

T.C.
SAKARYA UYGULAMALI BİLİMLER ÜNİVERSİTESİ
TEKNOLOJİ FAKÜLTESİ
MEKATRONİK MÜHENDİSLİĞİ BÖLÜMÜ

FİZİK TEDAVİ DESTEKLİ ALT EKSTREMİTE
ORTEZİ

Mekatronik Mühendisliği Tasarımı Raporu

B170918035
B170918047

Ayşe Berra KOVAR
Miray ŞAHİN

Danışmanı

:

Ocak 2021

T.C.
SAKARYA UYGULAMALI BİLİMLER ÜNİVERSİTESİ
TEKNOLOJİ FAKÜLTESİ
MEKATRONİK MÜHENDİSLİĞİ BÖLÜMÜ

FİZİK TEDAVİ DESTEKLİ ALT EKSTREMİTE
ORTEZİ

Mekatronik Mühendisliği Tasarımı Raporu

B170918035
B170918047

Ayşe Berra KOVAR
Miray ŞAHİN

Danışmanı

: [REDACTED]

Bu tez 21/01/2021 tarihinde oy birliği ile kabul edilmiştir.

[REDACTED]

Danman

[REDACTED]

Üye

[REDACTED]

Üye

BEYAN

Bu tasarım çalışmasında kullanılan bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimizi, görsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumuzu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumuzu, kullandığımız verilerde herhangi bir tahrifat yapılmadığını, tasarım çalışmamızın planlamasından veri toplanması ve yazımına kadar tüm safhalarda etik dışı davranışların olmadığını ve Sakarya Uygulamalı Bilimler Üniversitesi Lisans Eğitim-Öğretim Yönetmeliğinde belirtilen kurallara uygun olarak hazırlandığını beyan ederiz.

Ayşe Berra KOVAR

Miray ŞAHİN

18.01.2021

TEŞEKKÜR

Lisans eğitimimiz boyunca değerli bilgi ve deneyimlerinden yararlandığımız, tasarım çalışmamızın baőından sonuna kadar araőtirmamıza öncü olan, bilgi ve desteğini almaktan ekinmediğimiz, araştırmanın planlanmasından yazılmasına kadar tüm aőamalarında yardımlarını esirgemeyen, teővik eden, aynı titizlikte bizi yönlendiren, sorunsuz bir araştırma dönemi geçirmemize katkı sağlayan çok değerli danışman hocamız [REDACTED]'a teşekkür ederiz.

Ayrıca her türlü koőulda öncelikleri biz öğrencilerin eğitim kalitesi yüksek, özverili mühendisler olarak mezun olması olan, üniversitemizin değerli hocalarına bizlere katkılarından dolayı teőekkürlerimizi sunarız.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	I
İÇİNDEKİLER	II
ŞEKİLLER LİSTESİ	IV
SİMGELER ve KISALTMALAR LİSTESİ.....	VI
ÖZET.....	VIII

BÖLÜM 1.

GİRİŞ	1
-------------	---

BÖLÜM 2.

A. KAVRAMSAL TASARIM	3
1. Projenin Amacı.....	3
2. İhtiyaçların Belirlenmesi	4
3. Literatür Araştırması	5
4. Sistem Analizi	16
4.1. Ayak ve Alt Ekstremitte Anatomisi	16
4.2. Ayağın Kinematiği.....	18
5. Fizibilite Çalışması	20
5.1. Piyasanın Takip Edilmesi	20
5.2. Proje Maliyeti	20

BÖLÜM 3.

B. AYRINTILI TASARIM	21
1. Malzeme Seçimi.....	21
1.1. Mekanik Tasarımda Kullanılacak Malzemeler	21
1.2. Elektronik Tasarımda Kullanılacak Malzemeler	23
2. Maliyet Analizi ve Maliyet Tablosu	29

3. Montaj ve İmalata Hazır Parça Yapım Resimlerinin Çizilmesi.....	31
4. Yöntem ve Elektronik Tasarımı	39
4.1. Boyutlandırma ve Standart Parça Seçimi	40
4.2. Sistem Analizi.....	41
4.3. Mühendislik Analizleri	43
4.4. Sistem Çalışma Akışı.....	52
4.5. Egzersize İlişkin Akış Diyagramı	55
BÖLÜM 4.	
SONUÇ ve ÖNERİLER.....	56
KAYNAKÇA.....	58
EK-1	61
ÖZGEÇMİŞ	62

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil A-1- Normal yürüyüş, SCO yürüyüşü ve kilitli KAFO yürüyüşünün diz eklemi açısının karşılaştırılması.....	10
Şekil A-2-Normal yürüyüş, SCO yürüyüşü ve kilitli KAFO yürüyüşünün kalça dikey yer değiştirmesinin karşılaştırılması	10
Şekil A-3-Duruş Kontrolü Geliştiren Ortez	11
Şekil A-4-Eklemlili KAFO	11
Şekil A-5- Egzersiz Hareketleri	13
Şekil A-6-CPM Cihazı	15
Şekil A-7-Alt Ekstremitte Anatomisi	17
Şekil A-8-Ayak Kemikleri	18
Şekil A-9-Ayak Kas Yapısı.....	18
Şekil A-10-Ayak Kinematiği	19
Şekil B-1- Tabanlığın Ortezde Gösterimi	21
Şekil B-2- Ortezin Titanyum Malzeme Olan Kısmı	22
Şekil B-3-Titanyum Malzeme.....	22
Şekil B-4- Ortezin Metal Kısımları.....	23
Şekil B-5- Poliamit Malzeme.....	23
Şekil B-6-Arduino UNO	24
Şekil B-7-Servo Motor	25
Şekil B-8-Basınç Sensörü	26
Şekil B-9-Flex Sensörü	26
Şekil B-10-Lityum İyon Batarya.....	28
Şekil B-11-HC05 Bluetooth Modülü	29
Şekil B-12-Ortezin Önden Görünüşü.....	33
Şekil B-13-Ortezin Ayak Kısmının Üstten Görünüşü	34
Şekil B-14-Ortezin Ayak Kısmının Görünüşü.....	34
Şekil B-15-Ortezin Üst Bacak Görünüşü.....	35

Şekil B-16-Ortezin Gövde Görünüşü.....	35
Şekil B-17-Ortezin Arkadan Görünüşü.....	36
Şekil B-18- Gövde & Üst Bacak bağlantısı	36
Şekil B-19- Gövde & Üst Bacak Bağlantısı Yandan Görünüşü	37
Şekil B-20- Ayak & Gövde Bağlantısı	37
Şekil B-21- Ayak & Gövde Bağlantısı Arkadan Görünüşü.....	38
Şekil B-22- Ortezin Genel Görünümü	38
Şekil B-23- Labview Front Panel (Kullanıcı Arayüzü)	42
Şekil B-24- Fizyoterapistte İletilecek Bilgi Maili	43
Şekil B-25-Fizik Tedavi Destekli Ortezin Mekanizması.....	44
Şekil B-27-Modelin Serbestlik Derecesi.....	44
Şekil B-26-İki Ayaklı Ortez Modelinin Genel Yapısı	44
Şekil B-28-Fleksiyon ve Ekstansiyon Hareketi	45
Şekil B-29-Dorsifleksiyon ve Plantar Fleksiyon Hareketi.....	46
Şekil B-30-Fizik Tedavide Bacağın İlk Konumu.....	48
Şekil B-31-Bacağın İlk Konumu.....	49
Şekil B-32- Bacağın Dorsifleksiyon Egzersizi Sırasındaki Konumu	49
Şekil B-33- Labview Programında Mail Gönderme İşlemi	54

SİMGELER ve KISALTMALAR LİSTESİ

AFO : Ankle-Foot Orthosis, ayak bileği ortezi

CPM: Continuous passive motion

CAD: Computer Aided Design

Cybox: İzokinetik Test ve Egzersiz Sistemi

DAFO : Dynamic-Ankle-Foot Orthosis

EYM: Eklemeli İmalat

EVA: Etil Vinil Asetat

FO : Foot Orthosis, ayak ortezi

FTR: Fizyoterapi

HKAFO (Hip-Knee-Ankle-Foot Orthosis

KAFO: Knee, ankle, foot orthosis

MCU: Mikrodenetleyici

SCO: Duruş Kontrolü Ortezi

SE: Taramalı elektron mikroskopu

SGK: Sosyal Güvenlik Kurumu

TPU/TPE: Termoplastik Poliüretan

2D: İki boyutlu

3D: Üç boyutlu

F= Mekanizmanın serbestlik derecesi

λ = Düzlemsel mekanizmalar için 3

l = Uzunluk sayısı (sabit uzunluklarda dahil)

j = Mekanizma mafsalları sayısı

f_i = Mafsalların serbestlik derecesi

T =Tork

ÖZET

Anahtar Kelimeler: Klinik dışında rehabilitasyon, Uzaktan sağlık hizmetleri, Biyomekatronik sistemler.

Fizik Tedavi: Genel hatlarıyla eklem hareketinin kolaylaştırılması, ağrıların azaltılması ve yanlış pozisyon duruşlarının giderilmesi gibi durumlarda, hareket yetersizliği, kemiklerin aşırı kullanımı sonucu oluşan genel adıyla kireçlenmelerde (Osteoartit) uygulanan ve yaklaşık olarak 15-20 seanslardan oluşan ve 1-2 saat süren tedavidir.

Rehabilitasyon: Fizyolojik veya anatomik bir bozukluğu ya da yetersizliği olan dolayısı ile çevresel kısıtlamalar içinde bulunan bireyin fiziksel, psikolojik, sosyal ve mesleki durumu ile meslek dışı aktivitelerinde mümkün olan en üst fonksiyonel seviyeye ulaştırılması işlemine rehabilitasyon denir.

Ortez: Vücudun etkilenen bölgelerini stabilize etmek, hareketsiz kılmak, rahatlatmak veya fizyolojik olarak doğru bir şekle getirme amacıyla sağlık alanında sıkça kullanılan cihazlardır. Vücutta organ kaybının olmadığı fakat herhangi bir nedenle anatomik, fizyolojik veya mekanik yapısında bozukluğun olduğu durumlarda kullanılan bu eksternal cihazlar var olan bir ekstremitedeki yetersizliklerin giderilmesinde kullanılırlar.

Artan dünya nüfusu ile birlikte yaşlılık, kazalar ve savaşlar gibi nedenlerle insan uzuvlarındaki sorunlar da artmaktadır. Bu nedenlerden dolayı rehabilitasyon işlemi her geçen gün önem kazanmaktadır. Rehabilitasyon sürecinde insan uzuvlarının işler hale getirilmesi ve kuvvetlendirilmesi için terapatik egzersizler son derece önemlidir. Terapatik egzersizler fizyoterapistler tarafından hastalara yaptırılmaktadır. Ancak teknolojinin gelişmesiyle birlikte rehabilitasyon sürecinde hem insan gücünden tasarruf etmek hem de hastaların günlük yaşantısında ulaşım, maliyet ve zaman gibi sorunlara çözüm bulmak için robotik sistemler geliştirilmektedir.

Tasarım doğrultusunda fizik tedavi destekli alt ekstremitte ortezi, sağlık sektöründe kullanılmak üzere kişinin eklemlerinin yeterli kullanılamaması ya da eklemlerde var olan hareket sisteminde aşınma, tahribat gibi durumlarda doktor kontrolünde kullanılmak üzere geliştirilmiştir. Geliştirilen bu sistemde hastanın ilgili uzuvlarının

kaybettiği kinematik yapısına tekrar kavuşması için oluşturulan uygun ortam ve zaman kavramını ortadan kaldırıp hastanın bundan en verimli şekilde yararlanması, sistemin kullanışlı bir ara yüze sahip olması ve egzersiz sonuçlarının tedavi sürecini değerlendirmek üzere görüntülenebilmesi amaçlanmıştır.

Projenin ana hatlarını oluşturan bu ortezi kontrolü mekanik yapısıyla gerçekleştirilirken hareketi, kullanılacak olan servo motorlar sayesinde gerçekleştirilmiştir. Donanım ve yazılım tabanlı bu sistem ile istenilen hareket insan ayağı anatomisinden alınan konum bilgisiyle belli ölçülerle gerçekleştirilmektedir. Bu sayede bu ihtiyaçlar karşılanıp, yeterli miktarda egzersiz istenilen ortamlarda gerçekleştirilebilmektedir.

ABSTRACT

Key Word: Out-of-clinic rehabilitation, Remote Healthcare, Biomechanical systems.

Physiotherapy: In general, it is a treatment consisting of approximately 15-20 sessions and lasting 1-2 hours in cases such as facilitating joint movement, reducing pain and eliminating incorrect postures, lack of movement, osteoarthritis as a result of excessive use of bones.

Rehabilitation: Physiological or anatomical disorder or environmental constraints therefore with a disability within the individual's physical, psychological, social and occupational status to be delivered to the highest possible functional level with other professional activities in the rehabilitation process is called.

Orthosis: These are devices that are frequently used in the health field to stabilize, immobilize, relieve or bring the affected parts of the body to a physiologically correct shape. They are used to overcome the deficiencies in the extremity.

Along with the growing world population, problems in human limbs are also increasing due to Old Age, accidents and wars. For these reasons, the rehabilitation process becomes important every day. Therapeutic exercises are extremely important for the functioning and strengthening of human limbs in the rehabilitation process. Therapeutic exercises are performed by physiotherapists to patients. But with the development of technology, robotic systems are being developed in the rehabilitation process both to save manpower and to find solutions to problems such as transportation, cost and time in the daily life of patients.

In line with the design, the physiotherapy-supported lower extremity orthosis has been developed to be used in the health sector under the control of a doctor in cases such as inadequate use of the joints of the person or wear and damage to the existing movement system in the joints. In this system developed, it is aimed to eliminate the concept of the appropriate environment and time created to restore the kinematic structure of the patient's lost limbs and to make the most efficient use of it, to have a useful interface of the system and to display the results of exercise to evaluate the treatment process decisively.

While the control of this orthosis, which constitutes the main lines of the project, was carried out with its mechanical structure, its movement was carried out by the servo motors to be used. With this hardware and software-based system, the desired movement can be realized with certain measurements with the position information obtained from the anatomy of the human foot. Thus, these needs can be met and enough exercise can be performed in the desired environments.

GİRİŞ

Tıbbi teknoloji sektörü, birçok mühendislik disiplinini içermektedir. Bu disiplinler arasında makine, elektrik-elektronik, kimya, metalurji ve bilgisayar mühendislikleri sayılabilir. Bu alanlardaki gelişme ve ilerlemeler, tıbbi teknoloji ürünlerine önemli ölçüde yansımaktadır. Bu ürünlerden bir tanesi de ortezdır.

Ortez kullanımı, ayak deformitelerinin ve biyomekanik yetersizliklerin düzeltilmesi için oldukça önemlidir. Doğuştan ya da sonradan romatoidartrit, omurilik yaralanmaları, felç gibi ortopedik ve nörolojik hasar bırakan durumlarda ayağın işlevini yerine getirememesi sahip olduğu fonksiyonların yeniden kazandırılması ve bu hastalığı takiben ayak rehabilitasyon ve fizik tedavi yapabilen tasarımın gerçekleştirilmesi.

Teknolojinin gelişim süreci oluşturduğu etkiler ile geçmişten bu yana insan üzerinde söz sahibi olmuştur. Bilinçli ya da bilinçsiz bir şekilde insan hayatını hedef alarak ihtiyaçlar doğrultusunda organları maddeleştirmeye çalışıp hayatta daha efektif bir hal almamızı sağlamış ve bu bağlamda yeni buluşlar ve alternatif çözümler üretmiştir. Ortezler bu amaç doğrultusunda geçmişten bu yana kendini göstermiş ve insan ihtiyaçlarını karşılayan cevaplardan biri olmuştur.

Teknolojinin yıllar içinde gösterdiği değişim ve gelişim ile bu sistemleri daha ileri boyuta taşımış mevcut durumu toplumun hayatını kolaylaştırmak ve daha ergonomik standartlara çıkarmak gayesiyle ilerletmiştir.

Fizyoterapi, tamamen kas gücünü ve yeteneğini geliştirmek için vücudu eğitmeye odaklanmıştır. Beden eğitimi, vücuttaki yaralanma derecesi ve bölgesine göre belirlenir. Eğitim yavaş yavaş daha hedefe yönelik hale gelir ve hastanın fiziksel

gücünü arttırmayı amaçlar. Eğitim, ağrı kesici tekniklerin yanı sıra motor beceri egzersizlerini de içerecektir. Ayak için olan fizik tedavi egzersizleri ise doktor kontrolünde gerçekleşen egzersiz setlerine dayanmaktadır. Uzun ve sancılı olan bu tedavi sürecinin insan hayatındaki etkisini en aza indirmek adına bütün bu süreci sosyal ve kişisel alanından taviz vermeden en ergonomik hale getirmek birincil hedef halini almıştır.

Tasarlanan bu üründe, doktorun belirlediği klinik dışında yapılması gereken egzersizleri hastanın sosyal ve kişisel alanından taviz vermeden dilediği zaman dilimi içerisinde yapabilmesi ve bu egzersizlerin takibi gerçekleşip bunların kayıt altına alınması gelişim sürecinin takibi açısından önemli bir parça haline gelmesi amaçlanmıştır.

Tüm bu sistematik tasarım üzerine hastaya başlangıç aşamasında kendini sosyal hayattan soyutlamayarak olabildiğince destek alabilmesi adına bir sistem geliştirilerek hastanın psikolojik olarak kendisini iyi hissetmesi hedeflenmiştir.

Tüm bu amaçlar ve hedef kitlesiyle ortaya çıkan araştırmalara göre yapılan çalışmalarda dönemin getirdiği gereklilikler ve sosyokültürel değişimler takip edilerek daha estetik, ergonomik ve portatif olan bir tasarım geliştirilmiştir.

A. KAVRAMSAL TASARIM

1. Projenin Amacı

Ayak sağlığı, günlük yaşamda konfor düzeyini doğrudan etkileyen en önemli faktörlerden biridir. Ayak sağlığına verilen önem son yıllarda giderek artmakta ve buna bağlı olarak ayak sağlığı ile ilgili hizmetler, gelişen teknoloji ile birlikte hızla çoğalmaktadır. Günlük rutin haline gelmiş eylemlerin birçoğunda (ayakta durma, yürüyüş yapma ve koşma gibi) ayaklarımız aktif rol oynamaktadır. Ayak yapısı ve fonksiyonundaki bozukluklar duruş, denge, yürüyüş ve diğer aktiviteleri olumsuz yönde etkileyerek yaşam kalitesini düşürebilmektedir. Ayak ortezleri, bahsi geçen bu olumsuz durumların azaltılması veya tamamen ortadan kaldırılması adına kullanılan materyallerdir.[1]

Günümüz dünyasında teknolojinin de hızla gelişmesiyle birlikte sağlık alanındaki çalışmalar fazlasıyla artmıştır. Bu çalışmalardan biri olan Fizik tedavi ve Rehabilitasyon uygulamaları da teknolojiyle desteklenerek bir çok yeni ürün ve yöntemle tanışmıştır. Ayak sağlığında sorun olan hastalar da fizik tedavi ve rehabilitasyon uygulamalarından faydalanmaktadır.

Tasarım projemizde fizyoterapistler ve hastalar için uzun ve zorlu bir süreç olan fizik tedavilerin; kolay taşınabilir, portatif bir cihaz sayesinde hastanın klinik dışında da bazı fizik tedavi egzersizlerini uygulayıp, bu süreci en kısa sürede atlatmasına yardımcı olan dinamik bir ayak ortez tasarlanması amaçlanmaktadır.

Kapsamlı bir rehabilitasyon programı ile hastanın bağımsızlığını artıracak, yatağa ve başkalarına bağımlı kalma süresi kısılacak ve böylece yaşam kalitesi yükselecektir.

Ortezler ve CPM cihazları alt ekstremite bozukluklar için kullanılır. CPM cihazı fizik tedaviye yardımcı olması amacıyla geliştirilmiş olup cerrahi işlemler sonrası eklemlerde bulunan kemik, kıkırdak, damar ve bağ dokularının birbirlerine olan uyumunu iyileştirmeye yarar. Alt ekstremite bozuklukları için kullanılan ortezler ise birçok çeşitte olabilmekte ve uzuvları hareketsiz kılma, mobilizasyon, düzeltme, rahatlatma ve stabilizasyon amacıyla hastaların kullanımına sunulmaktadır.

Uzun bacak yürüme cihazı olarak da bilinen KAFO(kalça-diz-ayak), ortezlerin geliştirilerek fizik tedavi sırasında kullanılabilen CPM cihazı birleştirilip hastanın fizik

tedavi için ayırdığı zamandan tasarruf ederek klinik dışında rahat bir şekilde tedavisine devam edebilecektir. Başlıca hedeflerimizden biri fizyoterapistlerin üzerindeki iş yükünü azaltmak ve zaten aksamsal bozuklukları olan hastaların tedavileri için ekstra bir zaman ayırarak haftada en az üç defa kliniklere gitmesine son vermektir.

Fizik tedavi ve rehabilitasyon (FTR) alanında, hareket tanıma ve anlamlandırma çalışmaları oldukça önem arz etmektedir. Bu alanda, bir motor kuvvetinin geliştirilmesi veya bir becerinin kazandırılması uygulamalarında hatalı yapılan eklem hareketlerin anında tespit edilerek geri bildirim sağlanması sonraki aşamalarda meydana gelebilecek sorunların engellenmesi için oldukça önemlidir.

2. İhtiyaçların Belirlenmesi

Sağlık hizmetlerinin üretimi ve arzı sırasında çeşitli teknikler ile teknoloji ürünü olan donatım (alet, takım, cihaz, makine, tertibat ve diğer nesnelere) ve ilaçlardan yararlanılmaktadır.

Uzun asırlar boyunca oldukça doğal ve ucuz teknikler kullanılan sağlık hizmetlerinde, bilim ve teknolojiye paralel olarak, önce basit teknoloji ürünlerinin kullanımına başlanmış, daha sonra, hem kullanılan teknikler hem de kullanılan teknolojiler hızlı ve sürekli bir değişim içine girerek gelişmiş, çeşitlenmiş ve karmaşıklaşmıştır.[2]

Sağlık donatımları (ve bu kapsamda olmayan döşeme ve diğer donanımlar), başta yataklı tedavi kurumları olmak üzere, tüm sağlık hizmetlerinin koruma, teşhis, tedavi ve rehabilitasyon uygulamalarında kullanılan vazgeçilmez hizmet üretim ve arz unsurları haline gelmiştir. Sağlık hizmetleri üretimi ve arzında kullanılan teknik ve teknolojilerde görülen bu çok hızlı gelişme, değişim ve yaygınlaşmalar, hasta ve yakınları ile, bu teknikleri kullanan profesyonellerin ve sağlık idarelerinin davranış biçimlerini de etkileyip değiştirmektedir.[3]

Dünya nüfusunun yaklaşık % 1.8'i bir çeşit ortez tedavisi gerektirir. Türkiye'deki ihtiyacın da aynı düzeyde olduğu varsayılabilir. Çocuk felci, dejeneratif kas hastalığı, felç, kısmi omurga yaralanması, doğuştan kusurlar, ayak patolojisi olsun veya olmasın yaşlanmaya bağlı kalça ve kuadriseps kas güçsüzlüğü olan hastalıklarda ortez

kullanımı gerekmektedir. Bu gibi kişilerin sosyal ve kişisel alanlarından taviz vermeden tedavi görebilmesi, birincil ihtiyaçlarındandır.

