

**Kuvvet Kontrollü Elastik Aktivatör Tasarımı ve
Aktif Kontrollü Alt Ekstremitte Protezlerinde Uygulanması**

Proje No: 106M468

Yrd. Doç. Dr. Akın Oğuz KAPTI

Yrd. Doç. Dr. Yavuz SOYDAN
Yrd. Doç. Dr. Muhammet CERİT
Yrd. Doç. Dr. Ahmet Turan ÖZCERİT

EYLÜL 2009
SAKARYA

ÖNSÖZ

Bu proje, kuvvet kontrolüne ihtiyaç duyulan uygulamalarda ve özellikle alt ekstremitte protezlerinde kullanılabilir bir sistem geliştirmeye yöneliktir. Proje çerçevesinde, bir elastik mekanizma ile bu mekanizmanın kullanıldığı bir diz altı ve bir diz üstü protezinin tasarım, modelleme, üretim ve test çalışmaları yürütülmüştür. Proje çalışmaları Türkiye Bilimsel ve Teknik Araştırma Kurumu'nun desteğiyle gerçekleşmiştir.

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ	2
İÇİNDEKİLER	3
ŞEKİLLER LİSTESİ	5
TABLolar LİSTESİ	8
ÖZET	9
ABSTRACT	10
1. GİRİŞ	11
2. ALT EKSTREMİTE HAREKETLERİ	13
3. ELASTİK AKTİVATÖR	18
3.1. ELASTİK AKTİVATÖR MEKANİZMASI TASARIMI	18
3.2. ELASTİK AKTİVATÖRÜN HAREKET DENKLEMİ	23
3.3. ELASTİK AKTİVATÖRÜN YAPISAL ANALİZİ	28
3.3.1. ELASTİK AKTİVATÖR CAD TASARIMI	28
3.3.2. ELASTİK AKTİVATÖRÜN FEA ANALİZLERİNİN YAPILMASI	28
3.3.3. ÇEŞİTLİ ANALİZ KOŞULLARI VE SONUÇLAR	29
3.3.4. ANALİZ SONUÇLARI	30
3.4. ELASTİK AKTİVATÖRÜN FREKANS CEVABI ANALİZİ	30
3.4.1. YÜK KUVVETİNİ TASVİR EDEN MATEMATİKSEL MODEL	31
3.4.2. YÜK KUVVETİNİ TASVİR EDEN KAPALI ÇEVİRİM MODELİ	31
3.4.3. KONTROLÖR KATSAYILARI	32
4. TEST DÜZENEGİ	36
4.1. PNÖMATİK SİLİNDİR DÜZENEGİ DENEYLERİ	38
5. DİZ ALTI PROTEZİ	42
5.1. DİZ ALTI PROTEZİ TASARIMI	42
5.2. İLETİM ORANI	45
5.3. DİZ ALTI PROTEZİ HAREKET DENKLEMLERİ	46
5.4. DİZ ALTI PROTEZİNİN HASTAYA UYGULANMASI	49
5.5. SOKET YAPIMI	50
6. DİZ ÜSTÜ PROTEZİ	52
6.1. DİZ ÜSTÜ PROTEZİ TASARIMI	52
6.2. İLETİM ORANI	55
6.3. HASTAYA UYGULANMASI	58
7. ELASTİK AKTİVATÖR KONTROL DEVRESİ TASARIMI	60
7.1. İVME ÖLÇERLE EKLEM PATERNLERİNİN ALGILANMASI	65
7.2. BATARYA SETİ	65

8. DENEYSEL ÇALIŞMALAR	70
9. SONUÇ VE ÖNERİLER	73
KAYNAKLAR	75
PROJE ÖZET BİLGİ FORMU	75
EK 1. ELASTİK AKTİVATÖR ELEMANLARI	78
EK 2. DİZ ALTI PROTEZİ ELEMANLARI	83
EK 3. DİZ ÜSTÜ PROTEZİ ELEMANLARI	85
EK: 4. BİLEK EKLEMİ FİLEKSİYON AÇISI, AÇISAL HIZ, MOMENT, GÜÇ DEĞERLERİ	87
EK: 5. DİZ EKLEMİ FİLEKSİYON AÇISI, AÇISAL HIZ, MOMENT, GÜÇ DEĞERLERİ	89
EK: 6. SİMÜLATÖR DENEYİNDE BASINÇLAR	91
EK 7. ALT EKSTREMİTENİN ANATOMİK YAPISI	93
7. 1E. Terimler	93
7. 2E. Alt Ekstremitte Kemikleri	94
7. 3E. Alt Ekstremitte Kasları	95
7. 4E. Ayak Bileği Eklemi Hareketleri	102
7. 5E. Diz Eklemi Hareketleri	103
7. 6E. Diz Altı ve Diz Üstü Ampütasyonları	104

ŞEKİLLER LİSTESİ

- Şekil: 2. 1. Ayak bileği eklemi momentinin eklem açısına göre değişimi.
- Şekil: 2. 2. Ayak bileği eklemi gücünün basma fazı süresine göre değişimi
- Şekil: 2. 3. Eklem fileksiyon açıları (θ_b , θ_d , θ_k)
- Şekil: 2. 4. Eklem açısal hızları (W_b , W_d , W_k)
- Şekil: 2. 5. Eklem momentleri (M_b , M_d , M_k)
- Şekil: 2. 6. Eklem güçleri (P_b , P_d , P_k)
- Şekil: 3.1. Elastik aktivatör bilgisayar modeli.
- Şekil: 3. 2. Elastik aktivatörün ana boyutları.
- Şekil: 3. 3. Elastik aktivatörün genel görünüşü.
- Şekil: 3. 4. Elastik aktivatörün teknik resimleri (ön, sol yan ve üst kesit görünüşler).
- Şekil: 3. 5. Yayların yay ve somun plakalarına yerleşimi.
- Şekil: 3. 6. Elastik aktivatör mekanizmasının modeli.
- Şekil: 3. 7. Test düzeneğinin blok diyagramı.
- Şekil: 3. 8. Simülink modeli.
- Şekil: 3.9. Motora 10 A uygulandığında elde edilen sistem cevabı.
- Şekil: 3. 10. Sistemin matematiksel modeli
- Şekil: 3. 11. Simülink ortamında elde edilmiş Şekil 3. 10.'daki sistemin cevabı (10 A).
- Şekil: 3. 12. Bazı aktivatör parçalarının katı modelleri.
- Şekil: 3. 13. FEA analizi.
- Şekil: 3. 14. 1500 N uygulandığında oluşan gerilmeler.
- Şekil: 3. 15. Mekanizmanın modal frekansları.
- Şekil: 3. 16. Aktivatör kontrol blok diyagramı.
- Şekil: 3. 17. $K_p=35$, $K_d=0.066$ kontrolör katsayılarına dayalı basamak girişi ve sistem cevabı.
- Şekil: 3. 18. F_i/F_m , F_i/F_d ve F_i/x_i transfer fonksiyonlarına ait matlab-simulink modeli.
- Şekil: 3.19. Geri beslemeli F_i/F_m transfer fonksiyonuna ait 10Hz sinus giriş işaretine bağlı çıkış işareti.
- Şekil: 3. 20. Her 3 transfer fonksiyonuna ait 10 Hz giriş işaretine bağlı çıkış işaretleri.
- Şekil: 3. 21. Açık çevrim transfer fonksiyonuna ait bode diyagramı.
- Şekil: 3. 22. Kapalı çevrim transfer fonksiyonuna ait bode diyagramı.
- Şekil: 3. 23. Çıkış empedansı transfer fonksiyonuna ait bode diyagramı.
- Şekil: 4. 1. Test düzeneğinin şematik resmi.
- Şekil: 4. 2. Test düzeneğinin genel görünüşü.
- Şekil: 4. 3. Pnömatik silindirin 0,7Hz'lik bir sinüsoydal sinyal cevabı.
- Şekil: 4. 4. Pnömatik silindirin 0,3Hz'lik bir sinüsoydal sinyal cevabı.

- Şekil: 4. 5. Pnömatik silindirin yavaş yürüme örüntüsü cevabı.
- Şekil: 4. 6. Bilek eklemi fileksiyon açısı.
- Şekil: 4. 7. Protez mekanizmasının uygulaması gereken kuvvet.
- Şekil: 4. 8. Pnömatik silindir piston tarafı ve piston kolu tarafı basınçları.
- Şekil: 5. 1. Diz altı protezinin ön ve sol yan genel görünüşleri.
- Şekil: 5. 2. Diz altı protezinin teknik resimleri (ön ve üst kesit görünüşler).
- Şekil: 5. 3. Diz altı protezi modeli.
- Şekil: 5. 4. Diz altı protezinin hastaya takılışını gösteren ölçekli temsili resim.
- Şekil: 5. 5. Sırt çantasında taşınacak ekipman: Motor sürücü, Kontrol kartı, Li-ion batarya seti.
- Şekil: 5. 6. Diz altı protez soketi yapım aşamaları.
- Şekil: 6. 1. Diz üstü protezini oluşturan parçalar.
- Şekil: 6. 2. Diz üstü protezinin genel görünümü.
- Şekil: 6. 3. Diz üstü protezinin teknik resimleri (ön ve sol yan kesit görünüşler).
- Şekil: 6. 4. Diz üstü protezi matematik modeli ve iletim oranı.
- Şekil: 6. 5. Diz üstü protezinin konumları.
- Şekil: 6. 6. Diz altı protezi konumunun iletim oranına etkisi.
- Şekil: 6. 6. Diz üstü protezinin hastaya takılışını gösteren ölçekli temsili resim.
- Şekil: 6. 7. Diz üstü protezi soketi.
- Şekil: 7.1. Mikrodenetleyicili geliştirme kartı.
- Şekil: 7. 2.EPOS 70/10 Motor Sürücü.
- Şekil: 7. 3. Epos UserInterface programından PID parametrelerinin ayarlanması.
- Şekil: 7. 4.Epos UserInterface programında Step Direction mod ayarları.
- Şekil: 7. 5. Kontrol devresi blok diyagramı.
- Şekil: 7. 6. Konumlandırma algoritması
- Şekil: 7. 7. Taban butonları.
- Şekil: 7. 8. Ayak ve bacak konum verisini almak için oluşturulan düzenek.
- Şekil: 7. 9. Ayak ve bacağa bağlı ivme algılayıcıları ve koordinat düzlemleri.
- Şekil: 7.10. Bilgisayar ara yüzü ve gösterge.
- Şekil: 7.11 Yürüme sırasında üç adım için alınan filtrelenmiş $X_1/Y_1/Z_1$ ivme değerleri.
- Şekil: 7.12 Yürüme sırasında üç adım için alınan filtrelenmiş $X_2/Y_2/Z_2$ ivme değerleri.
- Şekil: 7.13 Yürüme sırasında üç adım için alınan bacak, ayak ve bilek açıları.
- Şekil: 7. 14.Bilek ekleminde düz yolda yürüme sırasında ortaya çıkan moment.
- Şekil: 7. 15. 4 ve 6 Ah lik batarya setleri ve şarj cihazı.
- Şekil: 8.1. Yay ile ölçülen bilek eklemi kuvvet paterni.
- Şekil: 8. 2. Referans bilek eklemi kuvvet paterni.
- Şekil: 8. 3. Bilek eklem açıları (Seri 1 referans paterni, Seri 2 ölçülen paterni göstermektedir)
- Şekil: 8. 4. Diz eklem açıları (Seri 1 referans paterni Seri 2 ölçülen paterni göstermektedir)

- Şekil: 1. 1E. Motor plakasının ön, solyan, üst görünüşleri ve katı modeli.
- Şekil: 1. 2E. Yay plakasının ön, solyan, sağyan, üst görünüşleri ve katı modeli.
- Şekil: 1. 3E. Rulman kapağının ön, üst görünüşleri ve katı modeli.
- Şekil: 1. 4E. Somun plakasının ön, solyan, sağyan, üst görünüşleri ve katı modeli.
- Şekil: 1. 5E. Uç eleman ön, üst görünüşleri ve katı modeli.
- Şekil: 1. 6E. Uç plakanın ön, solyan, sağyan, üst görünüşleri ve katı modeli.
- Şekil: 1. 7E. Trigel kapak.
- Şekil: 1. 8E. Vidalı mil ve sabit - hareketli kolonlar.
- Şekil: 1. 9E. Vidalı mil trigel kasnağı görünüşleri ve motor kasnağı katı modeli.
- Şekil: 1. 10E. Yay tutucu sac.
- Şekil: 2.1E. Topuk ve bilek eklemi mafsalları.
- Şekil: 2. 2E. Topuk mafsalı ve ayak bağlantı sacı.
- Şekil: 2. 3E. Ayak bağlantı sacı tutucusu ve potansiyometre tutucusu.
- Şekil: 2. 4E. Elastik aktivatör mekanizması tutucu sacı.
- Şekil: 2. 5E. Sıkma kovanı.
- Şekil: 3. 1E. U-gövde.
- Şekil: 3. 2E. Diz eklemi mili ve rulmanlar.
- Şekil: 3. 3E. Eklem ve ara mafsal elemanları.
- Şekil: 3. 4E. Diz eklemi sacları.
- Şekil: 3. 5E. Rulman kapakları ve diz eklemi potansiyometresi tutucusu.
- Şekil: 7. 1E. Anatomik duruş
- Şekil: 7. 2E. Sağ femurun, tibianın, fibula ve ayak kemikleri.
- Şekil: 7. 3E. Kalça ve uyluk bölgesi kasları.
- Şekil: 7. 4E. Bacak bölgesi kasları.
- Şekil: 7. 5E. Sağ pelvis ve sağ femurun ön ve arka yüzlerinde kas yapışma noktaları.
- Şekil: 7. 6E. Ayak bileği eklemi hareketleri.
- Şekil: 7. 7E. Diz eklemine yapısı.
- Şekil: 7. 8E. Diz eklemi hareketleri
- Şekil: 7. 9E. Diz üstü ampütasyonu sonrası ortaya çıkan genel güdük görünümü.

TABLolar LİSTESİ

Tablo: 3. 1. Elastik aktivatör elemanlarının özellikleri.

Tablo: 3. 2. Elastik aktivatör parça listesi.

Tablo: 3. 3. Fiziksel büyüklükler, sembolleri, değerleri ve birimleri.

Tablo: 4. 1. Test düzeneği parça listesi.

Tablo: 5. 1. Diz altı protezi parça listesi.

Tablo: 5. 2. Fiziksel büyüklükler, sembolleri, değerleri ve birimleri.

Tablo: 6. 1. Diz üstü protezi parça listesi.

Tablo: 6. 2. Diz fleksiyon açısı ve diğer değerler.

Tablo: 7. 1. Topuk ve burun butonları ile yürümenin 4 ayrı faza bölünmesi.

Tablo: 4. 1E. Bilek eklemi fleksiyon açısı, açısal hız, moment ve güç değerleri.

Tablo: 5. 1E. Diz eklemi fleksiyon açısı, açısal hız, moment ve güç değerleri.

Tablo: 1. 6E. Simülatör deneyinde basınçlar

Tablo: 7. 1E. Alt ekstremitte kaslarının isimleri, yapışma noktaları ve fonksiyonları.

ÖZET

Bacak protezleri alt ekstremitte amputasyonları sonrasında yaygın olarak kullanılmakta olan yardımcı ortopedik araçlardır. Modüler elemanların bir araya getirilmesiyle üretilen bu yardımcı araçlar pasif yapıda olmaları sebebiyle kendilerinden beklenen işlevleri tam olarak yerine getirememektedirler. Bu tip protezlerle anormal pozisyonlara düşmeden merdiven çıkabilmek veya salınma fazında diz eklemi rijitliğini ayarlayabilmek oldukça güçtür. Yüksek metabolik enerji tüketimi gerektirmesi ve yeterli yürüyüş simetrisi sağlayamaması da pasif protezlerin eksikliklerindedir.

Projede kuvvet kontrollü bir elastik aktivatörün tasarımı ve prototip üretimi gerçekleştirilmiştir. Bu elastik aktivatör, servo motorla sürülen bilyalı vida somununun doğrusal hareketinin elastik bir eleman üzerinden yüke iletilmesi prensibine dayanmaktadır. Motor konumu ve yay deplasmanı ölçülerek kuvvet kontrollü bir sistem oluşturulmuştur. Aktivatörün testleri için oransal basınç kontrol valfi içeren pnömatik bilek eklemi simülatörü tasarlanmış ve üretilmiştir. Birisi diz altı protezi ve diğeri diz üstü protezi olmak üzere, iki protezin tasarımı ve üretimi gerçekleştirilerek bu protezlerde bulunan yapay ayak bileği ve diz eklemlerin kontrolü elastik aktivatörlerle sağlanmıştır. Bu protezleri kullanan kişilerle test çalışmaları yapılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Elastik aktivatör; Aktif diz altı protezi; Aktif diz üstü protezi; Ayak bileği eklemi; Diz eklemi; Rehabilitasyon.

ABSTRACT

Leg prostheses are assistive orthopedic devices commonly used after lower extremity amputation operations. These devices manufactured by orthopedic firms with modular components are mostly insufficient for providing the expected functions properly due to their passive structure. They can not respond to the needs of daily living activities of many amputees. It is difficult to climb stairs with natural posture, and to adjust the joint stiffness with these type prostheses. High metabolic energy consumption and absence of gait symmetry are also some of the insufficient properties of passive prostheses.

Design and prototype manufacturing of a force controlled elastic actuator was realized in this project. The main idea of this actuator is to transfer the linear motion of ball-screw nut driven by servomotor to the load through the elastic element. A force-controlled system was generated by measuring the displacement of the springs with a linear potentiometer. Pneumatic ankle joint simulator consisting of proportional air pressure valve was also designed and produced in order to perform tests of elastic actuator. At the next stage of project, production of two lower extremity prostheses, one is below-knee and the other is above-knee prosthesis, were realized. Control of the artificial ankle and knee joints of these two prostheses was provided with the elastic actuator mechanism. Walking experiment was performed with an amputee using above-knee prosthesis.

Keywords: Elastic actuator; Active below-knee prosthesis; Active above-knee prosthesis; Ankle joint; Knee joint ; Rehabilitation.

1. GİRİŞ

İnsan alt ekstremitesi uyluk-bacak-ayak uzuvlarından ve kalça-diz-bilek eklemlerinden oluşan oldukça karmaşık bir yapıdır. Bilek ve diz eklemlerindeki hareketler alt ekstremitelerde önemli rol üstlenir. Bacak ön yüzündeki kasların kasılmasıyla ortaya çıkan dorsal fileksiyon hareketi topuk teması sırasında ayak tabanının yere yapışmasını ve salınma fazı boyunca ayak parmaklarının yere çarpmasını engellemektedir. Bacak arka yüzündeki kasların kasılmasıyla ortaya çıkan plantar fileksiyon hareketi ise basma fazı sonlarına doğru bilek eklemi momentini artırarak, salınma fazına geçerken bacağı öne ve yukarı doğru itmektir. Bu hareketler, bilek eklemi yürüme sırasındaki başlıca fonksiyonlarıdır.

Bacak kasları herhangi bir nedenle hasara uğradığında bu fonksiyonlar tam olarak yerine getirilemez. Bu durumda ortaya çıkan yürüme bozuklukları bilek-ayak ortezleri kullanılarak giderilmeye çalışılmaktadır. Diz altı ve diz üstü ampütasyonlarında ise tamamen kaybedilen bilek ve diz eklemi fonksiyonları protezlerle karşılanmaktadır. Ampüte mobilitesinin büyük oranda bu yardımcı gereçlere bağlıdır. Protezlerden beklenen em önemli özellik, alt ekstremitenin fonksiyon kaybına uğramış olan tarafı ile sağlam olan tarafı arasındaki simetriyi sağlayabilmesi ve normal yürüyüşün kinematik ve dinamik özellikleriyle olan farklılıkları en aza indirmesidir. Basma fazında vücut ağırlığıyla yüklendiği zaman kontrolsüz ve ani fileksiyona uğramamalıdır. Güdük ile soket arasında ağırlı kontak noktaları oluşturarak yürüyüş bozukluklarına neden olmamalıdır. Tüm donanımını kendi üzerinde bulundurmalı ve ampütenin sağlam uzuvlarına bir takım gereçlerin bağlanmasını gerektirmemelidir.

Alt ekstremitelerde ampütasyonları sonrasında yaygın olarak kullanılmakta olan bacak protezleri, modüler elemanların bir araya getirilmesiyle oluşturulan pasif yapıdaki yardımcı gereçler olmaları sebebiyle kendilerinden beklenen fonksiyonları tam olarak yerine getiremezler. Bu protezlerle anormal pozisyonlara düşmeden merdiven çıkabilmek, salınma fazında diz eklemi rijitliğini ayarlayabilmek veya yeterli yürüyüş simetrisi sağlamak oldukça güçtür.

Bu projede kuvvet kontrollü bir elastik aktivatörün tasarımı ve prototip üretimi gerçekleştirilmiştir. Bu elastik aktivatör, servo motorla sürülen bilyalı vida somununun doğrusal hareketinin elastik bir eleman üzerinden yüke iletilmesi prensibine dayanmaktadır. Motor konumu ve yay deplasmanı ölçülerek kuvvet kontrollü bir sistem oluşturulmuştur. Aktivatörün testleri için oransal basınç kontrol valfi içeren pnömatik bilek eklemi simülatörü tasarlanmış ve üretilmiştir. Birisi diz altı protezi ve diğeri diz üstü protezi olmak üzere, iki protezin tasarımı ve üretimi gerçekleştirilerek bu protezlerde bulunan yapay ayak bileği ve diz eklemlerinin kontrolü elastik aktivatörlerle sağlanmıştır.

Proje çalışmaları kapsamında; International Society of Biomechanics tarafından Cape Town Üniversitesi'nde yapılan XXII. Biyomekanik Sempozyu'munda (2009), Atatürk Üniversitesi'nde yapılan IV. Ulusal Biyomekanik Kongresi'nde (2008), Amman Üniversitesi'nde yapılan Jordanian International Biomedical Engineering Conference'da (2007), ve İstanbul Teknik Üniversitesi'nde yapılan III. Ulusal Biyomekanik Kongresi'nde (2006) proje çalışmalarıyla ilgili konularda sözlü bildiri sunumları yapılmıştır.

Balıkesir Üniversitesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü'nde, TÜBİTAK projesi kapsamında yürütülen insansı mobil robot çalışmalarını izlemek, kurulan laboratuvarında incelemelerde ve fikir alışverişinde bulunmak üzere ziyaretler gerçekleştirilmiştir. Ankara Üniversitesi, İbn-i Sina Hastanesi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Yürüme ve Hareket Analizi Laboratuvarı'nda incelemelerde bulunulmuştur. İstanbul, Bahçelievler Ortez-Protez Okulu ziyaret edilmiş, protez yapım atölyelerinde gözlemlerde bulunulmuş ve yapım teknikleri hakkında bilgi edinilmiştir. Hannover'de ve İstanbul'da yapılan endüstriyel

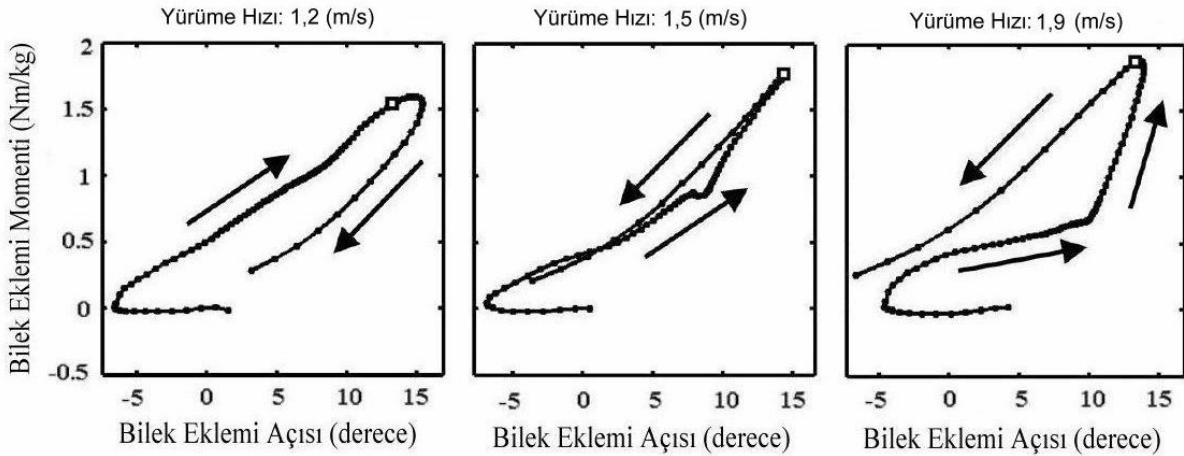
otomasyon fuar etkinliklerine katılarak incelemelerde bulunulmuştur.

Proted Protez-Ortez Ltd. Şti. aracılığıyla diz altı ampütasyonu geçirmiş bir hastanın (Emin ÖĞÜT: sağ taraf trans-tibial ampütasyon geçirmiş, 59 yaşında, erkek, diz altı ampütesi) ve BA-HEM Teknik Ortopedi San.Tic. Ltd. Şti. aracılığıyla diz üstü ampütasyonu geçirmiş bir hastanın (Levent TOK: sağ taraf trans-femoral ampütasyon geçirmiş, 30 yaşında, erkek, diz üstü ampütesi) proje çalışmalarına katılımı sağlanmıştır. Hastaların kullanacağı diz altı ve diz üstü soketlerinin yapımı firma atölyelerinde gerçekleştirilmiştir. Proje çalışmalarında ihtiyaç duyulan ortopedik malzeme ve protez elemanları bu firmalardan temin edilmiştir. Bursa'da faaliyet gösteren Ne-Ka Elektronik Ltd. Şti. birkaç kez ziyaret edilerek kontrol kartı tasarımı konusunda fikir alışverişinde bulunulmuştur.

TÜBİTAK desteğiyle başlatılan ve sürdürülen bu proje, alınan altı aylık ek süreyle birlikte 2,5 yılda tamamlanmıştır.

2. ALT EKSTREMİTE HAREKETLERİ

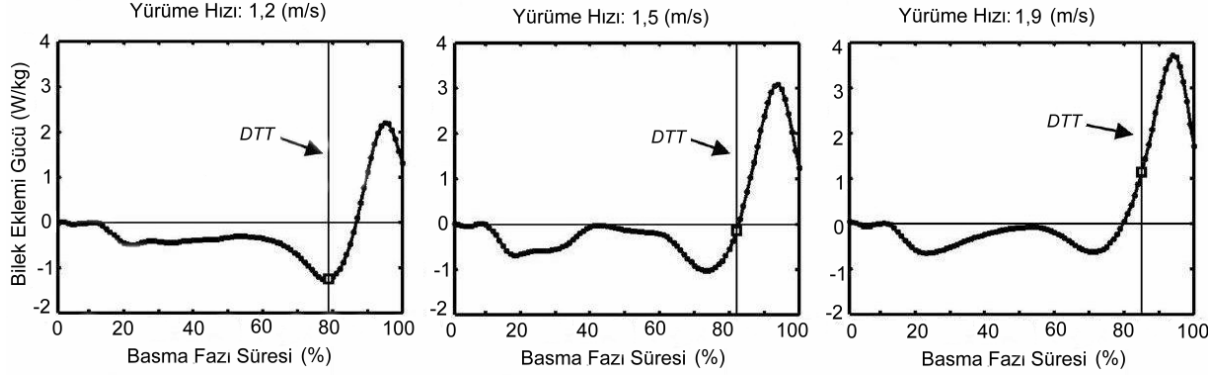
Ayak bileği ile ilgili olarak yapılan son araştırmalar bilek eklemi momentinin eklem pozisyonuyla oransal olduğunu ve lineer dönele yay gibi modelleneceğini göstermektedir. Ancak, yüksek yürüme hızlarında bilek eklemi momentinin eklem pozisyonuyla oransal olma özelliğinin ortadan kalkması, pasif bilek sistemlerinin kullanılabilirliğini azaltmaktadır. Ayrıca eklemdeki güç gereksiniminin artması ve bilek eklemi kaynaklı yürüme bozukluklarının pasif sistemlerle giderilememesi, bacak protezlerinde aktif bilek eklemi gerekliliğine işaret etmektedir. Normal yürüme sırasındaki bilek eklemi davranışları üzerine yapılan bir çalışmada, değişik yaş, cinsiyet ve ağırlık özelliklerine sahip 24 gönüllüden, üç farklı hızda (yavaş yürüme için 1,2 m/s, normal yürüme için 1,5 m/s ve hızlı yürüme için 1,9 m/s) yürümleri istenmiştir (HANSEN, 2004). Yapılan yürüme analizi çalışmaları sonucunda elde edilen verilerle bilek eklemi davranışını gösteren grafikler oluşturulmuştur. Şekil: 2.1'de verilen grafik, üç farklı yürüme hızı için, bilek eklemi momentinin eklem açısına göre değişimini göstermektedir. Yavaş ve normal yürüme hızlarında eğri saat yönünde oluşmakta ve eklem momenti ile eklem açısı arasında doğrusal bir ilişki ortaya çıkmaktadır. Bu özellik, bilek eklemi pasif-dönele bir yay ve sönüm elemanı şeklinde modellenebileceğini göstermektedir. Bu tespit, pek çok diz altı protezi kullanıcısının pasif bilek eklemleriyle normal yürümeye oldukça yakın biçimde yürümleriyle de desteklenmektedir. Pasif protez kullanıcılarının protezin eksikliklerini tolere edebilme kabiliyetlerinin gözlemlenebilir farklılıkları azaltma yönünde bir etkisi de söz konusudur.



Şekil: 2. 1. Ayak bileği eklemi momentinin eklem açısına göre değişimi (HANSEN, 2004).

Hızlı yürümede ise bu durum değişmekte, eğri saatin tersi yönde gelişmekte ve eklem momenti ile eklem açısı arasındaki lineer ilişki de ortadan kalkmaktadır. Bu davranış değişikliği, hızlı yürüme için pasif elemanların yeterli olamayacağı ve aktif kontrollü yardımcı sistemlerin gerekeceği şeklinde yorumlanmaktadır. Bu yorum Şekil 2.2'de verilen grafikte de desteklenmektedir. Bu grafik bilek eklemi gücü ile basma fazı süresi arasındaki ilişkiyi vermektedir. Grafiklerdeki her nokta basma fazı süresinin % 1'ini, dikey çizgi ve beyaz kutucuk ise diğer ayağın topuk teması anını göstermektedir. Yürüme hızı arttıkça dikey çizgi grafiğin sağ tarafına doğru yaklaşmaktadır. Bu çift destek fazının (iki ayağın aynı anda yer ile temasta olduğu süre) kısalması anlamına gelmektedir. Diğer ayak topuğunun yere temas anındaki bilek eklemi gücünün, yavaş yürüme için negatif, normal yürüme için hemen hemen sıfır ve hızlı yürüme için ise pozitif olduğu görülmektedir. Bu durum da yine, protez kullanan kişilerde yürüme hızı arttıkça dönele yay ve sönüm elemanı şeklinde modellenen pasif protezlerin yetersizliklerinin belirginleştiğini ve aktif bilek eklemine olan gereksinimin arttığını göstermektedir. Sonuç olarak, bu çalışmada sağlam insanların üç farklı hızda yürütülmesi

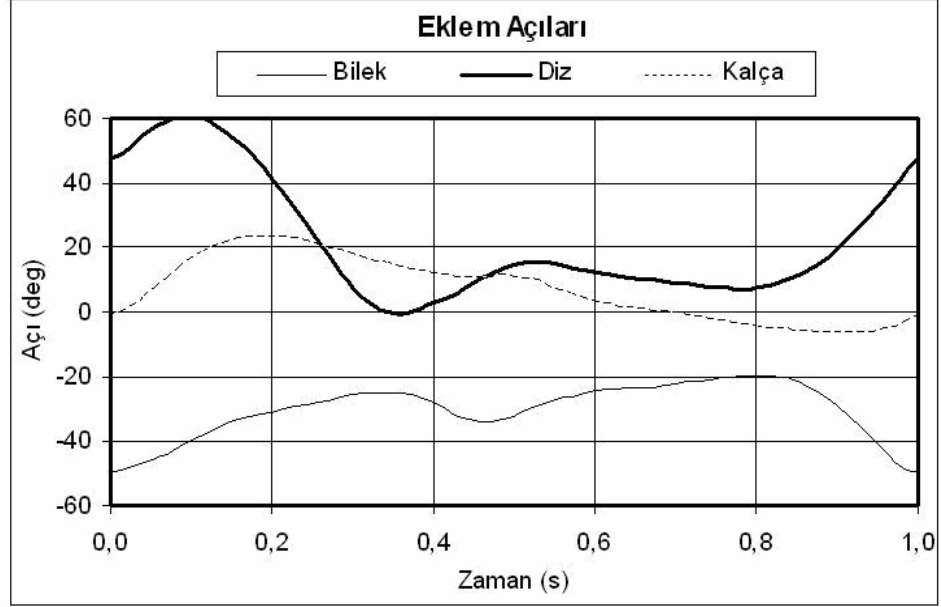
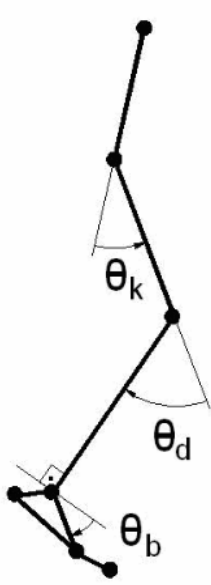
sırasında bilek ekleminde oluşan moment ve açı davranışları incelenmiştir. Buna bağlı olarak dönel yay ve sönüm elemanı sisteminin yalnızca düşük hızlarda kullanılabileceği tespit edilmiştir. Normal hızlarda kullanılabilmesi için bu sistemin daha yüksek verimli olanına ihtiyaç duyulmaktadır. Yüksek yürüme hızlarında ise insan bileğinin taklidinin devamlılığı için sistem içerisinde aktif elemanlar bulunması gerekmektedir.



