



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**PLİOMETRİK EGZERSİZLERDE UYGULANABİLECEK YARI
OTONOM YARDIMCI DIŞ İSKELET TASARIMI
UYGULAMASI**

KADİR ŞUATAMAN

HAREKET VE ANTRENMAN BİLİMİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

DANIŞMAN

DR. ÖĞRETİM ÜYESİ ADİL DENİZ DURU

2019-İSTANBUL

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Kadir ŞUATAMAN

İmza



TEZ ONAY FORMU


Kurum : Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Program türü : Yüksek Lisans
Anabilim Dalı : Beden Eğitimi ve Spor
Tez Sahibi : Kadir ŞUATAMAN
Sınav Tarihi ve Saati : 28.11.2019, 13:00
Tez Başlığı : Pliometrik Egzersizlerde Uygulanabilecek Yarı Otonom Yardımcı Dış İskelet Tasarımı Uygulaması

Bu çalışma, içerik ve kalite bakımından Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

	Unvan, Adı-Soyadı (Kurum Adı)	İmza
Danışman	Doç. Dr. Adil Deniz DURU (Marmara Üniversitesi)	
Üye	Prof.Dr. Hasan Birol ÇOTUK (Marmara Üniversitesi)	
Üye	Prof. Dr. Ahmet ADEMOĞLU (Boğaziçi Üniversitesi)	

ONAY

Bu tez, yukarıda isimleri bulunan jüri üyeleri tarafından "Marmara Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Öğretim ve Sınav Yönetmeliği" nin ilgili maddeleri uyarınca kabul edilmiş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun11.12.2019.....tarih ve16.....sayılı kararı ile onaylanmıştır.


Prof. Dr. Feyza ARICIOĞLU
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans tez çalışmamın tüm aşamalarında ve yüksek lisans eğitimim süresi boyunca bilgi, sezgi ve öngörülerıyla maddi, manevi destek olan, danışmanım Dr. Öğretim Üyesi Adil Deniz DURU'ya, üniversite eğitimim süresince sağladıkları imkanlar ve yönlendirmeleriyle tez çalışmam kadar hayatıma da katkıda bulunan Prof. Dr. Hasan Birol ÇOTUK'a ve akademik tartışmalarıyla ve destekleriyle katkıda bulunan tüm çalışma arkadaşlarıma, hayatım boyunca ve yüksek lisans tez çalışmalarım süresince her koşulda beni destekleyen annem Ayten ŞUATAMAN'a, babam Hayrettin ŞUATAMAN'a içtenlikle teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca bu çalışma Marmara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından SAG-C-YLP-141118-0610 numaralı proje olarak desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	İ
TEŞEKKÜR.....	İİİ
KISALTMA VE SİMGELER.....	Vİİ
ŞEKİLLER.....	Vİİİ
RESİMLER.....	İX
TABLolar.....	Xİ
TÜRKÇE ÖZET.....	Xİİ
İNGİLİZCE ÖZET.....	Xİİİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. PLİOMETRİK EGZERSİZLERİN TARİHÇESİ.....	2
2.2. PLİOMETRİK EGZERSİZ NEDİR?.....	3
2.3. KAS YAPISI VE KASILMASI.....	3
2.3.1 İSKELET KASI.....	4
2.3.2 KASILMA-GERİLME.....	7
2.4. KAS AKTİVASYON ÇEŞİTLERİ.....	9
2.4.1. İZOMETRİK KASILMA.....	10
2.4.2. KONSENTRİK KASILMA.....	10
2.4.3. EKSANTRİK KASILMA.....	10
2.4.4. İZOKİNETİK KASILMA.....	10
2.5. KASTA KUVVET ÜRETİMİ(duzeltttt).....	11
2.6. PLİOMETRİK ÇALIŞMALARIN ETKİLERİ.....	11
2.7. PLİOMETRİK EGZERSİZLERİN FAZLARI.....	13

2.7.1. EKSANTRİK FAZI	13
2.7.2. AMORTİZASYON FAZI.....	14
2.7.3. KONSANTRİK FAZI.....	14
2.8. PLİOMETRİK EGZERSİZLERİN TEORİK EĞİTİMİNİN FAYDALARI ..	15
2.9. PLİOMETRİK PROGRAMINA BAŞLARKEN KLİNİK KILAVUZLAR...	16
2.10. PERİYODİK PROGRAM VE EĞİTİM MATERYALLERİ.....	16
2.11. LİTERATÜRDEKİ KLİNİK KILAVUZLAR	17
2.12. PLİOMETRİK PROGRAM TASARIMINDA ANTRENMAN DEĞİŞKENLERİ.....	17
2.12.1. Nöromusküler Aşırı Yük: Uygulanan Yükler ve Mesafeler	17
2.12.2. Konumsal Aşırı Yük: Hareket Aralığı	18
2.12.3. Geçici Aşırı Yük: Zamanlama	18
2.12.4. Yoğunluk.....	18
2.12.5. Hacim	18
2.12.6. Frekans-Sıklık	19
2.12.7. Toparlanma	19
2.12.8. Özgünlük	19
2.13. PLİOMETRİK EGZERSİZ performansını etkileyen KONTRENDİKASYONLAR	19
2.14. ALT EKSTREMİTE PLİOMETRİK EGZERSİZLERİ.....	20
2.15. DIŞ İSKELET NEDİR?.....	20
3. GEREÇ VE YÖNTEM	25
3.1.DIŞ İSKELET TASARIMI	25
3.1.1. MEKANİK SİSTEMİNİN TASARIMI.....	25
3.1.2.ELEKTRİK-ELEKTRONİK SİSTEMİNİN TASARIMI.....	41
3.1.3.YAZILIM SİSTEMİNİN TASARIMI.....	55

3.2.ÖLÇÜM SİSTEMİNİN MİMARİSİ	57
3.3. ÖLÇÜM ÖNCESİ VE SÜRECİ.....	63
3.4.ÖLÇÜM VERİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ	64
4. BULGULAR.....	65
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	66
6. KAYNAKÇA.....	68
7. EKLER.....	76
ÖZGEÇMİŞ	77



KISALTMA VE SİMGELER

ANT-BOT- Antrenör Robot

DC-Doğru Akım

AC-Alternatif Akım

SEC- Seri Elastik Komponentler

PEC- Paralel Elastik Komponentler

ADP-Adenozin Di Fosfat

ATP- Adenozin Tri Fosfat

AE-Alt Ekstremit

UE- Üst Ekstremit

ROM- Eklem Hareket Açıklığı

DoF- Serbestlik Derecesi

D-H –Denavit Hartenberg Yöntemi

FSR- Kuvvete Duyarlı Direnç

IMU- Atalet Ölçme Sensörü

ŞEKİLLER

Şekil 1: Bir Biyomekatronik Sistem Mimarisi ve Elemanları	23
Şekil 2: Wheatstone Devre Şeması	43
Şekil 3:Standart 5V TTL için Mantık Seviyeleri	45
Şekil 4:Noktadan Bağlı Yük Hücresi Wheatstone köprüsü Tasarımı	46
Şekil 5:Enkoder Çalışma Şeması	53
Şekil 6:Enkoder ve Üretilen Sinyal.....	54
Şekil 7:AC gerilimin DC gerilime dönüştürülmesi.....	55

RESİMLER

Resim 1: Pliometri Fazları	13
Resim 2: Dış İskelet Sistemine Örnek Bir Tasarım	24
Resim 3:Harmonik Dişli Kutusu Elemanları	26
Resim 4:Harmonik Dişli Dönme Yönlerine Göre Diş Hareketi	27
Resim 5:Sikloidal Dişli Elemanları.....	28
Resim 6:Manyetik Dişli Kutusu Elemanları	29
Resim 7:Ayakkabı Taban Çizimi	33
Resim 8:Vücut Kemikleri ve İsimlendirmeleri	34
Resim 9:Vücut Düzlemleri.....	35
Resim 10:Alt Ekstremitte Yapısı.....	37
Resim 11:Alt Ekstremitte için Denavit-Hartenberg Gösterimi	38
Resim 12:FSR Sensör Yapısı	42
Resim 13:Çeşitli Boyutlardaki FSR Sensörlerinin Fiziksel Görünümü.....	42
Resim 14:İvmeölçer	47
Resim 15: Jiroskop.....	48
Resim 16:Standart Doğru Akım Motoru Mimarisi	50
Resim 17:Fırçasız DC Motorda Kutup ve Statorlar	51
Resim 18:Motor-Sürücü Devre Bağlantısı.....	52
Resim 19:ANT-BOT Tasarımı.....	57
Resim 20:Mean Well SP-320-48 Güç Kaynağı	58
Resim 21:Motor, Enkoder, Sürücü Devresi ve Güç Kaynağı	59
Resim 22:Sportech_IMU Mimarisi.....	60

Resim 23:0.6 inç Çapında Rezistif Kuvvet Algılama Sensörünün Fiziksel Görünümü	60
Resim 24:Yer Reaksiyon Kuvveti Ölçüm Mimarisi	61
Resim 25:Yazılım ve Elektronik Mimari	62
Resim 26:Matlab Simulink Şematik Mimarisi.....	62
Resim 27:Ölçüm Mimarisi.....	64
Resim 28:Ters Dinamik Analiz.....	66
Resim 29:Yer Reaksiyon Kuvveti.....	67



TABLÖLAR

Tablo 1:Dış İskelet Robotlarının Hedeflerine göre Biyomekatronik Özellikleri.....	22
Tablo 2:Alt Ekstremitte için D-H Parametreleri	39
Tablo 3:Antropometrik Değerler.....	40



TÜRKÇE ÖZET

Pliometrik Egzersizlerde Uygulanabilecek Yarı Otonom Yardımcı Dış İskelet Tasarımı Uygulaması

Öğrencinin Adı: Kadir Şuataman

Danışmanı: Dr. Öğretim Üyesi Adil Deniz DURU

Anabilim Dalı: Hareket ve Antrenman Bilimi

ÖZET

Pliometrik antrenman esnasında vücudun ihtiyaçlarının belirlenerek, bu ihtiyaçlara yönelik vücuda dışarıdan giydirilerek eklemlere uygun, hızlı giyilebilir bir yarı otonom dış iskeletin tasarımını oluşturan parametreler incelenmiştir.

Amaç: Pliometrik egzersizler esnasında hareketin verimliliğini değerlendirmek için antrenöre geri bildirim vererek kontrolünü sağlaması amaçlanmıştır. ANT-BOT (Antrenör Robot) isimli üretilen dış iskelet sistemi antropometrik değişkenliğe ve sensör füzyonu ile, amortizasyon süresinin doğru ölçümü için gerekli parametrelerin, tasarım kriterlerinin belirlenmesi hedeflenmiştir.

Gereç ve Yöntem: Sistem mekanik bir tasarıma sahip aynı zamanda elektrik motoru ile eklemlere düşen yük miktarını, kuvvete duyarlı direnç ile yer reaksiyon kuvvetini, ivme ve-jiroskop sensörü ile kinematik verileri ölçebilmektedir. Böylece sistem kinematik tasarıma sahip ölçüm mekanizması haline gelmiştir.

Bulgular: İki sistem arasında eş zamanlı ölçüm yapısı hedeflenmiştir. Biyomekanik olarak ters dinamik analiz ve ter dinamik ile eşleştirilmiştir.

Sonuçlar: Tasarım kriterlerinin belirlenmesindeki yaklaşımlardaki farklılıklara değinilmiş ve sistemin prototipi gerçekleştirilmiştir.

Anahtar Sözcükler: #dış iskelet #pliometrik antrenman #sensör füzyonu #biyomekanik

İNGİLİZCE ÖZET

Semi-autonomous auxiliary exoskeleton design application in plyometric exercises

Student Name: Kadir Şuataman

Advisor: Assoc. Prof. Adil Deniz DURU

Department: Department of Movement and Training Science

ABSTRACT

During plyometric training, the needs of the body were determined and the parameters that form the design of a fast-wearing semi-autonomous exoskeleton suitable for the joints were examined.

Aim: In order to evaluate the efficiency of movement during plyometric exercises, it is aimed to provide feedback to the trainer and provide control. ANT-BOT (Coach Robot) is designed to determine the necessary parameters and design criteria for accurate measurement of amortization time with anthropometric variability and sensor fusion.

Material and Method: The system has a mechanical design and can also measure the amount of load falling to the joints with the electric motor, force-sensitive resistance and ground reaction force, kinematic data with acceleration and gyroscope sensor. Thus, the system has become a measuring mechanism with kinematic design.

Results: Simultaneous measurement structure between two systems is aimed. Biomechanically paired with inverse dynamic analysis and sweat dynamics.

Conclusion: Differences in approaches in determining design criteria were mentioned and the prototype of the system was realized.

Keywords: #exoskeleton #plyometric training #sensor fusion #biomechanic

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Sporcu antrenörleri, sporcuların güçlerini iyileştirmek, sporcuları aktiviteye geri döndürmek spor performansının kolaylaştırmak ve yaralanmaları önlemek için çaba gösterirler. Bu nedenle performansı olabildiğince hızlı ilerletmek için artan bir talep vardır. Pliometri antrenman metodu, yukarıda anlatılan sonuçların tümünü üretebilecek bir egzersiz programı olarak nitelendirilmektedir Antrenman sırasında vücuda yüksek miktarda kuvvetler yüklendiği için, performans aşamasında güç geliştirilmesi hedeflenir. Pliometrik egzersizlerin planlanmasında herhangi bir objektif veri kullanılmadığı için antrenman süreci antrenörün bireysel kararlarına bağlı olarak ilerlemektedir. Bu süreç içerisinde ise yüklenme şiddeti ve süreleri bireysel yani sporcunun kontrolü ile yapılmaktadır.

Pliometrik egzersizler sporcularda güç ve sürat bileşenlerinin geliştirmektedir. Sporcu antrenörleri yaralanmaları önlemek ve rehabilitasyon sonrasında performansı artırmak için bu tekniklerden faydalanmaya başlamışlardır. Antrenörler, sporcuların spora dönüşülerini en üst sportif düzeyde sağlamaları için pliometrik egzersizlere başvurmaya başlamışlardır. Pliometrik egzersizlerin üst ve alt ekstremiteler için yararları, bunlarla sınırlı olmamakla beraber üzere aşağıdaki bileşenleri de geliştirmektedir:

- Ortalama gücü ve kasılma hızını artırma kabiliyetini;
- Artan tepe kuvveti ve hızlanma oranının hız miktarını;
- Kuvvet gelişimini hızlandırmayı;
- Seri elastik komponentler (SEC)'de enerji depolaması;
- Kas aktivasyonunda artış seviyesini;
- Germe refleksleri harekete geçirme becerisini.

Son yıllarda kullanımı ve popülerliği artan dış iskelet robotlarının tedavi veya destekleyici olarak süreçleri kısaltmakla birlikte, daha çok hastaya tedavi imkanı

sağlamaktadır. Daha çok rehabilitasyon ve askeri amaçlı kullanılan bu robotlar, hareketleri doğru şekilde ve tekrarlanabilir olarak yaptırabilirler.

Dış iskelet robotları, gerekli egzersiz hareketlerinin tekrarlanabilir, takip edilebilir ve kolay ayarlanabilir bir şekilde uygulanmasını sağlarken kullanıcıların aktif olarak katılmaları için, sadece ihtiyaç duydukları miktarda hareket desteği verebilmektedir. Bu alanda[1] ,[2] numaralı çalışmalar literatürde önemli yer tutmaktadır.

Bu araştırmanın amacı; ANT-BOT (Antrenör Robot) isimli uygun maliyete üretilecek olan bir dış iskelet sistemi geliştirmektir. Bu sistemle ölçülen veriler ile dikey sıçrama egzersizinin yüklenme şiddeti ve süresi ölçülerek antrenöre geri bildirim sağlayan bir yapının elemanlarının hangi ihtiyaçlara göre belirlendiği tespit edilecektir. Bu sistem üzerinde yapısal bir iskelet konstrüksiyonu, elektrik motoru- enkoder ile dişli kutusu, ivme-jiroskop sensörü ve yer ile temas esnasında reaksiyon kuvvetinin ölçülmesi için kuvvete duyarlı rezistif sensörler içerecektir. Böylece sistem kinematik tasarıma sahip ölçüm mekanizması haline gelecektir. Dikey sıçrama egzersizi pliometrik antrenman çeşitlerinden biridir.

Geliştirilecek sistem kuvvet platformu kendi geliştirmiş olduğumuz tek yönlü z ekseninde ölçüm değerlerini veren kuvvet platformunda üzerinde test edilmesi hedeflenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. PLİOMETRİK EGZERSİZLERİN TARİHÇESİ

Pliometri, Rusya ve Doğu Avrupa'da atletizm sporcuları eğitimi alanında uzun yıllardır kullanılmaktadır[1] [3][4][5][6][7][6]. Verkhoshanski, [8][9]'da tanınmış bir saha antrenörü, onun şok eğitimi veya atlama eğitimi olarak andığı konsepti başlattı. Bununla birlikte, eski Purdue Üniversitesi kadın antrenörü Fred Wilt, 1975 yılında gerçek dönem pliometrisini ilk kez hazırladı. Pliometri kelimesi, aslında, plythein veya plyo olan Yunanca kelimelerin bir türetmesidir; bu artan ve metrik anlamına gelir, bu da ölçmek demektir. Sonuç olarak, pliometrinin amacı, "ölçüyü artırmak" olarak düşünülür. Tipik olarak, ölçüm, atma, hız verme, sıçrama yüksekliği veya

hızlanma gibi test veya yarışmada gösterilen spor performansı sonuçlarını ifade eder [10][11].

2.2. PLİOMETRİK EGZERSİZ NEDİR?

Pliometrik egzersizler, sürat ve güç gereksinimi duyulan branşlarda tercih edilen, yüksek şiddette egzersizlerdir. Basit anlamda Pliometrik, modifiye edilmiş bir güç çalışması şeklindedir. Geleneksel ağırlık antrenmanlarından farklı olarak pliometrik çalışmalar genelde vücut ağırlığı ile gerçekleştirilmektedir. Bu tür çalışmaların amacı kaslara çabuk ve güçlü tepki vermeyi öğretmektir[12]. Pliometrik, kas-sinir yapısının sahip olduğu temel özelliklere dayanmaktadır; kasılma öncesi gerilme uygulanan kas daha büyük kuvvet üretebilme becerisine sahiptir. Pliometrik harekette, kas boyu kısalarak hareket üretmesinin öncesinde bir gerilme uygulanırsa ve bu ön gerilmenin hemen ardından kas boyu kısalarak hareket üretilirse daha yüksek kuvvet çıktısı olduğu gözlenmiştir[12]. Bir basketbolcunun atıştan hemen önce hazırlık yaptığı evrede olduğu gibi Pliometrik hareketlerde, kas boyunun kısalarak kuvvet üretmesi öncesinde kas boyunun uzadığı gözlenmektedir. Kasın uzamanın ardından hızla kısalarak kasılmasına Uzama-Kısalma Döngüsü (Stretch-Shortening Cycle) adı verilmektedir. Pliometrik egzersizlerin temelini oluşturan uzama kısalma döngüsü süresince kas, tendon ve bağ dokuların mekanik özellikleri ve kas-sinir yapısı önemli rol oynar. Bu yapılardan biri, kası aşırı gerilmelere bağlı olarak ortaya çıkabilecek sakatlıklardan koruma görevi olan Myo-tatik refleks diğeri ise kasın elastik elemanlarının bir lastik bant özelliği göstererek gerilmenin ardından daha yüksek kuvvet üretme becerisidir. Pliometrik egzersizlerin çalışma mekaniğini anlamada öncelikle kas sinir yapısını incelemek faydalı olacaktır.

2.3. KAS YAPISI VE KASILMASI

İnsan bedeninde yer alan 600 civarında kas vücut ağırlığının yaklaşık %40'ını oluşturur. Organizmamızda yer alan kaslar 5 temel görevi yerine getirirler;

1-Kaslar kemikler aracılığı ile hareket üretirler, kanı pompalarlar ya da maddeleri iç organlarda hareket ettirirler.

2-Kaslar yerçekimine göre vücudun pozisyonunu ayarlayarak duruşu korumaya yardımcı olur.

3-Kaslar eklem çevresinde gerginlik oluşturarak eklemlerin stabilizasyonunu sağlarlar.

4-Kaslar hücresel metabolik süreçlerin bir fonksiyonu olarak ısı üretirler. Kas kasılması sırasında kullanılan enerjinin %75' inden fazlası ısı olarak kaybedilir.

Yukarıda sayılan işlevlerde 3 farklı kas doku türü görev alır. İskelet kası, iskelet sistemi ile ilişkilidir, büyük hücrelerden oluşur, çizgili görünümüne sahiptir ve istemli olarak kasılır. Kalp kası yalnızca kalpte bulunur, küçük hücrelerden oluşur, çizgili görünümüne sahiptir ve istemsiz olarak kasılır. Düz kaslar iç organların duvarlarında yer alır, küçük uzun hücrelerden oluşur çizgili bir görünümü yoktur ve istemsiz olarak kasılırlar.

Deri, damar, sinir, kemik dokular gibi kas doku da organizmadaki görevlerini yerine getirebilmek için bazı özelliklere sahiptir. Kas doku;

- Bir uyarana, kasa iletilen elektrik sinyaline, tepki verebilme,
- Sinyali iletebilme
- Uyarıldığında kısalabilme
- Uzayabilme
- Gerildiğinde tekrar eski boyuna dönebilme ve
- Sınırlı miktarda büyüme ve yenilenme özelliklerine sahiptir.

2.3.1 İSKELET KASI

Kaslar kas-iskelet sisteminin aktif bileşenleridir. Her ne kadar kemikler ve eklemler bedenin çerçevesini oluştursa da, bu çerçeve, eklemlere sağlamlık kazandıran etkin kas kuvveti olmadan çökecektir. Kaslar iskelet sisteminde kemiklerin konumunu korumasını değiştirmesini sağlayan motorlardır.

İnsan hareketlerinin gerçekleşmesinde rol oynayan iskelet kası, ince örülmüş liflerin katmanlar halinde bir arada yer aldığı bir yapı oluşturur. İskelet kası, etrafı bir

zarla(sarkolemma) çevrili olan, yan yana sıralanmış, çok çekirdekli kas lifi (muscle fiber) hücrelerinden oluşmuştur. İskelet kas hücresi, kas lifi veya kas fiberi olarak isimlendirilir. İnsanda kas lifi 10-100 mikrometre (mikrometre, metrenin milyonda biridir) çapında ve 1mm-30cm uzunluğundadır. Bir insan saç teli ise 58-100 mikrometre çapındadır. Farklı bölgelerdeki kaslara göre değişiklik göstermekle birlikte tibialis anterior kasında yaklaşık 270 bin, medial gastrocnemius kasında ise 1 milyonun üzerinde kas lifi yer alır. Sarkolemma, kollajen dokudan oluşan Endomisyum adlı bir kılıf içerisinde yer alır. Endomisyum sarkolemmaya, kas lifinde kuvvetin iletilmesinde özel bir rol oynadığı düşünülen, basal lamina ile bağlanır. Fascicle adlı kas demetlerini oluşturmak için ise yaklaşık 100 lif komşu life bağlanır.

Kas demetleri Perimisyum isimli bağ dokudan oluşan bir kılıf ile çevrelenmiştir. Perimisyum bitişik kas demetlerini birbirine bağlar. Kasın bütünü ise Epimisyum isimli bağ dokudan oluşan bir kılıf ile çevrelenmiştir.

Kas lifinde, sarkoplazmik retikulum(SR) oluşturduğu tubular (boru şeklindeki) yapısıyla sarmalanmış ve kas lifinde bulunan lifciklerin sayısı 5-10 bin arasında olup her bir lifciğin çapı 1-2 mikrometredir. Her bir lifcik, sarkomer adı verilen lemanlardan oluşur. Sarkomer iskelet kasının kasılabilen en küçük birimidir. Diğer bir deyişle, kas lifinde gerçekleşen kasılma lifi oluşturan lifciklerdeki her bir sarkomerin aynı şekilde kasılmasıyla gerçekleşir. Seri olarak bağlanmış sarkomerler her 2-3mm'de bir yenilenen bir diziliş sergilerler. Bir lifcikte yaklaşık 4000-5000 sarkomer bulunur.

Bir sarkomerde yer alan kontraktıl proteinler kabaca kalın ve ince filaman dizilerden oluşur. Bir sarkomerin bitip diğerinin başladığı sınır Z çizgisi veya Z diski olarak adlandırılır. Z çizgisi yalnızca ince filamanlardan oluşmuş 1mm uzunluğundaki I bandını ikiye ayırır. I bandı açık görünümündedir. Sarkomerin koyu renk olarak görünen orta bölmesi ise A bandı olarak adlandırılır. A bandının kenar kısımları kalın ve ince filaman örtüştüğü kısma karşılık geldiği için daha yoğun olup en koyu görünüme sahiptir. A bandının yalnızca kalın filamanlar içeren orta kısmı H bölgesi olarak isimlendirilmiş olup I bandına göre daha koyu, A bandının kenar kısmına göre ise daha açık görünümündedir. H bölgesinin ortası da M çizgisi olarak adlandırılır.

Özetle bir sarkomer 2 yarım I bandı ve bir tam A bandından oluşur. Kas kasılması sırasında A bandı uzunluğunu korurken I bandı kısalır, H bandı ise tamamen kaybolur. İskelet kasına çizgili kas da denmesinin nedeni, kas lifinin ışık mikroskobu altında yinelenen çizgili görünümü, lifcikleri oluşturan kontraktıl proteinlerin dizilişinden kaynaklanmaktadır(Şekil3).

