

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

AYAK BİLEĞİ PROTEZİ TASARIMI VE
KONTROLÜ

H. Gökay BİLİÇ

Ağustos, 2011

İZMİR

AYAK BİLEĞİ PROTEZİ TASARIMI VE KONTROLÜ

Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü

Yüksek Lisans Tezi

Mekatronik Mühendisliği Bölümü, Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı

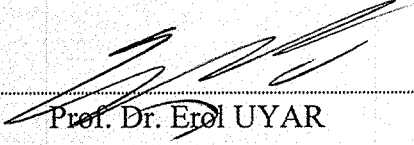
H.Gökay BİLİÇ

Ağustos, 2011

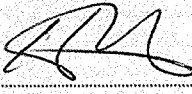
İZMİR

YÜKSEK LİSANS TEZİ SINAV SONUÇ FORMU

HÜSAMETTİN GÖKAY BİLİÇ, tarafından PROF. DR. EROL UYAR yönetiminde hazırlanan “AYAK BİLEĞİ PROTEZİ TASARIMI VE KONTROLÜ” başlıklı tez tarafımızdan okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.


Prof. Dr. Erol UYAR

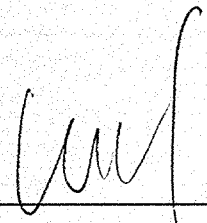
Yönetici


Prof. Dr. Hasan Kantar

Jüri Üyesi


Yard. Doç. Dr. Levent Çetkin

Jüri Üyesi


Prof. Dr. Mustafa SABUNCU

Müdür

Fen Bilimleri Enstitüsü

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans tez çalışmam sırasında hem bilgisi ile yol gösteren hemde araştırmaya teşvik eden danışman hocam sayın Prof. Dr. Erol UYAR’a, projeye ismini veren, tıbbi bilgileriyle ve manevi desteğiyle her an yanımda olan hayat arkadaşım Dr. Utku ÖZDEMİR’e, bugünlere ulaşmamı sağlayarak, yüksek lisans eğitimimde destek ve güvenini hiçbir zaman esirgemeyen aileme teşekkürlerimi sunarım.

H. Gökay BİLİÇ

AYAK BİLEĞİ PROTEZİ TASARIMI VE KONTROLÜ

ÖZ

Bu tez çalışmasında, diz altında meydana gelen uzuv kayıplarını tamamlamaya yönelik ayak uzvu ve bilek ekleminden oluşan bir protez tasarlanmıştır. Proteze “akıllı” niteliği kazandırılması, dış verileri algılayan ve hareketini ona göre kendisi kontrol eden bir sistem kurulmasıyla sağlanmıştır.

Latince ayak bileği anlamına gelen “tars” kelimesi ve protezin ilk üç harfi olan “pro” ekinin birleşmesiyle “Protars” adını verdiğimiz projede, mekanik elemanların kullanılmasıyla ayak bileği hareketi sağlanmıştır. Ayağa uygun bir konstrüksiyon tasarlanarak bacak ile bağlantılı olacak şekilde düşünülmüştür.

Malzemesi belirlenip insan vücudunda çalışması durumunda nasıl ve ne miktarda gerilmelere maruz kalacağı ve dayanımı analiz edilmiştir. Sonrasında protezimizi akıllı hale getiren kontrol uygulaması üzerinde çalışılmış, bir motor, bir entegre ve bilgisayar yazılımı yardımıyla butonlar vasıtasıyla algılanan veriler değerlendirilip ona uygun çıktılarla motorun ve bileğin hareket kontrolü sağlanmıştır.

Proje kapsamında ; tasarım esnasında “Solidworks” ve “Proengineer”, yazılım dili “c” ve “visual basic” olarak ayrı ayrı kullanılmıştır.

Anahtar sözcükler: protezler, kontrol yöntemleri, denetim, ayak bileği

DESIGN AND CONTROL OF FOOT ANKLE PROSTHESIS

ABSTRACT

In this thesis, a prosthesis is designed foot and ankle together with intelligent technology. This ankle is named “intelligent” because it takes input signals from outside and control outputs automatically.

Project name “Protars” is a combine of pro and tars. “Pro” is the first three letter of prosthesis and “tars” means foot ankle in latin language. The motion is ran by mechanical components and prosthesis construction is safe and also comfortable for human legs.

For analyzing issue, the material is chosen than the force effect on prosthesis is calculated. Control is the last subject. Protars has controlled by a motor, a PIC and a software. The sensors take inputs from outside, software thinks and motor gives motion to foot-ankle prosthesis.

Project design has designed by using “Solidworks” and “Proengineer” programs and “c” and “visual basic” language is used for software step.

Keywords: prosthesis, control methods, control, ankle

İÇİNDEKİLER

Sayfa

YÜKSEK LİSANS TEZİ SINAV SONUÇ FORMU	ii
TEŞEKKÜR	iii
ÖZ.....	iv
ABSTRACT	v

BÖLÜM BİR – GİRİŞ 1

1.1 Problem Tanımı ve Amaç	1
1.2 İzlenen Yol.....	2
1.3 Mevcut Çalışmalar	3

BÖLÜM İKİ – PROTARSIN TASARIMI..... 5

2.1 Ayak Bileği Anatomisi	5
2.2 Yürüyüş Devri - Gait çevrimi	7
2.3 Yürüme Dinamiği ve Kinematığı.....	8
2.4 Mekanik Tasarım	11
2.5 Seri Elastik Aktüatör	19

BÖLÜM ÜÇ – PROTARSIN ANALİZİ 22

3.1 İşleyiş ve Çalışma Analizi.....	22
3.2 Malzeme.....	23
3.3 Gerilim ve Mukavemet Değerleri	24
3.4 Çalışma Verilerinin Analizi	26

BÖLÜM DÖRT – PROTARSIN KONTROLÜ 30

4.1 Kontrol Teorisi ve Sistem Dinamiği.....	30
4.2 Kontrol Bileşenleri.....	37

4.2.1 Butonlar	37
4.2.2 Yük sensörleri.....	39
4.2.3 PIC Entegre	40
4.2.4 Servo Motorlar.....	41
4.3 Yazılım Uygulaması	43
 BÖLÜM BEŞ – SONUÇLAR.....	49
 5.1 Prototip Uygulaması	49
5.2 Projenin Başarıları	56
5.3 Çalışmanın Değerlendirilmesi ve Geleceğı	57
 KAYNAKÇA	59

BÖLÜM BİR

GİRİŞ

1.1 Problem Tanımı ve Amaç

Dünyada ve ülkemizde sayıları oldukça fazla olan engelli insanların, sağlıklı insanlar kadar günlük ihtiyaçlarını yerine getirebilmeleri ve hayattan kopmamaları için son yıllarda tıp ve mühendislik bilimleri ortaklaşa bir çok çalışmaya imza atmıştır. Ülkemizde yapılan araştırmalarda engelli nüfus toplam nüfusun % 12'si olarak saptanmıştır (2003). Engelliler arasında büyük bir orana sahip olan ortopedik vakalar için, ayak, kol, bacak, diz gibi bir çok protez ve ortez ürünler tasarlanmakta ve geliştirilmektedir. Bu proje ile, ayak bileği protezleri hakkında yeni bir tasarım oluşturmak ve farklı teknolojiler kullanarak şuan ki durumu daha da ileri taşımak hedeflenmiştir.

Ayak bileği engeline sahip insanların günümüzde ihtiyaç duyduğu en önemli özellik yürüme dinamiğine uygun bir protezdir. Varolan diğer ayak bileği protezlerini yürüme dinamiğine daha uygun hale getirmek ve daha akıllı sistemlere dönüştürerek kendini otomatik kontrol eden protezler yaratabilmek bu projenin en büyük amacıdır.

Projenin başarıya ulaşması için üç kriter saptanmış ve proje boyunca bu problemlerin çözümü için uğraşılmıştır. Bu kriterler :

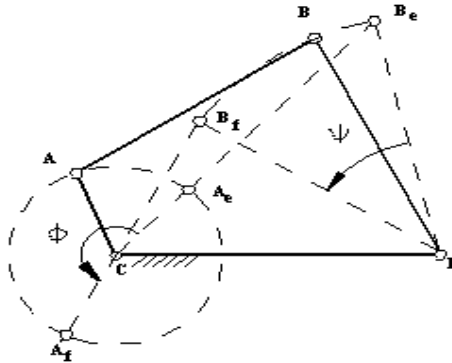
- Yürüme geometrisine uygun koşullarda ayak ve bilek hareketini sağlayacak mekanik konstrüksiyonun tasarlanması,
- Sistemin sayısal veri analizi ve sistemi optimum şekilde kontrol edebilecek elektronik ekipmanların belirlenmesiyle bunların sisteme uygun tasarımda dahil edilmesi,
- Mekanik ve elektronik bileşenlerden oluşan sistemi otomatik kontrol edecek kontrol teorisinin belirlenmesi ve yazılımın yazılması.

1.2 İzlenen Yol

Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi bölümü ile yapılan değerlendirmelerde, kendini otomatik olarak kontrol eden bir ayak bileği protezinin eksikliği fark edilmiş ve bu alanda çalışmaya başlanmıştır. Projeye başlandığında ilk olarak ayak bileği anatomisi, insan yürüyüşü ve yürüme dinamiği gibi konularda araştırmalar yapıldı. Ayak ekleminin geometrisi, hareketin nasıl sağlandığı ve yürüyüş sırasında bilekte meydana gelen kuvvetler incelendi.

İkinci aşama olarak optimum şartlarda ve boyutlarda, uygun hareketi yapan bilek mekanik olarak tasarlandı. Tasarım esnasında ilk oluşturulan eklem hareket serbestliği olarak yeterli bulunmayınca ikinci bir tasarım üzerine çalışıldı. Gerekli çizimler bilgisayar ortamında yapılarak hesaplar ve analiz bitirildi. Tasarım esnasında hareket için ilk olarak dört kol mekanizması (bkz. Şekil 1.1) düşünüldü. Uygun olmadığı anlaşılnca sırasıyla küresel eklem, lineer motorla tahrik, Stewart platformu ve dişli elemanlar ile hareketi üzerinde duruldu. Sonucunda en uygun tasarım seri elastik aktüatör kullanılarak küresel mafsallarıyla elde edildi.

Üçüncü ve son aşamada ise sistemin kontrolü üzerine çalışmalar yapıldı. Kontrol esnasında ivmeölçer sensörü (bkz. Şekil 1.2) ile bilek kontrol edilmek istendi. Daha sonra buton kullanılmasına karar verildi. Dış çevreyi algılayan ekipmanlar, verilerin ulaştığı entegre ve gerekli kontrol yazılımında yazılarak sistemin otomatik kontrolü sağlandı.



Şekil 1.1 Dört kol mekanizması, (ODTÜ – Mekanizmalar Ders Notu)



Şekil 1.2 Akselerometre sensörü, (Hvwtech)

1.3 Mevcut Çalışmalar

Çeşitli uzuv veya organların işlevini benzer şartlarda yerine getirecek alternatifler üzerinde yapılan çalışmalar çok eskilere dayanır. Vücut dışı uzuv ve organ kayıplarında kullanılan protez ve vücut içi tamamlamalarda kullanılan ortez dünyasına baktığımızda ortopedik ürünler çoğunlukla el-kol ve diz-ayak protezleri üzerine şekillenmiş, bu konuda sayısız çalışmalar yapılmıştır. Mekatronik ve biomekatronik bilimlerinin gelişimiyle yapılan çalışmalar farklı bir boyut kazanmıştır.

Ayak ve bileğine bakıldığında yapılan ilk çalışmalar mekanik sabit bilekler üzerinedir. Sonradan geliştirilen seri elastik aktüatör (bkz. Şekil 1.3) gibi çeşitli mekanik ekipmanlarında kullanılmasıyla daha portatif ve kullanışlı protezlere ulaşılmıştır. Bir sonraki aşamada elektronik ve kontrol bilimide ürüne dahil olarak motorla çalışan akıllı sistemler geliştirilmeye başlanmıştır. Özellikle Massachusetts Institute of Technology bu konuda önemli çalışmalara imza atmıştır. Bu çalışmada son nesil akıllı ayak bileği protezleri olarak kabul edilir. Klasik mekanik ekipmanlar ile hareketli bir bilek sistemi oluşturup, elektronik ekipmanları ve kontrol teknolojilerini de dahil ederek bir yazılım yardımı ile bu ürünün teknolojisini bir basamak daha ileri taşımak hedeflenmiştir.



Şekil 1.3 Seri elastik aktüatör , (Yobotics Aktüatörleri)

BÖLÜM İKİ

PROTARS'IN TASARIMI

2.1 Ayak Bileği Anatomisi

Ayak bileği anatomisinde ayak bileği ekleminin hangi kemiklerden ve nasıl bir geometride oluştuğunu ve hareketini nasıl gerçekleştirdiğini inceleyeceğiz.

Ayak bileği bacadan gelen “Tibia ve Fibula” (bkz. Şekil 2.1) adı verilen kemikler ile ayakta bulunan “Talus (aşık kemiği) ve Calcaneus (topuk kemiği)” (bkz. Şekil 2.2) birleşmesiyle meydana gelir. Kemikler arasında ise koruyucu bir eklem sıvısı bulunmaktadır. Mühendislik olarak bakıldığında düzgün şekil bağlı bir eklem oluşturmamaktadır.



Şekil 2.1 Bacakta bulunan Tibia ve Fibula kemikleri, (Sabotta İnsan Anatomisi Atlası – Cilt 2)



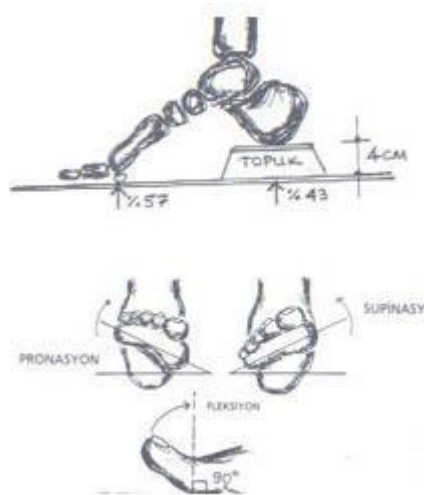
Şekil 2.2 Bilekteki Talus ve Calcaneus kemikleri, (Sabotta İnsan Anatomisi Atlası – Cilt 2)

Bileği oluşturan kemikler, üzerinden geçen ve kollejen liflerden oluşan bağ doku sayesinde bir arada tutulur. Kemiklerin etrafından dolanarak bir atkı gibi onları saran bağ doku (bkz. Şekil 2.4), kemiklere desteklik sağlayarak bir arada tutar.



Şekil 2.3 Ayak bileği röntgeni

Hareketler kas gruplarıyla sağlanır. Ayak bileğinin iki ekseninde hareketi mümkündür. Biri ekstensio-fleksio adı verilen yukarı aşağı hareket, diğeri ise prunatio-supinatio adı verilen sağ sol harekettir. Yukarı-aşağı hareketin kas grubunu ifade eden plantar ve dorsal fleksiyon ayak bileğinin yürümekte kullandığı ana işlevi olduğundan büyük önem taşımaktadır. Sağa ve sola yapılan abdüksiyon hareketi ise ayak bileğini ani yük değişimlerine karşı dengede tutar ve tehlikeli durumlar oluşmasını engeller.

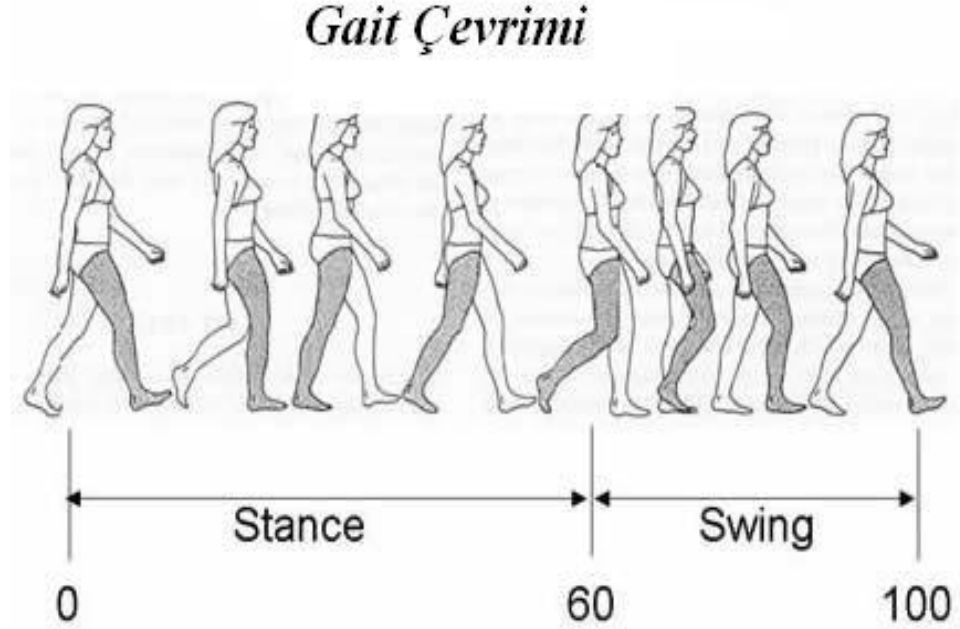


Şekil 2.4 Kuvvet yüzdeleri ve hareket şekilleri (Sentez Medikal)

2.2 Yürüyüş Devri - Gait çevrimi

Gait çevrimi insan yürüme hareketini karakterize eden özel bir incelemedir. Bu çevirme göre insan yürümesi “stance” ve “swing” adı verilen iki ayrı fazdan meydana gelir (bkz. Şekil 2.6).