Şekil: 2. 2. Ayak bileği eklemi gücünün basma fazı süresine göre değişimi (HANSEN, 2004).

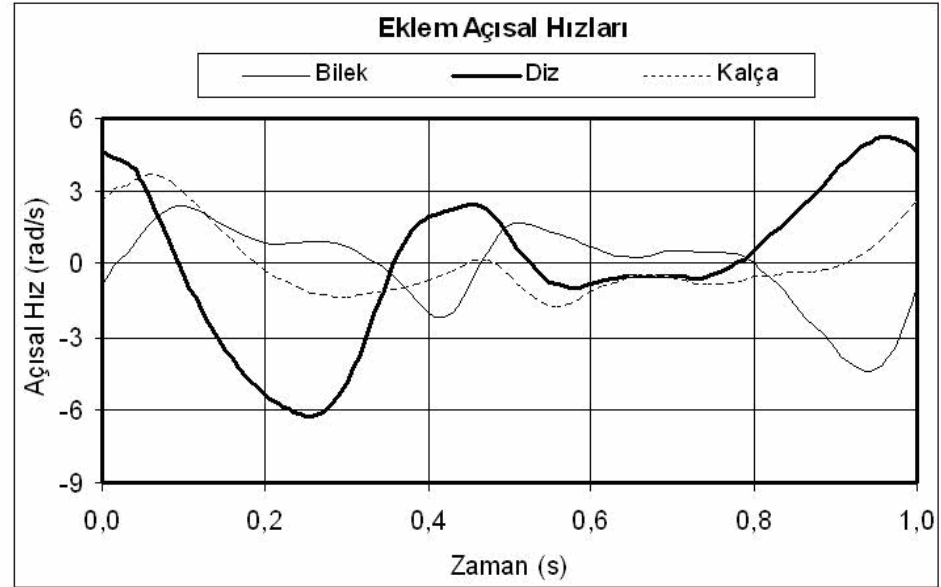
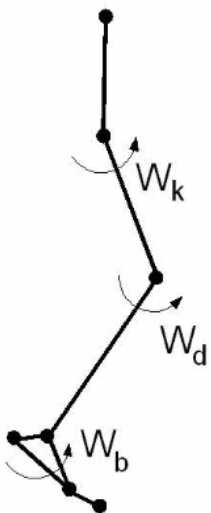
Alt ekstremite eklem paternlerinin belirlenmesinde sağlam denekle yapılan bir yürüme analizi deneyi sonuçlarından yararlanılmıştır. Kuvvet platformu içeren bir yürüme bandı üzerinde yürütülen sağlam denek (boy: 1,65 m ve kütle: 57 kg) yürüyüşüne ait kamera görüntüleri işlenerek, denek üzerine yerleştirilen işaret noktalarının koordinatları ve incelemeye konu olan ayağa etki eden yer reaksiyon kuvvetleri belirlenmiştir (WINTER, 1990). Protez çalışmalarında kullanılmak üzere bu deney sonuçlarını giriş verisi olarak alan ve biyomekanik açık zincir modeli içinde işleyen bir program hazırlanmıştır. Bu çalışma sonucunda, eklem açıları, eklem açısal hızları, eklem momentleri ve eklem güçleri grafikler halinde elde edilmiştir. Bu grafiklerde adım periyodu 1 s dir. Periyot parmak ayrılmasıyla başlamakta ve bir sonraki parmak ayrılmasıyla sona ermektedir. Periyotun ilk % 40'lık bölümünde salınma fazı (parmak ayrılması-topuk teması arası), takip eden % 60'lık bölümünde ise basma fazı (topuk teması-bir sonraki parmak ayrılması arası) yer almaktadır. Basma fazının % 40'ı tek destek fazında ve % 20'si de çift destek fazında geçmektedir.

Şekil 2.3'te bilek, diz ve kalça eklemlerinde ortaya çıkan fileksiyon açıları (θ_b , θ_d , θ_k) görülmektedir. Bilek ekleminin parmak ayrılması sonrası dorsal fileksiyona başladığı ve topuk teması anına kadar bunu sürdürdüğü görülmektedir. Salınma fazı boyunca parmakların yere çarpmasını önleyen bu hareketin önemi merdiven çıkmada daha da artmaktadır. Topuğun yere değmesiyle birlikte oluşan kuvvetlerin etkisine maruz kalan ayak kısa bir süre plantar fileksiyona zorlanmakta ve hemen ardından tekrar dorsal fileksiyona başlamaktadır. Bilek hareketinin en karakteristik özelliği basma fazı sonlarında kendisini göstermektedir. Bu dönemde bacak arka yüzünde yer alan kaslarının ani kasılmalarıyla, bilek eklemine plantar fileksiyon yaptırarak oluşan güçlü moment etkisi ve yüksek açısal hız ile ileri doğru bir itme etkisi oluşur. Bu plantar fileksiyonun sonunda bir sonraki adımın başlangıcı olarak yeniden parmak ayrılması anına gelinir. Diz eklemi parmak ayrılması anında 45° lik fileksiyon halindedir. Diz fileksiyon açısının, salınma fazının ilk döneminde artmaya devam ederek 60° lik en yüksek değerine ulaştığı ve salınma fazının son 2/3 lük kısmında uyluk ön yüz kaslarının kasılmasıyla hızlı bir şekilde azalarak topuk teması anında sıfıra kadar gerilediği görülmektedir. Yürüme periyodunun bu evresinde diz eklemi açısal hızı en yüksek değerine çıkmaktadır. Topuk teması sonrasında başlayan basma fazının ilk döneminde 20° ye kadar çıkan ve ardından tekrar azalarak 5° ye gerileyen diz fileksiyon açısı topuğun yerden ayrılması anını takiben hızlı bir artış gösterir. Kalça eklemi fileksiyon açısı salınma fazının ilk devresinde 25° lik en yüksek değerine çıkmakta ve basma fazı ortalarında sıfıra gerilemektedir. Bu noktadan itibaren başlayan kalça ekstansiyonu yumuşak bir eğimle artmaya devam ederek topuk ayrılması anında 10° ye ulaşmaktadır.



Şekil: 2. 3. Eklem fileksiyon açıları (θ_b , θ_d , θ_k)

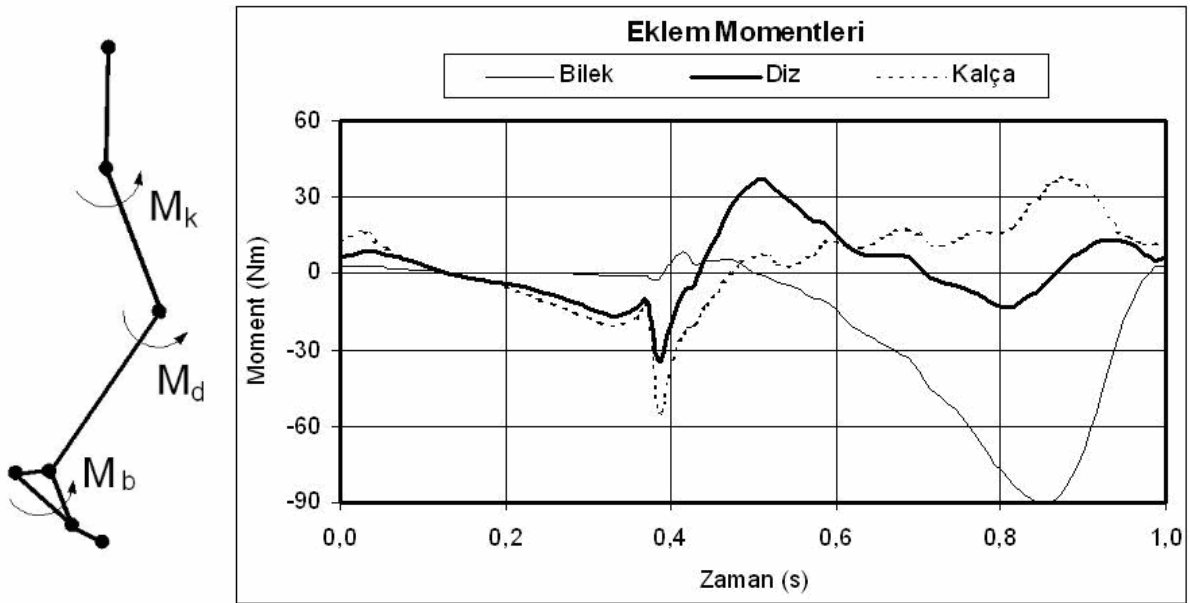
Şekil 2.4'te bilek, diz ve kalça eklemlerinde ortaya çıkan açısal hızlar (W_b , W_d , W_k) görülmektedir. Diz eklemi salınma fazı başında 45° lik fileksiyon durumundadır. Fileksiyon açısının bir süre daha artmaya devam ettiği ve fileksiyon hareketinin bitip ekstansiyon hareketinin başladığı görülmektedir. Diz eklemi açısal hızı parmak ayrılması anında 5 rad/s iken, diz ekstansiyonu sırasında artarak 6 rad/s ile en büyük değerine ulaşmaktadır. Daha sonra kalça bölgesi kaslarının aktiviteleri ile frenlenerek yavaşladığı, topuk teması öncesinde sıfıra düştüğü, basma fazı boyunca bir süre fileksiyon ve arkasından bir süre de ekstansiyon sağlayacak yönlere nispeten küçük değerler aldığı, basma fazı sonlarına doğru ise yeniden artma eğilimine girdiği görülmektedir. Yürümede diz eklemi açısal hızı bir periyot içinde dört kez yön değiştirmekte ve değeri sürekli olarak değişmektedir. Bilek ve kalça eklemlerinin açısal hızları diz eklemine nazaran daha düşük seviyelerde ortaya çıkmaktadır.



Şekil: 2. 4. Eklem açısal hızları (W_b , W_d , W_k)

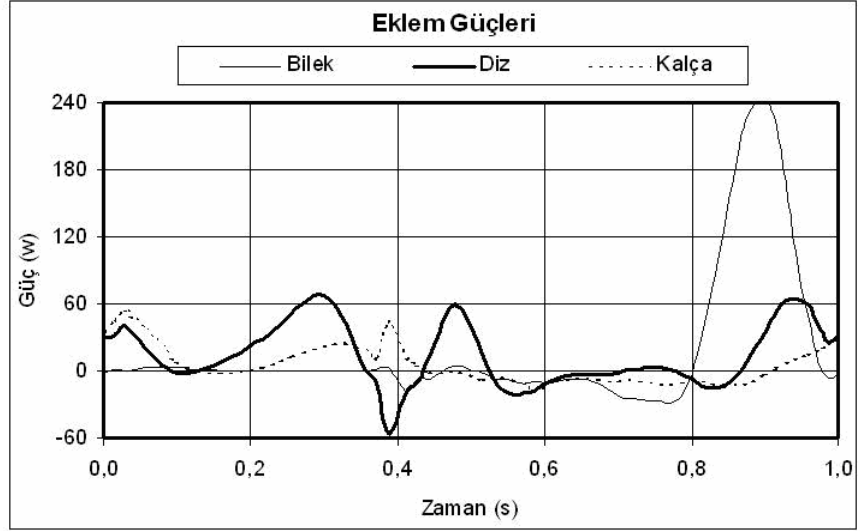
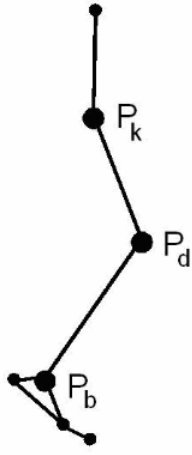
Şekil 2.5'te bilek, diz ve kalça eklemlerinde ortaya çıkan eklem momentleri (M_b , M_d , M_k) görülmektedir. Bilek eklemi momenti salınma fazı boyunca sıfıra yakındır. Topuk teması

anında oluşan dış kuvvetlerin etkisiyle bilek eklemi momentinde bir artma olmaktadır. Basma fazında, bacak arka yüzündeki geniş kesitli kaslarının ani kasılmalarıyla ve topuk kemiğinin bilek eklem merkezine göre büyük moment kolu sağlamasının da etkisiyle değeri hızla artan bir momentin oluştuğu ve bu momentin topuk ayrılması sırasında 90 Nm (1,5 Nm/kg) değerine kadar çıktığı görülmektedir. Salınma fazına geçişte bacağın ileri doğru hızlanmasını sağlayan bu durum (itme fazı) bilek eklemindeki oldukça dikkat çekici bir durumdur. Salınma fazı boyunca diz ekleminde ciddi bir moment oluşmamaktadır. Basma fazına geçişle birlikte diz eklemi momenti artış gösterdiği ve ± 40 Nm ($\pm 0,7$ Nm/kg) değerleri arasında değişmektedir. Diz eklemi momenti topuk teması sonrasında vücut ağırlığının yere basan ayak tarafına kaymasıyla birlikte artarak tek destek fazı başlarında en yüksek değerine ulaşmaktadır. Bu moment, diz ekleminin vücut ağırlığı etkisi altında kontrolsüz fileksiyon yapmasını önler. Kalça eklem momenti de dize benzer bir seyir takip ederek salınma fazı başında pozitif bir değerle başlamakta, topuk teması anında -60 Nm değerine ulaşan bir sıçramanın ardından basma fazı sonlarına doğru 40 Nm değerine ulaşacak şekilde bir değişim göstermektedir.



Şekil: 2. 5. Eklem momentleri (M_b , M_d , M_k)

Şekil 2.6'da bilek, diz ve kalça eklem güçleri (P_b , P_d , P_k) görülmektedir. Diz ekleminde ortaya çıkan gücün ± 60 W aralığında değiştiği ve ortalama gücün ise 23 W olduğu görülmektedir. Güç grafiğinin pozitif ve negatif bölgelerde sürekli yön değiştirdiği görülmektedir. Pozitif kas gücü kas momenti ile eklem açısal hızının aynı yönlü olması durumunda, aktif durumdaki kasın aynı zamanda boyu da kısalıyorsa ortaya çıkmaktadır. Negatif kas gücü ise kas momenti ile eklem açısal hızının zıt yönlü olması durumunda ortaya çıkmaktadır. Bu hal genellikle uzva etki eden dış kuvvetin eklem üzerinde kas momentinden daha büyük bir moment oluşturması halidir. Basma fazı sonlarında bilek ekleminde ortaya çıkan ani güç sıçraması dikkat çekicidir. Bu durum bacak arka yüzündeki kaslarının itme fazındaki ani kasılmalarının sonucudur. Bu kaslar geniş kesitli olduklarından büyük tendon çekme kuvveti uygularlar. Bu kasların yapışma noktaları olan topuk kemiği ucu da büyük kuvvet kolu mesafesi sağlar. Bu faktörlerin sonucu olarak, bilek ekleminde yüksek değerlerde eklem momenti ve açısal hızı ortaya çıkmaktadır. Periyodun ilk % 80'lik bölümünde ciddi bir güç oluşumunun gözlenmediği bilek ekleminde, son % 20'lik bölümde 240 W lık güç sıçraması ortaya çıkmaktadır.

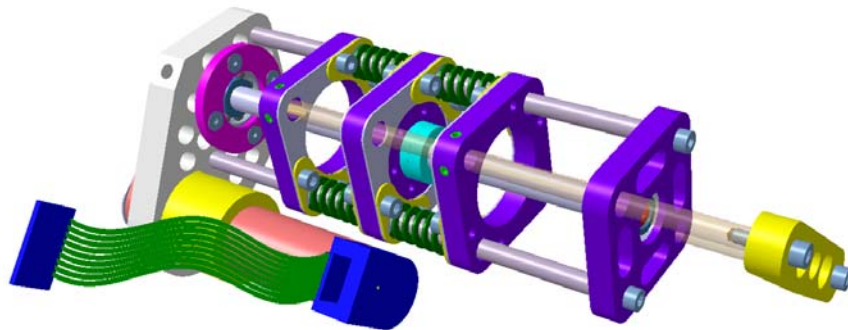


Şekil: 2. 6. Eklem güçleri (P_b , P_d , P_k)

3. ELASTİK AKTİVATÖR

3.1. ELASTİK AKTİVATÖR MEKANİZMASI TASARIMI

Geleneksel üretim işlemlerinde robotlar tekrarlı görevleri yüksek hız ve hassasiyetle yerine getirirler. Düzenlenmiş çevresel şartların ve tekrarlı işlemlerin olduğu uygulamalarda önceden tanımlanmış eklem paternini izleyen pozisyon kontrollü robotlar uygundur. Bununla beraber, alt ekstremite protezlerinde olduğu gibi, çevresel şartların belirli olmadığı veya çevre hakkında çok az şeyin bilindiği durumlarda, çevresel şartlara uyum sağlayabilen kuvvet kontrollü robotlar daha elverişlidir. Ancak kuvvet kontrolü sağlayan güncel aktivatör teknolojileri, ideal kuvvet kaynağından sapmalara sebep olan bazı sınırlamalara sahiptir. Bu sınırlamalar, yükün atalet ve frekansına bağlı olarak aktivatör çıkışında ortaya çıkan ilave kuvvetler, birbiri üzerinde kayan yüzeyler arasındaki sürtünme ve aktivatörün kontrol edebileceği kuvvetin bant genişliğidir. İdeal kuvvet kaynağında empedans ve sürtünme sıfır, bant genişliği ise sonsuzdur. Bu anlamda, kas sistemleri bilinen en iyi aktivatör teknolojisidir ve yukarıda belirtilen ideal konfigürasyona en yakın olandır. Kas-iskelet sistemi bu özelliğiyle insanlarda ve diğer canlılarda son derece karmaşık hareket paternlerini mükemmel biçimde sağlayabilmektedir. Klasik aktivasyon teknolojileri ise kuvvet kontrolü gerektiren uygulamalarda kullanılmalarını ciddi olarak kısıtlayan karakteristiklere sahiptir. Servo motorlar doğrudan yüke bağlanarak kullanıldıklarında ideal kuvvet kaynağıyla iyi bir benzeşim sağlamakla beraber, pek çok robotik uygulamadaki düşük hız-yüksek moment ihtiyacını karşılayabilmek için daha büyük seçilmeleri gerektiğinden, düşük kazançlı ve pahalı tasarımlar ortaya çıkmaktadır. Daha küçük ve hafif servo motorlar dişli çarklı hız düşürücülerle birlikte kullanıldıklarında ise, düşük hız-yüksek moment ihtiyacı sağlanmakla beraber, dişli redüksiyonundan dolayı ortaya çıkan yüksek sürtünme ve atalet, redüksiyonlu servo motorların kuvvet kontrollü aktivatörler için uygun olmasını engellemektedir. Klasik dişli redüksiyonu yerine tel-makara sistemi kullanılarak önemli iyileşmeler sağlanabilir. Ancak, iletim oranı sağlamak için kullanılması gereken büyük makaralar için uygun hacim bulunamadığından dolayı bu sistem de elverişli değildir. Yük hücreli ve geri besleme kontrollü sistemlerde stabilite problemi vardır. Stabiliteyi sağlamak için kontrol kazancı düşük tutulduğunda yavaş çalışan, pahalı ve hasarlara eğilimli sistemler ortaya çıkmaktadır. Hidrolik sistemler, yüksek sızdırmazlık sürtünmesi ve akışkan ataleti; pnömatik sistemler, güç yoğunluğunun düşüklüğü ve pozisyon kontrolünün zorluğu; pnömatik kaslar ise hareket düzensizliği ve strok/boy oranının düşüklüğü nedenleriyle kuvvet kontrolü uygulamaları için uygun çözümler sağlayamamaktadırlar (WILLIAMSON, 1995).




Şekil: 3.1. Elastik aktivatör bilgisayar modeli.

Klasik sistemlerin yukarıda sözü edilen olumsuzluklarını gidermek üzere, bu proje kapsamında, bir elastik aktivatör mekanizmasının tasarım çalışmaları, bilgisayarda modellenmesi, yapısal analizi, standart elemanların belirlenmesi ve temin edilmesi, standart dışı elemanların tasarım ve üretimlerinin yapılması, aktivatörün montajı ve tasarım doğrulama çalışmaları tamamlanmıştır. Yapısı Şekil: 3.1'de verilen bu mekanizma, fırçasız dc-servomotor, motora dişli kayışla bağlanan vidalı mil, vidalı mil üzerinde doğrusal hareket

eden bilyeli somun, somun üzerinde yer alan elastik eleman, kuvveti bu elastik eleman üzerinden yüke ileten taşıyıcı sistem, yay deplasmanını ölçen potansiyometre, kılavuz kolonlar, yataklar ve burçlardan oluşan bir sistem olarak ortaya çıkmıştır.

Prototip elastik aktivatörü oluşturan elemanlardan standart elemanların (servomotor, motor enkoderi, planet dişlili hız düşürücü, lineer potansiyometre, trigel kasnaklar ve kayış, bilyeli somun ve vidalı mil, rulmanlı yataklar, teflon burçlar, yaylar, segmanlar, kamalar) alımları gerçekleştirilmiştir. Motor seçiminde, güç yoğunluğu yüksek olan (812 W/Kg) hafif (271 g) bir motor seçilmiştir. Vida-somun mekanizması olarak, boşluk olmaması ve sürtünmelerden dolayı güç kaybının en aza indirilebilmesi için, bilyeli somun ve vidalı mil kullanılmıştır. Mekanizma boyutlarını ve ağırlığını azaltmak için mümkün olduğunca küçük çaplı vidalı mil seçilmeye çalışılmıştır. Kullanılan vidalı milin hatvesi 5 mm ve çapı 12 mm dir. Motor hareketinin vidalı mile iletimi trigel kasnak (Mighty 16XL037) ve dişli kayış kullanarak gerçekleştirilmiştir (iletim oranı: $z_2/z_1= 30/16$). Servomotor, enkoder, planet dişlili hız düşürücü, bilyalı somun ve vidalı mil, motor sürücü özellikleri Tablo 3.1'de verilmiştir.

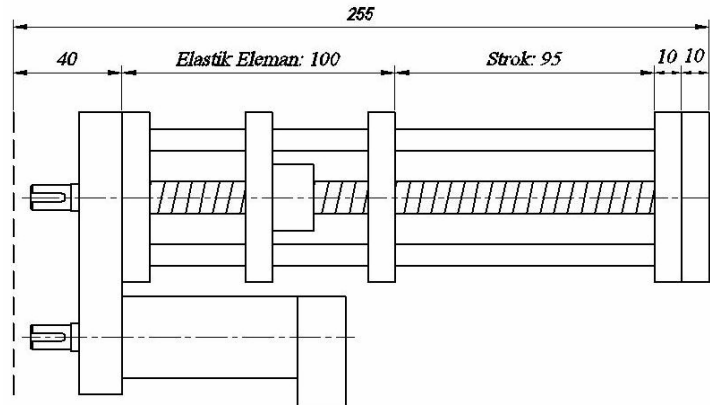
Tablo: 3. 1. Elastik aktivatör elemanlarının özellikleri.

	Fırçasız dc-servomotor Maxonmotor 305013 EC-powermax	Güç: 200 W Nom. gerilim: 24 V Nom. devir: 16200 rpm Nom. tork: 114 mNm Nom. akım: 9,21 A Stall tork: 3180 mNm Tork sabiti: 13,5 mNm/A Hız sabiti: 710 rpm/V R. atalet momenti: 33,3 gcm ² Verim: % 88 Ağırlık: 271 g
	Motor Enkoderi Maxonmotor 110514 HEDL 5540	Besleme gerilimi: 5 v. ± %10 Frekans: 100 kHz Bir turdaki adım: 500
	Planet Dişlili Hız Düşürücü Maxonmotor 203113 GP 42 C	Çevrim oranı: 3,5:1 Sürekli moment: 3 Nm Max. moment: 4,5 Nm Atalet momenti: 14 gcm ² Verim: %90 Kademe sayısı: 1 Ağırlık: 260 g
	Bilyalı somun Bosch Rexroth R 1532 460 23 FEM-E-S ($d_0 \times h \times D_w - i: 12 \times 5 R \times 2 - 3$)	Nominal Çap: 12 mm Hatve: 5 mm Bilya çapı: 2 mm Bilya kanalı adedi: 3 Dinamik yük: 3800 N Statik yük: 5800 N Hız: 30 m/dak. Ağırlık: 120 g
	Motor Sürücü Maxonmotor 306089 4-Q-EC	Çalışma gerilimi: 10-70V Akım: 10A Verim: % 95 Frekans: 50 kHz Max. Hız: 80.000 rpm

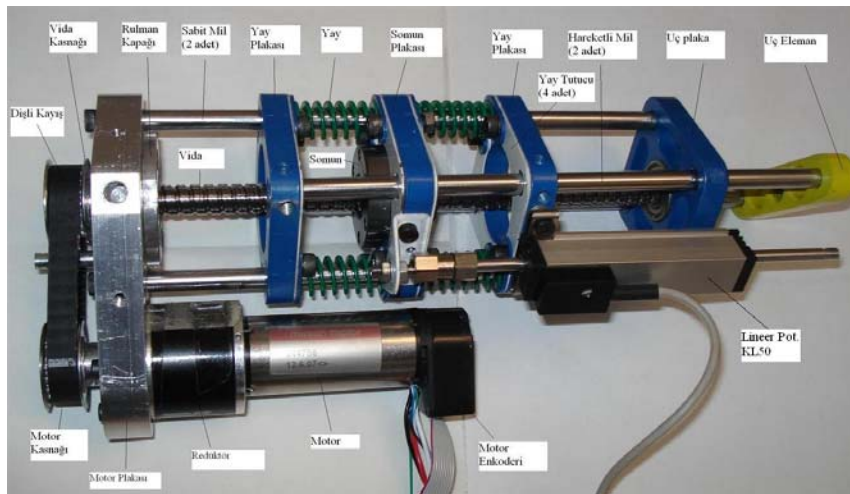
Sistemde helisel yaylardan oluşan sağlam, ucuz ve stabil elastik eleman kullanılmıştır. Helisel yaylardan oluşan elastik eleman yük ile elastik aktivatör arasına seri olarak yerleştirilmiştir. Bu eleman aynı zamanda şokları sönmüleme ve enerji biriktirme özelliğiyle, kas-iskelet sisteminde bulunan bir özellik olarak, yürümede olduğu gibi ahenkli-ritmik hareketlerde verimi artırmaktadır. Hareketin bir bölümünde tendonlarda depolanan enerji, hareketin başka bir bölümünde serbest kalarak kasların daha az çalışmalarını sağlamaktadır. Kuvvet kontrolü potansiyometreden alınan geri besleme ile motora uygulanan kontrolle sağlanmaktadır.

Özel imal edilmesi gereken elemanların (motor plakası, yay plakası, somun plakası, uç plaka, uç eleman, rulman kapağı, sabit ve hareketli kolonlar, yay tutucu saçlar, yataklama burçları, kapak) tasarımları yapılmış, teknik resimleri çizilmiş ve üretimleri gerçekleştirilmiştir. Plakaların üretiminde alüminyum malzeme kullanılmış ve boyutlar mümkün olduğunca küçük tutulmaya çalışılmıştır. Bu elemanlara ait teknik resimleri Ek 1'de verilmiştir.

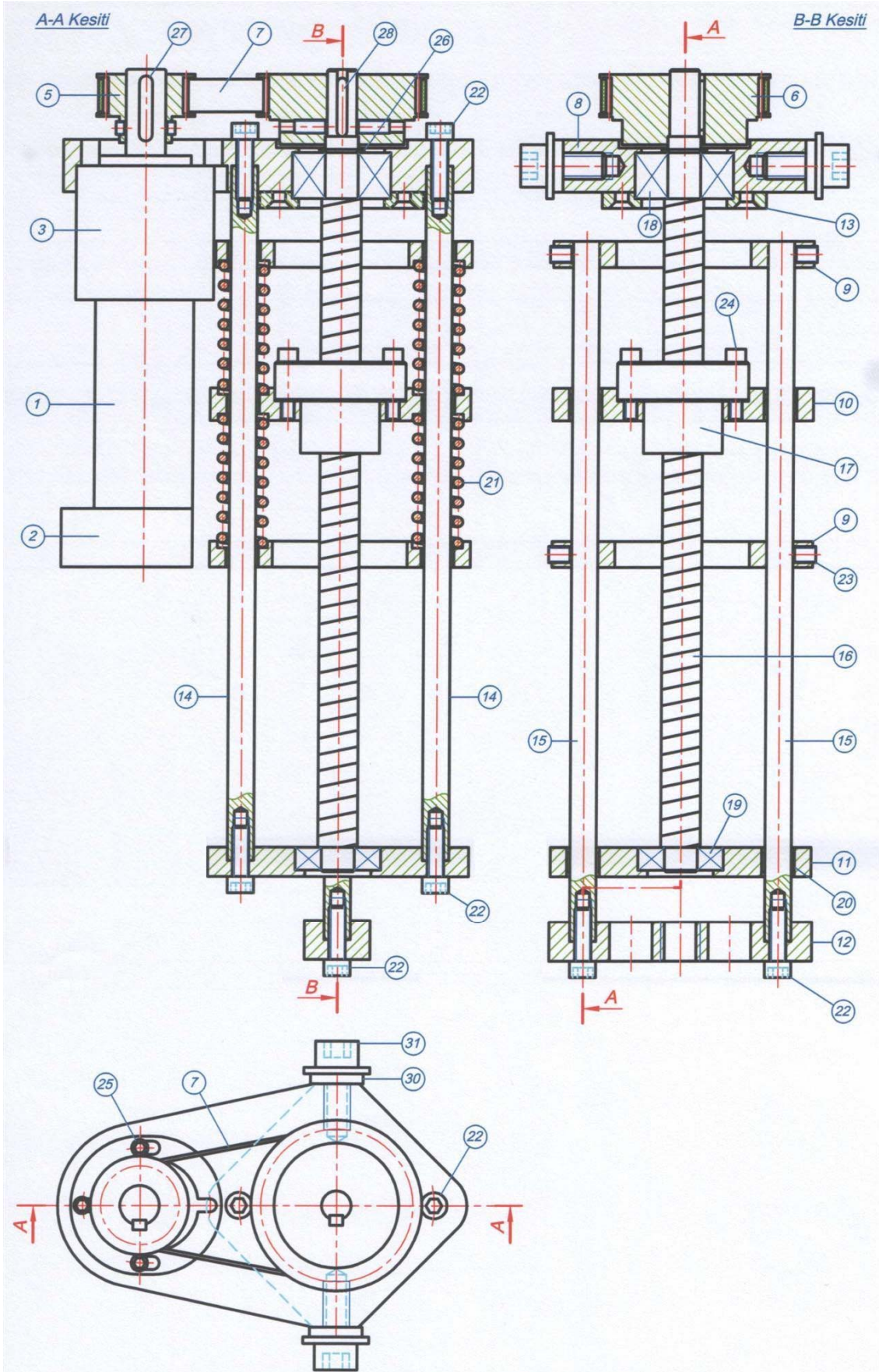
Ayak ve bacak uzuvlarının kütlelerinin toplam vücut kütlelerine oranları, Barter antropometrik modeline göre sırasıyla 0,01 (+0,37) ve 0,055 (-0,47) olarak, Dempster antropometrik modeline göre ise sırasıyla 0,0145 ve 0,0465 olarak verilmektedir. Bu değerlere göre, 70 kg kütleli bir kimse için, diz altı ampütasyonunda kaybedilen uzuvlar olan ayak ve bacağın toplam kütlesi yaklaşık 4,5 kg olmaktadır. Geliştirilen elastik aktivatör mekanizmasının boyu 255 mm ve kütlesi 1,68 kg olarak ortaya çıkmıştır. Ortaya çıkan mekanizmanın ana boyutları Şekil 3.2'de, genel görünüşü Şekil 3.3'de, ölçekli çizilmiş teknik resimleri Şekil 3.4'de ve bu resimlerdeki parça numaralarına göre oluşturulmuş parça listesi ise Tablo 3.2'de verilmiştir.



Şekil: 3. 2. Elastik aktivatörün ana boyutları.



Şekil: 3. 3. Elastik aktivatörün genel görünüşü.



