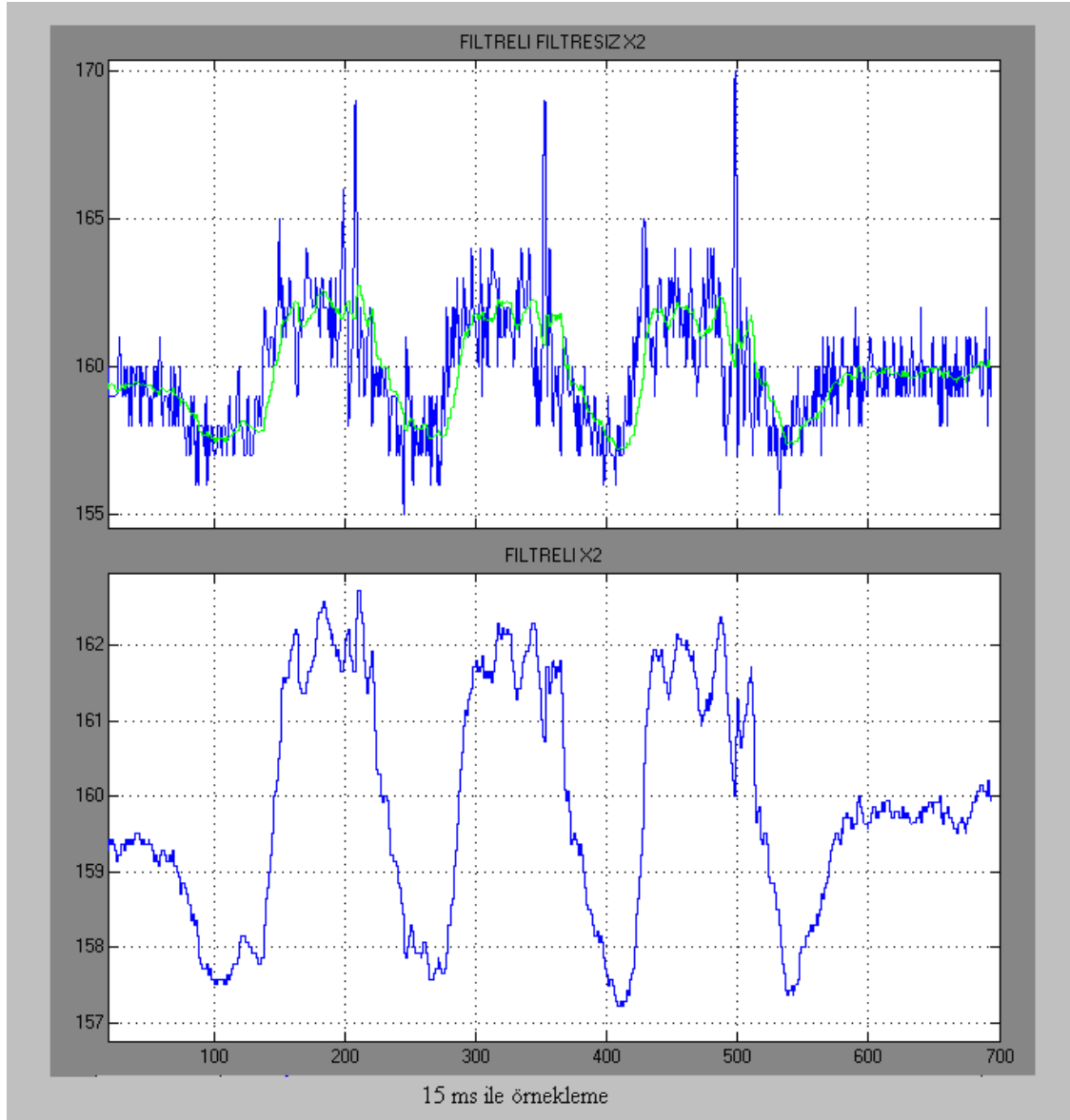
Şekil 6.15. Filtrelenmiş, 3 adım sonucunda oluşmuş ayak hareketine bağlı x1, y1, z1 ivme sayısal değerleri

Sensordardan alınan ivme ile orantılı gerilim değerleri analog sayısal dönüştürücü (ADC) yardımı ile sayısallaştırılarak grafik ortamına aktarılmıştır. Şekil 6.15. ve Şekil 6.16. Data alma süreci 3 adım için gerçekleştirilmiştir. x1y1z1 ve x2y2z2 açı değerleri bir veri paketini oluşturup bu veriler yürüyüş esnasında 15ms aralıklar ile kaydedilmiştir.



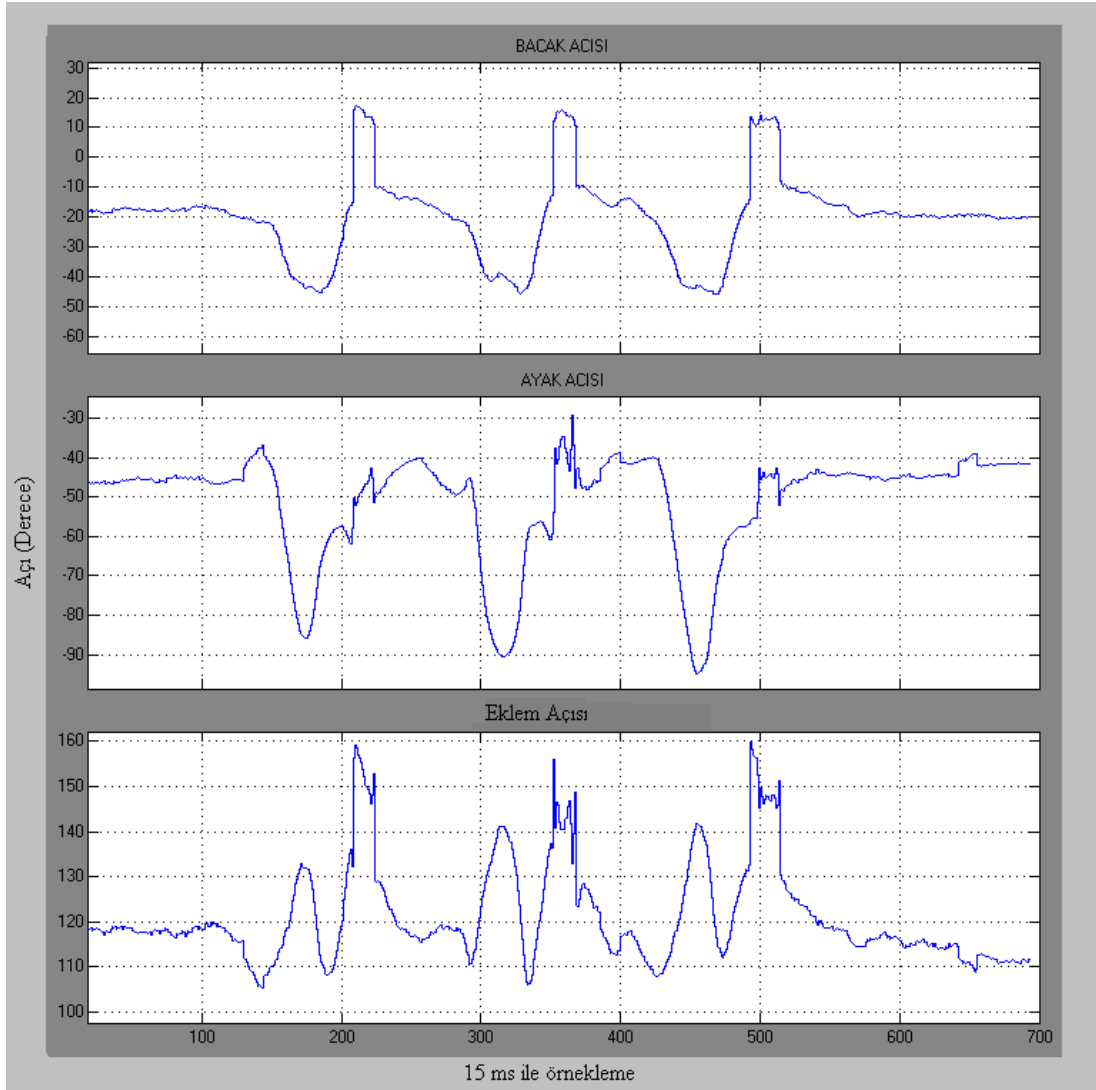
Şekil 6.16. Filtrelenmiş, 3 adım sonucunda oluşmuş bacak hareketine bağlı x2, y2, z2 ivme sayısal değerleri

Yürüyüş esnasında oluşan parazitler aktif filtreleme kullanılarak arındırılmışlardır, Şekil 6.17.