Kontraktıl filamanlardan ince filamanlar 2 mikrometre uzunluğunda ve 50-60 angstrom çapındadır. İnce filamanlar, ince lifleri elastik olmayan hale getiren, esnekliği az olan nebülün adlı protein yapı boyunca düzenlenmiş aktin moleküllerinden oluşur. İnce filamanı oluşturan ana protein ise aktin olup (F-aktin), globular (G- aktin) formların bir araya gelerek heliks yapmasıyla oluşan filaman yapısıdır. İnce filamanı oluşturan diğer önemli yapılar ise tropomiyozin ve troponindir. Troponinin (Tn), TnC, TnI ve TnT alt birimleri vardır. İnce filamanlar Z çizgisine bağlanırlar.

Kalın filamanı oluşturan ana protein miyozin, 1.65 mikrometre uzunluğunda ve 1-2 angstrom, metrenin 10 milyarda biri) çapındadır. Bir miyozin molekülü 2 ağır (MHC) ve 4 hafif (MLC) zincirinden oluşur. MLC zincirleri iki adet MHC zincirinin oluşturduğu sarmalın baş kısmında biri esas diğeri düzenleyici olarak yer alırlar. Kuyruk kısmı ise 2 MHC sarmalından oluşur. Kuyruk bölgesinden başa doğru uzanırken başa yakın tarafta bükülme bölgesi yer alır. Bükülme bölgesinden itibaren başı da içine alan bölüm çapraz köprü olarak adlandırılır. Miyozin adlı kalın filamanların sarkomerin merkezinde yer alan pozisyonları, Z-çizgisine bağlı olan, titin isimli filaman tarafından sağlanır(Şekil4).

Sarkomerin orta bölgesinde kalın filamanlar kenarlarda ise ince filamanlar yer alır. Her iki tarafta orta kısmın kenarlarında kalın filamanlarla örtüşürler. Kas lifini oluşturan protein yapısının %54'ünü miyozin, %20'sini ise aktin filamanları oluşturur. İnce ve kalın filamanlar kas lifi boyunca paralel olarak seyrederek. Sarkomerin enine kesiti incelenecek olursa, kalın filamanın merkezde bulunduğu ve her bir filamanın çevresinde 6 adet ince filamanın yer alırken her bir filamanın 3 kalın filaman ile ilişkili olduğu gözlenir. Kalın filaman boyunca sıralanan çıkıntılar ise ince filaman üzerindeki bölgelere değebilecek şekilde yerleştirilmiştir(Şekil4).

Miyozin ve aktin, kasılğan proteinler olarak adlandırılır. Kalın filamanları sarkomerin uç sınırları olan Z-çizgisine bağlayan ve oldukça esneyebilen titin filamanları pliometrik antrenmanların da mekanik temelini oluşturan lifciğin elastik özelliğinde etkilidir.

2.3.2 KASILMA-GERİLME

Kas kasılmasına ilişkin en temel teori Kayan Filamanlar teorisidir. Kısaca özetlenecek olursa, kasılmada aktin ve miyozinlerin boyları değişmezken, yalnızca birbirleri üzerinde kayma hareketi yaparlar. İnce filamanın kalın filaman boyunca kayması ile kas lifinin boyunda kısalma gözlenir. Kasa kasılması için bir uyarı iletildiğinde bütün lifi kaplayan bir uyarı meydana gelir. Bu esnada, aktin ve miyozinlerin arasında birbirlerine bağlanmalarına neden olan elektrostatik kuvveti ortaya çıkaran kimyasal reaksiyon gerçekleşir. Bu işlem kasın kışalmasını sağlayan kayma işlemini meydana getirir. Bu sürecin sonunda uyarının kesilmesi ile kas dinlenik normal boyuna döner[13].

Sarkomerde gerilme kuvveti miyozinin başının aktine bağlanması ile oluşan çapraz köprü aracılığı ile oluşur. Her bir miyozin için yaklaşık 100 adet çapraz köprü yer alır. Kas kasılması, oluşan çapraz köprülerde aktine tutunan miyozinin başının bükülerek aktin filamanının çekmesiyle gerçekleşir. Her çapraz köprü, ADP'nin serbest bırakılmasıyla sonuçlanan güçlü bağlama aşamasında birkaç yüz milisaniyelik bir süre boyunca yaklaşık 2pN' luk bir kuvvet uygular. Miyozin başları tarafından gerçekleştirilen bu iş, çapraz köprü döngüsünde kalın ve ince filamanların 5-10nm yer değiştirmesine neden olur[14].

Biraz daha açacak olursak, miyozin filamanının aktin filamanını çekmesiyle sarkomer boyunun kışalması şeklinde gerçekleşen kas kasılması, aksiyon potansiyelinin sarkoplazmik retikulumdan kalsiyum(Ca) salınımını tetiklemesiyle başlar. Dinlenik durumda tropomiyozine bağlı olarak bulunan troponin kalsiyum varlığında kalsiyuma bağlanması, tropomiyozinin aktin üzerindeki miyozin çapraz köprü bağlantı bölgesinin açığa çıkmasına neden olur. Kasılma için gerekli enerji ATP'den sağlanır. Miyozin çapraz köprü başına önceden bağlanmış olan ATP parçalanmasından ADP+P'nin oluşmasıyla birlikte bir kasılma ve buna bağlı olarak

hareket gerçekleşir. Bu ayrışma, aktine bağlı olan çapraz köprü başının bükülmesini beraberinde getirir ve bu bükülme hareketi de sarkomerin her iki tarafında aktinin ortaya doğru çekilmesine yol açar. Böylece, dinlenik durumda uçları birbirinden uzak olan aktin filamanları neredeyse birbirlerini tamamıyla örter hale gelirler. Sonuç olarak, Z çizgileri birbirine yaklaşır, yani sarkomerin boyu kısalmır. Bu sırada A bandında bir değişiklik olmayıp I bandı ve H bölgesinde küçülme vardır. Kayan filamanlar kuramı olarak adlandırılan bu kurama göre, kas kasılması miyozin çapraz köprünün aktine bağlanması ile başlar ve aynı çapraz köprünün oradan ayrılıp aktin üzerinde bağlandığı yerden ayrılması gerekmektedir. Bunu sağlayan, ortama ATP'nin gelmesidir. ATP, miyozin çapraz köprüsü üzerindeki bölgeye bağlandığında miyozin aktinden ayrılır. Bu sırada yeni bağlanan ATP hidrolize uğrar. Böylece kasılma ile ilgili süreç devam eder. Kasın gevşeme sürecinde ise sinir uyarısının kesilmesinden sonra kalsiyum troponinden ayrılır. Serbest kalan kalsiyum bir pompa sistemi aracılığıyla (SR ATPaz) SR'a geri dönerken, tropomiyozin-troponin kompleksi de yeniden oluşarak aktin üzerindeki etkin bölgelerin yeniden kapanmasına neden olur. Kas artık yeni bir sinir uyarısı gelene kadar gevşemiş durumda kalır.

Kas lifcikleri tüm kas boyunca çalışır ve endomisyuma bağlanırlar. Uzun kaslarda ise bireysel kas lifciği bağlı olduğu kas demeti kadar uzun olmayabilir. Bu durumda bir kas lifinin endomisyumu komşu olduğu kas lifinin endomisyumuna ya da komşu kas demetinin perimisyumuna seri olarak bağlanır. Kas demetinin perimisyumu komşu kas demetinin perimisyumuna seri olarak ya da bütün kasın epimisyumuna bağlanır. Böylece kasın bağ dokudan oluşan kılıfı kasın sonunda tüm kas demetlerini bağlamış olur. Bu bağ doku kasın kasılma elemanlarının ötesine kadar uzanır ve adeta kendisini bir kordon ya da katmanlar gibi örerek kası kemiğe bağlar. Bu kordonlara tendon ismi verilirken katmanlara aponeuroses adı verilir. Aponeurosis beyaz, şeffaf bir kılıftır, tabaka gibi düz bir yapıdadır. Oysa tendon beyaz, parlak ve sırlı, halat gibi sağlam bir yapıdadır. Tendonlar kasın başlangıç noktası olan kemik ile bitiş noktası olan kemik üzerine bağlanmasını sağlar. Aponeurosis geri çekilme özelliğine sahiptir ve dolayısıyla bir yay gibi işlev görür. Kas uzadığında kısaldığında, tüm gerginliği taşır. Aynı şekilde, bir tendon germe dayanıklılığı

kapasitesine sahiptir ve kuvvet destek sağlayarak kasın düzgün şekilde kısılmasına izin verir. Bir tendonu kemiğe sokma veya tutturma, bir bağı kemiğe yapıştırılmasının benzer. Tendonlar ve bağlar kemikten daha az katı olduğundan, ucundan kemik ucuna doğru katılıklarının kademeli olarak bir şekilde artması gerekir. Kemiğe tutunacağı yerde tendon yavaş yavaş daha fazla kemiğin temel maddesinin içerir, böylece fibrokartilaj olur. Bu şekilde tendonun bu fibrokartilaj kısmı daha mineralize olur. Böylece tendon kemiğin periotusuna bağlanır ve kemiğin kendisine karışır. Tipik haliyle, kasların bir eklemde her iki tarafında kemiklere tendonlarla bağlı iki ucu vardır. Anatomik olarak kasın orijin adı verilen ucu bedenine yakın olan, insertion aslı ucu ise merkeze uzak olan ucunu ifade eder. Kas kasıldığında, her iki bağlantı ucu eşit kuvvetle çekilir ve kemik hareket eğilimi gösterir. Mekanik olarak, bir kasın orijini daha az hareket eden kemiğe bağlanır ve insertion daha fazla hareket eden kemiğe bağlanır. Kas ve tendon yapılarının farklı mekanik özelliklerinden dolayı pliometrik egzersizlerde kaslar kadar bağ dokular ve tendonlar da önem taşır.

2.4. KAS AKTİVASYON ÇEŞİTLERİ

Kas dokuyu diğer dokulardan ayırt eden en önemli özelliği kasılabilme özelliğidir. Bir kasta ortaya çıkan gerilme kuvveti bağlantı noktalarını çekmesine neden olur. Kasın bu eylemi genellikle kas kasılması olarak adlandırılır. Aslında kasılma eylemi kas boyunun kısılmasını ifade eder. Oysaki ki kas kısılabılır, boyu değişmeyebilir ve hatta uzayabilir. Bu nedenle kas kasılması yerine kas aktivasyonu daha doğru bir ifade olacaktır. Kas aktif olduğunda uçları çeken gerilme kuvveti oluşturur. Aktif kas kısılabılır, uzayabilir ya da aynı boyda olabilir. Bununla birlikte insan vücudunda kasılma, kasın eklemi kat ederek diğer kemiğe yapışması nedeniyle izole kas kasılmasından daha karmaşıktır. Eklemlerde gerçekleşen hareketlerde farklı kas eylemlerinden bahsedilir.

Sportif hareketlerde kasların farklı süre, doğrultu ve hızlarda kasıldıkları gözlenir. Kasların kasılma şekilleri temel olarak dinamik ve statik olarak sınıflanabilir. Dinamik kasılma kasların boylarının ve eklem açılarının değiştiği hareketlerde gözlenirken, statik kasılmada kasların boylarında ve eklem açılarında bir değişim gözlenmez[15].

2.4.1. İZOMETRİK KASILMA

İzometrik kasılma kasın boyunun ve eklem açısının sabit fakat geriliminin arttığı statik bir kasılma şeklidir. Bu tip kasılmaya örnek olarak elimize aldığımız alışveriş torbasını sabit bir eklem açısında taşımaya gösterebiliriz. Benzer şekilde, hareket ettiremeyeceğimiz cisimlere karşı bir kuvvet uyguladığımızda eklemlerde açısal yer değiştirme gözlenmezken izometrik kasılma gerçekleşir.

2.4.2. KONSENTRİK KASILMA

Kastaki gerilme kuvvetinin dinlenik duruma oranla arttığı, kasta oluşan gerilme kuvvetinin hareket yönündeki dirençten daha fazla olduğu dolayısıyla kas boyunun kısaldığı ve eklem açısının daraldığı dinamik kasılma şeklidir. Bu tip kasılma genelde yer çekimine karşı yapılan hareketlerde gözlenir.

2.4.3. EKSANTRİK KASILMA

Eksentrik kasılma kas boyunun uzadığı eklem açısının genişlediği dinamik kasılma şeklidir. Bu tip kasılmada kasta oluşan net gerilim, kasın kendi olağan kasılması ile oluşturulan kuvvetten daha fazladır. Koşma, atma, atlama gibi birçok sportif harekette genellikle eksentrik kasılmayı konsentrik kasılma takip eder. Kas yaralanmasının en sık görüldüğü kasılma tipi olan eksentrik kasılma pliometrik alıştırımlarda önem taşır.

2.4.4. İZOKİNETİK KASILMA

İzokinetik kasılma bütün ekleme hareketi boyunca kas sabit hızda kasılmaktadır. Genellikle izokinetik makinelerde hareket hızı tüm hareket boyunca istenilen sabit durumda tutularak eksentrik ya da konsentrik kasılmalar gerçekleştirilebilir. Bu tip kasılma hareketleri kısmen yüzmede olduğu gibi çevrimli(cyclic) hareketlerden gözlenmektedir.

2.5. KASTA KUVVET ÜRETİMİ(DUZELTTTT)

2.6. PLİOMETRİK ÇALIŞMALARIN ETKİLERİ

Pliometrik çalışmaların basit anlamda myotatik reflekse dayandığı düşünülmektedir. Kas içiği olarak adlandırılan resöptörler ani gerilme durumunda spinal korda sinir uyarısı göndererek tepkide bulunur, çok kısa süre sonra gerilmiş olan kasta bir kasılma refleksi gözlenir. Bu refleks gerilmeye direnç oluşturur ve olası sakatlıkları önlemede rol oynarken gerilmenin hemen ardından gerçekleşecek olan konsentrik kasılmanın şiddetini artırır. Önceleri sinirsel yol ile gerçekleşen bu etkinin motor ünite katılımı, agonist ve antagonist kas aktivasyonundaki iyileşme ile ortaya çıkan sinir kas uyumundan kaynaklandığı düşünülmektedir[16][17]. Daha sonraki çalışmalarda pliometrik antrenmanlar süresince, sıçramaya hazırlık evresinde adduktör kas aktivasyonunun arttığı ve abdükör-adduktör kasların koordinasyonu için önceden programlanmış motor stratejilerin öğrenildiğini göstermiştir[18]. Uzama kısılma döngüsünde daha yüksek güç çıktısının sadece myotatik refleksin güçlendirilmesi ile değil aynı zamanda merkezi sinir sisteminin pliometrik çalışmaları tehlike olarak görmesi nedeniyle oluşan önceden programlanmış motor stratejilerin etkili olduğu söylenebilir.

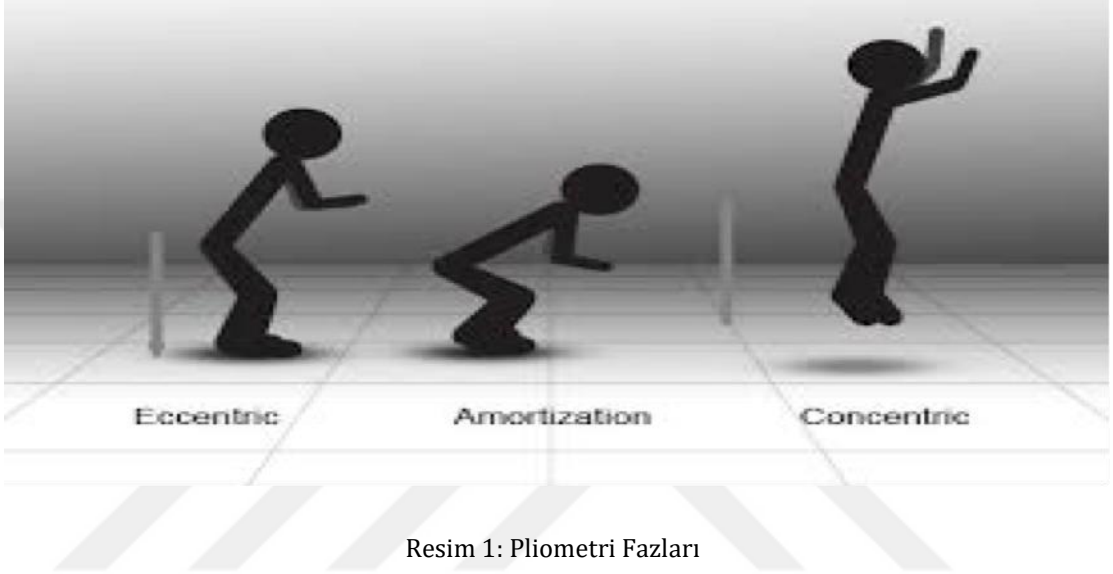
Eksentrik hareketlerin konsentrik hareketlere oranla daha karmaşık yapıda olması ve sakatlık oranlarında daha yüksek paya sahip olmaları nedeniyle muhtemelen daha farklı bir motor ünite kontrol stratejisi gerektirdiği düşünülür. Özellikle son dönemde gerçekleştirilen çalışmalarda eksentrik kasılmayı kontrol eden sinir uyarılarının benzersiz stratejiler geliştirdiğini göstermektedir. Gelişen bu sinerjik yapı kas aktivasyonunun artmasına ve böylece yüksek eşikli motor üniteler oluşup, korunmasına neden olabilir. Bu motor nöron üniteleri günlük aktiviteler sırasında minimum düzeyde kullanılırken, sportif hareketler ve acil durumlarda, yüksek düzeyde kas gücü gerektiren hareketlerde daha sıklıkla kullanılır. Yüksek kas gücü gerektiren durumlara karşı merkezi sinir sisteminde de korteks planlama faaliyetleri olduğu gözlenir[19]. Eksentrik aksiyonun artması ile ilişkili olarak ek korteks aktivitelerinde farklılaşmanın yanı sıra, sinir hücrelerinin aktivitelerini daha erken planlanmaya başladıkları gözlenmiştir[20].

Myotatik refleksin yanı sıra pliometrik çalışmalar, kuvveti arttırmak için kas içinde doğal olarak depolanan elastik enerjiyi kullanır. Kasın içerisinde yer alan ve kası saran bu elastik yapı her bir kas lifi için stabilite ve bütünlük sağlar. Pliometrik antrenman süresince elastik elemanlar gerilen ve aniden serbest bırakılan bir elastik bant gibi hareket eder [13][21]. Kasın bu özelliği sayesinde eksantrik kasılmanın hemen sonrasında gerçekleşen konsentrik kasılma ile salt konsentrik kasılma ile ortaya çıkandan daha fazla kuvvet üretilir [13][15][22]. Bu uzama-kısalma döngüsü sırasında ortaya çıkan toplam kuvvet, kas-tendon ünitelerinin visko-elastik özelliklerinden etkilenir. Aktif bir kasın gerilmesi sırasında, kas-tendon ünitelerinin visko-elastik özelliklerinden etkilenir. Aktif bir kasın gerilmesi sırasında, kas-tendon yapısında mekanik enerji absorbe edilir ve bu enerji daha sonra, gerilmeyi hemen takip etmesi halinde yeniden kullanılabilir. Biscotti'ye göre, elastik enerji geri dönüşüm eyleminin %72'si tendonlardan, %28'i kasın kasılma unsurlarından gelir. Birçok çalışmada Pliometrik çalışmaların kas-tendon yapısının elastik özelliğini geliştirdiği gözlemlenmiştir. Kyrolainen ve ark. [16] dört haftalık pliometrik antrenman sonrasında kasların ön aktivasyonlarında artış gözlemlenmiş ve bu değişimin kas-tendon yapısının katılığında artışa yol açtığını belirtmiştir. Komi[23] uzama-kısalma döngüsü içeren alıştırmalar süresince bacak kaslarında artan katılığın daha fazla miktarda elastik enerjinin depolanmasına yol açtığını önermiştir. Toumi[24] aktif sıçramanın eksantrik evresindeki diz eklemi katılığının, sıçrama alıştırmaları ile birleştirilmiş kuvvet antrenmanları uygulayan bireylerde arttığı yalnızca kuvvet antrenmanları uygulayan grupta ise bir değişiklik olmadığı gözlemlenmiştir.

Özetlenecek olursa, pliometrik antrenmanları, kas-sinir sisteminin reaktif yeteneğinin geliştirilme kapasitesi ile ilişkilidir. Uzama kısalma döngüsünün konsantrik kasılma evresinde daha yüksek kuvvet çıktısı üretebilmesi, miyojenik (kas yolu ile) ve nörojenik (sinir yolu ile) faktörlere bağlıdır. Mevcut egzersizlerin sayısız çeşidinden pliometri, sporcunun spor becerilerini artırabileceği bir temel olan güç gelişimine yardımcı olur.

2.7. PLİOMETRİK EGZERSİZLERİN FAZLARI

Hem alt ekstremite (AE) hem de üst ekstremitenin (UE) sporu gerçekleştirirken fonksiyonel hareket modelleri ve becerisinin bir parçası olarak pliometrik kavramı kullanır. Pliometrik eğitim , kısa sürede bir kısalma hareketini (konsantrik) izleyen bir uzatma hareketi (eksantrik) kullanarak gerilme kısaltıcı siklüsünü (SSC) kullanır[25][26].



2.7.1. EKSANTRİK FAZI

Eksantrik ön gerilme aşaması ayrıca ön yükleme, ön ayarlama, hazırlık, kolaylaştırma, hazır olma, güçlendirme, karşı kuvvet veya karşı hareket aşaması olarak tanımlanmıştır. Bir pliometrik aktivitenin eksantrik gerilme öncesi fazı, kas-tendon ünitesinin ve kas içindeki kontraktil olmayan dokunun kas gücünü uzatır (seri elastik komponentler (SEC) ve paralel elastik komponentler (PEC)). Kas bileşenlerinin bu uyarımı genellikle nörofizyolojik-biyomekanik yanıt olarak adlandırılır. Birkaç araştırmacı [27][26] bu eksantrik ön gerilmenin sonuçtaki konsantrik kas kasılmasını artıracığını kanıtlamıştır. Ön gerilme aşaması, üç gerilme değişkenine dayalıdır: gerilmenin büyüklüğü, esneme oranı ve esneme süresi [27][28]. Bu değişkenlerin herhangi birinin manipüle edilmesi eksantrik esneme esnasında depolanan enerjinin miktarı üzerinde önemli bir etkiye sahip olacaktır.

2.7.2. AMORTİZASYON FAZI

Amortisman terimi, eksantrik ön gerilimin bitişinden konsantrik kas hareketinin başlangıcına kadar olan zamanı tanımlamak için geliştirilmiştir. Bu faz ayrıca sıklıkla pliometrinin elektro-mekanik gecikme fazı olarak da adlandırılır. Amortisman fazı, kuvvet üretimini oluşturmak ve kas kontraksiyonunu ve elastik geri tepmeyi pliometrik hareket paterni yönünde ivmelendirmek için eksantrik ön gerilmenin negatif çalışmasının üstesinden gelmek arasındaki zaman gecikmesidir [29][30]. Bu aşama, pliometrinin performansının anahtarıdır çünkü amortisman aşamasının kısaltılması, pliometrik hareketi daha etkili ve güçlü yapar ; çünkü depolanan enerji geçişte verimli bir şekilde kullanılır. Amortisman fazı gecikirse, depolanan enerji ısı olarak boşa harcanır, gerilme refleksi etkinleştirilmez ve konsantrik kasılmanın olumlu çalışması o kadar etkili değildir [31]. Pliometrik eğitimin ana hedeflerinden biri aşamasını rebound süresini azaltmaktır.

2.7.3. KONSANTRİK FAZI

Konsantrik faz aynı zamanda ortaya çıkan güç üretim performans fazı olarak da ifade edilebilir. Bu evre, aynı zamanda, pliometrinin kolaylaştırılma veya güçlendirme evresi olarak da tanımlanmıştır[29]. Bu terimler aslında pliometrik aktivite sırasında neler olduğunu açıklamaktadır. Pliometrik hareketin bu son aşaması, önceden gerilmiş kasların elastik özelliklerini kullanan biyomekanik yanıt da dahil olmak üzere birçok etkileşimden kaynaklanır[32][31].

Bu üç fazın bir pliometrik hareketi gerçekleştirmek için harmanlanması, kasın güç performansını arttırmak için kullanılır [27][31] [32]. Alt ekstremitede, koşu, atlama ve tekme gibi pliometrik etkinliklere birçok örnek vardır. Dizin açılma hızı yaklaşık saniyede 1000 derece olarak kaydedilmiştir[32][33]. Her ayak kontağı ile eksantrik bir gerilme ardından eş merkezli kısılma ve daralma gerçekleşir. Atlama, kesme ve döndürme faaliyetleri hemen hemen tüm sporlarda gerçekleşir ve her biri pliometrik taleplere sahiptir, bu nedenle güç gelişimi kavramı, günlük yaşamın, işle ilgili faaliyetlerin, eğlencenin ve rekabetçi sporların birçok etkinliğinin anahtarıdır.

Günlük yaşam ve sportif faaliyetlerin çeşitli aktivitelerinde gerekli olan hızlı açısızlı hızları ve muazzam kuvvetleri fark ederek, hasta veya sporcunun faaliyetlerine dönmesi için hazırlanmasında pliometrik eğitim ihtiyacını gösterir. Pliometrik egzersizler fonksiyonel spesifik aktivitelere dayanarak, atletlerin mümkün olduğunca hızlı bir şekilde kendi faaliyetlerine geri dönmesini sağlamak için tasarlanmıştır. Pliometrik egzersizler, performans ve güç geliştirilmesi için kritik bir rol oynamaktadır.