Şekil: 3. 4. Elastik aktivatörün teknik resimleri (ön, sol yan ve üst kesit görünüşler).

Tablo: 3. 2. Elastik aktivatör parça listesi.

Parça No	Parça Adı	Adet	Açıklama
1	Servomotor	1	Maxonmotor 305013, EC-Powermax
2	Motor enkoderi	1	Maxonmotor 110514, HEDL 5540
3	Planet dişlilili hız düşürücü	1	Maxonmotor 203113, GP42C
4	Lineer Potansiyometre	1	Novatechnik T50, 50 mm,
5	Trigel kasnak (motor)	1	Mighty 16XL037
6	Trigel kasnak (vidalı mil)	1	Mighty 30XL037
7	Trigel kayış	1	XL037, 47 diş
8	Motor plakası	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
9	Yay plakası	2	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
10	Somun plakası	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
11	Uç plaka	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
12	Uç eleman	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
13	Rulman kapağı	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
14	Sabit kolon	2	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
15	Hareketli kolon	2	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
16	Vidalı mil	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
17	Bilyeli somun	1	Bosch Rexroth R 1532 460 23 FEM-E-S
18	Rulmanlı yatak	1	FAG 3200B
19	Rulmanlı yatak	1	FAG 6000.2ZR
20	Teflon burç	10	OPAK Ø10x10
21	Yay	4	Samet kalıp 1S16038 20 N/mm
22	İmbus vida	6	M5x20
23	Setiskur	8	M5x10
24	İmbus vida	6	M4x20
25	Motor vidası	4	M4x15
26	Mil segmanı	1	Ø10
27	Kama (motor)	1	A 4x3x15 147/5
28	Kama (vidalı mil)	1	A 3x2x12 147/5
29	Yay sacı	4	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
30	Yataklama burcu	2	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
31	Vida	2	M8x20
32	Kapak	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.

Bilek eklemi momenti değeri ortalama olarak 1,5 Nm/kg dır. Bu durumda 70 kg kütleli bir kişi için bir yayın vermesi gereken kuvvet, bilek eklemi yarıçapı $r_b = 85$ mm, yay adedi $n_y = 4$ ve Tablo 6.1E'den ∞ açısının ortalama değeri 75° için

Kasnakların çevrim oranı; h = Vidanın hatvesi (m); m_1 = Ötelenen toplam kütle (kg); θ_m = Motor açısal yolu (rad); θ_y = Yük açısal yolu (rad); b_m = Motor sürtünme momenti (Nms); B_y = Yük sürtünme momenti (Nms); B_e = Motor miline indirgenmiş eşdeğer sürtünme momenti (Nms); k = Yay sabiti (N/m); $\pm x_1$ = Yay deplasmanı (m); x_2 = Uç eleman hareket miktarı (m) şeklinde gösterim kullanılmıştır. Uç elemanın sabit olduğu durum ($x_2=0$) dikkate alındığında elektriksel moment ifadesi

$$M_{el} = (J_m + J_p)\ddot{\theta}_m + b_m \dot{\theta}_m + M_1 = k_m I \quad 1.2$$

şeklinde yazılabilir. Bu denklemde

$$M_2 = J_y \ddot{\theta}_y + B_y \dot{\theta}_y + M_r = J_v \ddot{\theta}_y + m_1 \frac{\Delta x}{\Delta \theta} \ddot{x} + B_y \dot{\theta}_y + \frac{\Delta x}{\Delta \theta} F_r \quad 1.3$$

$$x = \frac{\Delta x}{\Delta \theta} \theta_y \quad 1.4$$

$$\frac{\Delta x}{\Delta \theta} = \frac{h}{2\pi} \quad 1.5$$

$$\theta_y = \frac{\theta_m}{N} \quad 1.6$$

$$F_r = 4kx \quad 1.7$$

$$M_1 = \frac{1}{N} M_2 \quad 1.8$$

$$J_y = J_v + 2J_k + m_1 \left(\frac{\Delta x}{\Delta \theta} \right)^2 \quad 1.9$$

denklemleri dikkate alınarak, mekanizmanın motor ve yük seviyesindeki dinamik denklemlerini veren

$$\left(J_m + J_p + \frac{J_v + 2J_k}{N^2} + \frac{h^2 m_1}{4\pi^2 N^2} \right) \ddot{\theta}_m + \left(b_m + \frac{B_y}{N^2} \right) \dot{\theta}_m + \frac{h^2 k}{\pi^2 N^2} \theta_m = k_m I \quad 1.10$$

$$\left(N^2 (J_m + J_p) + J_v + 2J_k + \frac{h^2 m_1}{4\pi^2} \right) \ddot{\theta}_y + (B_y + N^2 b_m) \dot{\theta}_y + \frac{h^2 k}{\pi^2} \theta_y = N k_m I \quad 1.11$$

ifadeleri elde edilir. (3) denklemi, eşdeğer atalet momenti (J_e), eşdeğer sürtünme momenti (B_e) ve (K) sayısına bağlı olarak

$$J_e \ddot{\theta}_m + B_e \dot{\theta}_m + K \theta_m = k_m I \quad 1.12$$

şeklinde yazılır. Tablo 3.3'de k_m , J_m , J_p , J_v , J_k , N_p , N_k , h ve k değerleri verilmiştir.

Tablo: 3. 3. Fiziksel büyüklükler, sembolleri, değerleri ve birimleri.

Fiziksel Büyüklükler	Sembolü	Değeri	Birimi
Motor tork sabiti	k_m	$13,5 \cdot 10^{-3}$	Nm/A
Motor atalet momenti	J_m	$33,3 \cdot 10^{-7}$	kgm^2
Planet hız düşürücü atalet mom.	J_p	$14 \cdot 10^{-7}$	kgm^2
Vidalı mil atalet momenti	J_v	$37,46 \cdot 10^{-7}$	kgm^2
Trigel kasnak atalet momenti	J_k	$15,5 \cdot 10^{-7}$	kgm^2
Planet d. Hız düş. Çevrim oranı	N_p	3,5	-
Kasnakların çevrim oranı (z_2/z_1)	N_k	1,875	-
Toplam çevrim oranı ($N_p \cdot N_k$)	N	6,5625	-
Vidalı mil hatvesi	h	$5 \cdot 10^{-3}$	m
Yay katsayısı	k	$1,93 \cdot 10^4$	N/m

Uç elemanın sabit olduğu durum ($x_2=0$) dikkate alındığında, ötelenen toplam kütle (m_1), sadece somun plakası ve bilyeli somundan oluşmakta ve değeri 0,19 kg olmaktadır. Uç elemanın hareketli olması durumunda ise ötelenen toplam kütle (m_1); yay plakaları, somun plakası, bilyeli somun, yaylar, hareketli miller, uç eleman ve lineer potansiyometreden oluşmaktadır ve değeri 0,828 kg dir. Eşdeğer atalet momenti (J_e) ve (K) sayısının

$$J_e = J_m + J_p + \frac{J_v + 2J_k}{N^2} + \frac{h^2 m_1}{4\pi^2 N^2} \quad 1.13$$

$$J_e = (33,3 + 14) \cdot 10^{-7} + \frac{(37,46 + 2 \cdot 15,5) \cdot 10^{-7}}{6,5625^2} + \frac{(5 \cdot 10^{-3})^2 \cdot 0,19}{4\pi^2 \cdot 6,5625^2} = 48,9 \cdot 10^{-6} (\text{kgm}^2) \quad 1.14$$

$$K = \frac{h^2 k}{\pi^2 N^2} = \left(\frac{5 \cdot 10^{-3}}{6,5625\pi} \right)^2 \cdot 1,93 \cdot 10^4 = 1,13 \cdot 10^{-3} (\text{Nm}) \quad 1.15$$

şeklinde bulunması ve 1.12 denkleminde yerlerine yazılmasıyla, sistemin tâbi olacağı ikinci dereceden diferansiyel denklem

$$4,89 \cdot 10^{-6} \ddot{\theta}_m + B_e \dot{\theta}_m + 1,13 \cdot 10^{-3} \theta_m = 13,5 \cdot 10^{-3} I \quad 1.16$$

şeklinde belirlenir. Eşdeğer sürtünme momenti, sistemin geçici rejimdeki basamak cevabı incelenerek deneysel yolla belirlenir. Sistemin transfer fonksiyonu titreşim elemanı tipindedir. Titreşim elemanı transfer fonksiyonu

$$TF = \frac{1}{T^2 s^2 + 2\xi Ts + 1} = \frac{\omega_n^2}{s^2 + 2\xi\omega_n s + \omega_n^2} \quad 1.17$$

şeklindedir. Sistemin hareket denklemi ise

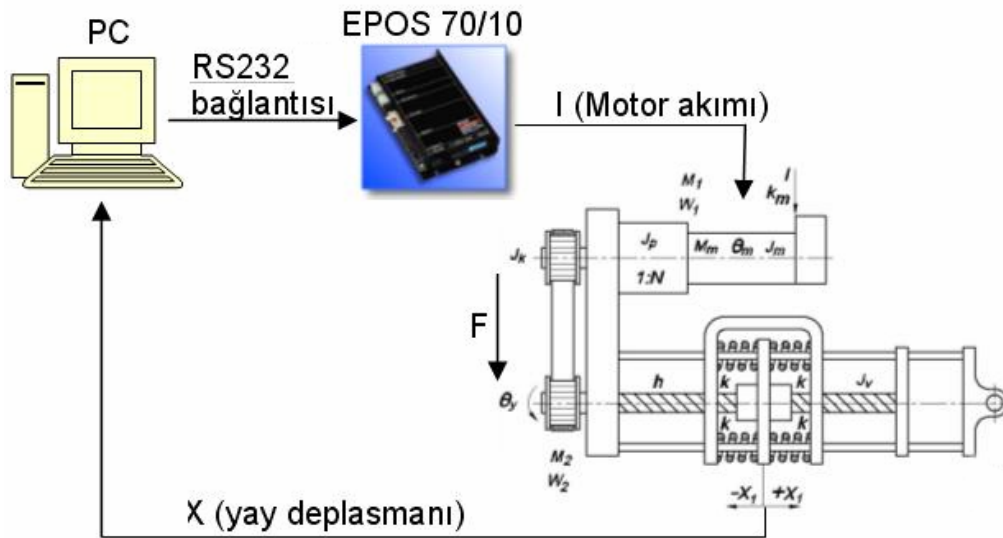
$$M = J_e \ddot{\theta}_m + B_e \dot{\theta}_m + K \theta_m = k_m I \quad 1.18$$

$$M = (J_e s^2 + B_e s + K) \theta_m \quad 1.19$$

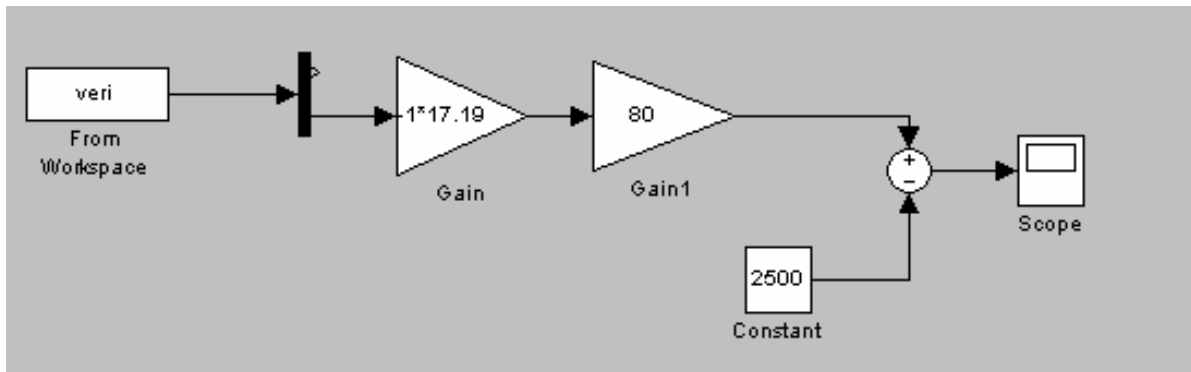
$$\frac{\theta_m}{M} = \frac{1}{J_e s^2 + B_e s + K} = \frac{\frac{1}{J_e}}{s^2 + \frac{B_e}{J_e} s + \frac{K}{J_e}} = \frac{\omega_n^2}{s^2 + 2\xi\omega_n s + \omega_n^2}$$

1.20

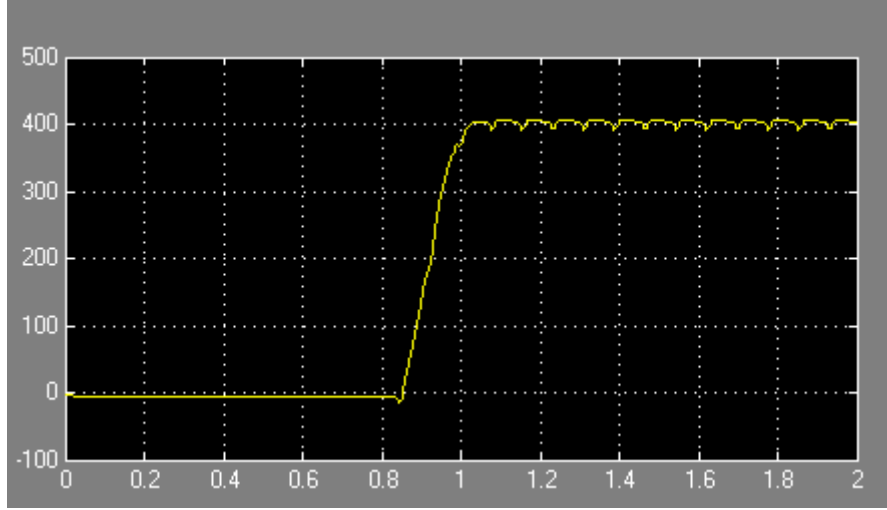
şeklinde. Bu denklikten yararlanarak doğal frekans, sönüm oranı ve eşdeğer sürtünme momenti belirlenir. Sistemin transfer fonksiyonunu belirlemek için kullanılan test düzeneğinin blok diyagramı Şekil 3.7’de verilmiştir. Epos 70/10 motor sürücüsüyle bilgisayar üzerinden motora sabit bir akım verilerek aktivatör mekanizmasından sabit bir kuvvet elde edilmiştir. Mekanizmanın bu kuvvete verdiği cevap yayların sıkışma oranıyla ölçülmüştür. Yay sistemine bağlı bir potansiyometre ile yayların sıkışma oranı gerilim cinsinden ölçülerek bilgisayar üzerinde bulunan bir veri toplama kartı ile bilgisayar ortamında Matlab programına aktarılmıştır. Gerilim olarak elde edilen bu değerler Şekil 3.8’deki simulink modeli kullanılarak önce uzunluğa sonra momente çevrilmiştir. Okunan gerilim değeri sıfır değerinden başlamadığı için elde edilen moment değerini sıfır seviyesine çekmek için elde edilen sonuçlardan 2500 Nmm değeri çıkartılmış ve Şekil 3.9’daki grafik elde edilmiştir. Daha sonra Şekil 3.10’da verilen sistemin matematiksel modelinin girişine Şekil 3.9’da elde edilen cevaptaki moment değeri uygulanmıştır. Matematiksel model üzerindeki katsayılar değiştirilerek bu sistemden de aynı cevabın elde edilmesi sağlanmıştır. Yapılan deneyde doğal frekansın 27,93 (1/s) değeri için $2\xi\omega_n = 48$ olarak belirlenmiştir. Denklem 8’deki denklikten yararlanarak eşdeğer sürtünme momentinin değeri $2,54 \cdot 10^{-4}$ (Nms) ve $\xi = 0,859$ olarak bulunmuştur.



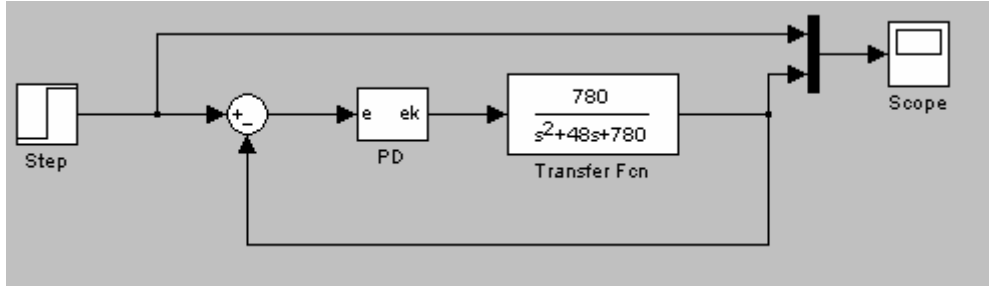
Şekil: 3. 7. Test düzeneğinin blok diyagramı.



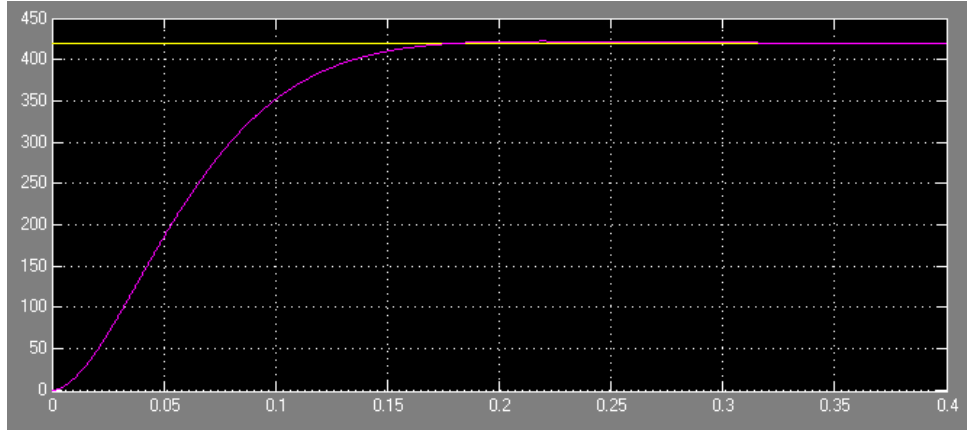
Şekil: 3. 8. Simülünk modeli.



Şekil: 3.9. Motora 10 A uygulandığında elde edilen sistem cevabı.



Şekil: 3. 10. Sistemin matematiksel modeli



Şekil: 3. 11. Simülink ortamında elde edilmiş Şekil 3. 10.'daki sistemin cevabı (10 A).

$$\omega_n = \sqrt{\frac{K}{J_e}} = \sqrt{\frac{4,13 \cdot 10^{-3}}{53 \cdot 10^{-7}}} = 27,93 (\text{y/s}) \quad 1.21$$

$$\frac{\omega_n^2}{s^2 + 2\xi\omega_n s + \omega_n^2} = \frac{780}{s^2 + 48s + 780} \quad 1.22$$

$$B_e = 2\xi\omega_n J_e = 48J_e = 48 \cdot 53 \cdot 10^{-7} = 2,54 \cdot 10^{-4} (\text{Nms}) \quad 1.23$$

$$\xi = \frac{48}{2\omega_n} = \frac{48}{2 \cdot 27,93} = 48 \cdot 53 \cdot 10^{-7} = 0,859 \quad 1.24$$

Bulunan değerler denklem 6'da yerine yazılarak sistemin tâbi olacağı ikinci dereceden diferansiyel denklem

$$4,89 \cdot 10^{-6} \ddot{\theta}_m + 2,54 \cdot 10^{-4} \dot{\theta}_m + 1,13 \cdot 10^{-3} \theta_m = 13,5 \cdot 10^{-3} I \quad 1.25$$

$$\ddot{\theta}_m + 51,94 \dot{\theta}_m + 231,08 \theta_m = 2760,74 I \quad 1.26$$

olarak belirlenmiştir. Sistemin $s^2 + 2\xi\omega_n s + \omega_n^2 = 0$ şeklindeki karakteristik denkleminin köklerinden sistemin geçici rejimdeki davranışı incelenebilir.

$$\Delta = 4\xi^2\omega_n^2 - 4\omega_n^2 = 4\omega_n^2(\xi^2 - 1) \quad 1.27$$

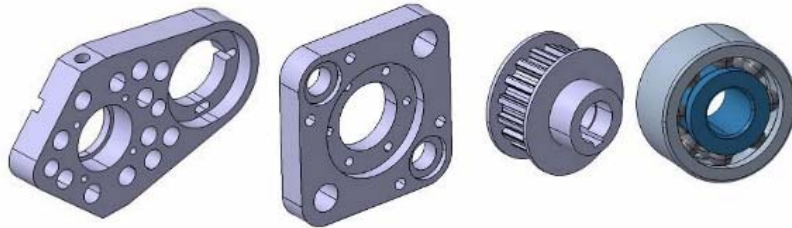
$$s_{1,2} = \frac{-2\xi\omega_n \mp 2\omega_n\sqrt{\xi^2 - 1}}{2} = -\xi\omega_n \mp \omega_n\sqrt{\xi^2 - 1} \quad 1.28$$

$$s_{1,2} = -\omega_n\left(\xi + \sqrt{\xi^2 - 1}\right) = -27,93\left(0,859 \mp \sqrt{0,859^2 - 1}\right) = -24 \mp 14,3i \quad 1.29$$

3. 3. ELASTİK AKTİVATÖRÜN YAPISAL ANALİZİ

3.3.1. ELASTİK AKTİVATÖR CAD TASARIMI

Aktivatörün yapımı için kullanılan parçalar öncelikle bilgisayar ortamında tasarlanmış ve mekanizmanın çalışma kontrolü yapılmıştır. Parçalar 3B olarak CATIA V5 ortamında modellenmiştir. Modellenen parçalardan bazıları aşağıda gösterilmiştir. Modelde ayrıca malzeme özellikleri atanarak parçaların revizyon takibi için zemin oluşturulmuştur. Vidalar ve diğer bağlantı elemanları da detaylı olarak modellenmiştir. Modellenen parçalar montaj ortamına alınarak mekanizmanın montajı yapılmıştır. Montaj yapılırken motor plakası ve eksenleri referans alınarak sistemin elemanlarının sınırlandırma koşulları tayin edilmiştir. Montaj modeli oluşturulduktan sonra, elde edilen montaj dosyası üzerinde parçaların birbirine olan girintilerine bakılarak herhangi bir tasarım hatası olup olmadığı kontrol edilmiştir.



Şekil: 3. 12. Bazı aktivatör parçalarının katı modelleri.

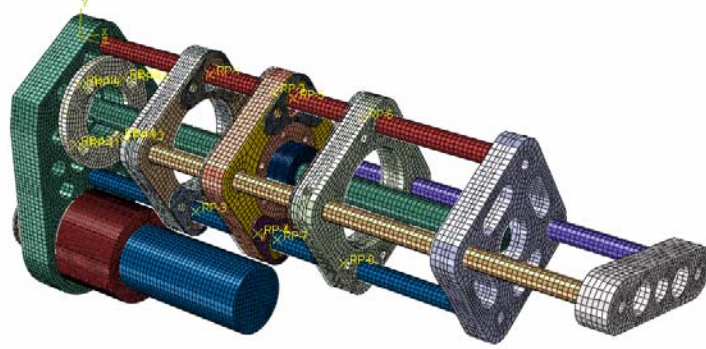
3.3.2. ELASTİK AKTİVATÖR'ÜN FEA ANALİZLERİNİN YAPILMASI

Sistemin sonlu elemanlar modeli oluşturulması için gerekli bilgiler için daha önce oluşturulan montaj resminden faydalanılmıştır. Sistemin sonlu elemanlar modeli ABAQUS FEA yazılımında oluşturulmuştur. CAD dosyası CATIA V5 formatından STP formatına çevrilmiş ve daha sonra ABAQUS ortamına IMPORT edilerek modelleme çalışmasına başlanılmıştır. Parçalar ABAQUS ortamına alındıktan sonra, elemanlara bölme (mesh) çalışması yapılmıştır. Modelleme yapılırken süpürme (sweep) tekniği kullanılmış ve böylece homojen eleman dağılımı elde edilmiştir. Homojen eleman dağılımının sonuçlara önemli ölçüde tesiri olduğu bilinmektedir.

Parçalar elemanlara bölünürken eleman büyüklüğünün optimum olmasına dikkat edilmiştir.

Eleman büyüklüğü 1-2 mm arasında değişmektedir. Özellikle birbirleri ile etkileşimde olan bölgelerin yüzeylerinde aynı eleman büyüklüğü olmasına dikkat edilmiştir. Lineer eleman özelliğinde olan kübik elemanlar kullanılmıştır.

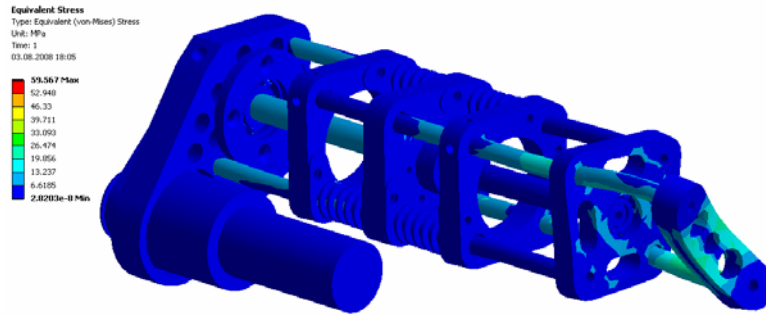
Sonlu elemanlar modeli çalıştırılmadan önce malzeme tanımlaması yapılmıştır. Buna göre tüm plakalar ve kasnaklar alüminyum, miller, uç eleman, civatalar, bilyalı vida, yay tutucular çelik olarak tanımlanmıştır. Ayrıca kayışında çekme mukavemeti yüksek olduğu için yumuşak metal malzeme özelliği atanmıştır. Yaylar birebir ölçülerde modellendiği için ayrıca bir yay katsayısı atanmamış, bunun yerine yay gibi çalışmalarını için bağlantıları hassas yapılmıştır. Eski çalışmalar göstermiştir ki yayın her boğum noktasındaki gerilmeler farklı olmaktadır.



Şekil: 3. 13. FEA analizi.

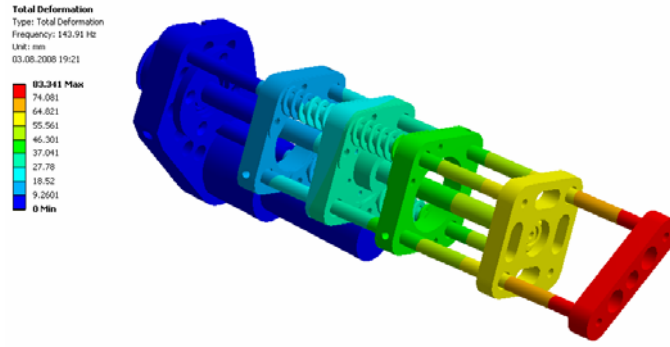
3.3.3. ÇEŞİTLİ ANALİZ KOŞULLARI VE SONUÇLAR

Sisteme etki edecek kuvvetin uç plakadan tesir edeceği bilinmektedir. Buna göre uç noktadan, yayların taşıyacağı en büyük kuvvet olarak 1500 N z doğrultusunda tatbik ettirilmiştir. Bu sırada sistem motor plakası yüzeylerinden de sınırlandırılmıştır. Mekanizmanın en zor koşulu olan yatağın hareket etmemesi durumunda analiz yapılmıştır. Bu durum yatakların dönmesine izin verilmemiş olarak düşünülebilir. Bu koşul en kritik durum olup, bu koşulda mukavemetini koruyan parçalar diğer koşullarda rahatlıkla çalışacaktır. Bu koşula göre yapılan analiz sonrasında elde edilen gerilmeler aşağıda gösterilmiştir. Maksimum gerilme değeri 59.567MPa'dır. Eğilmeler gerçek boyutta değildir. Rahat görüntü olabilmesi için skala olarak arttırılmıştır.

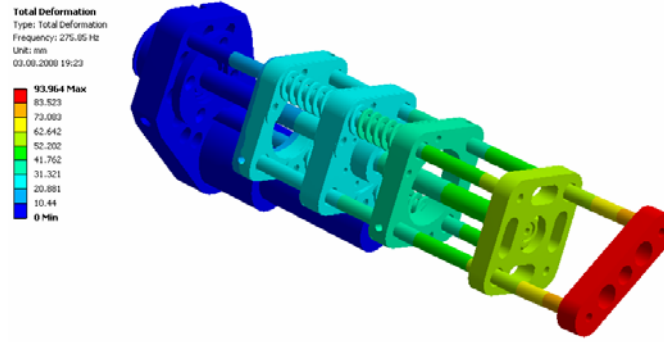


Şekil: 3. 14. 1500 N uygulandığında oluşan gerilmeler.

Yürüyüş esnasında yoldan gelen frekanslara karşı sistemin öz frekanslarının daha yüksek olması gerekmektedir. Zira sistemin frekansı, yürüyüş frekansına yakın olursa sistem darbeli çalışabilir. Bunun için sistemin frekansı sonlu elemanlardan yararlanılarak bulunmuştur. Aşağıda sistemin öz frekansları ve bu frekanslarda alacağı şekil değişimi gösterilmiştir.



Mod1 143.91Hz



Mod1 274.85Hz

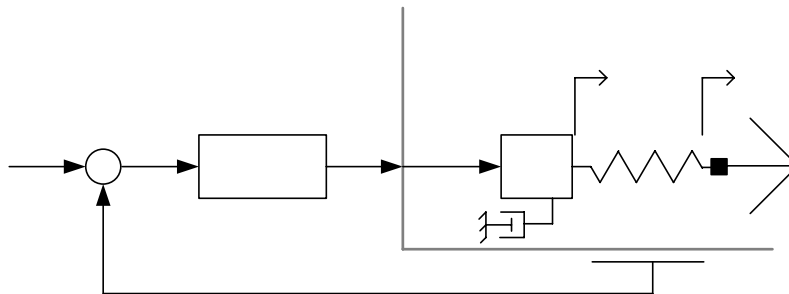
Şekil: 3. 15. Mekanizmanın modal frekansları.

3.3.4. ANALİZ SONUÇLARI

Yapılan analizlerde sistemin hareketsiz en kritik koşulu için gerilmelerin miller üzerinde yoğunlaştığı görülmüştür. Ancak gerilmeler mukavemet sınırını geçmemektedir. Bu durum için de sistem emniyetlidir. En kritik koşul için mukavemet sağlandığından diğer alt koşullar için analize gerek duyulmamıştır. Statik analizler, parçalar üzerinde yapılan hafifletme çalışmalarının doğru noktalarda olduğunu göstermiştir. Sistemin öz frekansları incelendiğinde bu değerlerin yüksek mertebelerde olduğu görülmüştür. Böylece sistemin yürüme esnasında sorunsuz çalışacağı kanaatine varılmıştır.

3.4. ELASTİK AKTİVATÖRÜN FREKANS CEVABI ANALİZİ

Şekil 3.16'da elastik aktivatöre ait kapalı çevrim blok diyagramı verilmiştir. Diyagrama dayalı açık çevrim, kapalı çevrim ve çıkış empedansına ait matematiksel modeller türetilecektir.



Şekil: 3. 16. Aktivatör kontrol blok diyagramı.

3.4.1. YÜK KUVVETİNİ TASVİR EDEN MATEMATİKSEL MODEL

$F_{yük}$ yay kuvveti, motora (F_m) ve yük konumuna ($x_{yük}$) bağlıdır. Yük kuvvetine ait matematiksel türetmeler şu şekilde elde edilir.

$$F_{yük} = k_s (x_m - x_{yük}) \quad 1.30$$

$$m_m \ddot{x}_m + b_m \dot{x}_m = F_m - F_{yük} \quad 1.31$$

Zaman uzayında verilen denklemlerin Laplace uzayına yansıtılmasıyla

$$F_{yük} = k_s (X_m - X_{yük}) \quad 1.32$$

$$X_m = \frac{F_m - F_l}{m_m s^2 + b_m s} \quad 1.33$$

denklemleri elde edilir. Denklem 1.32 ve 1.33 kullanılarak yük kuvvetine ait motor kuvveti ve yük hareketine bağlı matematiksel model şu şekilde elde edilir.

$$F_{yük} = \frac{F_m(s) - (m_m s^2 + b_m s) X_{yük}(s)}{\frac{m_m}{k_s} s^2 + \frac{b_m}{k_s} s + 1} \quad 1.34$$

3.4.2. YÜK KUVVETİNİ TASVİR EDEN KAPALI ÇEVİRİM MODELİ

Sistemi kontrol edecek kontrolör PD kontrolördür. Şekil 3.16'da verilen kapalı çevrim sistemine ait model aşağıda denklem 1.36 ile verilmiştir.

$$F_m = (F_{ref} - F_{yük}) (K_p + K_d s) \quad 1.35$$

$$F_l(s) = \frac{(K_d s + K_p) F_{ref}(s) - (m_m s^2 + b_m s) X_{yük}(s)}{\frac{m_m}{k_s} s^2 + \frac{b_m + k_s K_d}{k_s} s + (K_p + 1)} \quad 1.36$$

Yukarıdaki kapalı çevrim sisteminde $F_{yük}$ kuvveti, referans kuvveti (F_{ref}) ve yük hareketine (x_l) bağlı bir fonksiyondur. Giriş işareti kabulüne bağlı bu sistem, sabit ve serbest yük durumları olmak üzere iki farklı modele dönüştürülüp incelenebilir.