Şekil 6.17. x2 açısı ile aktif filtreleme uygulanmış x2 ivme sayısal değeri

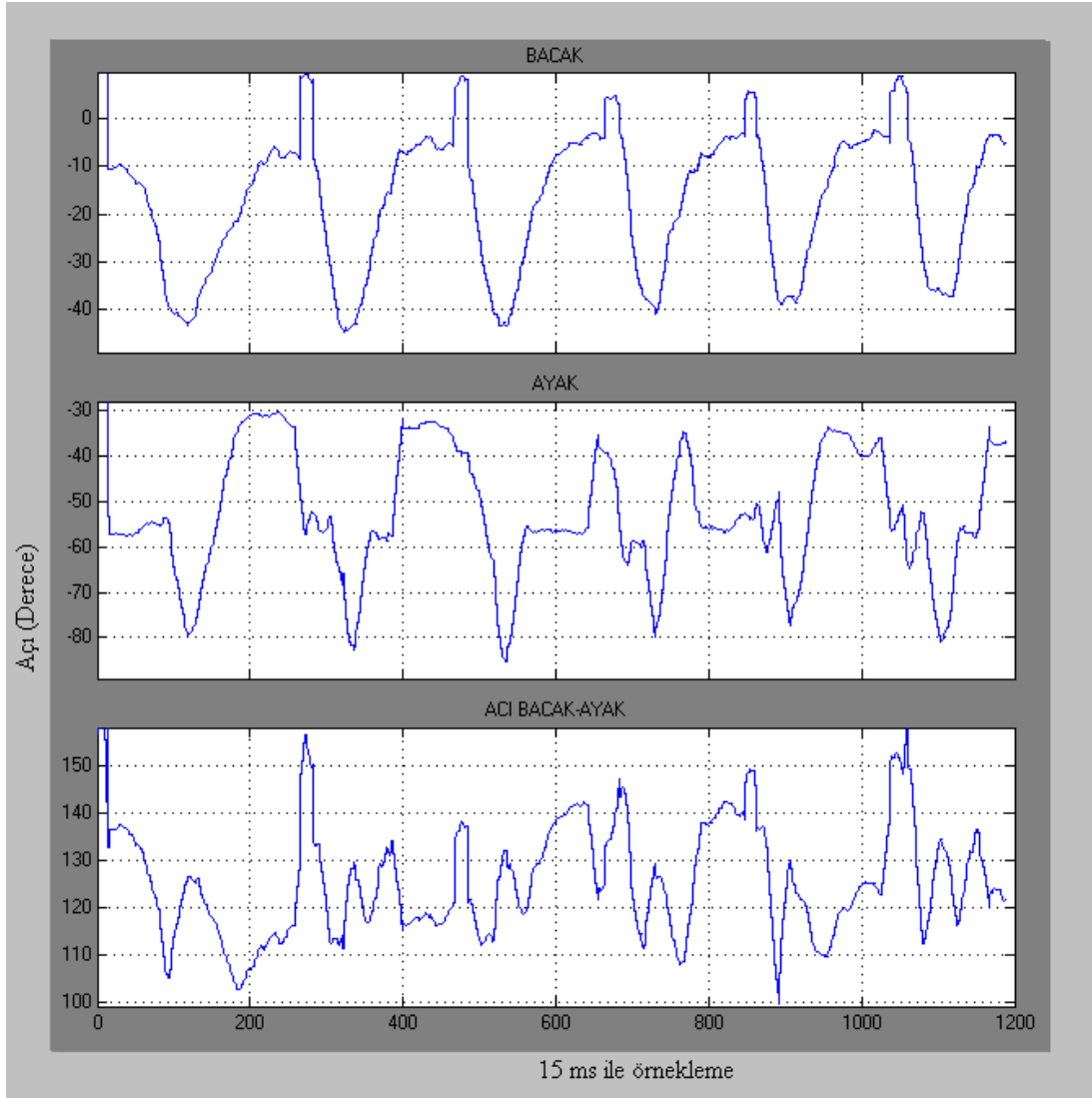
Yapılan işlemler sonucunda hesaplanan bilek açısı aşağıda verilmiştir, Şekil 6.18.



Şekil 6.18. Normal yürümeye ait bacak açısı, ayak açısı ve bilek açısı grafiği

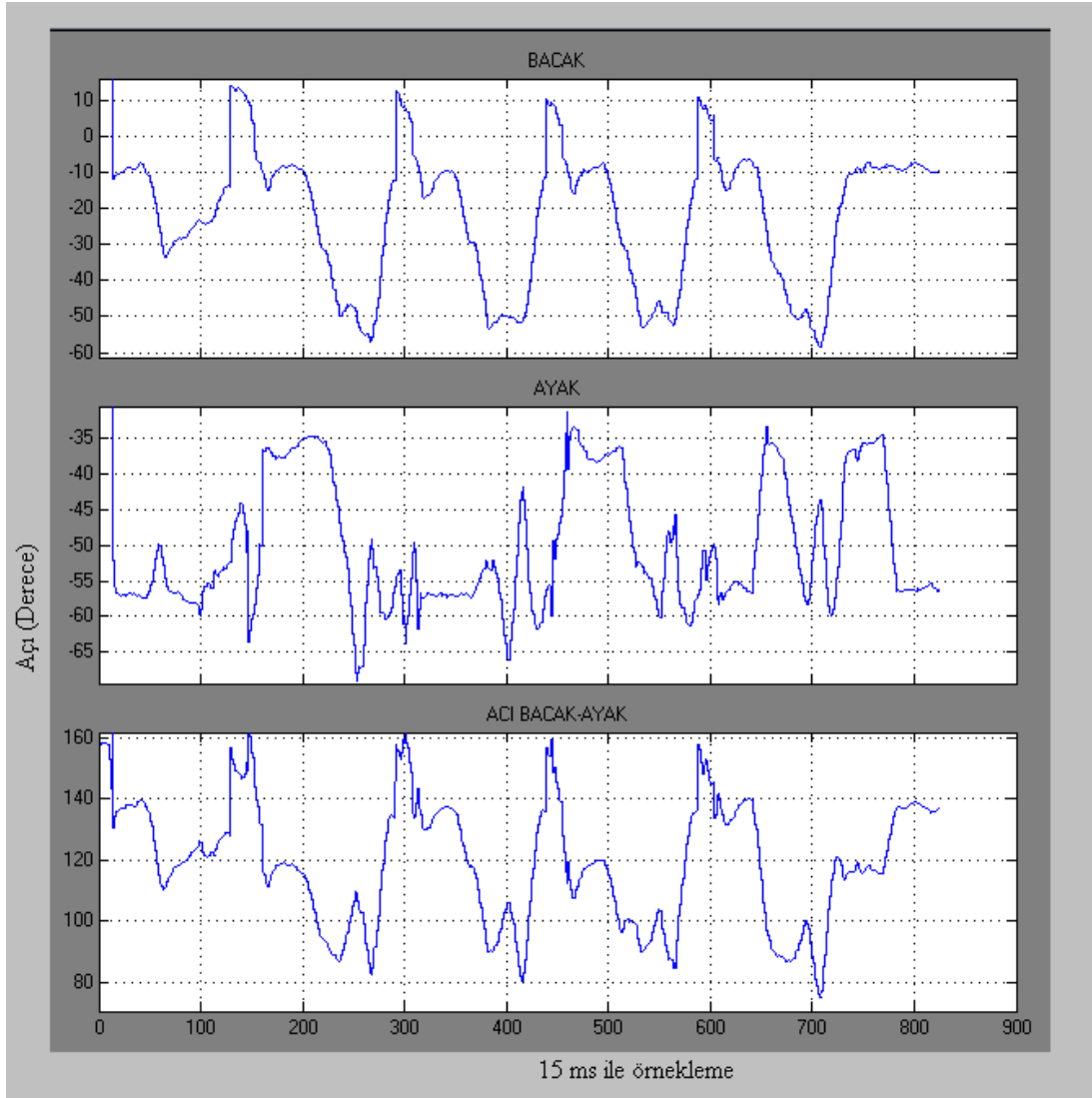
6.6. Çeşitli Aktivitelere Ait Açı Grafikleri