2.8. PLİOMETRİK EGZERSİZLERİN TEORİK EĞİTİMİNİN FAYDALARI

Pliometrik egzersizlerin üst ve alt ekstremiteler için potansiyelinin ve teorik eğitimdeki faydaları, aşağıdaki kavramları içerir;

- Ortalama gücü ve hızı arttırma kabiliyetini;
- Artan tepe kuvveti ve hızlanma hızını;
- Kuvvet geliştirme hızlandırmayı;
- Seri elastik komponentler (SEC)'de enerji depolaması;
- Kas aktivasyonunda artış seviyesini;
- Germe refleksleri harekete geçirme ve uyandırabilme becerisinin

öğrenilmesi şeklindedir ancak bunlarla sınırlı değildir[34][35].

Pliometrik egzersizler Golgi Tendon Organını duyarsızlaştırarak, kas-iskelet sisteminin Golgi Tendon Organı aktif olmadan artan iş yüklerini tolere etmesini sağlayarak kasların kuvvet oluşturmalarını sağlar. Pliometri, sinir sistemini eğiterek ve hareket sırasında hareketleri daha otomatik hale getirerek (antrenman etkisi) nöromüsküler koordinasyonu artırır. Bu, bir motor paternini güçlendirmek ve nöral verimliliği ve nöromüsküler performansı artıran aktivite otomasyonu yaratmak olarak bilinir. Performanstaki artış genellikle kas içindeki morfolojik değişikliklerde eşlik eden bir artış olmadan gerçekleşir[36]. Sinir sisteminde bu eğitimin etkisi,

herhangi bir eğitim programının ilk altı ila sekiz haftasında baskındır[37] ve daha sonra birkaç hafta sonra kasların hipertrofik değişiklikleri meydana gelmeye başlar.

2.9. PLİOMETRİK PROGRAMINA BAŞLARKEN KLİNİK KILAVUZLAR

Pliometrik bir eğitim programı başlatılırken, göz önünde bulundurulması gereken bazı genel düşünceler ve kurallar vardır:[38][5] [39][31][7][40][41][42] hastanın veya katılımcının yaşı, yaralanma öyküsü, yaralanma tipi bunlardan bazılarıdır. Gerçek pliometrik egzersizler, temel dayanım ve direnç antrenmanı deneyimi başlamadan önce uygun ısınma yapılmalıdır.

Rehabilitasyon ortamında Alt Ekstremitte de pliometriye başlamak için bazı ampirik temelli kılavuzlar bulunmamasına rağmen, Üst Ekstremitte pliometrik eğitim programına başlama kriterleri gibi hizmet veren bilimsel ya da kanıta dayalı herhangi bir kılavuz yoktur[43]. Davies ve Matheson[31], klinisyenlerin eğitimi her hastanın kişisel hedeflerine özgü yapması gerektiğini belirtir. Bu egzersizlere dahil olan her birey belirli hareket modelinin, her bir kinematik zincir bağlantısını çalışmak için ilk önce izole edilerek, spor aktivitesinin daha küçük bileşenlere parçalanmasına ve izole edilmiş hareketlerle önce eğitilmesine gerektiğine inanmaktadır. Ardından, daha küçük bileşenler toplam koordineli bir hareket düzenine geri entegre edilebilir. Bir kas izole bir düzende normal şekilde çalışmazsa, o zaman entegre bir düzende normal şekilde çalışmaz. Pliometrik eğitimden önce ve diğer direnç ve esneklik eğitim biçimleriyle örtüşmeli ve uygun temel kuvvet ve esneklik temelinin yeterliliği sağlamalıdır. Pliometrik egzersizleri rehabilitasyon veya kondisyon programının bütününe entegre edilmelidir. Programı tasarlamamanın bir yolu periyodizasyon modeli ile uygulamaktır.

2.10. PERİYODİK PROGRAM VE EĞİTİM MATERYALLERİ

Periyodik eğitim, esasında, düzenli aralıklarla egzersiz programlarını değiştirilmesine dayanan bir yöntemdir.[5][44][45] Pliometrik program ilerleme ve aşırı yük ilkelerini kullanmalıdır. Bu, birçok farklı değişkenin hacim dozajını (tekrar, setler, ağırlık vb.) Manipüle ederek gerçekleştirilebilir. Pliometri ile işin kalitesi işin miktarından daha önemlidir. Hızlı kasılan lifleri elde etmek için işin yoğunluğu,% 80-100 maksimum

istemli kas aktivasyonu yüksek yoğunluklu seviyelerde yapılmalıdır. Ek olarak, kas gerilmesinin oranı gerilmenin uzunluğundan daha önemlidir. Egzersiz seansı sırasında, hareket performansının kalitesi bozulur ve doğru şekilde gerçekleştirilemezse, sporcu muhtemelen yorgunluk yaşar ve egzersiz seansının pliometrik kısmı sonlandırılmalıdır. Yüksek yoğunluklu dirençli pliometrik egzersizlerin ardından dinlenme, toparlanma ve onarıcı aşamalara dayanarak, diğer egzersiz türlerine kıyasla artmış iyileşme süresi olmalıdır. Yüksek yoğunluklu pliometrik egzersizler arasında optimum dinlenme süresi ile ilgili kanıt bulunmamasına rağmen, araştırmacılar seanslar arasında 48-72 saat önermektedir.

2.11. LİTERATÜRDEKİ KLİNİK KILAVUZLAR

Yayımlanan literatürde, pliometrik eğitim sırasında kullanılması gereken belirli kriterler, parametreler, kılavuzlar, özel egzersizler veya ilerleme ilkeleri konusunda fikir birliği yoktur. Önerilerin çoğu ampirik olarak, önerilerden herhangi birini destekleyen minimal bilimsel araştırmaya sahip 5. Seviye(tutarlılığı, güvenilirliği şüpheli çalışmalar) kanıtlara dayanmaktadır. Örneğin, Chu [3][46][47][7][41] bir sağlık topu kullanan tipik pliometrik egzersiz programının, aşağıdaki sıraya göre yapılan antrenmanlarla periyodizasyon kavramına uyması gerektiğini önerir: sezon öncesi genel vücut koşullandırma, mevsim sporuna özel koşullandırma ve sezon içi spora özel bakım. Wilk, vd., [48] [49] pliometrilerin sadece periyodikleştirme modeline göre eğitimin birinci ve ikinci hazırlık aşamalarında kullanılmasını kabul etmediğini önermektedir.

2.12. PLİOMETRİK PROGRAM TASARIMINDA ANTRENMAN DEĞİŞKENLERİ

2.12.1. NÖROMÜSKÜLER AŞIRI YÜK: UYGULANAN YÜKLER VE MESAFELER

Pliometrik egzersizlerde, nöromüsküler aşırı yük, genellikle harici bir yük olmadan bir uzuv veya tüm vücudun hızlı bir yön değişikliği şeklini alır. Tekrarlar, setler, vb. içindeki toplam iş miktarı ve / veya sporcunun hareket aralığı (ROM) toplam aşırı yük miktarına katkıda bulunur.

2.12.2. KONUMSAL AŞIRI YÜK: HAREKET ARALIĞI

Hareketler, ROM açısından aşırı yüklenme etkilerine sahip olabilir. ROM, abartılı bir hareket düzeni ile daha geniş bir aralıkta gerçekleştirilebilir. Hareketin konsepti kas aktivasyonunu kullanmak ve belirli bir ROM içindeki refleksi uzatmaktır. Refleks mekanizmaları kuvvet üretimini arttırmak için hareket şeklini kolaylaştırmaya yardımcı olur.

2.12.3. GEÇİCİ AŞIRI YÜK: ZAMANLAMA

Geçici aşırı yüklenme, hareketi mümkün olduğunca hızlı ve yoğun bir şekilde yerine getirmeye odaklanarak gerçekleştirilebilir. Zamansal aşırı yüklenme veya geri tepme zamanının (amortisman aşaması) mümkün olduğunca kısa tutulması, artan güç üretimi için pliometrik egzersizler yapmanın anahtarlarından biridir. Zıplama öncesi ve elektro-mekanik gecikme sürelerinin eş merkezli daha kısa olması, eksantrik gerilmeden pliometrik hareketin güç performans aşamasına etkili kuvvet iletimi sağlar.

2.12.4. YOĞUNLUK

Yoğunluk, sporcunun aktiviteyi gerçekleştirmesi için gereken gerçek çaba yüzdesidir. Pliometriklerde yapılan egzersiz tipi yoğunluğu kontrol eder. Pliometrik egzersizler pek çok biçimde ve yoğunlukta olabilir. Bir kutuya iki taraflı atlama gibi bazı aktiviteler daha düşük seviyeli pliometri iken, bir kutudan tek bacaklı atlamalar gibi diğerleri yoğundur. Kondisyon veya rehabilitasyon programları tasarlanırken bu değişkenler dikkate alınmalıdır.

2.12.5. HACİM

Hacim, tek bir set çalışması veya döngüsünde (periyodizasyon) yapılan toplam çalışmadır. Plyometrik antrenman durumunda, hacim, belirli bir aktivitenin (atma, sıçrama sayısı vb.) Yükünü hesaplayarak, tekrarlama sayısını, setlerini vb. Ayak kontak sayımıyla ölçülür. 50 tekrar düşük hacimli, 200+ yüksek hacimli olarak kabul edilir. Hacim yaralanma veya aşırı egzersiz riskini azaltmak için kademeli olarak arttırılabilir.

2.12.6. FREKANS-SIKLIK

Sıklık, eğitim veya rehabilitasyon döngüsü boyunca gerçekleştirilecek egzersiz seanslarının sayısıdır.

2.12.7. TOPARLANMA

Toparlanma, yaralanmaları önlemek, fazla egzersiz yapmak ve pliometrik programın birincil vurgusunu belirlemek için önemlidir. Pliometrik eğitim ile vücuttaki yoğun gerilmeler nedeniyle, setler arasında daha uzun dinlenme süreleri uygun olabilir. Optimum dinlenme süreleri konusunda sınırlı araştırma vardır, ancak egzersiz seansları arasındaki toparlanma genellikle 48 ila 72 saat arasında olması önerilir.

2.12.8. ÖZGÜNLÜK

Pliometrik bir programdaki özgünlük, programın özel hedeflerini geliştirmek ve spora özel aktiviteler çoğaltmak için mümkün olduğunda sporcunun branşına ve pozisyonuna bağlı olarak tasarlanmalıdır. Pliometrik programın oluşturulmasındaki özgünlük seçilen hareketler, açısal hızları, yükleri, metabolik talepleri vb. gibi kavramlara göre düzenlenebilir.

2.13. PLİOMETRİK EGZERSİZ PERFORMANSINI ETKİLEYEN KONTRENDİKASYONLAR

Plyometri kullanımını etkileyen kontrendikasyon örnekleri arasında, bunlarla sınırlı olmamak üzere, ağrı, iltihaplanma, akut veya akut altı burkulmalar, akut veya akut altı zorlanmalar, eklem kararsızlığı, ameliyat sonrası koşullar ve yumuşak doku sınırlamaları esas alınır.

Bununla birlikte, muhtemelen pliometrilere karşı en önemli kontrendikasyon, sporcunun üzerine bir pliometrik programın kurulabileceği temel güce veya eğitim tabanına sahip olmadığı zamandır. Eğer bir sporcu sınırlandırılmış olan temel güç veya antrenman programı ile ilgili minimum kriterleri karşılamıyorsa, konuyu veya hastayı yüksek talep gerektiren pliometrik egzersizlere iletirmek için koordinasyon ve motor kontrolü mevcut olmayabilir.

2.14. ALT EKSTREMİTE PLİOMETRİK EGZERSİZLERİ

Rekabetçi sporlar ve eğlence etkinlikleri, güç olarak bilinen yan ürünü oluşturmak için hem kuvvet hem de hızı birleştiren atletik hareketler gerektirir. Yıllarca çok sayıda klinisyen dahil olmak üzere kondisyon uzmanları, performans geliştirme koçları ve atletik eğitmenler performansı artırmak için gücü arttırmanın yollarını aradılar. Daha yakın zamanlarda spor fizyoterapistleri bu teknikleri, yaralanmaları önlemek ve rehabilitasyon sırasındaki performansı iyileştirmek için kullanmaya başlamışlardır[38]. Sporcuları en üst düzeyde oynamaya döndürmek için rehabilitasyon uzmanları Pliometrik egzersizlerin kullanımına güvenmeye başlamışlardır. Alt ekstremitelerde, pliometrik egzersizler genel olarak kasan atlama, zıplama ve sekme şeklinde gerçekleştirilir.

2.15. DIŞ İSKELET NEDİR?

Dış iskelet sistemleri mekanik, elektronik ve yazılım yapısında bir makine olarak, insan-makine etkileşimine sahiptir. 80'li yıllarda başlayan çalışmalarda, insan-robot etkileşiminin üzerine odaklanmış, insan kolunun konumunu algılayarak yapılan hareketleri tekrarlayabilen robotlar geliştirilmiştir[50][51]. Bazı çalışmalarda ise uzuvlarını kullanamayan insanlara rehabilitasyon amaçlı robotlar geliştirilmiştir[52][53]. 90'lı yıllara geldiğimizde dokunsal geri besleme araştırmaları [54][55] sonucu olarak dış iskeletler uzaktan etkileşimli çalışmalarda kullanılmaya başlanmıştır [56].

Dış iskelet robotlarını desteklediği uzva göre ikiye ayrılmaktadır. Bunlar alt uzuv ve üst uzuv olarak gruplandırılmaktadır. Bu robotlar kullanım şekline göre terapatik ve hareket destek sistemleri olarak gruplandırılabilirler[57]. Genelde terapatik sistemler fizik tedavi merkezlerinin kullanımına ve hareket destek sistemleri bireysel kullanıcıya yönelik günlük yaşamda gereken aktiviteleri yapabilmesine yönelik tasarlanmıştır[58][59].

Dünyada ilk robotik rehabilitasyon yaklaşımları alt ekstremitte hareketine yönelik olarak yapılan 1980'de spinalize edilmiş kedilerin vücut ağırlığının alınarak treadmill'de (Koşu bandı olarak kapalı mekanlarda koşmayı sağlamak için yapılmış bir spor aleti) yürütülmesinin mümkün olduğunu gösterilmesi ile başlamıştır [60].

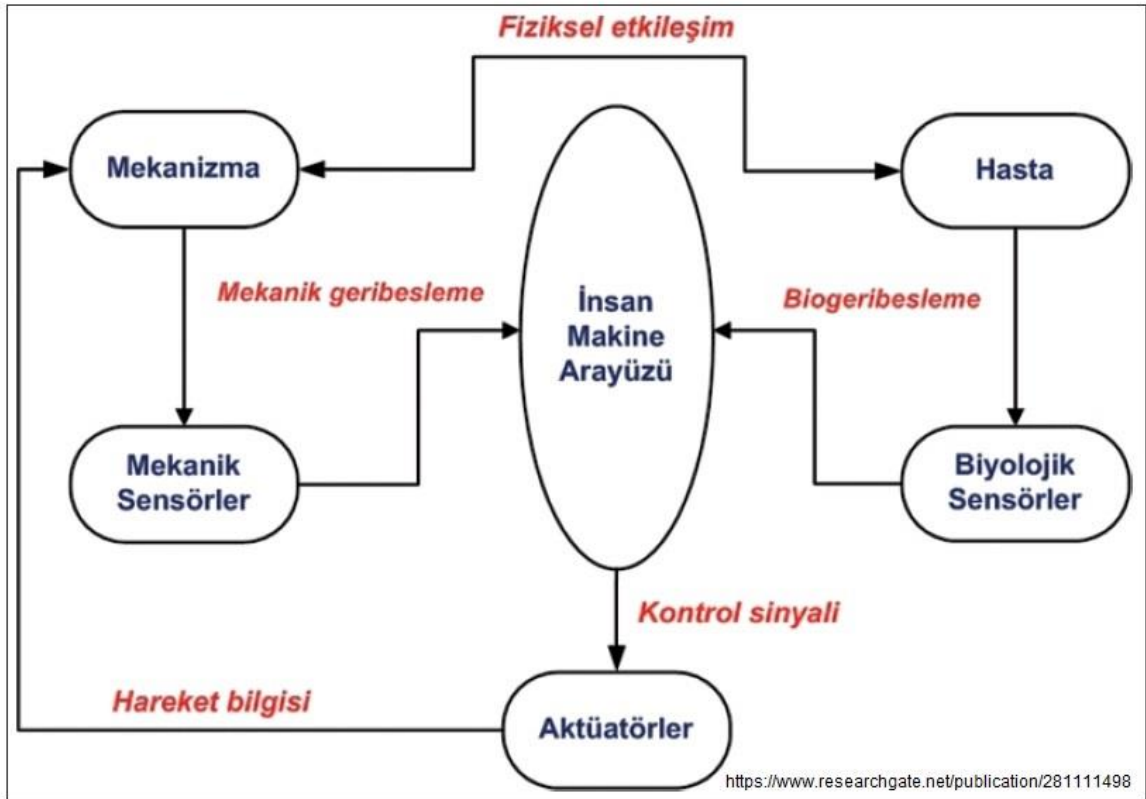
Çalışmanın takibinde geliştirilen alt ekstremite rehabilitasyon robotlarının hedefleri, bacağın unutmuş veya bozulmuş hareketlerini ve yürüme paternlerini yeniden öğrenmelerini sağlamak, her iki bacak arasındaki dengeyi geliştirmek, kaslar arasındaki kuvvet dengesizliğini minimum seviyeye indirmek olmuştur[61]. Aynı zamanda bireyin alt ekstremite eklem hareket miktarı ve kas kuvvetinin, ortaya çıkan yürüme döngüsünün değerlendirilmesi de günümüz robotik dış iskelet çalışmalarının amaçlarındandır (Tablo 1)[62]. Bu amaçlar doğrultusunda robotik dış iskelet için geliştirilen biyomekatronik sistemlerin yapı ve elemanları Şekil 2’de blok diyagram ile verilmiştir.



Dış İskelet Robotlarının Amaçları	Biyomekanik Özellikleri
İyileşmeyi hızlandırır	<p>Robotlar, periyodik hareketleri kolay bir şekilde, istenilen şartlarda, istenildiği kadar gerçekleştirebilir.</p> <p>Robotlar, önceden tanımlı kuvvetleri oluşturabilir ve bu kuvvetlerin gerçek zamanlı olarak sürekli kontrolünü yapabilir</p> <p>Uzaktan programlanabilen robotlar ile bireyler buldukları yerde egzersiz imkanı bulabilmektedir</p>
Uygulamacının verimliliğini artırır	<p>Robotlar sürekli hareket koşullarını bir uygulamacıya göre daha net ve kesin yerine getirebilir</p> <p>Robotlar sayesinde, tek bir uygulamacı birden fazla bireyin hareket sürecini yönetme imkanı bulabilir</p>
Bireylerin iletişimi gelişir	<p>Yeni deneyim edinilmesine yol açar</p> <p>Fiziksel olarak çevresi ile yeni etkileşimler kurulabilmektedir</p>
Bireyler daha objektif değerlendirilebilir	<p>Bireyin elde edilen gelişmelerini değerlendirilmesinde yeni yöntemler sunar</p> <p>Robotlar üzerindeki sensörler ile bir insana göre objektif ölçümler yapabilir</p>

Tablo 1:Dış İskelet Robotlarının Hedeflerine göre Biyomekatronik Özellikleri

Bu sistemle oluşan manuplatif hareketler kullanıcının alt ekstremiteleri ve pelvisinde pasif, asistif, aktif veya dirençli hareketlere yol açmakta ve kurgulanmış yürüme paterni gerçekleşmektedir[60][61][63]. Yürüme eğitimi verilirken alt ekstremitelerin tekrarlı açısal hareketleri sinir uçları arasında anastomozları güçlendirmekte, öğrenmeyi perçinleyerek, hastanın bozulmuş veya kaybolmuş eklem hareketlerini ve dolayısıyla yürüme periyodunu yeniden öğrenmesine destek olmaktadır [64][65][63].



Şekil 1: Bir Biyomekatronik Sistem Mimarisi ve Elemanları



Resim 2: Dış İskelet Sistemine Örnek Bir Tasarım



3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1.DIŞ İSKELET TASARIMI

3.1.1. MEKANİK SİSTEMİNİN TASARIMI

3.1.1.1. DİŞLİ KUTUSU

İki dişlinin birbirine kuvvet uygulayarak dairesel torku aktarmaktadır. Yerleşimlerine ve yapılarına göre dişliler kuvveti farklı doğrultuda hız veya tork olarak iletebilir.

Dişli kutusu mekanik sistemlerde hız ve torku değiştirmek için kullanılır. Kullanılan dişli sayısı, büyüklüğü ve diş sayısı dişli kutusunun, hızın veya tork miktarının kaç kat arttığını belirler. Bu değişimin kaç kat olduğu redüksiyon oranı ismi ile belirtilir. Mesela 120:1 redüksiyon oranına olan bir motorda, motor milinin 120 dönüşünde dişli kutusunun çıkışında bulunan son dişliye bağlı mili bir dönüş yapıyor anlamına gelir. Yani hız 120 kat azalmış, tork ise buna bağlı olarak 120 kat artmış olur.

Dişli kutularındaki dişler zamanla aşınabilmektedir ve bu aşınmaları en aza indirmek için ince gres ya da makine yağı ile yağlanmalıdır.

Robotik sistemler için ihtiyaç olan dişli kutuları enerji tasarrufu ve hareket esnasında yük oluşturmadan sisteme dahil olması gereklidir. Standart yapıda kullanılan dişli kutuları istenilen yüksek çevrim oranlarını elde edebilmek için tasarımsal olarak ihtiyaçları karşılayamamaktadır. En büyük sebebi ise yüksek çevrim oranını elde etmek için çok sayıda dişli ve bunların bir araya gelmesiyle kutunun boyutlarının artması sebeptir. Bu yüzden bu sistemlere yönelik geliştirilmiş dişli kutuları mevcuttur. Bunlardan en çok bilinenleri ve tercih edilenleri ise harmonik dişli kutusu, sikloidal dişli kutusu ve manyetik dişli kutusudur.

Harmonik Dişli kutusu ilk olarak uzay araçlarında ağırlıktan kazanç sağlayıp aynı zamanda performansı arttırmak ihtiyacından ortaya çıkmış bir buluştur. Bu üründe malzemenin esnekliğiden faydalanarak geniş temas ve dönüş alanına ihtiyaç duyan dişli kutuları revize edilerek daha küçük ve hafif bir forma kavuşturulmuştur.

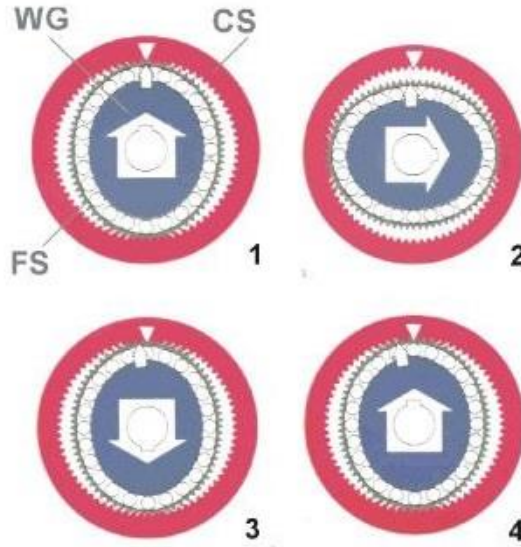
Bu dişli kutusunu ise oluşturan üç ana eleman mevcuttur. Rijit dişli(Circular spline-CS), esnek dişli(Flexible gear-FG) ve dalga jeneratörüdür(Wavegenerator-WG).



Resim 3:Harmonik Dişli Kutusu Elemanları

Rijit dişli adından da anlaşılacağı gibi sabit durur, esnemez. Ortadaki esnek dişli dalga jeneratörünün hareketine bağlı olarak esnektir ve çıkış şaftı buna bağlanır. En içteki dalga jeneratörü elips şeklindedir ve giriş şaftı buna bağlıdır. Elips ve daire formlarının çap farklarından doğan diş sayısı aktarım oranını belirler. Rijit diş sayısı, esnek diş sayısının 2 veya 4 fazlası olarak seçilir. Ancak en yaygın kullanım 2 fazlasıdır.