Stance fazı yürüme hareketinin % 60'ını oluşturur. Yürüme esnasında topuğun yere deymesinden aynı ayağın yerden kalkmasına kadar geçen süreyi kapsar. Swing fazı ise yürümenin kalan % 40'ıdır. Parmak ucunun yerden kalkmasıyla başlar, ayak havadayken devam eder ve yere dokunduğu anda sonlanır. Ayağın bacakla beraber ileri hamlesidir.

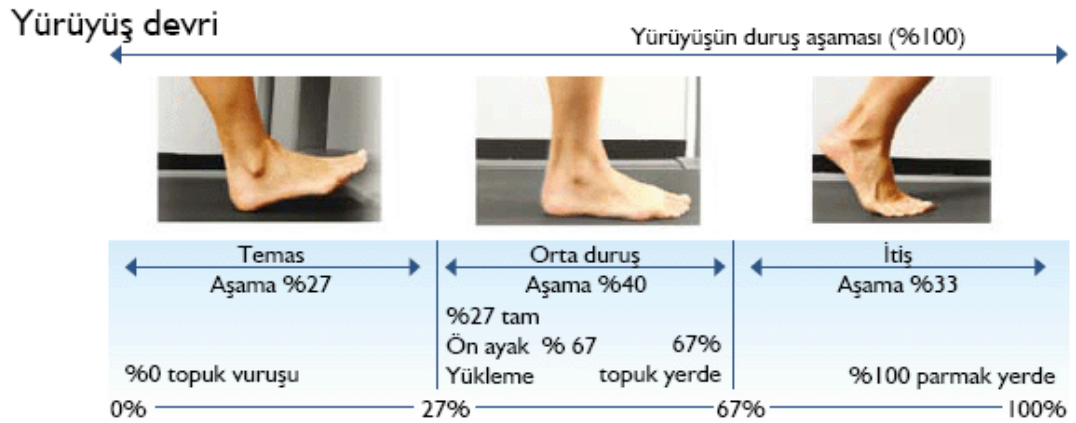


Şekil 2.5 Gait çevriminde fazlar, (Queensu Üniversitesi)

Yürüme sırasında oluşan bu fazları iki ayrı kas grubu kontrol eder. Ayak taban kısmının hareketi plantar fleksiyon, ayak sırtının hareketi ise dorsi fleksiyon olarak adlandırılır.

Stance fazı kendi içinde 3 ayrı periyottan meydana gelir. Birinci periyotta bilek yaklaşık 5,7 derecelik bir hareket yapar ve kontrollü plantar fleksiyon evresi adı verilir. İkinci periyotta bilek yaklaşık 15-20 derecelik bir hareket gerçekleştirir. Bu

periyoda kontrol edilen dorsifleksiyon adı verilir. Üçüncü ve son periyotta ise bilek 25-26 derecelik açılarla hareket eder ve yüksek güçlü plantar fleksiyon evresi olarak adlandırılır. Gait çevrimi çeşitli parametrelere göre değişkenlik gösterir. Yürüyenin erkek veya bayan olması, kilolu veya zayıf olması, sinirli veya rahat yürümesi, mutlu veya üzgün olması bile gait çevriminde farklı sayısal değerler çıkmasına sebep olabilir.

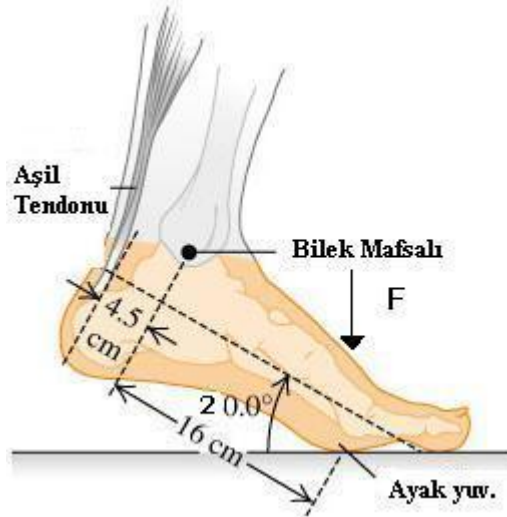


Şekil 2.6 Yürüyüş devri (ODTÜ Lab.)

2.3 Yürüme Dinamiği ve Kinematiği

Yürüme dinamiğinde ayak bileğinin yürüme sırasında taşıdığı yük, bu yükün nasıl bir geometride bileğe etki ettiğini inceliyicez. Ayrıca kinematik olarak bilekteki hareketi ele alıcaz.

Kuvvet dağılımında tek ayak üzerinde durmayıda hesaba katarsak vücudun tüm yükünü ayak ve bileği taşımaktadır. Bu yük protezin ana kısmını oluşturan bilek kısmına yakın bir mesafede etki etmektedir. İlgili kuvvet şekil 2.7 de görülebilir.



Şekil 2.7 Ayak bileğine etki eden kuvvet ve mesafeler

Kuvvet analizi topuk yerdeyken, taban statik yüklüken ve ayak ucuna basarken olmak üzere 3 farklı durum için yapılır. Gövde ağırlığı kuvveti topuk yerdeyken topuğa, ayak ucuna basarken ayak ucuna yakın bir yere yüklenir. Ayak statik yüklendiğinde ise gövde ağırlığı bileğe çok yakın bir doğrultudan geçer. Bu yüzden bileğe gelen en büyük kuvvet ayak tamamen yere basılıyken oluşur. Bu durumdaki analize göre yapılacak bir tasarım diğer durumlar içinde yeterince güvenli olacaktır.

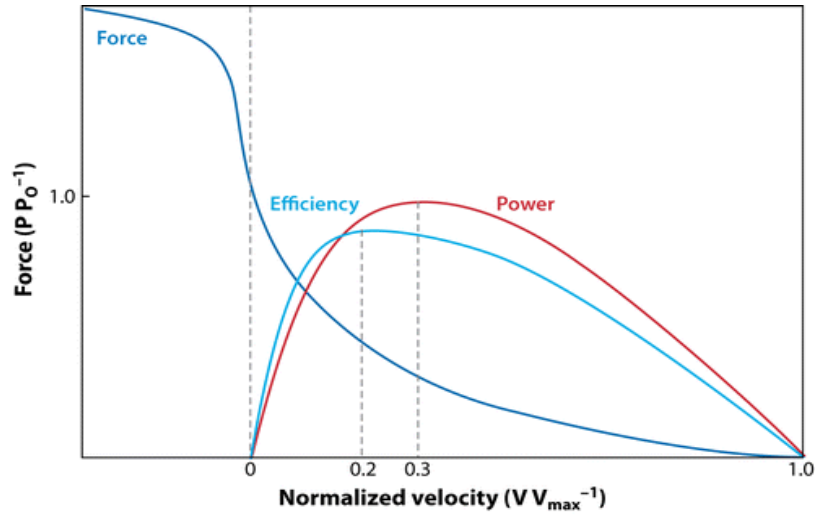
Gövde ağırlığı kuvveti dışında ayakta kiriş çekme kuvvetleri, çekme yanıtı ve sonuç yük kuvveti gibi kuvvetlerde oluşmaktadır. Kuvvet vektörleri belirli bir mesafe ile ayak bileğine etki etmektedir.

Tüm gövde ağırlığı kuvvetinin ayak bileğine yaptığı bileşke kuvvet etkisi şöyle hesaplanabilir :

- 80 kilogramlık bir insan için ayaklara etkiyen kuvvet $80 \times 9,81 = 785 \text{ N}$ 'dur.
- Tek ayak üzerine bu kuvvetin yarısı geldiği düşünülürse bu değer 390 N 'dur.
- 40-41 numara ayak yapısı yaklaşık olarak 25 cm olarak ölçülmüştür.
- Kuvvetin en uzak etki ettiği mesafe ayak tabanı yerden kalkarken ki durumdur. Bileşke kuvvet ayak bileğinin 16 cm uzağında olduğundan $0,16 \text{ m} \times 390 \text{ N} = 60 \text{ Nm}$ 'lik bir moment oluşabilmektedir. Oluşan momentin tamamı ayak bileği tarafından karşılanmaz. Kas grupları, tendonlar, diz ve

kalça eklemleri moment yükünü hafifleterek karşılar ve gerekli bilek dönme hareketini sağlamak için daha az bir momente ihtiyaç duyulur.

- 60 Nm lik moment ihtiyacı şekil 2.7. de de görülebileceği gibi 20 derecelik bir durum söz konusuken oluşabilecek maksimum değeri gösterir. Ancak yapılacak motor kontrolünde, motorun yenmesi gereken tork değeri birim açı başına düşen tork olacaktır. Motor gücü, birim açıda oluşabilecek tork değerini yenebilecek güçte olmalıdır. Aşağıdaki bileğe etki eden kuvvetleri analiz eden deney sonucundan alınmış grafik verilerine göre açı başına ayak bileğinde oluşabilecek moment 11,03 Nm değerini aşmamaktadır. Grafikteki değerler Dorsifleksiyon ve Plantar fleksiyon durumları için ayrı ayrı verilmiştir.



 Neptune RR, et al. 2009.
Annu. Rev. Biomed. Eng. 11:81–107

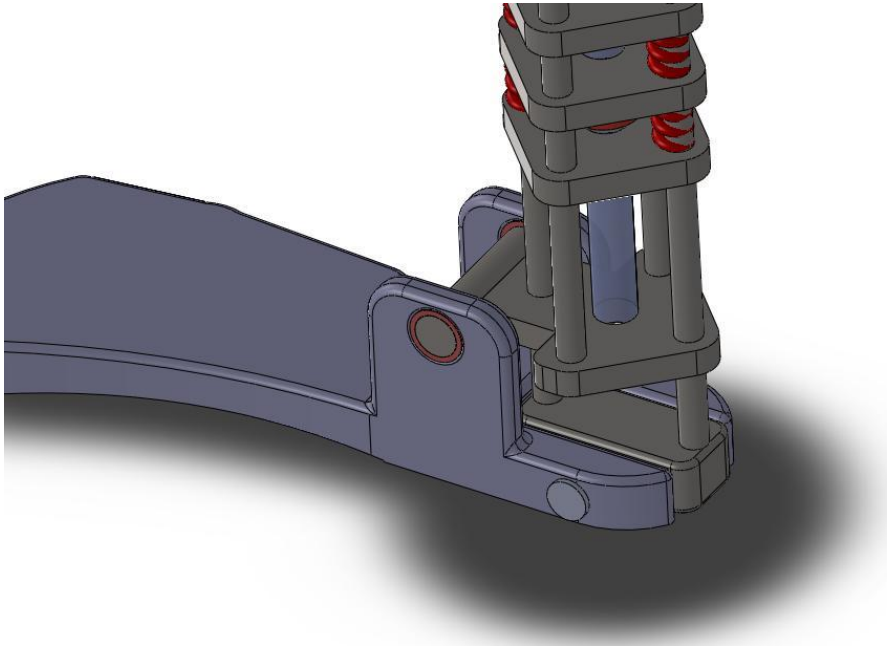
Şekil 2.8 DeneySEL bilek kuvvet-güç-verimlilik değerleri

Her hastaya göre ayrı özel imalat şekli ile bir protez gerekliliği doğmaktadır. Kilo fakörüne göre bu ayarlama ayak numarası 41 de sabit tutularak yapılabilir.

Tork dışında, ayak bileğinin yapılan ölçümlerde 80 kg'lık bir insan için dorsifleksiyonda 15, plantarfleksiyonda 20 derece olmak üzere yaklaşık 35 derece açıda hareket ettiği gözlenmiştir. Bu değer 30 da sabit tutularak 15 derece bir yönde, 15 derecede diğer yönde dönme hareketinin kontrolü yapılacaktır.

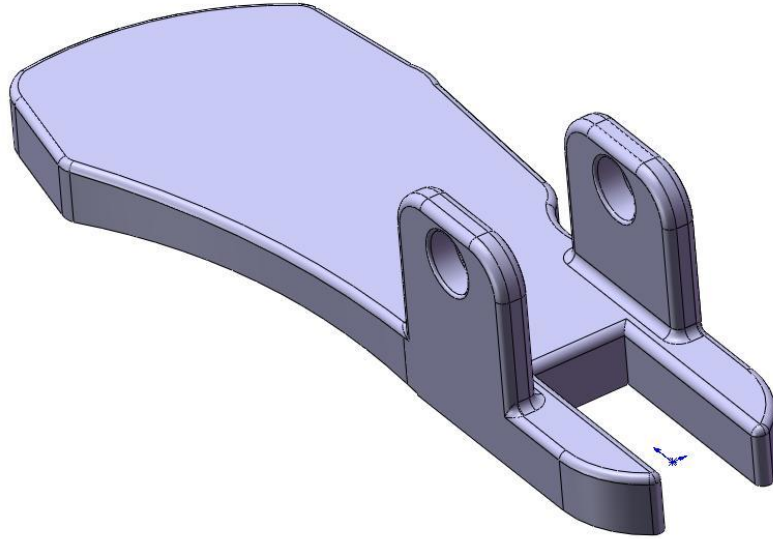
2.4 Mekanik Tasarım

Ayak ve ayak bileğinden oluşan, diz eklemine kaybedilmediği vakalarda takılabilecek Protars protez, konstrüksiyon olarak üç ana elemandan oluşmaktadır. Bunlar ayak, dizin içine geçtiği soket ve hareketi sağlayacak seri elastik aktüatör olmak üzere sıralanabilir. Daha sonra ayak ve SEA elemanları daha görsel olması açısından ve dış etkilere karşı protezi korumak için estetik elemanlarla plastikten kaplanabilir. Elemanların oluşturulması sırasında en önemli aşama bilek mafsalları ve hareketini oluşturabilmektir. Bunun için ikili mafsallı düşünülmüştür. Bunlardan ilki ayağın açılma hareketini gerçekleştirmesine izin veren büyük (ana) mafsallı diğeri ise SEA'nın kuvveti iletimi sonucu ayağı tahrik edecek yardımcı mafsallı olmaktadır (bkz. Şekil 2.8). Yardımcı mafsalda ayağa itme kuvvetini ileten milin gerekli mukavemet hesapları yapılarak uygun ölçülerde ve malzemede imalatı söz konusu olmaktadır.



Şekil 2.9 Protezdeki ana ve yardımcı mafsallar (değişen model)

Protezi adım adım inceleyecek olursak öncelikle temel elemanlardan olan ayakla işe başlayabiliriz. Ayak elemanı 40-41 derece ayağa sahip insanın ayak ölçülerine göre tasarlanmıştır. Metrik sistem olarak yaklaşık 25 cm civarındadır. Ergonomik olarak üst alt ve sağ-sol tasarımı ayak geometrisine uygundur. Ayrıca tabanda ortopedikliği sağlayan bir kavis bulunmaktadır. İnsan ayağının geometrisine uygun olarak yapılarak gelen kuvvetlerin dengeli ve sağlıklı taşınması hedeflenmiştir (bkz. Şekil 2.9). Ayak uçları ergonomik olarak radius ile yuvarlatılmıştır. Ayağın iki tarafından iki adet kulak yükselmektedir. Bu kulakların ortasında yer alan delikten SEA'nın sabit plakası yataklanarak geçmekte ve böylece hareket mafsalları meydana getirmektedir. Ayak bu eklem etrafında hareketini gerçekleştirmektedir.