Sabit yük koşulu altında denklem 1.34 kullanılarak aşağıdaki transfer fonksiyonu bulunur.

$$\frac{F_{yük}}{F_m(s)} = \frac{1}{\frac{m_m}{k_s} s^2 + \frac{b_m}{k_s} s + 1} \quad 1.37$$

Denklem 1.37 ile verilmiş olan transfer fonksiyonu sabit yük altında açık çevrim transfer fonksiyonudur. Transfer fonksiyonuna kontrol ünitesini katarak oluşturulacak olan kapalı çevrim transfer fonksiyonu denklem 1.38 ile verilmiştir.

$$\frac{F_l(s)}{F_{ref}(s)} = \frac{(K_d s + K_p)}{\frac{m_m}{k_s} s^2 + \frac{b_m + k_s K_d}{k_s} s + (K_p + 1)} \quad 1.38$$

Düşük frekanslarda ($s \rightarrow 0$) denklem 1.37’de verilen kontrolör dahil edilmiş kapalı çevrim transfer fonksiyonu 1’e eşit olduğu gözükür; yüksek frekanslarda ($s \rightarrow \infty$) kapalı çevrim transfer fonksiyonunun sıfıra gittiği görülmektedir.

Referans kuvvetinin olmadığı ($F_{ref} = 0$) ve yükün serbest olduğu durumda oluşan kapalı çevrim kontrol sistemine ait transfer fonksiyonu denklem 1.39 ile verilmektedir. Bu transfer fonksiyonu sistemin çıkış empedansıdır.

$$\frac{F_l(s)}{X_{yük}(s)} = \frac{(m_m s^2 + b_m s)}{\frac{m_m}{k_s} s^2 + \frac{b_m + k_s K_d}{k_s} s + (K_p + 1)} \quad 1.39$$

Denklem 1.39 sisteme ait çıkış empedansının düşük frekanslarda ($s \rightarrow 0$) sıfıra yaklaştığını, yüksek frekanslarda da ($s \rightarrow \infty$) yay sabiti k_s ye yaklaştığını göstermektedir.

3.4.3.KONTROLÖR KATSAYILARI

Sistem içerisinde bulunan iki farklı frekansın matematiksel ifadeleri denklem 1.40 ve 1.41 ile verilebilir.

$$\omega_n = \sqrt{\frac{k_s}{m_m}} \quad 1.40$$

$$\omega_c = \sqrt{\frac{k_s (K_p + 1)}{m_m}} \quad 1.41$$

Burada ω_n , ötelenen kütleler ile yayların yapmış olduğu rezonans frekansı, ω_c ise kontrolörün doğal frekansıdır.

$$K_p = \frac{\omega_c^2}{\omega_n^2} - 1 \quad 1.42$$

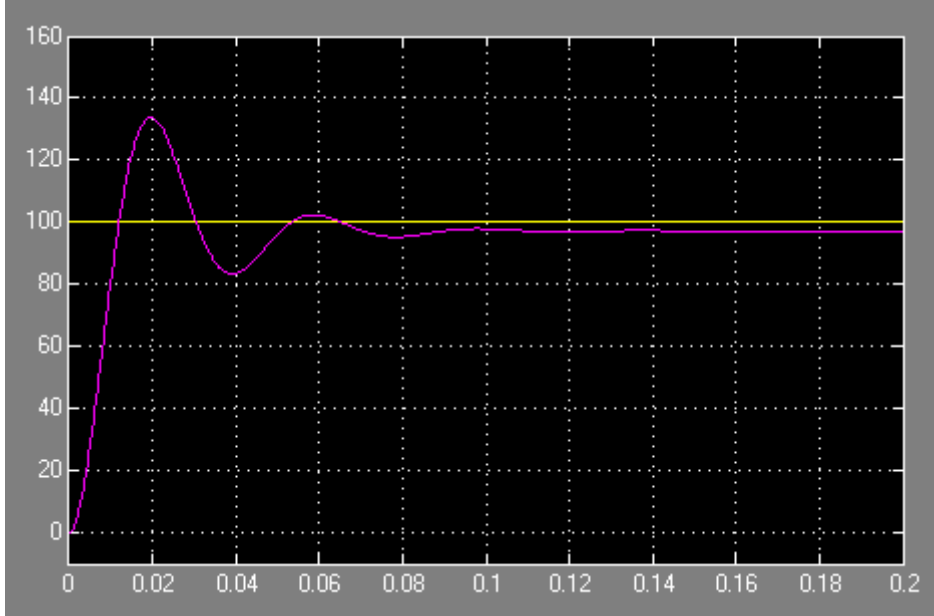
$$K_d = \frac{2\xi\omega_c - \frac{b_m}{k_m}}{\omega_n^2}$$

$$\frac{\omega_c}{\omega_n} = 6 \text{ alınarak } \xi = 0.5 \text{ olması sağlanmış, } K_p = 35 \text{ ve } K_d = 0.066$$

3.4.4. SİMÜLASYON SONUÇLARI

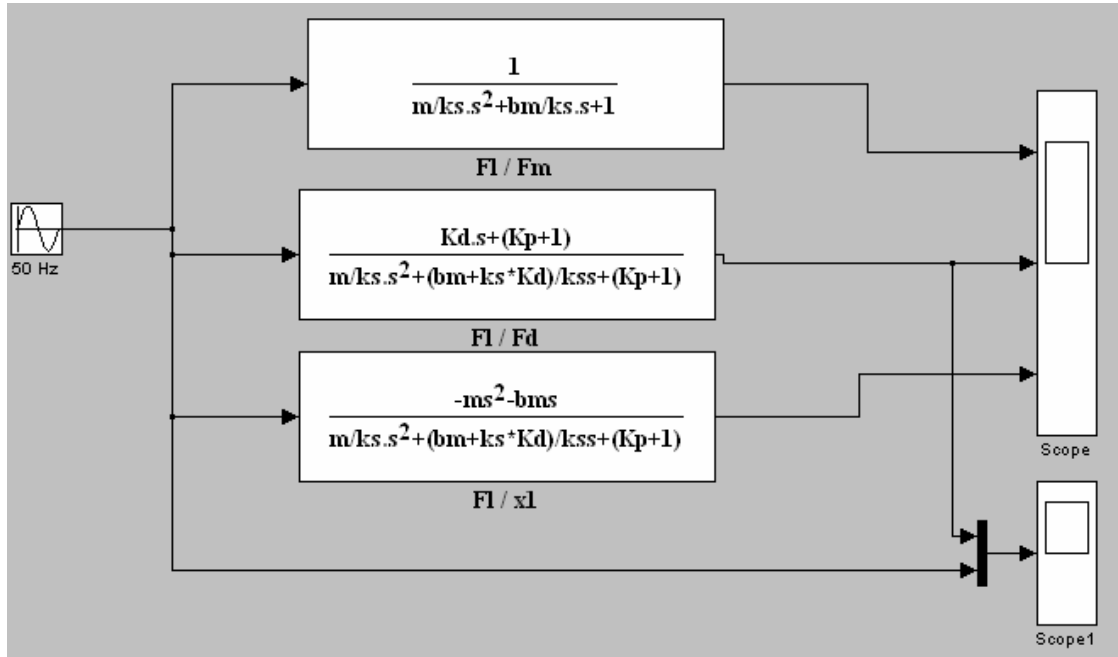
Elastik aktivatörün ve PD kontrolörün parametreleri aşağıda verilmiştir,

$$\begin{aligned} m_m &= 9.48 \text{ N} \\ k_s &= 77200 \text{ N/m} \\ b_m &= 2,54 \cdot 10^{-4} \text{ Nms} \\ \omega_n &= 98 \text{ Hz} \\ \omega_c &= 588 \text{ Hz} \\ K_p &= 35 \\ K_d &= 0.066 \end{aligned}$$

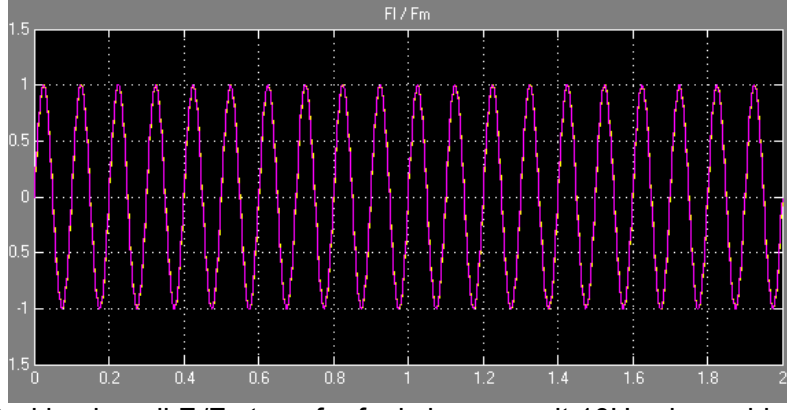


Şekil: 3. 17. $K_p=35$, $K_d=0.066$ kontrolör katsayılarına dayalı basamak girişi ve sistem cevabı.

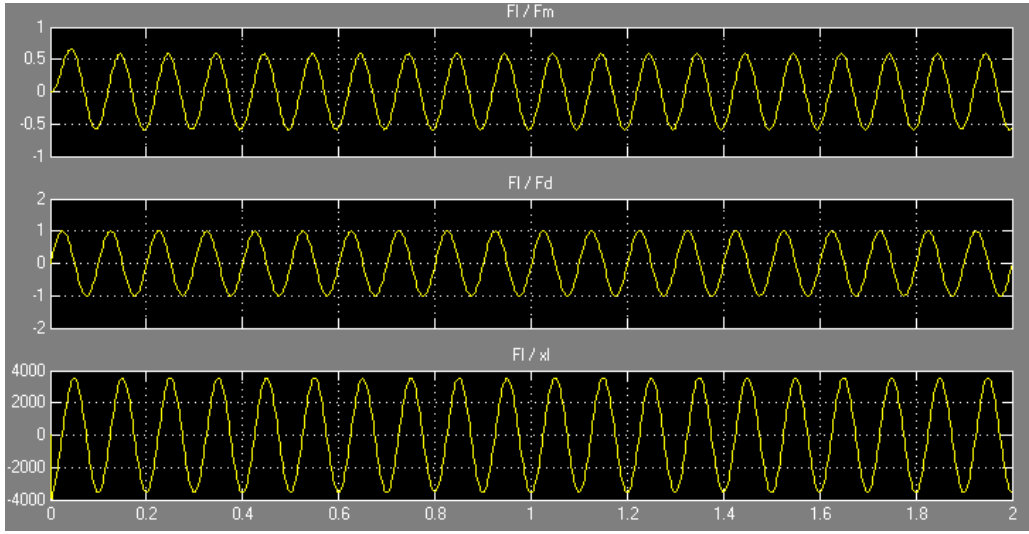
Bu parametreler çerçevesinde elde edilen sonuçlar simulink ortamında Şekil 3.18, 3.19 ve 3.20'de verilmiştir. Ayrıca, denklem 1.37, 1.38 ve 1.39 ile verilen açık çevrim, kapalı çevrim ve çıkış empedansı transfer fonksiyonlarına ait bode sonuçları Şekil 3.21, 3.22 ve 3.23'de verilmiştir.



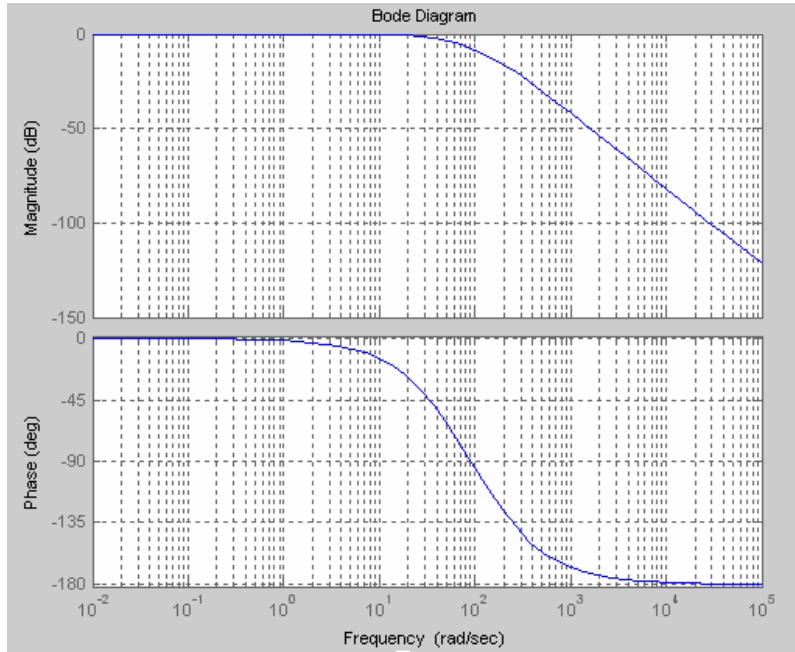
Şekil: 3. 18. F_1/F_m , F_1/F_d ve F_1/x_1 transfer fonksiyonlarına ait matlab-simulink modeli.



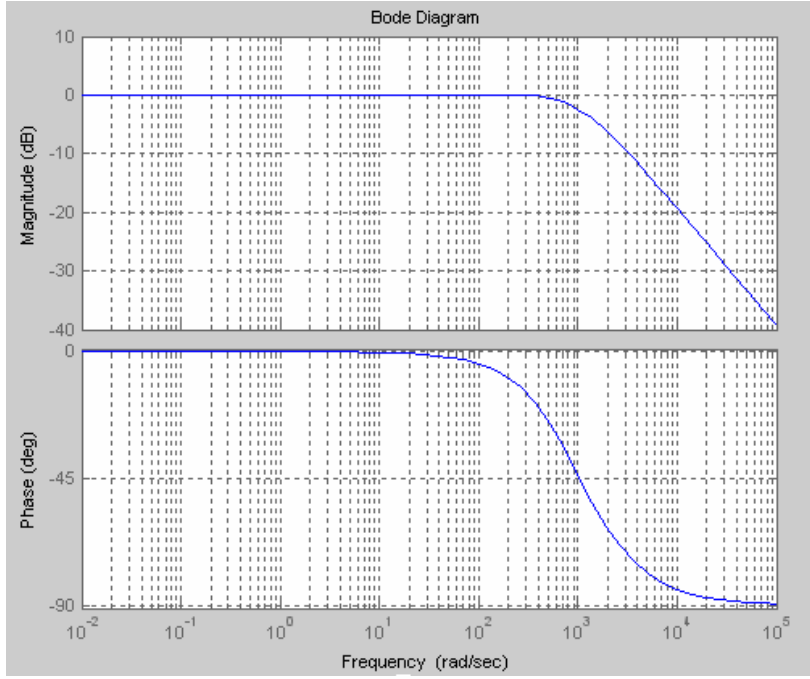
Şekil: 3.19. Geri beslemeli F/F_m transfer fonksiyonuna ait 10Hz sinus giriş işaretine bağlı çıkış işareti.



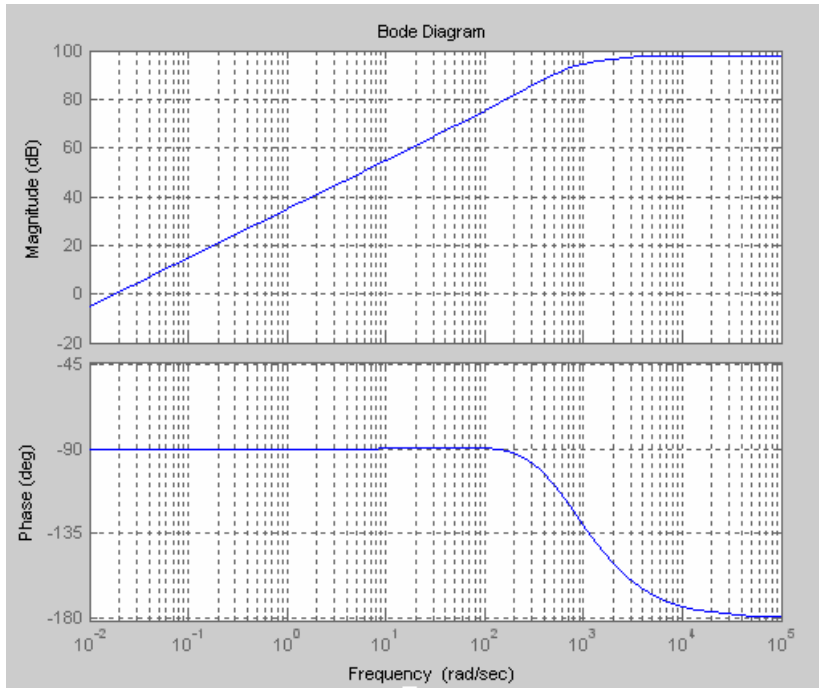
Şekil: 3. 20. Her 3 transfer fonksiyonuna ait 10 Hz giriş işaretine bağlı çıkış işaretleri.



Şekil: 3. 21. Açık çevrim transfer fonksiyonuna ait bode diyagramı.



Şekil: 3. 22. Kapalı çevrim transfer fonksiyonuna ait bode diyagramı.

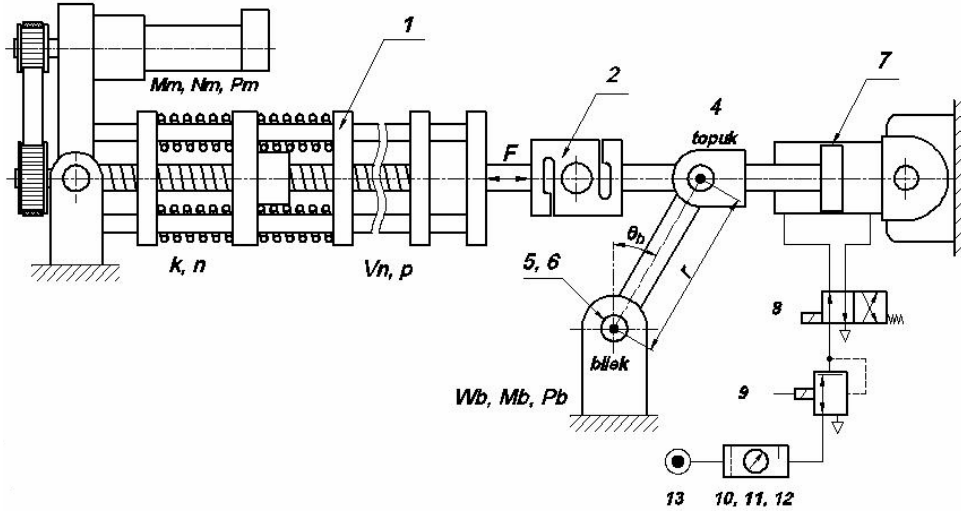


Şekil: 3. 23. Çıkış empedansı transfer fonksiyonuna ait bode diyagramı.

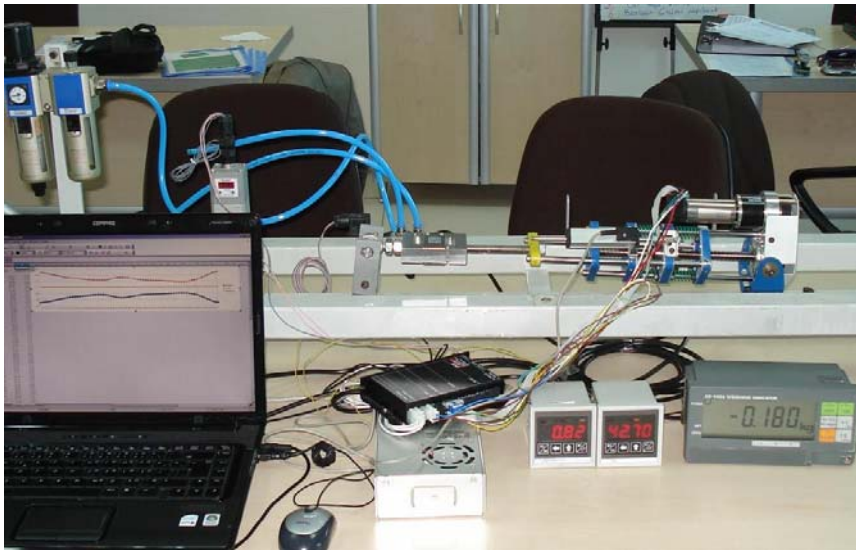
4. TEST DÜZENEGİ

Geliştirilen elastik aktivatörün normal yürüme koşullarında çalışacağını görebilmek için bir pnömatik test düzeneği tasarlanmış ve üretimi gerçekleştirilmiştir. Test düzeneği, kompresör, pnömatik şartlandırıcı, yön denetim valfi, oransal basınç kontrol valfi ve çift etkili pnömatik silindir, bilek eklemi simüle eden mafsal, yük hücresi ve göstergesi, bilek eklemi açısını ölçen potansiyometre ve elemanları taşıyan şaseden oluşmaktadır. Oransal basınç kontrol valfi 1-10 bar basınç aralığında 0,039 barlık basınç adımlarıyla silindirdeki basıncı anlık olarak kontrol edebilmektedir. Silindir \varnothing 62/20 mm çap ve 120 mm strok ölçülerindedir ve 6 bar için piston tarafı 1810 N ve piston kolu tarafı 1622 N kuvvet vermektedir.

Test düzeneği üzerinde elastik aktivatör mekanizması silindire karşı çalışacaktır. Kuvvet ölçümü için bir yük hücresi araya yerleştirilmiştir. Test düzeneği üzerinde bilek eklemi simüle etmek üzere 85 mm yarıçapa sahip bir mafsal oluşturulmuştur. Eklem açısını ölçmek için mafsala bir potansiyometre yerleştirilmiştir. Bu düzenekle, eklem paternleri pnömatik sisteme ve elastik aktivatör mekanizmasına verilerek, mekanizmanın yük altında yürüme paternini üretebileceğinin gösterilmesi amaçlanmaktadır. Test düzeneğinin şematik resmi Şekil 4.1'de, genel görünüşü Şekil 4.2'de ve parça listesi ise Tablo 4.1'de verilmiştir.



Şekil: 4. 1. Test düzeneğinin şematik resmi.



Şekil: 4. 2. Test düzeneğinin genel görünüşü.

Tablo: 4. 1. Test düzeneği parça listesi.

Parça No	Parça Adı	Adet	Standart No ve Açıklamalar
1	Elastik aktivatör	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
2	Yük hücresi	1	MS-2S-300 kg çekme-basma yük hücresi
3	Yük hücresi göstergesi	1	AD4406 indikatör
4	Mafsal - topuk	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
5	Mafsal - ayak bileği	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
6	Açısal potansiyometre	1	Novotechnik GL60, resolution: 0,1 ⁰
7	Pnömatik silindir	1	Hid-tek WAC-Y 63x120 Yastıklamalı silindir
8	Yön kontrol valfi	1	Hid-tek SF 4101-IPSC2CN2D4
9	Oransal basınç kontrol valfi	1	Hid-tek
10	Yağlayıcı	1	Hid-tek GFC 300-15A-G ½ Şartlandırıcı
11	Basınç regülatörü	1	Hid-tek GFC 300-15A-G ½ Şartlandırıcı
12	Hava filtresi	1	Hid-tek GFC 300-15A-G ½ Şartlandırıcı
13	Kompresör	1	Atlas ZJ 2025
14	Motor sürücü	1	Maxonmotor DES 70/10 4-Q-EC, 70 V, 10 A
15	Kart	1	Texas Instruments TMS320C6416T DSP

Pnömatik silindirde kuvvet kontrolü oransal basınç valfi ile bu silindire giden hava basıncı değiştirilerek ayarlanmaktadır. Oransal basınç valfini kontrol etmek için mikrodenetleyicili geliştirme kartı ile oluşturulan analog gerilim 5 kat yükseltilecek valfin analog girişine uygulanmaktadır. Pnömatik silindir ile oluşturulacak kuvvetin hesaplanması için, ΔP bar cinsinden silindir bölmeleri arasındaki basınç farkı, F_p ve F_k daN cinsinden piston ve piston kolu kuvvetleri, A_p ve A_k ise cm cinsinden piston ve piston kolu tarafı yüzey alanları olmak üzere pnömatik silindirden her iki yönde alınacak kuvvetler

$$F_p = \Delta P \cdot A_p = \frac{\pi}{4} d_p^2 \cdot \Delta P = \frac{\pi}{4} 6,2^2 \cdot \Delta P = 30,19 \Delta P (daN) \quad 4.1$$

$$F_k = \Delta P \cdot A_k = \frac{\pi}{4} (d_p^2 - d_k^2) \Delta P = \frac{\pi}{4} (6,2^2 - 2^2) \Delta P = 27,05 \Delta P (daN) \quad 4.2$$

şeklinde basınca bağlı olarak belirlenirler. Bu sisteme uygulanacak en büyük basınç 6 bar olduğundan ileri yönde elde edilecek maksimum kuvvet

$$F_p = 30,19 \cdot 6 = 181,14 (daN) \quad 4.3$$

ve geri yönde elde edilecek maksimum kuvvet ise

$$F_k = 27,05 \cdot 6 = 162,3 (daN) \quad 4.4$$

olmaktadır.

Ekleme momentleri grafiğinde güç ihtiyacının, basma fazı ikinci yarısında, bacak arka yüz kaslarının kasılarak itme fazını oluşturdukları sırada arttığını göstermektedir. Yürümenin bu bölümünde ortaya çıkacak kuvvetleri simüle etmek için pnömatik silindirin piston kolu tarafına basınç uygulanacak ancak piston ileri doğru elastik aktivatör tarafından yük altında hareket

ettirilecektir. Kullanılan oransal basınç valfi ile 0,039 bar aralıklar ile pistonu uygulanan basınç artırılabilir. Bu durumda pistondaki en küçük kuvvet değişimi ileri yön için

$$F_p = 30,19 \cdot 0,039 = 1,17(\text{daN}) \quad 4.5$$

ve geri yön için

$$F_k = 27,05 \cdot 0,039 = 1,055(\text{daN}) \quad 4.6$$

olmaktadır.

Oransal basınç valfi 0-10 V bir analog gerilim ile basıncın ayarlanmasını sağlamaktadır. Burada 0 V, 0 bara; 10 V ise 10 bara karşılık gelmektedir. 0,039 bar değişim için oransal basınç valfine uygulanan gerilim 0,039 V artırılmalıdır. Kuvvet ve gerilim aynı değerde değiştiği için kuvvet formülünü gerilime bağlı olarak

$$F = V \cdot A_p \quad 4.7$$

şeklinde yazılabilir. Mikro denetleyici içerisinde yazılan programda kuvvet değerini gerilime çevirmek içinde bu formülden faydalanılır. Mikro denetleyici içerisinde kullanılan DAC 12 bit çözünürlüğe sahiptir. DAC'ın çıkışında oluşturulacak gerilim 0-4096 arasında bir sayının DAC kaydedicisine yazılmasıyla belirlenecektir. Burada 0 değeri 0 V'a ve 4096 değeri ise 2 V'a karşılık gelmektedir. DAC çıkışında oluşturulacak gerilim

$$V_{dac} = \frac{2x}{4096} = \frac{F}{A_p} \quad 4.8$$

formülü ile belirlenir. Bu gerilim 5 kat kuvvetlendirilerek oransal basınç valfine uygulanacağından ileri yön için

$$\frac{5.2.x}{4096} = \frac{F}{30,19} \quad 4.9$$

$$x = \frac{4096}{10A_p} = 13,56F \quad 4.10$$

ve geri yön için

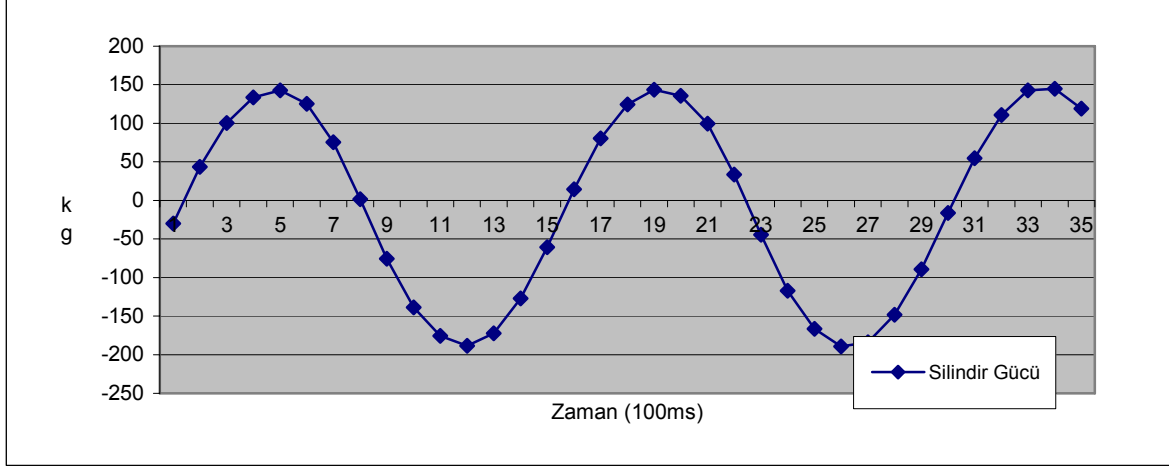
$$x = \frac{4096}{10A_k} = 15,14F \quad 4.11$$

olmaktadır. Her iki yöndeki kuvveti oluşturmak için üretilecek gerilim (+) değerler alacak, (-) yöndeki kuvvetler için yön valfi ile pistonun yönü değiştirilir. Mikrodenetleyici için yazılacak programda 100 elemanlı bir F dizisi tanımlanarak istenilen kuvvet değerleri bu dizi içerisine yazılır. Bu değerler yukarıdaki iki denklem kullanılarak ileri yön için 13,56 ile geri yön için 15,14 ile çarpılarak mikrodenetleyicinin DAC kaydedicisine yazılır ve istenilen kuvvetler oluşturulur. Protez ile yapılacak denemelerde istenilen kuvvet değerlerine göre bu dizinin içeriği değiştirilip protezle eş zamanlı olarak çalıştırılıp yürüme sırasındaki kuvvetler simüle edilir.