Çevrim Oranı=(Esnek Diş Sayısı - Rijit diş sayısı) / Esnek Diş Sayısı



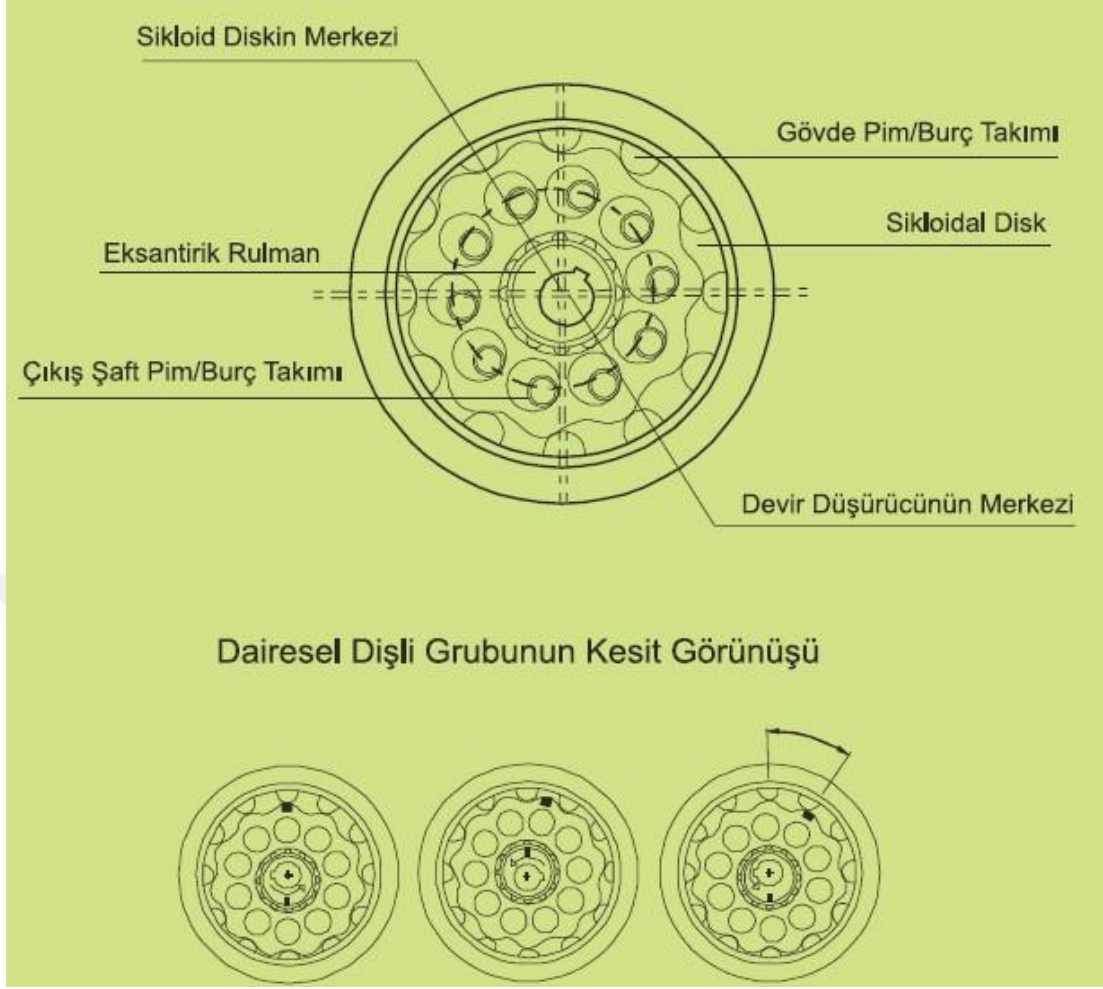
Resim 4:Harmonik Dişli Dönme Yönlerine Göre Dış Hareketi

Avantajları; boşluksuz yapıdadır, küçük hacimlerde yüksek çevrim oranı elde edilebilir, giriş ve çıkış milleri aynı eksen üzerindedir, yüksek hassasiyetlidir. Dişler esnek olduğu için ömrü genelde rulman belirler ve bu nedenle uzun ömürlüdürler.

Dezavantajları; Üretimi az yapıldığı ve ileri teknoloji gerektirdiği için pahalıdır. Esnek dişli basma ve çekme gerilmesi dayanımı yüksek malzemelerden yapılmalıdır, aynı zamanda esnek malzeme kullanılmalıdır. Bu nedenle malzeme seçimi zordur. Dişliler küçük modüllü olduğu için üretim sırasında gerekli hassasiyeti tutturmak zordur.

Sikloidal dişli kutusu, sikloidal tahrik veya sikloidal hız düşürücü, bir giriş milinin hızını belirli bir oranda azaltmak için bir mekanizmadır. Sikloid kelimesi sabit, daha büyük bir dairenin çemberi üzerindeki bir nokta tarafından izlenen eğriyi tarif eden Hypocycloid kelimesinden türetilmiştir. Kelime sadece devir düşürücü içindeki dişli mekanizmasını tanımlar. Sistem kam mekanizması mantığıyla çalışmaktadır.

Sistem giriş shaftı döndükçe, eksantrik rulman bir titreşim, salınım hareketine başlar. Salınım hareketi sikloid disk üzerinde dışa doğru radyal bir güç sarf eder.



Resim 5:Sikloidal Dişli Elemanları

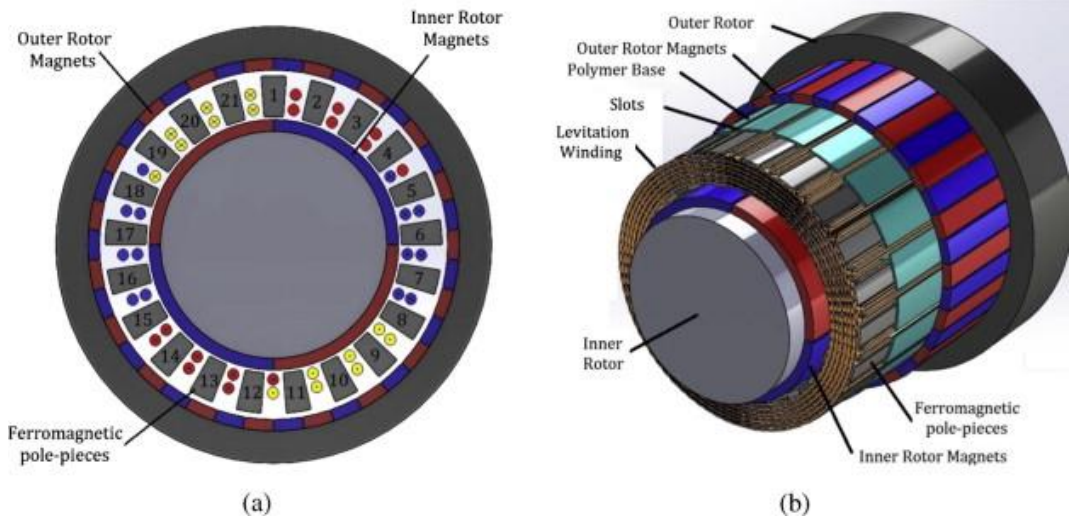
Giriş şaftı döndükçe, eksantrik rulman bir titreşim, salınım hareketine başlar. Salınım hareketi sikloid disk üzerinde dışa doğru radyal bir güç sarf eder. Pimler ve burçlar halkalı yatak içine sıralanmış olarak, eksantrik rulman döndükçe sikloid disk elips şeklinde bir harekete başlar. Eksantrik rulmanlar sikloid diski hareket ettirdikçe, sikloid disk kendi merkezi ile bağlantılı olarak bir istikamete döner. Bununla birlikte, sikloid disk devir düşürücünün merkezi ile bağlantılı olarak karşı istikamete ilerler. Elips hareket hemen hemen çocukların belli bir zamanlar ellerinde döndürdükleri hula hoop hareketine benzer.

Avantajları ;yüksek verimli, garanti sürelerinden daha uzun ömüre sahiptir,aşırı yük koruması mevcuttur, sessiz ve düzgün çalışabilmektedir, dur/kalk ve geri çalıştırmalarda idealdir.

Dezavantajları; fiyat olarak harmonik dişli kutusu gibi pahalıdır ve üretim prosesi zordur.

Manyetik dişli kutusu, geleneksel mekanik benzer dişli geometrisi ve işlevine benzer. Çok sayıda mıknatıs setinin yakınında tork aktarımı sağlar. Geleneksel sert temas boşluklarının aksine, manyetik dişli yaylı boşluklara sahiptir. Geleneksel bir dişli olarak bir hareket oranı sağlasalar da, bu tür dişliler dokunmadan çalışır ve bu nedenle eşleşen yüzeylerin aşınmasına karşı bağıştır, gürültüsüzdür ve hasarsız kayabilir.

Manyetik olarak bağlı bir dişli, yağlama olmadan vakumda kullanılabilir. Hermetik olarak kapatılmış bariyerleri içeren işlemler gibi yapılandırmalarda kullanılabilirler. Bu, sızıntıların gerçek bir tehlike oluşturduğu patlayıcı veya tehlikeli ortamlarda bir avantaj olabilir.



Resim 6:Manyetik Dişli Kutusu Elemanları

Manyetik dişli avantajları: sızdırmaz mekanik bağlantı, kesme / aşırı yüke dayanıklı mekanik bağlantı, aşınma, dişlilerin temas yüzeylerine uygun olmayan yataklarla

sınırlıdır, elektronik veya mekanik olarak değiştirilebilirlik saatler değil dakikalar içinde yapılabilir.

3.1.1.2.AYAKKABI KULLANIMI

Ayakkabı, ayak gibi vücut ile temas zemini arasında bir etkileşim sağlayarak, vücuda taktik ve propriyoseptif sistem aracılığıyla ile somatosensoryal veri sağlamaktadır[66][67]. Bu verilerin kalitesini ise bacak ve ayaklardaki kasların aktivasyonunu değiştirerek bireyin hem kinematığı ve iskelet dizilimini etkilemektedir[66][68]. Bu bilgiler ışığında ayakkabı kaynaklı ayak ağrısı ve deformasyonlarının, denge ve yürümeye etkisi birçok araştırmada incelenmiştir[69][70]. Bu özelliklere uygun olmayan ayakkabı kullanımının ayak hareketinde biyomekaniğini bozduğu ve pençe parmak, halluks valgus, çekiç parmak, akut ya da kronik ayak ağrısı gibi farklı ayak problemlerine yol açtığı ve bu problemlerin de hem dinamik hem de statik postural stabiliteyi etkilediği gösterilmiştir[71][72].

Witana ve arkadaşları, ayak-ayakkabı arasındaki etkileşimin uyumunu belirleyici faktörleri; yükseklik, genişlik ve uzunluk olarak tanımlamıştır[73]. Denge özelliğini etkileyen ayakkabı özellikleri; taban kalınlığı, taban sertliği ve topuk yüksekliği olarak belirtilmiştir[70][74]. Aynı zamanda, literatürde yer alan kaynaklarda ayağın uzun parmak ucuyla ayakkabının ucu arasındaki mesafesinin 10 ila 20 milimetre aralığında olması gerektiği belirtilmiştir[75]. İdeal ayakkabı genişliği ise, metatarsofalangeal eklem ayakkabıyla ile ayak arasında ortalama 7 milimetre genişlik farkının olması gerektiği, aynı zamanda ayak parmaklarının rahatça hareket edebilmesi için parmak dorsumlarında sürtünme olmamasına uygun parmak kutusu yüksekliği olduğu gerektiğini bildirilmiştir[73]. Ayakkabı için gereken bu özellikler, ayağın korunması ve stabilitesinin sağlanması, ayrıca zeminle olan sürtünmenin artırılarak ve şok emme fonksiyonları amaçlanmaktadır.

Ayakkabının yerle temasından ortaya çıkan yer reaksiyon kuvveti ise eklemler üzerinde etkili olmaktadır. Bu yüzden hareket esnasında ayak temas alanındaki yüklerin hangi noktalardan vücuda aktarıldığı ise kas sistemi açısından önemlidir.

Ayak taban alanının tasarımında Knöfel geometrik yöntemi kullanılmaktadır. 1800'lü yıllarda ve öncesinde ayakkabılar ölçümlere göre değil bireyin son ayak kalıp şekline göre yapılmaktaydı. George Koleff, ilk olarak 1800'lerin sonlarında, son şekillere değil ayak ölçümlerine dayanan Robert Knofel tarafından icat edilen geometrik bir kalıp kesim yöntemi kullandı.

Günümüzde ayak numaraları ise

Bu yöntem aşağıdaki adımları içermektedir ;

1-Ayağın uzunluğunu ölçün.(örneğin:36PP-240mm)

2-Ayağın genişliği hesaplanır. $((\text{Ayak uzunluğu}-30\text{mm})/3)+10\text{mm}=(240-30)/3+10=80\text{mm}$

3- 80mm ayak genişliğine 5 mm eklenerek bir dikdörtgen oluşturulur ve 1,2,3,4 olarak numaralandırılır.(240*85mm)

4-Dikdörtgen uzunluğuna 3 ve 4. noktadan 20mm ek paralel bir çizgi çizilir. (Günümüz için bu çizgi 30mm yapılabilir)

5-1.noktadan $2/3$ oranında $(240*(2/3)=160\text{mm})$ ölçüp A noktasını işaretliyoruz.

6- Ardından 2PP ölçülerek B'yi buluyoruz.(Oran orantı ile 36PP 240mm ise $2PP=13,3\text{mm}$ olur.)

7-A ile B'nin tam ortasını bularak C'yi işaretliyoruz.

8- B noktasından 2'ye doğru düz bir çizgi çizip D noktasını elde ediyoruz.

9-C'den 105° ölçüyoruz ve 2'ye doğru çiziyoruz. Kestiği noktada E noktasını elde ediyoruz.

10-B noktasından 5mm yana doğru gelip F olarak adlandırıyoruz.

11-4'ten 15mm 3'ten 17,5mm gelerek bu noktalara G ve H noktası olarak tanımlıyoruz.

12-3 ve 4 noktalarının hizasından 20mm yukarıya çizgi çizisiyoruz.

13- Önce FG ardından DH noktalarını birbirine bağlıyoruz.

14-Boyun(240mm) 1/5'ini alarak 1 ve 4 çizgisinden yukarı işaretliyoruz. İşaretlediğimiz bu nokta 5'tir. R'dından 5'ten 10mm aşağıya 1'e doğru ölçüp o noktayı da 6 olarak işaretliyoruz.

15-6. noktadan 5 mm sağa doğru ölçüp K noktasını işaretleyin.

16-6 noktasının hizasından (2.noktanın hattından) 1/5'i alınarak L noktası elde edilir.

17- K noktasından EC doğrusunun tam ortasından kesecek şekilde doğru çekiyoruz. Tam birleştikleri nokta ise "S" noktası oluyor.

18- L noktasından D noktasına düz bir çizgi çiziyoruz.

19- KL çizgisinin tam orta noktasını alıyoruz ve buraya O noktası diyoruz.

20- O noktasından sağa doğru 10mm ölçüp P olarak adlandırıyoruz.

21-P ile F noktalarını bağlıyoruz.

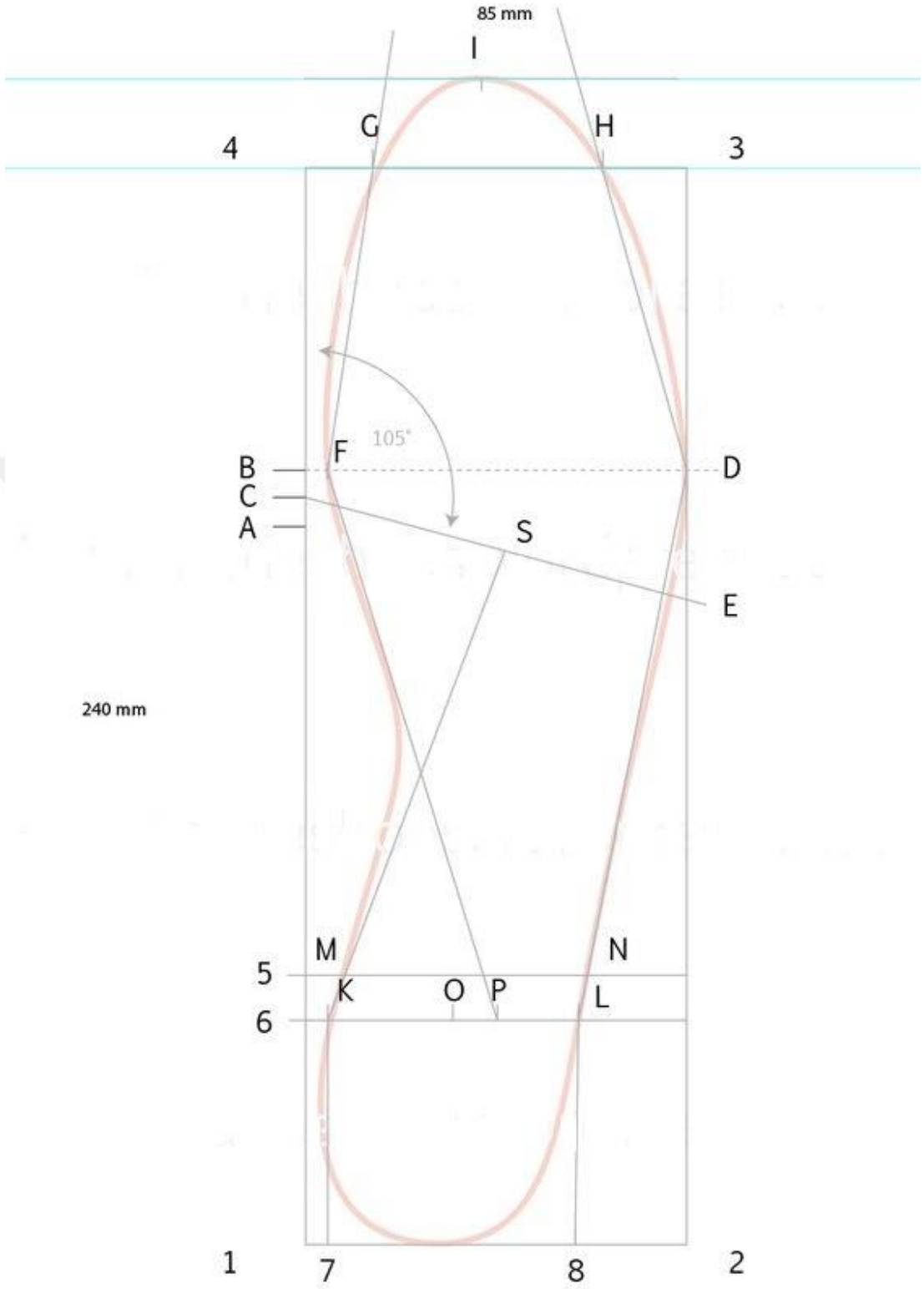
22-5'ten sağa doğru bir çizgi yapın . M ve N adını verin. Bu çizgiye topuk çizgisi diyoruz.

23-1'den 5mm'e sağa giderek 2'den ise 25mm sola gidiyoruz. Buraları ise 7 ve olarak adlandırın.

24-F ile G'yi, D ile H'ı birleştirin ve 20mm yukarıdaki çizgimize kadar çizin.

25-Üstteki çizginin FG ve DH doğrusu arasında kalan mesafenin ortasını I olarak işaretleyin.

26- En son serbest çizim ile ayakkabı taban geometrisi aşağıdaki gibi elde edilir.

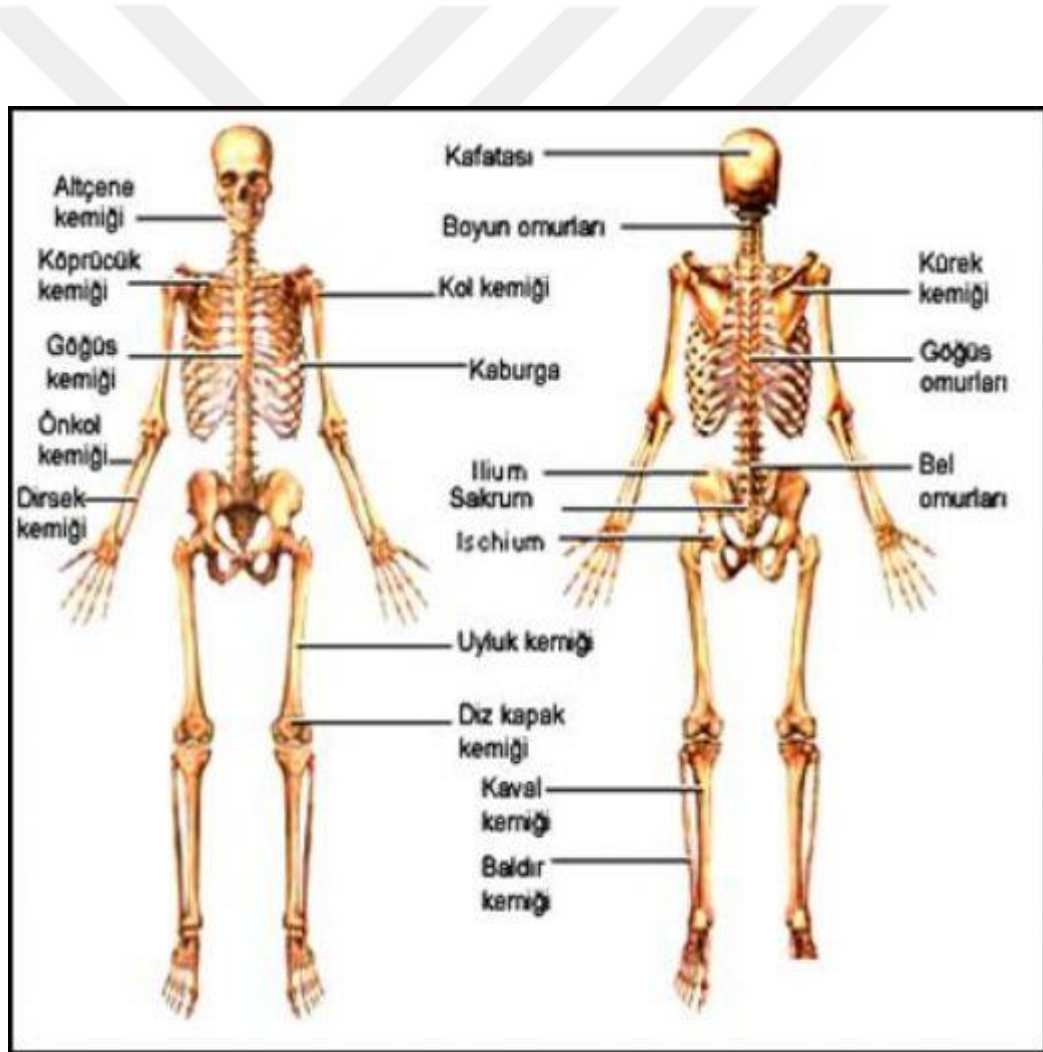


Resim 7: Ayakkabı Taban Çizimi

3.1.1.3. İSKELET UZUVLARI

Hareket sistemi insan vücuduna şekil veren ve ona hareket olanağı sağlayan sistemdir. Kemikler, eklemler ve çizgili kaslardan oluşur. İskelet sistemi pasif bir sistemdir. Vücuda destek ve koruma sağlar. Hareket sistemi, kaslar yardımı ile hareket edebilir.

İskelet sistemi birçok kemikten oluşmaktadır. Alt ekstremite grubuna ait kemikler pelvis kemiğinin iki yanına tutunmuş sağ ve sol olmak üzere çift ve simetrik iki sütun halindedir. Yapılarındaki güçlü kalın kemikler, eklemler, kaslar sayesinde mekanda yer değiştirme, dik durma vücudumuzun tüm ağırlığını taşıma fonksiyonu vardır.

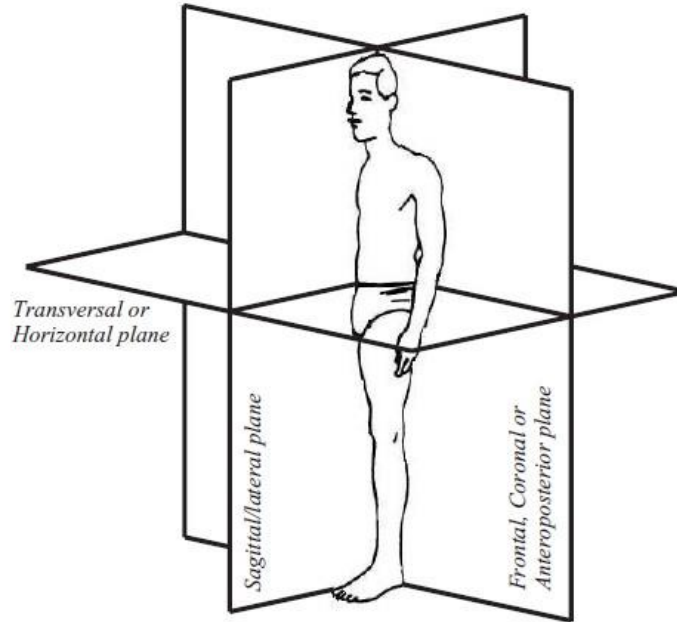


Resim 8: Vücut Kemikleri ve İsimlendirmeleri

İskelet sistemini, onu oluşturan kemikler arasındaki bağlantıyı sağlayan birleşme yerine eklem adı verilir. Hareket yeteneğine göre eklemler; Oynar eklem, oynamaz eklem ve yarı oynar eklem olarakır.

Kemiklerin rijit bölümler gibi davrandığı düşünülürse, vücudun robot gibi bölümlere ayrıldığını varsaymak mümkündür ve böylece kemikler arasındaki hareket, robot kinematığında kullanılan yöntemlerin aynısıdır. Bununla birlikte, tıpta yaygın olarak kullanılan anatomik insan hareketinin tanımı, kemikler arasındaki hareketi ve her eklem hareket aralığını, anatomik düzlemler olarak adlandırılan vücudun üç düzleminde açıklar (bkz. Resim 4). Bu düzlemler, vücut temelinde anatomik pozisyonda, yani ayakları birlikte dururken, kollar dışa doğru, baş, ellerin gözleri ve avuç içi öne bakacak şekilde yana doğru döndü. Rotasyonun gerçekleştiği dik eksenleri tanımlayan anatomik düzlemler şunlardır:

- Vücudu ön ve arka bölümlere ayıran bir ön(frontal) veya koronal düzlem;
- Gövdeyi üst ve alt parçalara bölen enlemesine(transvers) bir düzlem;
- Vücudu sağ ve sol bölümlere ayıran sagittal veya lateral bir düzlem.