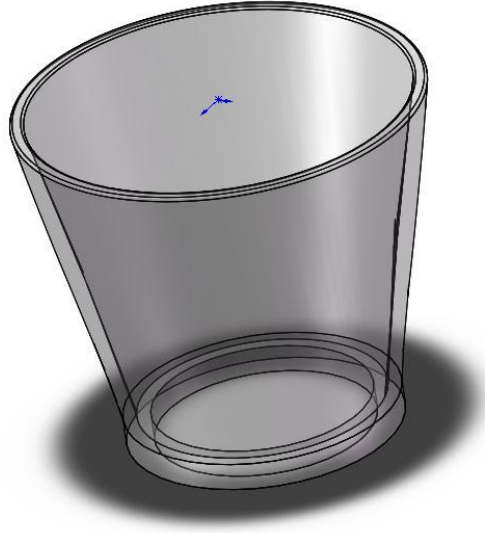


Şekil 2.10 Ayak elemanı

Ayağın topuk tarafında bir boşluk bulunmaktadır. Bu boşluktan SEA'nın uç plakası geçmektedir ve ortadan geçen bir mil vasıtasıyla ayağa bağlanmaktadır. İtme kuvveti topuk tarafında ki boşluktan verilirken ayak kulaklarda ki mafsallarıyla dönmeyi gerçekleştirir. İç taraftaki keskin köşeler radius ile yuvarlatılarak gelen yüke karşı gerçekleşecek aşınma ve gerilmeler azaltılmaya çalışılmıştır.

Bu noktaya aşama aşama gelinmiştir. Öncelikle küresel mafsallı olması düşünülen eklemden vazgeçilerek tek mafsalla hareketi gerçekleştirmek üzerinde çalışıldı. Ancak tek mafsallı ile SEA'yı istenen doğrultuda hareketi mümkün değildir. Bilek hareketi sağlıklı gerçekleşmediğinden en son alternatif olarak iki eklemlerle hareket seçildi ve tasarım o şekilde sonuçlandı.

Diğer ana elemanlardan biri de sokettir (bkz. Şekil 2.10). Hastanın uzvunu kaybettikten sonra kalan kısmına tıp alanında güdük ismi verilmektedir. Güdüğün proteze girdiği bölüm soket olarak adlandırılır. Bu tasarım hastanın ölçülerine göre özel olarak yapılmaktadır. Aslında protezlerde çoğu zaman standart imalat zor olmaktadır. Hasta ölçüleri, yapısı, kilosu ve protezi kullanım alanı ve şekli sürekli değiştiğinden daha çok kişiye özel üretimler yapılmaktadır.

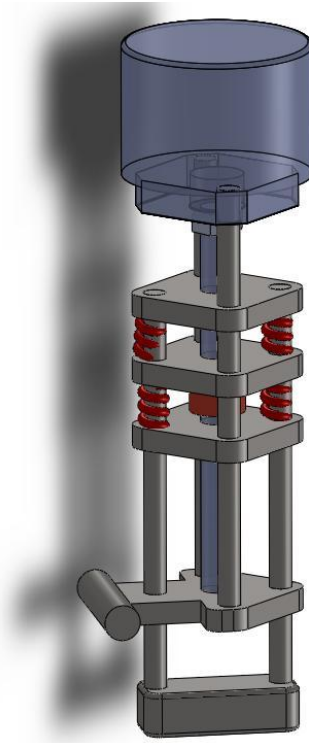


Şekil 2.11 Soket elemanı

Temel olarak konik bir geometriye sahip olan bu elemana üst taraftan hastanın bacağı (veya kalan uzvu) girmektedir. Alt tarafa ise SEA elemanını kontrol edecek olan motorumuz geçmektedir. Motora ulaşan birtakım kablolar da soket içine uygun yerleştirilebilir. Soket ortadan ikiye bir perdeyle ayrılarak üst taraf hasta için alt taraf

ise motor için paylaştırılabilir. İç dokusu hastanın güdüğünü sıkmayacak ve rahatsızlık vermeyecek şekilde yumuşak bir dokuyla kaplanabilir veya desteklenebilir. Ayrıca şekli itibariyle vakumlama yapar gibi hasta uzvunu içine alarak kolay kolay dışarı kaçmasını engeller ve böylece yürüme dinamiğine uygun, konforlu bir yürüyüşe katkıda bulunur.

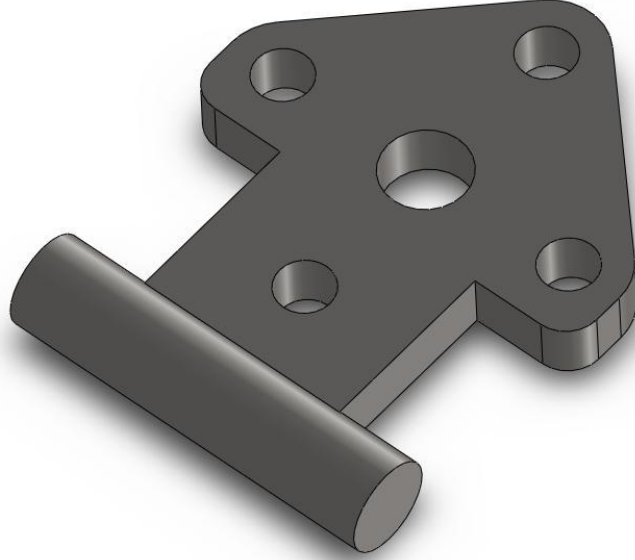
Son temel eleman olan SEA (bkz. Şekil 2.11) protez için en önemli parça olarak adlandırılabilir. Çünkü bilek hareketini, kuvveti sönümlemeyi ve gereken momenti iletmeyi bu eleman gerçekleştirecektir. Üst kısmında bir adet motor bulunmaktadır. Motora iletilen komutlar yardımıyla hareket sağlanır. Sistemdeki vidalı mil, kayar bölgeyi oynatarak yayların sıkışmasını ve gevşemesini sağlar. Kuvvet bu şekilde iletilir veya dışarıdan etki ediyorsa sönümlenir.



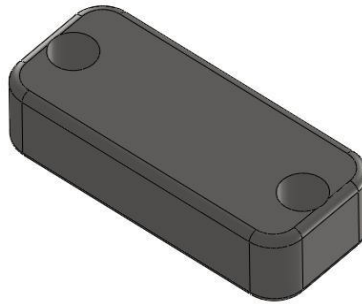
Şekil 2.12 Seri Elastik Aktüatör elemanı

Ok şekline benzeyen dört plakadan en altta bulunanı sabit plakadır ve ucunda mile benzer geometriyle tek parça imal edilmiş bir elemandır (bkz. Şekil 2.12). Kayar plakalardan ortadaki yayların sıkışmasında görev almaktadır. Vidalı milin etkisiyle

üst ve üçüncü plaka hareket etmektedir. Vidalı milin hareket ve sıkıştırmasını sağlamak için ortada bir somun bulunmaktadır. Sistemde yayların sabitleri ve ilettikleri kuvvet önem taşımaktadır.



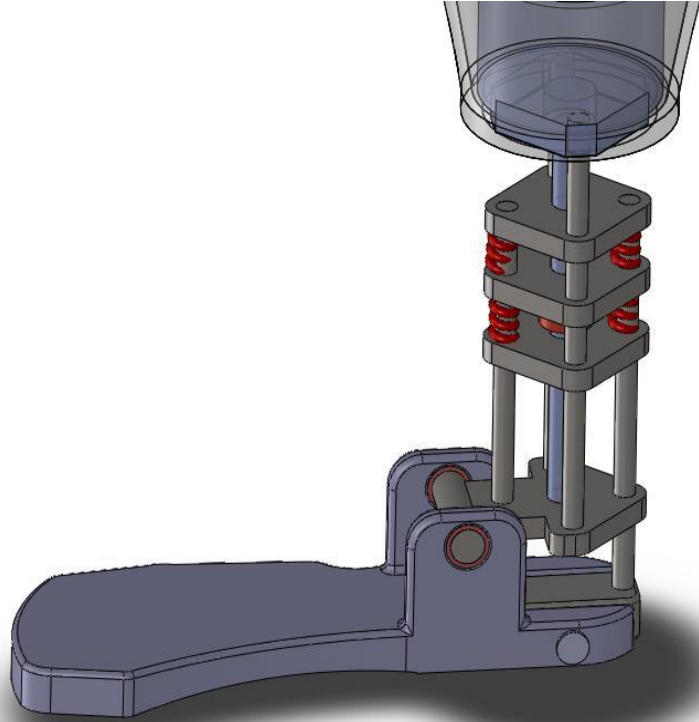
Şekil 2.13 Sabit plaka



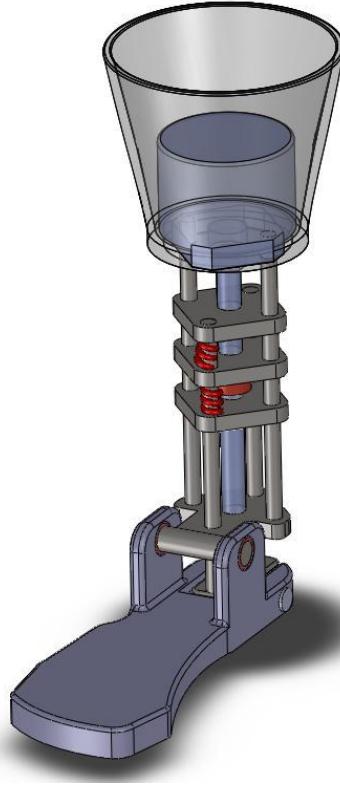
Şekil 2.14 Uç eleman

En uca bağılı olan ve hareketli kızaklarla yukarı-aşağı giden uç eleman ise aldığı kuvveti ayağa ileterek veya ayağı yukarı doğru çekerek bilekten oynamayı sağlar. Uç elemana bağlı kızaklar hareketli, sabit plakaya bağlılar ise hareketsizdir.

Anlatılan temel elemanlara yardımcı olmak için kullanılan somun, rulman, yay, bağlama civatası, segman gibi elemanlarda mevcuttur. Bu yardımcı elemanlar resmedilmemiş olup sistem genelinde sabitleme, bağlama, yataklama gibi görevler için kullanılmıştır. Tüm elemanlar ışığında protezimizin genel görünümü ortaya çıkmıştır.



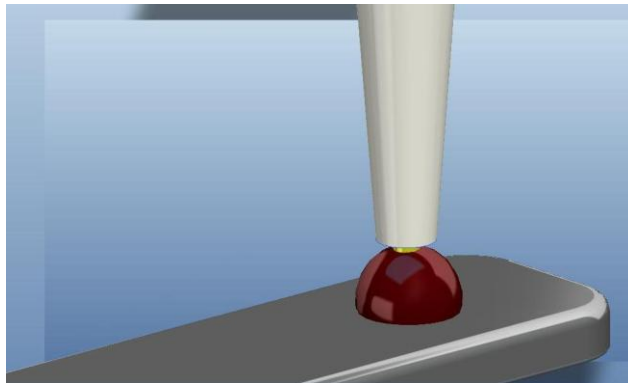
Şekil 2.15 Protars genel görünüm (1.tasarım)



Şekil 2.16 Protars izometrik görünüm (1.tasarım)

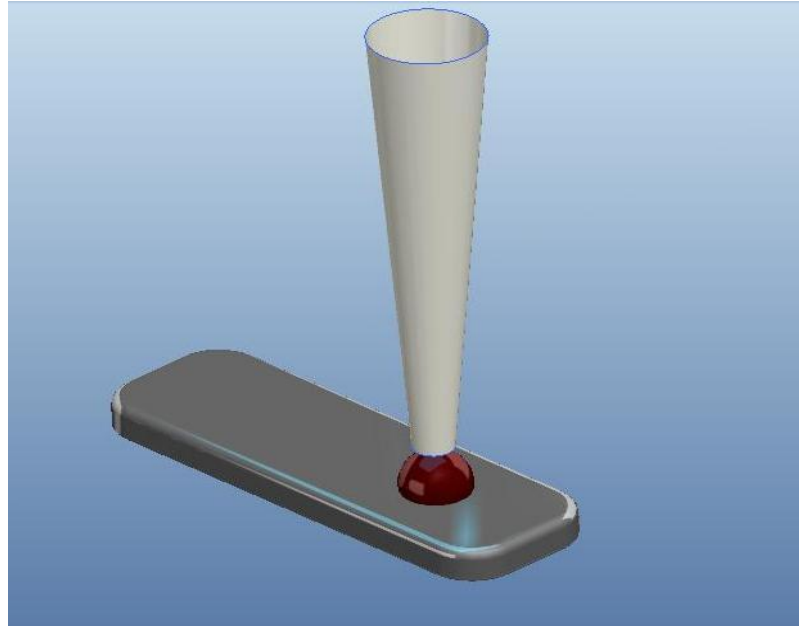
Oluşturulan ilk tasarım ile gerekli analizler yapıldığında ve ergonomik olarak değerlendirildiğinde, 2 ayrı mafsaldan meydana gelmiş olması ve ayrıca insan bacağına denge zorlanması ihtimali göz önüne alınarak, konstrüksiyon kısıtlardan kurtarılmak istenmiş ve Protars 2.tasarım için çalışılmıştır.

Küresel bir mafsal ile hareket serbestliğini arttırmak ve SEA elemanını bacağın arka kısmından sisteme dahil etme fikri daha ergonomik görülmüştür.



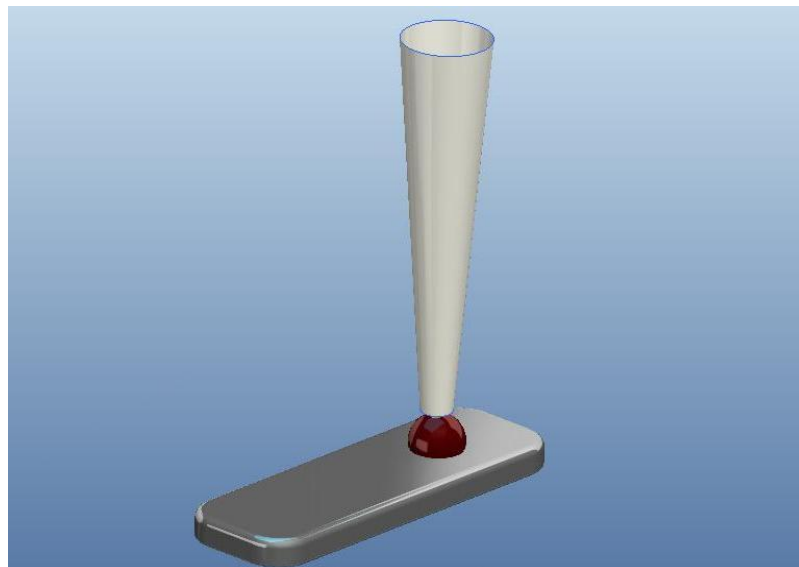
Şekil 2.17 Protars mafsal görünüm (2.tasarım)

Şekil 2.16 da da görülebileceği gibi ayak üzerindeki küresel yuvaya oturtulmuş küresel bir mafsal bilek hareketine izin vermektedir. Mafsal bir bağlantı elemanı ile konik sokete girmektedir. Gelen kuvvetlere karşı dayanıklı olabilmesi açısından sistem vidalı veya kaynaklı montaj ile birleştirilebilir.



Şekil 2.18 Protars genel görünüm (2.tasarım)

Küresel mafsal serbestlik derecesi olarak 2 doğrultuda da harekete izin vermektedir. Ancak SEA elemanı ayağa arkadan dikey doğrultuda monte edildiğinde sadece ileri- geri hareketi yapabilecek serbestlik derecesine sahip olacaktır.