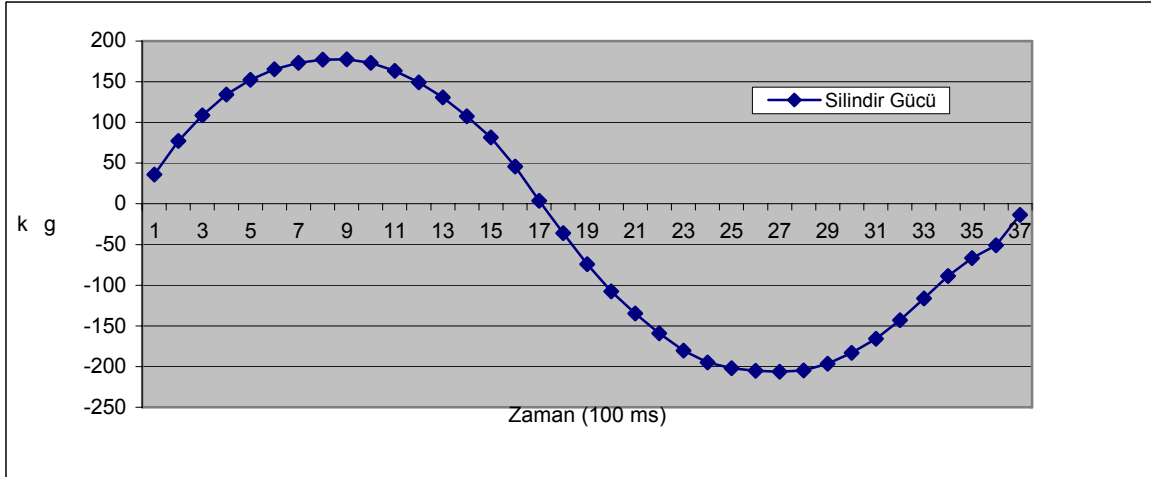
4.1. PNÖMATİK SİLİNDİR DÜZENEGİ DENEYLERİ

Elastik aktivatöre yük teşkil edecek pnömatik silindir düzeneğinin belirlenmiş şartları taşıyabileceğinin test edilebilmesi için gerekli bazı deneyler gerçekleştirilmiştir. Pnömatik sistemin kontrolünde istenilen gücü oluşturmak için oransal basınç valfinin giriş sinyali ucuna farklı örüntülerde sinyaller uygulanmıştır. Mikrodenetleyici içerisinde bulunan sayısal/analog çeviricinin çıkışı gerilimi 0–2,4v olduğu için DAC1 çıkışına bağlanan op-amp devresi ile bu

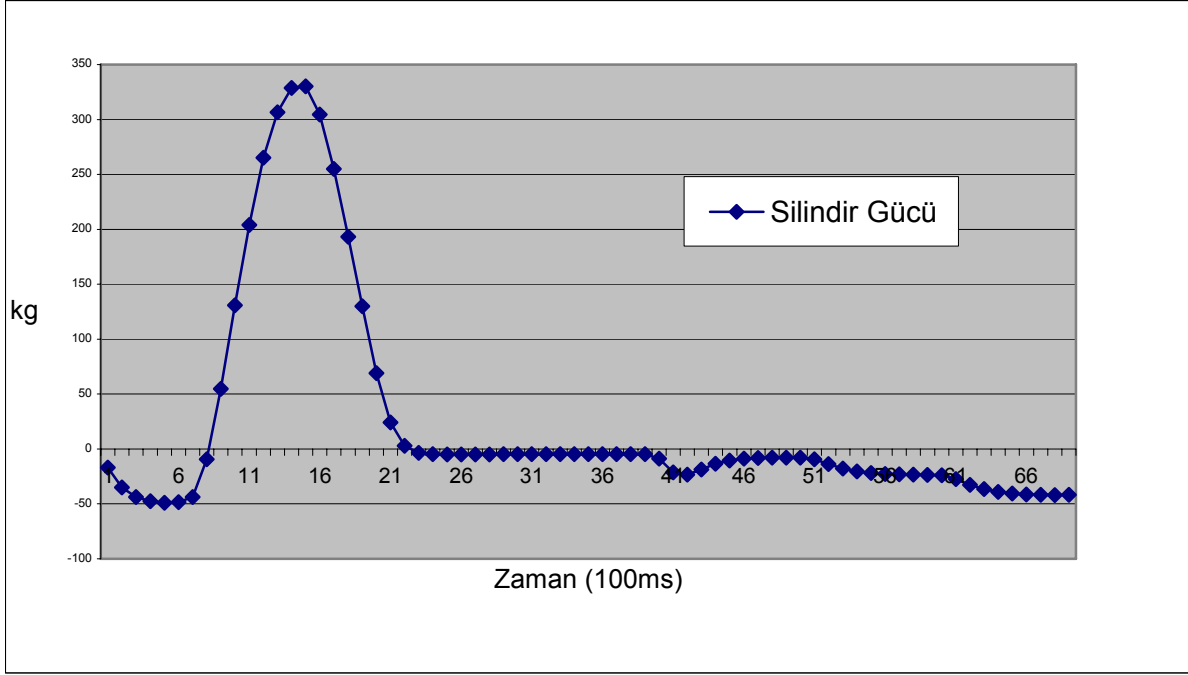
sinyal 0-10v'a yükseltilmiş ve oransal basınç valfinin giriş sinyal ucuna uygulanmıştır. Silindirde oluşturulmak istenen gücün gerilim karşılığı, mikrodenetleyici içerisindeki DAC1'e yüklenerek silindirin istenilen güçlerde çalışması sağlanmıştır. P0_7 ucundan üretilen sinyal YÖN valfini kontrol ederek istenen gücün itme veya çekme yönünde olmasını sağlamaktadır. Silindirde oluşan gücün ölçümü ise bir yük hücresi (S-type loadcell) kullanılarak gerçekleştirilmiştir ve alınan veriler RS232 portu ile bilgisayara aktarılmıştır. Silindirde oluşturulmuş farklı frekanslarda sinüs ve bilek eklemi yürüme örüntüsü sinyalleri aşağıda Şekil 4.3, 4.4 ve 4.5'te verilmiştir.



Şekil: 4. 3. Pnömatik silindirin 0,7Hz'lik bir sinüsoydal sinyal cevabı.



Şekil: 4. 4. Pnömatik silindirin 0,3Hz'lik bir sinüsoydal sinyal cevabı.



Şekil: 4. 5. Pnömatik silindirin yavaş yürüme örüntüsü cevabı.

Bilek eklemi simülöründe test çalışmalarını yapmak için gerekli veri Ek 7, Tablo 7.1E'de verilmiştir. Tablonun birinci sütununda 0,0143 s aralıklarla frame zamanları yer almaktadır. İkinci sütunda bilek eklemi fleksiyon açısı (θ_b) değerleri yer almaktadır. Bu değerler Şekil 4.6'da grafik olarak verilmiştir. Üçüncü sütunda bilek eklemi momenti (M_b) değerleri yer almaktadır. Dördüncü sütunda topuk-bilek eklemi doğrultusu ile bilek eklemi-diz eklemi doğrultusu arasında kalan açı (β) değerleri yer almaktadır. Bu değerler yürüme analizi deneyi verisine göre çizilen çöp diyagramdan yararlanılarak elde edilmişlerdir. Beşinci sütunda protez mekanizması eksenine ile topuk mafsalı-bilek eklem merkezi doğrultusu arasında kalan açı (α) değerleri yer almaktadır. Altıncı sütunda protez mekanizmasının uygulaması gereken kuvvet (F) değerleri yer almaktadır. Bilek eklemi momenti (M_b) ve (α) açısı değerlerinin tablodan alınıp

$$F = M_b / \sin \alpha \cdot r \quad 4.12$$

formülünde yerine yazılmasıyla hesaplanan kuvvet değerleri Şekil 4.7'de grafik olarak verilmiştir.

Yedinci sütunda motor momenti (M_m) değerleri yer almaktadır. Kuvvet değerlerinin

$$M_b = (\Delta \theta / \Delta x) \cdot N \cdot M_m \cdot r \cdot \eta_1 \cdot \eta_2 \cdot \sin \alpha \quad 4.13$$

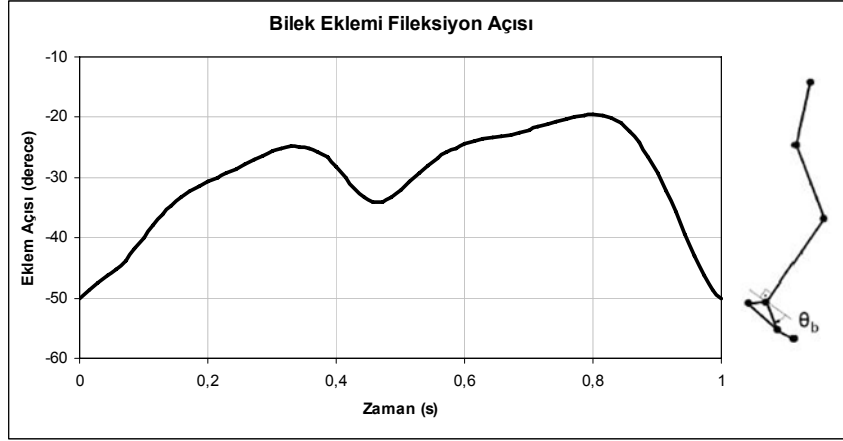
$$M_m = (M_b / \sin \alpha \cdot r) (\Delta x / \Delta \theta) (1 / N \cdot \eta_1 \cdot \eta_2) = 0,287 \cdot F \text{ (mNm)} \quad 4.14$$

formülünde yerine yazılmasıyla hesaplama yapılmıştır.

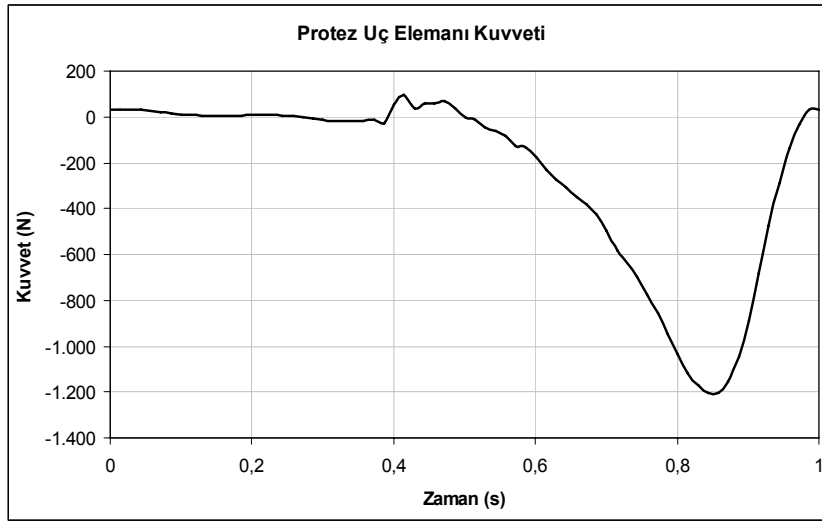
Sekizinci ve dokuzuncu sütunlarda pnömatik silindirin piston kolu tarafı ve piston tarafında sağlanması gereken basınçlar yer almaktadır. Kuvvetin negatif olduğu bölgede piston kolu tarafında, kuvvetin pozitif olduğu bölgede ise piston tarafında aktif basınç sağlanmalı, yön valfi ile kontrol yapılarak diğer taraf atmosfere açılmalıdır. Piston tarafı ve piston kolu tarafı basınçları Şekil 4.8'de grafik olarak verilmiştir. Piston ve piston kolu çapları 62 ve 20 mm dir.

$$P_{\text{piston}} = F / (\pi \cdot D^2 / 4)$$

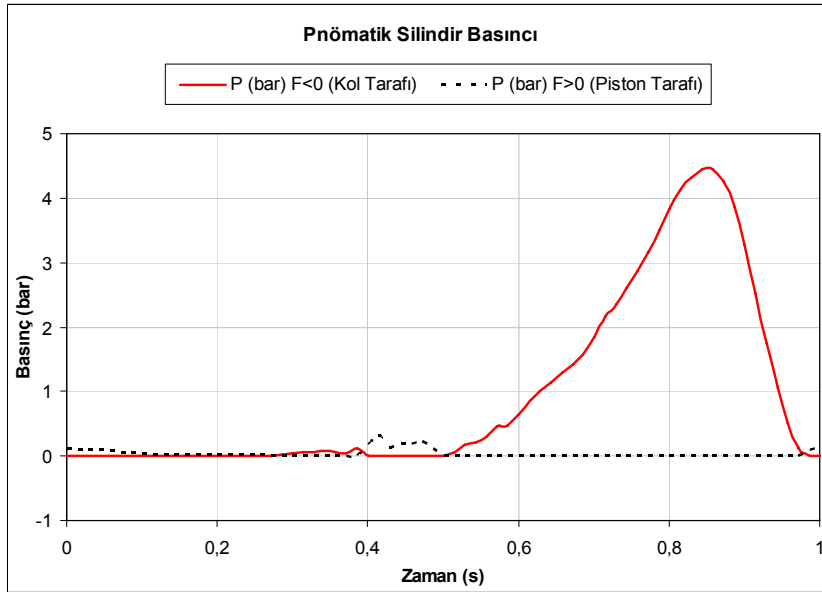
$$P_{\text{kol}} = F / (\pi (D^2 - d^2) / 4)$$



Şekil: 4. 6. Bilek eklemi fileksiyon açısı.



Şekil: 4. 7. Protez mekanizmasının uygulaması gereken kuvvet.



Şekil: 4. 8. Pnömatik silindir piston tarafı ve piston kolu tarafı basınçları.

5. DİZ ALTI PROTEZİ

Protezler, ampütasyon veya dezartikülasyon sonucunda kaybedilmiş bir uzvun işlevini üstlenecek şekilde tasarlanan yapay organlardır. Diz altı protezleri, bilek ve diz eklemleri arasındaki bir bölgeden bacak uzvuna ampütasyon uygulandığı durumlarda kullanılmaktadır. Bu tarz ampütasyonlar, dış etkiler (iş ve trafik kazaları, savaşlarda yaralanmalar, diğer travmatik olaylar, yanıklar, donmalar), iç etkiler (kan dolaşımı düzensizlikleri, damar tıkanmaları, habis urlar, iltihabi nedenler) ve hatalı oluşumlar (doğuştan ya da sonradan ortaya çıkan hatalı oluşumlar, felçler) olmak üzere üç grupta toplanabilecek nedenlerden ötürü uygulanmaktadır.

Protezin kendisinden beklenen işlevi yapabilmesi için birçok evreden başarıyla geçilen bir tedavi süreci izlenmelidir. Öncelikle yapılacak ampütasyonun gerekliliği, büyüklüğü, bırakacağı sakatlık ve izlenecek süreç hastaya anlatılmalıdır. İkinci aşamada, komplikasyonları önleyecek uygun tekniğin kullanıldığı cerrahi girişimle patolojik durum tam olarak temizlenmelidir. Proteze uygun güdüğün elde edilmesi çok önemlidir. İyi bir güdük silindire yakın konik olmalı, kemik üzeri yumuşak dokuyla kapatılmış olmalı ve ampütasyon seviyesi mümkün olduğunca distalde olmalıdır. Kısa güdüklerde kas kontrolü iyi olmaz ve güdük protezden kolaylıkla çıkabilir. Cerrahi müdahaleyi takip eden süreçte, egzersizlerle protezin kullanımı için gerekli olan kaslar kuvvetlendirilir ve kalça eklemine hareket kabiliyeti iyileştirilmeye çalışılır. Güdük son biçim ve boyutlarına geldikten sonra protez için ölçü alınır. Ampütenin kişisel özelliklerine göre uygulanacak protezin seçimi ve üretimi yapıldıktan sonra denenir, saptanan aksaklıklar düzeltilir. Sürecin en önemli aşamalarından birisi de rehabilitasyon dönemidir. Ampüte bu devrede bir dizi terapi ve egzersizle protezini kullanmayı öğrenir. Ampütenin protezden yararlanma derecesi; ampütasyonun yeri, seviyesi ve tekniğine; ampütenin genel ruhsal ve bedensel durumu, yaşı, cinsiyeti, azmi ve protez ekibiyle yapacağı işbirliğine; güdüğün doku, kas, deri, kan dolaşımı ve yara durumuna, boyuna, yük taşıma kapasitesine ve hareket yeteneğine; protezin yeterliliği, işlevselliği ve rahatlığına bağlı olarak değişik seviyelerde ortaya çıkmaktadır.

İdeal tedavi uygulandığında tek taraflı diz altı ampütasyonu geçirmiş genç hastalarda eksik fonksiyonların tam restorasyonu sağlanabilmektedir. Bu ampüteler eski sosyal yaşamlarını aksatmadan sürdürebilir ve sportif aktivitelerde bulunabilirler. İki taraflı diz altı ampüteleri iyi yürüyebilir ve uzun süre ayakta çalışabilirler. Tek taraflı diz üstü ampüteleri normalden yavaş bir tempoyla yürürler, uzun yürüyüşler yapamazlar ve yük taşımayı gerektiren bir işte çalışamazlar. İki taraflı diz üstü ampüteleri uzun süre ayakta duramaz ve ancak oturarak yapılan bir işte çalışabilirler. Bazı çift taraflı diz üstü hastaları, iki protez kullanmaktan daha kolay olduğu ve daha az enerji sarfetmeyi gerektirdiği için tekerlekli sandalyeyi proteze tercih ederler (KAPTI, 2001).

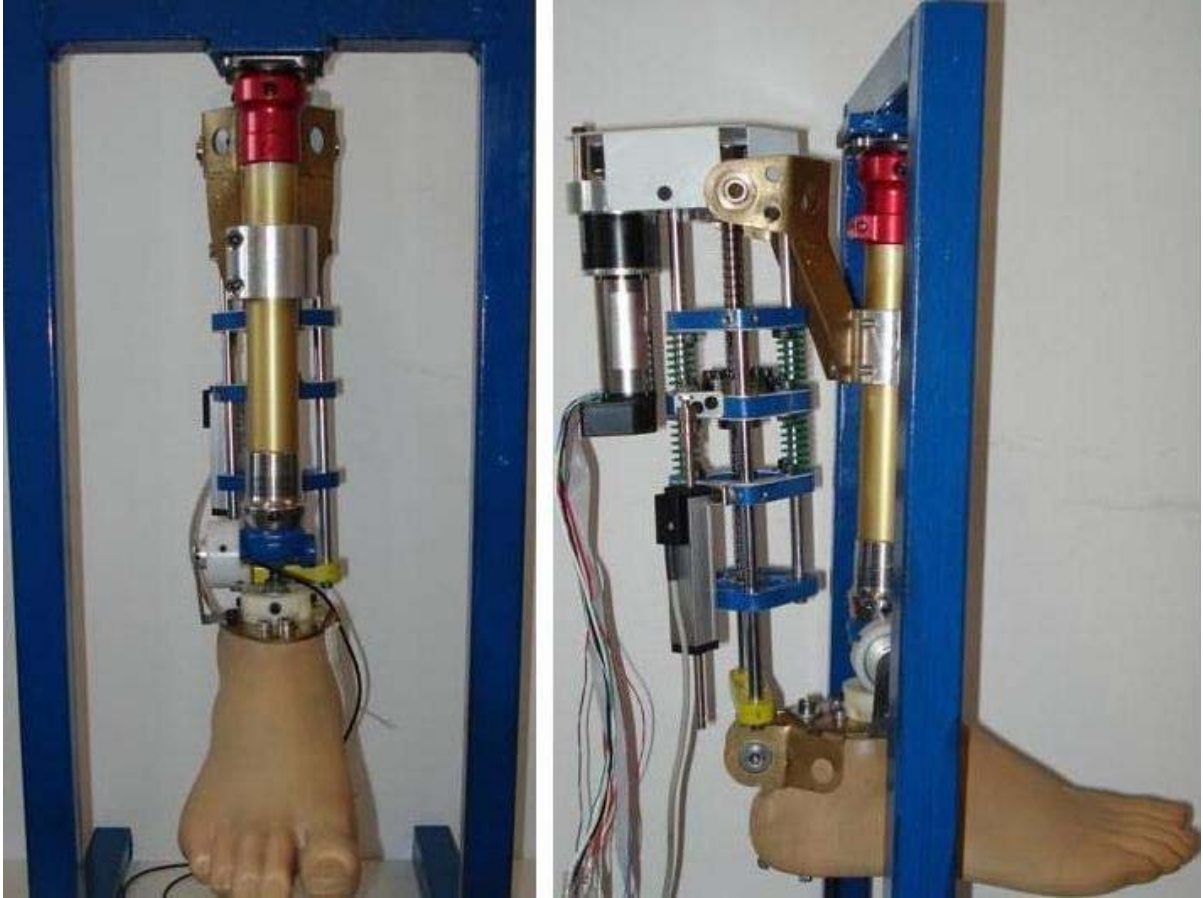
5. 1. DİZ ALTI PROTEZİ TASARIMI

Diz altı protezinin tasarımında, raporun ikinci bölümde yürüme sırasındaki bilek eklemi davranışına ilişkin olarak verilen eklem konum, hız, moment ve güç paternleri esas alınmıştır. Bu değerlere göre, yürümedeki en büyük bilek eklemi momenti 90 Nm (1,5 Nm/kg) dir. Eklem açılma hızı 2,4 ile -4,4 (rad/s) arasında değerler almaktadır. Bilek eklemi hareketleri incelendiğinde, dorsal ve plantar fleksiyon hareketlerinin, alt ekstremitte aktivitelerindeki rolü bakımından, diğer bilek eklemi hareketlerine (abduksiyon, adduksiyon, supinasyon ve pronasyon) nazaran daha önemli olduğu görülmektedir. Dolayısıyla, aktif bilek eklemi tasarımına yönelik bir çalışmada öncelikli olarak dorsal ve plantar fleksiyon üzerinde durulmalıdır. Bu nedenle, proje çalışmalarında bu iki hareketi sağlayacak şekilde bir mekanizma tasarımı üzerinde durulmuş ve diğer bilek eklemi hareketleri dikkate alınmamıştır.

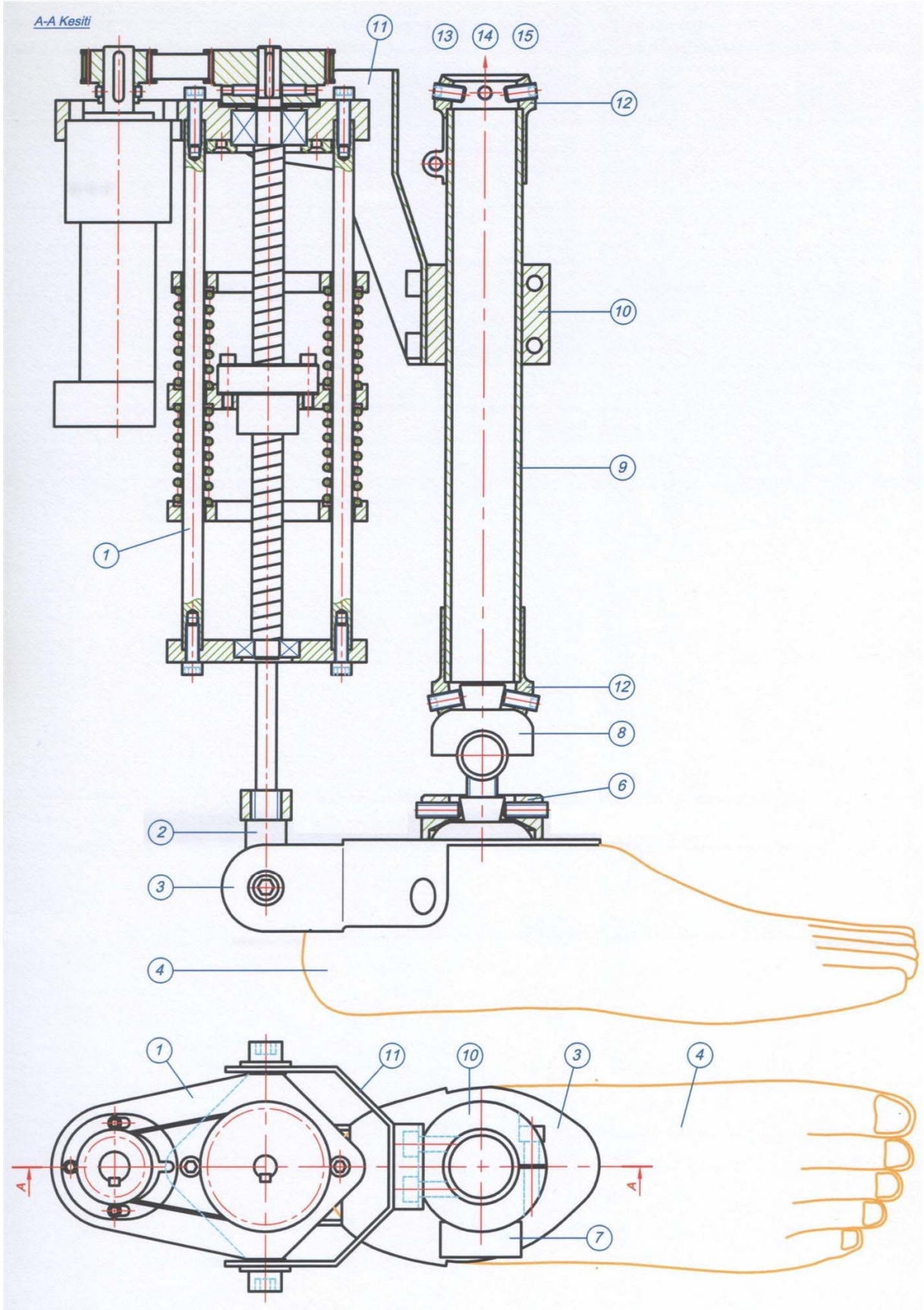
Protezi oluşturan elemanlardan standart elemanların (protez ayak, ayak bileği eklemi, teflon

burçlar, bilek eklemi açışal potansiyometresi, modüler t p, tüp bağlantı adaptörü, laminasyon adaptörü, motor sürücü) alımları gerçekleştirilmiştir. Bu elemanlardan modüler t p, protez ayağın soketle bağlantısını sağlayan ve aynı zamanda elastik aktivatör mekanizmasını üzerinde taşıyan elemandır. Bu tüpün boyu ayarlanarak protezi giyecek olan amp teye göre ayar yapılmaktadır. T p adaptörü ve laminasyon adaptörü, piramit başlık ve küresel oturma yüzeyleri ile ayar olanağı sağlayan ve soket bağlantısı için kullanılan olan modüler bağlantı elemanlarıdır.

Standart elemanların dışındaki özel imal edilmesi gereken elemanların (topuk mafsalı, ayak bağlantı sacı ve sac tutucusu, sıkma kovanı, elastik aktivatör tutucu sacı, sert ve yumuşak soketler, kontrol kartı, batarya seti) tasarımları yapılmış, teknik resimleri çizilmiş ve üretimleri gerçekleştirilmiştir. Bu elemanlarla ilgili Ek 2'de bilgi verilmiştir. Kullanılan protez ayak, pasif bilek eklemi oluşturacak şekilde tasarlanmış standart bir üründür. Bu ayak ile aktif olarak kontrol edilecek suni bilek ekleminin oluşturulabilmesi için, birisi bilekte ve diğeri topukta yer alan iki mafsal eleman tasarlanmış ve üretimleri gerçekleştirilmiştir. Topuk mafsalda teflon burçlar ve bilek mafsalda iğne rulmanlar kullanarak yataklama yapılmıştır. Topuk mafsalını protez ayağa bağlamak için ayak bağlantı sacı ve sac tutucusu tasarlanmıştır. Bilek eklemi açısını ölçmek için açışal potansiyometrenin bilek eklem merkezine montajı gerçekleştirilmiştir. Aktivatör mekanizmasının, protezin taşıyıcı elemanı olan modüler tüpe bağlanması için sıkma kovanı tasarlanarak kullanılmıştır. Aktivatör mekanizmasının sıkma kovaniyla proteze mafsallanması için elastik aktivatör tutucu sacı tasarlanmıştır. Test sehpasına bağlanmış durumdaki protezin  n ve sol yan görünüşleri şekil 5.1'de, protezin kesit teknik resimleri şekil 5.2'de ve bu şekildeki parça numaralarına göre oluşturulmuş parça listesi ise Tablo 5.1'de verilmiştir.



şekil: 5. 1. Diz altı protezinin  n ve sol yan genel görünüşleri.



Tablo: 5. 1. Diz altı protezi parça listesi.

Parça No	Parça Adı	Adet	Açıklama
1	Elastik aktivatör	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
2	Topuk mafsalı	1	Opak teflon burç, Ø10x10, 2 adet
3	Ayak bağlantı sacı	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
4	Ayak	1	Otto-bock 1D25
5	Taban butonları	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
6	Sac tutucusu	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
7	Açısal potansiyometre	1	Novotechnik GL60, resolution: 0,1 ⁰
8	Ayak bileği eklemi	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
9	Modüler tüp	1	Orthoprost M432
10	Sıkma kovanı	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
11	Elastik aktivatör tutucu sacı	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
12	Modüler adaptör	2	Otto-bock 4R69
13	Laminasyon adaptörü	1	Otto-bock 1D25
14	Sert soket	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
15	Yumuşak soket	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
16	Motor sürücü	1	Maxonmotor DES 70/10 4-Q-EC
17	Kontrol kartı	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
18	Batarya seti	1	35 adet 3,7 V - 4000 mAh Li-ion (10 Ah)

5. 2. İLETİM ORANI

Diz altı protezinde motor hareketi bilek eklemine iletilirken, birincisi planet dişlili hız düşürücüde, ikincisi trigel kasnaklarda, üçüncüsü bilyeli somun ile vida arasında ve dördüncüsü de bilek eklemine olmak üzere dört noktada redüksiyona uğramaktadır. Bu hız düşümleri Şekil 5.3'te gösterilmiştir. M_m , M_v , ve M_b motor, vidalı mil ve bilek eklemi momentleri, N_m ve N_v motor ve vidalı mil devir sayıları, F vidalı milin uyguladığı kuvvet, ω_b bilek eklemi açısal hızı, v_s bilyeli somun çizgisel hızı, r_b bilek eklemi kuvvet kolu mesafesi, α aktivatör eksenine bilek eklemi-ara mafsalsal doğrultusu arasındaki açı, z_1 ve z_2 motor ve vida kasnaklarının diş sayıları, h vida hatvesi ve η_t toplam verim olmak üzere, $M_b = F \cdot r_b \cdot \sin \alpha$, $F = (\Delta \theta / \Delta x) M_v$ ve $M_v = (z_2 / z_1) I_p \cdot M_m$ bağıntıları kullanılarak bilek eklemi momentini motor çıkış momenti cinsinden ifade eden denklem

$$M_b = \frac{\Delta \theta}{\Delta x} \frac{z_2}{z_1} I_p M_m r \eta_t \sin \alpha \quad 5.1$$

şeklinde elde edilir. Benzer şekilde $\omega_b = (1/r_b \cdot \sin \alpha) v_s$, $v_s = (1/60) N_v \cdot h$ ve $N_v = N_m / (I_p \cdot z_2 / z_1)$ bağıntıları kullanılarak bilek eklemi açısal hızını motor devri cinsinden ifade eden denklem

$$\omega_b = \frac{1}{60 r I_p \sin \alpha} \frac{z_1}{z_2} h N_m \quad 5.2$$

şeklinde elde edilir. 12 denkleminde, $h= 5 \text{ mm}$, $r_b= 85 \text{ mm}$, $l_p= 3,5$, $z_1= 16$ ve $z_2= 30$ değerleri yerine yazılarak, bilek eklem momenti ile motor çıkış momenti arasındaki ilişkiyi veren bağıntı

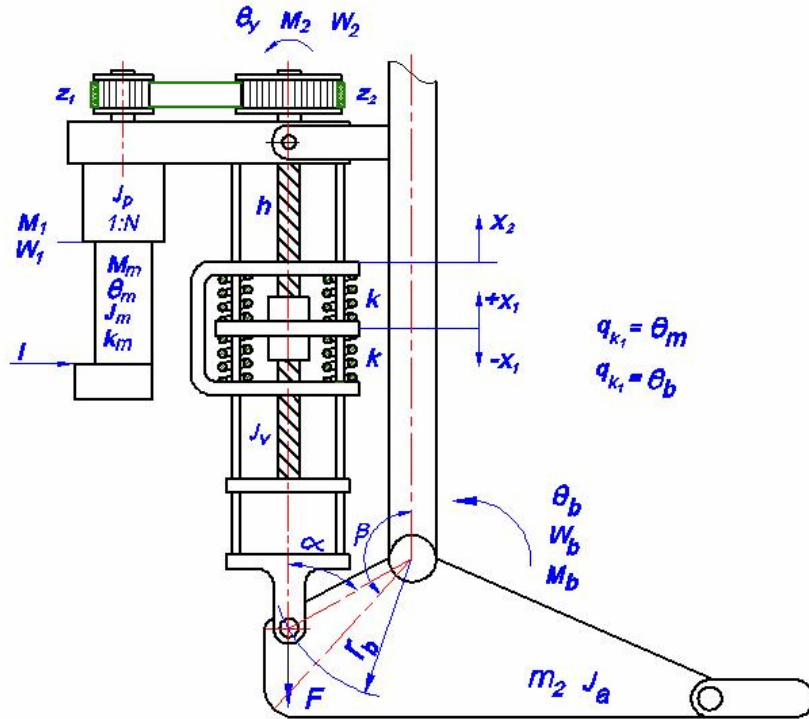
$$M_b = \frac{2\pi}{5.10^{-3}} \frac{30}{16} 3,5.85.10^{-3} M_m \eta_t \sin \alpha = 701 M_m \eta_t \sin \alpha \quad 5.3$$

olarak bulunur. Benzer şekilde, bilek eklemi açısal hızı ile motor çıkış devir sayısı arasındaki ilişkiyi veren bağıntı 13 denkleminde

$$\omega_b = \frac{1}{60.85.10^{-3}.3,5 \sin \alpha} \frac{16}{30} 5.10^{-3} N_m = \frac{1}{6693,75 \sin \alpha} N_m \quad 5.4$$

olarak bulunur. Bu denklemler yardımıyla yürümenin herhangi bir anındaki bilek eklemi gereksinimlerini karşılayacak motor çıkış değerleri hesaplanır. 90 Nm'lik en yüksek bilek eklemi momenti gereksiniminin olduğu sıradaki eklem açısal hızı 2 rad/s ve 4,5 rad/s lik en yüksek eklem açısal hız gereksiniminin olduğu sıradaki eklem momenti ise 24 Nm dir. 90 Nm'lik eklem momentinin belirlendiği yürüme analizi deneyinde denek kütlelerinin 60 kg olması, eklem momentinin yaklaşık 1,5 Nm/kg olduğunu göstermektedir. Bilek eklem merkezi-topuk mafsalı doğrultusu ile elastik aktivatör eksenini arasında ortaya çıkan α açısının değeri protezin konumuna göre değişmekte ve iletim oranını değiştirmektedir.

5. 3. DİZ ALTI PROTEZİ HAREKET DENKLEMLERİ



Şekil: 5. 3. Diz altı protezi modeli.