Çeşitli alt ekstremite aktivitelerinde (geri yürüme, merdiven inme, merdiven tırmanma, engel atlama, kendi eksenini etrafında dönme gibi) ayak bilek ekleminde oluşan açı değişimlerini gözlemlemek ve aralarındaki farklılığın incelenmesi amacı ile ivme sensörü ile deneysel sonuçlar alınmıştır. Bu sonuçlara ait grafikler aşağıda verilmektedir.



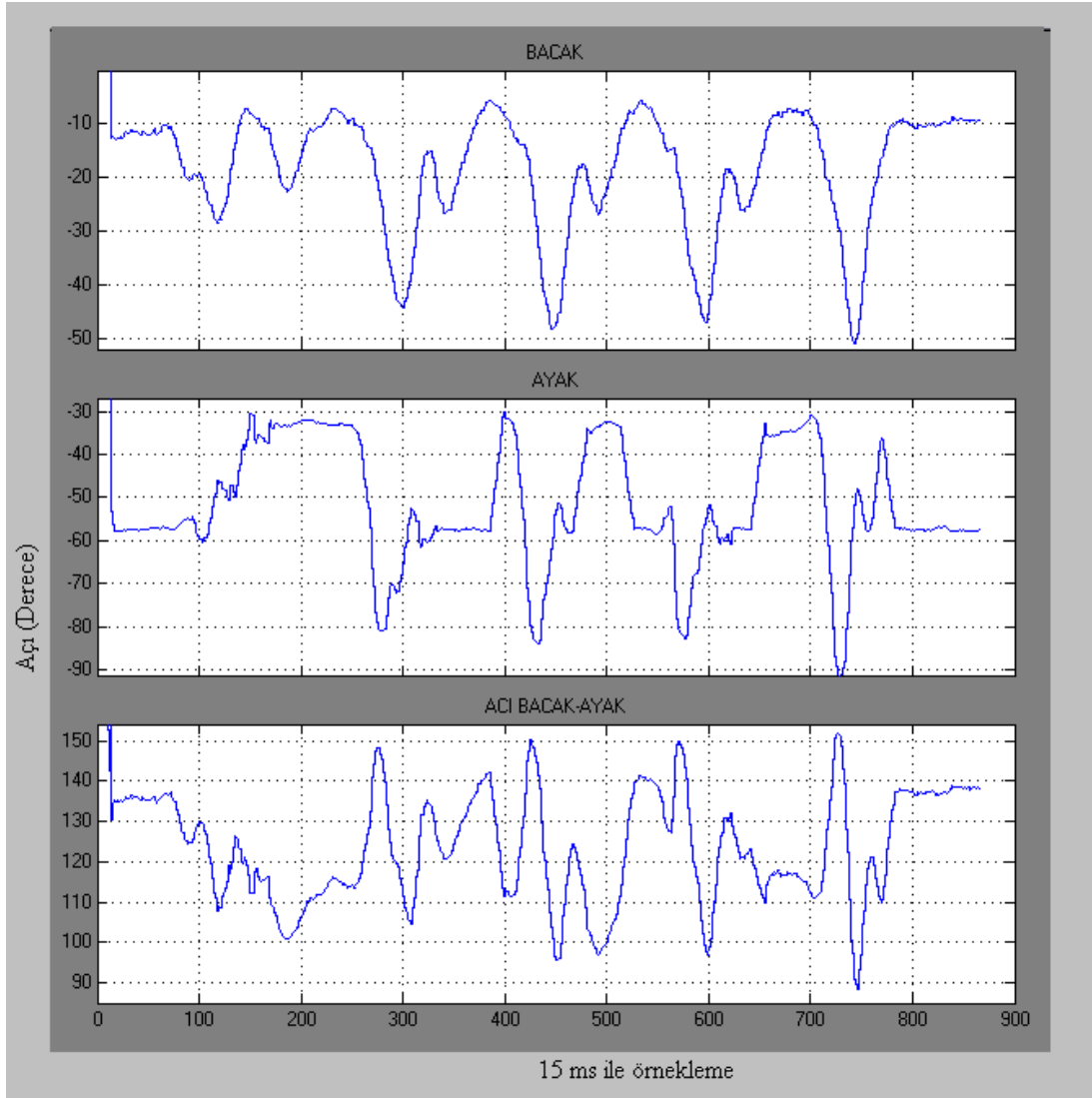
Şekil 6.19. Geri yürümeye ait bacak açısı, ayak açısı ve bilek açısı grafiği

Şekil 6.19'da geri yürüme sırasında oluşan bacak, ayak ve bilek açısı değerleri 15 ms örnekleme ile grafik ortamına aktarılmıştır.