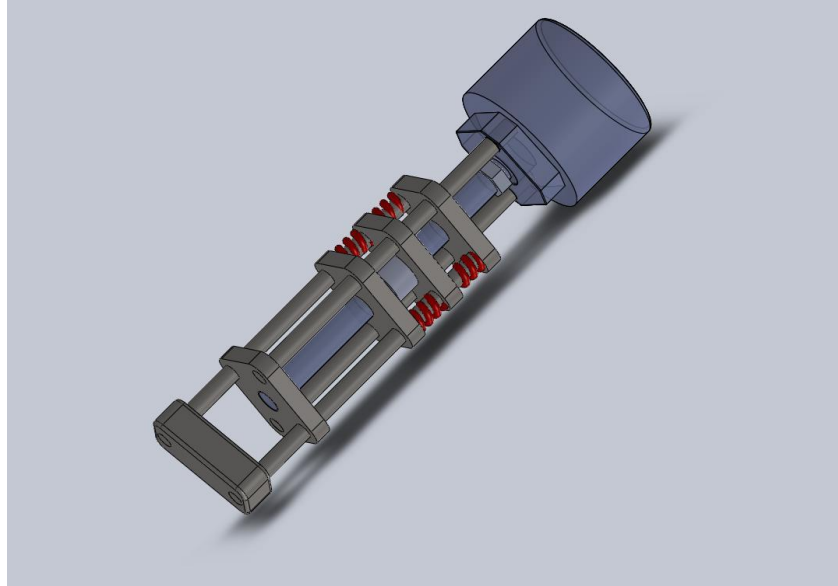
Şekil 2.19 Protars genel görünüm_2 (2.tasarım)

2.5 Sıralı Elastik Aktüatör (SEA)

Kuvvet kontrolü gerektiren sistemlerde basit mekanik ekipmanlar ile oluşmuş sıralı elastik aktüatör kullanılmaktadır. Hidrolik ve elektriksel tahrikli olmak üzere ikiye, ayrıca şekilsel olarak düzlemsel ve dairesel olmak üzere de ikiye ayrılmaktadır. Sistem akıllı el ve ayak gibi robotik sistemlerde, yürüyen veya bacağa sahip robotlarda sıklıkla kullanılmaktadır. Mekanizmanın avantajlarını şu şekilde sıralayabiliriz :

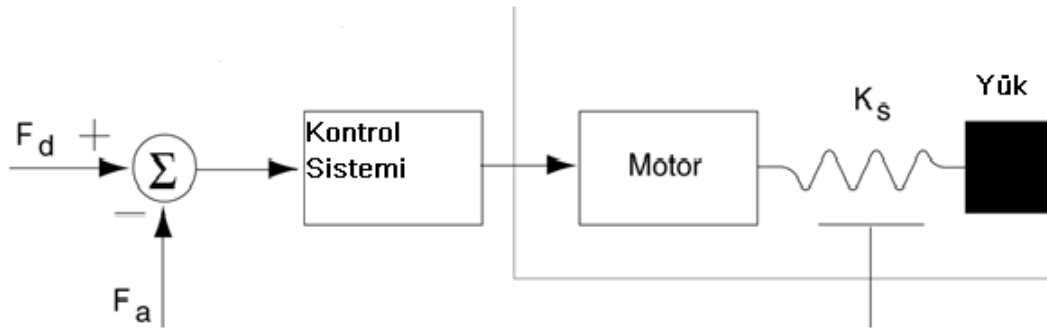
- Düşük özdirence sahip olma,
- Yüksek kuvvet hassasiyeti,
- Düşük sürtünme,
- Geniş kuvvet kontrol aralığı,
- Şok ve ani gelen kuvvetleri emebilme özelliği.

Protars projesinde elektrik tahrikli bir sıralı elastik aktüatör kullanılmıştır. SEA’larda geri besleme genelde gerilme kafesi, potansiyometre veya sayıcı gibi sensörler ile alınmakta ve kontrol ona göre yapılmaktadır.

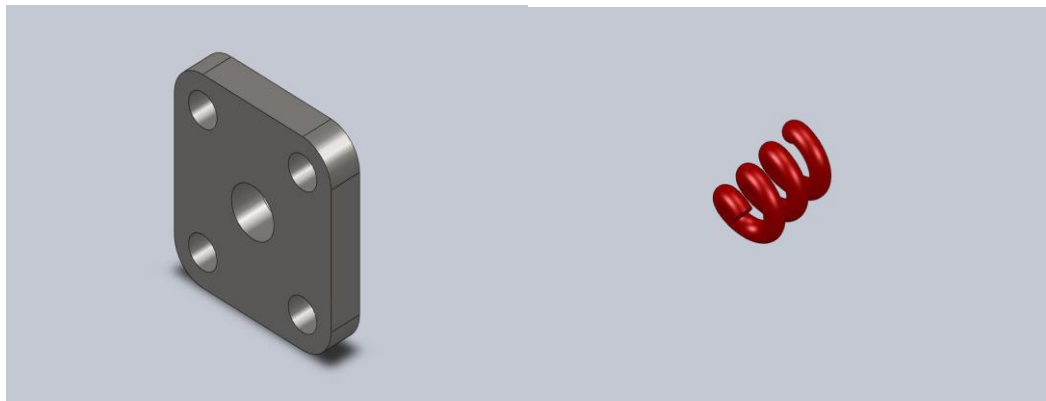


Şekil 2.20 Sıralı Elastik Aktüatör katı model resmi

Mekanizma da amaç motorun dönmesiyle tahrik olan vidalı milin plakaları hareket ettirmesi, yayları sıkıştırması, gerilen ve yüklenen yayların daha yüksek bir kuvvetle diğer plakayı hareket ettirmesi ve sonuç olarak mekanizmanın diğer ucundan daha yüksek bir kuvvet elde edilmesidir. Tam aksi düşünülürse sistemin uç tarafından gelen yüksek kuvvetler yaylar tarafından emilerek yukarı kısma daha az bir yük binmesi de sistemin ikinci amacıdır. Ayak bileği protezinde ayaktan gelebilecek yükler emilecek ve yürüyen kişinin daha az bir momente ihtiyacı olacaktır. Ayrıca vücudun yükünü kaldırarak yürümeyi sağlayacak olan protez de ayak bileğinde gereken moment, motorun küçük bir tahriki sonucu yaylarda daha da büyütülerek sağlanacaktır.



Şekil 2.21 SEA elemanlarının kontrol şeması



Şekil 2.22 SEA’da kullanılan plaka ve yay

Mekanizmanın motoru bir servo motor olarak seçilir. Malzeme olarak yaylar karbon çeliği, plakalar, uçta bulunan plaka ve çubuklar hafif ve dayanıklı olması gerektiğinden ötürü Alüminyum olarak düşünülmüştür. Bilek hareketinin gerçekleştiği mafsallın, yürüme hareketini gerçekleştirmesi için belirli açıda hareket etmesi gerekir. Hareketin dönme miktarına göre SEA'nın beslenmesi ve ona uygun motor hareketi düşünülmektedir.

SEA elemanının hazırda bir çok boyut ve özellikte modelleri bulunmaktadır. Yobotics marka üretici kataloğundan aşağıdaki özelliklerde bir model belirlenmiştir. SEA elemanında dikkat edilecek en önemli husus, yaylarda meydana gelen kuvvetlerdir. Çünkü yüksek moment ihtiyaçları ve meydana gelen yük dağılımları bu yaylar tarafından sönmölenir. Yaylarda meydana gelen kuvvet relatif yük ile motordan gelen kuvvetin fonksiyonudur.

Tablo 2.1 Yobotics SEA Özellikleri

Yobotics Series Elastic Actuator SEA 23-23	
Ağırlık :	1,25 kg
Strok :	10 cm
Çap :	5 cm
Küçük kuvvet aralığı :	40 Hz
Büyük kuvvet aralığı :	50 Hz
Sürekli olmayan kuvvet dayanımı :	136 kg
Sürekli kuvvet dayanımı :	60 kg

BÖLÜM ÜÇ

PROTARS'IN ANALİZİ

3.1 İşleyiş ve Çalışma Analizi

Bu bölüme kadar Protars'ın konstrüksiyon olarak tasarımından bahsettik. Şimdi ise genel olarak ele aldığımızda sistemin nasıl çalışacağını, hangi durumlarda nelerle karşılaşacağını inceleyeceğiz.

Kontrol kısmında da anlatılacağı gibi, ayak altında bulunan butonların basılma durumuna göre protez hareket etmektedir. Yürümeyi oluşturan üç faz dikkate alınarak ya topuk bölgesi ya ayak ucu bölgesi ya da ayak tabanının tamamının yere basması sağlanır. Merdiven inip çıkarken, yada sivri bir boru üzerine basarken de benzer eğiklik algılanarak bileğin uygun açıda hareket etmesi sağlanır. Butonlardan gelen giriş verisi entegreye gelir ve hazırda bulunan yazılım gelen veriyi yorumlayarak bir çıktı oluşturur. Yazılıma göre ayağın nasıl bir hareket yapmak istediği saptanarak ona uygun çıktı verisi oluşturulur. Daha sonra bu bilgi motora gönderilir. Motorda veriye uygun miktarda dönerek SEA'nın hareket etmesini ve böylece bileğin yukarı aşağı hareketini gerçekleştirir.

İleri geri hareketin dışında bilek normal şartlarda çok az miktarda da olsa sağa ve sola esneme hareketi gerçekleştirir. Bu hareket bizim tasarımımızda dikkate alınmamıştır. Dengede kalma ve ani yük binmelerini önlemek adına yapılan bu hareket için değişik mafsallarda, hareket serbestlik derecesini artırmak gerekmektedir. Hareket mafsalını oluşturan bölgeler bir dış kılıf yardımıyla korunarak dışarıdan gelecek tehlikelere karşı korunabilir.

Proje esnek şartlara sahip olup yeni geometrik mafsallarla yeni kontrol teknolojileriyle desteklenebilecek gelişmelere açık bulunmaktadır.

Perry insan ayak bileği protezlerinin sahip olması ana özellikleri şu şekilde ifade etmiştir :

- Şok emebilme özelliği,
- Ağırlığın karşılanabilmesi ve stabilite,
- Devamlılık özelliği.



Şekil 3.1 Bilek-diz-kalça protezi, (<http://www.ottobock.com>)

3.2 Malzeme

Tıbbi ürünlerde Platin ve Titanyum malzemenin diğer malzemelere oranla çok daha fazla kullanıldığı bilinmektedir. Platin genelde implantlarda vücut içerisinde tercih edilen bir malzemedir. Bizim protezimiz için Titanyum gayet uygundur. Ancak saf Titanyum kullanmaya gerek yoktur. Alaşımli bir malzeme elde etmek için belirli miktar Aliminyum, Demir ve Vanadyum'la karıştırılmış Titanyum'u kullanabiliriz.

Çalışmamızda Titanyumun tercih edilme sebepleri şu şekilde sıralanabilir:

- ✓ Mukavemetinin çelikler gibi yüksek olmasından ötürü, yüksek kuvvetlere dayanabilmesi,
- ✓ Düşük özgül ağırlığa sahip olmasından dolayı hafif bir komponent olması,

- ✓ Korozyona ve dış etkilere dayanımı oldukça iyi olmasından dolayı, yağmur, su ve çeşitli koroziif ortamlarda protezin kullanımını mümkün kılması,
- ✓ Isıl mukavemetinin iyi olması,
- ✓ Fleksibilite özelliğinin iyi olması sonucu deformasyona uğramadan esnek hareket imkanı vermesidir.

Tüm bu özellikler yanında talaşlı olarak işlenmesinde zor olması bir handikap olarak görülmektedir. Bu problemin etkisi alaşım oluşturulması ve çeşitli malzemelerle birleştirilmesi sonucu daha da azalıktır. Bu yüzden tüm bileşenler yerine stabil olarak önem taşıyan ayak ve diğer önem taşıyan bağlayıcı mafsalları mil elemanları titanyum olarak yapılmalıdır. Diğer plakalar ve SEA elemanı hem ekonomik olması hemde hafif olmasından ötürü Alüminyum olarak tasarlanmıştır.

Hastanın ampute olmuş ve güdük adı verilen kısmına geçecek soket elemanı yumuşak dokuya sahip olarak hastaya konfor sağlaması gerektiğinden plastik esaslı yapılabilir. Sisteme dışarıdan estetik amaçlı görünüm için bir kılıf geçirilebilir. Bunun malzemesi de plastik esaslı olacaktır.

3.3 Gerilme ve Mukavemet Değerleri

Protars'ın gerilme ve dayanım değerleri olarak kontrol edilmesi gereken üç durum mevcuttur. Bunlardan ilki ve en önemlisi hareketi diğer mafsala ileten milin çapının belirlenmesi ve vücut ağırlığını taşıyabilecek dayanıma sahip olmasıdır. İkincisi SEA elemanının yaylarının belirlenmesi ve uygun mesafede hareketidir. Üçüncüsü ise diğer ekipmanların insan vücudu ağırlığını taşıyabilecek dayanımda olmasıdır.

Üçüncü kriter kolayca sağlanmıştır. Çünkü ayak için kullanılmak istenen malzeme Titanyum olduğundan çok ince kalınlıklarda bile 700-800 N gibi bir kuvveti taşıması mümkündür. Kritik parçamız ayak ve bağlayıcı mil elemanlarıdır. Ayakta kullanılan 20 mm kalınlık titanyum malzeme için bu elemanı güvenli olarak kullanmaya izin vermektedir.

1.Tasarım için analiz edecek olursak, ana hareketi sağlayan iki elemandan biri ve belkide en önemlisi olan, mafsala gelen hareketi etki ettirerek dönmede büyük rol oynayan bağlayıcı mil hesabı önem taşır. Aşağıdaki hesaplar d mil çapları 15 mm ve plaka genişliği 35 mm alınarak hesaplanmıştır.

Durum 1 : Vücut ağırlığının etki ettiği noktaya göre mukavemet hesabı.

$$(80 \text{ kg} / 2) = 40 \text{ kg} \times 10 \text{ N} = 400 \text{ N} \rightarrow \text{Tek bilek için ,}$$

$$\frac{F}{A} \leq \tau_{em} \text{ (N/mm}^2\text{)}$$

$$\frac{400}{\pi d^2 / 4} \leq \tau_{em} \text{ (N/mm}^2\text{)}$$

$$2,26 \leq \tau_{em} \rightarrow \text{Kuvvetin etki ettiği nokta.}$$

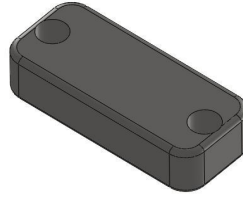
Durum 2 : Etki eden kuvvetin 35 mm lik plaka ucunda ki mile (ayağa bağlandığı noktaya) etki ettiği momentin mukavemet hesabı.

$$400 \times 35/2 = 7000 \text{ Nmm}$$

$$\frac{7000}{\pi d^2 / 4} \leq \tau_{em}$$

$$39,61 \leq \tau_{em}$$

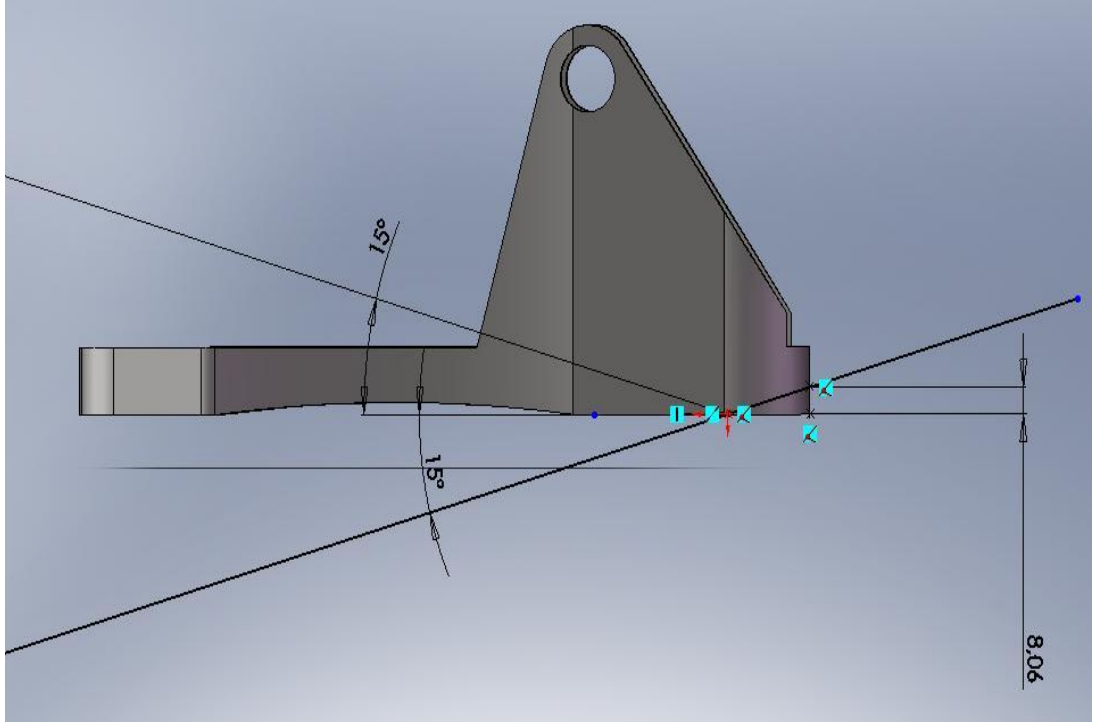
İki ayrı durum hesabında da çıkan emniyet gerilmesi, seçilen malzeme için yeterlidir. Titanyum malzeme için emniyet gerilmesi çeşit çeşit olmak üzere en düşük 180 (N/mm²) olarak kataloglardan bakılmıştır. Bu durumda sistem mukavemetlidir.