İnsan uzvunun gerekliliklerini yerine getiren yardımcı cihazlar, engellilerin toplumdaki diğer bireyler gibi bağımsız yaşayabilmeleri, tüm alanlarda tam ve etkin katılım sağlamaları, mekânda, eğitimde, sosyokültürel faaliyetlerde erişilebilirlik sağlayabilmeleri amacıyla üretilmektedirler. Bu tasarım projesi hastaların daha konforlu ve sosyal yaşamından taviz vermeden tedavi görebilmesi ihtiyacından doğan bir çalışma olmuştur. Günlük yaşamda ayak ortezinin; hareketsizlik sağlamak, deformitenin önlenmesi ve düzeltilmesi, fonksiyonun düzeltilmesi gibi işlevlerinin yanı sıra hastanın tedavi sürecini hızlandırmak ve daha etkili kılmak adına yapması gereken egzersiz hareketlerini klinik dışında da gerçekleştirmesine olanak sağlayan bir ortez tasarımı olması amaçlanmıştır.

3. Literatür Araştırması

Ayak ve ortez etkileşimi ile ilgili öncü çalışma 1997'de Lemon ve ark. tarafından gerçekleştirilmiştir. Araştırmacılar, SE analizini kullanarak, ikinci metatars başı altındaki basınç değişikliklerini ve ayak tabanındaki doku kalınlığının basınca olan etkisini incelemişlerdir. Çalışma sonucunda, seçilen ortezlerin plantar basıncı yaklaşık %30 oranında azalttığı sonucuna varmışlardır. Çalışmada, SE yöntemi tarafından tahmin edilen stresler ile deneysel olarak ölçülen stresler arasında %5-%8 arası bir fark olduğu gözlenmiştir. Bu durum, SE yönteminin, tabanın karmaşık geometrisi ve malzeme koşullarının doğru bir şekilde dikkate alınması durumunda, ayak-ortez ara yüzündeki stres dağılımlarını tahmin etmek açısından umut verici bir araç olabileceğini göstermiştir.[4]

Erdemir ve ark. (2006) tarafından ortez çeşitleri ve malzeme uygunluğu gibi çoklu tasarım değişkenleri hakkında bir araştırma yayınlanmıştır. Bu araştırmanın temel sonucu olarak, kişiye tam uyumlu ortez tasarımlarının topuk basınçlarının azaltılmasında en etkili parametre olduğu belirtilmiştir. Ayrıca ayak ortez malzemesinin de maksimum basıncı azaltmada önemli bir parametre olduğu belirtilmiştir.[5] Goske ve ark. (2006) tarafından yapılan benzer bir çalışmada ise,

ortez tasarımlarını incelemek için SE yöntemi kullanılmıştır. Tasarım aşamasında üç ortez uygunluk seviyesi (düz, yarı uygun, tam uygun), üç farklı ortez kalınlığı değeri (6,3-9,5 ve 12,7 mm) ve üç farklı ortez malzemesi (Poron Yastıklama, Microcel Puff Lite ve Microcel Puff) kombinasyonları simüle edilmiştir. Çalışma sonucunda, plantar basıncın azaltılmasında ortezin kişiye olan uygunluğunun en önemli tasarım faktörü olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca seçilen malzemenin sertlik derecesinin de oldukça etkili olduğu görülmüştür. Yumuşak malzemeler plantar basıncı azaltmada sert malzemelere nazaran daha etkili bulunmuştur.[6]

Barani ve ark. (2005), ayak başparmak bölgesinde oluşan yüksek basınç noktalarını azaltmaya yönelik bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Bu çalışmada ortezlerin 3 Boyutlu modelleri oluşturulmuş ve 4 farklı malzemenin (silikon jel, plastozot, polifoam ve EVA) basınç dağıtma performansları karşılaştırılmıştır. Plantar basıncı azaltmada en etkili malzemenin EVA olduğu belirtilmiştir. Literatürde ortez tasarımında kullanılan geleneksel malzemelerin karşılaştırılmasına yönelik çalışmalar mevcut ve çok sayıda iken, güncel yöntemlerden biri olan eklemeli üretim malzemelerine yönelik çalışmalar sınırlı sayıdadır. Bunlardan biri Yarwindran ve ark. tarafından (2016) yapılan çalışmadır. Bu çalışmada eklemeli üretim yöntemlerinden biri olan 3B baskı kullanılarak üretilen ayak ortezinin yapısı incelenmiştir. 3B yazıcılarda basılabilen TPU/TPE malzemelerden Filaflex ve NinjaFlex filamentleri için çekme, eğme ve sertlik testleri yapılmıştır. Bu malzemeler, ortez tasarımında geleneksel yöntemlerde sık kullanılan ve mekanik özellikleri bilinen Plasterzote, P-Lite ve Nora malzemeleri ile kıyaslanmıştır. Filaflex, test sonuçlarına göre ayak ortezi için en uygun ve etkili malzeme seçilmiştir [7]. Yine benzer bir ortez malzeme çalışmasında Nikors (2018), EYM tekniğini kullanan 3B yazıcılar için var olan esnek malzeme türleriyle ilgili bir araştırma gerçekleştirmiştir. Ortez üretiminde kullanılmak üzere piyasada en çok tercih edilen 3B baskı filamentlerinden bazıları olan Cheetah, NinjaFlex, Armadillo ve PrimaSELECT Flex malzemeleri ile sertlik testi gerçekleştirmiştir. Testler, Ninjaflex materyalinin geleneksel ortez malzemelerine en yakın sonuçları veren materyal olduğunu göstermiştir [8]. Literatür incelendiğinde görülmektedir ki; eklemeli üretimde kullanılan ortez malzemelerine yönelik çalışmalar sınırlı sayıdadır. Bu tasarım projesi kapsamında güncel çalışmalarda yer alan farklı nitelikte malzemeler karşılaştırılarak ortez için en uygun malzeme tayini yapılacaktır.

Dünya nüfusunun yaklaşık% 1.8'i bir çeşit ortez tedavisi gerektirir. Türkiye'deki ihtiyacın da aynı düzeyde olduğu varsayılabilir. Ortezler fonksiyonlarına göre statik ve dinamik olarak, kullanıldığı bölgeye göre ise üst ekstremité, alt ekstremité ve spinal (gövde) ortezleri şeklinde sınıflandırılırlar. Statik ortezler uygulandığı eklemin hareketini kısıtlamak için kullanılırken dinamik ortezler uygulandığı bölgenin fonksiyonunu arttırmak için kullanılır.

Türkiye' de ortez ve protez alanında ki ilk çalışmalar II. Abdülhamid devrinde başlamış, ilk devlet üniversitesi atölyesi ise Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedik Cerrahi Bölümü bünyesinde kurulmuştur. SGK Genel Müdürlüğü'nden elde edilen verilere göre ülkemizde Kasım 2006 ve Kasım 2011 dönemleri arasındaki 5 yıllık süreçte 19381 ortez uluslararası ortez terminolojisine uygun olarak reçetelendirilmiş, tasarlanmış ve uygulanmıştır. Bu ortez uygulamaları kendi içerisinde sınıflandırıldığında 9588'i alt ekstremité ortezi, 1579'u üst ekstremité ortezi ve 8214' ü omurga ortezi şeklinde uygulanmıştır. El-el bileği ortezlerinin elde edilen verilerden daha fazla miktarda uygulandığı düşünülmektedir. Bu veriler haricinde SGK dışındaki kurum ve kişiler tarafından karşılanmış olan veya hazır olarak uygulanmış ortezler de vardır. Ayak-ayak bileği ve el-el bileği ortezlerinin daha çok bu kapsamda olduğu tahmin edilmektedir.

Ortez literatüründe, ayak sorunları olan kişiler için tıbbi kullanımlarının yanı sıra "ortezlerin" ayak, diz, kalça ve omurga deformiteleri üzerindeki etkisini açıklayan çok sayıda bilgi mevcuttur. Sporculardan yaşlılara kadar herkes tarafından biyomekanik deformiteleri ve çeşitli yumuşak doku koşullarını barındırmak için kullanılırlar. Özel yapım ayak ortezleri, ağırlı yüksek kemerli ayakları olan kişilerde ağrıyı azaltmada etkilidir ve romatoid artrit , plantar fasiit veya halluks valgusu ("bunyonlar") olan kişiler için etkili olabilir .[9]

Alt ekstremité ortezleri diz, kalça, ayak, ayak bileği ve bacak tedavisinde kullanılırlar. Alt ekstremité ortezlerinin adlandırılmasında kullanıldığı bölgenin baş harfleri kullanılır. FO (Foot Orthosis, ayak ortezi), AFO (Ankle-Foot Orthosis, ayak bileği ortezi), DAFO (Dynamic-Ankle-Foot Orthosis), KAFO (Knee-Ankle-Foot Orthosis, diz-ayak bileği-ayak ortezi), HKAFO (Hip-Knee-Ankle-Foot Orthosis, kalça-diz-ayak bileği-ayak ortezi) vb. şekilde adlandırılırlar.[10]

KAFO, dışarıdan diz, ayak bileği ve ayağı kapsayan bir alt ekstremite ortezi. Alt ekstremite eklemlerini stabilize eder ve bacak kasına yardımcı olur.[10] KAFO terimi bir kısaltmadır ve bu cihazın kapsadığı vücut bölümünü tanımlar.[11] Geleneksel KAFO'da duruş ve salınım fazında diz kilitli olurken,oturma esnasında hasta kilidi kaldırabilir.[12]

Rehabilitasyon araştırmacıları salınım aşamasında serbest diz hareketi ve duruş sırasında ağırlık taşımak için yeterli diz stabilitesi sağlayabilen uygun diz fleksiyonuna sahip cihazın elde edilmesidir. Son otuz yılda bu tanımlara uyan kapsamlı cihazlar Duruş Kontrolü Ortezi (SCO) adıyla hayatımıza girmiştir. Vücut ağırlığını desteklemek için yeterli stabilizeye sahiptir ve duruş aşamasında diz fleksiyonuna direnen diz eklemine otomatik olarak kilitlemek için tasarlanmıştır. Serbest diz hareketine izin vermek için salınım aşamasında diz çalıştırma mekanizması diz kilidini otomatik olarak açar. Bu nedenle geleneksel sabit diz (KAFO) ile karşılaştırıldığında SCO normal yürüyüşe ve daha fazlasına izin verir. SCO ayrıca yürüyüş, kinematik ve hareketlilik verimliliğini artırır. Diğer bir önemli fayda, kullanıcının metalik enerji harcamasının azaltılmasıdır.

KAFO'lar, ağırlık taşıma için diz stabilitesine ve diz eklemine kilitlemeye yarayan bir menteşe diz eklem mekanizmasına sahiptir. Ancak, doğal olmayan bir yürüyüş düzenine yol açan salınım aşamasında serbest diz hareketini önler. Bu nedenle bir hasta salınım aşamasında bir KAFO ile yürüdüğünde bacağı ileri doğru hareket ettirdiğinde kalça yürüyüşü yapmaya zorlanmış olur. Buna ek olarak üst vücut ve bacak hareketliliğinde ayak atlama, yanal sallanma veya salınım sağlayarak yürüyüş düzeni sağlanır. Salınım aşamasında diz fleksiyonuna direnmek, ani ilk yüklenmeye neden olur; duruş fazı ve kullanıcının kütle merkezinin dengeli ileri hareketini engeller.

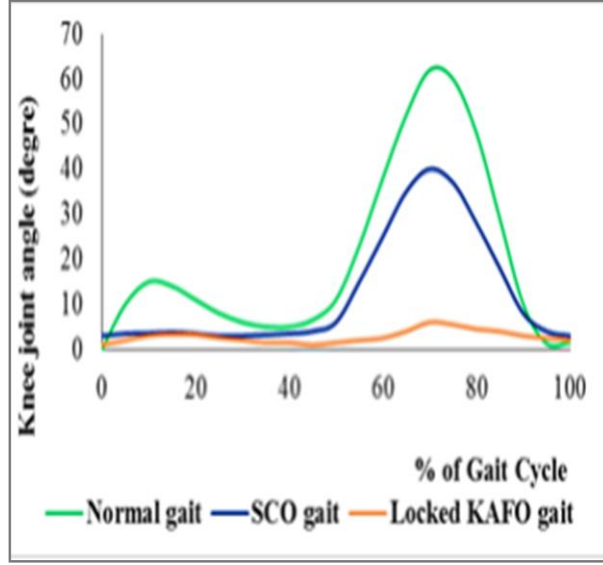
Waters'a göre sabit diz hareketi, bir hastanın yürüyüş verimliliğini %23-33 oranında azaltabilir ve kütle merkezi konumunu dikey olarak %65 oranında yükseltebilir. Doğal olmayan yürüyüş paterni yumuşak doku, kalça ve diz eklemi fonksiyon bozukluğuna ve hareket kaybına neden olur. Alt ekstremite kas eforunda artışa yol açar ve yürüme sırasında enerji tüketimini yükseltir. Esnek diz,salınım aşamasında bacağı aktif olarak kısalttığı için serbet diz hareketi uymunu artırır.

Kullanıcıların normal yürüyüş şekline daha benzer şekilde yürümesine olanak sağlar. Aynı zamanda eğimli yüzeylerde veya merdiven çıkmada diz fleksiyonu için çok önemlidir. KAFO'larda uzatılmış dizler bacak esnekliğine direnir. Böylece eğimli yollarda yürüyüş zorluğuna da SCO çözüm getirmiş olur. Bazı çalışmalarda KAFO kullanımına kıyasla salınım aşamasında yürüme verimliği ve kinematiğin diz hareketliliğinin iyileştirdiği görülmektedir.[13]

Tasarım kompakt, hafif ve kullanıma hazır olarak üretilir. Ana ortezerin yapısı 6061-T6 alüminyum alaşımlıdır. Uyluk ve shaft manşetleri ve ayak bölümü karbon fiber-epoksi kompozit malzemeden yapılmıştır. Dizden ayak bileğine yan çubuklar ve uyluk tarafı çubuklar ayarlanabilir özellikler içerir. Dizden ayak bileğine yan çubuklar sekiz ayarlanabilir pozisyona ve uyluk çubuklarla dört ayarlanabilir konuma getirilebilir. Uyluk ve shaft manşetleri ayrıca ayarlanabilir yuvalar içerir. Bu manşetlere takılı ana civata ve oluklarda bulunan civatalarla konum değiştirilerek kolayca ayarlanabilir. Bu nedenle boy yelpazesi de geniştir. Diz kilitleme ve kilit açma sistemi, ayak bileği ve diz arasına bağlanan kontrol kablosuyla çalıştırılır. SCKJ mekanizması duruş aşaması boyunca dizini kilitli tutar. Duruş evresinin sonunda, maksimum ayak bileği dorsifleksiyonu gerçekleşir ve kontrol kablosunun kilidi açan SCKJ kolunun diz eklemini çekmesine neden olur. Yani salınım boyunca diz kilidi açık tutulur, topuk vuruşundan önce diz ekstansiyonu, kolun yeniden kilitlenmesine ve diz eklemini kitlemesine sebep olur.

SCO'nun performans testi için Malaya Üniversitesi'nde üç sağlıklı denek diz eklem açısı ve kalça hareket analizi testine tabi tutuldu. Yedi kameralı hareket yakalama sistemi Vicon Nexus yazılımı kullanıldı ve her katılımcının tüm verileri Excele aktarıldı.

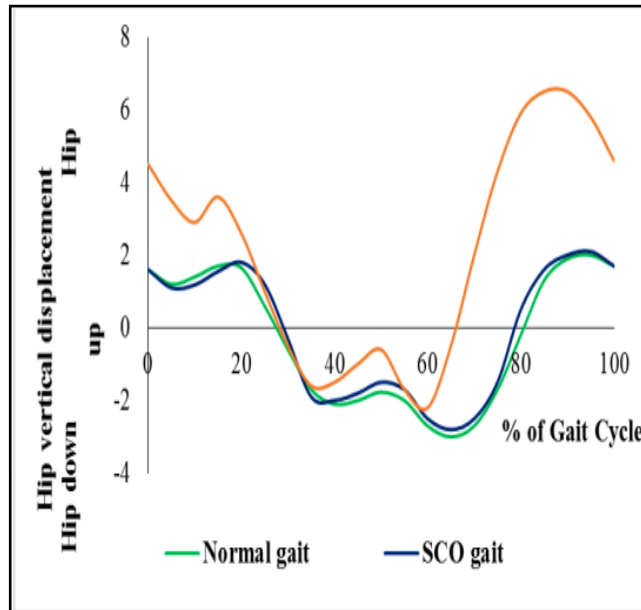
Yürüme döngüsü boyunca üç sağlam gövdeli deneğin ortalama diz fleksiyonu ve ekstansiyon açıları kilitli diz eklemi KAFO ve prefabrik SCO kullanırken gösterilmiştir.



Şekil A-1- Normal yürüyüş, SCO yürüyüşü ve kilitli KAFO yürüyüşünün diz eklemi açısının karşılaştırılması

Katılımcıların hepsi prefabrike SCO kullanırken daha yüksek diz fleksiyonuna sahipti. Salınım aşamasında SCO 400 ± 1.30 maksimum diz fleksiyonuna izin verdi ancak kilitli KAFO, 4.10 ± 0.50 gibi çok küçük bir diz fleksiyonuna izin verdi.

Salınım aşamasında diz eklemi hareketi normal ile çok benzer karakter gösterirken yürüyüş esnasında biraz düşük bir açı değeri farkı oldu. SCO Normal yürüyüşe kıyasla duruş aşamasında çok az bir diz fleksiyonu gösterdi.



Şekil A-2-Normal yürüyüş, SCO yürüyüşü ve kilitli KAFO yürüyüşünün kalça dikey yer değiştirmesinin karşılaştırılması

Geleneksel düşme kilidi KAFO ile birlikte kullanıldığında SCO ile yürüyüşüne kıyasla kalça yürüyüşünün önemli ölçüde daha yüksek olduğunu göstermektedir. Genel prefabrike SCO yürüyüş modeli, çok benzer bir model izledi; normal yürüyüş ve daha yüksek kalça yürüyüşüne engel olmadı.

Geleneksel KAFO'lar diz eklemine kilitler yürüyüş döngüsü boyunca daha yüksek kalça yürüyüşüne neden olur, bunlar kullanıcının doğal olmayan bir yürüyüş yapmasına neden olur. KAFO uzun süreli kullanımlarda daha karmaşıktır.

SCO performans testinde salınım aşamasında, geleneksel yürüme ile karşılaştırıldığında daha fazla diz fleksiyonu (40 ± 1.30) gösterir.(Şekil1) Ayrıca kalça yürüyüşünü büyük ölçüde azaltı. Sonuç olarak bu prefabrik ortezin daha normal bir yürüyüşe izin verdiğini gösterir.

Alt ekstremité kas güçsüzlüğü olan engelli bireyler genellikle KAFO'yu vücut ağırlığını desteklemek ve ayakta durmasına yardımcı olmak için kullanırlar. KAFO'lar serbest diz hareketine direndikleri için salınım aşamasında anormal bir yürüyüş paterni ile yürümeyi reddetme oranları yaklaşık % 58 ila % 79'dur. SCO'lar daha normal bir yürüyüşle ambulasyonu kolaylaştırırlar. Bununla birlikte SCO'lar, daha doğal bir yürüyüşle ambulasyonu kolaylaştırır.

Uyluk ve shaft yükseklikleri ve manşetlerde ayarlanabilir olmasından ötürü her boydaki hasta için kullanıma uygundur.



Şekil A-4-Eklemlili KAFO



Şekil A-3-Duruş Kontrolü Geliştiren Ortez

İnsan bacağı, insan vücudunun en önemli kısımlarından biridir. Bir kişinin bir yerden istenen yere ulaşmasına yardımcı olur ve böylece hareketlilik için birincil araç görevi görür. Bu hareket etme süreci ya yürüyerek ya da koşarak elde edilir. Ayrıca, bu hareket etme sürecinin kişinin vücudunda stres yarattığı da kanıtlanmıştır. Sağlıklı bacakları koruyarak ve doğru yürüme yöntemlerini benimseyerek, oluşan stres azaltılabilir. İnsan bacağındaki en önemli kısım diz eklemidir. İnsan bacağının bükülmesini - uzatmasını yöneten ve böylece hareket halindeki bir kişiye yardımcı olan bir menteşe eklemidir. Bu eylemler ancak sağlıklı bir insan bacağı (diz eklemi) ile doğru şekilde gerçekleştirilebilir.

İnsan bacağı insan vücudunun hareketinde çok önemli bir rol oynasa da bu süreçte burkulma gibi birçok yaralanmaya maruz kalmaktadır, suşlar, yanma hissi, baldır ağrısı, bacak krampları, uzuvda şişme ve uyuşma. Bu yaralanmalar, iki ayaklı insan yürüyüş paterni adı yürüyüş paterni adı verilen doğru insan yürüyüş yöntemi uygulanarak önlenir. Yürümede iki ayaklı insan yürüyüş şeklini benimsemek sadece hareket çabalarını azaltmakla kalmaz, aynı zamanda ilgili kişinin yürüme duruşunu da düzeltir. Bu iki ayaklı insan yürüyüş modelini kullanmak, kişinin uyluk, alt bacak ve topuğun doğru duruşuna sahip olmasını sağlar. Bu yaralanmalar, iki ayaklı insan yürüyüş paterni adı verilen doğru insan yürüyüş yöntemi uygulanarak önlenir. Yürümede iki ayaklı insan yürüyüş şeklini benimsemek, sadece hareket çabalarını azaltmakla kalmaz, aynı zamanda ilgili kişinin yürüme duruşunu da düzeltir. Bu iki ayaklı insan yürüyüş modelini kullanmak, kişinin uyluk, alt bacak ve topuğun doğru duruşuna sahip olmasını sağlar. Bu yaralanmalar, iki ayaklı insan yürüyüş paterni adı verilen doğru insan yürüyüş yöntemi uygulanarak önlenir. Bu iki ayaklı insan yürüyüş modelini kullanmak, kişinin uyluk, alt bacak ve topuğun doğru duruşuna sahip olmasını sağlar.