Resim 9:Vücut Düzlemleri

Her eklemin hareketi, her zaman anatomik pozisyondan başlayarak, bu düzlemlerde meydana gelen hareket olarak tanımlanabilir. Sagittal düzlemdeki harekete fleksiyon-ekstansiyon denir:

- Fleksiyon, kemikler veya vücudun parçaları arasındaki açığı azaltan bir harekettir. Spesifik fleksiyon aktiviteleri, yalnızca sagittal düzlem boyunca, yani önden arkaya doğru değil, bir yüzeyden diğer yüzeye gerçekleşir. Ayaktaki fleksiyona genellikle plantar fleksiyon denir.

- Ekstansiyon, eklemdaki uzuvların kemikleri arasındaki açığı artıran bir harekettir. Ayak bileği eklemindeki uzamaya genellikle dorsal fleksiyon veya dorsifleksiyon denir.

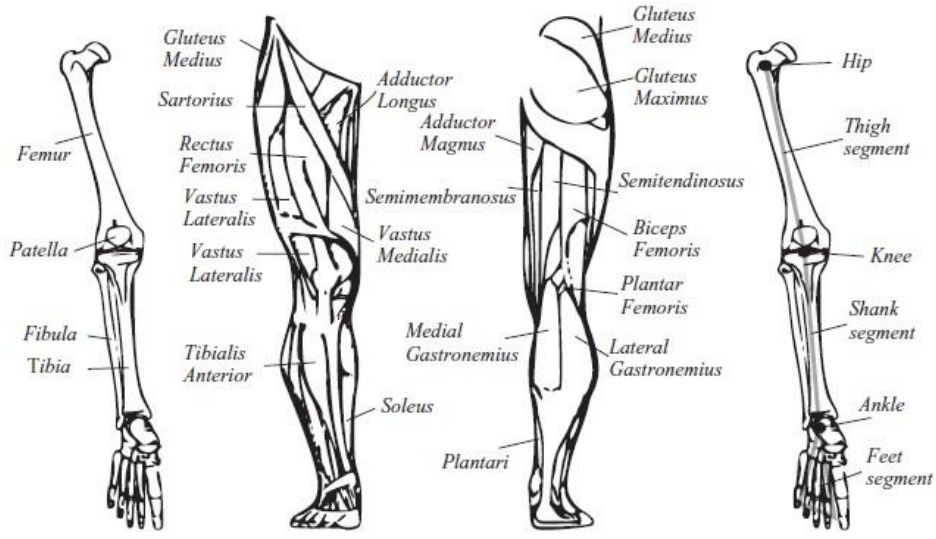
Frontal düzlemdeki hareket abdüksiyon – addüksiyon:

- Abdüksiyon, uzvun vücudun ortanca düzleminden uzağa doğru bir harekettir.
- Addüksiyon, sagittal düzlemde vücuda yakın bir uzuv veya bacak getiren ve kaçırma karşıtı bir harekettir.

Başka bir hareket ise supinasyon-pronasyon:

- Supinasyon, ön kolun, avuç içi pozisyonunun ön, yani avuç içi yukarı bakacak şekilde döndürülmesidir.
- Pronasyon, ön kolun, avuç içi önden bakan bir pozisyondan arkaya bakan bir pozisyona, yani avuç içi aşağı bakacak şekilde döndürülmesidir.

Alt ekstremité , insan vücudunun, gluteal bölgeden ayağa uzanan ve gövdenin alt kısmına bağılı olan kısmıdır. Aşağıdaki parçalardan (kemikler) oluşur: pelvis (ilium, pubis, ischium), uyluk (femur), şaft (tibia ve fibula) ve ayak (kalkaneus, talus, küboid, naviküler, kanamay1, metatars ve falanj). Üç ana eklem, sırasıyla pelvisi üst bacağına, üst bacağına alt bacağına ve alt bacağına ayağa bağılayan kalça, diz ve ayak bileğidir.



Resim 10:Alt Ekstremité Yapısı

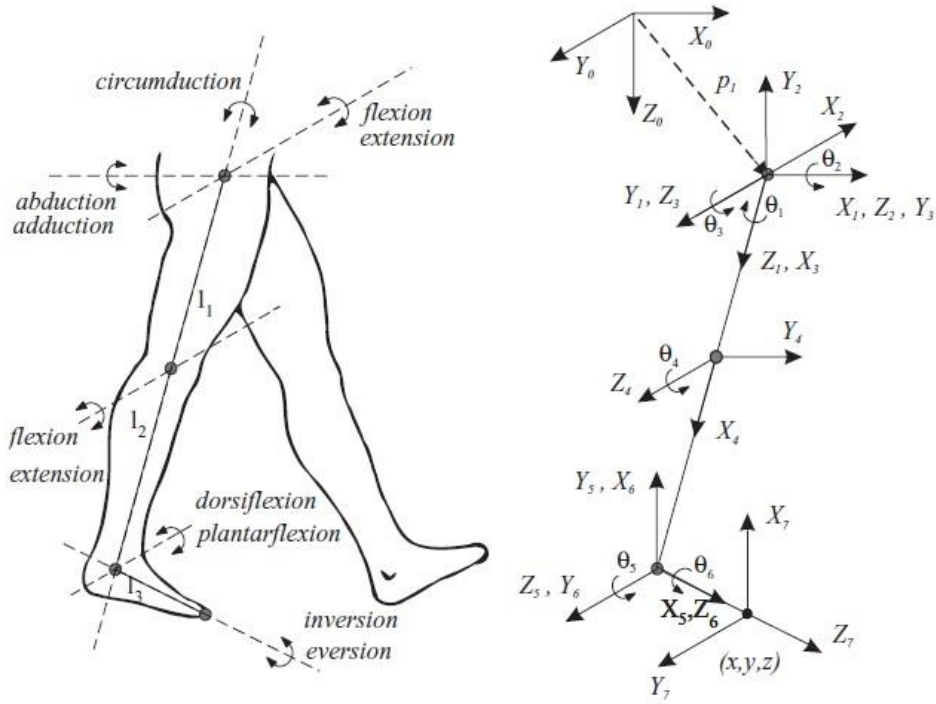
İnsan vücudu, her bir bölüm veya bağlantının bir vücut bölümüne tekabül ettiği ve bağlantılar arasındaki bağların insan vücudundaki eklemlere karşılık geldiği bir kinematik zinciri olarak modellenenebilir. Son efektörün kontrol edilmesi için, eklemler ile son efektörün konumu ve yönü arasındaki ilişkiyi belirlemek gereklidir.

Dikkate alınması gereken iki olası sorun vardır. Birincisi, vücut konfigürasyonunun ve uç efektörün pozisyon ve oryantasyonunun, bilinen açılara ve bağlantıların yer değiştirmelerine dayanarak belirlenmesinden oluşan ileri kinematik yapıdır. İkincisi, ters problem, ters kinematiktir, buradaki açılarının ve yer değiştirmelerin bilinen son efektörün pozisyonu ve oryantasyonu temelinde belirlenmesi gerekir.

İnsan vücudunun rijit cisim kinematığını tanımlamak için, eklemlerde daha az sayıda DoF varsayılması (örneğin, segmentler arasındaki lineer yer değiştirmeyi göz ardı ederek) veya kemiklerin tam olarak sert olduklarını varsayarak varsaymak gibi bazı basitleştirmeler gerekir. Biraz esnekliğe sahip olabilir. Bu ön kabuller ile Denavit-Hertanberg yöntemini insan vücudunun analizi için eşleştirebiliriz.

Robot kinematik analizi genellikle homojen dönüşüm matrislerine dayanır. Robotlar gibi eklemli, çoklu bağlantı mekanizmalarında, bir bağlantı etrafındaki bağlantıların göreceli hareketi, homojen dönüşüm matrisleriyle basit bir şekilde tarif edilebilir. Bir

robot için ileri kinematik probleminin şeklini bulmak Denavit-Hartenberg yöntemini izleyerek ele alınabilir. D-H yöntemi, ötelenme ve rotasyon dönüşümleri ile ilgili bir dizi koordinat sistemi atamak için bir algoritma oluşturur. Ardışık koordinat arasındaki dönüşüm sistemler robot bağlantılarının belirli kinematikliğini dikkate almaktadır. Belirli bir robot için, eklemler taban mafsalsından başlayarak ve son efektörle bitirerek 1'den n'ye kadar numaralandırılarak dönüşüm matrislerine değerler tanımlatılır.

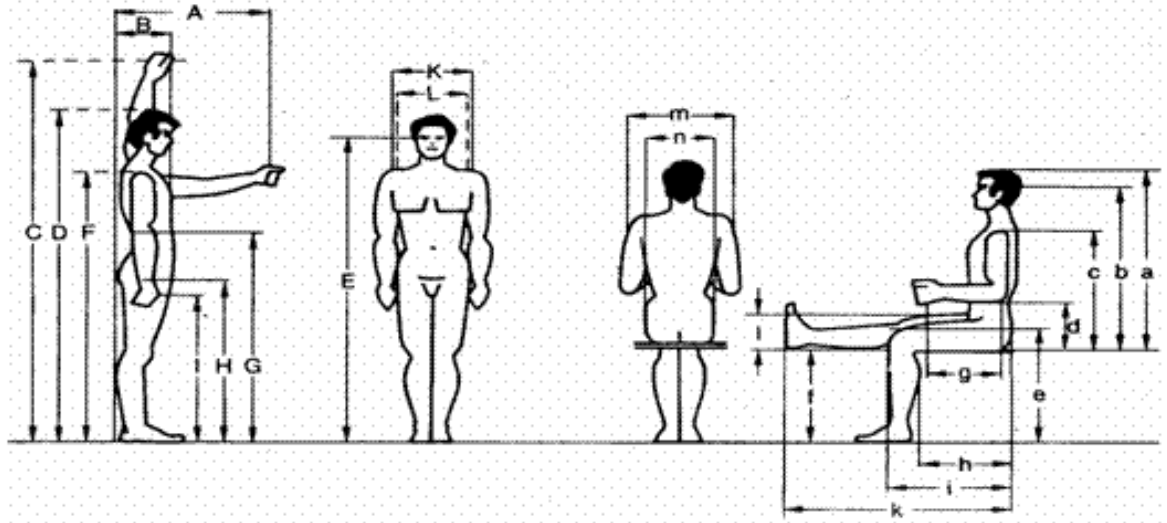


Resim 11:Alt Ekstremitte için Denavit-Hartenberg Gösterimi

Eklem	β_i	Numara	α_i	a_i	d_i	θ_i
Merkez	0	1 (0→1)	0	a_0	d_0	0
Kalça	(-50) medial rotation/lateral rotation (+40)	2 (1→2)	-90°	0	0	β_1+90°
Kalça	(-20) abduction/adduction (+45)	3 (2→3)	+90°	0	0	β_2+90°
Kalça	(-30) extension/flexion (+120)	4 (3→4)	0	l_1	0	β_3
Diz	0 extension/flexion (+150)	5 (4→5)	0	l_2	0	β_4+90°
Ayak Bileği	(-40) plantarflexion/dorsiflexion (+20)	6 (5→6)	+90°	0	0	β_5+90°
Ayak Bileği	(-35) inversion/eversion (+20)	7 (6→7)	0	0	l_3	β_6

Tablo 2:Alt Ekstremitte için D-H Parametreleri

Robot sisteminin tasarımında ise eklem uzunlukları antropometrik değerler esas alınarak belirlenmiştir. Bu değerler ISO 7250 standardı esas alınarak değerlendirilmiştir.



Tanımı	erkek			kadın		
	alt sınır	ortalama değer	üst sınır	alt sınır	ortalama değer	üst sınır
Ayakta						
A One doğru uzanma mesafesi	622	722	787	616	690	762
B Göğüs derinliği, ayakta	233	276	318	238	285	357
C İki kol ile yukarı doğru uzanma mesafesi	1910	2051	2210	1748	1870	2000
D Boy	1629	1733	1841	1510	1619	1725
E Göz yüksekliği	1509	1613	1721	1402	1502	1596
F Omuz yüksekliği	1349	1445	1542	1234	1339	1436
G Dirsek yüksekliği (ayakta, yerden)	1021	1096	1179	957	1030	1100
H Yerden ayağ arasına kadar olan mesafe	752	816	886	-	-	-
I El yüksekliği (yerden)	728	767	828	664	738	803
K Omuz (çukuntuları arası) genişliği	367	398	428	323	355	388
L Kalça genişliği (ayakta)	310	344	368	314	358	405
Oturarak						
a Üst vücut yüksekliği	849	907	962	805	857	914
b Göz yüksekliği (oturarak)	739	790	844	680	735	785
c Omuz yüksekliği (oturarak)	561	610	655	538	585	631
d Dirsek yüksekliği (oturarak)	193	230	280	191	233	278
e Diz yüksekliği	493	535	574	462	500	542
f Baldır yüksekliği (ayak dahil)	399	442	480	351	395	434
g Dirsek, avuç (kavrama eksen) mesafesi	327	362	389	292	322	364
h Vücut derinliği (otururken)	452	500	552	426	484	532
i Kalça - diz ucu mesafesi	554	599	645	530	587	631
k Kalça - ayak tabanı mesafesi	964	1035	1125	955	1044	1126
l Uyluk kalınlığı	117	136	157	118	144	173
m Dirsek arası mesafe	399	451	512	370	456	544
n Kalça genişliği (otururken)	325	362	391	340	387	451

Tablo 3:Antropometrik Değerler

Tablodan elde edilen değerler kapsamında üç ölçü belirlenmiştir. Bunlar; kalça eklemi ile diz eklemi arası, diz eklemi ile ayak eklemi arası ve ayak ekleminden ayak tabanına olan mesafelerdir.

Bu değerler kapsamında kadın ve erkek bireylerin en üst ve en alt sınır değerleri esas alınarak eklemlerin kişiye özel adapte edilebilir bir yapıda tasarlanmıştır. Teleskobik olarak iç içe geçen profillerin sıkıştırma yardımıyla bireye göre ayarlanabilmektedir.

Eklem noktalarının hareket açıklıklarında ise sistemin kalça fleksiyon-ekstansiyon hareketine, diz fleksiyon-ekstansiyon ve ayak dorsifleksiyon-plantarfleksiyon hareketine izin verilecek tasarım gerçekleştirilmiştir.

Dış iskeletin vücuda bağlantı noktaları ise profillerin üzerinde hareket eden ve uzuvları çift yönlü olarak sabitleyen parçalardan yapılmıştır. Burada ise iskelete bağlı olan ve eklem noktasına hizalanmış olan motor-dişli kutusu mekanizmasının destekleyici yük oluşturduğunda moment kolu olan mesafesini bacak bağlantı noktasının uzaklığıyla birlikte belirlemiş oluyoruz. Örneğin 50Nm'lik kalça eklemine verdiğimiz bir destek yükü bacak bağlantı noktası 25cm mesafede olan noktadan etki eden destek kuvveti $M=F*d$ formülü ile bulunmaktadır. $50Nm=F*0,25m$ ise buradan F kuvveti 200N'luk bir destek yükü oluşmuş olur. Bu değeri ise yer çekimi ivmesi $10m/s^2$ kabul ederek böldüğümüzde 20kg'lık bir destek kuvveti olduğunu görebiliriz.

3.1.2.ELEKTRİK-ELEKTRONİK SİSTEMİNİN TASARIMI

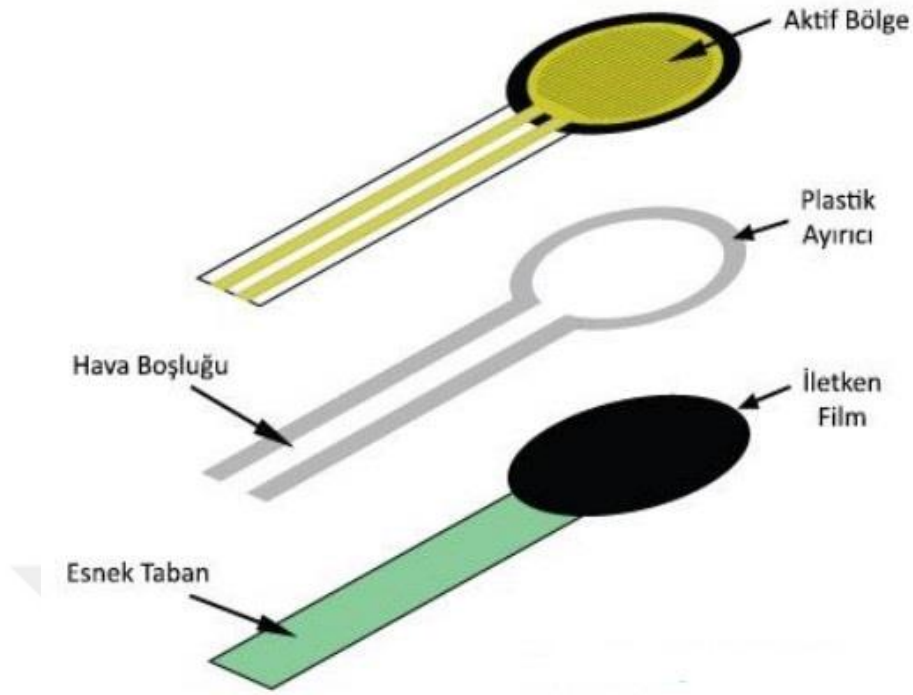
3.1.2.1.KUVVETE KARŞI DUYARLI(FSR) SENSÖR

Üzerine etki edilen basınçla orantılı bir şekilde fiziki yapısında oluşan değişimden dolayı basınç miktarının seviyesini elektriksel sinyale dönüştüren devre elemanına basınç sensörü denir.

Basınç sensörleri, çalışma yapısına göre beş grupta incelenebilir; Kapasitif basınç ölçme, Rezistif basınç (kuvvet) algılama, Strain Gauge (şekil değişikliği) , Load Cell (yük hücresi) basınç ve Piezoelektrik basınç ölçme sensörleridir.

Uygulanan basınç kuvveti ile direnç değeri olarak değişen sensörlere ise Rezistif Kuvvet Algılama Sensörü adı verilir. Kısaca ise FSR (Force Sensitive Resistor) harfleri ile tanımlanırlar. Sensör çıkışından elde edilen direnç değişimi uygulanan kuvvete bağlıdır.

FSR sensörü ise iletken polimer malzemedен yapılmıştır. Gerilim bölücü bir devre çıkışlarından alınan gerilim değeri, kuvvetlendirici v.b devrelere uygulanabilir. Sensörün esnek bir yapısı vardır.



Resim 12:FSR Sensör Yapısı

Yukarıdaki resimde görüldüğü gibi en üst katmanda yer alan bölgeye aktif, FSR sensörünün basınç uygulanan yüzeyidir. Sensöre uygulanan gerilim ise aktif bölgedeki uçlarla uygulanır. En alt katmanda iletken bir filmin olduğu yapı, aktif bölgedeki basıncına bağlı bir şekilde iletken filmin direncinde değişim meydana getirir. Arasında kalan plastik ayırıcı, aktif bölge ile iletken film arasında yalıtım sağlar.

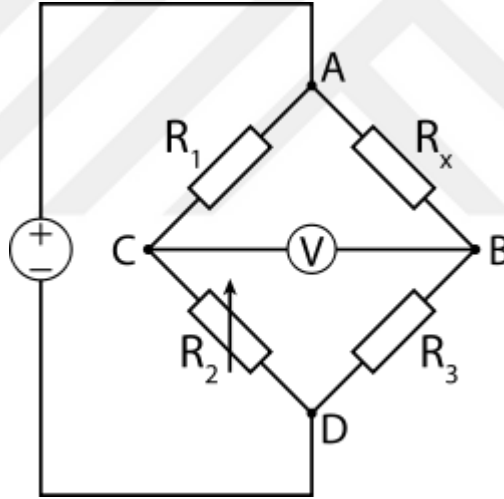


Resim 13:Çeşitli Boyutlardaki FSR Sensörlerinin Fiziksel Görünümü

FSR sensörleri, endüstriyel alanlarda, temas gerektiren dokunma ile çalışan devrelerde, medikal alanda, robot teknolojide, otomotiv sektöründe v.b alanlarda kullanılırlar.

Wheatstone köprüsü, yüksek hassasiyet gerektiren direnç ölçümünün gerekli olduğu durumlarda kullanılan direnç değerinin tespiti köprüsüdür. Wheatstone köprüsüyle prensip olarak bilinmeyen direnci, bilinen dirençler ile kıyaslama esasına dayanır. Dört tane direncin kare oluşturacağı şekilde birbirine bağlanmasıyla birlikte oluşur.

Dirençlerin doğru ölçülmesi için kullanılabilen en ideal yöntem “Wheatstone Köprüsü” ‘dür. Yalıtım direnci ve sızıntı direnci gibi çok yüksek değerli dirençlerin ölçülmesinde ise, MEGER (Megaohmmetre) denen ölçü aletleri ile yüksek gerilim altında direnç ölçme işlemi yapılır[76].



Şekil 2: Wheatstone Devre Şeması

Devrede iki tane değeri bilinen direnç (R_1 ve R_3), bir tane ayarlı direnç (R_2) ve bir de değeri bilinmeyen direnç (R_x) vardır. Değişken direnç (R_2), galvanometre sıfırı gösterene kadar değiştirilir. $R_1 \cdot R_3 = R_2 \cdot R_x$ olduğunda galvanometre sıfır değerini gösterecektir.

Oluşturulan Wheatstone köprüsünde üretilen direncin zaman içerisinde hangi anda ortaya çıktığı belirsizdir. Bunu önlemek adına TTL(Transistor-Transistor Logic) kullanılmaktadır. Yani analog olarak üretilen bu değer dijital veriye

dönüştürülmesini sağlamaktadır. Bu şekilde diğer anılan adıyla 'time to live' aslında veriye bir sayaç eklenmiş olmaktadır. Yani üretilen verinin zaman içerisinde ömrünü sınırlayan bir mekanizmadır.

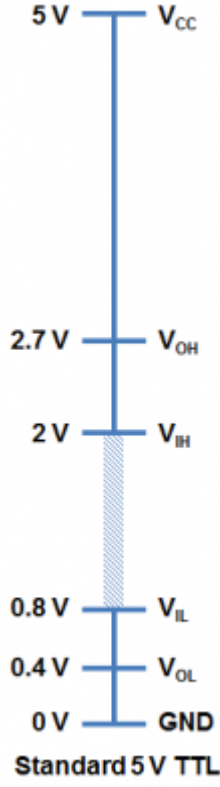
Kullandığımız sistemlerin çoğu 3.3V veya 5 V TTL Seviyelerine dayanmaktadır. Anahtarlama ve mantık durumlarını sürdürmek için bipolar transistörlerden oluşturulan devrelere dayanır. Transistörler temel olarak elektrikle kontrol edilen anahtarlar için süslüdür. Herhangi bir mantık ailesi için, bilinmesi gereken birkaç eşik voltaj seviyesi vardır. Aşağıda standart 5V TTL seviyeleri için bir örnek verilmiştir:

V OH - Minimum ÇIKIŞ Voltaj seviyesi bir TTL cihazının YÜKSEK bir sinyal vermesini sağlar.

V IH - Minimum GİRİŞ Voltaj seviyesi YÜKSEK olarak kabul edilir.

V OL - Maksimum OUTPUT Bir cihazın DÜŞÜK sinyal için sağlayacağı voltaj seviyesi.

V IL - Maksimum GİRİŞ Gerilim seviyesi hala DÜŞÜK olarak kabul edilir.



Şekil 3:Standart 5V TTL için Mantık Seviyeleri

Asgari HIGH çıkışının (V_{OH}) 2,7 V olduğunu fark edeceksiniz. Temel olarak, bu, HIGH kullanan cihazın çıkış voltajının her zaman en az 2,7 V olacağı anlamına gelir. Minimum giriş HIGH voltajı (V_{IH}) 2 V, veya temel olarak en az 2 V olan herhangi bir voltaj, bir TTL cihazına mantık 1 (YÜKSEK) olarak okunacaktır.

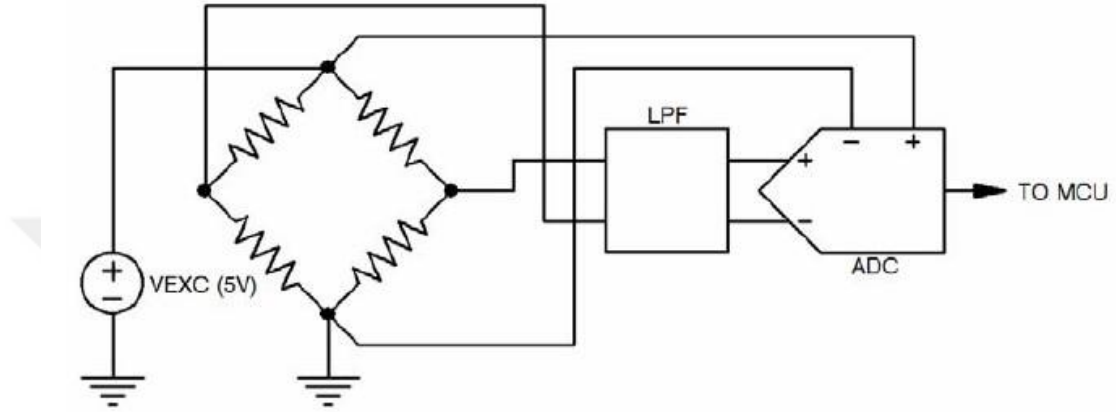
Bir cihazın çıktısı ile diğerinin girişi arasında da 0.7 V aralığının olduğunu göreceksiniz. Buna bazen gürültü marjı denir.