Şekil 3.2 Plaka ucu

3.4 Çalışma Verilerinin Analizi

Çalışma esnasında aktif olarak rol alacak üç adet sayısal veri vardır. Bunlar, bileğin açısal hareketi, bileği döndürmesi için SEA elemanının yapması gereken ilerleme adımı ve SEA elemanının istenen miktarda ilerlemesi için motorun dönmesi gereken açı miktarı olmak üzeredir. Bunlardan ilki olan bilek aç hareketi anatomik olarak belirlenmiş olup yaklaşık 30 derece (15 derece aşağı ve 15 derece yukarı) esnekliğe sahiptir. Ancak diğer iki sayısal veriyi analiz ederek elde etmek gerekmektedir. SEA ilerleme miktarını Solidworks programı yardımıyla ayak ve konumunu çizgisel olarak çizerek elde edebiliriz. 25 cm uzunluğunda bir ayağın yaklaşık yukarı ve aşağı 15 derecelik bir hareket yaptığını göz önünde tutarsak gereken ilerleme miktarını ölçmek mümkün olacaktır (bkz. Şekil 3.2).



Şekil 3.3 Solidworks ile ilerlemenin belirlenmesi

15 derecelik bilek hareketi için çizimde de görüldüğü gibi SEA elemanının 8 mm aşağı ve 8 mm yukarı hareket etmesi yeterli olacaktır.

Bir diğer önemli veri ise SEA'nın 8 mm'lik hareketi için motorun ne kadarlık bir açıda dönme yapması gerektiğidir. Bu kısımda SEA elemanındaki yay ve diğer uzunluk ölçüleri hesaba girer. Motorun dönmesiyle motora bağlı vidalı mil dönecek ve bu da orta katmandaki somunda ilerleme yaratacaktır. Somunun hareketli orta plakayı ilerletmesiyle çubuklar yukarı-aşağı hareket edecektir. Motorun dönmesi ile vidalı mil ve somun vida adımı kadar ilerleme kaydedecektir. Kullanılacak vidalı mili 16 mm adıma sahip 25 cm uzunluğunda bir mildir. Dolayısıyla motorun 180 derece tur atması ile 8 mm ilerleme adımı sağlanacaktır.

Amerikan protez ve ortez enstitüsü geleneksel olarak bir ayağın ve protezin sahip olması gereken özellikler ve davranışları maddelemiştir. Aşağıda bulunan tipler 1980'li yıllardan itibaren geliştirilmiş olup, çok çeşitli testler ile yapılan çalışmalar sonucu oluşturulmuştur.

- Tek eksenli,
- Çok eksenli,
- Dinamik tepkili,
- Düşük maliyetli,
- Yerel uygulanabilen,
- Kolay üretilebilen,
- İklim ve çalışma şartlarına uygun çalışabilen,
- Bakımı ve onarımı kolay,
- Teknik olarak fonksiyonel,
- Olabildiğince hafif,
- Yeterince kozmetik,
- Psikolojik olarak kabul edilebilir olarak sıralanabilir.

Ayrıca daha teknolojik ve güvenilir bir protez için aşağıda yapılması gerekli bazı testler ve çeşitli durumlar için alınmış sayısal veriler bulunmaktadır:

- Rijitlik testi,
- Yutma/sönümlleme oranı,
- Gecikme zamanı testi,
- Doğal frekans ölçümü olarak sıralanabilir.



Şekil 3.4 Ayak bileği protezine rijitlik testi uygulanması, (<http://www.oandp.org>)

Çeşitli çalışma özellikleri altında Amerikan Protez Ortez Derneği tarafından uygulanmış deneylerde elde edilen verilere göre protezin maruz kaldığı basınç ve fonksiyonel kolay çalışma oranları aşağıdaki gibidir :

Tablo 3.1 Aktivitelere göre protez basınç değerleri (OANDP)

Aktivite	P-değeri
Ev içinde yürüme	0.13
Merdiven çıkma	0.0005
Merdiven inme	0.003
Sokakta yürüme	0.007
Kötü zeminde yürüme	0.03
Ormanda yürüme	0.002
Yokuşta yürüme	0.0001
Yokuş-aşağı yürüme	0.002
Tempolu yürüme	0.003
Koşma	0.001

Tablo 3.2 Fonksiyonel oranlar (OANDP)

Fonksiyonel Oran	Tek eksenli	Çok eksenli
Bir zeminde ayakta durma	8.7 ± 1.4	9.2 ± 0.8
Eğik yüzeyde ayakta durma	6.8 ± 2.2	7.7 ± 1.5
Zeminde kararlı yürüyüş	8.7 ± 1.5	8.8 ± 1.0
Kötü zeminde kararlı yürüyüş	7.3 ± 2.4	7.9 ± 1.2
Hızlı yürüme kabiliyeti	7.7 ± 2.1	9.1 ± 1.0

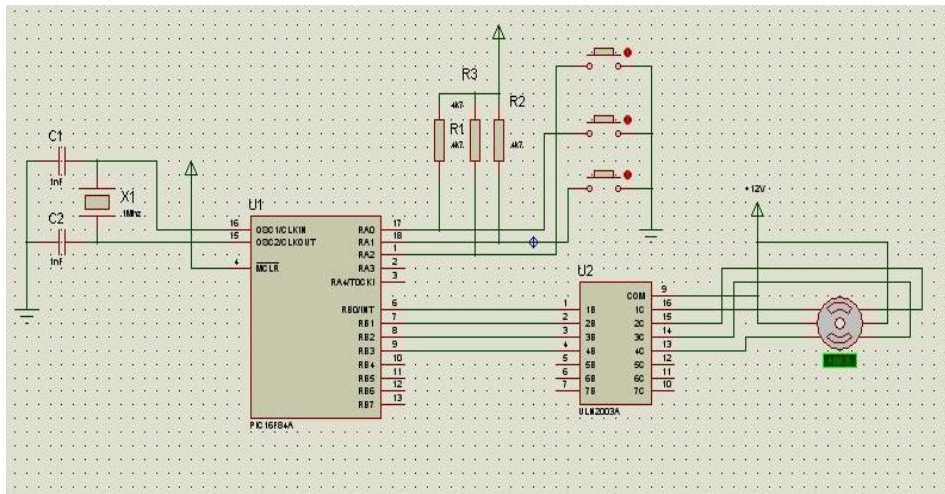
BÖLÜM DÖRT

PROTARS'IN KONTROLÜ

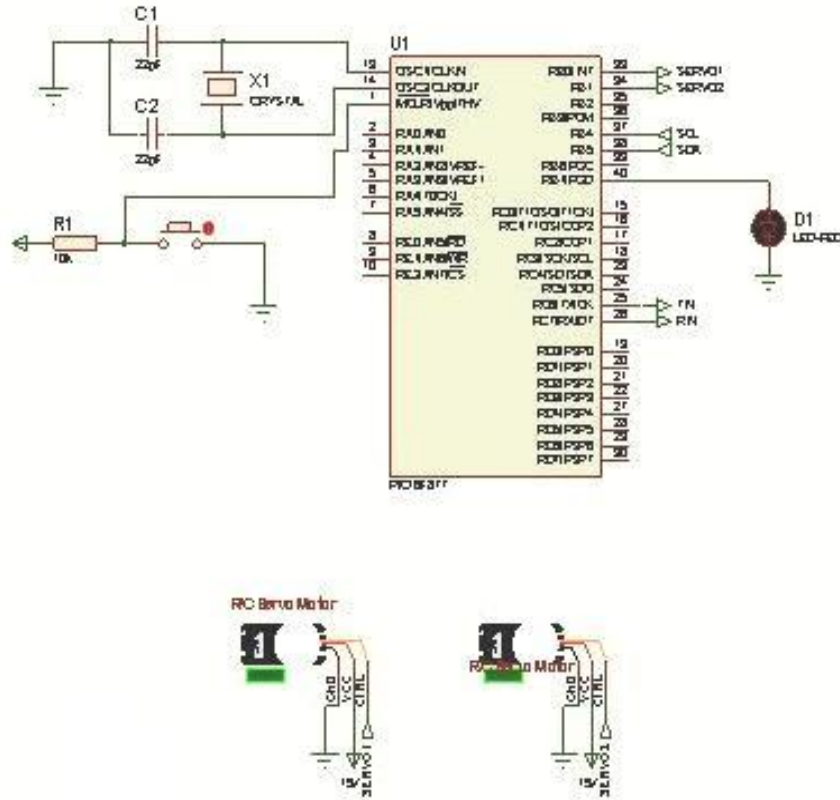
4.1 Kontrol Teorisi ve Sistem Dinamiği

Kontrol yönteminin belirlenmesi ve kontrol mekanizmasının oluşturulması için öncelikle sistemi etkileyen veriler, giriş değişkenleri belirlenmeli, daha sonra sistemden elde edilecek çıktı belirlenerek, giriş ve çıktılar arasında bir bağlantı kurulmalıdır. Böylece kontrol probleminin teorik olarak problemi ortaya çıkmış olacak, gerekli çözüm yapılabilecektir.

Teorik olarak sistemi etkileyen dış veriler, ayağın bastığı yüzeyin eğikliğidir. Dolayısıyla eğikliğin algılanması gerekmekte olup, tasarlanan buton sistemi yerin durumuyla ilgili input vazifesi görecektir. Alınan inputlara karşılık motorun belirli açıda dönmesi ve motorun SEA sistemini tetiklemesiyle ilerleme adımı elde ederek istenen bilek açısının elde edilmesi tasarlanmıştır. Bilek dönme açısı da output olacaktır. Ancak bizim için gerçek output motor dönüş açısıdır. Motor dönüş açısı birebir bilek açısını belirlemektedir. Sistemin input ve outputları Proteus programı yardımıyla şematik olarak tasarlanmıştır. İlk tasarımda step motor kullanılması düşünüldüğünden aşağıdaki şema step motora aittir. Butonlar sisteme ilk hareketi verir ve pic entegrede bulunan yazılım yardımıyla step motor belirli bir yönde belirli açıda dönmektedir.



Şekil 4.1 Proteus'ta çizilen step motorlu devre şeması

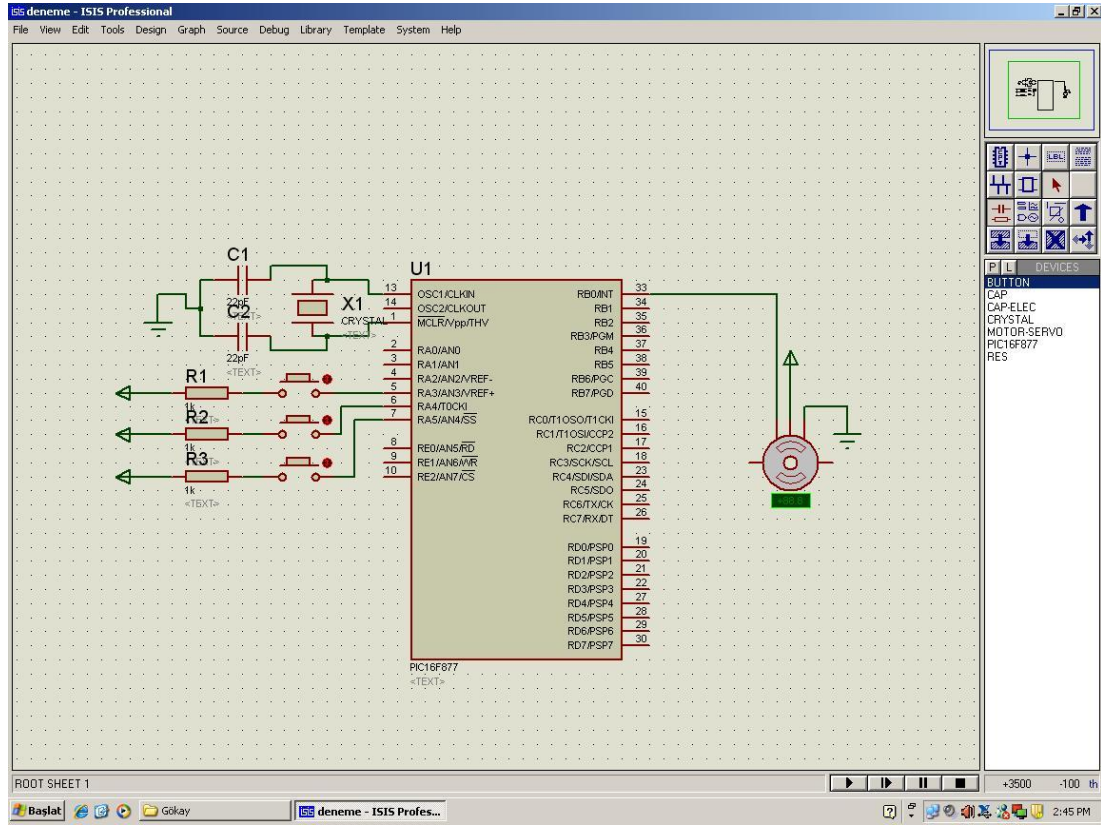


Şekil 4.2 Proteus'ta çizilen servo motor tek butonlu devre şeması

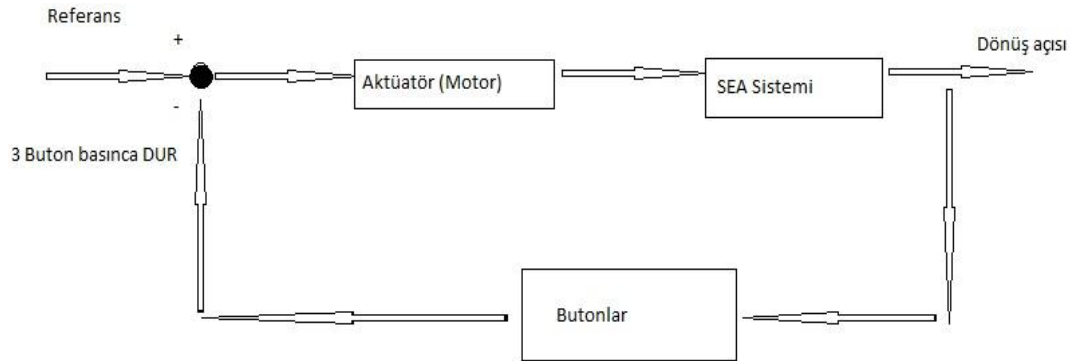
Sistemin dinamiğini incelersek, girdiler, sistemi etkileyen faktörler ve sistemden çıktı olarak elde edilen büyüklükleri tanımlayabiliriz. Bu çalışma ile sistemde hangi büyüklükler kontrol edilecek belirlenir. Kontrol edilmek istenen büyüklüklere ait sistem modellemesi yapılarak kontrol teorileri kurulabilir. Ayrıca kontrole ait gerekli hesaplamaları yapmak daha da kolaylaşacaktır.

Sistemi modelleyecek olursak, algılanacak giriş verileri butonların basması olacaktır:

- 1.butonun basması → motor 180 derece saat yönü döner,
- 3.butonun basması → motor 180 derece saat yönü tersi döner,
- 1-2 ve 3 butonlarının aynı anda basması → DUR komutu alınarak sistem hareketsiz kalır. Ancak bu durum tüm butonların/yük sensörlerinin aynı anda tetiklenmesi zor olduğundan ancak teorik olarak düşünülmektedir.



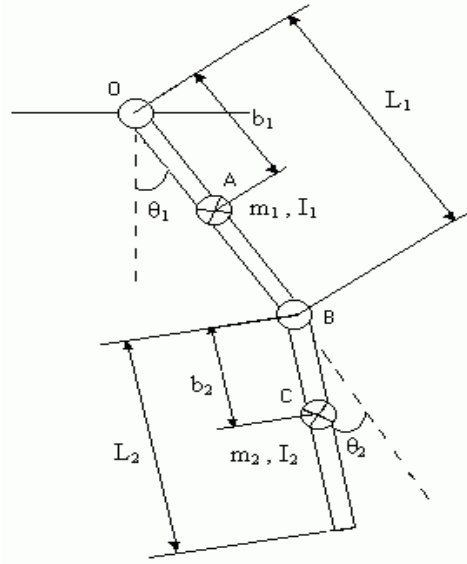
Şekil 4.3 Proteus'ta çizilen servo motor üç butonlu devre şeması



Şekil 4.4 Sisteme ait blok diagramı

Şekilden de görüleceği üzere referans değeri olan 3 adet buton aynı anda basılana kadar sistem aktive olacaktır. Step motor yerine servo motor SEA elemanına hareket vericek ve böylece istenen harekete ulaşılabacaktır. Butonların basılma durumu geri besleme görevi görecek ve istenen duruma uygun hareket sağlayacaktır.