Günlük hayatta ortez kullanmak zorunda olan hastalara Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon merkezlerinde doktor kontrolünde egzersiz hareketleri yaptırılmaktadır. Hastaya bu egzersiz hareketleri yaptırılırken insan gücü kullanımını daha az seviyeye düşürmek için CPM cihazına ihtiyaç duyulmaktadır.

Fizik tedavi ya da yaygın adıyla fizyoterapi, yaralanma, hastalık, travma ya da yaşlılık gibi nedenlerle eksilme gösteren fonksiyonel hareketleri geri kazandırma amaçlı yapılan; elektrik akımı, sıcak ya da soğuk uygulaması, egzersizler ya da çeşitli

uygulamalarla hastaların tedavisine verilen isimdir.[13] İlgili tedavi merkezlerinde hekim ve fizyoterapist birlikte çalışmaktadır. Tıp dilinde "optimum nöromüskuloskeletal fonksiyonu edinme veya geri kazanmayı amaçlayan tedavi" olarak açıklanan fizyoterapinin uygulanması bazen uzun yıllar sürebilir. Rehabilitasyon ise doğuştan veya sonradan ortaya çıkan, kaybedilmiş hareket kabiliyetinin tekrar kazandırılmasına yönelik tedavi olarak tanımlanmaktadır Fizik tedavi ve rehabilitasyon sürecinin kişilere istenilen etkiyi verebilmesi için egzersizlerin doğru ve tekrarlı bir şekilde yapılması gerekmektedir.[14]

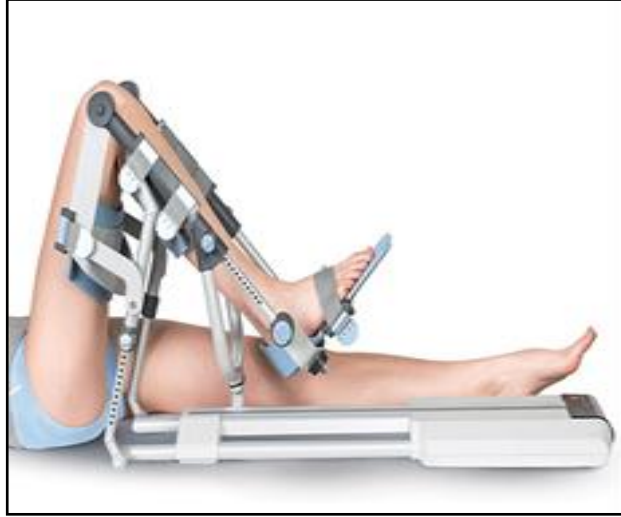


Şekil A-5- Egzersiz Hareketleri

Türkiye’de fizik tedavi ve rehabilitasyon hastaları devlet desteğiyle özel rehabilitasyon merkezleri tarafından haftada iki saat olmak üzere aylık sekiz saat ücretsiz fizik eğitimi almaktadır. Fakat bu süre hastaların hızlı iyileşme göstermesi için yeterli değildir. Tedavi merkezlerinde uygulanması gereken egzersizler haricinde hastanın klinik dışında da uygulaması gereken bazı egzersizler bulunmaktadır. Tedavinin klinik dışı sürecinde yapılması istenilen egzersizlerin bireyler tarafından etkili bir şekilde yapılmadığı gözlemlenmiştir.[15] Motivasyon eksikliği, tedaviye gereken önemin verilmemesi ve kontrol mekanizmasının olmaması tedavi sürecini kötü yönde etkilemektedir [16]. Bu problemlerin önüne geçebilmek için bireysel olarak kullanılacak egzersiz programları geliştirilmiştir [17]. Egzersiz programları, verilen egzersiz kümelerinin istenilen tekrarının sağlanması, egzersizlerin uygulanması sırasındaki hatalı öğrenmelerin önüne geçilmesi ve kişinin motivasyonunu kaybettirmemesi amaçları ile geliştirilmektedir.[18]

İnme geçiren, nörolojik rahatsızlığı bulunan ya da engelli bireylerin yaptıkları egzersizlerin doğruluk dereceleri donanımlar yardımıyla ölçülebilmektedir [19]. Bu donanımlar insan vücudundaki eklem noktaları belirleyerek, analiz işlemi yapmaktadır.

Teknolojik gelişmeler tüm alanlarda olduğu gibi FTR’de kullanılan yöntem ve tekniklerde de değişime neden olmuştur. Bunların başında sürekli pasif hareket(CPM) cihazı gelmektedir. Fizyoterapi ve Rehabilitasyon merkezlerinde sıklıkla kullanılan cihazlardan olan CPM cihazı, klinik içerisindeki yoğunluğun azaltılmasına ve kişilerin kendi yaşam alanlarında tedavi edilebilmesine olanak sağlayan bir cihazdır. İlk kez 1983 yılında Dr. Robert Salter, tavşan dizinde kırık dokunun iyileşmesinde CPM’in etkili olduğunu yayınlamıştır. Artroplasti cerrahi sonrası oluşan ağrı ve tromboz riskinin azaltılması, eklem kırığının iyileşmesini arttırarak fonksiyonel bir eklem hareket açıklığı sağlanması ve diz çevresi kaslarının güçlendirilmesi amacıyla kullanılan CPM cihazının, elle yapılan müdahalelere kıyasla daha pratik ve daha iyi sonuç verdiği literatürdeki çalışmalar ile ortaya konulmuştur.



Şekil A-6-CPM Cihazı

İstatiksel yöntemler ile analizler sonucunda cerrahi sonrası CPM cihazı kullanılmasının literatürde önerildiğini ancak CPM ile klasik FTR yöntemleri arasında anlamlı farkın olmadığını ifade etmişlerdir.[19]

Literatür taramaları irdelendiğinde artroplasti cerrahi sonrası CPM ve geleneksel yöntem ile yapılan FTR arasında fark olmadığı gibi hastane veya evde yapılan FTR arasında da anlamlı fark olmadığı görülmektedir. Sonuç olarak literatür taraması göstermektedir ki CPM cihazı hastane içerisindeki yoğunluğun azaltılmasına ve kişilerin kendi yaşam alanlarında tedavi edilebilmesine olanak sağlayan bir cihazdır.

Yapılan araştırmalar etüt edildiğinde bacakta çekme ve germe hareketi yaparak kas ve eklem problemlerini gideren CPM cihazının klinik dışında kullanıma elverişli olmadığı görülmüştür.

Bir kişiyi yanlış yürüme ve tedavi sonrası süreç sorunlarından kurtarmak için evde(klinik dışı) bir cihaz gereklidir. Bu, hastalar için tedavi sonrası süreci kolaylaştıracak bir cihaza ihtiyaç olduğu görülmektedir. Bu nedenle bu çalışma, iki ayaklı insan yürüyüş modelini sürekli bir pasif hareket cihazına entegre eden bir ortez cihazının tasarımını ve geliştirilmesini sunmaktadır. Geliştirilen cihazın en önemli özelliği, aynı zamanda hafif, taşınabilir ve uygun maliyetli olurken iki ayaklı insan yürüyüş paternini içerebilmesi olacaktır. Önerilen cihaz, tedavi sonrası süreçte veya ağırlık taşımayan dönemde rehabilitasyonun ilk aşamasında kullanılacaktır. Ameliyat sonrası ağrıyı kontrol etmek, iltihabı azaltmak, belirli bir hareket düzleminde pasif hareket sağlamak ve iyileşen dokuyu korumak rehabilitasyonun ilk aşamasının temel

amacıdır. Bir CPM cihazı, bir eklemi kontrollü bir hareket aralığında hareket ettirmeye yardımcı olur.

İki ayaklı insan yürüyüş paternini sağlamak birçok komplikasyon içerir ve mükemmelliği garanti etmek için yüksek düzeyde beceriler gerektirir. QTM Önerilen CPM cihazındaki taklidini doğrulayıp insan yürüyüş şeklini almanın yanı sıra bir CPM cihazına dahil edilmiştir. İlk konsept tasarımları, hastanın bacağına uygun dinlenme sağlama ihtiyacını ve tasarlanan CPM cihazının kullanımının herhangi bir stres veya yorgunluğa neden olmaması gerektiğini göstermiştir. Tam da bu amaçla, CPM cihazı ile hastanın vücudunun tüm temas noktalarında / yüzeylerinde tasarlanan CPM cihazında uygun tamponlama sağlanmaktadır. [13]

Sonuç olarak bu konuda yapılan literatür çalışmalarında projelerin yapım ve uygulama aşamalarındaki kişilerin yasal uygulamalara uygun ve kullanıcı ihtiyaçlarını baz alarak çalışmaları yürütmeleri konusunda sorumluluklarının olduğu kanısına varılmıştır. Teknoloji disiplinlerarası bir bilim dalı olduğu için mühendislik işbirliğini gerektirmektedir. Proje örnekleri karşılaştırıldığında tıp-mühendislik işbirliği sonucu oluşturulan çalışmalarda iyi bir verim sağlandığı görülmektedir.

4. Sistem Analizi

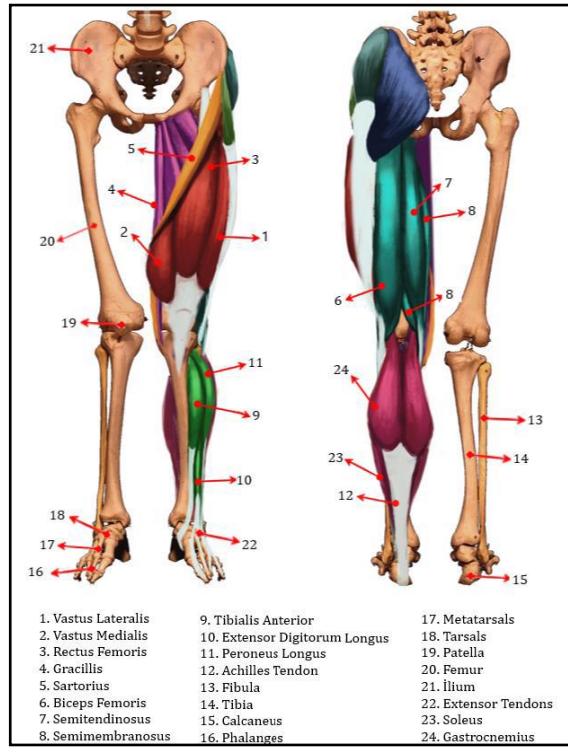
4.1. Ayak ve Alt Ekstremitte Anatomisi

İnsan iskeletinin en önemli ve en karmaşık bölümü olan ayak, 26 adet kemikten meydana gelmiş bir yapıdır. İnsan iskeletinin yaklaşık %25'nin ayakta olduğu düşünülecek olursa ayak biyomekaniğinin ne kadar kompleks ve karmaşık olduğu anlaşılabilir. Ayak yapısını oluşturan kemikleri birbirine bağlayan ligamentlerin, hareketi kontrol eden kasların ve kemik ile kasları birbirine bağlayan tendonların işleyiş biçimleri ve birbirleriyle olan ilişkilerini anlamak ayak biyomekaniğini anlamak açısından büyük önem taşır.

Ayağın iki önemli görevi vardır. Bunlardan ilki vücut ağırlığını taşımak, ikincisi de yürüme ve koşma esnasında bir kaldıraç kolu gibi görev yaparak vücudu ön tarafa doğru itmektir. Ayağın tasarımında her bir detayın çok önemli bir amaca hizmet ettiği

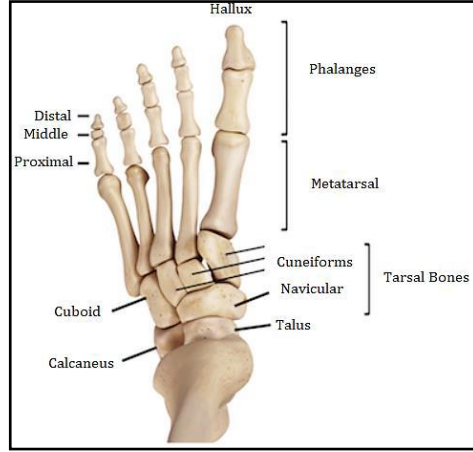
görülebılır. Örneğın eğer ayak birçok kemik yerine tek parça bir kemikten oluşsaydı, sadece vücut ağırlığını taşıyan ve vücutu ön tarafa iten bir kaldıraç görevi yapardı. Fakat elastik olamayacağı için engebeli yerlerin şekline uyum sağlayamaz ve dolayısıyla vücudun dengesini koruyamazdı. Ayakta bulunan 33 adet eklem, ayağa elastikiyet kazandırarak onun bahsettiğimiz bu uyum özelliğine sahip olmasını sağlamaktadır.

Kompleks bir yapıya sahip olan insan ayağının, tüm vücut ağırlığını tek başına taşıma, ayakta durma, yürüme esnasında üzerine binen yükleri dengeleme ve vücutu yumuşak bir şekilde öne ilerletme gibi görevleri bulunmaktadır. İnsan ayağı, bu görevleri yerine getirme esnasında alt ekstremitelerde yer alan kemik, eklem, kas, tendon ve bağları aktif bir şekilde kullanmaktadır. Bu nedenle ayak ve yürüme biyomekaniğinin daha iyi anlaşılması için alt ekstremitelere ait yapıların bilinmesi ve yürüme evrelerinin tek tek incelenmesi gerekmektedir.



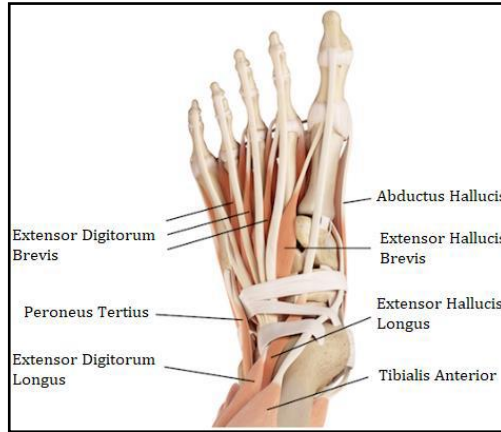
Şekil A-7-Alt Ekstremiteler Anatomisi

İnsan iskeletinin önemli ve karmaşık bir kısmını oluşturan ayaklar, alt ekstremitenin biyomekanik fonksiyonunda önemli rol oynayan ve 26 adet kemikten meydana gelen bir yapıdır. 7'si tarsal, 5'i metatars ve 14'ü falanks olarak adlandırılan bu kemikler 33 adet eklem oluşturmaktadır.



Şekil A-8-Ayak Kemikleri

Ayak yapısını oluşturan ligamentlerin, kasların ve tendonların işleyiş biçimleri ve birbirleriyle olan ilişkilerini anlamak ayak biyomekaniğini anlamak açısından büyük önem taşır.

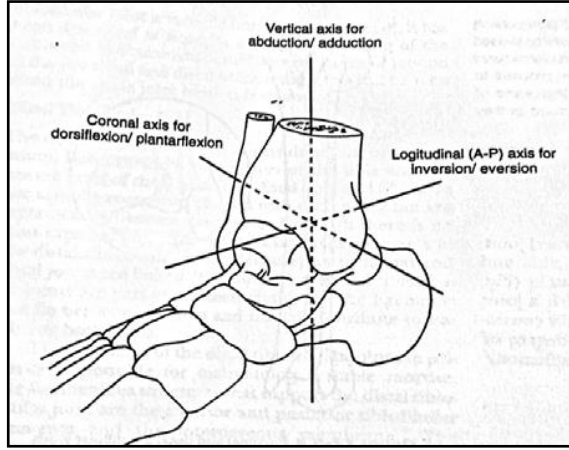


Şekil A-9-Ayak Kas Yapısı

4.2.Ayağın Kinematiği

Ayağın hareketleri, sagital, frontal ve transvers olmak üzere üç düzlemde meydana gelir.

1. Sagital düzlemde ve koronal eksen etrafında plantar fleksiyon ve dorsi fleksiyon,
2. Frontal düzlemde ve longitudinal eksen etrafında inversiyon ve eversiyon,
3. Transvers düzlemde ve vertikal eksen etrafında abduksiyon ve adduksiyon .



Şekil A-10-Ayak Kinematığı

Supinasyon ve pronasyon genellikle ayağın plantar yüzeyinin pozisyonunu tanımlamak için kullanılmaktadır ve esas olarak subtalar ekleme meydana gelen hareketlerdir. Ayak tabanı supinasyon esnasında mediale, pronasyon esnasında ise laterale döner.

Supinasyon, inversiyon, plantar fleksiyon ve adduksiyonu içeren; pronasyon ise eversiyon, dorsi fleksiyon ve abduksiyonu içeren birleşik hareketlerdir. Ayak hareketlerini tanımlarken kullanılan diğer terimler ise varus ve valgustur. Valgus, kalkaneus ve bacağın arkası arasındaki medial açının arttığı, varus ise bu açının azaldığı durumu tanımlamaktadır.

Pratikte ayak hareketi iki ayrı tipte değerlendirilir. Bunlar ağırlık taşıyan ve ağırlık taşımayan pozisyonlardır. Ayağın ağırlık taşımadığı pasif hareket, hasta otururken, ayak ve ayak bileği serbest pozisyondayken test edilebilir. Ayağın ağırlık taşıyan aktif hareketi pasif hareketten farklıdır. Çünkü vücut ağırlığının ürettiği kuvvet ayağı etkilemekte ve kas kontraksiyonu eklemleri stabilize edici rol oynamaktadır. Genellikle yürüyüş esnasındaki aktif ayak ve ayak bileği hareketleri pasif ayak ve ayak bileği hareketlerinden daha azdır.

Sonuç olarak ayak ve alt ekstremitte anatomisi incelendiğinde, hastanın tedavi sürecinde birçok soruna çözüm olabilecek, duruş destekli ortezden daha fonksiyonel olan kişiye özel ve fizik tedaviye yardımcı bir tasarım çalışması gerçekleştirilmiştir.

Fizik tedaviye destek olan muhtemel çözüm yöntemlerinden birisi de CPM cihazıdır. Ancak CPM cihazları taşınması güç, çalışması için daha fazla enerji gerektiren ve karmaşık bir arayüze sahip olan cihazlardır. Bizim tasarladığımız fizik tedavi destekli

bu ortez ise hem duruş desteği sağlayıp hem de klinik dışında fizik tedavi uygulaması sağlayabilmektedir. Bu nedenle tasarlanan bu ortez, hastalar tarafından klinik dışı tedavi amaçlı tercih edilebilir.

5. Fizibilite Çalışması

5.1. Piyasanın Takip Edilmesi

Yurt içinde ve yurt dışında, fizik tedavi ve rehabilitasyon sürecinde tedaviye yardımcı cihazlar konusunda birçok çalışma yapılmıştır. Araştırmalar sonucunda yapılan çalışmalar referans alınarak karşılaştırmalar yapıldı. Bu tasarımda daha çok yurt içindeki çalışmaların eksiklikleri incelenip tamamlanmaya çalışıldı. Son yıllarda ön plana çıkan ve fizik tedaviye yardımcı olan biyomedikal cihazlardan biri de CPM cihazıdır. Literatür taramaları irdelendiğinde artroplastisi cerrahi sonrası CPM ve geleneksel yöntem ile yapılan FTR arasında fark olmadığı gibi hastane veya evde yapılan FTR arasında da anlamlı bir fark olmadığı görülmektedir. Sonuç olarak görülmektedir ki CPM cihazı hastane içerisindeki yoğunluğun azaltılmasına ve kişilerin kendi yaşam alanlarında tedavi edilebilmesine olanak sağlayan bir cihazdır. Bu cihazların piyasadaki maliyeti yaklaşık olarak 10.000 ₺ - 12.000 ₺ civarı olup birçok hasta tarafından yüksek maliyetinden dolayı tercih edilmemektedir.

5.2. Proje Maliyeti

Proje maliyeti ürünün özellikleri arttıça maliyetinde de artış göstereceğinden değişen bir halde olur. Projedeki maliyet kişinin belirlediği özellikler baz alınarak oluşturulur. Tasarlamış olduğumuz projede duruş desteği sağlayan ve aynı zamanda fizik tedaviye yardımcı, CPM cihazı işlevi gören bir ortez tasarlanmıştır. Tahmini olarak maliyeti 2000 ₺ - 2500 ₺ arasında değişmektedir.

B. AYRINTILI TASARIM

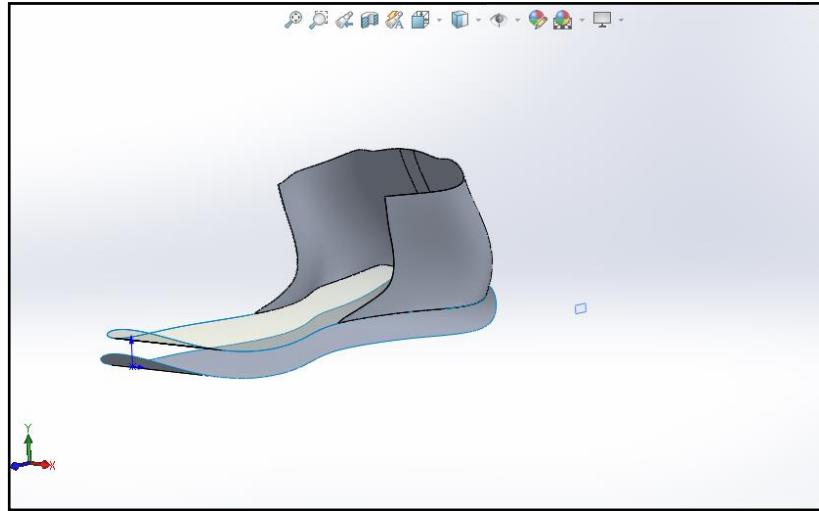
1. Malzeme Seçimi

Tasarımda kullanılan malzemeler, hastanın konforunu göz önünde bulundurarak ve biyomedikal alanda kullanılan malzemeler incelenerek en uygun şekilde seçilmiştir.

1.1. Mekanik Tasarımda Kullanılacak Malzemeler

-Kumaş Kaplı Silikon Tabanlık

Üst yüzeyi kumaş kaplı silikon malzemedен üretilmiş olup ayak tabanına binen yükün dengeli dağılımını sağlayarak eklemlere binen yükü ve stresi azaltır. Rahatlatıcı ve dinlendirici bir özelliğe sahiptir. Kumaş kaplı olması kullanım rahatlığı sağlar. Ortezin tabanına yerleştirilmiştir.