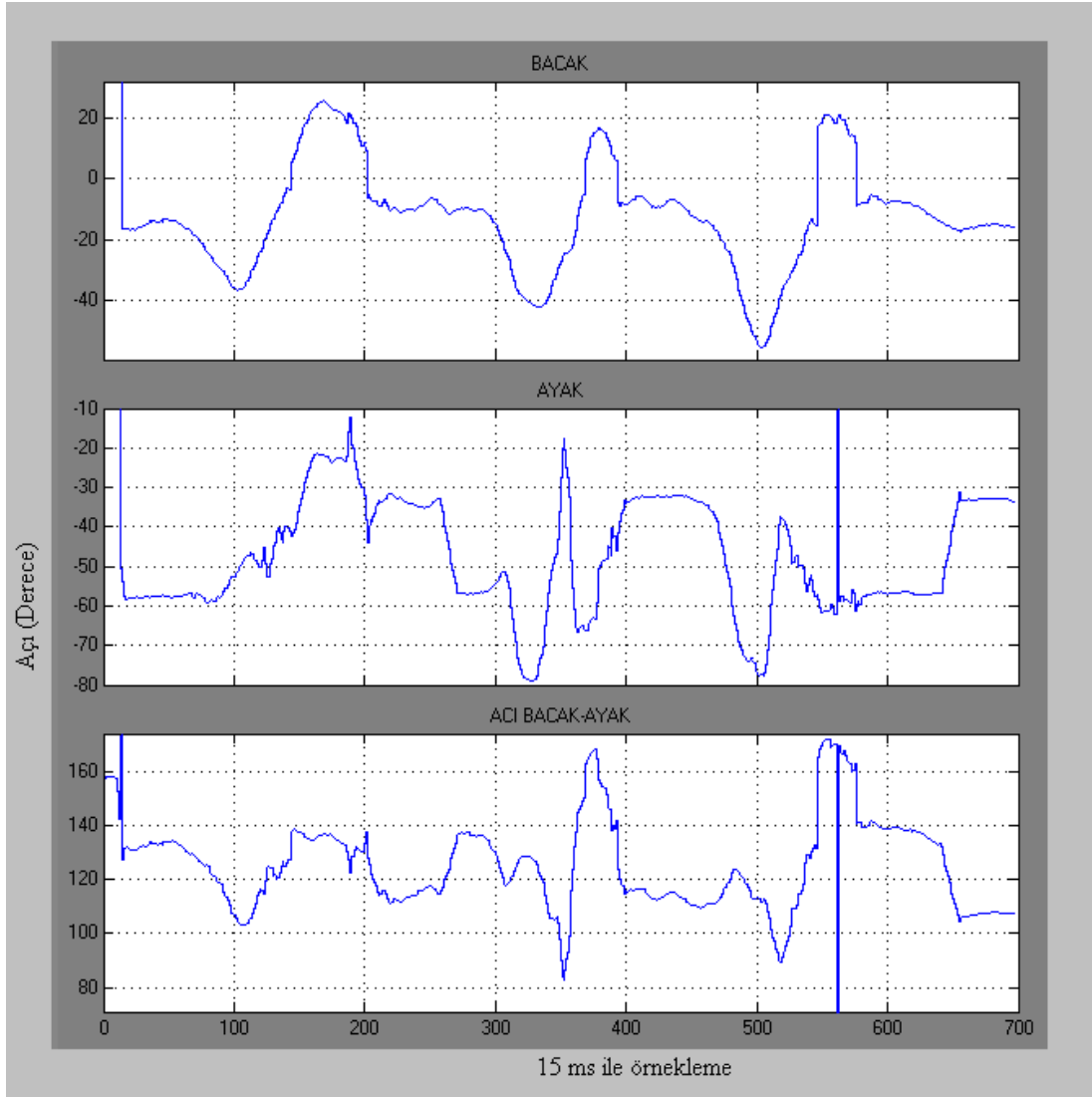
Şekil 6.20. Merdiven inmeye ait bacak açısı, ayak açısı ve bilek açısı grafiği

Şekil 6.20’de merdiven inme sırasında oluşan bacak, ayak ve bilek açısı değerleri 15 ms örnekleme ile grafik ortamına aktarılmıştır.



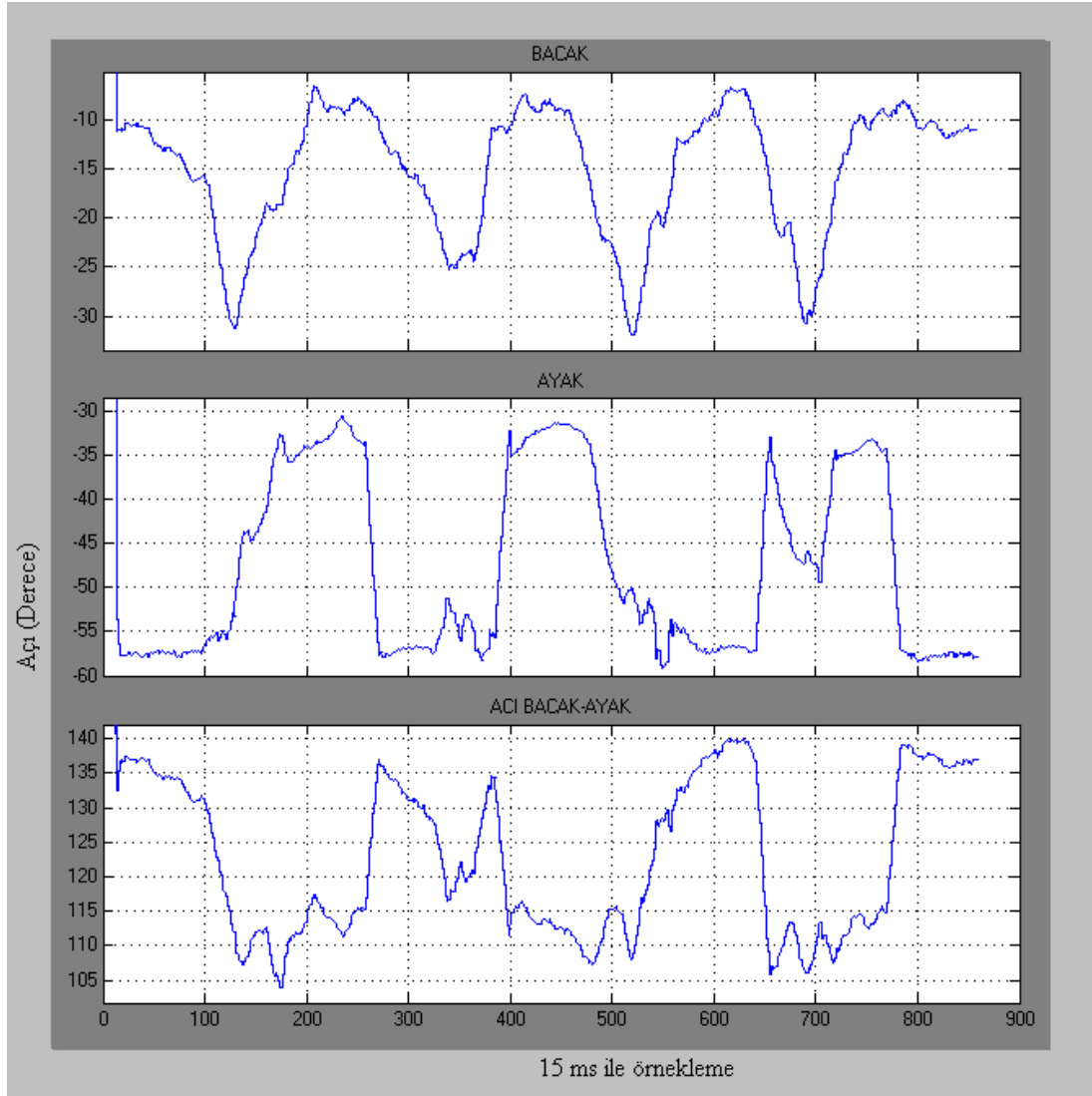
Şekil 6.21. Merdiven tırmanmaya ait bacak açısı, ayak açısı ve bilek açısı grafiği

Şekil 6.21’de merdiven tırmanma sırasında oluşan bacak, ayak ve bilek açısı değerleri 15 ms örnekleme ile grafik ortamına aktarılmıştır.



Şekil 6.22. Engel atlamaya ait bacak açısı, ayak açısı ve bilek açısı grafiği

Şekil 6.22'de engel atlama sırasında oluşan bacak, ayak ve bilek açısı değerleri 15 ms örnekleme ile grafik ortamına aktarılmıştır.