Sistemin matematiksel modellenebilmesi ancak bipedal yürüme sistemine genel bakmakla mümkün olabilir. Bu durumda kalça ve diz eklemleri ile bilek eklemine beraber düşünmek gerekmektedir. Aşağıdaki şekilde kalça ve diz eklemine gösteren matematiksel büyüklükler görülmektedir.



Şekil 4.5 Yürüme modeli (Ö.BASER, 2004)

Matematiksel olarak ifade edecek olursak ;

$$J_0 = m_1 b_1^2 + I_1$$

$$J_1 = m_2 L_1 b_2$$

$$J_2 = m_2 L_1^2 + m_2 b_2^2 + I_2$$

$$J_3 = m_2 b_2^2 + I_2$$

ve

$$G_1 = (m_1 b_1 + m_2 L_1)g$$

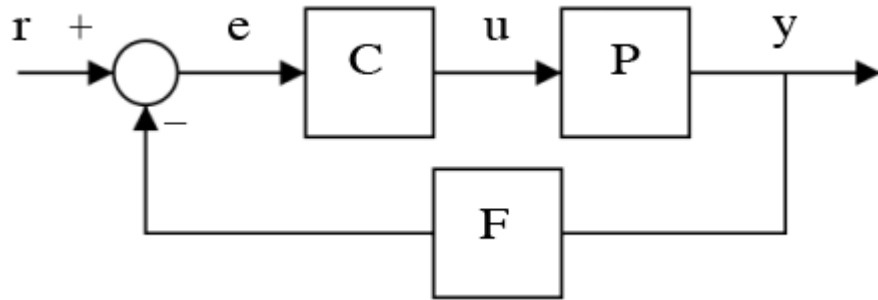
$$G_2 = m_2 b_2 g \quad \text{olarak verilebilir. (Uyar, 2002)}$$

Kontrol yöntemi olarak PID kontrol sisteminin kullanılması ve kontrol teorisinin bu yönetime göre kurulması gerekmektedir. Kontrol teorilerini klasik kontrol teorileri ve modern kontrol teorileri olmak üzere iki alanda incelemek mümkündür. Klasik kontrol teorileri, girdilerin algılandığı ve çeşitli yöntemlerle kontrol edildiği

sistemlerdir. Bu sistemlere örnek olarak PID kontrol verilebilir. Modern kontrol yöntemlerinde ise algılama ve kontrol daha kompleks olup duruma göre değişkenlik gösterebilir. Bulanık mantık, yapay sinir ağları, adaptiv kontrol örnek olarak verilebilir.

Kontrol yöntem ve teorileri, sistemin lineer veya non-lineer olmasına göre değişkenlik göstermektedir. Non-lineer sistemlerin kontrolü daha kompleks yapılar gerektirmektedir. Aynı zamanda tek giriş-tek çıkış (SISO) veya çok giriş-çok çıkış (MIMO) gibi sistemi ifade eden tanımlar bulunmaktadır. Bizim kontrol edeceğimiz ayak bileği sistemi non-lineer bir yapıya sahip MIMO olarak tanımlanabilir. Bazı kabul kriterleri uygulayarak non-lineer sistemleri, lineer hale getirerek kontrol teorisi kurmak mümkündür.

Aşağıdaki şekil ve işlemlerde PID kontrolün modellenmesini ve ona uygun matematiksel teoremin kurulmasını görmekteyiz:



Şekil 4.6 Blok diyagramı

Kontrol eden aktüatör yani SEA elemanı C, kontrol edilen sistem yani bilek protezini P ve algılayıcı sensör olan butonları F ile ifade edecek olursak, ayak bileği protezinin lineer ve zamandan bağımsız şartlı kabulleri altında sistemin kontrolüne ait matematiksel model, transfer fonksiyonu ve Laplace dönüşümleri sonucu ulaşılan değerler aşağıdaki gibi olacaktır:

$$\begin{aligned}
 Y(s) &= P(s)U(s) \\
 U(s) &= C(s)E(s) \\
 E(s) &= R(s) - F(s)Y(s).
 \end{aligned}$$

$Y(s)$ değişkenini $R(s)$ olarak yazarsak ;

$$Y(s) = \left(\frac{P(s)C(s)}{1 + F(s)P(s)C(s)} \right) R(s) = H(s)R(s).$$

Sistemin kapalı döngü transfer fonksiyonu :

$$H(s) = \frac{P(s)C(s)}{1 + F(s)P(s)C(s)}$$

PID(Proportional-Integral-Differential) kontrol en çok kullanılan kapalı devre feedback sistemidir. Bizim sistemimizde en uygun ve kontrolü en temel olarak gerçekleştirebilecek sistem olarak seçilmiştir.

Ölçülen değer $y(t)$ olarak okunduğunda, referans değeri ile kıyaslanarak hata oranı belirlenir. Matematiksel olarak $e(t) = r(t) - y(t)$ ifade edilir. PID kontrolünün temelinde yatan türev-integral ve oransal kontrolün matematiksel ifadesi :

$$u(t) = K_P e(t) + K_I \int e(t) dt + K_D \frac{d}{dt} e(t).$$

PID kontrol denklemlerine Laplace dönüşümü uygulandığında :

$$\begin{aligned} u(s) &= K_P e(s) + K_I \frac{1}{s} e(s) + K_D s e(s) \\ u(s) &= (K_P + K_I \frac{1}{s} + K_D s) e(s) \\ C(s) &= (K_P + K_I \frac{1}{s} + K_D s). \end{aligned}$$

Sistem dinamiğini etkileyen en önemli öğelerden birisi sıfır moment noktası (ZMP - Zero Moment Point) adı verilen büyüklüktür. Yürüme anatomisinde vücutta sıfır torkun olduğu ve yerçekimi kuvveti gibi etkenlerin sıfır etki ettiği noktadır. Bu noktanın yerinin koordinat olarak hesaplanması, kontrol edilecek sistemi daha basite indirgeyerek farklı çözüm alternatifleri meydana getirmektedir.

Sıfır moment noktasının matematiksel modellemesi için, ekstremitenin yüzey ile temas ettiği noktadaki reaksiyon kuvvetlerini irdelemek gerekir. Yataydaki kuvveti sıfır olarak kabul edersek, sıfır moment noktasına ait x ve y koordinat değerlerini kuvvet(F) ve yer çekimi (Mg) ivmesi cinsinden aşağıdaki formülle ulaşabiliriz ;

$$\vec{\tau}_{G.R.}(\vec{r}_{ZMP})|_{horizontal} = 0 \quad (1)$$

$$\vec{\tau}_{inertia+gravity}(\vec{r}_{ZMP})|_{horizontal} = 0 . \quad (2)$$

$$\vec{\tau}(\vec{r}_{ZMP})|_{horizontal} , \text{ or } \vec{\tau}(\vec{r}_{ZMP})|_{horizontal} = [(\vec{r}_{CM} - \vec{r}_{ZMP}) \times M\vec{g}]_{horizontal} \quad (3)$$

$$\sum_{i=1}^N \left[(\vec{r}_i - \vec{r}_{ZMP}) \times m_i \vec{a}_i + \frac{d(\vec{I}_i \vec{\omega}_i)}{dt} \right]_{horizontal} = [(\vec{r}_{CM} - \vec{r}_{ZMP}) \times M\vec{g}]_{horizontal} \quad (4)$$

$$x_{ZMP} = - \frac{\sum_{i=1}^N \left[\vec{r}_i \times m_i (\vec{a}_i - \vec{g}) + \frac{d(\vec{I}_i \vec{\omega}_i)}{dt} \right]_Y}{M \left(\ddot{Z}_{CM} + g \right)} \text{ and} \quad (5)$$

$$y_{ZMP} = \frac{\sum_{i=1}^N \left[\vec{r}_i \times m_i (\vec{a}_i - \vec{g}) + \frac{d(\vec{I}_i \vec{\omega}_i)}{dt} \right]_X}{M \left(\ddot{Z}_{CM} + g \right)} .$$

$$x_{ZMP} = x_{CM} - \frac{F_x}{F_z + Mg} z_{CM} - \frac{\tau_y(\vec{r}_{CM})}{F_z + Mg} \text{ and} \quad (6)$$

$$y_{ZMP} = y_{CM} - \frac{F_y}{F_z + Mg} z_{CM} + \frac{\tau_x(\vec{r}_{CM})}{F_z + Mg} .$$

4.2 Kontrol Bileşenleri

Kontrol bileşenleri, kontrol olayının gerçekleşmesinde girdi-çıkı bağlantılarını sağlayarak sistemi dinamik olarak gerçekleyen buton, servo motor, pic mikrodeneleyiciden oluşmaktadır. Bunlar arasındaki bağlantının ve devre şemasının da belirlenmesi gerekmektedir.

4.2.1 Butonlar

Çalışmada basma buton adı verilen tipte butonlar kullanılarak ayağın basış pozisyonuna ait input alınmaya çalışılmıştır. Switch butonlar çeşitli boylarda ve çaplarda kullanılabilirler. Gelişen nanoteknoloji bilimi ile beraber daha küçük boyutlarda butonları görmek mümkündür.



Şekil 4.7 Hassas buton

Basma butonlar dokunma ile aktive olurlar ve pres pozisyonu ile serbest pozisyon olmak üzere iki pozisyonda çalışırlar. Butona bir kez basıldığında input verisi girer ve buton serbest pozisyona gelinceye kadar ON pozisyonunda kalmaya devam eder. Buton serbest duruma geldiğinde OFF olarak input akışını durdurur. Dolayısıyla kullanılan butonlar ON-OFF olarak çalışabilmektedir.



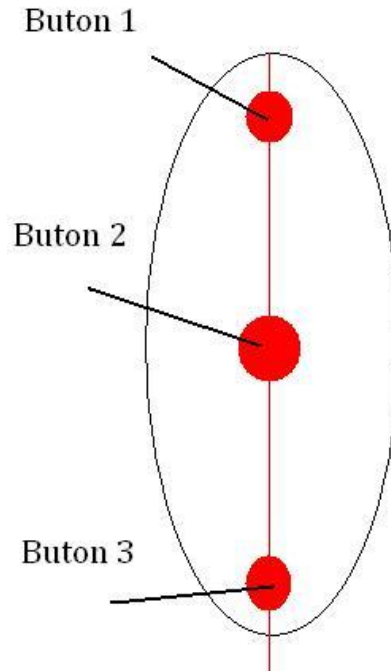
Şekil 4.8 Buton şematik

Çalışmanın başında butonlar 9 adet olarak tasarlanmış ve ön bölgeye üç adet, orta bölgeye üç ve topuk bölgesinde üçer adet olarak düşünülmüştür. Daha sonra durumu daha stabil ve standart olarak kontrol edebilmek için buton sayısı sadece üçe

düşürülmüştür. Ön, orta ve arka bölgeye birer adet buton konarak sisteme giriş verisi sağlanması düşünülmüştür.

Çalışma prensibine göre kullanıcı ayağının sadece ön bölgesini yere bastığında ön buton aktive olacak ve ayağın tamamen yere basması için motora dönme komutu gönderilecektir. Yada tersi durumda sadece topuk bölgesi butonu aktive olduğunda ayağın ön tarafının kalkık olduğu algılanacak ve motorun dönüşüyle ön bölgenin yere basması sağlanacaktır. Ancak ve ancak üç butonda aynı anda basılı durumda olduğunda sistem hiç hareket etmeyecektir. Üç buton aynı anda yere bastığında motora DUR komutu verilerek hareketin durması sağlanacaktır.

Butonların tam basmaması ve farklı yüzeylerde farklı basma tipleri oluşması muhtemel problemler arasındadır. Ancak bu durumda tüm basma durumunda oluşabilecek hatalara ait bir veri tabanı oluşturularak, olası durumlarda motorun nasıl hareket edeceği konusunda yazılım güncellenebilecektir. Bu konuda ayrı bir çalışma hazırlanması daha uygundur. Butonların mekanik olarak çalışması ve konfor şartlarına tam olarak uymamasından ötürü yük sensörü kullanılması yönünde karar verilmiştir.



Şekil 4.9 Butonların ayak altındaki yerleri

4.2.2 *Yük Sensörleri*

Yük veya diğer bir deyişle basınç sensörleri, üzerlerine gelen yükü hassasiyetine göre algılayarak ilgili veri transferini gerçekleştiren sensörlerdir. Çok çeşitli amaçlarda ve çeşitli tiplerde kullanımı mevcuttur. Hassasiyetlerine göre elli gramdan elli kilografa kadar algılama sağlayabilen yük sensörleri bulunmaktadır.

Çalışma prensiplerine göre yük sensörlerini dört ayrı grupta incelemek mümkündür:

- Kapasitif basınç ölçme sensörleri,
- Şekil değişikliği ile basınç ölçme sensörleri,
- Yük hücresi basınç ölçme sensörleri,
- Piezoelektrik basınç ölçme sensörleri olmak üzeredir.

Projede kullandığımız basınç sensörü yük hücresi basınç ölçme sensörüdür. Elektronik terazilerin yapımında da kullanılmakta olan sensörler, üzerlerine gelen yüke göre tetiklenerek bağlantı uçlarından elektrik akımı yardımıyla bilgi gönderir. Bu sensörlerin bir güç kaynağı ile beslenmesi gerekmektedir. Dört bacağa sahip sensörlerden ikisi güç kaynağı ile sensörü beslemeye diğer ikiside nötr özelliği için kullanılmaktadır.



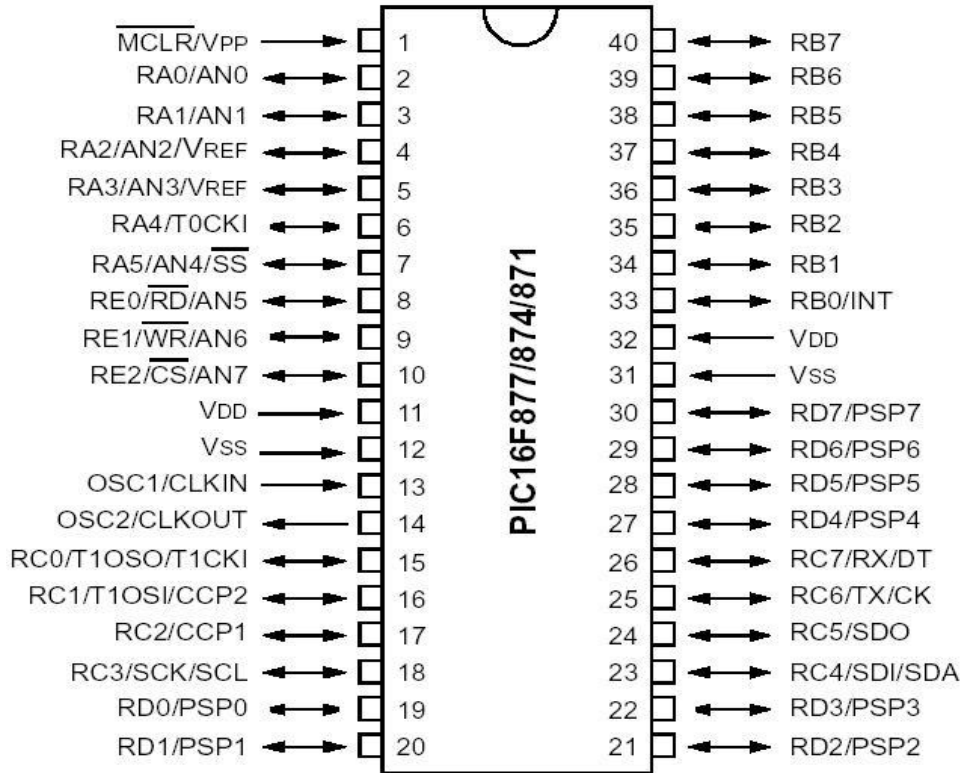
Şekil 4.10 Yük hücresi basınç ölçme sensörü

4.2.3 PIC Entegre

PIC mikroişlemci olarak hem geniş hafıza özelliği hemde servo motor sürmedeki rahatlığı nedeniyle 16F877A projemiz için seçilmiştir. 16F87X Mikrodenetleyici ailesi aşağıdaki temel özelliklere sahiptir:

- CPU azaltılmış komut seti,
- RISC temeline dayanma,
- Her biri 14 bit uzunlukta 35 komut,
- Dallanma komutları iki çevrim (cycle) sürede, diğerleri ise bir çevrimlik sürede uygulanabilir,
- İşlem hızı 16F877'de DC20 MHz (16F877'de bir komut DC200 ns hızında çalışır.),
- Veri yolu (databus) 8 bit,
- 32 adet SFR (Special Function Register) olarak adlandırılan özel işlem kaydedicisi ve bunların statik RAM üzerinde olması,
- 8 Kword'e kadar artan flash belleğin 1 milyon kez programlanabilmesi,
- 368 Byte'a kadar artan veri belleği (RAM), 256 Byte'a kadar artan EEPROM veri belleği,
- Pin çıkışları PIC 16C73B/74B/76 ve 77 ile uyumlu,
- 14 kaynaktan kesme yapabilen,
- Yığın derinliği 8,
- Doğrudan, dolaylı ve göreceli adresleme yapabilen,
- Poweron, Reset (Enerji verildiğinde sistemi resetleme özelliği), Powerup,
- Timer (Powerup zamanlayıcı),
- Osilatör Startup,
- Timer (Osilatör başlatma zamanlayıcısı),
- Watchdog,
- Timer (Özel tip zamanlayıcı), devre içi RC osilatör,
- Programla kod güvenliğinin sağlanabilmesi özelliği,
- Devre içi Debugger (Hata ayıklamakta kullanılabilecek modül),
- Düşük gerilimli programlama,
- Flash ROM program belleği (EEPROM özellikli program belleği),

- Enerji tasarrufu sağlayan, uyku –Sleep Modu,
- Seçimli osilatör özellikleri,
- Düşük güçle, yüksek hızla erişilebilen, CMOSFlash,
- EEPROM teknoloji,
- Tümüyle statik tasarım,



Şekil 4.11 PIC 877 Genel görünümü (Microchip Datasheet)

4.2.4 Servo Motorlar

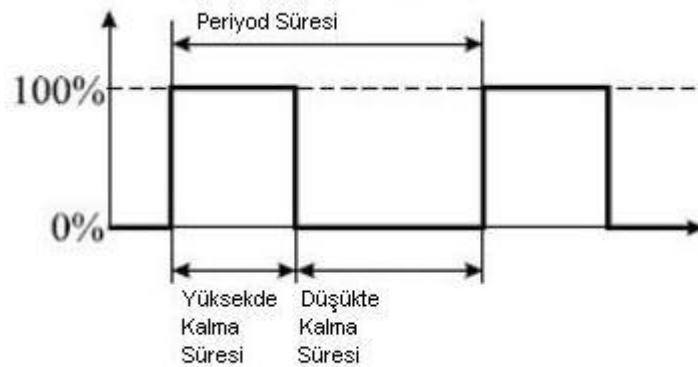
Robotik uygulamalarda en çok kullanılan motor tiplerinden olan servolar, ayak bileğinde SEA elemanının ileri-geri hareketini kontrol edebilmek için kullanılmıştır. 1 devir/dakikalık hız bölgelerinin altında bile kararlı çalışabilen, hız ve moment kontrolü yapan yardımcı motorlardır. Örneğin hassas takım tezgâhlarında ilerleme hareketleri için genellikle servo motorlar kullanılır. Robotik uygulamalarda ve tıbbi cihaz ve sistemlerde de servo motorlara rastlamak mümkündür.



Şekil 4.12 Servo motor örnek resmi

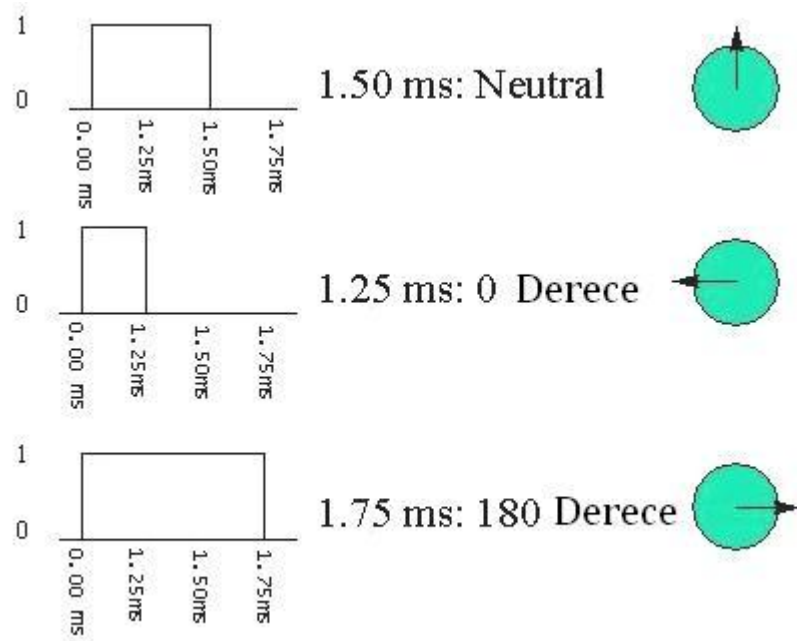
Servo motorların AC ile çalışan modelleri fırçasız, DC ile çalışan modelleri ise fırçalıdır. Bunlar, elektronik yapılı sürücü/programlayıcı devrelerle birlikte kullanılır. Günümüzde yapılan servo motor çalıştırma sürücüleri, tamamen mikroişlemci kontrollü ve dijital yapılıdır. Dijital kontrollü, hassas makinelerde çok tercih edilen servo motorların bazı özellikleri şu şekilde sıralanabilir:

- Döndürme momentleri yeteri kadar yüksektir.
- Döndürme momentinin iki misline kadar olan değerlere kısa süreli olarak yüklenebilirler
- Devir sayıları 1-10000 d/d arasında herhangi bir değere kolayca ayarlanabilirler.
- Çok sık aralıklı olarak hareket edebilirler. Dur-kalk yapma sayılarının çok olması motoru olumsuz yönde etkilemez.
- Kalkış momentleri küçük olduğundan verilen komutları gecikme olmadan algılayıp yerine getirirler.



Şekil 4.13 Servo motorda kalkma süreleri

Servo motor temel olarak potansiyometre ve DC motordan oluşan bir motor çeşididir. Servo motor ilk olarak hangi konumda olursa olsun aynı darbe gönderildiği sürece hep aynı pozisyona gelebilir. PWM (Pulse Width Modulation), servo motorlar yukarıdaki şekildeki gibi kare dalga gönderilerek çalıştırılırlar. Servonun pozisyonunu belirleyense gönderilen lojik 1 (+5V) seviyesinin süresidir. Gönderilecek kare dalga 10-20 ms arasında değişebilen periyoda sahiptir. PWM, üretilen darbelerin genişliklerinin kontrol edilerek üretilmek istenen analog değerin elde edilmesidir denilebilir.



Şekil 4.14 Servo motorlarda darbe değerleri ve dönüş açıları

4.3 Yazılım Uygulaması

Sisteme ait kontrol yazılımı visual basic de PIC mikroişlemci için özel olarak hazırlanmıştır. Yazılıma göre 1 nolu butonun basması durumunda motor 180 derece bir yönde, 3 nolu butonun basması durumunda motor 180 derece diğer yönde hareket edecektir. Yazılımın şablonu visualbasic programına göre düzen olarak aşağıdaki yapıdadır :

‘değişken tanımı

Dim Adres As Integer ‘port adresi

Dim Ton, TOff As Long ‘+ ve + pulse süreleri

Dim TotalTime As Long ‘Periyod

Dim PulseSayisi , i As Long ‘1Komut için frekans

Dim resetDeg, resetLow As Long ‘Reset değişkenleri

‘program yüklenirken-----

Private Sub Form_Load()

Adres = PPAAdres.Text ‘adres metin kutusu

Out Adres,0 ‘Portu sıfırladık

resetDeg = Val (Reset.Text) ‘başlangıç değerleri

TotalTime = Val(Period.Text)

PulseSayisi= Val(Frekans.Text)

Command3_Click ‘reset butonu çalıştırıldı

paralel port adresi girilsin-----

Private Sub PPAAdres_Change()

Adres = PPAAdres.Text

End Sub

////burada RC PWM dalgasını oluşturmak için gerekli 1m Sn (servonun ölü bant değeri:5m Sn) hassasiyetinde gecikmeyi Query Performance Lib erişimi ile yapacak olan fonksiyonun yazılması yapılıyor, kod penceresi kaldığı yerden devam ediyor////

‘micro saniye gecikme alt metini-----

Public Sub DelayUs (ByVal Microseconds As Double)

Dim curFreq As Currency ‘gerekli değişkenler

Dim CurStart as Currency

Dim CurEnd As Currency

Dim dblResult As Double

Dim dblPassed As Double

QueryPerformanceFrequency curFreq ‘ Timer Frekansı

QueryPerformanceCounter curStart ‘başlangıç zamanı

Microseconds = Microseconds / 1000000#

Do While (dblPassed<Microseconds) ‘döngü

```

QueryPerformanceCounter curEnd 'bitiş zamanı
'duraklama zamanını hesaplamak için(mikro saniye)
dblPassed =(curEnd-CurStart)/curFreq
Loop
End Sub

'hitec HS 311 için varsayılanların geri yüklenmesi-----
Private Sub Comman2_Click()
Reset.Text=1500
resetDeg=Val(Reset.Text)
Periyod.Text=3000
TotalTime=Val(Periyod.Text)
Frekans.Text=360
PulseSayisi=Val(Frekans.Text)
Command3_Click 'servo orta konuma gelir
End Sub

'Reset Butonu-----
Private Sub Command3_Click()
resetDeg = Val(Reset.Text)
resetLow= Totaltime -resetDeg
For i= 0 To Pulsesayisi 'sinyal Frekansı(hertz)
Out Adres,1
Call DelayUs(resetDeg ) 'servo dönsün
Out Adres,0
Call DelayUs(resetLow)
Next i
End Sub

'servoya komut gönderimi-----
Private Sub Command1_Click()
For i=0 To PulseSayisi 'sinyal frekansı(hertz)
Out Adres,1
Call DelayUs (TOn) 'servo dönsün
Out Adres,0

```

```

Call DelayUs(TOff)
Next i
End Sub

'TOff hesaplınsın ve değişkenler güncellensin-----
Private Sub YKenar_Change()
Ton = Val (YKenar.Text)
TOff = TotalTime -Ton
DKenar.Text= TOff
End Sub

Private Sub Period_Change() 'periyod güncellensin
TotalTime = Val(Periyod.Text)
End Sub

Private Sub Frekans_Change() 'palsSay güncellensin
PulseSayisi=Frekans.Text
End Sub

Private Sub Reset_Change() 'RstDegeri güncellensin
resetDeg=Val(Reset.Text)
End Sub

```

Ancak sisteme uygun en doğru yazılım c dili ile yazılmış olup, motoru döndüren en güncel ve son hali aşağıdaki gibidir:

```

/*****

```

```

PIC16F877 İle R/C Servo Motor Uygulaması

```

```

*****/

```

```

#include <16f877.h> // Kullanılacak denetleyicinin başlık dosyası tanıtılıyor.

```

```

#fuses

```

```

XT,NOWDT,NOPROTECT,NOBROWNOUT,NOLVP,NOPUT,NOWRT,NODEB
UG,NOCPSD // Denetleyici konfigürasyon ayarları

```

```

#use delay (clock=4000000) // Gecikme fonksiyonu için kullanılacak osilatör
frekansı belirtiliyor.

```

```

// R/C Servo motor dönme açı değerleri

```

```

Constint8
servo_derece_1[]={3,20};//{{6,7,8,9,10,11,12,13,14,15,16,17,18,19,20,21,22,23,24};/
/{3,8,11,14,17};
int i=0,pwm=0,duty_0=0;
int16 zaman=0; // 16 bitlik değişken tanımlanıyor
float pressure_sensor1,pressure_sensor2; const unsigned int sure=50;
#int_timer0 // Timer0 taşma kesmesi
void kesme ()
{
set_timer0(217); // TMR0 kaydedicisine 217 değeri yükleniyor
if (pwm==0) // Eęer PWM deęişkeni 0 ise
{
output_high(pin_b7); // RB0 çıkışı lojik-1
}
if (pwm>=duty_0){ output_low(pin_b7);
zaman++; // zaman değişkenini 1 arttır
// Servo motor dönüş adımları arası bekleme süresi için
if (zaman>17350) // Yaklaşık 115us*17350 = 1,995,250us yaklaşık 2msn
{
zaman=0;// zaman değişkenini sıfırla
//////////
set_adc_channel(0);//ADC portu ayarlıyor
delay_us(sure);//convert için beklenen zaman
pressure_sensor1=read_adc();
set_adc_channel(1);
delay_us(sure);
pressure_sensor2=read_adc();
if(pressure_sensor1>20)
{
i++; // i değişkeni değerini 1 arttır
if(i==2) // Eęer i değeri 11 ise-Tüm adımlar bitti ise
i=1;

```

```

}
if(pressure_sensor2<20){i=0;}
}
pwm++;    // pwm değişkenini 1 arttır
if (pwm>173) // pwm değeri 173'den büyük ise
pwm=0;    // pwm değişkenini sıfırla
}
/***** ANA PROGRAM FONKSİYONU*****/
void main ()
{
setup_psp(PSP_DISABLED);    // PSP birimi devre dışı
setup_spi(SPI_SS_DISABLED); // SPI birimi devre dışı
setup_timer_1(T1_DISABLED); // T1 zamanlayıcısı devre dışı
setup_timer_2(T2_DISABLED,0,1); // T2 zamanlayıcısı devre dışı
setup_adc_ports(ALL_ANALOG);
setup_adc(ADC_CLOCK_DIV_32);
setup_CCP1(CCP_OFF);        // CCP1 birimi devre dışı
setup_CCP2(CCP_OFF);        // CCP2 birimi devre dışı
setup_timer_0(RTCC_INTERNAL | RTCC_DIV_2); // Timer0 ayarları belirtiliyor
set_timer0(217); // TMR0 kaydedicisine 217 değeri yükleniyor
enable_interrupts(int_timer0); // Timer0 taşma kesmesi aktif
enable_interrupts(global);    // Aktif edilen tüm kesmelere izin ver
output_b(0x00); // İlk anda B portu çıkışı sıfırlanıyor
set_tris_d(0x00);
output_d(0x00);
while(TRUE) // Sonsuz döngü
{
duty_0=servo_derece_1[i]; // 1. R/C servo PWM görev saykılı
}
}

```

BÖLÜM BEŞ

SONUÇLAR

5.1 Prototip Uygulanması

Yapılan çalışmaları prototipler yardımıyla somutlaştırmak ve gerçeğe uygun çalışmasını modelleyebilmek için bazı çalışmalar yapılmıştır. Prototipler 3 ayrı şekilde planlanmış ve aşağıdaki adımlar belirlenmiştir:

- İlk olarak SEA elemanı yapılıp parça analiz edildi,
- Daha sonra uygun ayak ve bacak bağlantısı modellenerek bileğin hareketini sağlayabileceği mekanik tasarım prototip haline getirildi,

Yukarıda belirtilen çalışmalar için öncelikle SEA elemanı teknik resimleri tamamlandı. Sistemin mekanik imalatı hem maliyetli hemde çalıştırılması için hassas işlem gerektirdiğinden parça 3D printer ile prototip haline getirildi. Özel içerikli plastik tozları ve katı model resmi yardımıyla 3D printerda küçük ebatlarda ve ayak hareketini sağlayabilecek boyda bir prototip imal edildi.



Şekil 5.1 SEA elemanı



Şekil 5.2 SEA elemanı-2

Daha sonraki aşamada mekanik tasarım ve hareketi meydana getiren mafsall oluşturulması için çalışmalara başlandı. İlk olarak konik bir dizayn düşünülerek metal bir plaka kestirildi. Bu plaka konik ölçülere göre kıvrılarak kaynakla birleştirildi.



Şekil 5.3 Bacağı oluşturması düşünülen yapı için denemeler

Ancak şeklin istenen ölçülere göre büyük olması ve kullanışsız bir dizayn olmasına karar verilmesiyle birlikte prototip mafsall yapımında kullanılmadı. Konik tasarım yerine düz bir çubuk yardımıyla mafsall oluşturulması işlevsel ve estetik olarak daha uygun bulundu.



Şekil 5.4 Bilek hareketini sağlayacak mafsalları

Küresel bir eklem oluşturulması durumunda ayağın her iki ekseninde hareket etmesinden dolayı iki eksenli bir kontrol mekanizması geliştirmek gerekmektedir. Ayağın sağa-sola hareketi yürüme dinamiğinde fonksiyonel bir görev almamakla beraber, denge ve yük dağılımlarını eşit dağıtabilmek adına bir fonksiyon üstlenmektedir.



Şekil 5.5 Hareketli mafsalları üstten bakış

Ancak küresel bir mafsalda hareket serbestliği ikiden dörde çıkacağından, kontrol problemi daha karmaşık bir şekle geldi. Kontrolü daha stabil hale getirmek adına iki serbestlik dereceli bir mafsaldan oluşan mekanik bir tasarımın yapılması gibi bir kabul yapılacak prototipi daha uygun hale getirdi.