Şekil B-1- Tabanlığın Ortezde Gösterimi

-Alüminyum Malzeme

Ortezin gövdesi için alüminyum malzeme kullanılması düşünülmüştür. Alüminyum: 2.7 kg/dm³ yoğunlukta, 660 °C sıcaklıkta eriyen, parlak gümüş renkli, hava ve su tesirlerine dayanıklı, yumuşak ve kolay biçimlendirilebilen, ısı ve elektrik iletkenliği çok yüksek, dayanımı yumuşakken 600 kg/cm³ , soğuk sertleştirildikten sonra 1800 kg/cm² olan bir malzemedir. Sert ve yumuşak lehim yapılabilir.[25] Bu gibi özelliklerinden dolayı ortez yapımında sıklıkla kullanılan bir malzemedir.

Ayak ortezlerinde sıkça kullanılan bir malzeme olan alüminyum, iç yüzeydeki konforun yanı sıra dış tabanın darbelere ve dış ortam şartlarına karşı daha dayanıklı, daha elverişli olması için tercih edilmiştir. Bunun yanı sıra fiyat/konfor değerlendirilmesi yapıldığında bu malzeme kullanımı daha doğru bulunmuştur.

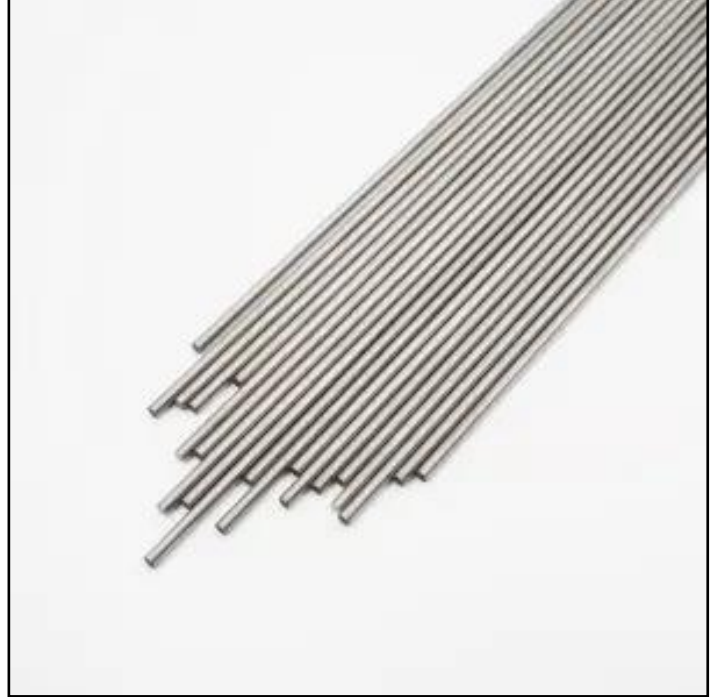
-Titanyum Malzeme

Titanyum, antimanyetiktir, ısı ve elektrik iletkenliği demirden düşüktür. Asit, tuz ve diğer kimyasal bileşik ve maddelere son derece dayanıklıdır. Kimyasal ve fiziksel özellikleri zirkonyum ile benzerlik gösterir. Hiçbir mikroorganizma ile reaksiyona girmez, toksik değildir. İnsan vücuduna zarar vermez, alerji yapmaz. Soğuk ve sıcak preslenebilir. Kaynak yapılabilir, torna ve frezede işlenebilir. Azotla yanan az sayıdaki metaller arasındadır. Reaktif bir maddedir, saf olarak elde edilmesi zordur. Düşük yoğunluktadır, yüksek gerilme ve korozyon direncine sahiptir. [27]

Tasarlanan bu ortezde fizik tedavi yapılacağı sırada ayağın dengesi ve konforunun ayarlanması çok önemlidir. Bacak ve diz hareketleri yaparken bacağın gereğinden fazla kuvvet ve darbe almasını engellemek için ortezin eklem yerlerinde titan karışımı malzeme tercih edilmiştir.



Şekil B-2- Ortezde Titanyum Malzeme Olan Kısımlar



Şekil B-3-Titanyum Malzeme

-Poliamit (Polyamid) Malzeme

Üretilen bu C bantların ve yan barların kaplanmasında, ortopedi tekniğinde ortezlerin metal kısımlarının kaplanması işleminde kullanılan malzeme ise poliamittir. Poliamit esnek,sürtünmeye dayanıklı, cilde zararsız ve kokusuzdur. İşlemeye yatkın bir malzemedir.[26]



Şekil B-4- Ortezin Metal Kısımları



Şekil B-5- Poliamit Malzeme

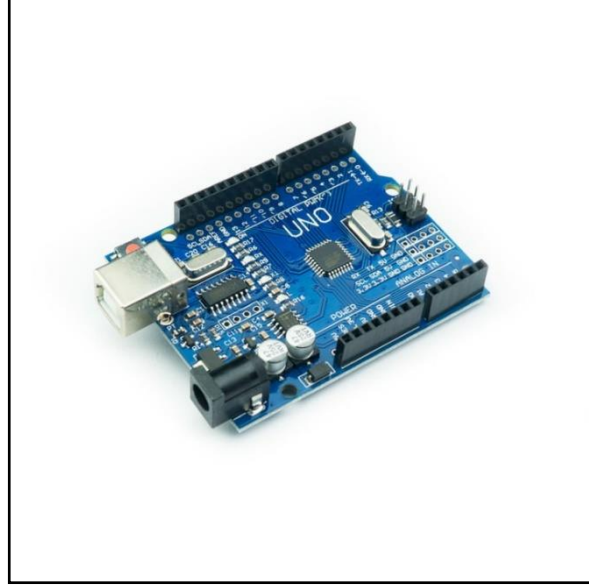
1.2. Elektronik Tasarımda Kullanılacak Malzemeler

-Arduino UNO

Arduino, İtalyan elektronik mühendisleri tarafından açık kaynak kodlu geliştirilen, isteyen herkesin baskı devreleri indirerek kendi devrelerini basabilecekleri dilerlerse şık bir görüntüye sahip hazır basılmış ve bileşenleri yerleştirilmiş halde alabilecekleri, esnek, kolay kullanımlı donanım ve yazılım tabanlı bir elektronik prototip platformudur.

Arduino, açık kaynak kodlu bir mikrodenetleyici kartıdır. Ana MCU Atmel tabanlıdır. MCU'ya önceden bir mini program – bootloader yüklenir. Birçok sensörden veri alıp işleyebilme özelliğine sahiptir. Kolay programlanabilir,ucuz bir donanıma sahiptirler. Arduino'nun farklı cihazlar ile haberleşebilir olması ve açık kaynak kodlu bir mikro denetleyici olmasından dolayı bu projede tercih edilmesine neden olmuştur.

Bu proje kapsamında Labview(Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench) programı kullanılarak cihazın programlaması yapılmıştır.



Şekil B-6-Arduino UNO

-Servo Motor

Motorlar, dairesel olarak hareket ederek kuvvet üreten endüstriyel cihazlardır. Servo motor sürücü devresi, kodlanmış sinyalleri motor mekanizmasına göndererek motorun shaftına açısız pozisyonda döndürme kabiliyeti kazandıran elektronik bir amplifikatör türüdür. Çalışması sırasında açısız olarak milin hareket etmesi ve titreşim düzeyini düşürmesinden dolayı servo motorlar hassas bir yapıda çalışırlar. Bunların dışında servo sürücü, servo motorun moment gücünün yüksek olmasına da yardımcıdır.

Servo motor, bir mekanizmada son kontrol elemanı olarak görev yapan motordur. Genellikle güç sağlayan motorlar belirli bir hızda dönmeye göre tasarlanırken servo motorlar çok geniş bir hız komutunu yerine getirecek şekilde tasarlanır. Servo motorlar kullanıcının komutlarını yerine getiren motorlardır. Komutlar, pozisyon ve hız komutları veya hız ve pozisyonun birleşimi olabilir. [28]

Bu projede ise servo motor kullanımı ile ortezin, pozisyon ve hızını değiştirerek egzersiz hareketlerinin engelli bireye yaptırılması sağlanmıştır. Tasarlanan ortezin diz kısmının iki yanlarına ve bir tane de ayak bileğinin arkasına olmak üzere toplamda üç tane kullanılacaktır.

Mühendislik analizleri kısmında gerekli hesaplamalar yapılarak, egzersiz esnasında bacağa düşen kuvveti kaldırabilecek yeterlilikte bir motor seçilmiştir.



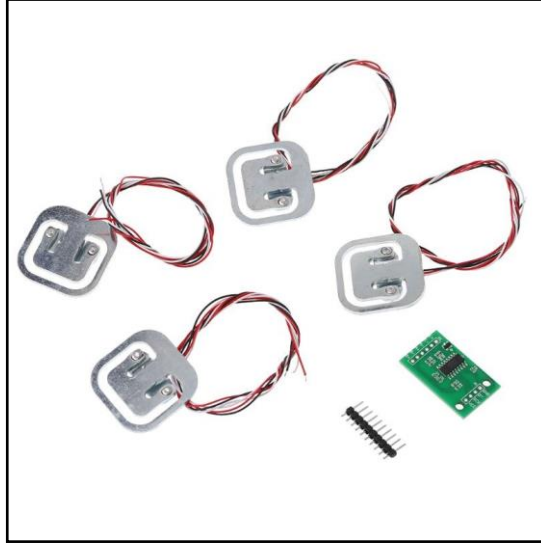
Şekil B-7-Servo Motor

-Basınç Sensörü

Üretim esnasında mevcut fiziksel basıncın ölçülmesinde etkin olarak kullanılan alet basınç sensörü olarak adlandırılmaktadır. Üretim ve kontrol sırasında oluşturulacak güvenlik önlemleri esnasında tercih edilir. Aynı zamanda sonuca yönelik ortaya çıkacak olan durumun kontrolü de sağlanmış olur. Basınç miktarını sayısal verilere dönüştürmek adına tercih edilir.[29]

Egzersiz esnasında bacakta bir basınç söz konusu olacaktır. Bu basıncın kontrol edilip belirlenen basıncı aşmayacak şekilde bacağın hareketi için kuvvet verilecektir.

Bu tasarım projesinde, ortezin arka kısmında yer alan alt baldır ve üst baldır kısmına basınç sensörleri yerleştirilmiştir.

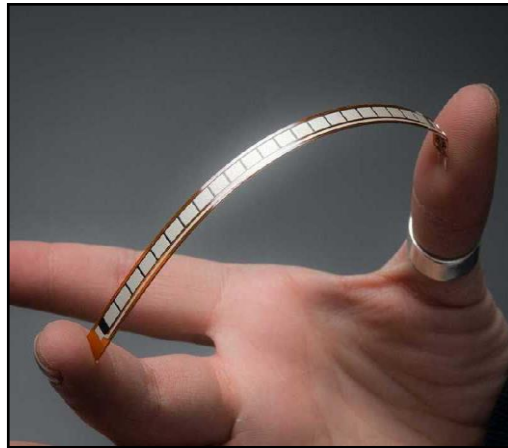


Şekil B-8-Basınç Sensörü

-Flex Sensör

Esnek sensör veya bükülme sensörü, sapma veya bükülme miktarını ölçen bir sensördür. Genellikle, sensör yüzeye yapışır ve sensör elemanının direnci yüzeyin bükülmesiyle değişir. Direnç, dirsek miktarı ile doğru orantılı olduğundan, gonyometre olarak kullanılır ve sıklıkla esnek potansiyometre olarak adlandırılır. Genel uygulama alanları eklem hareketlerinin algılanması, çarpmanın algılanması, kavramanın algılanması ve insan üzerinde farklı eklemlere yerleştirilerek hareket türüne göre bilgi edinilecek biyometrik uygulamalardır.

Bu projede ise dizdeki değişimlerin takip edilmesi ve tedavinin emniyetli olması amacıyla kullanılmıştır.



Şekil B-9-Flex Sensörü

-Lityum İyon Batarya

Lityum iyon batarya çeşitleri, yeniden doldurulabilir. Lityum iyon bataryaların içeriğinde elektrotlar, karbon ve metal oksit; elektrolit ise lityum tuzu çözeltisidir. Bu bataryalar, ağırlıkları ve büyüklüklerine nazaran sağladıkları yüksek güç sebebiyle pek çok alanda revaçta olan ve kullanılan bir batarya türüdür. Bir lityum iyon bataryanın içi katot, anot ve ayırıcı plaka olmak üzere 3 temel bölümden oluşur.

Batarya şarj edildiğinde elektrik yüklenen lityum atomları, karbon katmanında toplanır ve şarjdan çıkarıldığında elektronlar, katot kısmına doğru yönelir. Kendi içindeki bu döngünün gerçekleşmesi esnasında elektromanyetik güç ortaya çıkar. Sıvı haldeki lityumun yoğunluğu, yalnızca suyun yarısı kadardır. Lityum katı hâldeyken en hafif metaldir. Bununla birlikte lityumun elektron verme ve artı yüklenme eğiliminde olması, bataryalarda kullanılmasındaki önemli faktörlerin başında gelir.

Değişen ve gelişen teknolojinin ortaya çıkardığı lityum iyon bataryalar, hayatımızdaki teknoloji ile ilgili alanların pek çoğunda kullanılan batarya türleri arasındadır. Sunduğu pek çok avantaj, bu batarya türünün yaygın bir kullanım alanına sahip olmasında önemli bir etkidir. Lityum iyon batarya kullanım alanları arasında cep telefonları, dizüstü bilgisayarlar, küçük ev aletleri, tabletler ve elektrikli araçlar gibi pek çok ürün yer alır. Lityum iyon bataryalar; hafif yapıları, en üst seviyede doldurulabilmeleri, küçük ve taşınabilir olmaları gibi önemli avantajlarından dolayı rağbet gören batarya türleri arasındadır. Günümüzde kullanım alanı gitgide genişlemektedir.

Taşınabilir cihazların kullanım ömrünü uzatan pil çeşidi olarak bilinen lityum iyon bataryalar, klasik batarya türlerine nazaran daha uzun ömürlü, daha güçlü, bir seviyeye kadar daha hızlı şarj olabilen ve daha hafif bataryalardır. Bunun sebebi, lityum iyon bataryaların doldurulabilme yoğunluklarının en üst seviyede olmasıdır. Lityum iyon bataryalarda şarj etmek için bataryanın tamamen boşalmasına gerek yoktur. Arzu edildiği zaman şarj edilebilir; istenilen seviyede şarjdan çekilebilir. Lityum iyon bataryalar, kapasitelerini her yıl %20 ila %30 arasında kaybeder.

Bu batarya türlerinin ortalama ömürleri, 5 yıldır. Doğrudan güneş ışınları ve ısıdan uzak kalacak şekilde muhafaza edilmesi gereken bu bataryalar,

hâlihazırda kullanılan en yaygın ve verimli olan batarya türü olarak kabul edilir. Lityum iyon batarya özellikleri arasında en belirgin handikap, bu bataryaların kullanım ömürlerinin, üretim tarihlerinden itibaren başlamasıdır. Bu batarya türü, depoda tutulup kullanılmasa da ömrü, geçen süre ile azalır.[30]

Projede güç kaynağı olarak Lityum İyon PİL kullanılmasının amacı az yer kaplayan, hem şarj edilebilir hem de uzun kullanım ömrü olan bir batarya türü olmasıdır.

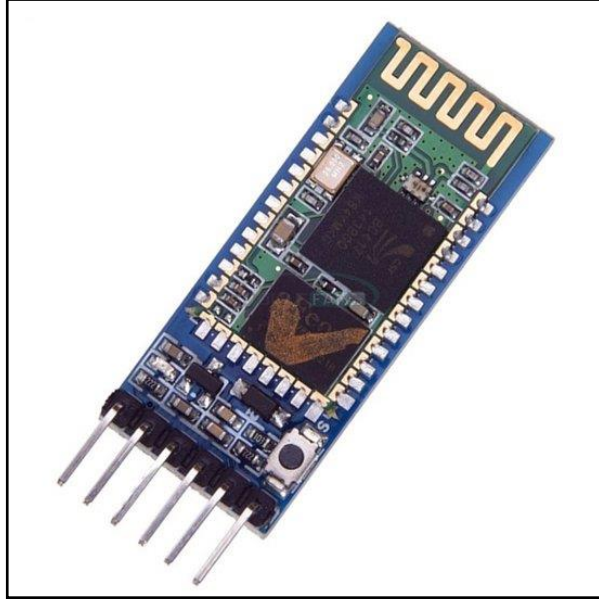


Şekil B-10-Lityum İyon Batarya

-HC-05 Bluetooth Modülü

Bluetooth modüller HC serisi olarak piyasaya sürülmüştür. Bu kategori altında HC-03, 04, 05, 06 gibi kodlarla değişik varyasyonlarla piyasada yer almaktadır. Ancak ülkemizde genellikle HC-05 modülü ve HC-06 modülü kullanılır. Bu iki modelin tercih edilmesinden en büyük ayırt edici özellik HC-05 modülü hem Slave(köle) hem de Master(yönetici) modda aktif şekilde çalışmasıdır. Diğer yandan HC-06 sadece Slave modunda çalışır.

Bu tasarım projesinde sensörlerden ve motorlardan elde edilen verileri cep telefonuna göndererek fizyoterapistin de bilgilendirilmesini sağlamak amacıyla çift yönlü veri iletişimi için HC-05 Bluetooth Modülü kullanılmıştır.



Şekil B-11-HC05 Bluetooth Modülü

2. Maliyet Analizi ve Maliyet Tablosu

Yapılan araştırmalar ve çalışmalar neticesinde kullanılacak malzemeler piyasada kolay bir şekilde bulunabilen, kullanılması kolay ve birçok muhendis tarafından tercih edilen malzemelerden oluşmaktadır.

Gerçekleştirilmesi planlanan tasarı için projenin beyni olarak da nitelendirilebilecek malzemelerden başta Arduino Uno, sistemin temel amacını gerçekleştirmek için bacağın hareketini sağlayacak servo motorlar kullanılmıştır. Ayrıca bacakta meydana gelen basıncı ölçüp duruma göre belli bir kuvvet desteği sağlanması için basınc sensörleri kullanılmıştır. Esnekliğin belirlenmesi ve güvenlik önlemi almak için Flex sensörü kullanılmıştır. Mekanik tasarımda ise vida ve somunlar yer almaktadır. Skp takılabilen bu küçük parçaların maliyeti ise yaklaşık olarak 80-90 ₺ civarındadır. Temel parça maliyeti tahmini olarak 400-500 ₺ olarak belirlenmiştir.

Üretim sürecinde kişiye özel olarak gerçekleştirilecek bu tasarım, sabit giderleri olarak temel malzemelerin yorulmadan dolayı belirli aralıklarla değişmesi gerekmektedir. Değişken giderler olarak kişiye özel kullanılacak malzeme ve parçaların değişiklik gösterebilmesi, beklenmedik bir anda temel parçalardan birinin işlevsiz hale gelebilmesi gibi olaylar yaşanabilir.

Tasarımın gerçekleşmesi kar amacı taşımaktan ziyade insanların temel ihtiyaçlarına cevap verme amacı taşısa da, proje mümkün olduğunca en uygun maliyet ile en iyi performansı sergileyebilecek şekilde gerçekleştirilmesi beklenmektedir.

TABLO 1, MALİYET HESABI, 2021

Kullanılacak Malzeme	Malzeme Adedi	Malzeme Ölçüsü	Birim Adet Fiyatı
DS5160MG Su Geçirmez Yüksek Torklu Servo Motor 60 kg	3		426,67 ₺
Arduino	1		60 ₺
Basınç Sensörü	6		26,11 ₺
Flex Sensörü	4		52,63 ₺
Alüminyum Malzeme (Gövde İçin)		146750,15 mm ³	740 ₺
Silikon Tabanlık	1		25,65 ₺
HC-05 Bluetooth Modülü	1		34,50 ₺
Titanyum Malzeme		390875.52 mm ³	73,72 ₺
Polyamid Malzeme		274613.11 mm ³	53,70 ₺
Lityum İyon Batarya	4		438,38 ₺
Vida	30	M4-12 mm	1,5-2 ₺
Somun	20	M4	1,5-2 ₺
Pul	20	5/32	1-1,5 ₺
Toplam			4508,28 ₺

Toplam malzeme maliyeti 4508,28 ₺ olarak hesaplanmıştır.

Standart olarak fiyat bu şekilde hesaplanırsa da, kişiye özel tasarımlarda fiyat değişkenlik göstermektedir.

3. Montaj ve İmalata Hazır Parça Yapım Resimlerinin Çizilmesi

Projemizde tasarladığımız bu ortezin 3D modellemesi SolidWorks programında gerçekleştirilmiştir.

SolidWorks şirketi ilk olarak Aralık 1993 yılında MIT mezunu Jon Hirschtick tarafından kurulmuştur. SolidWorks birçok mühendislik uygulamasında aktif olarak kullanılmaktadır. SolidWorks'ün üzerinden hemen hemen her nesnenin katı modellemesi yapılabilir. Ürünlerin üretiminde tasarım, geliştirme ve iyileştirme gibi aşamalar çok önemlidir. Bir ürünün dizaynının ve analizinin bilgisayar ortamında gerçekleştirilmesi şirketlere çok büyük tasarruf sağlar.

Programın basit bir arayüze sahip olmasına rağmen, ileri düzey modellemeler yapılabilmesi başlıca tercih edilme sebebi olarak gösterilebilir. Tasarlanan katı model ile ilgili analiz, animasyon ve simülasyon yapılabilir. Çok sayıda alt bileşene sahip detaylı makine ve parçalarının, tasarımı ve birleşimini kolay bir arayüzle sağlar. Tasarımların renklendirilerek, görsel yönden zenginleştirilmesini sağlar. Solidworks'ün tasarım dosyalarının, ANSYS gibi analiz programlarına da yüklenme özelliğine sahiptir. Tasarım, analiz, animasyon ve simülasyon gibi birçok özelliği barındırdığından firmalar için yüksek performanslı ve düşük maliyetli bir yazılımdır.

Günümüzde medikal ürünler ve tıbbi cihazlara artan talepleri karşılamak için medikal ürünler ve tıbbi imalat sanayi de hızla gelişmektedir. Biyomedikal ürün tasarımcıları ise sadece yenilikçi tıbbi ürünler yaratmakla kalmayıp, aynı zamanda giderek zorlayıcı bir düzenleyici ortama da yönelmelidir.

Tasarımcılar için uyumluluğu ve işlevselliği koruyarak ve yasal gereklilikleri takip ederek mühendislik maliyetinin düşürülmesi, pazara sürme süresinin daha kısa sürmesi için çalışmalar yapılması gereklidir.

SolidWorks tasarım kullanıcıların simülasyon ve yeri yönetim çözümleri; güvenlik yönetmeliklerine uygun yenilikçi ürünler oluşturmaya, rekabette üstünlük sağlanmasına yardımcı olacaktır.