Elastik aktivatör mekanizmasının bir diz altı amputasyon protezine takılması durumunda, bilek eklemi açısal yolu, zamana bağlı ikinci genelleştirilmiş koordinat olarak dikkate alınmalıdır. Bu durumda sistemin modeli Şekil 5.3'te görüldüğü gibi olacaktır. Burada; M_{el} = Elektriksel moment (Nm); k_m = Motor tork sabiti (mNm/A); I = Akım şiddeti (A); J_m = Motor atalet momenti (kgm^2); J_p = Planet dişli hız düşürücü atalet momenti (kgm^2); J_v = Bilyeli somun vidası atalet momenti (kgm^2); J_k = Kasnak atalet momenti (kgm^2); J_a = Ayak uzvu atalet momenti (kgm^2); N = Hız düşürücü çevrim oranı; h = Vidanın hatvesi (m); m_1 = Ötelenen toplam kütle (kg); m_2 = Ayak uzvu kütlesi (kg); θ_m = Motor açısal yolu (rad); θ_y = Yük açısal yolu

(rad); θ_b = Bilek eklemi açısıl yolu (rad); b_m = Motor sürtünme momenti (Nms); B_y = Yük sürtünme momenti (Nms); B_e = Motor miline indirgenmiş eşdeğer sürtünme momenti (Nms); k = Yay sabiti (N/m); $\pm x_1$ = Yay deplasmanı (m); x_2 = Uç eleman hareket miktarı (m) şeklinde gösterim yapılmıştır.

Sistemin tâbi olacağı hareket denklemlerini Lagrange prensibi uygulanarak elde edilmiştir. Mekanizmanın uç elemanının hareketli olması durumunda ötelenen toplam kütle; yay plakaları, somun plakası, bilyeli somun, yaylar, hareketli miller, uç eleman ve lineer potansiyometreden oluşmaktadır ve değeri $m_1= 0,828$ (kg) dır.

Genelleştirilmiş Koordinatlar $q_{k1}= \theta_m$ ve $q_{k2}= \theta_b$ olmak üzere

$$T = \frac{1}{2} \left(J_m + J_p + \frac{1}{N^2} J_v \right) \dot{\theta}_m^2 + \frac{1}{2} m_1 \dot{x}^2 + \frac{1}{2} J_a \dot{\theta}_b^2 + \frac{1}{2} m_2 v_G^2 \quad 5.5$$

$$V = \frac{1}{2} 4kx^2 \quad 5.6$$

$$x = \frac{h}{2\pi N} \theta_m - r_1 \theta_b \quad 5.7$$

$$\dot{x} = \frac{h}{2\pi N} \dot{\theta}_m - r_1 \dot{\theta}_b \quad 5.8$$

$$v_G = r_2 \dot{\theta}_b \quad 5.9$$

denklemleri dikkate alınarak kinetik-potansiyel ifadesi

$$L = T - V = \frac{1}{2} (J_m + J_p) \dot{\theta}_m^2 + \frac{1}{2N^2} J_v \dot{\theta}_m^2 + \frac{1}{2} m_1 \frac{h^2}{4\pi^2 N^2} \dot{\theta}_m^2 - 2k \frac{h^2}{4\pi^2 N^2} \theta_m^2 \quad 5.10$$

$$L = \frac{1}{2} \left(J_m + J_p + \frac{J_v + 2J_k}{N^2} + \frac{h^2 m_1}{4\pi^2 N^2} \right) \dot{\theta}_m^2 - \frac{1}{2} (m_1 r_1^2 + J_a + m_2 r_2^2) \dot{\theta}_b^2 - \frac{h m_1 r_1}{2\pi N} \dot{\theta}_m \dot{\theta}_b - \frac{1}{2} \frac{h^2 k}{\pi^2 N^2} \theta_m^2 - 2k r_1^2 \theta_b^2 + \frac{2k h r_1}{\pi N} \theta_m \theta_b \quad 5.11$$

$$A = J_m + J_p + \frac{J_v + 2J_k}{N^2} + \frac{h^2 m_1}{4\pi^2 N^2} = 4,9 \cdot 10^{-6} \text{ kgm}^2 \quad 5.12$$

$$B = m_1 r_1^2 + J_a + m_2 r_2^2 = 0,01 \text{ kgm}^2 \quad 5.13$$

$$C = \frac{h m_1 r_1}{2\pi N} = 8,54 \cdot 10^{-6} \text{ kgm}^2 \quad 5.14$$

$$D = \frac{h^2 k}{\pi^2 N^2} = 1,2 \cdot 10^{-3} \text{ Nm} \quad 5.15$$

$$E = 2k r_1^2 = 289 \text{ Nm} \quad 5.16$$

$$F = \frac{2k h r_1}{\pi N} = 0,825 \text{ Nm} \quad 5.17$$

$$L = \frac{1}{2}A\dot{\theta}_m^2 + \frac{1}{2}B\dot{\theta}_b^2 + C\dot{\theta}_m\dot{\theta}_b - \frac{1}{2}D\theta_m^2 - E\theta_b^2 + F\theta_m\theta_b \quad 5.18$$

şeklinde elde edilir. Bu ifadeye Lagrange prensibi uygulanarak iki serbestlik dereceli sisteme ait hareket denklemleri Tablo 5.2'de verilen değerler dikkate alınarak şu şekilde elde edilir:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_m} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_m} = Q_k \quad 5.19$$

$$A\ddot{\theta}_m - C\ddot{\theta}_b + D\theta_m - F\theta_b = k_m I \quad 5.20$$

$$4,9 \cdot 10^{-6} \ddot{\theta}_m - 8,54 \cdot 10^{-6} \ddot{\theta}_b + 1,2 \cdot 10^{-3} \theta_m - 0,825 \theta_b = 13,5 \cdot 10^{-3} I \quad 5.21$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_b} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_b} = Q_k \quad 5.22$$

$$B\ddot{\theta}_b - C\ddot{\theta}_m + E\theta_b - F\theta_m = Q_k \quad 5.23$$

$$10^{-2} \ddot{\theta}_b - 8,54 \cdot 10^{-6} \ddot{\theta}_m + 289 \theta_b - 0,825 \theta_m = Q_k \quad 5.24$$

$$I_{f/e} = 2,3 \cdot 10^{-4} m_i (4h_m^2 + 3l_a^2) + 2,2 \cdot 10^{-3} = 3,05 \cdot 10^{-3} \text{ kgm}^2 \quad 5.25$$

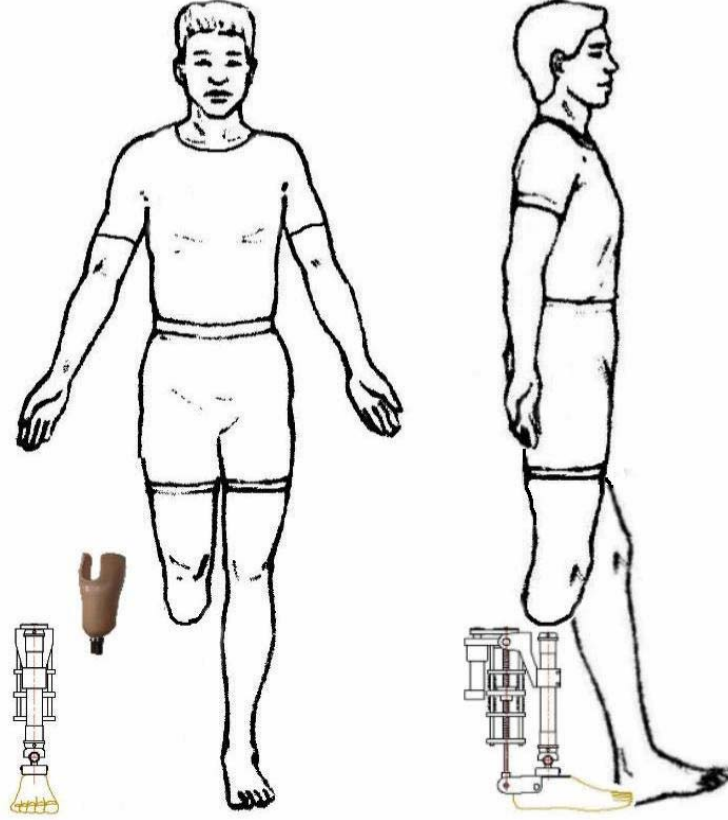
Ayak atalet momenti yukarıda verilen denklem (VAUGHAN, 1992) kullanılarak hesaplanmıştır.

Tablo: 5. 2. Fiziksel büyüklükler, sembolleri, değerleri ve birimleri.

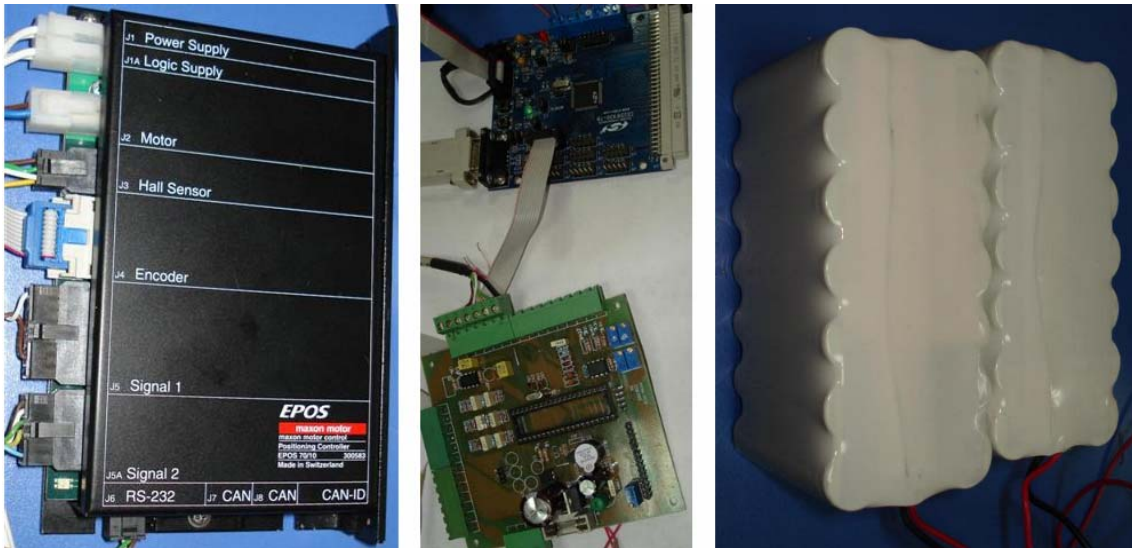
Fiziksel Büyüklükler	Sembolü	Değeri	Birimi
Motor tork sabiti	k_m	$13,5 \cdot 10^{-3}$	Nm/A
Motor atalet momenti	J_m	$33,3 \cdot 10^{-7}$	kgm^2
Planet hız düşürücü atalet mom.	J_p	$14 \cdot 10^{-7}$	kgm^2
Vidalı mil atalet momenti	J_v	$37,46 \cdot 10^{-7}$	kgm^2
Trigel kasnak atalet momenti	J_k	$15,5 \cdot 10^{-7}$	kgm^2
Planet d. Hız düş. Çevrim oranı	N_p	3,5	-
Kasnakların çevrim oranı (z_2/z_1)	N_k	1,875	-
Toplam çevrim oranı ($N_p \cdot N_k$)	N	6,5625	-
Vidalı mil hatvesi	h	$5 \cdot 10^{-3}$	m
Yay katsayısı	k	$1,93 \cdot 10^4$	N/m
Bilek eklem yarıçapı	r_1	$85 \cdot 10^{-3}$	m
Ayak kütle merkezi yarıçapı	r_2	$33 \cdot 10^{-3}$	m
Hareketli toplam kütle	m_1	0,83	kg
Ayak kütlesi	m_2	0,8	kg
Ayak atalet momenti	J_a	$3,05 \cdot 10^{-3}$	kgm^2

5. 4. DİZ ALTI PROTEZİNİN HASTAYA UYGULANMASI

Tasarlanan sistemin hasta üzerine takılmış durumunu gösteren ölçekli temsili resim Şekil 5.4'te verilmiştir. Yerden diz eklemi merkezine kadar olan mesafe antropometrik modellerde $0,285 \times H$ olarak verilmektedir (WINTER, 1990). Üretimi gerçekleştirilen diz altı protezinin yüksekliği 360 mm olarak ortaya çıkmıştır. Protez ölçüsü modüler tüp boyu değiştirilerek ayarlanabilmektedir. Test çalışmaları sırasında, motor sürücü, kontrol kartı ve batarya setinin içinde bulunduğu bir sırt çantasının da hasta tarafından taşınması gerekecektir.



Şekil: 5. 4. Diz altı protezinin hastaya takılışını gösteren ölçekli temsili resim.



Şekil: 5. 5. Sırt çantasında taşınacak ekipman: Motor sürücü, Kontrol kartı, Li-ion batarya seti.

5. 5. SOKET YAPIMI

Ampütle protez arasındaki bağlantıyı sağlayan ara eleman soket olarak isimlendirilir. Her ampüte için özel olarak üretilmesi ve güdük şekliyle tam bir uyum içinde olması gereken soketin kalitesi, protezin kullanım konforunun başta gelen belirleyicisidir. Soket güdük hacmini tam olarak kapsamalı, yükün güdük yüzeyi üzerinde homojen dağılımını ve protezin güdüğe tam olarak tutunmasını sağlamalıdır. Güdükle soketin tek parça gibi davranması ve güdük hareketlerinin proteze kayıpsız iletilmesi, ampütenin psikolojik ve fonksiyonel rehabilitasyonu açısından oldukça önemlidir.

Soketin güdüğe tutunmasını sağlayan birinci faktör deriyle soket duvarı arasındaki sürtünmedir. Terlemeyle derinin nemlenmesi sürtünme katsayısını artırır. Ancak aşırı terleme durumunda oluşabilecek film tabaka tutunma derecesini olumsuz etkiler. Soket duvarının özel şekillendirilmesiyle oluşturulacak konkav destek bölgeleri, kas çukurları olarak, aktif kontraksiyon ile daralıp genişleyen kas kitlelerinin soket duvarına olan baskısını artırır. Tutunma etkisini temin eden diğer faktör atmosfer basıncıdır. Bunun için soket boşluğunun en derin noktasına bir hava kanalı yerleştirilir. Önceden güdük üzerine giyilen triko eleman hava kanalından dışarıya çekilerek protez giyildikten sonra süpabın kapatılmasıyla, güdük ucu ve soket iç distal boşluğu arasına bir miktar hava hapsedilmiş olur. Yürümenin basma ve salınma fazlarında güdük bir piston gibi çalışır ve hava basıncı pozitif ve negatif değerler arasında değişir. Pozitif basınç amortisör görevi görürken venöz kanın geri akışına da yardımcı olur. Salınma fazında, güdüğün soketten çıkma yönündeki hareketi negatif basınçla engellenir ve güdüğün soket içinde emniyeti sağlanır. Bunlara ilave olarak, özellikle protez kullanımına başlanılan ilk dönemlerde ve problemlili vakalarda, pelvis kemeri, omuz askısı ve bandaj gibi tutunma etkisini artırıcı unsurlara baş vurulabilir.

Geliştirilen protezin ampüte denenemesi için bir diz altı ampütesi belirlenmiştir. Ankara'da faaliyet gösteren Proted Protez-Ortez Ltd. Şti. firmasıyla irtibata geçilerek diz altı ampütasyonu geçirmiş bir hasta (Emin ÖĞÜT: sağ taraf trans-tibial ampütasyon geçirmiş, 59 yaşında, erkek, diz altı ampütesi) belirlenmiştir. Yürüme denemelerinde kullanılmak üzere hastadan ölçü alınarak diz altı protez soketinin üretimi gerçekleştirilmiştir. Şekil 5.6'te verilen soket yapım aşamaları şu şekilde ifade edilebilir. Güdük üzerinden elle yoklanarak ve kalemle çizilerek anatomik bölgeler belirlenmiş (1), kumpas, mezura yardımı ile çevre ve çap ölçüleri alınmıştır (2). Alçılı sargılar suda ıslatıldıktan sonra güdük üzerine sarılmıştır (3). Sargılar kurduktan sonra kesilip çıkarılarak negatif model oluşturulmuştur (4). Toz halindeki alçı su yardımıyla hamur haline getirilerek negatif modelin içine doldurulmuş ve donması beklenmiştir (5). Alçı donduktan sonra üsteki alçılı sargılar açılarak pozitif model elde edilmiş, model üzerinde işlem yapılarak yük taşıtılacak yerler boşaltılmış, kemikli olan ve korunması gereken bölgeler alçı ile doldurularak korunmaları sağlanmıştır. Model üzerindeki işlemler bittikten sonra model yüzeyi zımparalanarak pürüzsüz hale getirilmiştir. Bu işlemlerden sonra elde edilen pozitif güdük modelinin sırasıyla ön, sol yan, arka ve sağ yan görünüşleri şekilde yer almaktadır (6, 7, 8 ve 9). Yumuşak soketin yapımı için pozitif alçı model vakum sehmasına yerleştirilip üzeri pudralanmış (10), ölçüye uygun olarak poliform malzemeden hazırlanan konik şekilli parça fırında ısıtılarak pozitif modele geçirilip modelin şeklini alması sağlanmıştır (11, 12). Fazla kısımlar kesilerek ve zımparalanarak düzeltilmiştir (13). Üst kısmın şapkası yapılarak yerine yapıştırılmış ve uyumu sağlanmıştır (14, 15).

Soft soket yapım aşaması bittikten sonra laminasyon aşamasına geçirilmiştir. Laminasyonda ayıraç olarak p.v.a kullanılmıştır. Modelin ölçüsüne uygun olarak konik şekilde hazırlanan p.v.a. ısıtılarak çekilip, vakum yardımıyla modelin şeklini alması sağlanmıştır (16). Ara katmanları oluşturan dokuma malzeme (stakinet-perlon trikot) modelin üzerine altı kat olarak uygulanmıştır. Laminasyon adaptörü (çapa) yerleştirildikten sonra altı kat daha dokuma uygulanmıştır (17). Bunların üzerine konik şekildeki bir p.v.a daha geçirilmiştir (18). Sert soket için akrilik, renk pastası, hızlandırıcı ve sertleştiriciden oluşan karışım hazırlanmıştır (19). Hazırlanan bu karışım p.v.a. nın üzerinden boşaltılarak tüm yüzeye eşit şekilde

yayılması sağlanmıştır (20). El ve vakum yardımı ile modele dağıtılan akrilik karışımın reaksiyonunu bitirmesi beklendikten sonra (21), alçı model kırılarak yumuşak ve sert soketler çıkarılmış ve fazla olan bölümler kesilmiştir (22, 23). Zımpara yardımı ile keskin yüzeyler düzeltilmiştir (24). Bu işlemler sonucunda ortaya çıkan yumuşak ve sert soketler diz altı soketleri şeklin son karesinde görülmektedir (25).



Şekil: 5. 6. Diz altı protez soketi yapım aşamaları.

6. DİZ ÜSTÜ PROTEZİ

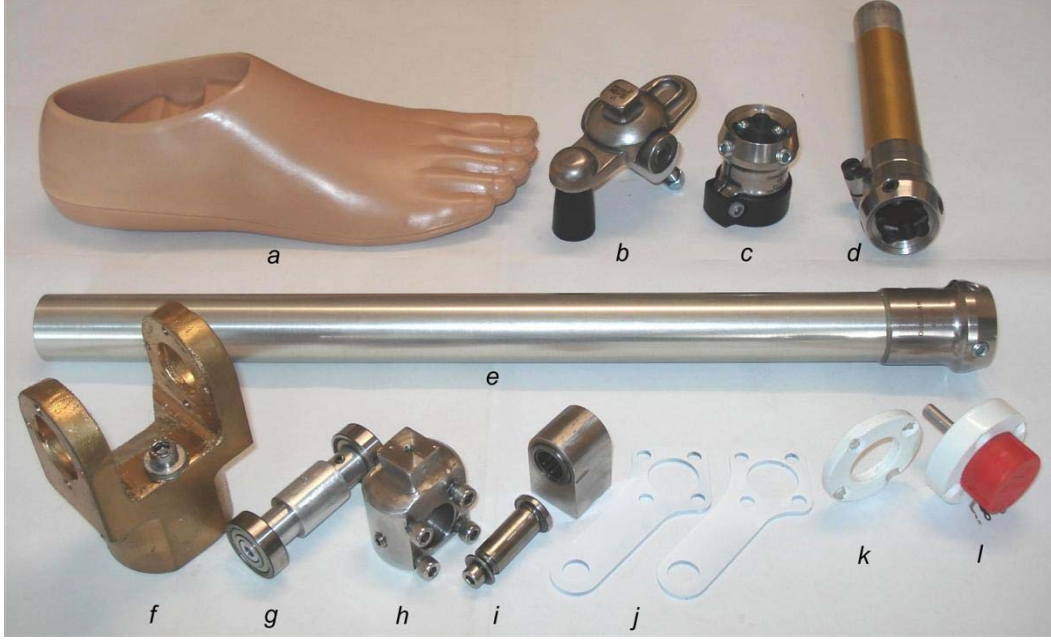
Diz üstü protezleri, uyluk uzvuna diz ve kalça eklemleri arasındaki bir bölgeden amputasyon uygulandığı durumlarda kullanılmaktadır. Bir diz üstü protezi basma fazında ampütenin vücut ağırlığını taşıyabilmelidir. Bunun için protez vücut ağırlığıyla yüklendiği zaman stabil kalmalıdır. Basma fazında protezin diz eklemine kontrolsüz ve ani fleksiyonuna izin vermemelidir. Normal yürüyüşün kinematik ve dinamik özelliklerini mümkün olduğu kadar iyi bir şekilde taklit edebilmelidir. Ampüte, normal bir insanın yürüyüşüne benzer bir görüntü vererek kolaylıkla yürüyebilmeli ve aynı yaştaki normal insanın tipik aktivitelerindeki yürüme hızlarını sağlayabilmelidir. Enerji kaynağı, kontrol elemanı, sensörler, butonlar gibi tüm donanımını kendi üzerinde taşımalı ve ampütenin sağlam vücut bölgelerine ilave elemanların takılmasını gerektirmemelidir. Güdük ile protez soketi arasındaki fiziksel ara yüz, hareket sırasındaki istenmeyen basınçları önleyebilmeli ve basma fazında güdüğe yeterli desteği sağlamalıdır. Soketin şeklini, montajını ve eksen ayarlarını etkileyen biyomekanik faktörlerin analizi başlı başına bir konudur. Soketin güdüğe uyumu yeterince iyi sağlanmışsa soket ve güdük tek bir eleman gibi davranır ve ampütenin protezini konforlu bir şekilde kullanmasına ve kontrol etmesine olanak verir (KAPTI, 2001).

6. 1. DİZ ÜSTÜ PROTEZİ TASARIMI

Diz üstü protezi tasarımında, yürüme sırasındaki diz eklemi davranışına ilişkin olarak raporun ikinci bölümde verilen eklem konum, hız, moment ve güç paternleri esas alınmıştır. Bu değerlere göre, yürümedeki en büyük diz eklemi momenti 40 Nm (0,7 Nm/kg) dir. Eklem açılma hızı 5,2 ile -6,2 (rad/s) arasında değerler almaktadır. Diz altı protezinde bilek eklemine kontrolü için olduğu gibi, diz üstü protezinde diz eklemine kontrolü için elastik aktivatör mekanizması kullanılmıştır.

Diz üstü protezinin tasarımı, standart elemanların (iğne rulmanlar, sabit bilyeli rulmanlar, diz eklemi açılma potansiyometresi, protez ayak, modüler tüp, tüp bağlantı adaptörü, soket adaptörü, motor sürücüsü) belirlenmesi ve temin edilmesi, standart dışı elemanların (ara mafsal, diz eklemi mili, diz eklemi ve bağlantı sacı, U-gövde, rulman kapakları ve potansiyometre tutucusu, sıkma kovanı, elastik aktivatör tutucu sacı, sert ve yumuşak soketler, kontrol kartı, batarya seti) tasarım ve üretimlerinin yapılması, diz üstü protezinin montajı ve tasarım doğrulama çalışmaları tamamlanmıştır. Özel imal edilen elemanlarla ilgili Ek 3'de bilgi verilmiştir. Elastik aktivatör mekanizması sıkma kovanı ve tutucu sacı ile modüler tüp gövdesine bağlanarak kullanılmıştır. Diz üstü protezini oluşturan elemanlar Şekil 6.1'de verilmiştir. Bu şekilde; a: Protez ayak, b: Bilek eklemi, c: Modüler bağlantı adaptörü, d ve e: modüler tüpler, f: U-gövde, g: Diz eklem mili ve rulmanlar, h: Diz eklemi, i: Ara mafsal ve mili, j: Diz eklemi sacı, k: Rulman kapağı, ve l: Potansiyometre tutucusu ve rulman kapağı parçalarıdır. Protezin genel görünümü Şekil 6.2'de, kesit teknik resimleri Şekil 6.3'te ve bu şekildeki parça numaralarına göre oluşturulmuş parça listesi ise Tablo 6.1'de verilmiştir.

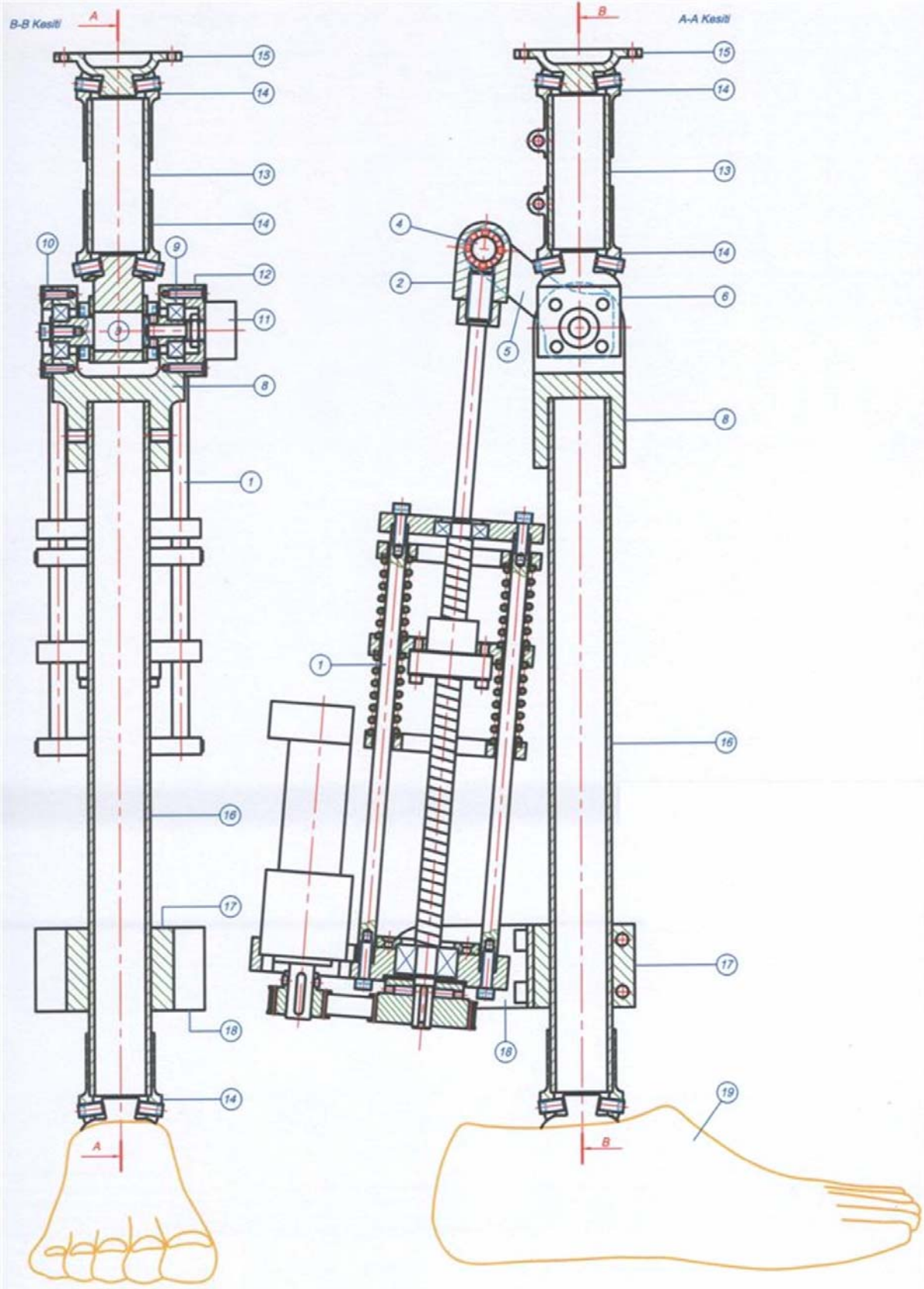
Diz eklemine ihtiyaç duyulan moment bilek eklemine göre daha düşük ve açılma hızı ise daha yüksek olduğundan, elastik aktivatördeki diş sayısı 30 olan kasnak yerine diş sayısı 16 olan kasnak takılarak kullanılmıştır. Bilek eklemine 85 mm olan eklem mesafesi ise diz eklemine 60 mm olarak uygulanmıştır. Bilek eklemine nazaran, diz eklemi momenti daha düşük, hızı ise daha yüksektir. Dolayısıyla yapılan değişiklikler diz eklemine anatomik yapısıyla da uyumluluk göstermektedir.



Şekil: 6. 1. Diz üstü protezini oluşturan parçalar.



Şekil: 6. 2. Diz üstü protezinin genel görünümü.



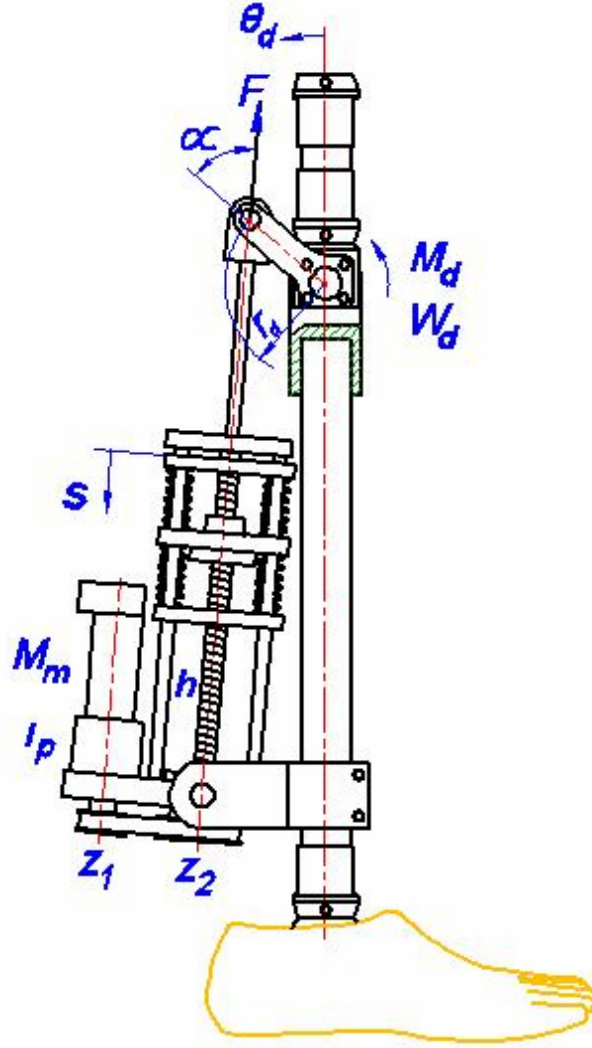
Şekil: 6. 3. Diz üstü protezinin teknik resimleri (ön ve sol yan kesit görünüşler).

Tablo: 6. 1. Diz üstü protezi parça listesi.

Parça No	Parça Adı	Adet	Standart No ve Açıklamalar
1	Elastik aktivatör	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
2	Ara mafsals	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
3	Diz eklemi mili	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
4	İğne rulman	2	FAG NK10/16
5	Diz eklemi sacı	2	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
6	Diz eklemi	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
7	Ara mafsals mili	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
8	U-Gövde	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
9	Rulman	2	FAG 6000 2ZR
10	Rulman kapağı	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
11	Açısal potansiyometre	1	50 K
12	Pot tutucu - rulman kapağı	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
13	Modüler tüp	1	Orthoprost M432
14	Modüler tüp adaptörü	3	Otto-bock 4R69
15	Soket adaptörü	1	Otto-bock 4R54
16	Modüler tüp	1	Orthoprost M432
17	Sıkma kovanı	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
18	Elastik aktivatör tutucu sacı	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
19	Protez ayak	1	Endolite dinamik ayak.
20	Taban butonları	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
21	Motor sürücü	1	Maxonmotor DES 70/10 4-Q-EC
22	Kontrol kart	1	Tasarım ve üretimi yapılmıştır.
23	Batarya seti	1	35 adet 3,7 V - 4000 mAh Li-ion (10 Ah)

6. 2. İLETİM ORANI

Diz üstü protezinde motor hareketi diz eklemine iletilirken, birincisi planet dişlili hız düşürücüde, ikincisi bilyeli somun ile vidalı mil arasında ve üçüncüsü de diz eklemine olmak üzere üç noktada redüksiyona uğramaktadır. Trigels kasnak diş sayıları eşitlendiği için bu noktada bir redüksiyon ortaya çıkmamaktadır. Diz eklemine hız düşümlerinin oluşumu Şekil 6.4'te gösterilmiştir. Burada, M_m ve M_d motor ve diz eklemi momentleri, N_m ve N_v motor ve vidalı mil devir sayıları, F vidalı milin uyguladığı kuvvet, ω_d bilek eklemi açısal hızı, v_s bilyeli somun çizgisel hızı, r_d bilek eklemi kuvvet kolu mesafesi, α aktivatör eksenine bilek eklemi-ara mafsals doğrultusu arasındaki açı, z_1 ve z_2 motor ve vida kasnaklarının diş sayıları, h vida hatvesi ve η_t toplam verimi ifade etmektedir.