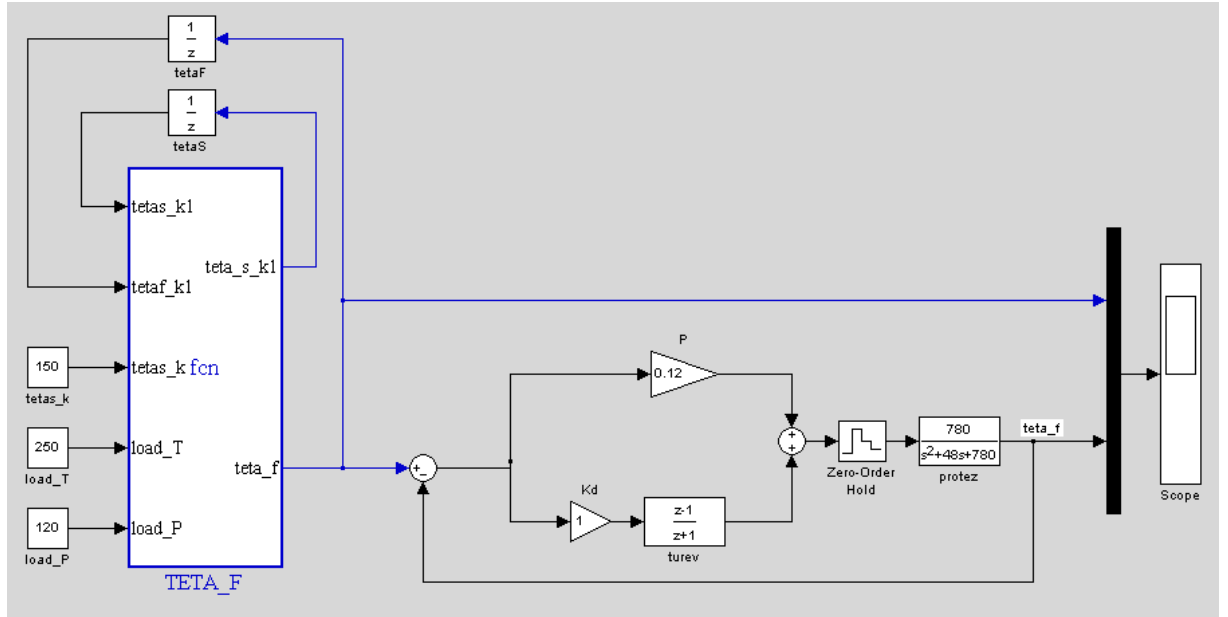
Şekil 6.23. Kendi eksenini etrafında dönmeye ait bacak açısı, ayak açısı ve bilek açısı grafiği

Şekil 6.23’de kendi eksenini etrafında dönmeye ait hareket sırasında oluşan bacak, ayak ve bilek açısı değerleri 15 ms örnekleme ile grafik ortamına aktarılmıştır.

BÖLÜM 7. KURAL TABANLI KONTROL

7.1. Kural Tabanlı Bilek Açısı Tayini

Aşağıda kural tabanlı bilek eklem konumlandırma kontrol devresi verilmiştir. Bu devre iki kısımdan oluşmaktadır. Birinci kısım bilek eklem açısını kural tabanlı elde eden ünite; ikinci kısım ise bilek konum açısını istenen değere sabitleyen kontrol ünitesidir.



Şekil 7.1 Bilek eklemine ait kural tabanlı kontrol ünitesi

TETA_F bloğu, bilek eklemi açısai konum değeri kural tabanlı bulan kısımdır. Bilek açısı belirlenmesi yürüme safhalarına bağlıdır. Bu iş için iki adet yük hücresi bir adet de ADXL330 ile yapılmış bacak açısai konum algılayıcısı ile gerçekleştirilmiştir. Yük hücreleri ayağın basma fazı süresi boyunca yerin ayağa dik uyguladığı kuvveti ölçer. TETA_F bloğuna gelen toplam kuvvet değeri 0N dan

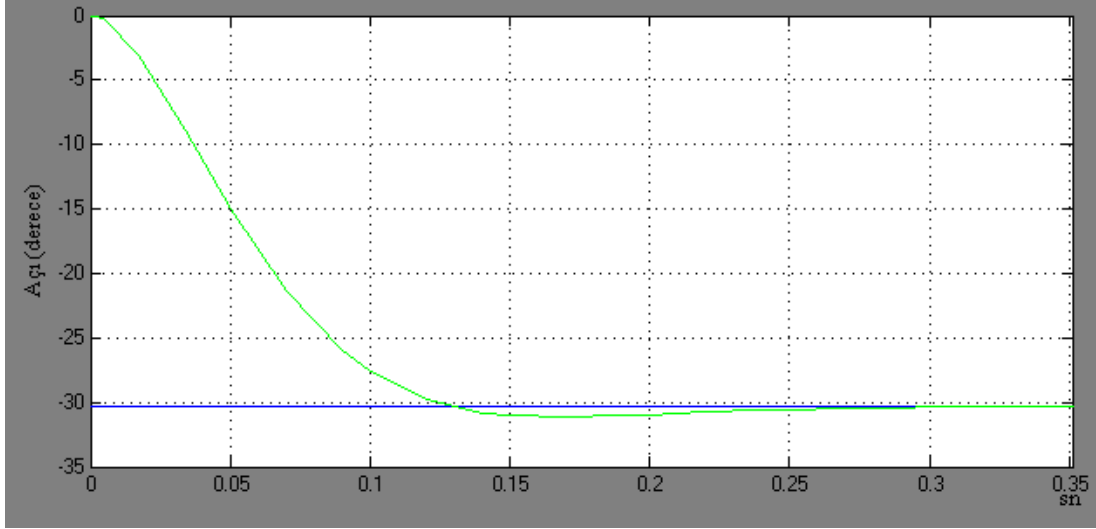
büyük olması durumunda basma fazı işlemlerini başlatır; yük hücrelerine ait kuvvet değeri 0N çıkması durumunda ise TETA_F bloğu salınma fazı işlemlerini başlatır. Salınma ve basma fazı işlemleri tablolama yönteminden yararlanılmaktadır, Ek-1. İşleme esnasında kullanılan tablo işlemleri D.A. Winter tarafından 56.7 kg sağlam insan yürüyüşünden elde edilmiş olan veri elemanlarından oluşmaktadır, [2]. Bu veri elemanları bir yürüme periyoduna ait yerin ayağa dik uyguladığı kuvvet, bacak konum açısı ve ayak konum açısından oluşmaktadır.

Salınım fazı sırasında, TETA_F kontrolcüsü adxl330 dan aldığı teta_s bacak konum açısını tablodan kontrol eder ve aranan teta_s açısı bulununca da aynı satırda bulunan bilek eklemi konum açısını teta_f olarak dışarı yansıtır. Eğer teta_s arama sonucu bulunamadıysa bu defa da bir önceki teta_f değerini aktarır. Yani eski konumda sabit kalınır.

Basma fazı esnasında ise TETA_F yük hücrelerine ait toplam kuvveti bulur. Daha sonra da kuvvet tablosundan %5 toleranslı tablo kuvvet değerini bulmaya çalışır. Bulunan ağırlığa denk gelen bir önceki teta_s tablo değeri ile bir önceki teta_s ölçüm değeri eşitliğine bakılır. Eğer eşit ise ilgili teta_f değeri dışarı yansıtır. Eşit olmaması durumunda ise yük hücre verisine denk gelen kuvvet tablo değeri eşitlenmeye çalışılır. Tüm tablo taranıp herhangi bir eşitlik sağlanamaması durumunda ise teta_f değeri eski açısal konumunu korur.

7.2. Matlab Simülasyon Sonuçları

Aşağıdaki grafikte yürüme periyodu içerisinde bilek konum açısının 0^0 den -32.76^0 ye konumlandırılmasına ait kontrolör (PD) başarısı yansıtılmıştır.