Fizik tedavi destekli ayak ortezi tasarımında Solidworks programının tercih edilmesinin nedeni de basit bir arayüze sahip olması ve mühendislik hesaplamalarında kolaylık sağlaması olarak gösterilebilir.



Ortez kullanımı, ayak deformitelerinin ve biyomekanik yetersizliklerinin düzeltilmesi için oldukça önem taşır. Yıllar geçtikçe gelişen biyomedikal alanındaki tasarımlar; kişiye ve rahatsızlıklara göre özelleştirilerek daha inovatif ürünler ortaya çıkarmayı öncelik haline getirmişlerdir. Ayak sağlığının günlük hayattaki konfor düzeyini doğrudan etkilemesi hastanın tedavi sırasında sürekli kullanacak olduğu bacak ortezinin konfor düzeyinin de ne derece önemli olduğu konusunda bir ölçüttür.

Bizim projemizde sunduğumuz Fizik Tedavi Destekli Alt Ekstremitte Ortezinin de konforlu, yüksek biyoyumluluğa sahip olması, egzersizleri doğru yapması projemizde sunduğumuz çıktılarının alınması için çok önemlidir. Bu sonuçlara ulaşmak için şüphesiz ortezin tasarım aşaması büyük önem arz eder.

Porjenin tasarımında günlük hayata adaptasyonu yüksek olmasından ötürü tasarımda yenilikçi yaklaşımlardan esinlenmiş, sadece fonksiyonları değil tasarımı da ön plana çıkarılmaya çalışılmıştır.

Hastanın ortezi günlük hayatında sıkça kullanacak olması gerçeği göz önüne alınarak malzeme seçiminde dayanıklı ve hafif malzeme arayışına girilmiştir. Ortezin gövde ve tabanlık kısmı için Alüminyum malzeme uygun görülmüştür.

Tasarımda rahat bir ayak tabanı, fonksiyonel eklem yerleri, konforu ve rahatlığı ön plana çıkaran detaylar kullanılmıştır. Cpm cihazı işlevi görmesinden ötürü sistemsel ekipmanların fazla olmasına rağmen ortez şeklinde düşünüldüğü için minimal bir tasarım ortaya çıkarılmıştır.

Diz eklemlerinin rahat oynaması için diz bölümü açık bırakılmıştır.

Ayak ve bacağın rahat nefes alması ve kapalı alanda durarak cildin ve gözeneklerin hasar görmemesi için aralıklı delikler kullanılmış, ortez bütünüyle ayağı ve bacağı kaplamayacak şekilde tasarlanmıştır.

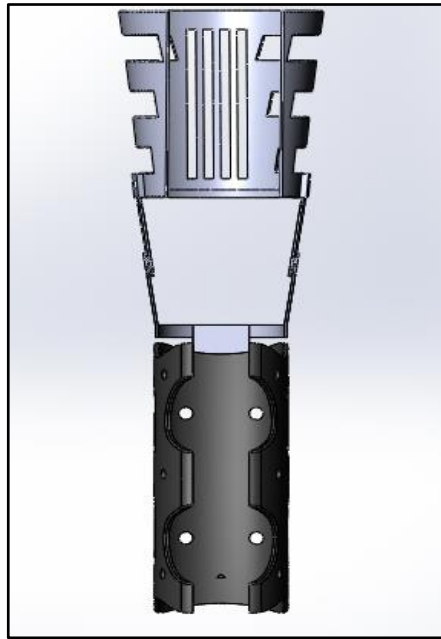
Bu özel tasarım ortezle fizik tedavi yapılacağı sırada ayağın dengesi ve konforunun ayarlanması çok önemlidir. Bacak ve diz hareketleri yaparken bacağın gereğinden fazla kuvvet ve darbe almasını engellemek için ortezin eklem yerlerinde titan karışımı malzeme tercih edilmiştir. Eklem bölgelerindeki bağlantılar bacağın ölçüsüne göre ayarlanmış, bağlantı yerlerinden gerektiğinde sökülebilecek şekilde ayarlama opsiyonları da bulunmaktadır.

Ortezin bağlantı yerleri iç kısmına değil dış kısmına göre ayarlanmıştır böylelikle hareket esnasında bacağın rahatlığı sağlanmış olur.

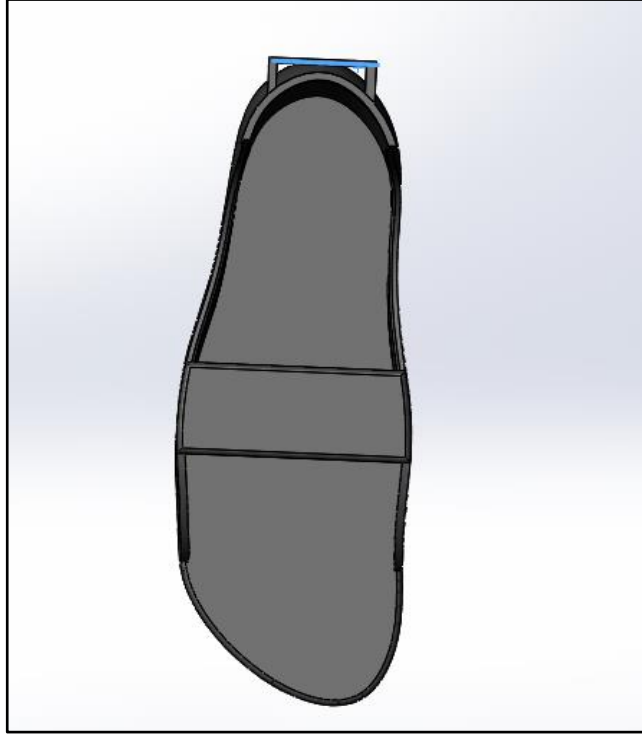
Yan bantlarda Polyamid esnek malzeme tercih edilmiştir. Polyamid esnek sürtünmeye dayanıklı cilde zararsız ve kokusuz bir maddedir.

Korozyon oluşturmaması için eklem yerlerinde kullanılbağlantı elemanları paslanmaz çelik malzemeden üretilen alyan başlı cıvatalar kullanılmıştır.

Sistemde kullanılacak olan servomotorlar ve flex sensörler diz kapağının iki yanına yerleştirilmiştir. Böylelikle donanımsal aksamlar da ortez tasarımının içinde doğal bir şekilde yerleştirilmiş olur.



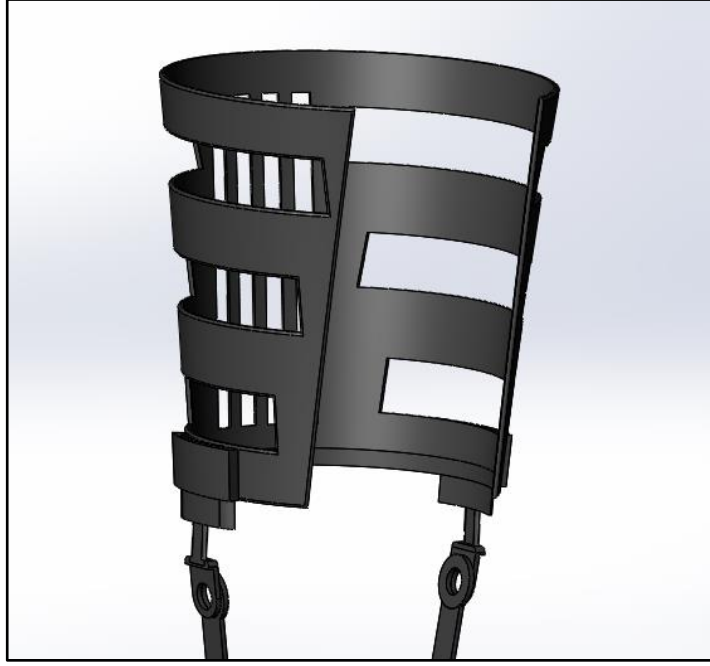
Şekil B-12-Ortezin Önden Görünüşü



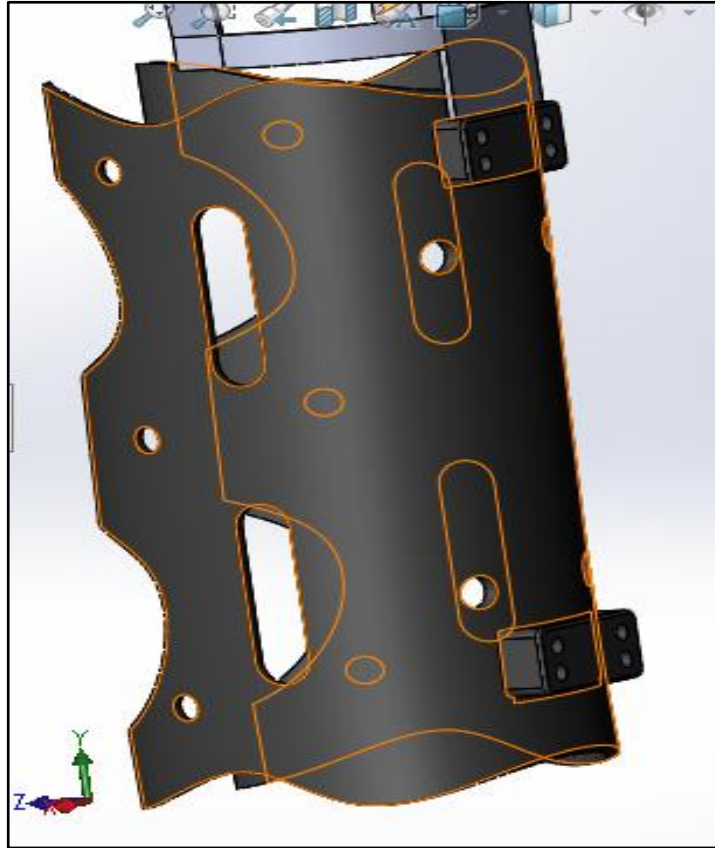
Şekil B-13-Ortezin Ayak Kısmının Üstten Görünüşü



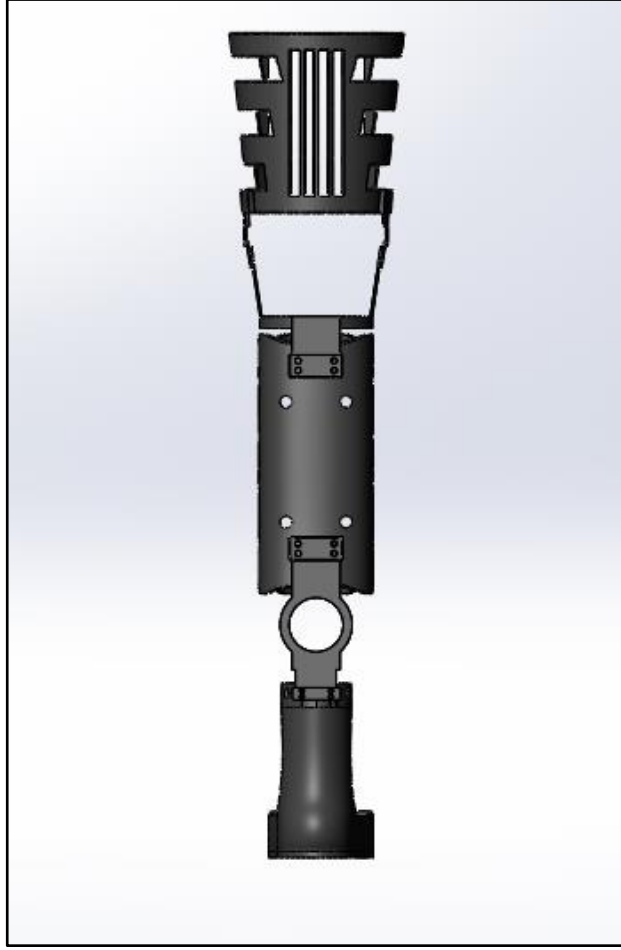
Şekil B-14-Ortezin Ayak Kısmının Görünüşü



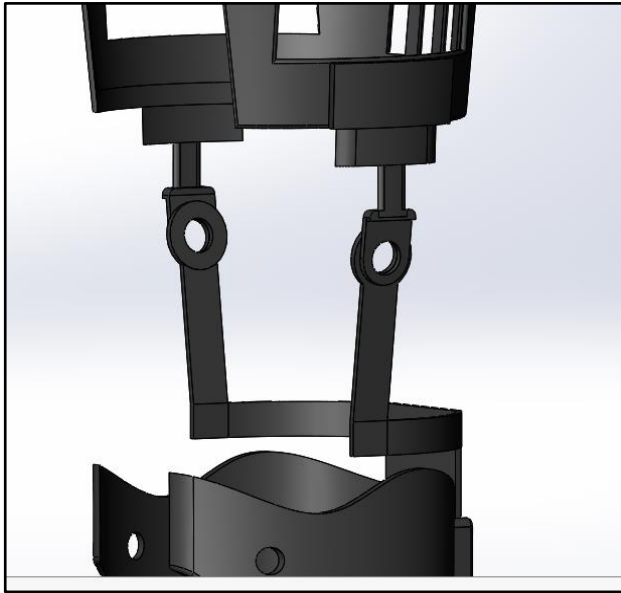
Şekil B-15-Ortezin Üst Bacak Görünüşü



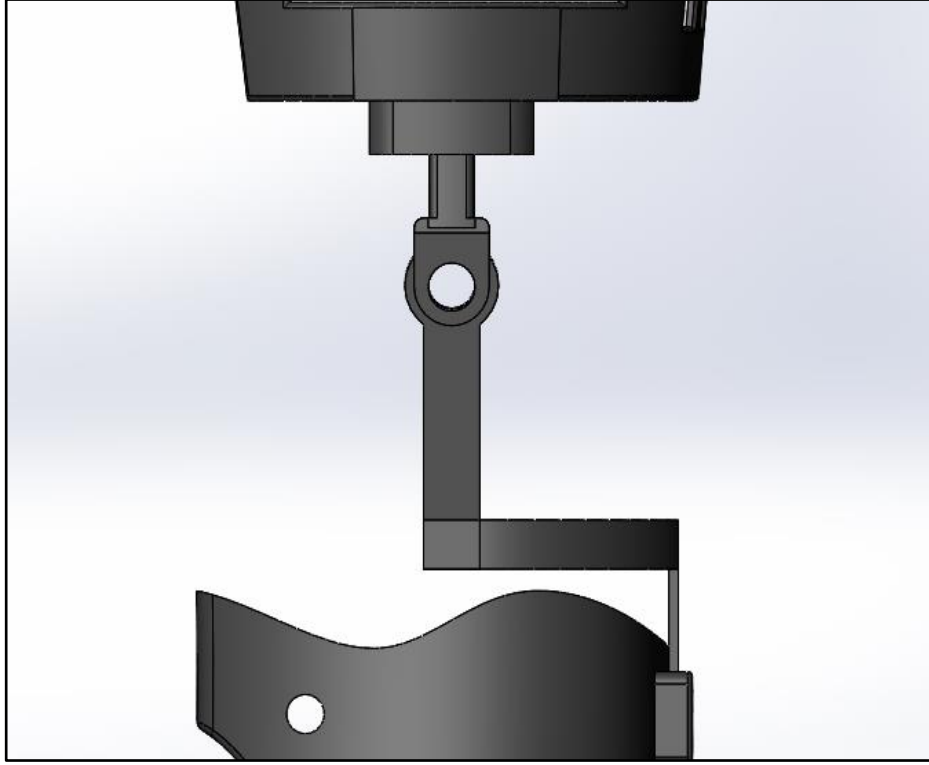
Şekil B-16-Ortezin Gövde Görünüşü



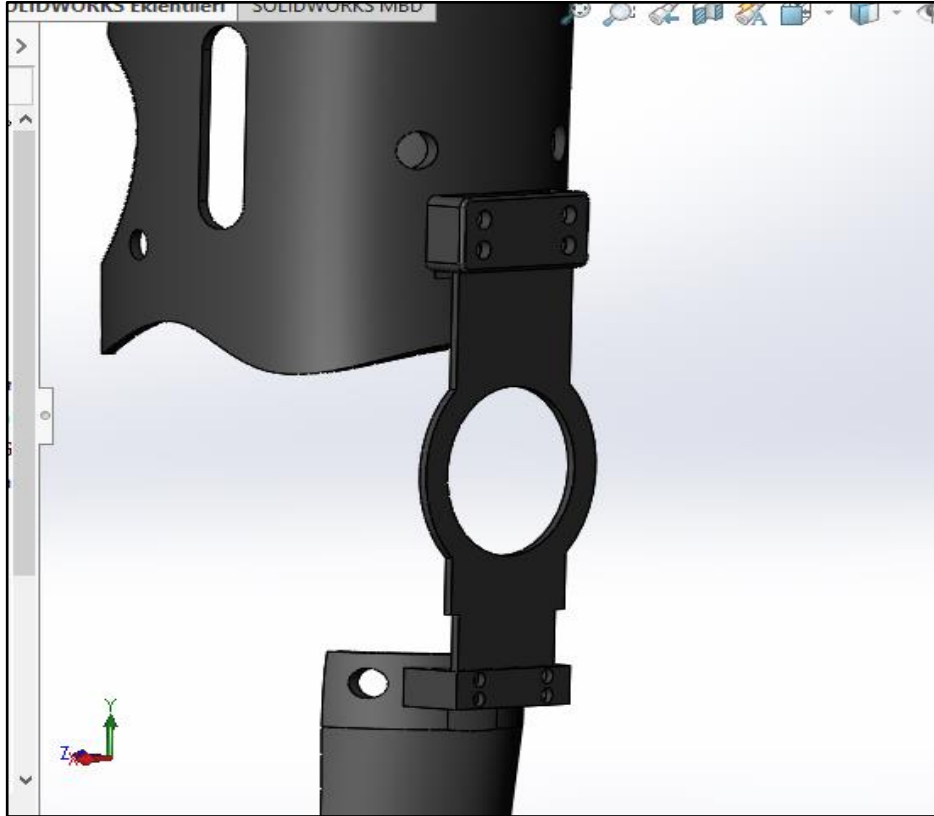
Şekil B-17-Ortezin Arkadan Görünüşü



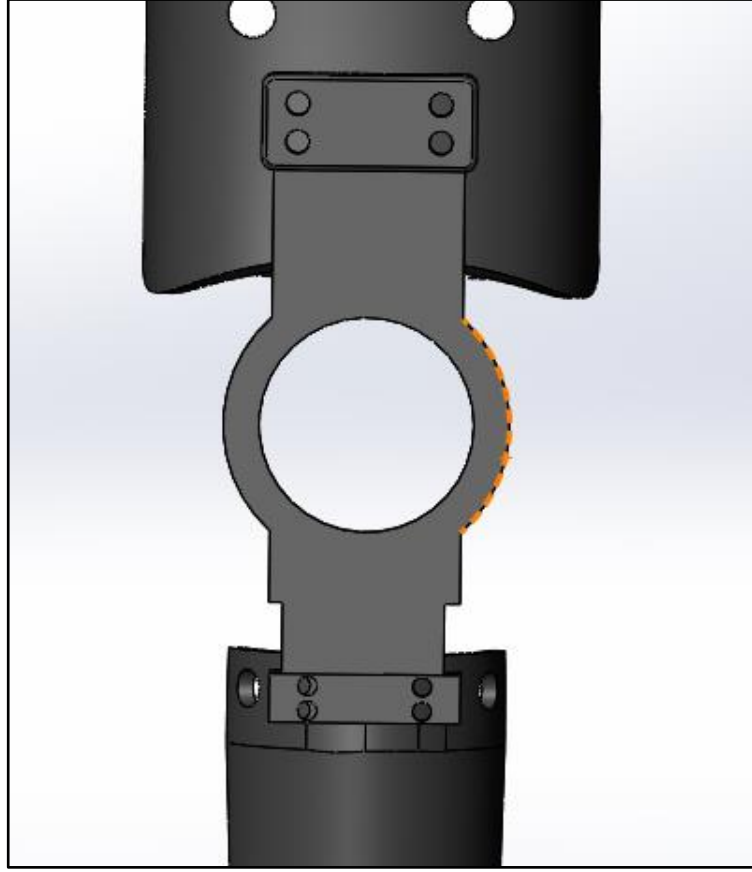
Şekil B-18- Gövde & Üst Bacak bağlantısı



Şekil B-19- Gövde & Üst Bacak Bağlantısı Yandan Görünüşü



Şekil B-20- Ayak & Gövde Bağlantısı



Şekil B-21- Ayak & Gövde Bağlantısı Arkadan Görünüşü



Şekil B-22- Ortezın Genel Görünümü

4. Yöntem ve Elektronik Tasarımı

Teknolojinin gelişmesiyle birlikte günümüzde aktif olarak kullanılan fizik tedavi ve rehabilitasyon amaçlı çeşitli elektromekanik cihaz ve aletler geliştirilmiştir. Bunlardan en önemlileri CPM ve Cybex cihazlarıdır. Ancak bu cihazlar hareket kabiliyetleri açısından düşük serbestlik dereceli ve herhangi bir geri bildirim özelliği bulunmayan cihazlardır. Bu nedenlerden dolayı Mekatronik Mühendisleri, öğrenilen donanımsal ve yazılımsal bileşenleri bir arada kullanarak sağlık problemlerine çözüm bulma istekleri doğrultusunda yüksek hareket kabiliyeti, objektif değerlendirme ve geri bildirim yapabilme özellikleri ile fizik tedavi ve rehabilitasyon sürecine destek olan daha kullanışlı bir cihaz tasarımı çalışması gerçekleştirilmeyi amaçlamışlardır.

İnsan uzuvlarında kaza ya da benzeri bir olay sonucunda bu uzuvları kullanmaya engel olan sorunlara, tasarlanan fizik tedaviye yardımcı ayak ortezi ile çözüm bulunmaktadır. Bu çalışma boyunca ilk olarak hitap edilmek istenen kesimi baz alarak alanında uzman hekim ve fizyoterapistlerin de yardımıyla hastalara sorulan sorular ve bunlara verdikleri cevaplar doğrultusunda gerçekleştirildi. Bu sorular neticesinde hastaların beklentilerinin neler olduğu veya gerçekleştirmek istedikleri eylemlerin neler olduğu gibi soruların yanıtları arandı. Hastaların ilk olarak beslenme, giyinme ve tuvalet ihtiyaçlarını bir başkasına muhtaç olmadan gerçekleştirmek istediklerini ve bunlara ek olarak kuvvet eksikliğinden kaynaklı pozisyon değiştirememelerine çözüm bulunmasını istediğini belirttiler.