Şekil: 6. 4. Diz üstü protezi matematik modeli ve iletim oranı.

Burada, $h= 5$ mm, $r_d= 60$ mm, $l_p= 3,5$ ve $z_1= z_2= 16$ değerleri 12 denkleminde yerine yazılarak, diz eklemi momentini ile motor çıkış momentini arasındaki ilişkiyi veren bağıntı

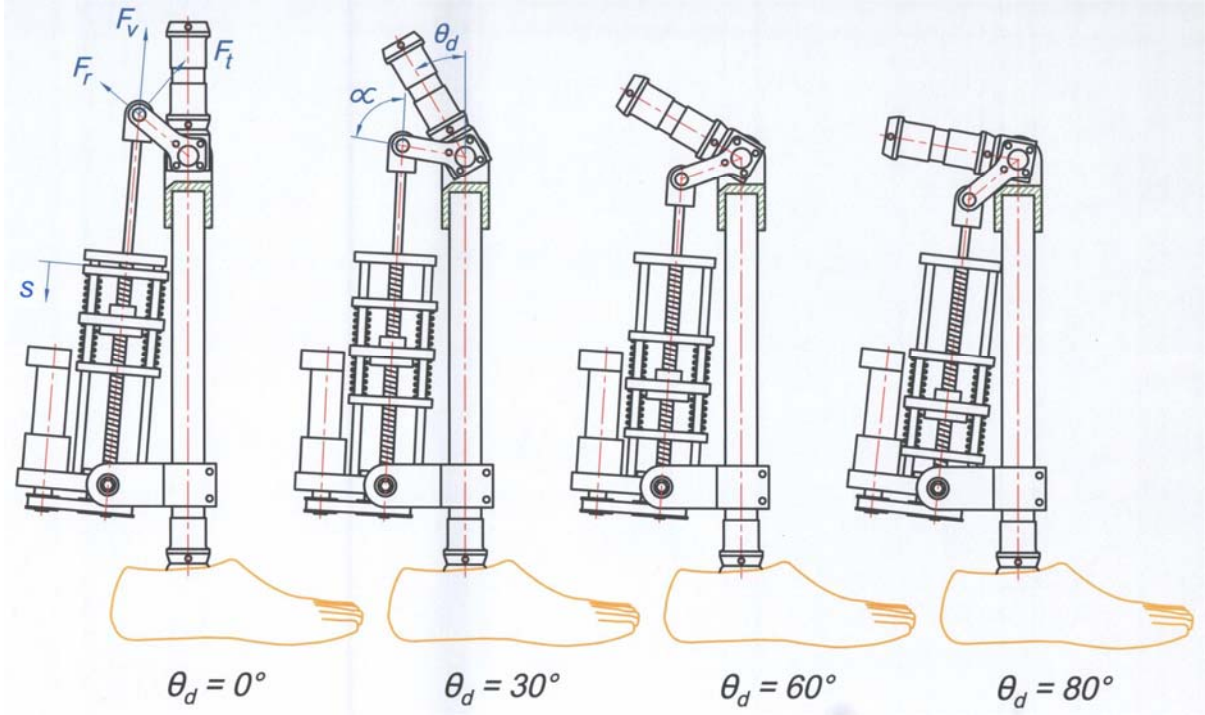
$$M_d = \frac{2\pi}{5.10^{-3}} \frac{16}{16} 3,5.60.10^{-3} M_m \eta_i \sin \alpha = 263,8 M_m \eta_i \sin \alpha \quad 16$$

olarak bulunur. Benzer şekilde, diz eklemi açısal hızı ile motor çıkış devir sayısı arasındaki ilişkiyi veren bağıntı 13 denkleminde

$$\omega_d = \frac{1}{60.60.10^{-3}.3,5 \sin \alpha} \frac{16}{16} 5.10^{-3} N_m = \frac{1}{2520 \sin \alpha} N_m \quad 17$$

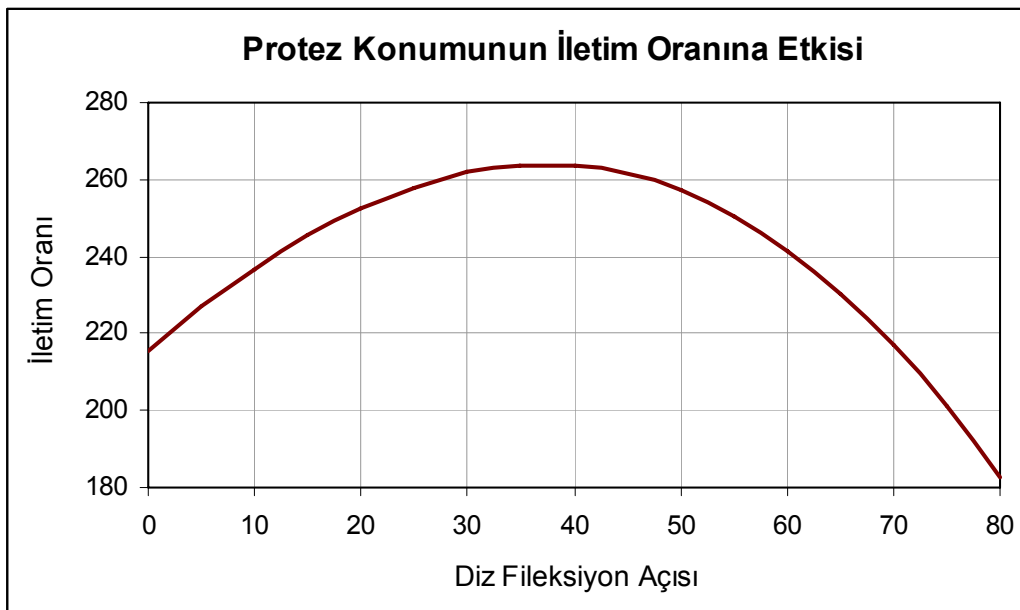
olarak bulunur. Bu denklemler yardımıyla yürümenin herhangi bir anındaki diz eklemi gereksinimlerini karşılayacak motor çıkış değerleri hesaplanır.

Şekil: 6.5'te protezin 0° , 30° , 60° ve 80° lik diz fileksiyon açılına (θ_d) sahip olduğu konumlar görülmektedir. Diz fileksiyon açısının 0° olduğu durum ayakta durmaya karşılık gelmektedir. $\theta_d= 30^\circ$, vida ekseninin ara mafsal yörüngesine teğet olma durumunu ifade etmektedir. Bu durumda vidanın ilettiği aksenal kuvvetin tamamı diz eklemi momentine katkıda bulunur. $\theta_d= 60^\circ$ yürüme sırasında, $\theta_d= 80^\circ$ ise merdiven çıkma ve oturma sırasında ortaya çıkan fileksiyon açılarıdır.



Şekil: 6. 5. Diz üstü protezinin konumları.

Diz ekleme merkezi ile ara mafsallı birleştirilen doğrultu ile elastik aktivatör eksenini arasında ortaya çıkan α açısının değeri protezin konumuna göre değişmekte, iletim oranını değiştirmekte ve dolayısıyla diz eklemi açısal hızını ve momentini de etkilemektedir. Protezin 80° lik hareket sahası için, diz eklemi fileksiyon açısı (θ_d), vidalı mil eksenine-diz eklemi kolu açısı (α) ve iletim oranına (I) ait değerler, diz eklemi fileksiyon açısının beşer derecelik adımlarına karşılık ölçekli çizim yapılarak belirlenmiş ve Tablo 6.2'de verilmiştir. İletim oranının protez konumuna göre nasıl bir değişim gösterdiği Şekil 6.6'da verilen bir grafikte ifade edilmiştir. Buna göre iletim oranı, diz eklemi fileksiyon açısı θ_d nin 0° olduğu konumda 215,48 olarak gerçekleşmekte ve fileksiyon açısıyla birlikte artarak 30° için 261,75 olmaktadır. 60° ve 80° için 241,59 ve 182,89 değerlerini almaktadır.



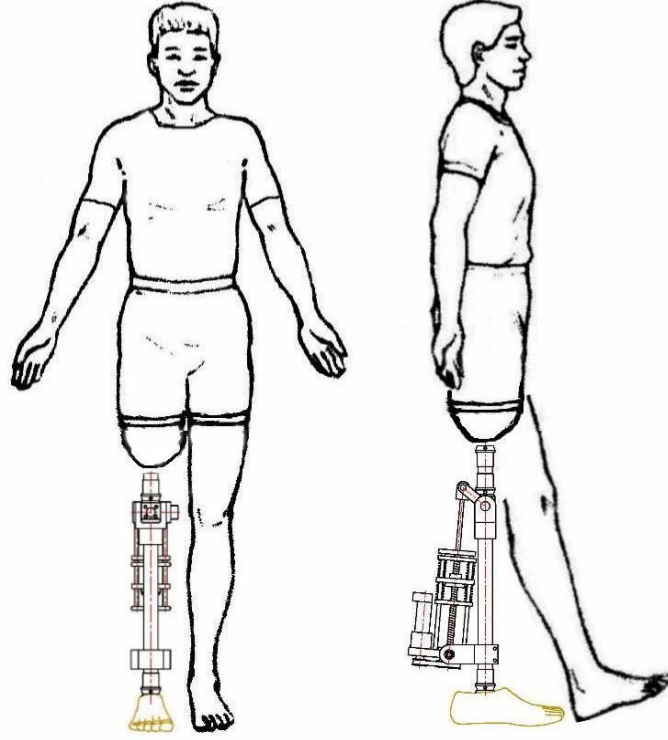
Şekil: 6. 6. Diz altı protezi konumunun iletim oranına etkisi.

Tablo: 6. 2. Diz fileksiyon açısı, vida ekseni-diz eklemi kolu açısı, strok, iletim oranı ve diz eklemi momenti değerleri.

θ_d (derece)	α (derece)	s (mm)	I (-)	M_d (Nm)
Diz eklemi Fileksiyon Açısı	Vida ekseni-diz eklemi kolu açısı	Strok	İletim Oranı Diz eklemi Momenti	Diz eklemi Momenti
0	54,77	0,00	215,48	215,48. $M_m \cdot \eta_t$
5	59,30	4,40	226,83	226,83. $M_m \cdot \eta_t$
10	63,88	9,00	236,86	236,86. $M_m \cdot \eta_t$
15	68,52	13,80	245,48	245,48. $M_m \cdot \eta_t$
20	73,23	18,72	252,58	252,58. $M_m \cdot \eta_t$
25	78,00	23,80	258,04	258,04. $M_m \cdot \eta_t$
30	82,85	28,96	261,75	261,75. $M_m \cdot \eta_t$
35	87,77	34,16	263,60	263,60. $M_m \cdot \eta_t$
40	92,77	39,40	263,49	263,49. $M_m \cdot \eta_t$
45	97,86	44,64	261,32	261,32. $M_m \cdot \eta_t$
50	103,04	49,76	257,00	257,00. $M_m \cdot \eta_t$
55	108,32	54,80	250,43	250,43. $M_m \cdot \eta_t$
60	113,68	59,68	241,59	241,59. $M_m \cdot \eta_t$
65	119,15	64,40	230,39	230,39. $M_m \cdot \eta_t$
70	124,71	68,84	216,86	216,86. $M_m \cdot \eta_t$
75	130,36	72,96	201,01	201,01. $M_m \cdot \eta_t$
80	136,11	76,80	182,89	182,89. $M_m \cdot \eta_t$

6. 3. HASTAYA UYGULANMASI VE SOKET YAPIMI

Tasarlanan sistemin hasta üzerine takılmış durumunu gösteren ölçekli temsili resim Şekil 6.6'te verilmiştir. Yerden diz eklemi merkezine kadar olan mesafe antropometrik modellerde $0,285 \times H$ olarak verilmektedir. Geliştirilen diz üstü protezinin yer-diz eklemi merkezi mesafesi 470 mm olarak ortaya çıkmıştır. Bu değerler kullanılarak Şekil 6.4'de verilen ölçekli çizim oluşturulmuştur. Sakarya'da faaliyet gösteren BA-HEM Teknik Ortopedi San.Tic. Ltd. Şti. firmasıyla irtibata geçilerek diz üstü ampütasyonu geçirmiş bir hastanın (sağ taraf trans-femoral ampütasyon geçirmiş, 30 yaşında, erkek, diz üstü ampütesi) proje çalışmalarına katılımı sağlanmıştır. Hastanın kullanacağı diz üstü soketinin yapımı firma atölyesinde gerçekleştirilmiştir (Şekil: 6. 7.).



Şekil: 6. 6. Diz üstü protezinin hastaya takılışını gösteren ölçekli temsili resim.

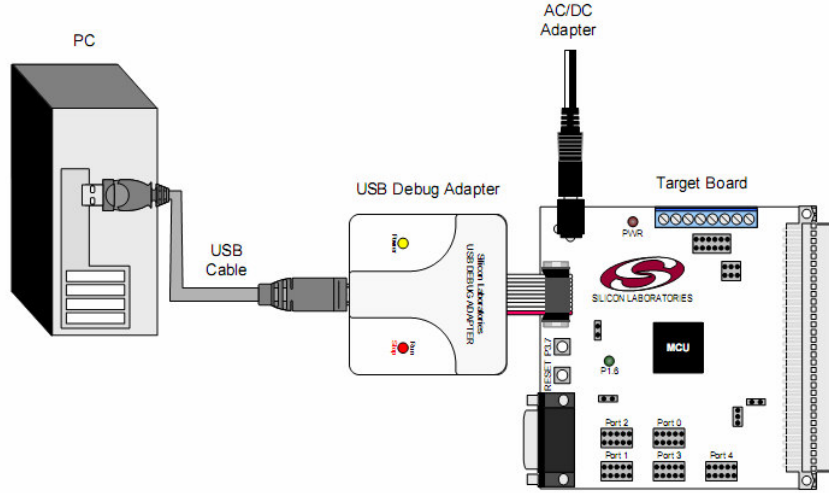


Şekil: 6. 7. Diz üstü protezi soketi.

7. ELASTİK AKTİVATÖR KONTROL DEVRESİ TASARIMI

Tasarlanan kontrol devresi, C8051F120-DK geliştirme kartı ve EPOS 70/10 motor sürücü olmak üzere iki ana elemandan oluşmaktadır. C8051F120-DK geliştirme kartı üzerinde C8051F120 mikro denetleyicisi bulunmaktadır. Çalışma gerilimi 3.3 V olan geliştirme kartı USB bağlantısı ile programlanabilmektedir. Kullanılan özellikleri aşağıda sıralanmıştır:

- 2 adet 12 bit Sayısal/Analog Çevirici
 - 1 adet 8 girişli 12 bit Analog/Sayısal Çevirici
 - 1 adet 8 girişli 8 bit Analog/Sayısal Çevirici
 - 2 adet RS 232 seri haberleşme portu
 - 64 adet sayısal giriş/çıkış pini
 - 128KB Flash bellek
 - Dâhili 64KB RAM bellek

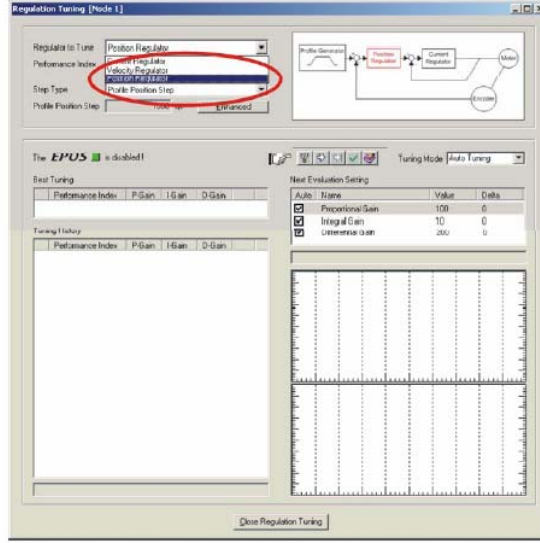


Şekil: 7.1. Mikrodenetleyicili geliştirme kartı.

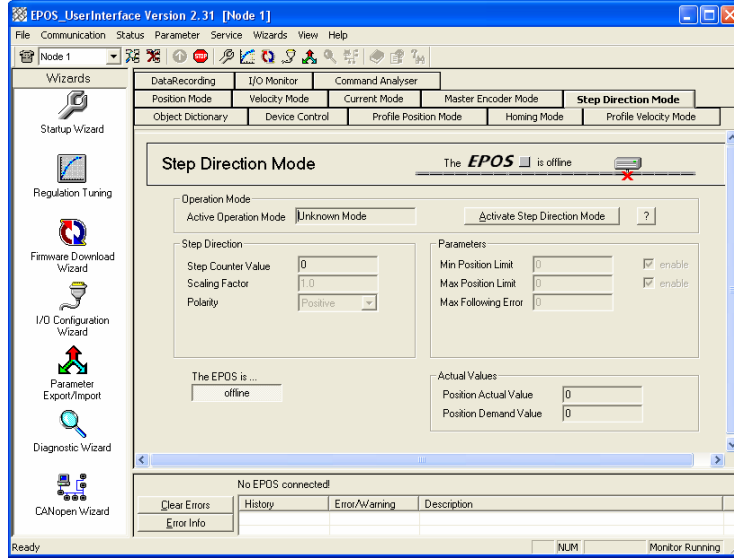
Şekil 7.2.'de resmi görülen Epos 70/10 motor sürücü, Maxonmotor firması tarafından fırçasız motorlar için konum kontrolü yapmak amacıyla geliştirilmiş bir motor sürücü devresidir. Epos 70/10 motorun konumunu motor üzerinde bulunan enkoder yardımı ile algılamaktadır. Bu enkoder motorun bir turunu 2000 parçaya bölmekte ve bu hassasiyette motorun konumunu belirlemektedir. Epos 70/10 enkoderden gelen değeri geri besleme değeri olarak kullanmaktadır. Epos 70/10 üzerinde bulunan RS232 portu ile bilgisayara bağlanarak motor sürücünün yapılandırılması sağlanmaktadır. Bu işlem Epos 70/10 ile birlikte gelen Epos_UserInterface programı ile yapılmaktadır. Epos 70/10 konum kontrolünü içerisinde bulunan PID yazılımı ile gerçekleştirmektedir. Epos_UserInterface programı ile konum kontrolü için gerekli PID parametreleri manuel olarak veya Epos 70/10 içerisinde bulunan Auto tuning yazılımı ile belirlenebilir.



Şekil: 7. 2.EPOS 70/10 Motor Sürücü.



Şekil: 7. 3. Epos UserInterface programından PID parametrelerinin ayarlanması.



Şekil: 7. 4. Epos UserInterface programında Step Direction mod ayarları.

Epos 70/10 motor sürücüsünde konum kontrolü iki şekilde yapılabilmektedir. Birincisi RS232 portu üzerindedir. Bu şekilde hızlı değişiklikler için uygun değildir. RS232 portunun band genişliği sınırlı olduğunda saniyedeki konum değişikliği miktarı bizim yapacağımız uygulamaya için yeterli değildir. RS232 portu ile saniyede 70 konum değişikliği bile sağlanamamaktadır. Bizim uygulamamızda ise bundan daha fazlasına ihtiyacımız vardır. Bu yüzden ikinci alternatif olan Step Direction modu kullanılacaktır. Step Direction modunda Epos 70/10 üç adet sinyal ile kontrol edilmektedir.

Enable(Yetkilendirme): Epos 70/10 yetkilendirilmesi için kullanılır. Enerji uygulandıktan sonra bu uç lojik '1' değerine kurularak Epos 70/10 aktif edilir ve daha önceden seçilmiş olan ayarlar ile çalışmaya başlar.

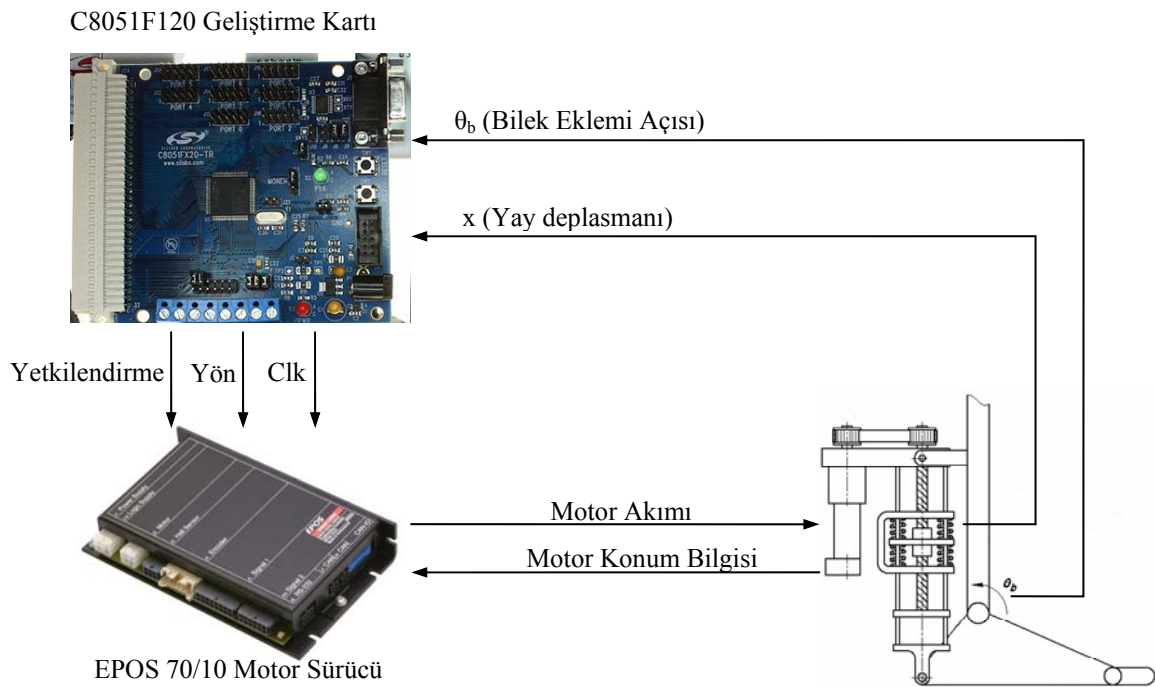
Direction(Yön): Motorun dönme yönünü belirler. Bu giriş lojik '1' yapılırsa motor saat yönünde, lojik '0' yapılırsa saat yönünün tersine döner.

Clock(Darbe): Bu sinyalin lojik 1 değerini aldığı durumlarda motorun konumu

encoder(kodlayıcı) ile belirlenen değerin bir fazlası olarak konumlandırılır. Yani motorun konumu 360/2000 derece artırılır veya azaltılır. Uygulanan darbenin sıklığı ayarlanarak motorun istenilen konuma istenilen hızda gitmesi sağlanır. Bu uca uygulanabilecek sinyalin frekansı maksimum 1 MHz'dir.

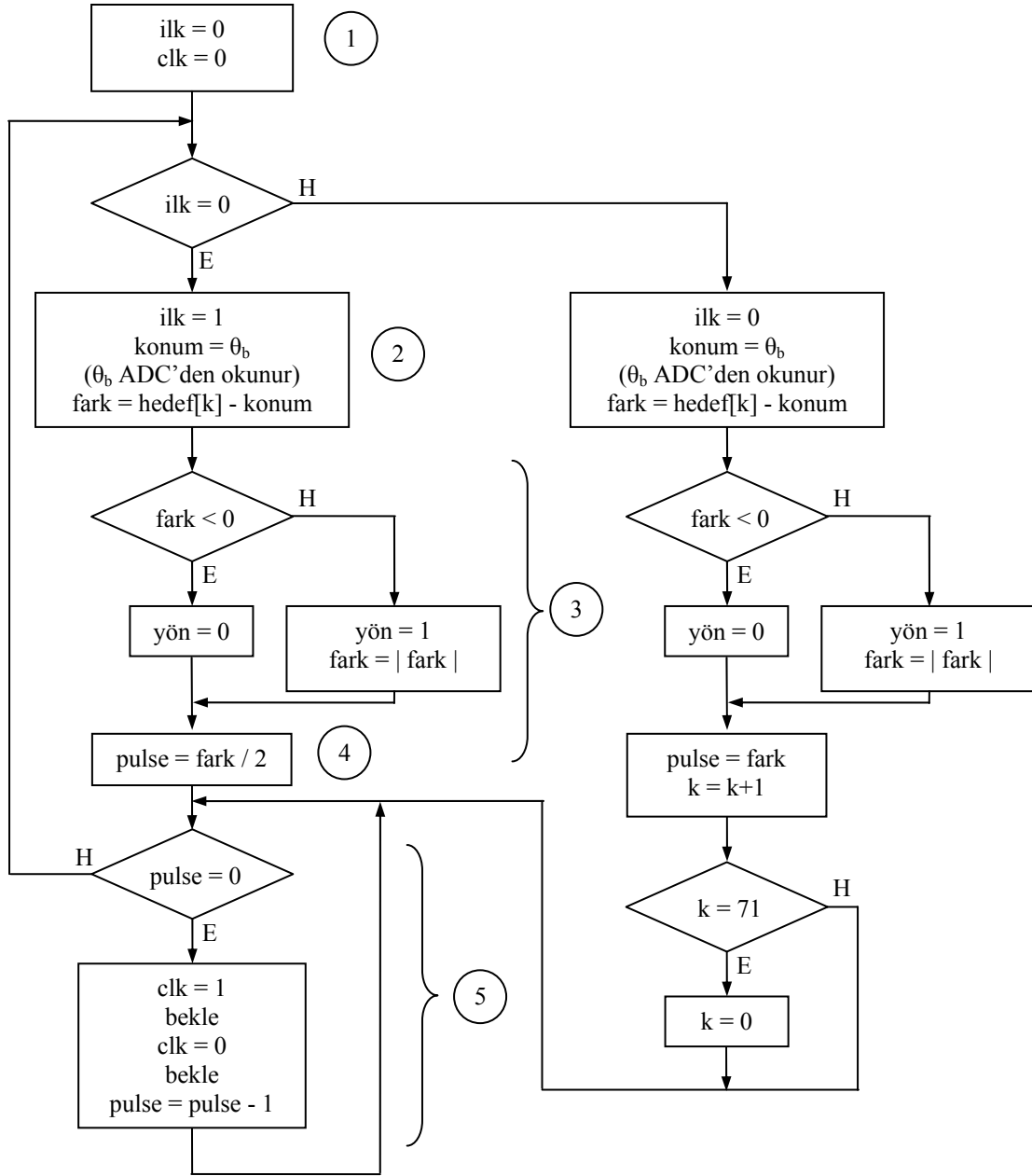
Kontrol devresi

Tasarlanan bu sistemde motorun sürülmesi Epos 70/10 motor sürücüsü ile gerçekleştirilmektedir. Motor sürücü çıkışlarında üretilen PWM(pulse width modulation) sinyali ile motorun akımı ayarlanabilmektedir. Epos 70/10 motor konum bilgisini miline bağlı olan encoder ile algılamaktadır. Motor Sürücünün kontrolü ise C8051F120 geliştirme kartı tarafından üretilen yetkilendirme yön ve clk sinyalleri ile sağlanmaktadır. Geliştirme kartı ise θ_b (Bilek Ekleme Açısı) yi geri besleme değeri olarak kabul etmektedir. θ_b (Bilek Ekleme Açısı), x (Yay deplasmanı) geliştirme kartında bulunan ADC ile okunmaktadır. Ayrıca bu değerler geliştirme kartı üzerinde bulunan RS232 portu ile bilgisayara aktarılabilmektedir.



Şekil: 7. 5. Kontrol devresi blok diyagramı.

Bu algoritmada 'clk' ve 'yön' motor sürücüsüne uygulanacak olan sinyallerdir. 'konum' bilek ekleminin o andaki değerini veren ve ADC(analog digital converter)'den okunarak elde edilen açı değeridir. 'hedef[k]' ekleme uygulanmak istenen patern dizisindeki gidilmek istenen açı değeridir. 'fark' istenilen konumdan kaç derece uzakta olduğunu gösteren açı değeridir. 'pulse' ise motor miline bağlı olan encoder'ın istenilen açıya gidilebilmesi için kaç birim dönmesi gerektiğini belirten bir değerdir. Encoder'ın bir birim dönmesi motor milinin 0,18° dönmesi anlamına gelmektedir.



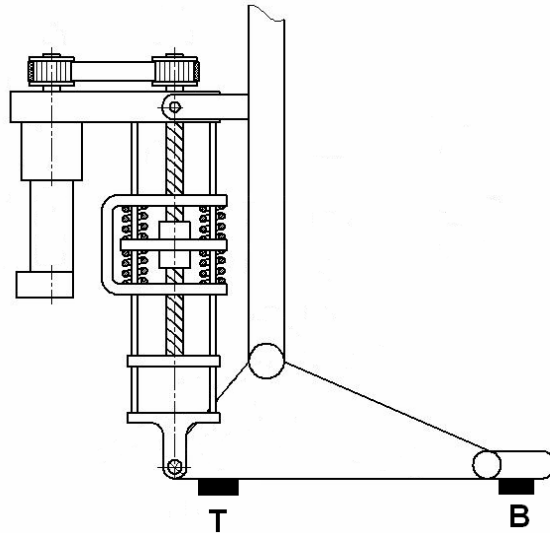
Şekil: 7. 6. Konumlandırma algoritması

İstenilen açıya iki aşamada gidilecektir. Hangi aşamada bulunduğunu tespit etmek için 'ilk' değişkeni kullanılacaktır. 'ilk' değişkeni sıfır değerini almışsa birinci aşama gerçekleştirilecek, bir değerini almışsa ikinci aşama gerçekleştirilecektir. Program çalışmaya başladığında birinci kutuda 'ilk' ve 'clk' değerleri sıfırlanır. Daha sonra ilk değişkeninin değeri kontrol edilerek programın akışı yönlendirilir. Başlangıçta 'ilk' değişkeninin değeri sıfır olduğundan burada evet şartı sağlanacaktır. İkinci kutuda ise bir sonraki aşama için 'ilk' değişkeninin değeri birle eşitlenir. Daha sonra ADC'den okunan θ_b değeri konum değişkenine aktarılır. 'fark = hedef[k] - konum' formülü ile hedef değeri ile bulunan konum arasındaki fark hesaplanır. Üçüncü kısımda ise motorun dönüş yönüne karar vermek için 'fark' değişkeninin işareti kontrol edilerek geliştirme kartının çıkış portuna bağlı olan yön bitinin değeri belirlenir. Eğer fark negatif ise mutlak değeri alınarak hedeften ne kadar uzakta olduğu tespit edilmiş olur. Birinci aşamada 'pulse' değeri farkın yarısına gidilecek şekilde belirlenir. Bu şekilde yaparak amaçlanan istenilen konuma giderken hatalar oluşmuşsa bunu azaltmaktır. Motor Epos 70/10 içerisinde bulunan kontrol devresi tarafından istediğimiz kadar hareket edecektir. Fakat

yaydaki sıkışmalardan veya dışarıdan uygulanan kuvvetler nedeniyle bilek eklemi istediğimiz açıyı alamayabilir. Bu yüzden öncelikle belirlenen hedefin yarısına gidilerek açı tekrar kontrol edilip, eğer artı ya da eksi yönde hedeften sapma varsa bu ikinci aşamada fark değerine ilave olacağından hedefe daha fazla yaklaşmış olacaktır. Beşinci kısım ise motorun hareketini sağlayan kısımdır. Burada 'pulse' değişkeninin her azaltıldığında 'clk' ucu önce '1' sonra '0' yapılarak bu uçta kare dalga bir sinyal oluşturulur. Bu kare dalga sinyal 'pulse' değişkeninin değeri sıfırlanana kadar 'clk' ucunda oluşmaya devam eder ve 'pulse' değişkeni sıfırlanınca programın akışa başlangıca döner. Böylece birinci aşama tamamlanmış olur. Buradaki 'bekle' fonksiyonunun süresi yürüme hızına göre belirlenerek konumlar arası geçiş süresi ve dolayısıyla yürüme hızı istenildiği gibi değiştirilmiş olur.