Şekil 7.2 Yürüme periyodu içerisinde bilek açısına ait 0^0 den -32.76^0 ye yapılan açısal konumlandırma

BÖLÜM 7. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, diz altı ampütesinin kaybettiği uzvunun görevini yerine getirebilecek mekanik bir uzvun kontrolü amaçlandı. Mekanik sistem sağlam bir insanda bacak ve ayak kısımlarını temsil etmektedir. Kontrol algoritması olarak geliştirdiğimiz kural tabanlı bir algoritma yardımı ile hastanın yürüme safhalarına dayalı mekanik sistemin bilek açısı kontrolü gerçekleştirilmiştir. Kural tabanlı kontrol algoritmasına ait akış diyagramı Ek-B' de verilmiştir.

Kontrolde kullanılan yürüme verileri, D.A. Winter tarafından sağlam insan yürüyüşünden elde edilmiş olan veri elemanlarından oluşmaktadır. Bu veri elemanları bir yürüme periyoduna ait yerin ayağa dik uyguladığı kuvvet, bacak konum açısı ve ayak konum açısından oluşmaktadır. Hareket sağlayıcı olarak bir elektrik motoru kullanılmıştır. Yürüme fazlarının periyodikliği ön planda tutulduğu için ihtiyaç duyulan algılayıcı çeşidi ve sayısı azalmıştır.

Kontrolcü performansı, matlab-simulink ortamında test edilmiştir. Test sonuçlarının gerçeğe yakın olabilmesi için mekanik düzeneğin ve kontrol ünitesinin laboratuvar ortamında deneysel yöntem kullanılarak matematiksel modeli çıkartılıp matlab ortamında da bu model üzerinden kural tabanlı kontrol algoritmasının başarımı incelenmiştir. Matematiksel modele ait transfer fonksiyonu şekil 7.1 de protez isimli kutucukta verilmiştir.

Matlab ortamında yapılan simülasyonlar sonucunda, sisteme yürümenin herhangi bir safhasında (basma veya salınma fazı) yer tepki kuvveti veya bacak açı değeri girilip sistem çalıştırıldığında, sistemde bulunan motorun yürüme periyodu verilerine uygun olarak istenilen açı değerine gittiği gözlemlenmiştir. Şekil 7.1'de verilen kural tabanlı kontrol sisteminde Ek-B de verilen akış diyagramı çerçevesinde θ_F bloğuna verilen giriş datalarına bağlı üretilen çıkış işaretleri ve kontrolörün

konumlandırma başarısı incelenmiştir. Yürüme evrelerine dayalı bilek açısı kestirim sonuçları Ek-C' de verilmektedir. Yapılan uygulamalar sonucunda sistemin istenen değere başarılı bir şekilde gittiği gözlemlenmiştir. Bu uygulamalarda ayrıca sisteme sınır değerleri dışında herhangi bir değer girildiğinde ise kontrol ünitesinin bir önceki bulunan sonuç değerini sonuç olarak ataması sağlanmıştır. Böylece sistemin kararsız bir şekilde çalışması ve boş yere güç harcaması olmasının önüne geçilmiştir.

Kontrolüne yardımcı olmak amacı ile temel alınan mekanik sistemin (aktif protez) hareketi için fırçasız bir dc motor kullanılmaktadır. Sistemde motor kullanılması, ortamda elektriksel gürültüyü de beraberinde getirir. Gürültünün olması ise sistemde çeşitli kararsızlıklar olmasına neden olur. Bundan dolayı da kural tabanlı kontrol algoritmasını koşturan mikro kontrolörün çalışmasında bir problem yaşanmaması için mikro kontrolörü enerji veren hattın iyi bir şekilde filtrelenmesi gerekir.

Aktif protez elektriksel enerjiye bağımlı olduğu için uzun zamanlı protez kullanımı için büyük güç kapasiteli piller gereklidir. Bu ise pillerin büyümesi ağırlaşmasına sebep olmaktadır. Bu sorun zaman içerisinde teknolojinin gelişmesiyle üretilecek büyük kapasiteli küçük hacimli ve düşük ağırlıklı pillerle giderilebilir.

KAYNAKLAR

- [1] MORRIS, J.R.W., 1973. Accelerometry—a technique for the measurement of human body movements. *Journal of Biomechanics*, 729–736.
- [2] VELTINK, P.H., BUSSMANN, H.B.J., DE VRIES W., VAN LUMMEL, R.C., 1996. Detection of static and dynamic activities using uniaxial accelerometers. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* 4, 375–385.
- [3] JASIEWICZ, J.M., ALLUM, J.H.J., MIDDLETON, J.W., BARRISKILL, A., CONDIE, P., PURCELL, B., Li, R.C.T., 2006. Gait event detection using linear accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals. *Gait & Posture* 24, 502–509.
- [4] POPOVIC, D., JONI, S., 1999. Control of Bipedal Locomotion Assisted With Functional Electrical Stimulation. *Proceedings of the American Control Conference*.
- [5] WINTER, D.A., *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. A Wiley-Interscience Publication, John Wiley & Sons, New York, 1990.
- [6] ODAR, İ. V., *Anatomi Ders Kitabı 1. Cilt*. Elif matbaacılık, Erzurum , 1980.
- [7] DERE, F. *Anatomi Atlası ve Ders Kİtabı Cilt 1*. Nobel Tıp Kitapevi, 1999.
- [8] http://www.neurosurgical.com/neuro_medical_info/anatomic_terms.htm, Mart 2008.
- [9] <http://ali-oral.balikesir.edu.tr/ergonomi/ergon02.html>, Ocak 2007.
- [10] ERİŞÖZ, T., KURUL, G., ŞAŞMAZ, İ., ÖKTEN, K.H., “Biyomekanik”, T.C. Sağlık Bakanlığı, Sağlık Eğitim Genel Müdürlüğü, Ortopedi Teknisyen Okulu, İstanbul, 1994.
- [11] TÜMER, S.T. ve GÜLER, H.C., *Diz Osteoartriti Bulunan Hastaların Ayak Bileği Diz ve Kalça Eklemlerinde Oluşan Momentlerdeki Değişikliklerin İncelenmesi*. Tübitak Proje No: MİSAG-28, Ankara, 1995.
- [12] <http://www.turk-ortopedi.net/>, Mayıs 2007.

- [13] HIZ, M., “Diz, Uyluk ve Kalça Bölgelerinde Ampütasyon ve Dezartikülasyonlar“, XII. Akif Şakir Şakar Günleri, 140-149, 1995.
- [14] WILLIAMSON, M.M., 1995. Series Elastic Actuator, Technical Report, MIT Artificial Intelligence Laboratory, Technical Report No: 1524.
- [15] <http://www.analog.com/en/mems-and-sensors/imems-accelerometers/adx1330/products/product.html>, Mart 2008.
- [16] http://web.iitd.ac.in/~manishs/epp110/ADXL_330_0.pdf, Mart 2008.
- [17] TAKEDA, R., TADANO, S., TODOH, M., MORIKAWA, M., NAKAYASU, M., YOSHINARI, S. Gait analysis using gravitational acceleration measured by wearable sensors. *JournalofBiomechanics*, 2008.