Alınan bu geri dönüşler neticesinde sunulmak istenilen çözümlerden ilki fizik tedaviye yardımcı bu ayak ortezinin, mobil bir uygulamadan takibinin yapılabilmesi ve eş zamanlı olarak cihazın çalışması esnasında kontrolünün gerçekleştirilebilmesidir. Bu cihaz sayesinde yapılması gereken egzersiz hareketleri tanımlı olacağı için hastanın egzersiz hareketlerini doğru bir şekilde gerçekleştirebilmesi sağlanacaktır. Grafikselleştirilmiş bir programlama dili olan Labview ortamında programlanmış olan bu uygulama ile hasta, egzersiz sürecini takvim ve zaman birimleri eşliğinde aktif olarak kontrol edebilecek, günlük yaşantısı sırasında bildirimler ve uyarılar sayesinde egzersiz hareketlerini aksatmadan zaman ve mekan fark etmeksizin gerçekleştirebilecek ve böylece tedavi sürecini hızlandırabilecektir. Hasta, tüm bu süre zarfı boyunca egzersizlerini gerçekleştirirken uygulama ise arka planda verileri kayıt altına alıp,

düzenli olarak doktor ve fizyoterapist ile paylaşacaktır. Kayıt altına alınan veriler uçtan uca şifreleme yöntemi kullanarak hastanın kişisel verilerinin korunmasını sağlamaktadır.

Donanımsal olarak tasarladığımız bu ortez, daha önce tasarlanmış olan diz, ayak bileği ve ayak ortezlerinden çok daha modern, kullanışlı ve işlevseldir. Daha fonksiyonel ve her hastanın ihtiyacına yönelik olarak tasarlanmış yani özelleştirilebilir nitelikte dizayn edilmiştir. Hastanın, tedavi sürecinde sürekli olarak kullanmak zorunda olduğu bu ortezde, kumaş kaplı silikon tabanlılık kullanarak ergonomik tasarımıyla günlük yaşamını rahat geçirmesi sağlanmıştır.

Fizik tedavi destekli bu ortezin 3D modellemesini gerçekleştirebilmek için CAD teknolojilerinden olan SolidWorks programı kullanılmıştır. Solidworks; basit, hızlı ve etkin bir şekilde 2D ve 3D katı modeller ortaya çıkarmak için sıkça kullanılan bir CAD yazılımıdır. Diğer CAD programları gibi kendine has ekosistem oluşturarak pratik anlamda özgün hedeflere uygun olarak uzmanlaşmıştır.

Bu çalışmada 3D modellemenin yapılmasında SolidWork programının kullanılmasının temel nedenlerinden birisi oldukça kullanışlı bir arayüze sahip olmasıdır. Ayrıca bu yazılım sayesinde katı parça modellemesini gerçekleştirdikten sonra tasarımın analiz, simülasyon ve hareketlendirmesini gözlemleyebiliriz.

4.1.Boyutlandırma ve Standart Parça Seçimi

Tasarımda belirtildiği gibi ortezin parçalarının boyutlandırılması eşzamanlı mobil uygulama ile birlikte paralel olarak ilerleyen programla birlikte gerçekleşmektedir. Bu sebeple parça boyutlandırması kişiye özel olarak yapılmaktadır.

Kullanılacak olan fizik tedavi destekli bu ortezde servo motorlar kullanarak hastanın günlük olarak yapması gereken egzersiz hareketlerini gerçekleştirebilmeleri için gerekli moment gücü sağlanmıştır. Bu mekanizmadaki son kontrol elemanı olarak görev alan servo motorlar, ortezin pozisyon ve hızını değiştirerek egzersiz hareketlerinin engelli birey tarafından gerçekleştirilmesine yardımcı olması sağlanmıştır.

Bu tasarımda kullanılan Flex sensörü veya bir diğer adıyla esneklik sensörü kullanımı ile egzersiz hareketleri esnasında oluşan esneme derecesine göre sensörde direnç

değişimi meydana gelir ve bu değişim algılanır. Basınç sensörü kullanımı ile de ayak tabanında ölçülen basınç değerinin referans basınç değerinden farkı alınır ve duruma bağlı olarak egzersize devam edilir.

Labview ortamında, hangi egzersiz hareketi gerçekleştirilecekse ilgili servo motor veya servo motorlar çalışmaları programlanır. Sonrasında Arduino ile Labview eşleştirilerek egzersiz hareketlerinin sırasıyla gerçekleştirilmesi sağlanır.

4.2. Sistem Analizi

Robotik rehabilitasyon, robotik ve mekanik cihazların rehabilitasyon amaçlı kullanılmasıdır. Bu cihazlarda bulunan sensör ve geri bildirim sistemleri, rehabilitasyonun başarısına önemli ölçüde katkı sağlar. Robotik rehabilitasyon ve sanal gerçeklik günümüzde giderek artan ölçüde modern tıbbın bir parçası haline gelmektedir. Robotik cerrahi gibi teknolojinin kullanıldığı tıp alanlarından biri de rehabilitasyondur. Özellikle nörolojik rehabilitasyonda değişik robotik cihazlar yardımıyla iyileşme ve fonksiyonu geri kazanma süreci hızlandırılabilir. Bu robotik teknolojiler, klasik fizik tedavi ve rehabilitasyon yöntemleri ile birlikte kullanıldığında daha iyi sonuçlar alınabilmektedir. İnme (felç), omurilik yaralanmaları (parapleji, tetrapleji), travmatik beyin hasarları, serebral palsi, ortopedik nedenli yürüme bozuklukları, kol ve el kullanım yetersizlikleri ve Multipl Skleroz, Parkinson hastalığı gibi değişik nörolojik hastalıklarda robotik teknolojilerden yararlanılmaktadır.[31]

Genel fizik tedavi yöntemlerinde kullanılan cihaz ve egzersiz sistemleri son dönemde oldukça ileri boyuta taşınmıştır. Fakat bu egzersiz sistemlerinde en önemli eksiklik motivasyon ve devamlı bir takip sistemi olmuştur. Bu tasarımda, sistem çalışmasında fizik tedaviye yardımcı bu ortezin bir mobil uygulamadan takibi ve eş zamanlı çalışması sağlanarak sistem kontrol edilecektir. Tasarımı dizayn edilen bu sistemde iletişim, sosyal hayattan soyutlanmamak ve kişisel yaşam ön plana çıkarılarak hastanın daha rahat bir yaşam sürmesi sağlanacaktır. Tüm bunların temel amacı hasta motivasyonunu olabilecek en üst seviyede tutarak, en hızlı ve en etkili şekilde ayağın sağlıklı hâline ulaşmasını sağlamaktır.

Tasarlanan projenin mobil uygulama arayüz tasarımında hastanın bilgileri yer alacak ve hasta egzersiz esnasında hangi motorların aktif olduğunu, egzersiz tekrarını, egzersiz süresini ve tarih saat gibi göstergeleri de görerek klinik dışında bir tedavi gerçekleştirebilecektir.

The image displays a Labview Front Panel (User Interface) for a mobile application. It is divided into several sections:

- Hasta Bilgileri (Patient Information):** Includes fields for T.C KİMLİK NO (21422079961), AD (Ayşe Berra), SOYAD (KOVAR), BOY(CM) (170), and KİLO(KG) (58).
- Tarih (Date):** 9.01.2021
- Saat (Time):** 14:48:57
- Motor Status:** Four motors are shown with their respective status indicators and speed controls:
 - Motor1 Aktif (Blue indicator, speed 30)
 - Motor2 Aktif (Green indicator, speed 30)
 - Motor3 Aktif (Green indicator, speed 30)
 - Motor4 Aktif (Red indicator, speed 30)
- Egzersiz Bilgileri (Exercise Information):** Includes fields for Egzersiz Hareketleri Tekrar Sayısı (2) and Günlük Egzersiz Süresi (1).
- Egzersiz Tipi:** Alt Ekstremitte Egzersizi
- Sağlıklı Günler..** (Healthy Days..)

Şekil B-23- Labview Front Panel (Kullanıcı Arayüzü)

Oluşturulan düzenli egzersiz sistemi ile hastanın egzersiz programını aksatmadan, en hızlı ve en etkili sonucu alarak tedaviyi sonlandırabilmesi amaçlanmıştır.

Tedavinin ilerleyişinin doktor gözetiminde olması için hastanın günlük egzersiz bilgileri elektronik ortamda, e-mail ile doktor ve fizyoterapist ile paylaşılacaktır.



Şekil B-24- Fizyoterapist İletilecek Bilgi Maili

4.3.Mühendislik Analizleri

4.3.1. Kinematik Analiz

Tasarlanan fizik tedaviye yardımcı bu ayak ortezinin prototip olarak çalışabilmesi ve hastanın günlük hayatta kullanabilmesi için öncelikli olarak ayak bileğinin ve dizin aktif olarak hareket kabiliyeti, bu hareketler esnasında meydana gelen açısız hareketlerin matematiksel olarak çözümlenmesi gerekmektedir. Bu doğrultuda sistemin prototipinin gerçekçi özelliklere sahip olması amaçlanmıştır.

Projemizde, diz kısmının iki yanında ve ayak bileğinin arka kısmında bükülme yönünde belirli bir düzeyde uyumluluk sağlayan mekanik elemanlar bulunmaktadır. Bu özellik sayesinde motorlardan sağlanan hareket ile egzersiz esnasında diz ve ayak bileği, ilgili egzersiz hareketlerini yapabilecek serbestliğe sahip olacaktır.

Dolayısıyla analize başlamadan önce mekanizmanın serbestlik derecesinin belirlenmesi gerekmektedir. Mekanizmanın serbestlik derecesi;

$$F = \lambda(l - j - 1) + \sum_{i=1}^j f_i \quad \text{şeklinde hesaplanır.}$$

Bu parametreler;

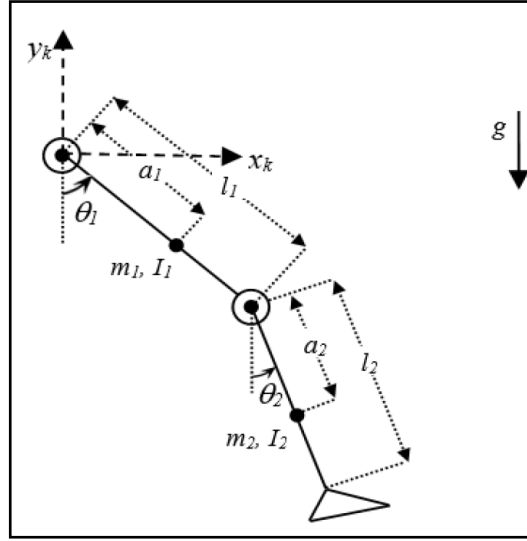
F= Mekanizmanın serbestlik derecesi

λ = Düzlemsel mekanizmalar için 3

l= Uzuvsayısı (sabit uzuvlarda dahil)

j= Mekanizma mafsalsayısı

f_i = Mafsalların serbestlik derecesi



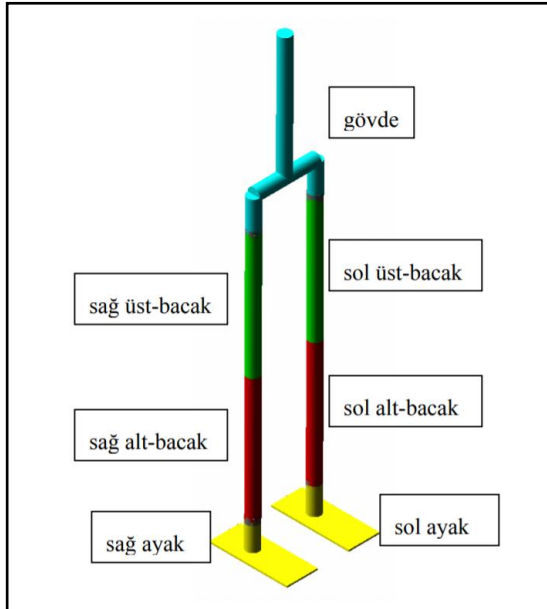
Şekil B-25-Fizik Tedavi Destekli Ortezin Mekanizması

Diz için serbestlik derecesi;

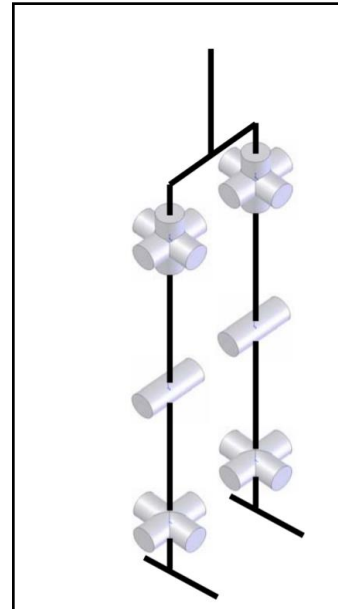
$$F = 3 \cdot (3 - 2 - 1) + 1 = 1$$

Ayak bileği için serbestlik derecesi;

$$F = 3 \cdot (3 - 2 - 1) + 2 = 2$$



Şekil B-26-İki Ayaklı Ortez Modelinin Genel Yapısı



Şekil B-27-Modelin Serbestlik Derecesi

Sistemi tahrik eden mekanizma için motor sayısının sistemin serbestlik derecesine eşit veya daha fazla olması gerekmektedir. Buna göre de sistemde en az F veya F+1 kadar motor kullanılması gerekmektedir. Bu yüzden tasarımıımızda 3 adet servo motor kullanıldı.

Sistemin donanımsal özelliklerinde dizin yanlarında ve ayak bileğinin arka kısmında bulunan motorların gücü çevresel faktörler ve sürtünme kuvvetlerinden dolayı %100 verimli çalışmayacaktır. Bu doğrultuda kayıplar da dikkate alınarak hesaplamalar yapılmıştır.

Mekanizmada kullanılan motorlar için seçim yapılırken motorun uygulayacağı tork göz önüne alınarak seçim yapılmıştır. Bu nedenle yüksek torklu RDS5160 servo motor seçilmiştir. Bu motorun duruş torku datasheetinden alınan bilgilere göre 7.4V 'da 65 kg.cm olarak verilmiştir. Yine datasheetinden alınan bilgiye göre dönme hızı 7.4V 'da 0.17 sn olarak verilmiştir.

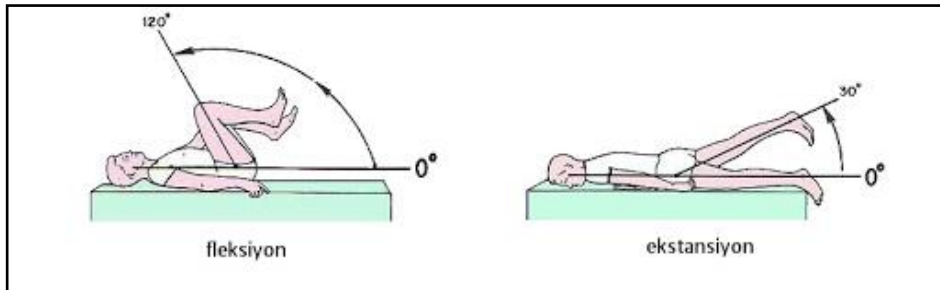
Bu bilgilerden yola çıkarak torku yaklaşık olarak 637.65 Ncm bulunur.

$$F = \frac{T}{R} = \frac{637.65 \text{ Ncm}}{20 \text{ cm}} = 31.88 \text{ N} = 3.25 \text{ kg}$$

Çevresel faktörlerle birlikte sürtünme kuvvetinden kaynaklanan kayıplardan dolayı motor %100 verimle çalışmayacaktır. Bütün kayıpları yaklaşık olarak %10 olarak kabul edersek buna göre net kuvveti ;

$$F_{net} = 31.88 * 0.9 = 28.69 \text{ N} \text{ olarak buluruz.}$$

Egzersiz hareketlerinden olan dizde fleksiyon, ekstansiyon ve ayak bileğinde dorsifleksiyon hareketlerinin gerçekleştirilebilmesi için x ve z eksenlerinde hareketinin bulunması, buralardaki kuvvetleri hesaplayarak hareketin net kuvvetini bulabiliriz.



Şekil B-28-Fleksiyon ve Ekstansiyon Hareketi



Şekil B-29-Dorsifleksiyon ve Plantar Fleksiyon Hareketi

$$F_x = F_x \cos \theta$$

$$F_z = F_z \sin \theta$$

$$F_x = F \times \cos 0 = 28.69 \times 1 = 28.69 \text{ N}$$

$$F_z = F \times \sin 0 = 28.69 \times 0 = 0 \text{ N}$$

$$F_x = F \times \cos 30 = 28.69 \times 0.866 = 24.84 \text{ N}$$

$$F_z = F \times \sin 30 = 28.69 \times 0.5 = 14.34 \text{ N}$$

$$F_x = F \times \cos 60 = 28.69 \times 0.5 = 14.34 \text{ N}$$

$$F_z = F \times \sin 60 = 28.69 \times 0.866 = 24.84 \text{ N}$$

$$F_x = F \times \cos 90 = 28.69 \times 0 = 0 \text{ N}$$

$$F_z = F \times \sin 90 = 28.69 \times 1 = 28.69 \text{ N}$$

Bacak hareketlerinin uç nokta konumları ve yönlenmesi için eklem değişken değerlerini hesaplanması gerekmektedir. Kısaca bacağın koordinat sisteminin uzayda istenilen noktaya gidebilmesi ve yine istenilen yönlenmeyi sağlaması için gerekli eklem değişkenlerinin alması gereken açısal konumlarını kinematik sistem analizi ile hesaplayabiliriz. Kinematik analiz modelini belirlemek için yaygın olarak Denavit-Hartenberg homojen dönüşüm yöntemi kullanılmaktadır. Bu yöntem ile temel olarak dört değişken kullanılarak kinematik analiz gerçekleştirilmiştir.

Bu değişkenler;

a_i = uzuv uzunluğu (length)

α_i = çevrilme açısı

d_i = kayma (offset)

θ_i = dönme açısı

Denavit – Hartenberg (D-H) değişkenleri olarak yer almaktadır.

Her eklem için D-H parametreleri hesaplanacak olursa;

$${}^1_0T = \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & -\sin\theta_1 & 0 & \alpha_1\cos\theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \sin\theta_1 & \cos\theta_1 & 0 & \alpha_1\sin\theta_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^2_1T = \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & -\sin\theta_2 & 0 & \alpha_2\cos\theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 & \alpha_2\sin\theta_2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^3_2T = \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & -\sin\theta_3 & 0 & \alpha_3\cos\theta_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 & \alpha_3\sin\theta_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\blacksquare \quad {}^3_0T = {}^1_0T \cdot {}^2_1T \cdot {}^3_2T$$

$${}^3_0T = \begin{bmatrix} \cos\theta_{123} & -\sin\theta_{123} & 0 & \alpha_1\cos\theta_1 + \alpha_2\cos\theta_2 + \alpha_3\cos\theta_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \sin\theta_{123} & \cos\theta_{123} & 0 & \alpha_1\sin\theta_1 + \alpha_2\sin\theta_2 + \alpha_3\sin\theta_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Şeklinde hesaplanır.

Bacak için Kinematik Analiz Çözümü; ortezin yapacak olduğu dizde fleksiyon, ekstansiyon ve ayak bileğinde dorsifleksiyon egzersiz hareketlerinin gerçekleştirilmesi sonucunda oluşan açı β olursa aynı zamanda pozisyonu da X ve Z olur.

Buna göre transformasyon matrisi

$${}^3_0T = \begin{bmatrix} \cos\beta & -\sin\beta & 0 & x \\ 0 & 0 & 1 & y \\ \sin\beta & \cos\beta & 0 & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$X = \alpha_1 \cos\theta_1 + \alpha_2 \cos\theta_2 + \alpha_3 \cos\theta_3$$

$$Z = \alpha_1 \sin\theta_1 + \alpha_2 \sin\theta_2 + \alpha_3 \sin\theta_3 \text{ denklemlerinden hesaplanır.}$$

Eklemlerin uzunlukları ise

$$a_1 = 50$$

$$a_2 = 45$$

$$a_3 = 24$$

Bu doğrultuda x ve y'nin pozisyonlarını değerleri denklemde yerine koyulduğunda;

$$X = 50 \cos\theta + 45 \cos\theta_2 + 24 \cos\theta_3$$

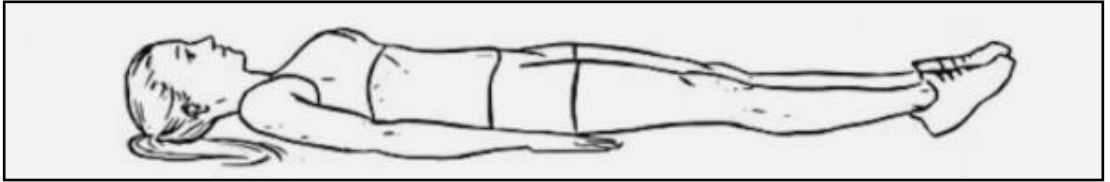
$$Z = 50 \sin\theta + 45 \sin\theta_2 + 24 \sin\theta_3$$

4.3.2. Hız Kinematiği

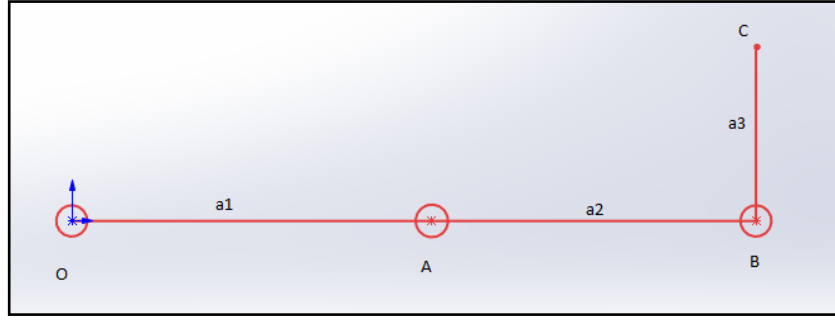
Hız kinematiği doğrusal ve açısal hızları Jakobiyen matrisi ile açıklanması daha uygun görülmüştür.

Jakobiyen: Bu matris yolu ile skaler işlevi vektörel yöntemle çözüme daha kolaylıkla kavuşturabilmektedir.