Benzer şekilde, maksimum çıkış LOW voltajı (V_{OL}) 0,4 V'dir. Bu, bir mantık 0 göndermeye çalışan bir cihazın her zaman 0,4 V'nin altında olacağı anlamına gelir. Maksimum giriş LOW voltajı (V_{IL}) 0,8 V olur. 0,8 V'nin altındaki giriş sinyali, cihaza okunduğunda hala bir mantık 0 (DÜŞÜK) olarak kabul edilecektir.

0,8 V ile 2 V arasında bir voltaj varsa ne olur? Bu voltaj aralığı tanımsızdır ve çoğunlukla yüzer olarak adlandırılan geçersiz bir duruma neden olur. Cihazınızdaki

bir çıkış pimi bu aralıkta “kayan” ise, sinyalin neyle sonuçlanacağından emin değildir. Keyfi olarak YÜKSEK ve DÜŞÜK arasında sıçrayabilir.

Geliştirdiğimiz donanımımızda wheatstone köprüsü sistemimizde ise ‘6 wire load cell’ olarak isimlendirilen 6 noktadan bağlı yük hücresi tasarımı kullanılmıştır.



Şekil 4:Noktadan Bağlı Yük Hücresi Wheatstone köprüsü Tasarımı

Bu şematik, Kelvin Modası'na bağlı 6 telli bir yük hücresini göstermektedir. Bunun çalışması için ADC'nin referans girişi çok yüksek empedansa sahip olması gerektirir. Olmazsa, referans tamponlanmalıdır.

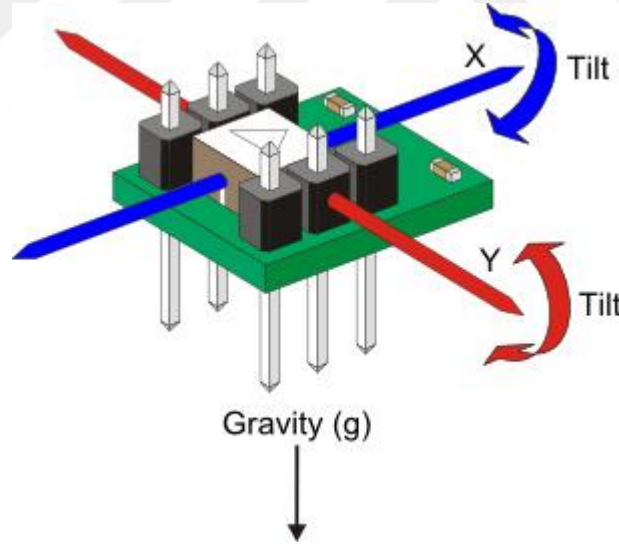
Kelvin bağlantısı, uyarma hattındaki voltaj düşüşlerinden kaynaklanan hataları azaltmayı amaçlar. Damlalara, yük hücresini uyararak için gereken nispeten yüksek akım neden olur. ADC referans olduğundan çok az akım çeker, bu damlalar, genellikle algılama çizgisi olarak adlandırılan dönüş çizgisinde gerçekleşmez.

Kelvin bağlantıları genellikle yalnızca uzun bir kabloyla bağlanmış yük hücreleri için gereklidir.

3.1.2.2. ATALET SENSÖRÜ (IMU-INERTİAL MEASUREMENT UNIT)

Uzayda hareket halindeki cisimde oluşan üç eksen ivme ve üç eksen dönme kuvvetini ölçmeye yarayan iki tip sensörden oluşmuş “Inertial Measurement Unit (IMU)” adında cihazlar kullanılır. Bunlar günümüz teknolojisinde uzay araçları, insansız hava taşıtları gibi bir çok harekete sahip platformun hareketinin stabilizasyonunda kullanılıyor.

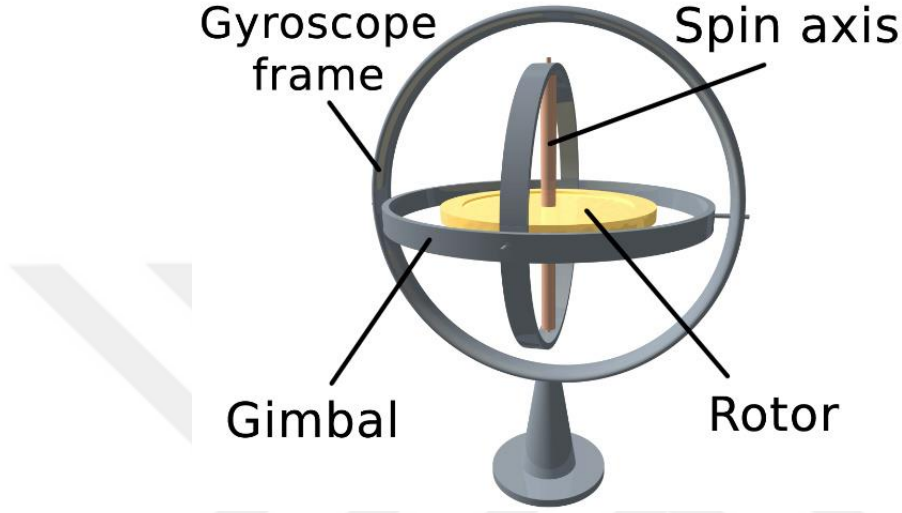
IMU, ana işlemciye açısal hız ve doğrusal ivme verisini gönderen tek bir modülde barındıran elektronik bir komponenttir. IMU ölçüm temelinde iki ayrı sensör barındırır. Bunlardan biri ivmeölçer, bir diğeri ise jiroskoptur. IMU sensörde ivmeölçer üç eksende ayrı ayrı analog sinyal üretir. İtici sistem ve fiziksel limitlerinden dolayı, ivme ölçümü yapan bu sensörlerde olan en önemli durum ise yer çekiminden etkilenmeleridir. Sensör yapısı sürekli bir şekilde yer çekiminin etkisindedir. Ölçü skalasının ise bir, iki veya üç eksende ölçüm yapabilen çeşitleri vardır. Bunlar $\pm 1g$, $\pm 2g$, $\pm 4g$ vb. gibi değerlerle ifade edilmektedir.



Resim 14:İvmeölçer

IMU'nun içerisinde bulunan bir diğeri ikinci sensör jiroskoptur. Bu sensör türkçe ifade ile kullanılırsa dönüölçer diyebiliriz. Basitçe anlatılırsa bir tekerleğin kendi eksenini etrafında hızlı bir şekilde döndürülmesi ile oluşur. Bu tekerleğin etrafındaki çembere ise dik açıyla tutturulan bir başka çember vardır. Bu çemberler dik açı ile

tutturulmuş başka bir çemberde jiroskobu temsil eder. Bu jiroskobun temel olarak iki özelliğe sahiptir. Yatay ekseninde dönen bir jiroskoba yatay ekseninde kuvvet uygulanırsa eksen etrafında dönüş yapmaya başlar. Bir diğer özelliği ise jiroskobun sahip olduğu dönüş eksenine sabit kalmasıdır. Saip olduğu bu özellik sayesinde uydular dünyaya sürekli dönük kalır veya otomatik pilot uygulamalarda işe yarar.



Resim 15: Jiroskop

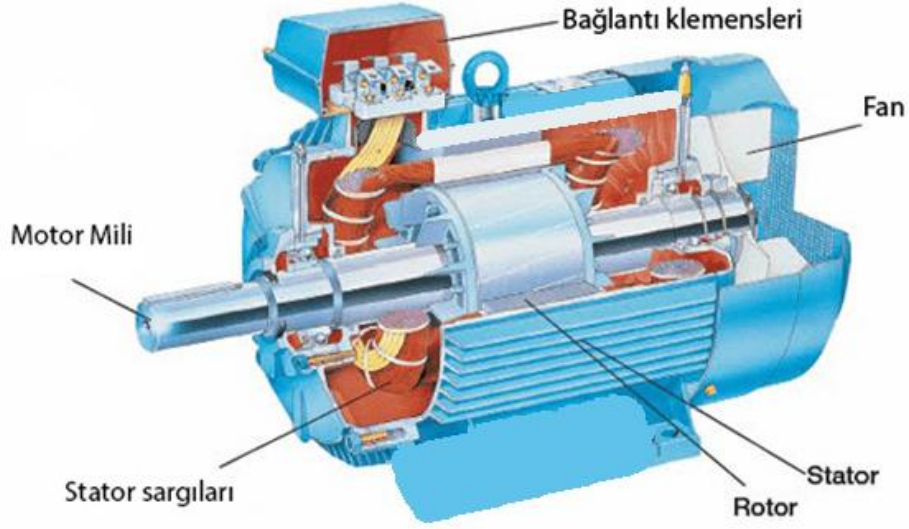
Jiroskop ile ivmeölçer tek başına güvenli ve stabil veriler oluşturamazlar. Jiroskop ve ivmeölçer tek başlarına kullanıldığında belirli bir süre sonra kayma yaparlar. Bu yüzden birbirlerine göre referans olarak iki sensör bir araya getirilir ve hız, pozisyon gibi veriler tek bir birimden yani atalet sensörü IMU'dan alınır. Örneğin 5 saniyede 1 derece kayabilen ölçümler ve bu nedenle yapıla hassas ölçümlerde kullanılamazlar. Ufak titreşimlerde bile çok yüksek gürültü oluşturan bu ivmeölçerler ile birlikte jiroskop kullanınca bu gürültüler filtrelenir. Atalet sensörün de, jiroskoplar bu kuvvetlerden etkilenmediklerinden bu özelliği referans olarak ivmeölçerlerle birlikte kullanılırlar. Bu iki sensörün bir arada kullanılmasına “sensör füzyonu” denilmektedir. Filtreleme yapmak için çeşitli algortimalar vardır. Bunlardan en çok kullanılan ve popüler Kalman Filtresi'dir. Degrees of Freedom (DOF) terimi atalet sensörü IMU'nun serbestlik derecesini tanımlar. Üç eksen jiroskop ve üç eksen ivmeölçere sahip bir atalet sensörü IMU 6DOF olarak tanımlanarak ifade edilir.

Son yıllarda IMU yapısına 3 eksenli manyetometre, basınç, sıcaklık algılayıcı ve GPS sensörleri de eklenmiştir. Bu şekilde mutlak uzayın tanımında kullanılan parametreler ile daha gürültüler daha iyi filtrelenebilmektedir.

3.1.2.3.ELEKTRİK MOTORU, ENKODER VE SÜRÜCÜ DEVRESİ

Elektrik motoru, güç kaynağı ile sisteme iletilen elektrik enerjisini bir mekanik enerjiye dönüştüren bir aygıttır. Elektrik motorları ile 1820'li yıllarda yaptığı çalışmalar ile dikkat çeken bir isim Danimarka kökenli olan bilim insanı Hans Christan Orsted' tir. Yaptığı çalışmalar sonucunda tel üzerinden akım geçen yerlerde manyetik bir alan oluştuğunu gözlemleyen araştırmacı Hans Christan Orsted bunun üzerine konuya odaklanmış ve çeşitli birçok araştırmalar yapmıştır. Yine aynı dönemin ünlü olan diğer bir başka ismi ise Micheal Faraday da bu elektrik akımlarını mekanik enerjiye dönüştürmeye başarmıştır. Yine ünlü bir bilim adamlarından olan Nicola Tesla ise bu alanda yaptığı çarpıcı çalışmalar sonucunda ise döner manyetik alanı bularak tarihi bir devrim başarmıştır. Bu temeller ile günümüz teknolojilerinde yoğunlukla kullanılan elektrik motorlarının üretimine yol açmıştır.

Elektrik motorlarının birçok alanda kullanım yüzdelerini incelediğimizde ise çoğunun döner düzenekli olarak tanımlanabilen bir yapıya sahip olduğunu görebilmekteyiz. Elektrik motorları kullanılan diğer motorlara göre daha çok hassastırlar. Bu denli hassas olmaları sebebiyle çok ince hesapların yapıldığı yerlerde genellikle elektrik motorları kullanılmaktadır. Standart bir bobin yapısından farklı şekilde toprak metallerinin kullanıldığı bir malzeme olan sarmanyum mıknatis benzeri olan sabit mıknatıslar kullanılabilir. Elektrik motorları bu yapılarından dolayı neredeyse sistemde hiç titreşim yapmazlar. Titreşimin bu denli az olması ve çok hızlı olmaları ile elektrik motorlarının daha fazla tercih edilmesini sağlamaktadır. Günümüzdeki teknolojiler sayesinde elektrik motorları bütün kullanıcıların ihtiyaçlarını karşılayacak bir şekilde ayarlanabilmektedir. Elektrik motorları ise iki temel yapısal parçadan oluşur. Bu parçaların, biri sabit diğeryse kendisinin çevresinde dönmektedir. Sabit olan bu kısma stator dönen diğer kısma ise rotor adları verilmektedir.



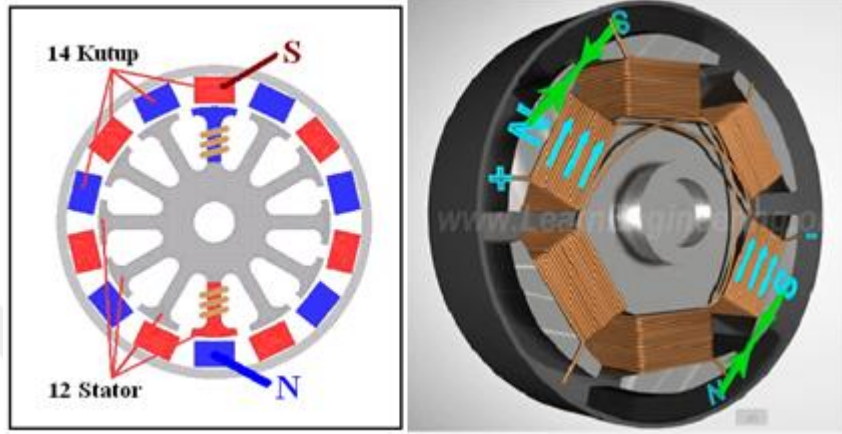
Resim 16:Standart Doğru Akım Motoru Mimarisi

Klasik yapıda elektrik motorları Doğru ve Alternatif Akımla çalışan olmak üzere iki bölüme ayrılır. Burada adından da anlaşılacağı gibi doğru akım motorları doğru akım ile çalışabilmesi için tasarlanmışlardır. Örnek olarak tek kutuplu motor ve bilyeli yatak motor verilebilir. Bu motor grubunun hızları ise kolay bir şekilde değiştirilebilmektedir ve bu sebeple genelde yüksek bir verim elde edilmesi gerekli olan işlerde kullanılmaktadır. Çalışma alanlarını ele alındığımızda kıvılcım çıkarmaları sebebiyle bu kıvılcımın meydana getireceği hasarların önüne geçebilmek için kapalı bir kafesin içinde barındırılmaktadırlar. Etrafındaki bu kafes sayesinde sistem dış etken olan toz, nem vb. etkilerden korunmuş olur.

Doğru akım motorlarının; fırçasız, fırçalı, servo ve step(adım) motoları şeklinde çeşitleri bulunmaktadır.

Doğru akım motorlarda elektrik gücü iletimi, fırça ile kolektör yerine elektronik bir anahtar ile sağlanır. Böylece bu ark olayı önlenmiş olur. Motor, yüksek hızlara daha rahat ulaşabilir. Kaynak gerilimleri ise düşüktür. Yaygın olarak piyasada kullanılan kaynak gerilimi ise 24 voltur. Hassas bir hız kontrolü, yüksek verim ile uzun ömürlü olması kullanıcıların bu motoru yaygın olarak daha çok kullanılır hâle getirmektedir. Uygun olan sürücüler yardımıyla motorun moment, hız ve devir yönü

kontrol edilebilmektedir. Küçük boyutlarda da üretilebilir. Verim ise, hız ve moment gibi birçok faktör dikkate alındığında, ortaya alternatif akım motorlarına göre birçok üstünlük gösterir. Bu yapının en önemli dezavantajı, ektradan bir yarı iletken malzemeye ve duyargalara gerek duymasıdır. Böylece buda motorun maliyeti arttırmaktadır.



Resim 17:Fırçasız DC Motorda Kutup ve Statorlar

Fırçasız DC Motorların Sahip Olduğu Avantajları;

- Yüksek verimlilik
- Doğrusal moment ve hız ilişkisi
- Yüksek moment ve hacim oranı (Az bakır kablo gerektirir.)
- Fırçanın ve kolektörün olmayışı (çok daha az bakım ve tehlikeli ortamlarda kullanılabilmesi)

Fırçasız DC Motorların Sahip Olduğu Dezavantajları;

- Harici bir güç elektroniği gerektirir.
- Uygun olan çalışma için rotorun konumunun bilgisini gerektirir.
- Hall-etkili olan duyargalara gerek vardır.
- Algılayıcısız olan yöntemlerin kullanımı ise ilave algoritmalar gerektirir.

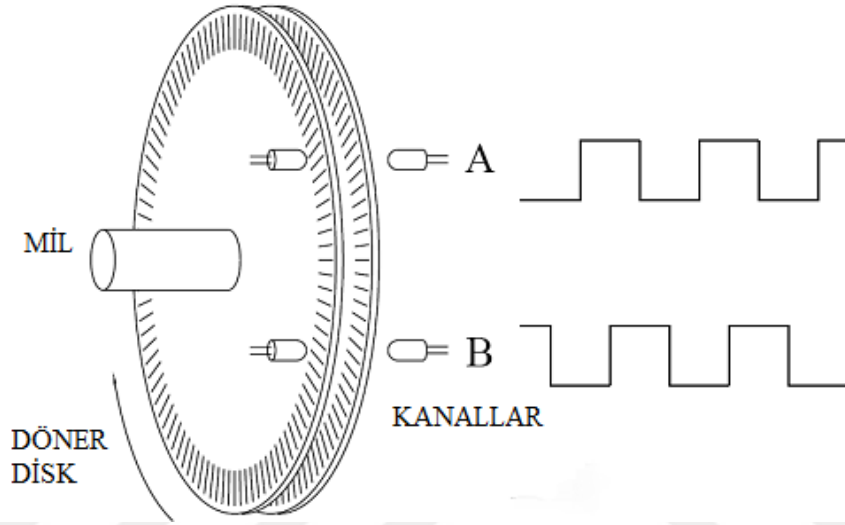
Elektrik motorunun içinde yer alan sargılara bir elektrik akımı uygulandığında, yine o motorun içerisinde olan sabit mıknatıslara zıt yöne doğru oluşan manyetik kuvvetin etkisiyle hareket etme prensibine dayanmaktadır. Bu akımın yönünün, sürekli olacak şekilde sabit mıknatısa ters manyetik bir alan oluşturarak değiştirilmesi gereklidir. Değişimin, fırçalı motorlarda sarımlarına temas eden fırçalarla, fırçasız motorlarda ise elektronik bir hız kontrol devresi tarafından yapılmaktadır. Sürücü devreleriyle DC motorlara ait hızları, dönüş yönlerini ve momentleri çok hassas bir şekilde denetlenebilir. Mikrodenetleyicilerin giriş ve çıkışları DC motorları direkt bir şekilde kontrol etmeye yetersiz olduğu için, motorları sürülebilmek için çıkışlarını yükseltmek gerekir. Bu şekilde motor sürücü devrelerle mikrodenetleyicilerin çıkışlarından alınan bu sinyaller yükseltilerek motorların hareketinin kontrolü sağlanır. Motor sürücüne ait devreler transistörler kullanılarak bir H köprüsü ve benzeri şekillerde hazırlanabilmektedir. Genellikle kolaylık olması açısından motor sürücüsü entegre devreler daha çok tercih edilmektedir.



Resim 18:Motor-Sürücü Devre Bağlantısı

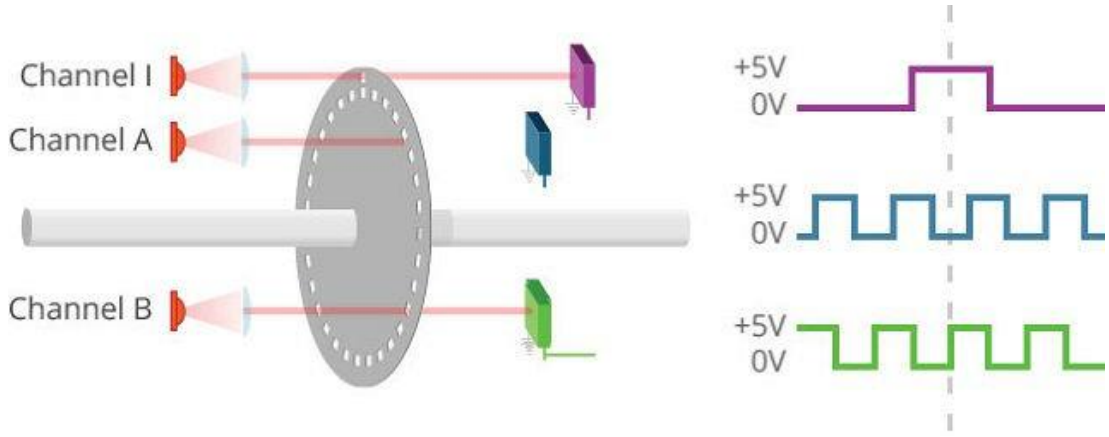
Enkoderler, döner veya doğrusal olan hareketi dijital sinyale işleyerek dönüştürür. Genelde hız, mesafe, yön veya konum gibi harekete dair parametrelerinin izlenmesi veya kontrol edilebilmesi için kullanılır. Enkoder, fiziksel olan dünyadan geri bildirim alan bir algılama cihazıdır ve bu hareketi, bir sayaç veya bir mikrodenetleyici gibi bir kontrol cihazı tarafından okunan bir elektrik sinyaline çevirir.

Dönüş yönüne uygun iki sıra hâlinde dizilmiş bir şekilde yarıklar kullanılır. Alttaki yarıklar ile üstteki yarıklar arasında ise çeyrek açıklık vardır. Üstteki bu yarıktan gelen sinyali A ile, alttan gelen sinyali ise B kanalı olarak isimlendiririz. Mil döndükçe bunun hızıyla orantılı bir frekansta kanallarda pulse üretilir. İki sinyal arasındaki bu faz farkı dönmenin yönü konusunda bilgi verir. Mesela A kanalı B kanalına göre öndeysen mil saat yönünde döner. Bu disk üzerindeki yarıkların sayısı enkoderin çözünürlüğünü verir.



Şekil 5:Enkoder Çalışma Şeması

Örneğin diskte 400 yarıklar ya da iz varsa bu enkoderin çözünürlüğünü 400 adım/tur olarak vermiş olur. Her bir kanaldaki oluşan pulse sayısı ve çözünürlük değeri bilirse milin açısal konumu net bir şekilde tayin edilir. Enkoderlerde çoğunlukla bir üçüncü kanal daha vardır. Z ya da indeks olarak isimlendirilen bu kanalı, her turda bir pulse üreterek bu milin dönme sayısı hakkında bize bilgi verir. Aynı zamanda mekanizmalarda başlangıç konumuna gelebilmek için referans sinyali gibi de kullanılır.



Şekil 6:Enkoder ve Üretilen Sinyal

Günlük hayatımızın içinde enkoderları birçok alanda rahatlıkla gözlemleyebiliriz. Örneğin arabalarda bir fm radyoyu çevirerek değiştirdiğimiz bu dairesel silindir ya da sesin seviyesini açıp kısıtığımız ayar tuşu. Tüm bunlara çamaşır, bulaşık makinelerindeki bulunan ayar tuşlarını da ekleyebiliriz.

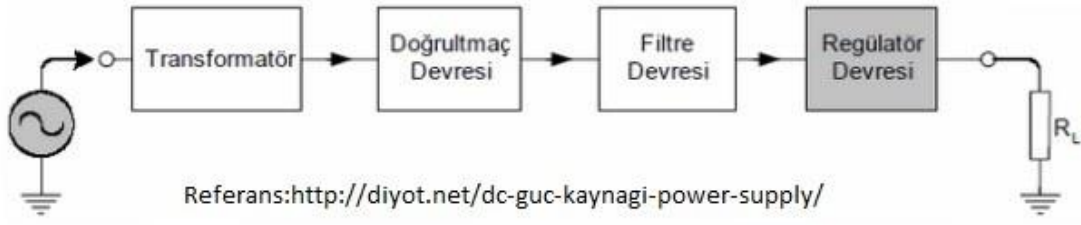
3.1.2.4. GÜÇ SİSTEMİ

Birçok elektronik cihazlar (radyo, televizyon, bilgisayar vb. gibi) çalışabilmesi için bir enerji kaynağına yani Doğrusal Gerilim (DC) enerjisine sahip olmalıdır. DC enerjisi, en basit olarak pil veya akü gibi enerji bataryalarından elde edilir. Bu pahalı bir çözümdür. Bir başka DC enerjisi elde etmenin bir alternatifi ise şehir enerjisini sağlayan şebekeden alınan Alternatif Gerilimi(AC) enerjisini kullanmaktır. Şebekeden alınan AC formundaki bu sinüsoydal gerilim, DC olan gerilime dönüştürülür. Bu işlem için bir DC güç kaynakları kullanılır.

Temel bir DC güç kaynağına ait blok şeması Şekil 5'te görülmektedir. Sistem; doğrultucu, filtre ve regülatör adı verilen devrelerden oluşmaktadır. Sistemin girişine uygulanan bir AC gerilimi (genellikle şehir şebeke gerilimidir), bir transformatör adı verilen yapı yardımıyla istenilen gerilimin değerine dönüştürülür. Transformatörün çıkışından alınan bu AC gerilim ise, doğrultmaç adı verilen devreler kullanılarak doğrultulur.