EKLER

EK-A

```
void oku_XYZ1_XYZ2(void)

{ //x1 secildi

  output_high(PIN_C2); // A

  output_low(PIN_D0); //B

  output_low(PIN_D1); // C

  delay_us(500);

  x1_1=read_adc(); // X1 okunuyor

  //y1 secildi

  output_low(PIN_C2); // A

  output_low(PIN_D0); //B

  output_low(PIN_D1); // C

  delay_us(500);

  y1_1=read_adc(); // Y1 okunuyor

  //z1 secildi

  output_low(PIN_C2); // A

  output_high(PIN_D0); //B

  output_low(PIN_D1); // C

  delay_us(500);

  z1_1=read_adc(); // Z1 okunuyor

  //x2 secildi
```

```
output_low(PIN_C2);// A
output_high(PIN_D0); //B
output_high(PIN_D1);// C
delay_us(500);
x2_1=read_adc();// X2 okunuyor
//y2 secildi
output_high(PIN_C2);// A
output_high(PIN_D0); //B
output_high(PIN_D1);// C
delay_us(500);
y2_1=read_adc();// Y2 okunuyor
//z2 secildi
output_low(PIN_C2);// A
output_low(PIN_D0); //B
output_high(PIN_D1);// C
delay_us(500);
z2_1=read_adc();// Z2 okunuyor
restart_wdt ();
}
void oku_x1(void)
{
int16 adc;
float fark;
float derece;
int8 derece_tam;
int8 derece_tam2;
adc=read_adc();// X1 okunuyor
```



```
//y1 secildi
output_low(PIN_C2);// A
output_low(PIN_D0); //B
output_low(PIN_D1);// C

//5V için if (adc>515) // 630 ile 400 arası; sıfır noktası 515
x1_3=x1_2;
x1_2=x1_1;
x1_1=adc;
derece=x1_1;
derece+=x1_2;
derece+=x1_3;
derece/=3;
adc=derece;
lcd_yaz_string(3,2,strcpy (string, " "));
lcd_yaz_string(3,2,itoa (adc, 10, string));
}
void oku_y1(void)
{
int16 adc;
float fark;
float derece;
int8 derece_tam;
int8 derece_tam2;
adc=read_adc();// Y1 okunuyor
//z1 secildi
output_low(PIN_C2);// A
```

```
output_high(PIN_D0); //B
output_low(PIN_D1); // C
y1_3=y1_2;
y1_2=y1_1;
y1_1=adc;
derece=y1_1;
derece+=y1_2;
derece+=y1_3;
derece/=3;
adc=derece;
lcd_yaz_string(3,3,strcpy (string, " "));
lcd_yaz_string(3,3,itoa (adc, 10, string));
}
void oku_z1(void)
{
int16 adc;
float fark;
float derece;
int8 derece_tam;
int8 derece_tam2;
adc=read_adc();// Z1 okunuyor
//x2 secildi
output_low(PIN_C2); // A
output_high(PIN_D0); //B
output_high(PIN_D1); // C
z1_3=z1_2;
z1_2=z1_1;
```

```
z1_1=adc;
derece=z1_1;
derece+=z1_2;
derece+=z1_3;
derece/=3;
adc=derece;
lcd_yaz_string(3,4,strcpy (string, " "));
lcd_yaz_string(3,4,itoa (adc, 10, string));
}
void oku_x2(void)
{
int16 adc;
float fark;
float derece;
int8 derece_tam;
int8 derece_tam2;

adc=read_adc();// X2 okunuyor
//y2 secildi
output_high(PIN_C2);// A
output_high(PIN_D0); //B
output_high(PIN_D1);// C

x2_3=x2_2;
x2_2=x2_1;
x2_1=adc;
derece=x2_1;
derece+=x2_2;
derece+=x2_3;
```

```
derece/=3;

adc=derece;

lcd_yaz_string(12,2,strcpy (string, "  "));

lcd_yaz_string(12,2,itoa (adc, 10, string));

}

void oku_y2(void)

{

int16 adc;

float fark;

float derece;

int8 derece_tam;

int8 derece_tam2;

    adc=read_adc();// Y2 okunuyor

    //z2 secildi

    output_low(PIN_C2);// A

    output_low(PIN_D0); //B

    output_high(PIN_D1);// C

    y2_3=y2_2;

    y2_2=y2_1;

    y2_1=adc;

    derece=y2_1;

    derece+=y2_2;

    derece+=y2_3;

    derece/=3;

    adc=derece;

    lcd_yaz_string(12,3,strcpy (string, "  "));

    lcd_yaz_string(12,3,itoa (adc, 10, string));
```

```
}  
  
void oku_z2(void)  
{  
    int16 adc;  
  
    float fark;  
  
    float derece;  
  
    int8 derece_tam;  
  
    int8 derece_tam2;  
  
    adc=read_adc();// Z2 okunuyor  
  
    //x1 secildi  
  
    output_high(PIN_C2);// A  
  
    output_low(PIN_D0); //B  
  
    output_low(PIN_D1);// C  
  
    z2_3=z2_2;  
  
    z2_2=z2_1;  
  
    z2_1=adc;  
  
    derece=z2_1;  
  
    derece+=z2_2;  
  
    derece+=z2_3;  
  
    derece/=3;  
  
    adc=derece;  
  
    lcd_yaz_string(12,4,strcpy (string, "  "));  
  
    lcd_yaz_string(12,4,itoa (adc, 10, string));  
}  
  
void main()  
{  
  
    int8 s0;
```

```
int8 s1;

float x_k;

float y_k;

float z_k;

float ara1_k;

float ara2_k;

float derece1_k;

float derece2_k;

float dereceToplam_k;

int16 dereceIntg_k;

ilk_ayar();

tekrar:

ekran_sil();

lcd_yaz_string(1,1,strcpy (string, "Tornekleme=15msn"));

lcd_yaz_string(1,2,strcpy (string, "Kayitli ornek sayisi"));

lcd_yaz_string(1,3,itoa (sayici_data/2, 10, string));

delay_ms(5000);

ekran_sil();

lcd_yaz_string(1,1,strcpy (string, "SENSOR1"));

lcd_yaz_string(10,1,strcpy (string, "SENSOR2"));

lcd_yaz_string(1,2,strcpy (string, "X:"));

lcd_yaz_string(1,3,strcpy (string, "Y:"));

lcd_yaz_string(1,4,strcpy (string, "Z:"));

lcd_yaz_string(10,2,strcpy (string, "X:"));

lcd_yaz_string(10,3,strcpy (string, "Y:"));

lcd_yaz_string(10,4,strcpy (string, "Z:"));

while(buton_sil==1)
```