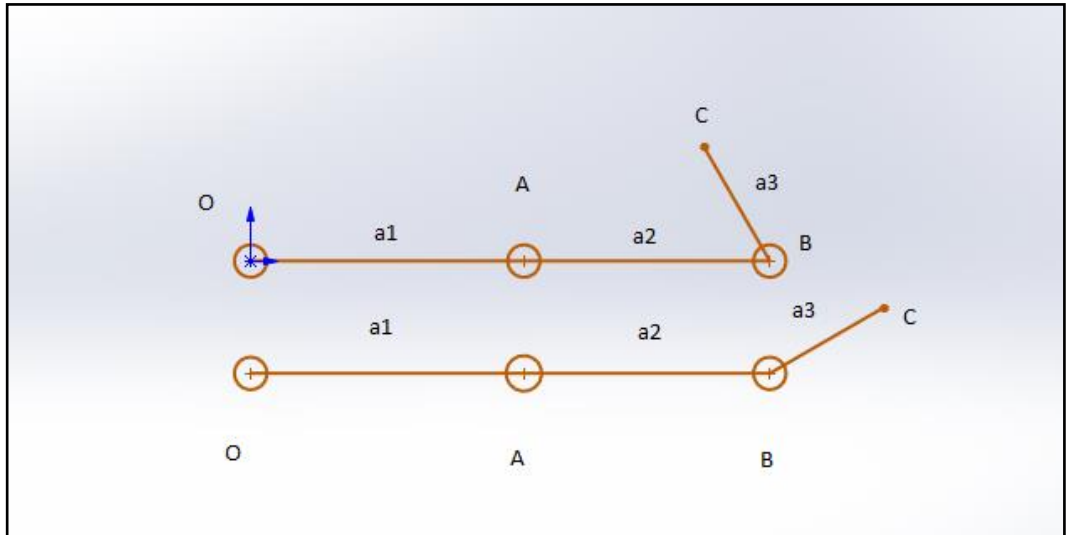
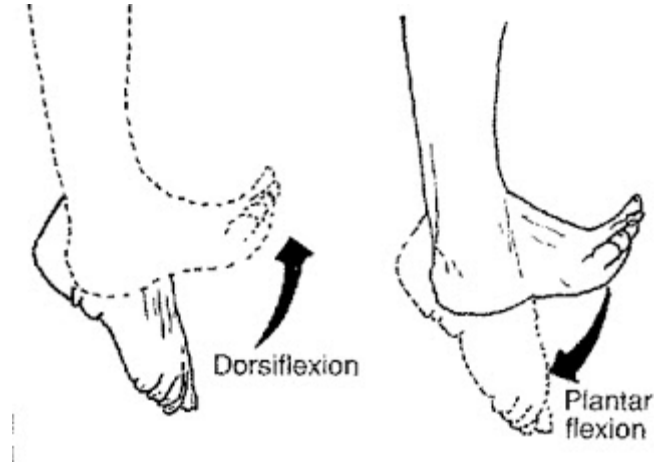
Bacakta bulunan eklemlerin X, Y ve Z koordinatlarını bulup, hesaplama yapılacaktır.



Şekil B-30-Fizik Tedavide Bacağın İlk Konumu



Şekil B-31-Bacağın İlk Konumu



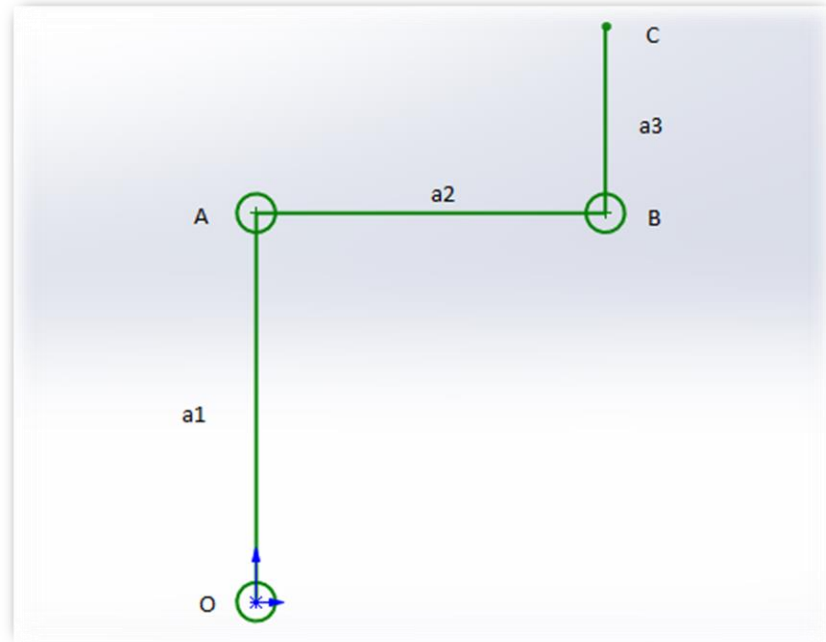
Şekil B-32- Bacağın Dorsifleksiyon Egzersizi Sırasındaki Konumu

A, B, C eklemlerinin koordinatları;

$$A = \begin{bmatrix} \alpha_1 \cos \theta_1 \\ 0 \\ \alpha_1 \sin \theta_1 \end{bmatrix}$$

$$B = \begin{bmatrix} \alpha_1 \cos \theta_1 + \alpha_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 \\ \alpha_1 \sin \theta_1 + \alpha_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix}$$

$$C = \begin{bmatrix} \alpha_1 \cos \theta_1 + \alpha_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + \alpha_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ 0 \\ \alpha_1 \sin \theta_1 + \alpha_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + \alpha_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \end{bmatrix}$$



Şekil 43- Bacağın Diz Fleksiyonu Esnasındaki Konumu

A, B, C eklemlerinin koordinatları;

$$A = \begin{bmatrix} \alpha_1 \cos \theta_1 \\ 0 \\ \alpha_1 \sin \theta_1 \end{bmatrix}$$

$$B = \begin{bmatrix} \alpha_1 \cos \theta_1 + \alpha_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 \\ \alpha_1 \sin \theta_1 + \alpha_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix}$$

$$C = \begin{bmatrix} \alpha_1 \cos \theta_1 + \alpha_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + \alpha_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ 0 \\ \alpha_1 \sin \theta_1 + \alpha_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + \alpha_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \end{bmatrix}$$

$\cos(\theta_1 + \theta_2)$, $\sin(\theta_1 + \theta_2)$ ifadelerini c_{12} , s_{12} şeklinde kısaltırsak;

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_1 c_1 + a_2 c_{12} + a_3 c_{123} & a_2 c_{12} + a_3 c_{123} & a_3 c_{123} \\ 0 & 0 & 0 \\ a_1 s_1 + a_2 s_{12} + a_3 s_{123} & a_2 s_{12} + a_3 s_{123} & a_3 s_{123} \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

Jakobiyen matris için türev alınırsa;

$$J = \begin{bmatrix} \delta(a_1 c_1 + a_2 c_{12} + a_3 c_{123})/\theta_1 & \delta(a_2 c_{12} + a_3 c_{123})/\theta_2 & \delta(a_3 c_{123})/\theta_3 \\ 0 & 0 & 0 \\ \delta(a_1 s_1 + a_2 s_{12} + a_3 s_{123})/\theta_1 & \delta(a_2 s_{12} + a_3 s_{123})/\theta_2 & \delta(a_3 s_{123})/\theta_3 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

$$J = \begin{bmatrix} -a_1 s_1 - a_2 s_{12} - a_3 s_{123} & -a_2 s_{12} - a_3 s_{123} & -a_3 s_{123} \\ 0 & 0 & 0 \\ a_1 c_1 + a_2 c_{12} + a_3 c_{123} & a_2 c_{12} + a_3 c_{123} & a_3 c_{123} \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \text{ olarak belirlenir.}$$

X ve Z doğrultularındaki hızları bulmak için bulunan matris ile eklemlerin hızları çarpılır;

$$V_x = -a_1 \sin \theta_1 \dot{\theta}_1 - a_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) - a_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)$$

$$V_y = 0;$$

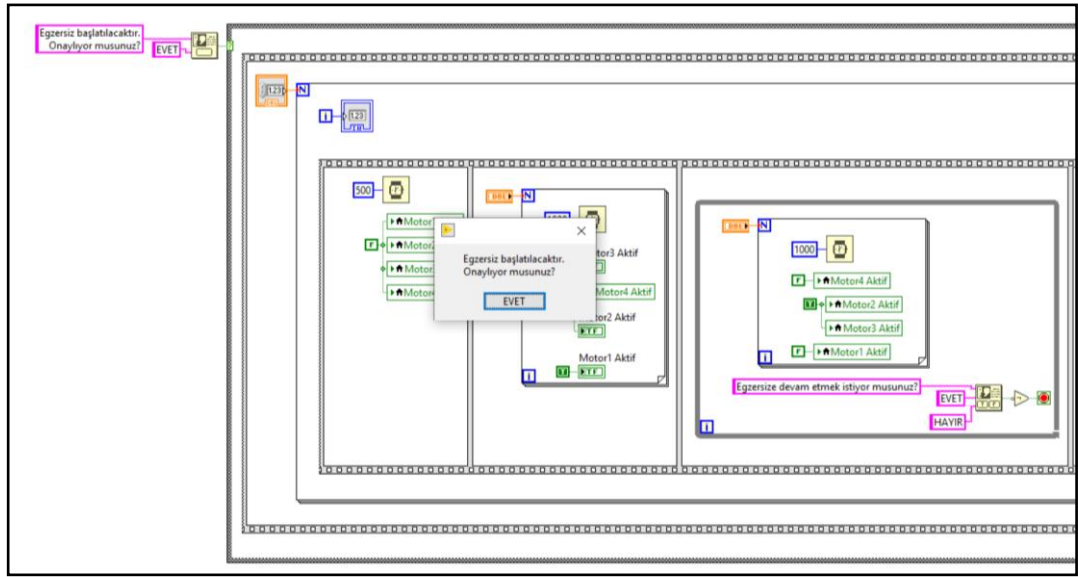
$$V_z = a_1 \cos \theta_1 \dot{\theta}_1 + a_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) + a_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)$$

Hız matrisi;

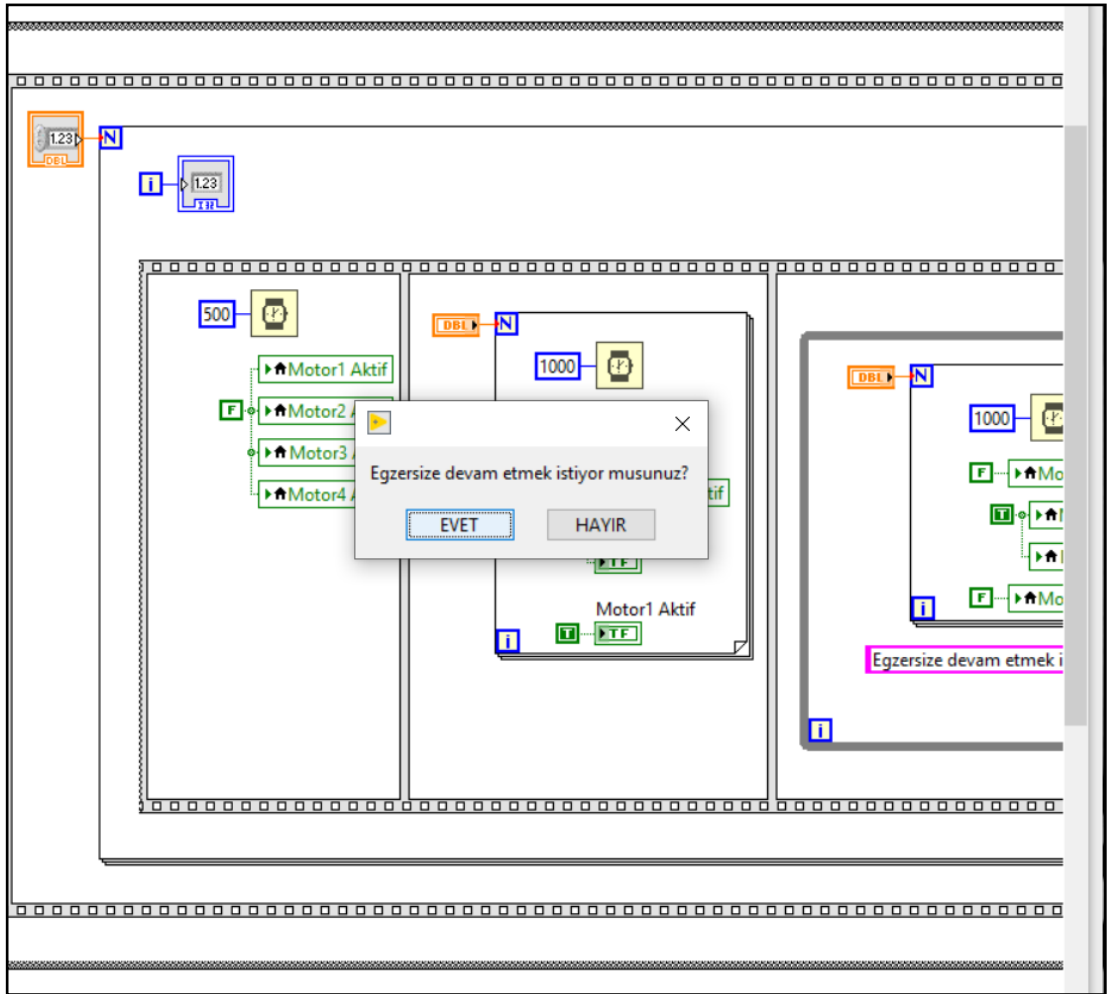
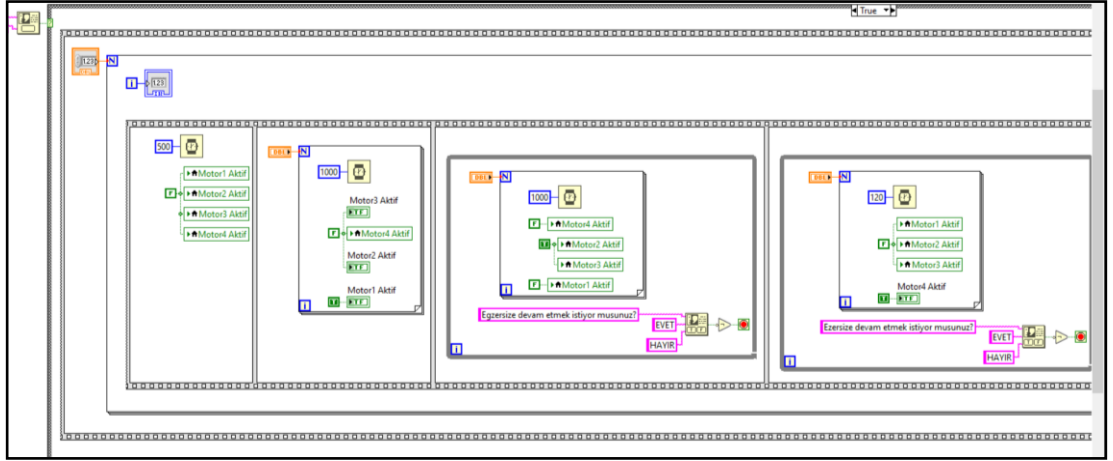
$$\begin{bmatrix} V_x \\ V_y \\ V_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -a_1 s_1 - a_2 s_{12} - a_3 s_{123} & -a_2 s_{12} - a_3 s_{123} & -a_3 s_{123} \\ 0 & 0 & 0 \\ a_1 c_1 + a_2 c_{12} + a_3 c_{123} & a_2 c_{12} + a_3 c_{123} & a_3 c_{123} \end{bmatrix}$$

4.4.Sistem Çalışma Akışı

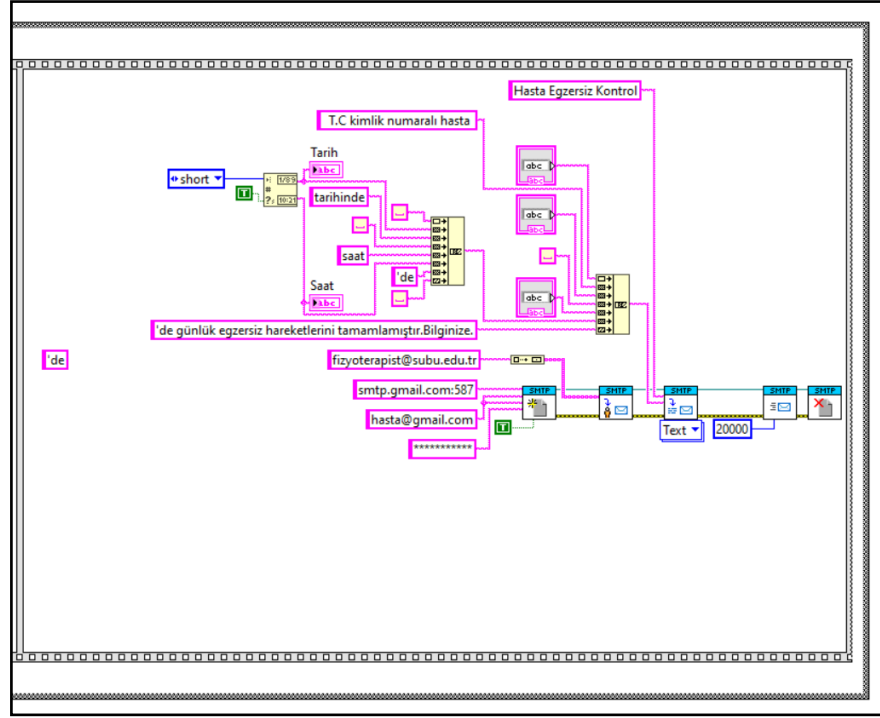
Projenin mobil uygulama arayüzünde, sistemin çalışması için hastanın kişisel bilgileri girilip, fizyoterapistin belirlediği egzersiz tekrar sayısı ve egzersiz hareketlerinin gerçekleşmesi için kullanılacak olan motorların çalışma süresi tanımlandığında ve son olarak start verildiğinde hastaya ilk olarak ‘Egzersiz başlatılacaktır.Onaylıyor musunuz?’ sorusu yöneltilecek ve hasta ‘Evet’ seçeneğine tıklayıp onay verdiğinde egzersiz hareketlerinden ilki başlatılacaktır.



İlk egzersiz hareketinin bitmesinin ardından ikinci egzersiz hareketini başlatmadan önce ‘Egzersize devam etmek istiyor musunuz?’ diye bir soru daha yöneltecek ve hasta ‘Evet’ seçeneğine tıklarsa egzersiz kaldığı yerden devam edecek, ‘Hayır’ seçeneğine tıklarsa ilgili egzersiz hareketi sonlandırılacaktır. Böylece engelli birey istediği zaman diliminde istediği egzersiz hareketini yapabilecek ve sosyal yaşantısına devam edebilecektir.

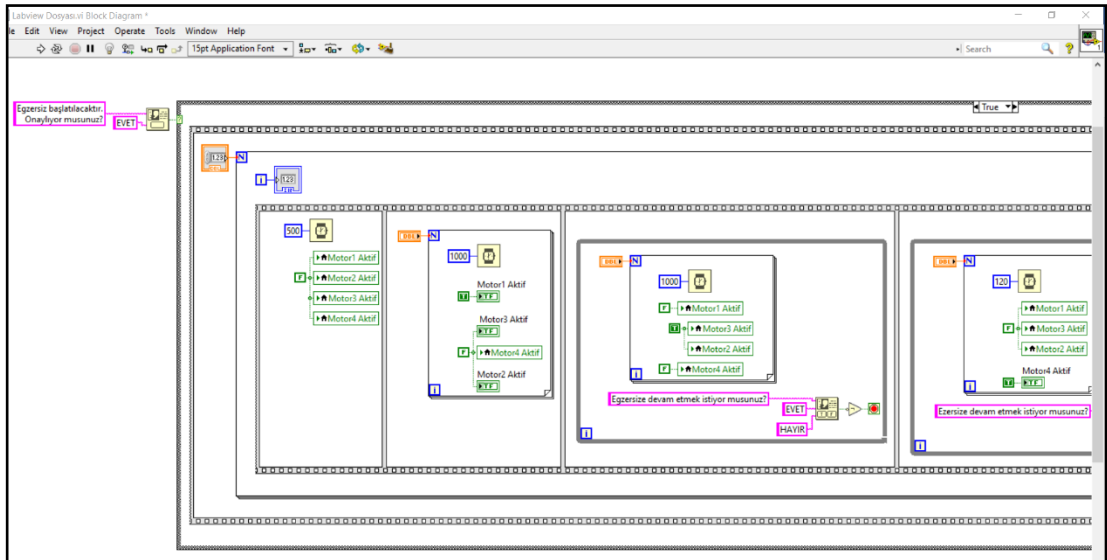


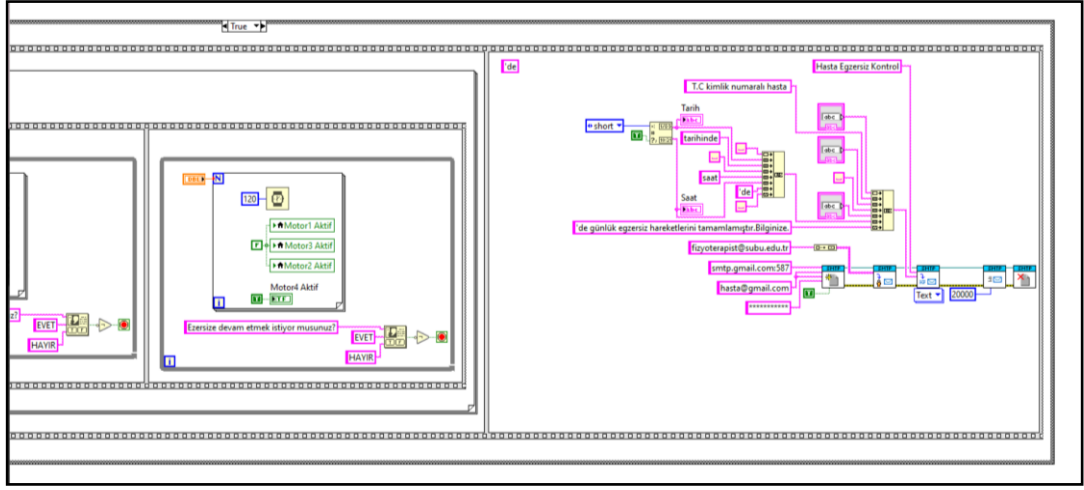
Fizyoterapistin belirlediği süre ve tekrar sayısına bağlı olarak gerçekleştirilen egzersizler tamamlandığında ise fizyoterapiste hastanın günlük egzersizini tamamladığı bilgisi gidecektir.