Doğrultulan gerilim, ideal olan bir DC geriliminden uzaktır. Fakat az da bile olsa dalgalanmalar içerir. Bu filtre devreleri tam olarak DC gerilim elde etmeye ve

dalgalanma faktörünü en aza indirmek için kullanılır. İdeal olan bir DC gerilim elde edilebilmesi için kullanılan son kat, regülatör düzenekleri içerir.



Şekil 7:AC gerilimin DC gerilime dönüştürülmesi

3.1.2.5. GÖMÜLÜ SİSTEM BİLGİSAYARI

Gömülü sistem, bilgisayarların kendi yapısını kontrol eden cihazları içerdiği özel amaçlı bir elektronik yapıdır. Genel olarak, kişisel bir bilgisayarmış gibi herhangi bilgisayardan farklı bir şekilde olarak, en başından gömülü olan bir sistem kendisi için oluşturulmuş ve özel seçilmiş ve kendisine tanımlanmış olan görevler veya işlemleri yerine getirir. Bir sistem belirli olan bir amaca hizmet ettiği için tasarım mühendisleri bu ürünün maliyetini ve boyutunu azaltarak sistemin maliyetini daha da uygunlaştırabilirler. Gömülü olan sistemler genelde büyük miktarlarda imal edildiği için maliyetinin indirilmesinden elde edilen kazanç, milyonlarca üretilen ürünün katları halinde elde edilebilir.

Gömülü sistemin çekirdeğini, belirlenmiş sayıdaki görevi yerine getirmesi için programlanmış bir veya birden fazla mikroişlemci veya mikrodenetleyiciler oluşturur. Kullanıcının üzerinde istediği yazılımları çalıştırabilen genel maksatlı bilgisayarlardan farklı şekilde, gömülü sistemlerdeki yazılımlar biraz kalıcıdır ve firmware ismiyle adlandırılırlar.

3.1.3.YAZILIM SİSTEMİNİN TASARIMI

3.1.3.1.MATLAB

MATLAB yani (matrix laboratory), ismiyle çok paradigmaya sahip sayısal bir hesaplama yazılımı programlama dilidir. MATLAB programı, MathWorks isimli bir firma tarafından yazılarak geliştirilmektedir. MATLAB son kullanıcıya, fonksiyon,

matris işleyerek ve veri çizme, algoritma uygulaması, kullanıcı arayüzü oluşturulması, C++, C, Java, Fortran gibi diğer yazılım dillerinde hem program yazmaya hem de yazılmış programlarla ara bağlantı imkanı tanır. Ek bir paket, dinamik ve gömülü sistem yapıları için Simulink'i şematik olarak grafiksel ve çoklu alan simülasyonunu aynı zamanda model geliştirme tabanlı tasarımı eklemektedir.

MATLAB kullanıcıları genel olarak bilim, mühendislik ve ekonomi gibi birçok çeşitli alanlardan oluşmaktadır. MATLAB, çoğunlukla yaygın bir şekilde akademik, araştırma ve geliştirme kurumlarının kullanımında tercihte olduğu kadar birçok endüstriyel işletmelerin de tercih ettiği ve kullandığı bir yazılımdır.

3.1.3.2. ARM KEİL MICROVISION

Keil başlangıçta bir Alman firması olarak GbR adında, Günter ve Reinhard Keil tarafından 1982 yılında kuruldu. Nisan 1985 yılında şirket dönüştürüldü Keil Elektronik GmbH mikrokontrollör satıcılarının çoğu tarafından sağlanan geliştirme araçları için pazar eklenti ürünlere hizmet verecek şekilde dönüştürüldü. Keil, özellikle 8051 mikrodenetleyicisi için sıfırdan tasarlanan ilk C derleyicisini kullandı .

Keil, ANSI C derleyicisi ,makro birleştiriciler ,hata ayıklayıcılar ve simülatörler, bağlayıcılar , IDE , kütüphane yöneticileri, gerçek zamanlı işletim sistemleri ve Intel 8051, Intel MCS-251 , ARM ve XC16x için değerlendirme panoları gibi geniş bir geliştirme araçları yelpazesi sunmaktadır.

Ekim 2005'te Keil (Keil Elektronik GmbH firması içinde Münih, Almanya ve Keil Software, Inc içinde. Plano , Texas) ARM tarafından satın alındı .

3.1.3.3. ARDUİNO PLATFORMU

Arduino bir G/Ç (I/O) kartı ve Processing/Wiring dilinin bir uygulamasını içeren geliştirme ortamından oluşan bir fiziksel programlama platformudur. Arduino tek başına çalışan interaktif nesnelere geliştirmek için kullanılabileceği gibi bilgisayar üzerinde çalışan yazılımlara da (Macromedia Flash, Processing, Max/MSP, Pure Data, SuperCollider gibi) bağlanabilir. Hazır üretilmiş kartlar satın alınabilir veya kendileri üretmek isteyenler için donanım tasarımı ile ilgili bilgiler mevcuttur.

Arduino kartları bir Atmel AVR mikrodenetleyici (Eski kartlarda ATmega8 veya ATmega168, yenilerinde ATmega328 ya da ATmega4809[1]) ve programlama ve diğer devrelere bağlantı için gerekli yan elemanlardan oluşur. Her kartta en azından bir 5 voltluk regüle entegresi ve bir 16 MHz kristal osilator (bazılarında seramik rezonatör) bulunur. Mikrodenetleyiciye önceden bir bootloader programı yazılı olduğundan programlama için harici bir programlayıcıya ihtiyaç duyulmaz.

Arduino IDE, kod editörü ve derleyici olarak görev yapan, aynı zamanda derlenen programı karta yükleme işlemini de yapabilen, platform bağımsız çalışabilen Java programlama dilinde yazılmış bir geliştirme çatısıdır.

Geliştirme ortamı, sanatçıları programlamayla tanıştırmak için geliştirilmiş Processing yazılımından yola çıkılarak geliştirilmiştir.

3.2.ÖLÇÜM SİSTEMİNİN MİMARİSİ

Yapısal olarak tasarımını yaptığımız iskelet yapısının görünümü Resim 19 'tekidir..



Resim 19:ANT-BOT Tasarımı

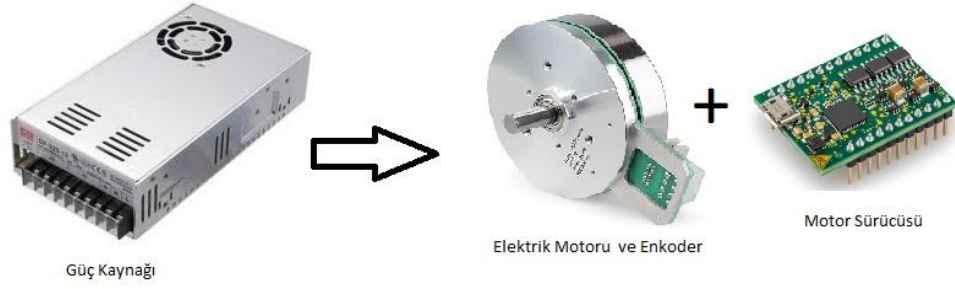
Bu tasarımda alt ekstremiteye yönelik kalça, diz ve ayak bileği eklemlerini kapsamaktadır. Kalça ve diz eklemlerinde tahrik elemanı olan motor takılı iken ayak bileği tahrik elemanına sahip değildir. Ürünün sonlu elemanlar analizleri gerçekleştirilmiştir. Güvenlik katsayısı olarak 2 kabul edilmiştir. Kolay işlenebilen malzeme olduğu için 7075 alüminyum kullanılmıştır.

Güç yapısında Mean Well marka SP-320-48, 48VDC AC/DC güç kaynağı kullanılmıştır.



Resim 20:Mean Well SP-320-48 Güç Kaynağı

Elektrik motoru olarak Maxon Motor EC Flat 90-260W modeli kullanılmıştır. Motor kontrolörü olarak ise ESCON Module 50/5 kullanılmıştır. Motor üzerine tentegre halde gelen enkoder ise ENC MILE 4096 IMP'dir. Güç kaynağı ile birlikte sistemin şeması aşağıda verilmiştir.



Resim 21: Motor, Enkoder, Sürücü Devresi ve Güç Kaynağı

IMU sensör mimarisi olarak tasarladığımız kartımızda BOSCH BNO0055 sensörü kullanılmıştır. Üzerinde bulunan ARM Cortex-M0 mikroişlemci sayesinde normal IMU kartı şeklinde kullanımın yanı sıra, cisimlerin mutlak konumlarını dördey veya Euler vektörü şeklinde elde edebilmemiz mümkündür. Aynı zamanda Bosch, sıcaklık, barometrik basınç ve neme sahip çevreci bir sensör olan yeni BME280 Nem, Sıcaklık ve Basınç Sensörü ile her türlü hava durumu / çevresel algılama için kullanılmaktadır. Bosch'un bu hassas sensörü, nem oranını $\pm\% 3$ doğrulukla, barometrik basıncı ± 1 hPa mutlak hassasiyetle ve sıcaklık ile ± 1.0 ° C doğrulukla ölçmektedir. Sistemdeki IMU değerlerinin doğrulaması için filtreleme yapmak için kullanılmaktadır. Kalman filtrelemesi ile değerlerin çevresel faktörlere göre değerlendirilmesi gerçekleştirilmektedir. Bu iki sensör I2C veya SPI üzerinden MDBT42Q modülüne aktarılmaktadır. Bu modül üzerinden de bluetooth ile veriler aktarılmaktadır.



Resim 22:Sportech_IMU Mimarisi

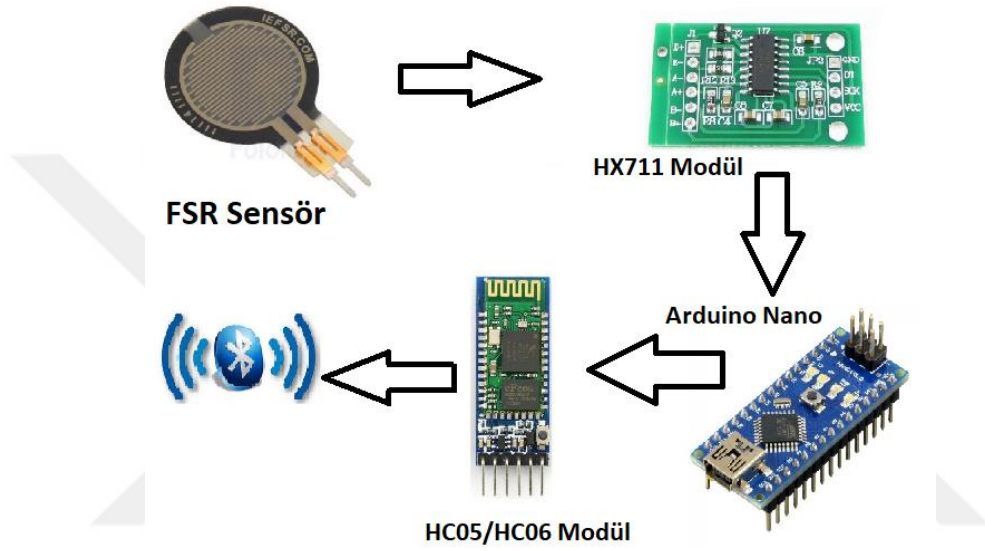
Kuvvete karşı duyarlı sensör olarak 0.6 inç büyüklüğünde Interlink Electronics'e ait sensör kullanılmıştır. Aktif dairesel alana uygulanan kuvvete göre orantılı bir şekilde direnç değerleri düşüş gösterir. Bu sayede kuvvet ya da basıncın algılanması sağlanmaktadır.



Resim 23:0.6 inç Çapında Rezistif Kuvvet Algılama Sensörünün Fiziksel Görünümü

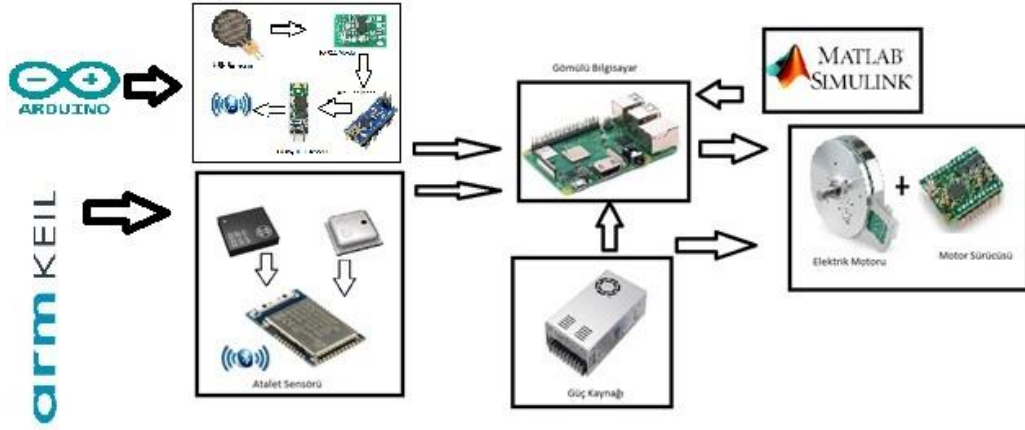
FSR sensörü analog çıkışlı bir sensördür. Üzerine uygulanan ağırlığa göre sensörün direncinde küçük değişimler olmaktadır. Bu direnç değişimi çok küçük olduğundan

bunu yükseltmek için HX711 amplifikatörü kullanılmıştır. Wheatstone köprüsü oluşturularak köprünün dört düğüm noktası amplifikatörün bacaklarına bağlanmıştır. Her bir sensör için bir amplifikatör kullanılmıştır. Tasarımını yaptığımız ayakkabı tabanının içerisine FSR sensörleri kablo ile, imal ettiğimiz devre girişlerine bağlantısı yapılmıştır. Amplifikatörün çıkışı ise Arduino Nano' ya bağlanarak bluetooth üzerinden aktarımı yapılmıştır. Bu yazılımı ise Arduino IDE yazılımı ile kodlanarak aktarılmıştır. Sistem mimarisi Resim 19'da gösterilmiştir.



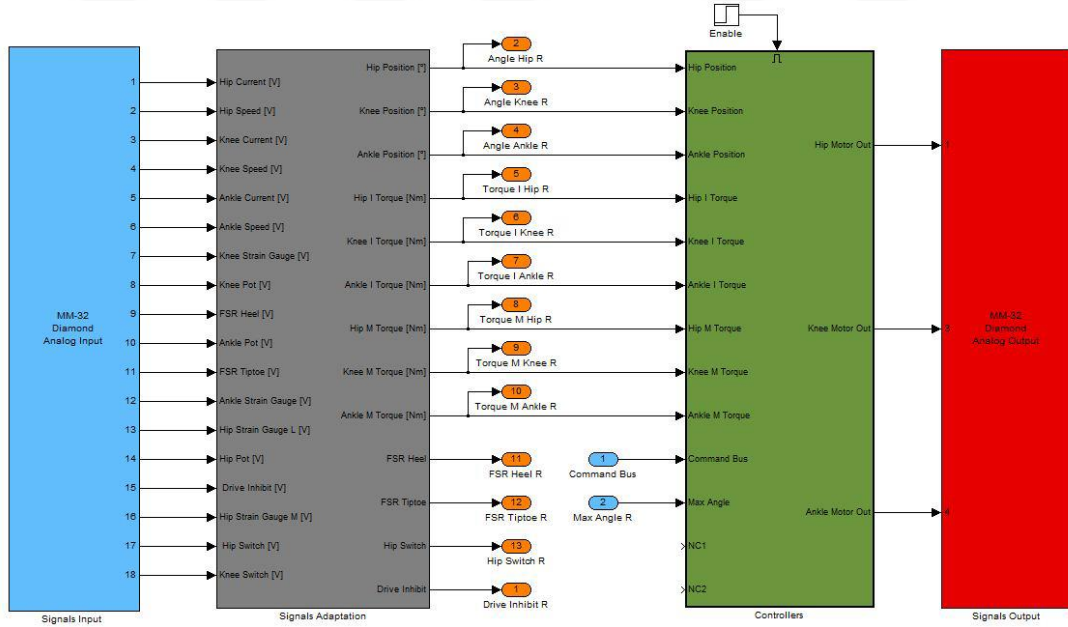
Resim 24:Yer Reaksiyon Kuvveti Ölçüm Mimarisi

Yazılım mimarisinde ise MATLAB yazılımının modülü olan Simulink aracı kullanılmıştır. Bu araç içerisinde Raspberry Pi gömülü sistem bilgisayarını şematik tasarımlarla kontrol edebilen kütüphane desteği vardır.



Resim 25:Yazılım ve Elektronik Mimari

FSR ve atalet sensörü üzerinden alınan veriler gömülü sistem bilgisayarına bluetooth aracılığı ile iletilmektedir. Hareket esnasında alınan bu veriler Matlab-Simulink şeması üzerinden ters kinematik ve düz dinamik analiz gerçekleştirilerek eklem noktalarına düşen kuvvet ile moment hesaplanmaktadır. Bulunan değere göre ise elektrik motoru üzerinden PID kontrol mimarisi ile tahrik miktarı belirlenmektedir.



Resim 26:Matlab Simulink Şematik Mimarisi

3.3. ÖLÇÜM ÖNCESİ VE SÜRECİ

Araştırmanın bu aşamasında ise ölçüm öncesi uygulaması üç aşamada gerçekleştirilmiştir.

Birinci adımda, dış iskelet sisteminin özellikleri ile araştırmanın süreci hakkında bilgilendirildi. Ardından araştırmaya katılan gönüllülere, Helsinki Bildirgesi gereği çalışmaya hiç bir baskı ve zorunluluk altında kalmadan gönüllü bir şekilde katıldıkları ve araştırmanın anlaşılır bir şekilde açıklandığı onay formu imzalatıldı.

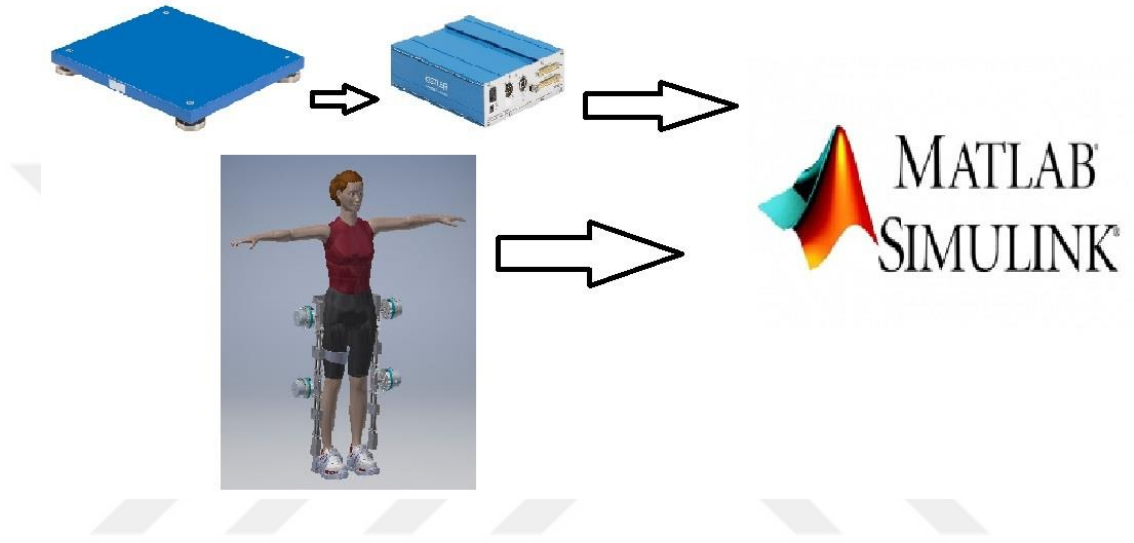
İkinci adım, birinci adımı geçen adaylara uygulandı. Bu aşamada dış iskelet sistemi giyilerek 10 dk.'lık yürüyüş yaptırılarak ile kişisel adaptasyon sağlandı. Dış iskelet giyildikten sonra sistem üzerinden eklem noktalarına gelen motor merkez mesafeleri arası ölçülmüştür.

Üçüncü adımda ise oluşturulan görev listesi gönüllülere aktarılarak dış iskelet sistemi ile bunları gerçekleştirileceği açıklandı. Gözlemci araştırmacılar bireylere sisteme adaptasyon sağlamaları için bu görevler listesindeki görevlerin gerçekleştirilmesi istedi. Bu görevler ise;

- 1-Otururken ayağa kalmak
- 2-Ayaktayken oturmak
- 3- 10 metre yürüme
- 4-5 metre yürürken tercih edilen ayak basılmasından sonra durma
- 5- 5 metre yürürken tercih edilmeyen ayak basılmasından sonra durma
- 6-10 metre Sağa 90⁰ eğri çizgide yürümek
- 7- 10 metre Sola 90⁰ eğri çizgide yürümek
- 8-Sağ tek ayak üzerinde dengede durma
- 9- Sol tek ayak üzerinde dengede durma
- 10-Kendi etrafında dönebilme

şeklindedir.

Ölçüm sürecinde ise gönüllülerden 6 set 10 tekrar dikey sıçrama egzersizi yapılması istenildi. Set aralarında 90 sn. dinlenme verildi. Hareket esnasında pliometrik yapıya uygun olması için eylem esnasında yerle temas süresini minimum tutacak şekilde hareket sürecini gerçekleştirilmesi istenildi. Bu esnada dış iskelet ölçüm sistemi ve kuvvet platformu üzerinden veriler alındı.



Resim 27: Ölçüm Mimarisi

3.4. ÖLÇÜM VERİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Ölçüm sürecinde sistem üzerinden aldığımız veriler biyomekanik olarak ters kinematik ve ters dinamik analiz kullanılarak değerlendirilmiştir.

Ters Kinematik yapıda eklem hareketi boyunca Atalet sensöründen alınan eklem açıları, uzuv uzunlukları ile başlangıçta sabit pozisyonda duran gönüllü deneklerimizin eklem hareketi süresinde pozisyon değişiminin referans noktaya göre değişimi hesaplanmıştır.

Ters dinamik analiz olarak eklem açıları, ivmelenme, eklem uzunlukları ve yer reaksiyon kuvveti ile hareket boyunca eklemlerde oluşan moment ve kuvvet değerleri hesaplanmıştır. Bu hesaplama gerçekleştirilirken statik optimizasyon gerçekleştirilmiştir. Bunun yapılmasındaki amaç kassal etkilerin değişimlerini

minimize etmek için yapılmıştır. Statik optimizasyonda nümerik bir yöntem olan en küçük kareler kullanılmıştır.

Yapılan biyomekanik analizler ile amortizasyon süresinin ortalama değeri alınmıştır. Aynı zamanda kuvvet platformu üzerinden alınan ölçüm verilerinden amortizasyon süresinin ortalama verileri alınarak karşılaştırılması gerçekleştirilmiştir.

Amortizasyon süresine bağlı olarak konsantrik fazda üretilen moment ve kuvvet değerlerinin değişimi değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

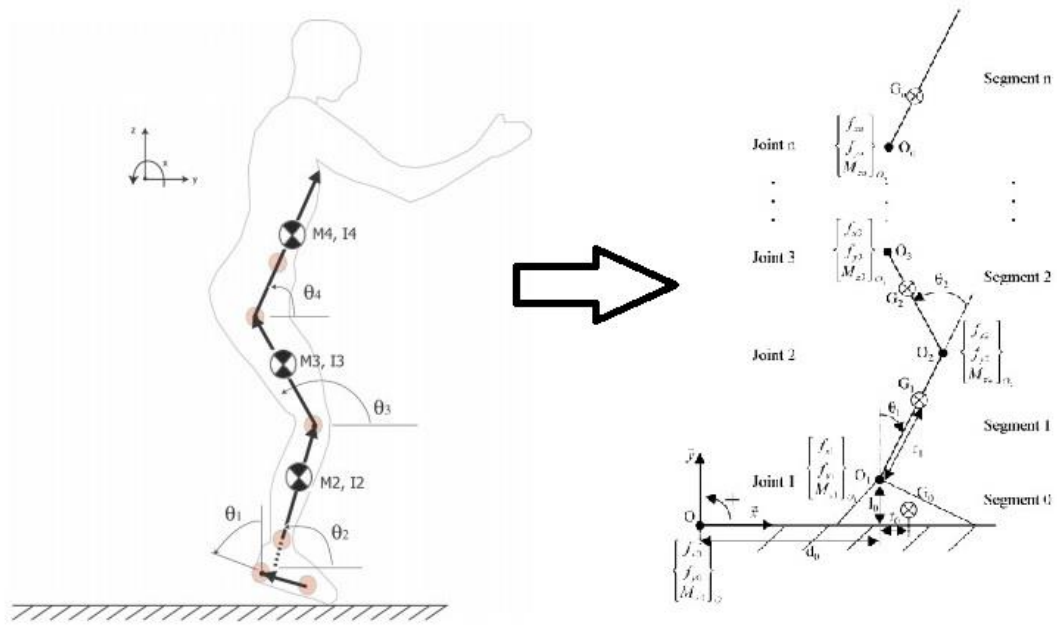
Pliometrik sistemin tasarımında kullanılan parametreler kullanıcıya yönelik tasarım odaklı ürün geliştirme yaklaşımı ile belirlendi. Bu şekilde ihtiyaçlara yönelik teknik alt yapının geliştirilmesinin sisteme hakimiyet açısından daha kolay bir yaklaşım olduğu belirlendi.