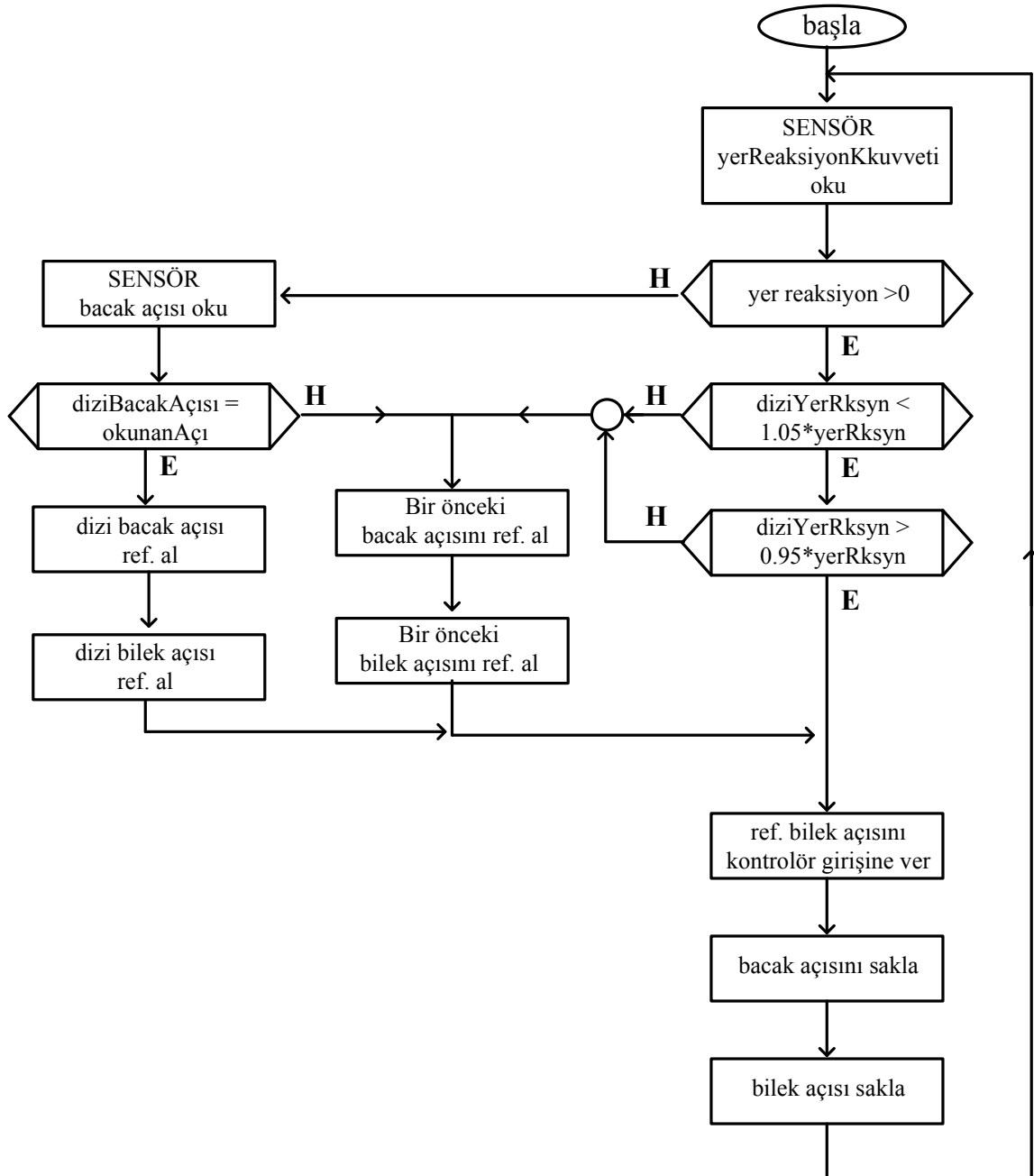
```
{  
    oku_XYZ1_XYZ2();  
    lcd_yaz_string(3,2,strcpy (string, " "));  
    lcd_yaz_string(3,2,itoa (x1_1, 10, string));  
    lcd_yaz_string(3,3,strcpy (string, " "));  
    lcd_yaz_string(3,3,itoa (y1_1, 10, string));  
    lcd_yaz_string(3,4,strcpy (string, " "));  
    lcd_yaz_string(3,4,itoa (z1_1, 10, string));  
    lcd_yaz_string(12,2,strcpy (string, " "));  
    lcd_yaz_string(12,2,itoa (x2_1, 10, string));  
    lcd_yaz_string(12,3,strcpy (string, " "));  
    lcd_yaz_string(12,3,itoa (y2_1, 10, string));  
    lcd_yaz_string(12,4,strcpy (string, " "));  
    lcd_yaz_string(12,4,itoa (z2_1, 10, string));  
    if(kbhit())  
    {  
        seri_iletisim_basladi();  
        data=rcreg;  
        goto tekrar;  
    }  
}  
ekran_sil();  
output_high(PIN_D4);//bip  
delay_ms(600);  
output_low(PIN_D4);//bip  
while(buton_sil==0)  
{
```

```
    delay_ms(10);
}
lcd_yaz_string(1,2,strcpy (string, "Kayit islemi"));
lcd_yaz_string(1,3,strcpy (string, "baslamak uzere..."));
delay_ms(4000);
output_high(PIN_D4);//bip
delay_ms(600);
output_low(PIN_D4);//bip
delay_ms(750);
output_high(PIN_D4);//bip
delay_ms(600);
output_low(PIN_D4);//bip
delay_ms(750);
output_high(PIN_D4);//biiip
delay_ms(1200);
output_low(PIN_D4);//bip
ekran_sil();
lcd_yaz_string(1,2,strcpy (string, " <<<< kayit >>>>"));
sayici_data=0;
while(buton_sil==1)
{
    oku_XYZ1_XYZ2();
    i2c_yaz(0,0,sayici_data,x1_1);//(adr1,adr0,data_adres,data)
    i2c_yaz(0,1,sayici_data,y1_1);//(adr1,adr0,data_adres,data)
    i2c_yaz(1,0,sayici_data,z1_1);//(adr1,adr0,data_adres,data)
    sayici_data++;
    i2c_yaz(0,0,sayici_data,x2_1);//(adr1,adr0,data_adres,data)
```



```
i2c_yaz(0,1,sayici_data,y2_1);//(adr1,adr0,data_adres,data)
i2c_yaz(1,0,sayici_data,z2_1);//(adr1,adr0,data_adres,data)
sayici_data++;
if (sayici_data>65400) break;//21700 ornek * 0.015sn =325sn =6dakika
}
ekran_sil();
lcd_yaz_string(1,2,strcpy (string, "Kayit islemi"));
lcd_yaz_string(1,3,strcpy (string, "sona erdi..."));
output_high(PIN_D4);//biiip
delay_ms(600);
output_low(PIN_D4);//bip
while(buton_sil==0)
{
    delay_ms(10);
}
s1=make8(sayici_data,1);
s0=make8(sayici_data,0);
write_eeprom (0,s1);
write_eeprom (1,s0);
goto tekrar;
}
```

EK B



EK-C

Sensor k. adım Yer Reaksiyon (kuvveti)	Sensor k. adım Bacak Açısı (Derece)	(k-1). adım Ref. Bacak Açısı (Derece)	(k-1). adım Ref. Bilek Açısı (Derece)	(kestirilen) k. adım Ref. Bacak Açısı (Derece)	(olması gerekten) k. adım Ref. Bilek Açısı (Derece)	(kestirilen) k. adım Ref. Bilek Açısı (Derece)
0	19.71	17.79	-7.35	19.71	-5.17	-5.17
0	20.67	19.71	-5.17	20.67	-4.21	-4.21
0	20.64	20.67	-4.21	20.64	-4.47	-4.47
0	19.83	20.64	-4.47	19.83	-5.88	-5.88
0	18.38	19.83	-5.88	18.38	-8.30	-8.30
87	x	18.38	-8.3	16.57	-11.61	-11.61
192	x	16.57	-11.61	14.56	-15.40	-15.40
304	x	14.56	-15.40	12.47	-19.36	-19.36
404	x	12.47	-19.36	10.28	-22.99	-22.99
476	x	10.28	-22.99	8.06	-25.98	-25.98

ÖZGEÇMİŞ

Gülçin Mühürçü, 07.08.1981 de Mersin' de doğdu. İlk ve orta eğitimini Salim Yılmaz Lisesi'nde tamamladı. 1999 yılında Tevfik Sırrı Gür Lisesi'nden mezun oldu. 2000 yılında başladığı SAÜ Makine Mühendisliği bölümünü 2004 yılında bitirdi. 2005 yılında Sakarya Üniversitesi, Makine Mühendisliği Bölümü Makine Tasarımı ve İmalat Bölümüne yüksek lisans öğrencisi olarak girdi. Şu anda yüksek lisans öğrenimine devam etmektedir.