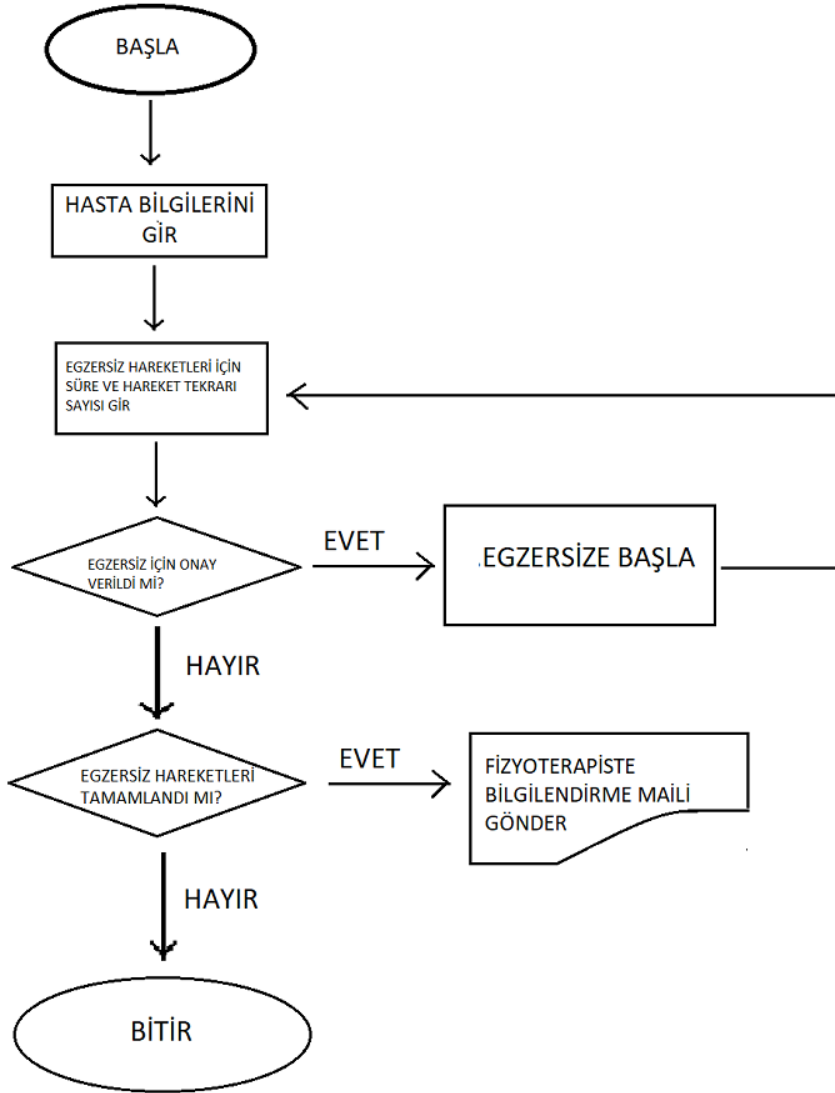
Şekil B-33- Labview Programında Mail Gönderme İşlemi

Tasarımda kullanılan arayüzün arduino ile bağlantısını gerçekleştirebilmek için HC-05 Bluetooth Modülü kullanılır. Bu sayede arduinodan sensör ve motorlar ile ilgili veri iletimi gerçekleştirilir.





4.5.Egzersize İlişkin Akış Diyagramı



SONUÇ ve ÖNERİLER

İnsan ayak ve bacağına yapısı anatomik olarak incelenip egzersiz hareketlerinin hız ve konum hesaplamalarından yola çıkılarak bir ortez tasarlanmıştır. Bu doğrultuda matematiksel hesaplamalar yapılırken diz ve ayak bileği için ayrı ayrı düşünülmüştür. Kinematik ve hız analizleri gerçekleştirilmiştir.

Kinematik analiz yapılırken bacağın X ve Z koordinatlarında hareket meydana gelirken Y koordinatlarında hareket meydana gelememektedir. Bu sayede kinematik analiz yapılırken oluşturulan matriste X ve Z koordinatları için tanımlamalar kullanılırken Y koordinatı sabit kabul edilmektedir. Kinematik analiz sayesinde bacağın gerçekleştirilmesi beklenen egzersiz hareketleri için o durumlarda bulunacak açılara göre konum belirleme gerçekleştirilmektedir. Bu konumlara gelmek için bacağına uygulanması gereken bir güç bulunmaktadır. Motorun uygulayacağı kuvvet beraberinde bir hız oluşturacaktır. Bacağın ani hız değişimlerine maruz kalıp zarar görmemesi için konumları için verilen açılardan faydalanarak hız analizi gerçekleştirilmiştir. Bu hız analizi gerçekleştirilmesi hedeflenen üç temel hareketin uygulanması sırasında gerekli olan maximum ve minimum değerlerini vermektedir. Hız analizi yaparken konumdan yola çıkılarak, jakobiyen matrisi kullanılmıştır. Gerçekleştirilen formalize işlemler doğrultusunda herhangi bir açıda eklemlerin hangi konumda ve hızlarda olması gerektiği rahatlıkla bulunabilmektedir.

Tasarım olarak fizik tedavi destekli bu ortezin, seri üretim ile üretilerek ulaşılabilir maliyete sahip olması beklenmektedir. Her ne kadar yaygınlaşması hedeflense de üretim sürecinde kişiye özel tasarlanır.

Sonuç olarak mühendislik analizleri yapıp bunlara uygun olarak kullanılacak malzemeler belirlenip hastanın konforu da göz önünde bulunarak fizik tedavi destekli bir ortez tasarlanmıştır.

Elektronik yazılımında bazı düzenlemeler yapılarak geliştirilip, egzersiz hareketleri çeşitlendirilebilir. Tasarlanan bu ortezin, hasta için daha kullanışlı ve daha hafif olması için mekanik görüntüsünde de bazı değişiklikler yapılması da önerilerimiz arasındadır.

Proje maliyet yönünden incelendiğinde birkaç husus baz alınmalıdır. Öncelikle projenin sağlık alanında olması ve sağlık hizmetlerinde maliyetin geri planda tutulması gerektiği büyük önem arz ettiğinden, proje mali yönden incelendiğinde maliyet

raporunun daha geniş yelpazede incelenmesine olanak sağlamaktadır. Bunun yanı sıra halihazırda projeye seçilen malzemelerin tamamen fiyat-performans üzerine kurulu olması ve piyasadaki muadillerine oranla daha uygun fiyatta olması projenin seri üretime uygun olduğunu göstermiştir. Piyasada halihazırda üst mikro denetleyiciler bulunmaktadır fakat Arduino gerek maliyet gerekse beklenen gereksinimlerini karşılayabilmesinden dolayı mikro denetleyici seçiminde öne çıktığı görülmüştür. Özetle gerek maliyet gerekse tedarik maliyeti göz önünde alındığında proje makul bir fiyat eşiğinde oluşturulmasına dikkat edilmiştir. Bir diğer önemli hususta şüphesiz projenin kişiye özel olmasından dolayı maliyetinin ürüne göre değişiklik gösterebileceği ve böylece her bütçeden insana hitap edilebilir olmasıdır. Maliyet analizinde belirlenen hedef, standart olarak çıkarılacak ürünün tedaviye yönelik bütün işlemlere sahip olması ve uygun maliyette üretilmesidir. Standart ürünün dışında eklenecek fonksiyonlara göre maliyet esneklik gösterecektir.

KAYNAKÇA

- [1] Lemmon, D., Shiang, T. Y., Hashmi, A., Ulbrecht, J. S., Cavanagh, P. R. (1997). The effect of insoles in therapeutic footwear - A finite element approach. *Journal of Biomechanics*, 30(6), 615–620. (Erişim Tarihi:18.11.2020)
- [2] Imtiaz Choudhury¹ and N.A. Abu Osman, Development of a Prefabricated and User Friendly Stance-Control Orthosis Muhammad Rakib¹⁺, (Erişim Tarihi:21.11.2020)
- [3] https://tr.wikipedia.org/wiki/Fizik_tedavi (Erişim Tarihi:24.10.2020)
- [4] https://tr.qaz.wiki/wiki/Orthotics#Lower-limb_orthoses (Erişim Tarihi: 26.11.2020)
- [5] Huang, C. N., Lee, M. Y., Chang, C. C. (2011). Computer-aided design and manufacturing of customized insoles. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 31 (2), 74–79. (Erişim Tarihi:11.11.2020)
- [6] Erdemir, A., Viveiros, M. L., Ulbrecht, J. S., Cavanagh, P. R. (2006). An inverse finiteelement model of heel-pad indentation. *Journal of Biomechanics*, 39 (7), 1279–1286. (Erişim Tarihi:18.11.2020)
- [7] Goske, S., Erdemir, A., Petre, M., Budhabhatti, S., Cavanagh, P. R. (2006). Reduction of plantar heel pressures: Insole design using finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 39 (13), 2363–2370. (Erişim Tarihi:19.11.2020)
- [8] Yarwindran, M., Azwani Sa'aban, N., Ibrahim, M., Periyasamy, R. (2016). Thermoplastic elastomer infill pattern impact on mechanical properties 3D printed customized orthotic insole. *ARPN Journal of Engineering and Applied Sciences*, 11 (10), 6519–6524. (Erişim Tarihi:19.11.2020)
- [9] Khademi, M., Hossein, M. H., Lopes, C. V., Dodakian, L., and Cramer, S. C., "Haptic augmented reality to monitor human arm's stiffness in rehabilitation", *Biomedical Engineering And Sciences (IECBES)*, 2012 IEEE EMBS Conference, (December): 892–895 (2012).(Erişim Tarihi:26.10.2020)
- [10] A. Erdal SARGUTAN, 2005, Cilt 8, Sayı 1 ,Sağlık Teknolojisi Yönetimi (Erişim Tarihi:21.11.2020)
- [11] Bang, M; Deyle, G. D., "Comparison of Supervised Exercise With and Without Manual Physical Therapy for Patients With Shoulder Impingement Syndrome", *Journal Of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 30 (3): 126–137 (2000). (Erişim Tarihi:24.10.2020)
- [12] Chen, Y.-P., Kang, L.-J., Chuang, T.-Y., Doong, J.-L., Lee, S.-J., Tsai, M.-W., Jeng, S.-F., and Sung, W.-H., 2007, "Use of Virtual Reality to Improve Upper-Extremity Control in Children With Cerebral Palsy: A Single-Subject Design", *Physical Therapy*, 87 (11): 1441–1457.(Erişim Tarihi:24.10.2020)

- [13] Altınkaynak H, Yakut Y. Protez-ortez Malzemeleri, Gövde ve Boyun Korseleri. In: Erdem H, Kuzgun Ü. Ortopedide Ortezler ve Protezler. İstanbul. Türk Ortopedi ve Travmatoloji Derneği, 1994: 4-15, 79-80. (Erişim Tarihi:21.11.2020)
- [14] Maclean, N. and Pound, P., "A critical review of the concept of patient motivation in the literature of physical rehabilitation.", *Social Science & Medicine*, 50:495–506. (2000).(Erişim Tarihi:25.10.2020)
- [15] McLean, S. M., Burton, M., Bradley, L., and Littlewood, C., "Interventions for enhancing adherence with physiotherapy: A systematic review", *Manual Therapy*, 15 (6): 514–521 (2010).(Erişim Tarihi:26.10.2020)
- [16] Uğur FİDAN , Erkan YILMAZ , Hatice Kübra ZİĞARLI , (2017), *Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Ve Mühendislik Bilimleri Dergisi*, Cilt 17 , Sayı 1 , Oca 2017 , 124 – 130(Erişim Tarihi:30.10.2020)
- [17] Webster, D. and Celik, O., "Systematic review of Kinect applications in elderly care and stroke rehabilitation", *Journal Of NeuroEngineering And Rehabilitation*, 11 (1): 108 (2014).(Erişim Tarihi:2.11.2020)
- [18] Engelli ve Yaşlı Hizmetleri Genel Müdürlüğü, *Ortopedik hazır ve ismarlama protez ortez teknik el kitabı*, İstanbul. Karmen Matbaa, 2014. (Erişim Tarihi:2.11.2020)
- [19] Kinesiology and biomechanics, Introduction to the study of human walking [Internet], cited 14 January 2014. Available from <http://moon.ouhsc.edu/dthomps/> (Erişim Tarihi:2.11.2020)
- [20] Chiad J. S., Takhakh A. M., Kadhim F. M., (2013) Vibration Measurement and analysis of knee ankle foot orthosis (KAFO) plastic-metal type. *Journal of Engineering and Development*, Vol. 17, No.6, December 2013. (Erişim Tarihi:3.11.2020)
- [21] Ela TARAKÇI ,Devrim TARAKÇI(2019-02-19)' REHABİLİTASYONDA TEKNOLOJİ'(Erişim Tarihi:6.11.2020)
Gupta, Aditya (2017) Design & Development of a Novel Continuous Passive Motion (CPM) Device for GAIT Rehabilitation. MTech thesis. (Erişim Tarihi:6.11.2020)
- [22] Sivarajah, N. (2018). Implementing 3D Printing in the Production Process of Individual Insoles, (June). (Erişim Tarihi:21.11.2020)
- [23] 114 Hacettepe Sağlık İdaresi Dergisi, 2005, Cilt:8, Sayı:1 (Erişim Tarihi:21.11.2020)
- [24] MİLLİ EĞİTİM BAKANLIĞI/ORTOPEDİK PROTEZ VE ORTEZ KALÇA, DİZ, AYAK BİLEĞİ VE AYAK ORTEZİ (HKAFO) İMALATI 725TTT040/ 2011 (Erişim Tarihi:22.11.2020)
- [25] Altınkaynak H, Yakut Y. Protez-ortez Malzemeleri, Gövde ve Boyun Korseleri. In: Erdem H, Kuzgun Ü. Ortopedide Ortezler ve Protezler. İstanbul. Türk Ortopedi ve Travmatoloji Derneği, 1994: 4-15, 79-80. (Erişim Tarihi:08.12.2020)

- [26] http://megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/Diz,%20Ayak%20Bilek%20Ve%20Ayak%20Ortezi%20%28kafo%29prova%20Ve%20Teslimi.pdf(Erişim Tarihi:10.12.2020)
- [27] <https://www.enerjiportali.com/titanyum-nedir-kullanim-alanlari-nelerdir/>(Erişim Tarihi:11.12.2020)
- [28] <https://diyot.net/servo-motor/#:~:text=Servo%20motor%2C%20bir%20mekanizmada%20son,kullan%C4%B1c%C4%B1n%C4%B1n%20komutlar%C4%B1n%C4%B1%20yeri ne%20getiren%20motorlard%C4%B1r.> (Erişim Tarihi:13.12.2020)
- [29] <https://www.sand.com.tr/Haber/40/Basinc-Sensoru-Nedir,-Cesitleri-Nelerdir-.html>(Erişim Tarihi:13.12.2020)
- [30] <https://www.sigortaladim.com/lityum-iyon-pil-hakkinda-her-sey/>(Erişim Tarihi:05.01.2021)
- [31] <https://www.romatem.com/robotik-rehabilitasyon-nedir/>(Erişim Tarihi:10.01.2021)

EK-1

TABLO 2, İŞ PAKETLERİ

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Literatür Taraması	M B	M B	M B	M B										
Mekanik Tasarım										B		B		
Labview Elektronik Tasarımı									M			M		
Malzeme Seçimi				M	B			M B						
Maliyet Hesabı						M B	M B			M B				
Mühendislik Analizleri													M B	M B
Rapor Düzenleme									M B					M B

M: MİRAY ŞAHİN

B: AYŞE BERRA KOVAR

ÖZGEÇMİŞ

Miray Şahin, 10.06.1999 yılında Sakarya'da doğdu. İlk, orta ve lise eğitimini Sakarya'da tamamladı. 2017 yılında Mefkure Temel Lisesi'nden mezun oldu. 2017 yılında Sakarya Üniversitesi Mekatronik Mühendisliği Bölümü'ne, 2019 yılında ise İş Sağlığı ve Güvenliği Bölümüne başladı. Mesleki ilgi alanları arasında tasarım, yazılım ve otomasyon yer almaktadır.

Ayşe Berra Kovar, 01.11.1999 yılında Sakarya'da doğdu. İlk, orta ve lise eğitimini Sakarya'da tamamladı. 2017 yılında Adapazarı Anadolu İmam- Hatip Lisesi'nden mezun oldu. 2017 yılında Sakarya Üniversitesi Mekatronik Mühendisliği Bölümü'ne, 2020 yılında ise Yönetim Bilişim Sistemleri Bölümüne başladı. Mesleki ilgi alanları arasında tasarım, yazılım ve otomasyon yer almaktadır.

STANDARTLAR ve KISITLAR FORMU

1. Çalışmanın amacını özetleyiniz.

Tasarım çalışmamızda fizyoterapistler ve hastalar için uzun ve zorlu bir süreç olan fizik tedavi uygulamasını, hastanın klinik dışında da gerçekleştirebilip, daha kısa sürede sağlığına kavuşmasını sağlayabilecek bir ayak ortezi tasarlamayı amaçlamaktayız. Sağlık sektöründe kullanılacak olan bu cihaz, kolay taşınabilir ve portatif olması sayesinde aynı zamanda ortez olarak da kullanılabilir.

2. Çalışmanın tasarım boyutunu açıklayınız.

Daha önceden de fizik tedavi ve rehabilitasyon alanında birçok çalışma gerçekleştirilmiştir. Fakat ayak ortezi kullanmak zorunda olan ve fizik tedavi gören hastalara yönelik en çok bilinen robotik tedavi yöntemlerinden biri de CPM cihazıdır. Bu projede de genel olarak CPM cihazı mantığından esinlenerek, mekanik tasarımı ve elektronik tasarımı tamamen kendimize özgü olan bir ortez tasarımı çalışması gerçekleştirilmiştir. Kişiyeye özel olan bu tasarım ergonomik olması ve mobil uygulama arayüzüyle hasta ve fizyoterapist arasında iletişimi kolaylaştırması ile özgünlük kazanmıştır. Bu tasarım, proje toplamının %70-%80 'ini oluşturmaktadır.

3. Bu çalışmada bir mühendislik problemini kendiniz formüle edip, çözdünüz mü?

Mühendislik temel olarak insan hayatını kolaylaştırmayı ve var olan teknolojiyi geliştirmeyi hedefler. Bu bağlamda, halihazırda bulunan sistemdeki bazı eksiklikleri gidererek engelli bireylerin hayatındaki sorunlara çözüm bulmaya çalıştık. Çalışmamız boyunca ilgili mühendislik problemlerini kendimiz formüle edip, çözdük.

4. Çalışmada kullandığınız yöntemler nelerdir ve önceki derslerde edindiğiniz hangi bilgi ve becerileri kullandınız? Açıklayınız.

Çalışmamızda, daha önce gördüğümüz birçok derste edindiğimiz bilgileri kullandık. Bunlardan ilki projemizin genel tasarımını 3D şekilde ifade edebildiğimiz CAD yazılımlarından olan SolidWorks programıdır. Mekanizmamızın serbestlik derecesi, uzuvlarına binen kuvvetler, tork ve moment hesapları gibi mühendislik analizlerini yaparken Dinamik ve Makine Dinamiği derslerinden öğrendiğimiz bilgileri kullandık.

Bacağın ve ayağın hareketlerinin hesaplanmasında ise Uygulamalı Matematik dersinden faydalandık. Projemizin elektronik yazılımı kısmında da Labview programını kullanarak Bilgisayar Tabanlı Veri Toplama dersinde öğrenmiş olduğumuz bilgileri kullandık. Girişimcilik ve proje yönetimi dersinden edindiğimiz bilgiler doğrultusunda ise bir projeye yaklaşım açımızı, iş bölümü yapmayı ve soruna adım adım yaklaşmayı öğrendik.

5. Kullandığınız veya dikkate aldığınız mühendislik standartları nelerdir?

Kalite ve güvence sistem prensipleri doğrultusunda hastaların memnuniyeti sağlanarak bilgi ölçümü ve verilerle desteklenmiştir. Tasarımımızın, öneriler doğrultusunda sürekli iyileştirme ile farklı noktalara getirilebilmesi büyük önem taşımaktadır.

Bilgi ölçümü ve verilere dayanma prensibi doğrultusunda ise tasarlanan parça geliş güzel ortaya çıkmamıştır. Tamamen genel hesaplamalar ve ölçüler doğrultusunda üretilmiştir. Bu konuda teknik bilgiler kullanılıp üretilmiştir. Böyle sayılabilecek birçok standart dikkate alınmıştır.

6. Kullandığınız veya dikkate aldığınız gerçekçi kısıtlar nelerdir? Lütfen çalışmanıza uygun yanıtlarla doldurunuz.

a) Ekonomi

Bir parça veya ürün tasarlanırken maliyet oldukça önemlidir. Maliyetin olabildiğince az tutulması amaçlanmıştır fakat maliyetten kar elde etmeyi güderken kaliteden ödün verme gibi bir sonuç ile karşılaşılmamıştır. Çünkü en mutlak koşullar göz önüne alınıp üretilmiştir.

b) Çevre sorunları:

Tasarlanan orteز herhangi bir çevresel soruna sebebiyet vermemektedir. Üretim aşamasında çevresel sorunları ele alınıp üretilmiştir doğada kalma süresi ya da havayı kirletme gibi sorunlar yaratmayan bir cihazdır.

c) Sürdürülebilirlik:

Sürdürülebilirlik, çeşitlilik ve üretkenliğin devamlılığı sağlanırken daimi olabilme yeteneğini korumaktır. Piyasadaki örneklerine nazaran daha ergonomik ve hasta odaklı olan cihaz tepkiler doğrultusunda kullanılabilir bir ürün haline gelecektir bu da sürdürülebilir hal almasını sağlayacaktır.

d) Üretilirlik:

Tasarlanan bu ortez üretilmeye uygun olarak hazırlanmıştır. Yazılım ve elektriksel bağlantısı geliştirilmelidir. Maliyeti konusunda oldukça ekonomik olup üretime geçmesi mümkündür. Ekonomik olmasının yanında kaliteli bir yapıya sahip olduğu için üretim konusunda elverişlidir.

d) Etik:

Kullanılması planlanan mobil uygulama kişisel verilere erişim kolaylığına sahip olduğu için güvenlik açısından desteklenmektedir.

e) Sağlık:

Ana hedef olarak sağlık sektörü için kullanılmakla beraber donanım kısmının iç tarafta yer alması oldukça konfor alanı oluşturmaktadır.

f) Güvenlik:

Mobil uygulamanın bağlantıda olduğu diğer uygulamalar ile gerçekleşecek olan erişim kişinin izni bağlamında gerçekleşerek güvenilir yapı sağlamaktadır.

g) Sosyal ve politik sorunlar:

Özellikle kişilerin sosyal hayatlarından feragat etmeden kullanabilmelerini sağlamayı amaçladığımız bu cihaz ile bunu bir kayıp halinden çıkartarak günlük hayatın bir parçası haline getirerek kişiler arasındaki engel farkını ortadan kaldırmayı planlamaktayız.

Çalışmanın Adı	Fizik Tedavi Destekli Alt Ekstremitte Ortezi
Çalışmayı Hazırlayan(lar)	Ayşe Berra KOVAR Miray ŞAHİN
Danışman Onayı	Ayşe Nur AY