Yapılan ölçümde yer reaksiyon kuvvetinden elde edilen beş sensörün ortalama verisinden ayağın tam temas halindeki yer reaksiyon kuvveti hesaplanmıştır. Bu değer ile kuvvet platformundan alınan verilere göre %93 doğrulukla ölçtüğü tespit edilmiştir.

Dış iskelet üzerinden bulunan atalet sensörleri ile alınan verilere göre ters dinamik analiz ile vücudun kinematik zincirine göre elde edilen yer reaksiyon kuvveti hesaplaması ise %92 doğrulukla ölçtüğü hesaplanmıştır.

İki sensörün birbiri ile etkileşiminde kullanılan Kalman Filtrelemesi ile bu doğruluk %96 seviyesine çıkarılmıştır.

Bireyin hareket esnasında vücudun hareketinden dolayı oluşabilecek kaymaların, giyilebilir sensör yapılarına farkla daha az titreşim ürettiği gözlemlenmiştir.

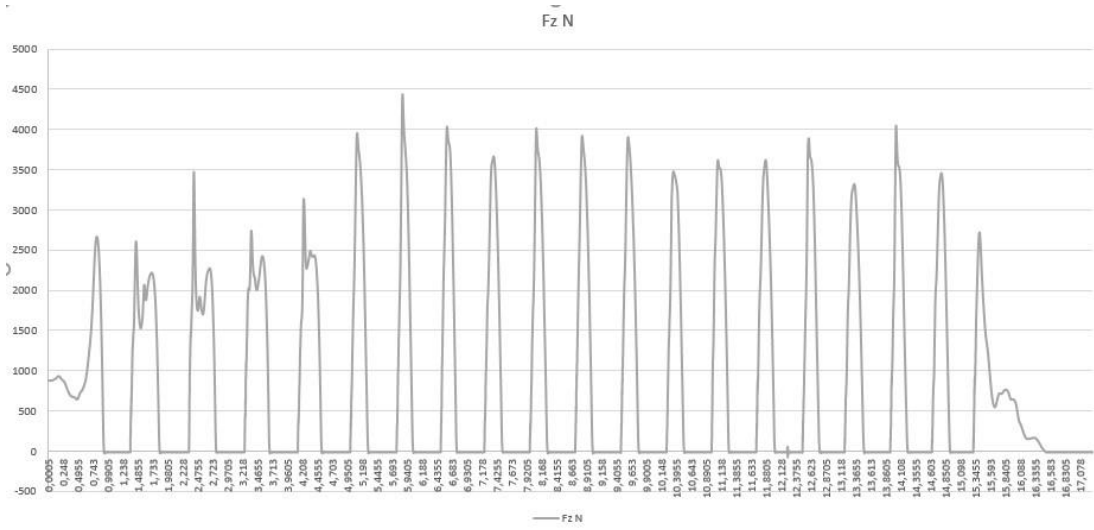


Resim 28:Ters Dinamik Analiz

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Üretilen sistemin güç kaynağı, elektrik motoru ve sürücüsü ile enkoder parçaları hariç diğer bütün parçalar tarafımızdan üretilmiştir. Bu sistemin güvenilirlik testlerinde ise oluşturduğumuz filtreler ile istediğimiz çıktıları üretebilmiştir.

Standart bandajlarla vücuda adapte edilen giyilebilir sensörler ile geliştirdiğimiz sistem arasındaki en büyük fark ağır ve hareketi kısıtlayıcı bir sistem olmasıydı. Bunun avantaj ve dezavantajları vardır. Standart giyilebilir sistemlerde hareket esnasında kasların olduğu bölgede bandajların kayması ve kasın yer çekimine karşı hareketinde yumuşak doku olduğu için rijit hareket etmediğinden ölçüm verilerinde titreşime sebep olabilmektedir. Geliştirdiğimiz sistem ise rijit bir yapı üzerinde olduğu için ölçüm esnasında elde edilen veriler gürültüsüz bir şekilde alınmıştır.



Resim 29:Yer Reaksiyon Kuvveti

6. KAYNAKÇA

- [1] D. J. Reinkensmeyer, J. P. A. Dewald, and W. Z. Rymer, "Guidance-based quantification of arm impairment following brain injury: A pilot study," *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 7, no. 1, pp. 1–11, Mar. 1999.
- [2] R. J. Sanchez *et al.*, "A Pneumatic Robot for Re-Training Arm Movement after Stroke: Rationale and Mechanical Design," in *9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005.*, pp. 500–504.
- [3] D. A. Chu and L. Plummer, "Jumping into plyometrics: The language of plyometrics," *National Strength & Conditioning Association Journal*, vol. 6, no. 5. p. 30, 2004.
- [4] H. S. & C. C. Allerheiligen Bill MS CSCS Associate Director; Rogers, Robb MS, CSCS, "Plyometrics Program Design," *Natl. Strength Cond. Assoc. J.*, vol. 17, no. 4, pp. 26–31, 1984.
- [5] Wathen D., "Explosive/Plyometric Exercises," *Natl. Strength Cond. Assoc. J.*, vol. 15, no. 3, pp. 17–18, 1993.
- [6] A. M. Pappas, R. M. Zawacki, and T. J. Sullivan, "Biomechanics of baseball pitching: A preliminary report," *Am. J. Sports Med.*, vol. 13, no. 4, pp. 216–222, Jul. 1985.
- [7] D. A. Chu, "Plyometric exercise with the medicine ball." Bittersweet Pub, p. 196, 2003.
- [8] Verkhoshanski Y., "Perspectives in the improvement of speed-strength preparation of jumpers," *Yessis Rev Sov. Phys Ed Sport.*, vol. 4, no. 1, pp. 28–34, 1969.
- [9] P. Lundin and W. Berg, "PLYOMETRICS: A review of plyometric training," *National Strength & Conditioning Association Journal*, vol. 13, no. 6. p. 22, 2004.
- [10] G. J. Davies and S. Dickoff-Hoffman, "Neuromuscular Testing and

- Rehabilitation of the Shoulder Complex,” *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.*, vol. 18, no. 2, pp. 449–458, Aug. 2013.
- [11] V. M. A. de Oliveira, A. C. R. Pitangui, V. Y. S. Nascimento, H. A. da Silva, M. H. P. Dos Passos, and R. C. de Araújo, “TEST-RETEST RELIABILITY OF THE CLOSED KINETIC CHAIN UPPER EXTREMITY STABILITY TEST (CKCUEST) IN ADOLESCENTS: RELIABILITY OF CKCUEST IN ADOLESCENTS.,” *Int. J. Sports Phys. Ther.*, vol. 12, no. 1, pp. 125–132, Feb. 2017.
- [12] M. F. Bobbert, P. A. Huijing, and G. J. van Ingen Schenau, “Drop jumping. II. The influence of dropping height on the biomechanics of drop jumping.,” *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 19, no. 4, pp. 339–46, Aug. 1987.
- [13] T. O. Bompa and O. Calcina, *Periodization of strength: the new wave in strength training*. Toronto ON ;Chandler AZ: Veritas Pub, 1993.
- [14] K. Kitamura, M. Tokunaga, A. H. Iwane, and T. Yanagida, “A single myosin head moves along an actin filament with regular steps of 5.3 nanometres,” *Nature*, vol. 397, no. 6715, pp. 129–134, Jan. 1999.
- [15] O. Aura and P. Komi, “Effects of Prestretch Intensity on Mechanical Efficiency of Positive Work and on Elastic Behavior of Skeletal Muscle in Stretch-Shortening Cycle Exercise,” *Int. J. Sports Med.*, vol. 07, no. 03, pp. 137–143, Jun. 1986.
- [16] H. Kyrölänen, P. V. Komi, and D. H. Kim, “Effects of power training on neuromuscular performance and mechanical efficiency,” *Scand. J. Med. Sci. Sports*, vol. 1, no. 2, pp. 78–87, Jan. 1991.
- [17] M. Van Cutsem, J. Duchateau, and K. Hainaut, “Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans,” *J. Physiol.*, vol. 513, no. 1, pp. 295–305, Nov. 1998.
- [18] N. J. Chimera, K. A. Swanik, C. B. Swanik, and S. J. Straub, “Effects of Plyometric Training on Muscle-Activation Strategies and Performance in

- Female Athletes.,” *J. Athl. Train.*, vol. 39, no. 1, pp. 24–31, Mar. 2004.
- [19] Y. Fang, V. Siemionow, V. Sahgal, F. Xiong, and G. H. Yue, “Greater Movement-Related Cortical Potential During Human Eccentric Versus Concentric Muscle Contractions,” *J. Neurophysiol.*, vol. 86, no. 4, pp. 1764–1772, Oct. 2001.
- [20] M. D. Grabiner and T. M. Owings, “EMG differences between concentric and eccentric maximum voluntary contractions are evident prior to movement onset,” *Exp. Brain Res.*, vol. 145, no. 4, pp. 505–511, Aug. 2002.
- [21] C. Bosco, J. T. Viitasalo, P. V Komi, and P. Luhtanen, “Combined effect of elastic energy and myoelectrical potentiation during stretch-shortening cycle exercise.,” *Acta Physiol. Scand.*, vol. 114, no. 4, pp. 557–65, Apr. 1982.
- [22] D. Clutch, M. Wilton, C. McGown, and G. R. Bryce, “The Effect of Depth Jumps and Weight Training on Leg Strength and Vertical Jump,” *Res. Q. Exerc. Sport*, vol. 54, no. 1, pp. 5–10, Mar. 1983.
- [23] P. V. Komi, “Stretch-Shortening Cycle,” *Blackwell Science*. London, UK, 1992.
- [24] H. TOUMI, T. M. BEST, A. MARTIN, and G. POUMARAT, “Muscle Plasticity after Weight and Combined (Weight + Jump) Training,” *Med. Sci. Sport. Exerc.*, vol. 36, no. 9, pp. 1580–1588, Sep. 2004.
- [25] R. A. Chu, Donald A.; Panariello, “Jumping into plyometrics: Sport specific plyometrics: Baseball pitching,” *Natl. Strength Cond. Assoc. J.*, vol. 11, no. 3, pp. 81–85.
- [26] Eldred E., “Functional implications of dynamics and static components of the spindle response to stretch,” *Phys. Med. Rehab.*, vol. 46, pp. 129–140, 1967.
- [27] E. Asmussen and F. Bonde-Petersen, “Storage of Elastic Energy in Skeletal Muscles in Man,” *Acta Physiol. Scand.*, vol. 91, no. 3, pp. 385–392, Jul. 1974.
- [28] J. Fridén, J. Seger, M. Sjöström, and B. Ekblom, “Adaptive response in human

- skeletal muscle subjected to prolonged eccentric training.,” *Int. J. Sports Med.*, vol. 4, no. 3, pp. 177–83, Aug. 1983.
- [29] E. T. Davies GJ, “Eccentric Isokinetics,” *Orthop Phys Ther Clin N Am.*, vol. 1, no. 2, pp. 297–336, 1992.
- [30] P. R. Cavanagh and P. V Komi, “Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions.,” *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, vol. 42, no. 3, pp. 159–63, Nov. 1979.
- [31] J. W. G. J. D. Matheson, “shouder pilometrikleri.PDF,” *Sports Med. Arthrosc.*, vol. 9, pp. 1–18, 2001.
- [32] P. V. Komi, P. V. Komi, and E. R. Buskirk, “Effect of eccentric and concentric muscle conditioning on tension and electrical activity of human muscle,” *Ergonomics*, vol. 15, no. 4, pp. 417–434, Jul. 1972.
- [33] P. V. Komi, “Neuromuscular performance. Factors influencing force and speed production,” *Scand. J. Sport. Sci.*, vol. 1, pp. 2–15, 1979.
- [34] J. Hill and M. Leiszler, “Review and Role of Plyometrics and Core Rehabilitation in Competitive Sport,” *Curr. Sports Med. Rep.*, vol. 10, no. 6, pp. 345–351, Nov. 2011.
- [35] J. M. Wilson and E. P. Flanagan, “The Role of Elastic Energy in Activities with High Force and Power Requirements: A Brief Review,” *J. Strength Cond. Res.*, vol. 22, no. 5, pp. 1705–1715, Sep. 2008.
- [36] J. R. (James R. Andrews, G. L. Harrelson, and K. E. Wilk, *Physical rehabilitation of the injured athlete.* .
- [37] T. Moritani and H. A. deVries, “Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain.,” *Am. J. Phys. Med.*, vol. 58, no. 3, pp. 115–30, Jun. 1979.
- [38] T. L. Chmielewski, G. D. Myer, D. Kauffman, and S. M. Tillman, “Plyometric Exercise in the Rehabilitation of Athletes: Physiological Responses and

- Clinical Application,” *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.*, vol. 36, no. 5, pp. 308–319, May 2006.
- [39] K. E. Wilk, M. M. Reinold, and J. R. (James R. Andrews, *The athlete’s shoulder*. Churchill Livingstone/Elsevier, 2009.
- [40] Duda M., “Plyometrics: A legitimate form of power training?,” *Phys Sport.*, vol. 16, no. 3, pp. 213–218, 1988.
- [41] Chu DA, “Plyometrics: The link between strength and speed,” *Natl. Strength Cond. Assoc. J.*, vol. 5, no. 2, pp. 20–21, 1983.
- [42] National Strength and Conditioning Association, *Essentials of Strength Training and Conditioning. 3rd ed.* 2000.
- [43] B. D. Ernst G, Moore J, VanLunen B, “Pondering plyometrics.,” *Orthop Phys Ther Clin N Am.*, vol. 25, no. 5, pp. 350–352, 1997.
- [44] H. S. O’Bryant, “The Ultimate Training System: Periodization Breakthrough,” *Med. & Sci. Sport. & Exerc.*, vol. 29, no. 5, p. 722,723, 1997.
- [45] Davies GJ., “Application of the Concepts of Periodization to Rehabilitation. In: Bandy WD, ed. *Current Trends in Therapeutic Exercise for the Rehabilitation of the Athlete [home study course].*,” 1997.
- [46] D. A. (Donald A. Chu, *Explosive power & strength : complex training for maximum results*. Human Kinetics, 1996.
- [47] C. D. Chu DA, *No Title*. 2000.
- [48] K. E. Wilk, M. L. Voight, M. A. Keirns, V. Gambetta, J. R. Andrews, and C. J. Dillman, “Stretch-Shortening Drills for the Upper Extremities: Theory and Clinical Application,” *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.*, vol. 17, no. 5, pp. 225–239, May 1993.
- [49] K. E. Wilk, K. Meister, and J. R. Andrews, “Current Concepts in the Rehabilitation of the Overhead Throwing Athlete,” *Am. J. Sports Med.*, vol.

30, no. 1, pp. 136–151, Jan. 2002.

- [50] Parker MG., “Characteristics of skeletal muscle during rehabilitation: quadriceps femoris,” *J. Athl. Train.*, vol. 18, pp. 122–124, 1981.
- [51] Thorstensen A., “Fatigability and fiber composition of the human skeletal muscle,” *Acta Phys Scand.*, vol. 98, pp. 318–322, 1976.
- [52] S. Lee, A. Agah, and G. Bekey, “IROS: an intelligent rehabilitative orthotic system for cerebrovascular accident,” in *Systems, Man and Cybernetics, 1990. Conference Proceedings., IEEE International Conference on*, 2002, vol. 1990, pp. 815–819.
- [53] A. K. Wright and M. M. Stanasic, “Kinematic mapping between the EXOS Handmaster exoskeleton and the Utah/MIT dextrous hand,” in *IEEE International Conference on Systems Engineering*, 2002, pp. 101–104.
- [54] M. Akay, “Force And Touch Feedback For Virtual Reality [Book Reviews],” *Proc. IEEE*, vol. 86, no. 3, pp. 600–600, 2005.
- [55] D. K. Boman, “International Survey: Virtual-Environment Research,” *Computer (Long. Beach. Calif.)*, vol. 28, no. 6, pp. 57–65, Jun. 1995.
- [56] C. J. Yang, J. F. Zhang, Y. Chen, Y. M. Dong, and Y. Zhang, “A review of exoskeleton-type systems and their key technologies,” *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*, vol. 222, no. 8, pp. 1599–1612, 06-Aug-2008.
- [57] R. Riener, T. Nef, and G. Colombo, “Robot-aided neurorehabilitation of the upper extremities,” *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 43, no. 1, pp. 2–10, Feb-2005.
- [58] Leifer Larry, “Rehabilitative robots,” *Robot. Age*, vol. 3, no. 3, pp. 4–15, 1981.
- [59] L. V. D. Kwee, H., Duimel J., Smit, J., De Moed, A.T., Van Woerden, J., Kolk, “The Manus Wheelchair-mounted manipulator: Developments Toward

- a Production Model,” in *3rd Int. Conf. Assoc. Advancement Rehab. Tech.*, 1988.
- [60] S. Jezernik, R. Schärer, G. Colombo, and M. Morari, “Adaptive robotic rehabilitation of locomotion: A clinical study in spinally injured individuals,” *Spinal Cord*, vol. 41, no. 12, pp. 657–666, Dec. 2003.
- [61] N. Koceska and S. Koceski, “Review: Robot Devices for Gait Rehabilitation,” *Int. J. Comput. Appl.*, vol. 62, no. 13, pp. 1–8, Jan. 2013.
- [62] H. I. Krebs *et al.*, “A paradigm shift for rehabilitation robotics,” *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 27, no. 4, pp. 61–70, Jul-2008.
- [63] I. Díaz, J. J. Gil, and E. Sánchez, “Lower-Limb Robotic Rehabilitation: Literature Review and Challenges,” *J. Robot.*, vol. 2011, pp. 1–11, Nov. 2011.
- [64] D. J. Reinkensmeyer, J. L. Emken, and S. C. Cramer, “Robotics, Motor Learning, and Neurologic Recovery,” *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 6, no. 1, pp. 497–525, Aug. 2004.
- [65] S. K. Banala *et al.*, “Gravity-balancing leg orthosis and its performance evaluation,” *IEEE Trans. Robot.*, vol. 22, no. 6, pp. 1228–1239, Dec. 2006.
- [66] P. Simeonov *et al.*, “Footwear effects on walking balance at elevation,” *Ergonomics*, vol. 51, no. 12, pp. 1885–1905, Dec. 2008.
- [67] A. Brenton-Rule, S. Bassett, A. Walsh, and K. Rome, “The evaluation of walking footwear on postural stability in healthy older adults: An exploratory study,” *Clin. Biomech.*, vol. 26, no. 8, pp. 885–887, Oct. 2011.
- [68] J. Riskowski, A. B. Dufour, and M. T. Hannan, “Arthritis, foot pain and shoe wear: current musculoskeletal research on feet,” *Curr. Opin. Rheumatol.*, vol. 23, no. 2, pp. 148–155, Mar. 2011.
- [69] M. C. Kilby and K. M. Newell, “Intra- and inter-foot coordination in quiet standing: Footwear and posture effects,” *Gait Posture*, vol. 35, no. 3, pp. 511–

516, Mar. 2012.

- [70] S. L. Whitney and D. M. Wrisley, "The influence of footwear on timed balance scores of the modified clinical test of sensory interaction and balance.," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 85, no. 3, pp. 439–43, Mar. 2004.
- [71] H. B. Menz and M. E. Morris, "Footwear Characteristics and Foot Problems in Older People," *Gerontology*, vol. 51, no. 5, pp. 346–351, 2005.
- [72] S. D. Perry, A. Radtke, and C. R. Goodwin, "Influence of footwear midsole material hardness on dynamic balance control during unexpected gait termination," *Gait Posture*, vol. 25, no. 1, pp. 94–98, Jan. 2007.
- [73] C. P. Witana, J. Feng, and R. S. Goonetilleke, "Dimensional differences for evaluating the quality of footwear fit," *Ergonomics*, vol. 47, no. 12, pp. 1301–1317, Oct. 2004.
- [74] J. C. Menant, J. R. Steele, H. B. Menz, B. J. Munro, and S. R. Lord, "Effects of walking surfaces and footwear on temporo-spatial gait parameters in young and older people," *Gait Posture*, vol. 29, no. 3, pp. 392–397, Apr. 2009.
- [75] C. J. Barton, D. Bonanno, and H. B. Menz, "Development and evaluation of a tool for the assessment of footwear characteristics," *J. Foot Ankle Res.*, vol. 2, no. 1, p. 10, Dec. 2009.
- [76] "Wheatstone köprüsü - Vikipedi." [Online]. Available: <http://www.wikizero.biz/index.php?q=aHR0cHM6Ly90ci53aWtpcGVkaWEub3JnL3dpa2kvV2h1YXRzdG9uZV9rw7ZwcsO8c8O8>. [Accessed: 09-Jun-2019].

7. EKLER



Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

BAŞVURU BİLGİLERİ	PROTOKOL KODU	09.2018.421
	PROJE ADI	Pliometrik Egzersizlerde Uygulanabilecek Yarı Otonom Yardımcı Dış İskelet Tasarımının Uygulanması
	SORUMLU ARAŞTIRICI ÜNVANI/ADI	Dr. Öğr. Üyesi Adil Deniz DURU

KARAR BİLGİLERİ	Tarih	01.06.2018
	Yukarıda başvuru bilgileri verilen araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gereği, amacı, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve gerçekleştirilmesinde sakınca bulunmadığı için kurumumuzca onaylanmasına on birliği ile karar verilmiştir. Onay sonrasında yapılacak her türlü proje değişiklikleri (katılımcılar, başlık vb.) veya protokol değişikliklerinin Etik Kurula bildirilerek projenin yenilenmesi gerekmektedir.	

ÜYELER Unvanı / Adı / Soyadı	Uzmanlık Dalı	Kurumu / EK Üyeligi	Onaylanan Proje ile Bşküsü		Toplantıya katılım		İmza
			Var	Yok	Evet	Hayır	
Prof.Dr. Haner DİRESKENELİ	Romatoloji	M.Ü Tıp Fakültesi/Başkan	Var	Yok	<input checked="" type="checkbox"/> Evet	<input type="checkbox"/> Hayır	
Prof.Dr. Tülin ERGUN	Dermatoloji	M.Ü Tıp Fakültesi/Başkan Yrd.	Var	Yok	<input checked="" type="checkbox"/> Evet	<input type="checkbox"/> Hayır	
Prof. Dr. Şefik GÖRKEV	Tıp Tarihi ve Etik	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var	Yok	<input checked="" type="checkbox"/> Evet	<input type="checkbox"/> Hayır	
Prof.Dr. Handan KAYA	Patoloji	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var	Yok	<input checked="" type="checkbox"/> Evet	<input type="checkbox"/> Hayır	
Prof.Dr. M.Bahadır GÜLLÜOĞLU	Genel Cerrahi	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var	Yok	<input checked="" type="checkbox"/> Evet	<input type="checkbox"/> Hayır	
Prof.Dr. Atilla KARAALP	Farmakoloji	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var	Yok	<input checked="" type="checkbox"/> EVET	<input type="checkbox"/> HAYIR	
Prof.Dr. Semra SARDAŞ	Eczacı	M.Ü Eczacılık Fak./Üye	Var	Yok	<input checked="" type="checkbox"/> Evet	<input type="checkbox"/> Hayır	
Prof.Dr. Basak DOĞAN	Diş Hekimi	M.Ü Diş Hekimliği Fak./Üye	Var	Yok	<input checked="" type="checkbox"/> Evet	<input type="checkbox"/> Hayır	
Prof. Dr. Beste Melek ATASOY	Radasyon Onkolojisi	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var	Yok	<input checked="" type="checkbox"/> Evet	<input type="checkbox"/> Hayır	
Doç. Dr. Ebi KARAKOÇ AYDINER	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var	Yok	<input checked="" type="checkbox"/> Evet	<input type="checkbox"/> Hayır	
Doç.Dr. Meltem KÖRAY	Diş Hekimi	İstanbul Üniv. Diş Hekimliği Fak./Üye	Var	Yok	<input checked="" type="checkbox"/> Evet	<input type="checkbox"/> Hayır	
Doç. Dr. Gürkan SERT	Hukukçu	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var	Yok	<input checked="" type="checkbox"/> Evet	<input type="checkbox"/> Hayır	
Doç.Dr. Figen DEMİR	Halk Sağlığı	Açbadem Üniv. Tıp Fak.	Var	Yok	<input checked="" type="checkbox"/> Evet	<input type="checkbox"/> Hayır	
Doç.Dr. Pınar Mega TİBER	Biyo fizik	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var	Yok	<input checked="" type="checkbox"/> Evet	<input type="checkbox"/> Hayır	
Gözde Aynur MİRZA	Sağlık Mensubu olmayan kişi	Serbest	Var	Yok	<input checked="" type="checkbox"/> Evet	<input type="checkbox"/> Hayır	

Aslımın Aydınlar
18.09.2018
MUTLU ERDEM
MİRZA

ÖZGEÇMİŞ

Doğum Yılı: 27.03.1989

Yazışma Adresi : Akşemsettin Mah. Plevne Sok. No:7/8 Alibeyköy-İST.

E-posta : kadir.suataman@gmail.com

EĞİTİM BİLGİLERİ

Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Hareket ve Antrenman Bilimi
Yüksek Lisans

Bülent Ecevit Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Lisans

Mezuniyet Yılı: 2013

AKADEMİK/MESLEKTE DENEYİM

Maru Mimarlık Teknolojileri A.Ş.- Ar-Ge Ürün Geliştirme 2015-2017

Anas Metal Ltd. Şti. - Ar-Ge Mühendisi 2013-2014

Eser Madeni Möble - Ar-Ge Tasarım Uzmanı 2013

Onur Otomat Sanayi - Üretim,Planlama ve Kalite Sorumlusu 2012-2013