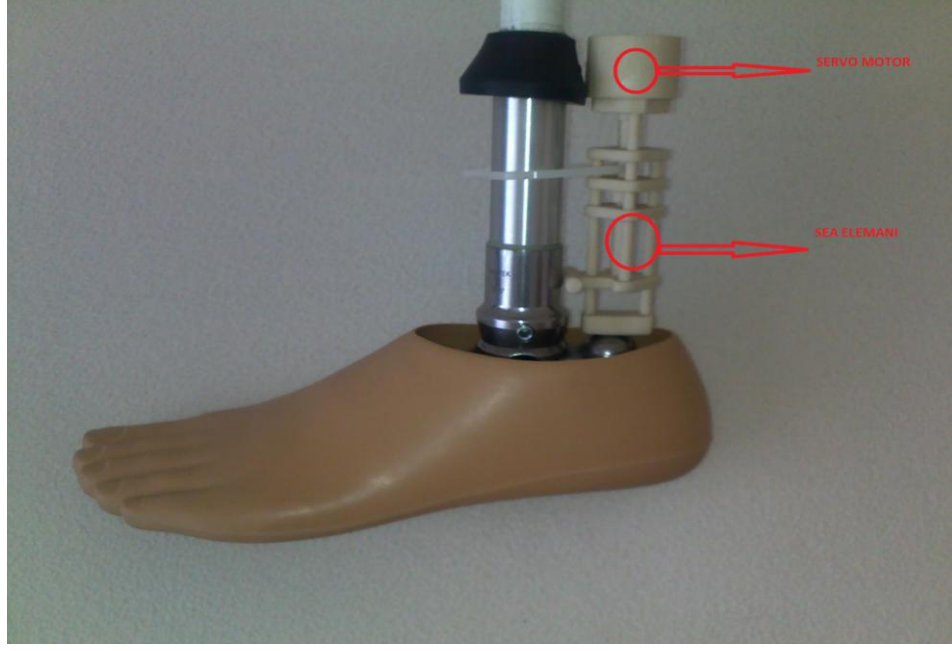
Şekil 5.6 Bacak kısmı ile birlikte ayak bileği protezi

Şekildeki protez prototipinde metal bir mafsalsal estetik ayak üzerinde ileri-geri hareketi gerçekleştirerek ayağın belirli açıda hareketine imkan tanımaktadır. Estetik ayak Ottobock firmasına ait bir ürün olup metal mafsalsal Ortotek tarafından imal edilmiştir.

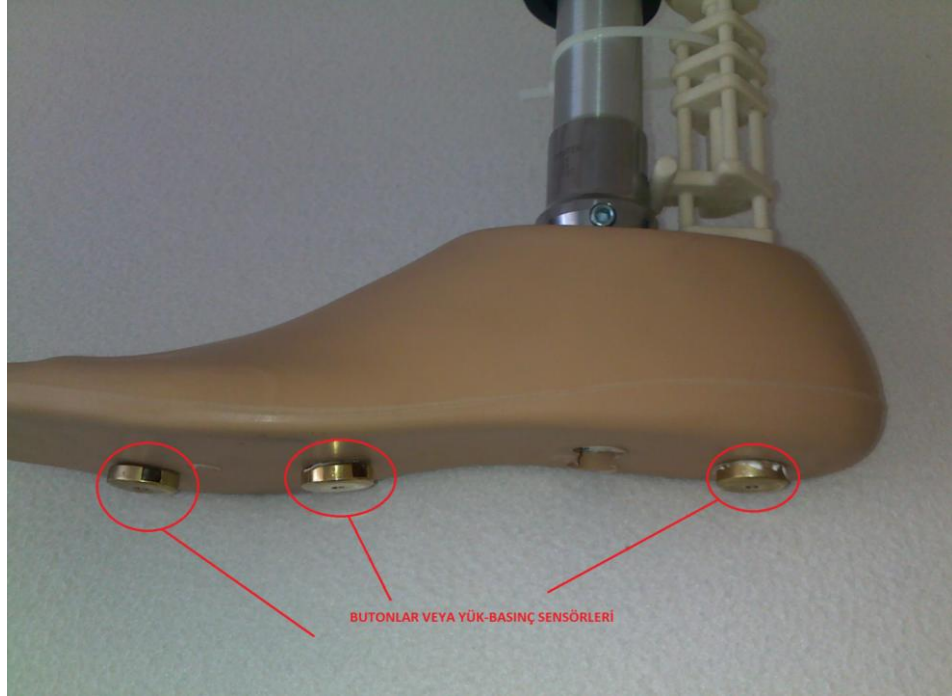


Şekil 5.7 Mafsalsal meydana getiren metal elemanlar

Şekildeki ileri-geri hareketi sağlayan mafsala SEA elemanı ve butonları ekleyerek prototipe ait son şekli verebiliriz. SEA elemanı imalatı hassasiyet ve yüksek maliyet gerektirdiğinden şekildeki gibi 3D printerda yapılan bir prototiple sembolize edilmektedir. Butonlar şekilde basmalı buton şeklinde olup çok değişik alternatiflerle kullanılabilir. Basınç veya yük sensörü adı verilen daha hassas algılayıcılar ile daha esnek bir kontrol sistemi kurabilmek mümkündür.

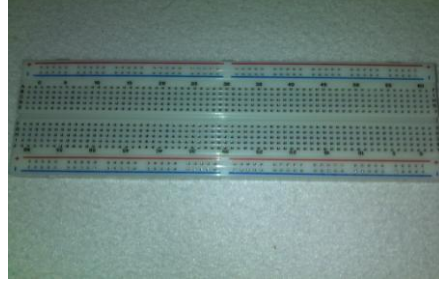


Şekil 5.8 Protezin SEA elemanı ile birlikte görüntüsü



Şekil 5.9 Protezin butonlar & yük-basınç sensörleri ile temsili görüntüsü

Mekanik tasarımını modellenmesinden sonra, elektronik kontrol düzeneğinde modellenmesi ve çalıştırılması için bir prototip çalışması yapılmıştır. Kontrolü sağlayacak mekanizmanın bir board üzerinde devre olarak kurulması için çalışılmış ve aşağıdaki elektronik devre elemanları kullanılmıştır.



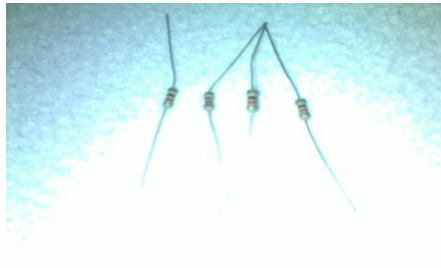
Şekil 5.10 Devrenin kurulduğu board elemanı

Board elemanının üzerinde bulunan PIC mikroişlemci şekil 5.11’de bulunan mikroişlemci tutucu ayakları ile desteklenmiştir.



Şekil 5.11 PIC mikroişlemci tutucu ayakları

Devrede kullanılan direnç elemanları 1k ve 10k büyüklüklere sahiptir. LED ışıkların önüne kurulan dirençler, devrede enerji olup olmadığının kontrolü için kullanılmaktadır.



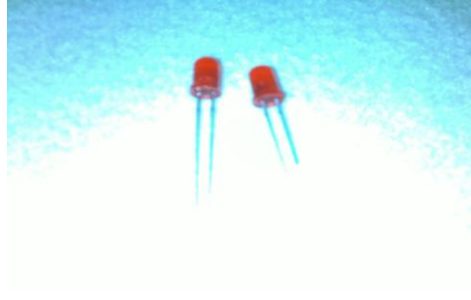
Şekil 5.12 Devrede kullanılan direnç elemanları

PIC mikroişlemciye doğrudan bağlı bulunan kristal için aşağıdaki 22 pF'lık kapasiteler kullanılmıştır.

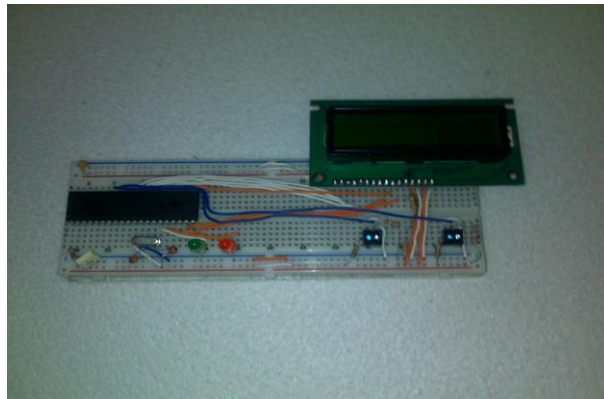


Şekil 5.13 Devrede kullanılan kapasite elemanları

Şekil 5.14'te hatlarda enerji olduğunu görebilmek amaçlı LED ışıklar ile kontrol mekanizması kurulmuştur. Kırmızı led ışıklar bu amaçla kullanılmıştır.

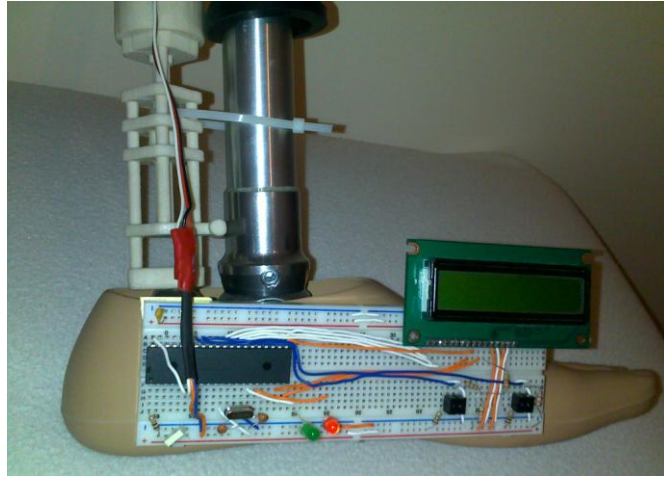


Şekil 5.14 Devrede kontrol amaçlı kullanılan LED elemanları



Şekil 5.15 Devre elemanları ile kontrol devresinin oluşturulması

Kontrol devresi bileşenleri ile birlikte çalışabilir bir sistem haline getirilmiştir. Çalışmanın doğru olduğunu kontrol etmek amacıyla bir LCD ekran ve Led ışıklar yerleştirilmiştir.



Şekil 5.16 Kontrol devresi monte edilmiş protezin son görüntüsü



Şekil 5.17 Kontrol devresi monte edilmiş protezin son görüntüsü-2

5.2 Projenin Başarıları

Proje yürütme sırasında iki farklı yarışmaya gönderilmiş olup ikisinde de ilgi çekici bulunarak başarı elde etmiştir. Bunlardan ilki Özyeğin Üniversitesi'nde düzenlenen "bir fikrin mi var" yarışması olmuştur. Söz konusu yarışmaya gönderilen proje, 800 katılımcı proje arasında ilk 40'a kalarak sunum yapılmaya değer bulunmuş, bu konuda İstanbul'da 10 kişilik iş adamlarından oluşan bir jüriye proje sunumu yapılmıştır (1 Mayıs 2009). Yarışma için hazırlanan poster aşağıda bulunmaktadır. İkincisi de Yıldız Teknik Üniversitesinde düzenlenen yıldızlı projeler yarışmasıdır. Bu yarışmaya da gönderilen projemiz yüzlerce aday arasından sergilenmeye değer ilk 30 proje arasına alınmış olup İstanbul'a çağırılmıştır.

Tüm bu gelişmeler ışığında ilgi çekici ve çok ihtiyaç duyulan bir konuda yeni bir ürün tasarımı yapılarak, mekanik, tasarım ve kontrol alanında önemli bir çalışma gerçekleştirilmiş, Tıp ve Mekatronik Mühendisliği bilimlerinin birarada çalışması sağlanmıştır.



Şekil 5.15 Yarışma broşürü

5.3 Çalışmanın Değerlendirilmesi

Bu yüksek lisans projesinde tasarlanan akıllı ayak bileği protezi, diğer bilek protezlerine göre hareket kabiliyetine sahip ve otomatik olarak kontrol edilebilme özelliğiyle diğer tasarımlardan ayrılmaktadır. Kullanılan ekipmanlar ile hastanın daha az yorulması ve daha yüksek konfor şartlarıyla yürümenin sağlanması amaçlanmıştır.

Proje, Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Ortopedi Bölümü tarafından ihtiyaç duyulan bir ürün olarak nitelendirilmiş olup, tıp dünyasında giderek gelişmekte olan protez-ortez ürünlerine yeni bir soluk getirmiştir. Diğer üretici firmaların daha esnek ve daha konforlu bir ürüne ulaşmak adına kendi sistemlerine de ek olarak konulabilecek SEA gibi ekipmanlar içermektedir. SEA tüm dünyada yeni kullanılmakta olan bir üründür ve çalışmada detaylı olarak incelenerek bu konuda ki çalışmaları Türkçeleştirmek adına da önemli bir gelişme sağlanmıştır.

Gelecekte yapılacak çalışmalar bazı kabuller ile sabitlenmiş olsada aşağıdaki üç alanda çalışmaların artması beklenmektedir:

- Hasta ihtiyaçlarına göre çalışmalar,
- Biyomekanik veya metabolik ölçümler yapılarak gerçek ihtiyaçlarla protez arasında bir bağlantı kurulması,
- Duyarlılık fonksiyonunu arttıran ve ona uygun hareket eden sistemlerin geliştirilmesi olarak sıralabilir.

KAYNAKÇA

Arcoelectric Corporation Katalog (2006). USA

Başer, Ö. (2004). *Analysis and Control of Bipedal Human Locomotion*
Yüksek Lisans Tezi, İzmir, Dokuz Eylül Üniversitesi Makine Mühendisliği
Anabilim Dalı

Biliç, H.G. (2008). *Series Elastic Actuators*, ders sunumu

Bora, H. ve Şen, İ.Z. (2005). *Bilgisayar Destekli Tasarım Çizim Solidworks*.
İstanbul : Deha Yayıncılık

C Compiler Reference Manuel Version 4 (2007). Custom Computer Services (CCS)

Erikkson, F. (1998). *Industrial Circuits Application Note, Stepper Motor Basics*

Gardner & Bender Switches Katalog (2010). USA

Gates, D.H. (2004). *Characterizing Ankle Function During Stair Ascent, Descent
and Level Walking for Ankle Prosthesis and Orthosis Design*. Boston : Boston
University College of Engineering.

Herr, H. ve Whiteley, G.P. ve Childress, D. (2004). *Cyborg Technology –
Biomimetic Orthotic and Prosthetic Technology*

IEEE Öğrenci Kolu, (2006). *Step Motorlar*, Elektrik Elektronik Fakültesi, İstanbul
Teknik Üniversitesi

İbrahim, D. (2005). *PIC Robot Projeleri*, İstanbul, Bileşim Yayıncılık

Kıranç, M. (2010). *Motion of Pan-Tilt Camera Based on Accelerometer*
Bitirme Projesi, İzmir, Dokuz Eylül Üniversitesi Elektrik-Elektronik
Mühendisliği Bölümü

Kurbanoğlu, C. (2006). *Makina Elemanları Teori, Konstrüksiyon ve Problemler.*
İstanbul : Nobel Yayın Dağıtım

Microchip Technology Inc., (2003). *PIC 16F87XA Data Sheet*

Popovic, M. ve Herr, H. (2006). *Ground Reference Points in Legged Locomotion:
Definitions, Biological Trajectories and Control Implications*
Massachusetts Institute of Technology

Pratt, J. ve Krupp, B. (2008). *Design of a Bipedal Walking Robot*, USA, Institute of
Human and Machine Cognition

Putz, R. ve Pabst, R. (2001). *Sobotta İnsan Anatomisi Atlası Cilt:2.* Münih : Beta
Basın Yayın Dağıtım A.Ş

Queen's University, *Faculty of Applied Science Mechanical and Materials*
Engineering, 28.09.2009, <http://me.queensu.ca>

Waleed, A.F. (2007). *Optimal Workloop Energetics of Muscle-Actuated Systems*
Doctor of Philosophy, Massachusetts Institute of Technology

Williamson, M.M. (1995). *Series Elastic Actuators*, Massachusetts Institute of
Technology

Yayla, P. (2000). *Cisimlerin Mukavemeti* Kocaeli Üniversitesi Makine Mühendisliği
Bölümü, İstanbul : Çağlayan Kitabevi

Yüksel, M. (2003). *Malzeme Bilimleri Serisi Cilt 1, Malzeme Bilgisi*, TMMOB Makine Mühendisleri Odası, MMO/2003/271/2

Zak, S.H. (2003). *Systems and Control*. School of Electrical and Computer Engineering Purdue University. Oxford : Oxford University Press