Programın akışı başlangıca yönlendirildiğinde 'ilk' değişkeninin değeri bu kez '1' olacak ve programın sol taraftaki kısmı işlenecektir. Öncelikle 'ilk' değeri '0' a kurulacak daha sonra o anki konum değeri ADC den okunup hedeften çıkartılacak ve fark elde edilecektir. Bunu yapmakla birinci aşamada meydana gelen sapmalar azaltılmış olacaktır. Bu işlemler sürekli yapıldığında ise bir önceki aşamadaki hatalar bir sonraki aşamaya eklendiğinden bilek eklem açısı istenildiği kontrol edilebilecektir. İkinci aşama da motor ortaya çıkan fark değeri kadar hareket ettirilecektir. Bu aşamada farklı olarak 'k' değeri bir arttırılarak 'hedef ' dizisindeki istenilen bir sonraki konum değerinin işaretlenmesi sağlanacak ve bu işlemler 70 kez tekrarlandıktan sonra 'k' değeri sıfırlanacaktır. Böylelikle yürümenin bir adımı için gereken konum grafiği elde edilmiş olacaktır.

Epos 70/10 uygulanan her bir clk palsinde motorun konumunu değiştirip yeni konumda sabitlemektedir. Kontrol algoritmasını bu şekilde kurarak motorun iki açı değeri arasında sert bir geçiş yapıp orada beklemesi önlenmiş. Bu özellikle yavaş hızlarda daha titreşimli bir yürüme grafiği ve konforsuz bir protez anlamına gelmektedir. Bunu önlemek için yürüme sırasında daha fazla konum değeri elde edilebilir ama buda kullanılan mikrodenetleyicinin işlem yükünün artmasını sağlayacaktır. Ya da mikrodenetleyici içerisine ikinci bir PID kontrolör yazılabilirdi. Fakat bu bile mikro denetleyicinin yukarıdaki algoritmadakinden fazla işlem yapması anlamına gelecekti ki birde bu PID kontrolörün yüksek hızlarda çalışmasını sağlamak mikrodenetleyiciye düşen yükü iyice arttırmış olacaktı. Yukarıdaki algoritma ile Epos 70/10 'un özelliklerinden faydalanarak basit karşılaştırmalar ve işlemler yaparak konum kontrolü gerçekleştirilmiştir. Bu sayede 1MHz hızlara kadar 0,18° hassasiyet ile eklem açısının kontrolü yapılmıştır. Ayrıca bir konuma gidip yay ve motoru birlikte kilitlemek yerine sadece motoru kilitleyerek yayın esnemesine müsaade edilir ve böylece yaydaki değişimlerden yürümenin safhaları tahmin edilebilir.



Şekil: 7. 7. Taban butonları.

Yürüme algoritması ayak tabanına yerleştirilmiş butonlar ve yaydaki değişimler yardımı ile çalışmaktadır. Ayak tabanında bulunan butonlar ile yürümenin aşamaları tespit edilmektedir. Yürüme, bu iki buton kullanılarak Tablo 6'da belirtilen dört faza bölünmüştür.

Tablo: 7. 1.Topuk ve burun butonları ile yürümenin 4 ayrı faza bölünmesi.

	Topuk	Burun		Görüntü karesi	Zaman
S (Salınma Fazı)	0	0	Salınma	0-28	0-0,38 s
B1 (Basma Fazı)	1	0	Topuk temas	29-33	0,38-0,45 s
B2 (Basma Fazı)	1	1	Taban temas	34-57	0,45-0,8 s
B3 (Basma Fazı)	0	1	Topuk Ayrılması	58-70	0,8-1 s
S (Salınma Fazı)	0	0	Parmak ayrılması (Salınma Fazına geçiş)	0-28	0-0,38 s

Topuk ve burun butonundan aynı anda lojik '1' gelmesi ayağın yere basılı olduğu anlamına gelmektedir. Yürümenin başlaması için sağlam ayağın ileri atılması ile vücut ağırlığı öne doğru gidecek ve yayın dengesi bozulacaktır. Bu an yürümenin başlangıcı kabul edilerek bu andan itibaren frame 58-70 uygulanarak bileğin konumu ayarlanacaktır. Başlangıç için 1 sn lik yürüme periyoduna göre bu değerler oluşturulacak daha sonra ayağın yerden ayrılıp tekrar yere basması arasında geçen süre hesaplanarak yürümenin hızı buna göre hesaplanacaktır. Ve bundan sonraki frameler bu yürüme hızına göre oluşturulacaktır. Ayağın her yerden ayrılıp tekrar yere değmesi sırasında yürüme hızı tespit edilerek güncellenecektir. Topuk butonu '0', parmak butonu '1' olduğu sürece topuk ayrılması yani frame 58-70 uygulanacaktır.

Her iki butonda sıfır değerini aldığı anda ayak yerden kalkmış demektir. Bu durumda salınma fazı yani frame 0-28 uygulanacaktır. Topuk '1' burun '0' olduğunda ise topuk yere temas etmiştir. Bu durumda frame 29-33 uygulanacaktır. Topuk ve burun da '1' olduğunda ise ayak tekrar yere basmıştır. Bu durumda frame 34-57 arası uygulanacaktır. Herhangi bir fazda butonların durumu 2 sn değişmediği takdirde yürüme sonlandırılacak ve ayağın konumu başlangıçtaki duruma getirilecektir.

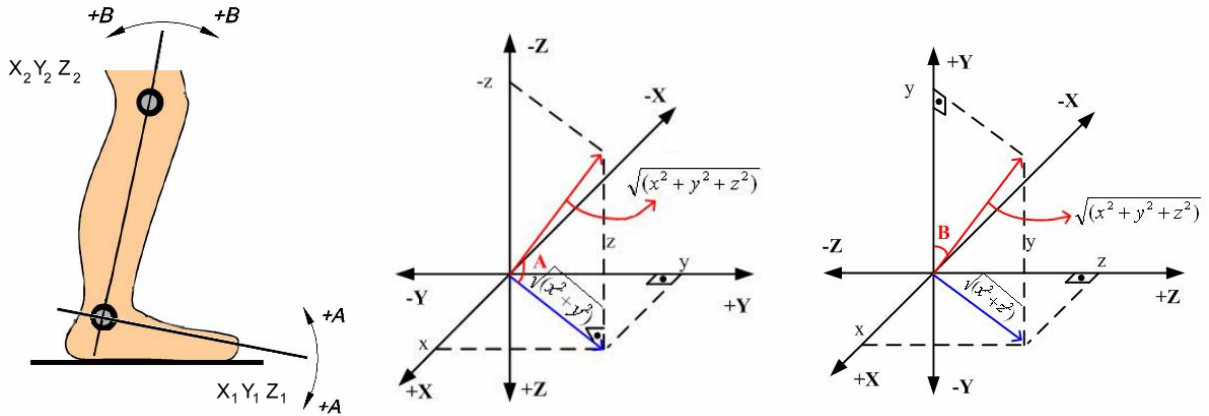
7.1. İVME ÖLÇERLE EKLEM PATERNLERİNİN ALGILANMASI

Ayak ve bacak uzuvlarında ivme ölçer kullanılarak bilek eklemine yürüme sırasındaki paterninin eşzamanlı olarak algılanmasına yönelik bir çalışma yapılmıştır. Bu çalışmada, ayak ve bacak uzuvlarının konum verisini almak için oluşturulan düzenek Şekil 7.8'de verilmiştir. Bu düzenekte, ivme ölçer olarak, X/Y/Z yönlerinde 3g mertebesine kadar ivme ölçümü yapabilen ve ölçülen ivme değeriyle doğru orantılı analog gerilim üreten ADXL330 (Analog Device) algılayıcısı kullanılmıştır. İki ivme algılayıcısı elastik bantlar üzerine sabitlenerek ayak ve bacak uzuvlarına yerleştirilmiştir. İletken hat kullanılarak ve veri alma ünitesi bağlanmıştır. Veri alma ünitesi kullanıcı tarafından kontrol edilen mikro kontrolör (PIC18F452) tabanlı elektronik bir devre olarak tasarlanmış ve mikro kontrol yazılımı oluşturulmuştur.



Şekil: 7. 8. Ayak ve bacak konum verisini almak için oluşturulan düzenek.

Mikrokontrolör yardımıyla ivme algılayıcıların çıkış gerilim değerleri sayısallaştırılıp eeproma kaydedilmektedir. Bu değerler, $X_1/Y_1/Z_1$ ve $X_2/Y_2/Z_2$ değerleri şeklinde bir ivme paketi olarak, yürüme sırasında 15 ms aralıklarla alınmaktadır. Aktif filtreleme kullanılarak ivme işaretleri oluşan parazitlerden arındırılmıştır. Kayıtlı veriler daha sonra bilgisayar ortamına aktarılarak yürüme sırasında oluşan ayak, bacak ve bilek eklemleri açı hesaplamaları için kullanılmıştır. Eepromda kaydedilmiş sayısal yürüyüş ivme değerlerini bilgisayar ortamına aktarmak için bir bilgisayar ara yüzü oluşturulmuştur. Şekil 7.10'te görülen bu ara yüzle, eeprom verileri tablolar halinde alınmakta ve açı hesaplamaları Matlab ortamında gerçekleştirilmektedir. Yapılan işlemler sonucunda oluşturulan ayak, bacak ve bilek açı grafikleri sırasıyla Şekil 7.11, 7.12 ve 7.13'te verilmiştir.



Şekil: 7. 9. Ayak ve bacağına bağlı ivme algılayıcıları ve koordinat düzlemleri.

Yer düzlemi referans alınarak elde edilen $X_1/Y_1/Z_1$ ivme değerleriyle ayak uzununun, yerçekimi ivmesi referans alınarak elde edilen $X_2/Y_2/Z_2$ ivme değerleriyle bacak uzununun açı değerleri hesaplanmıştır. Hesaplama işlemi Şekil 7.8'den yararlanarak

$$A = \text{tg}^{-1} \frac{z}{\sqrt{x^2 + y^2}} \quad 7.1$$

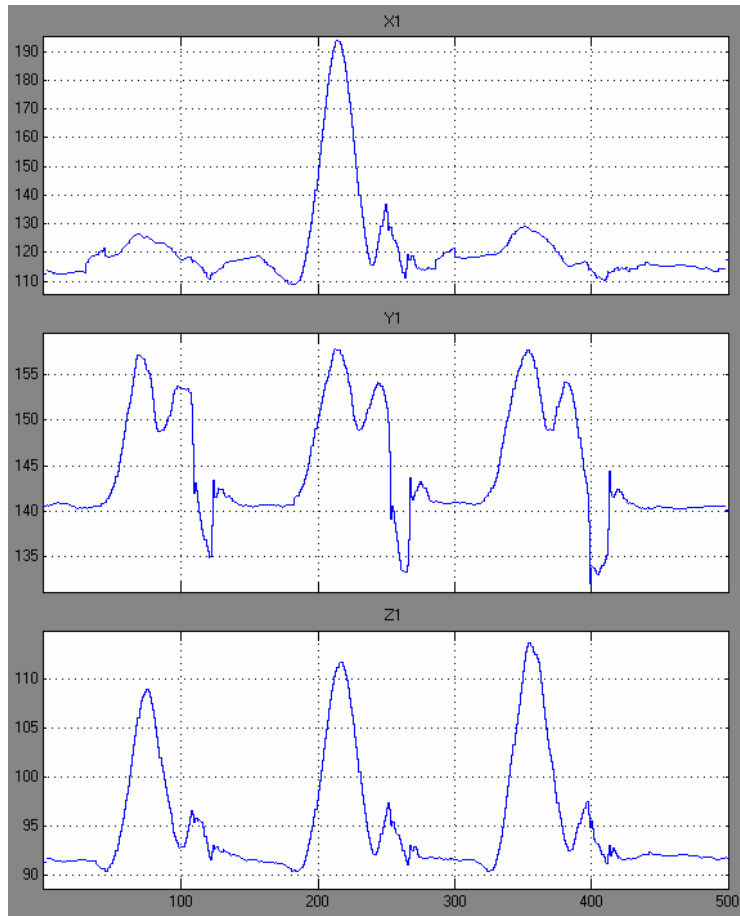
$$B = \text{tg}^{-1} \frac{\sqrt{x^2 + z^2}}{y} \quad 7.2$$

$$\theta_b = 90 + B - A \quad 7.3$$

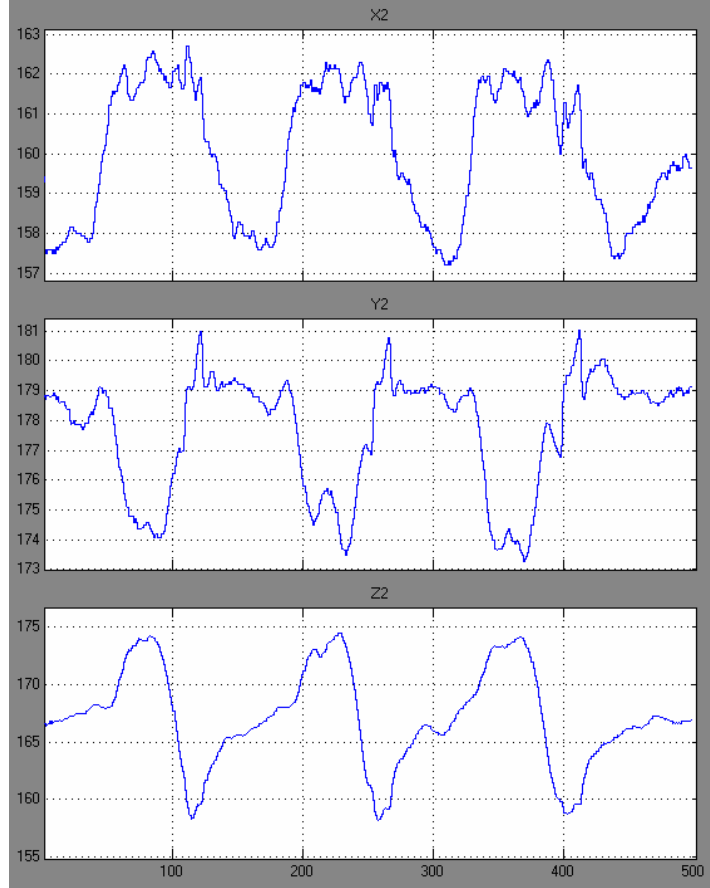
Şeklinde yapılmıştır.



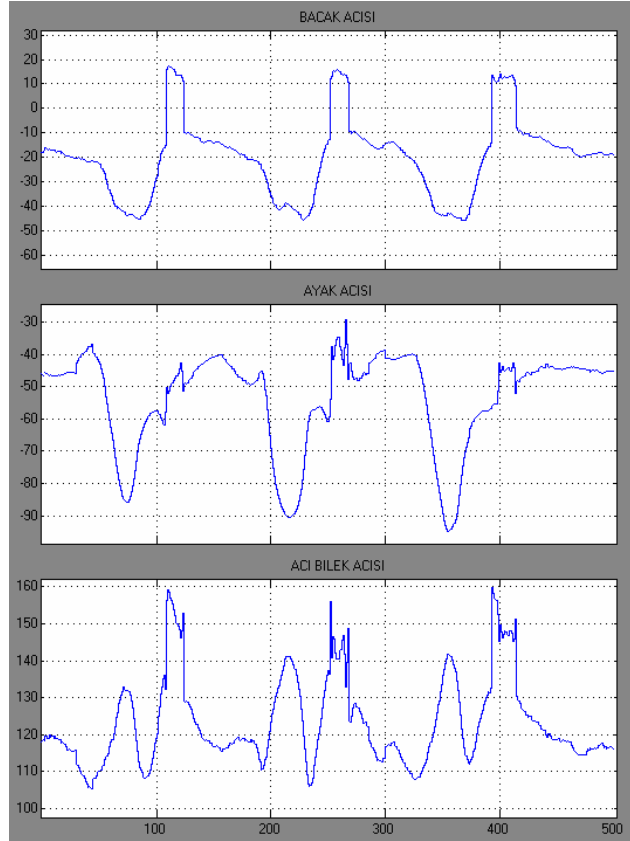
Şekil: 7.10. Bilgisayar ara yüzü ve gösterge.



Şekil: 7.11 Yürüme sırasında üç adım için alınan filtrelenmiş $X_1/Y_1/Z_1$ ivme değerleri.



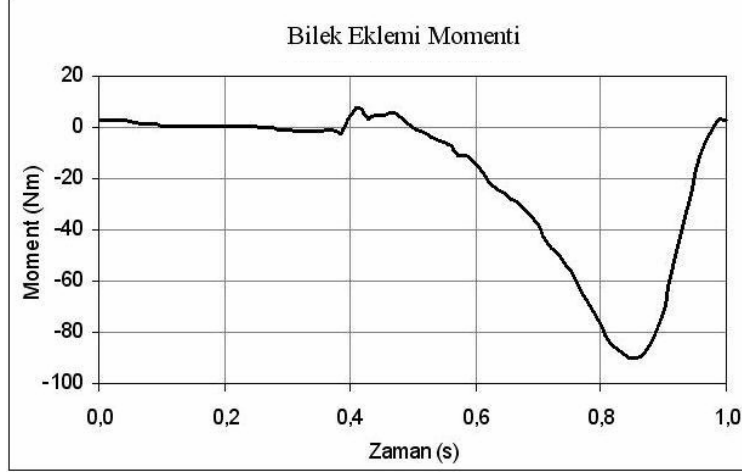
Şekil: 7.12 Yürüme sırasında üç adım için alınan filtrelenmiş $X_2/Y_2/Z_2$ ivme değerleri.



Şekil: 7.13 Yürüme sırasında üç adım için alınan bacak, ayak ve bilek açıları.

7. 2. BATARYA SETİ

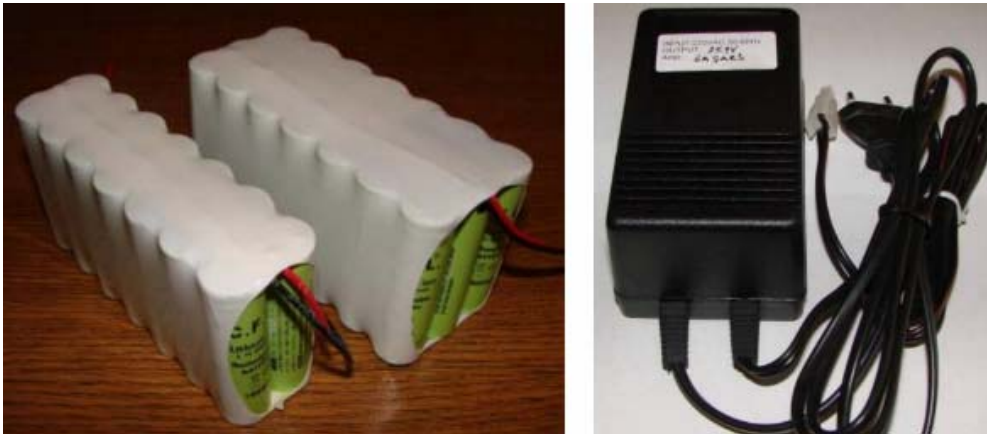
Yürüme sırasında ortaya çıkan bilek eklemi momenti Şekil 7.14'te verilmiştir. Bu grafiğe göre, bir adım atılması için geçen süre olan 1 s'nin yarısı boyunca motordan en büyük gücün çekileceği kabul edilebilir. Bu durumda, 0-0,5 s arasında motor akımı 0 A; 0,5-1 s arasında motor akımı 10 A olmakta ve 10 Ah lik batarya setiyle sistem 2 saat boyunca çalıştırılabilmektedir. Bu ihtiyaca karşılık, birisi şarj olurken diğersinin kullanılabilmesi için 2 adet 10 Ah lik 2 batarya seti kullanılacaktır.



Şekil: 7. 14. Bilek eklemde düz yolda yürüme sırasında ortaya çıkan moment.

Yürüme sırasında vücudun dengesini sağlamak için eklemeye uygulanan kuvvetler değişeceği ve yürüme hızı sabit olmayacağı için, ihtiyaç duyulan enerji yürüme denemeleri sırasında tam olarak ortaya çıkacaktır. Bu nedenle, 4 Ah kapasiteye sahip iki adet ve 6 Ah kapasiteye sahip iki adet olmak üzere toplam 4 adet batarya seti oluşturulmuştur. Bu bataryalar kendi aralarında paralel bağlanarak 4, 6, 8, 10, 12, 14, 16 ve 20 Ah bataryalar elde edilebilmektedir. Bu bataryaları şarj edebilmek için de 6 A lik şarj cihazı alınmıştır. Bu şarj cihazıyla, 6 Ah lik bataryalar bir saatte, 4 Ah lik bataryalar ise 40 dakikada şarj edilmektedir.

Mobil enerji kaynağı söz konusu olduğunda ağırlık kriteri öne çıkmaktadır. Bu yüzden Li-ion piller seçilmiştir. 4 Ah bir batarya setini oluşturmak için 1,2 V-4300 mAh Ni-MH pillerden 20 adet kullanmak gerekmektedir. Bu pillerin ağırlığı 62 g olduğundan toplam ağırlık 1240 g olmaktadır. Aynı güçteki batarya seti 3,7 V-4000 mAh Li-ion pillerle oluşturulduğunda 14 pil gerekmekte ve bir pil 45 g olduğundan toplam ağırlık 630 g olmaktadır. Bu şekilde oluşturulan 4 ve 6 Ah lik batarya setleri ve şarj cihazı Şekil 7.15'te görülmektedir.

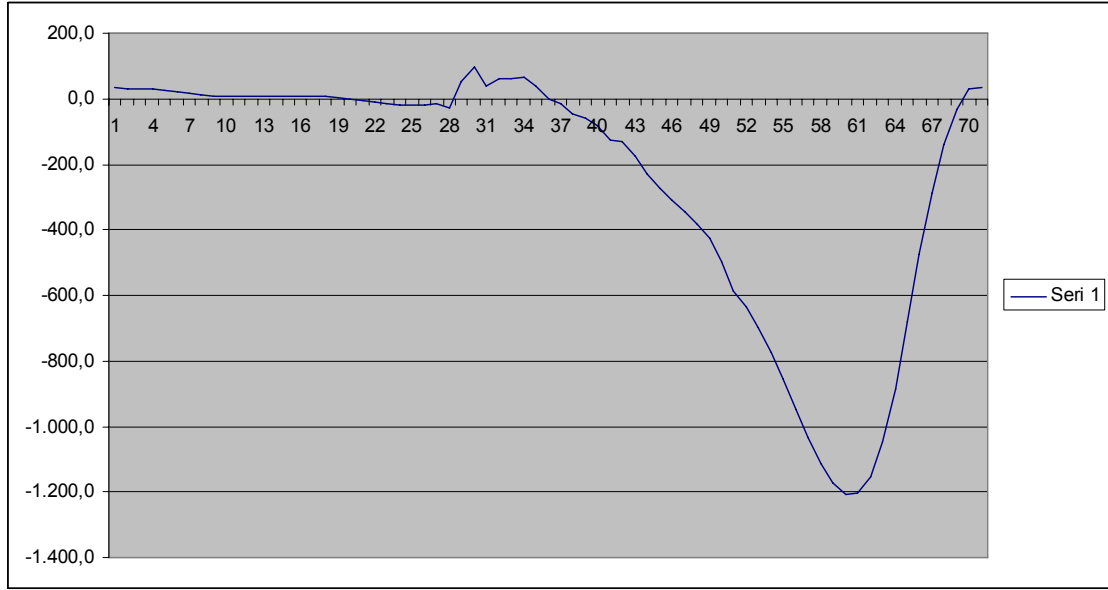


Şekil: 7. 15. 4 ve 6 Ah lik batarya setleri ve şarj cihazı.

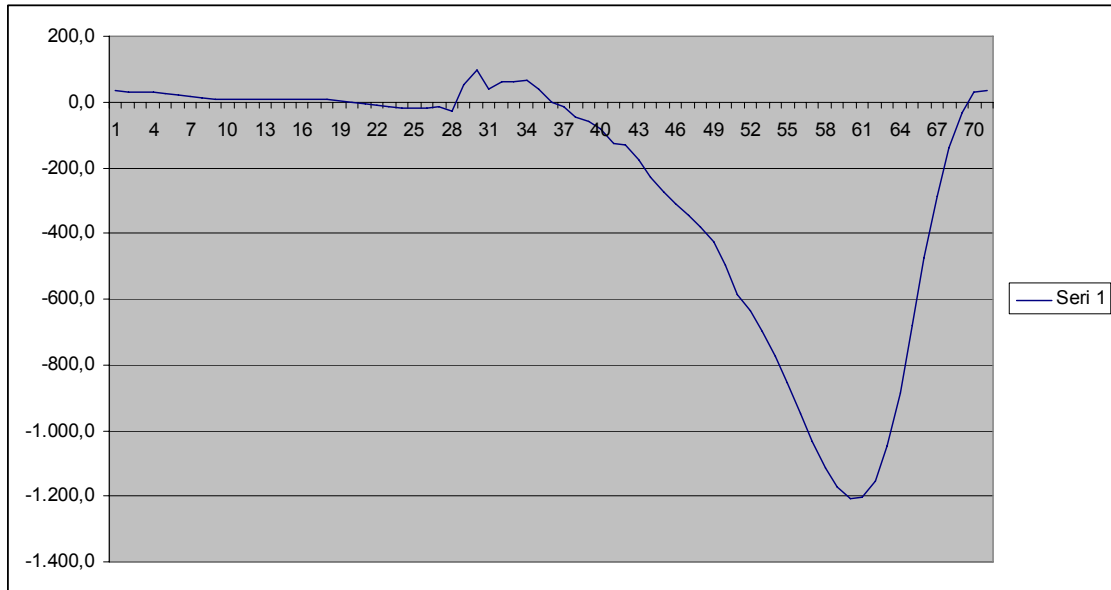
8. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Deney 1:

Bu deneyde aktivatör mekanizması tarafından yürüme sırasında oluşan bilek eklemi kuvvetlerinin oluşturulması test edilmiştir. Aktivatör mekanizması pnomatik test sehpasına bağlanmış bilek eklemi sabitlenmiştir. Bu durumda aktivatör üzerinde bulunan yay motor sıkıştırılarak yürüme sırasında bilek eklemi üzerinde oluşan kuvvetler test edilmiştir. Yay uzunluğunu ölçmek kullanılan potansiyometre deki değişimler C8051F120 geliştirme kartı ile okunarak RS232 portu üzerinden bilgisayara aktarılmış ve aşağıdaki grafikler çizdirilmiştir. Bu grafiklerde referans kuvvet paterni ile yayda oluşan kuvvet paterni incelenerek aktivatörün istenen kuvvet paternini oluşturduğu görülmüştür. Ekteki CD de bu deneyle ilgili video Deney 1 ismi ile verilmiştir.



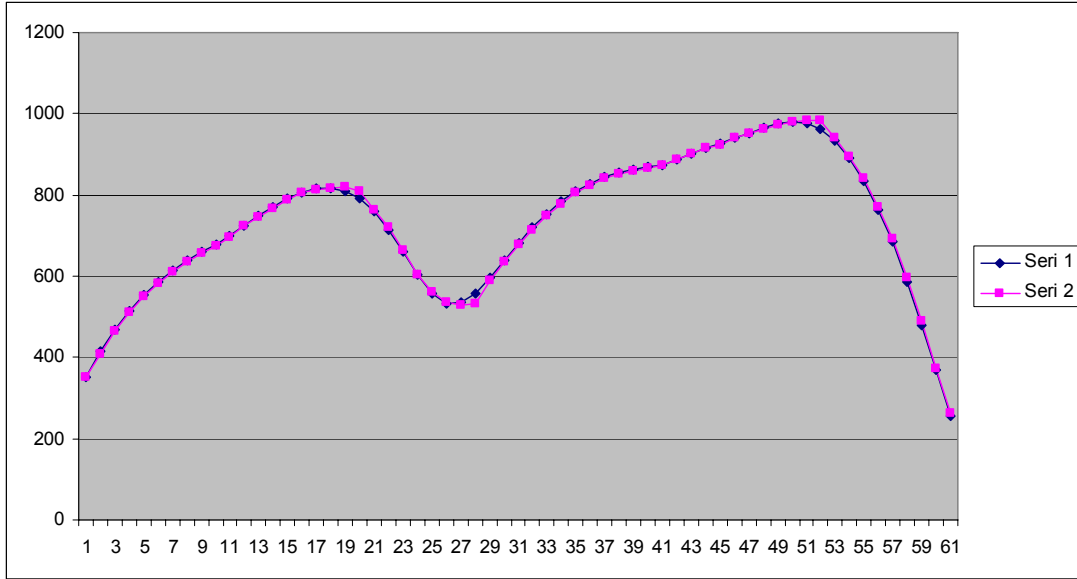
Şekil: 8.1. Yay ile ölçülen bilek eklemi kuvvet paterni.



Şekil: 8. 2. Referans bilek eklemi kuvvet paterni.

Deney 2:

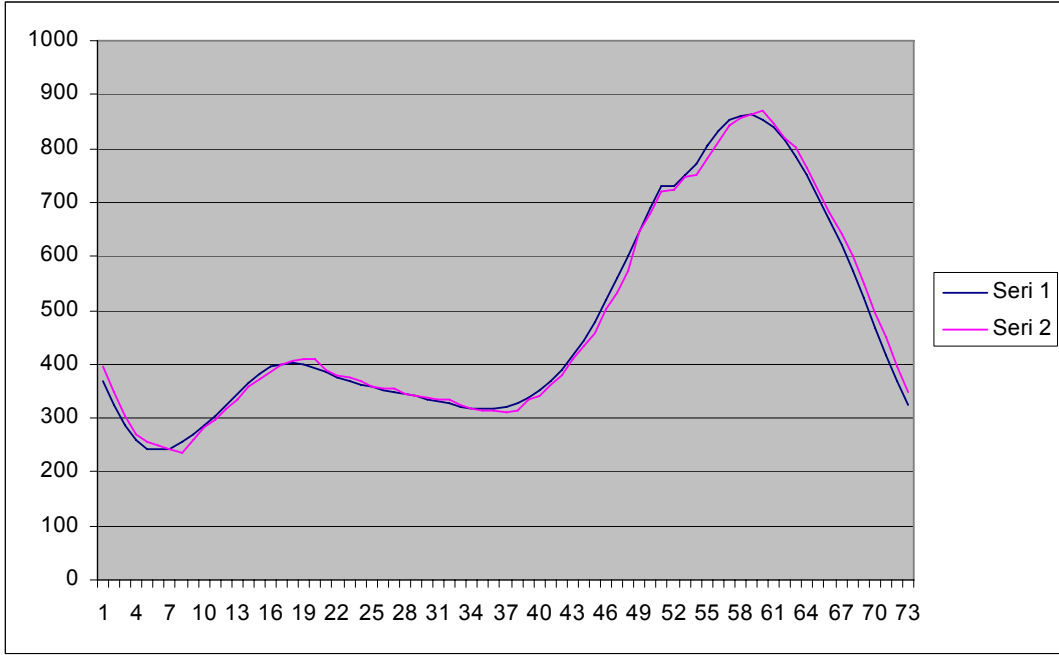
Bu deneyde aktivatör mekanizması tarafından yürüme sırasında oluşan bilek eklemi açılarının oluşturulması test edilmiştir. Aktivatör mekanizması pnomatik test sehpasına bağlanmış bilek eklemi serbest bırakılmıştır. Bu durumda aktivatör üzerinde bulunan bilek eklem açısını ölçen potansiyometre deki değişimler C8051F120 geliştirme kartı ile okunarak RS232 portu üzerinden bilgisayara aktarılmış ve aşağıdaki grafikler çizdirilmiştir. Bu grafiklerde referans eklem açısı paterni ile ölçülen eklem açısı paternleri karşılaştırılarak aktivatörün istenen açı değerlerini oluşturduğu görülmüştür. Ekteki CD de bu deneyle ilgili video Deney 2 ismi ile verilmiştir.



Şekil: 8. 3. Bilek eklem açıları (Seri 1 referans paterni, Seri 2 ölçülen paterni göstermektedir)

Deney 3:

Bu deneyde diz üstü protezinin boşta iken eklem açılarını oluşturması incelenmiştir. Dizüstü protezi ayak kısmından test sehpasına sabitlemiş ve diz eklemi boşta bırakılmıştır. Diz ekleminde bulunan ve diz eklem açısını gösteren potansiyometredeki değişimler C8051F120 geliştirme kartı ile okunarak RS232 portu üzerinden bilgisayara aktarılmış ve aşağıdaki grafikler çizdirilmiştir. Bu grafiklerde referans eklem açı paterni ile ölçülen eklem açı paternleri karşılaştırılarak aktivatörün istenen açı değerlerini oluşturduğu görülmüştür. Ekteki CD de bu deneyle ilgili video Deney 3 ismi ile verilmiştir.



Şekil: 8. 4. Diz eklem açıları (Seri 1 referans paterni Seri 2 ölçülen paterni göstermektedir)

9. SONUÇ VE ÖNERİLER

Proje konusu, kas sistemine benzer şekilde işlev gören, kuvvet kontrollü elastik bir mekanizmanın tasarımı, prototip üretimi ve kontrolünü kapsamaktadır. Bu elastik mekanizmanın kullanıldığı aktif diz altı amputasyon protezi geliştirilmiştir. Bu protez ile bilek ekleminin dorsal ve plantar fleksiyon hareketlerinin aktif olarak kontrol edilmesine yönelik çalışmalar yapılması amaçlanmaktadır. Ayrıca, aktif alt ekstremite protezlerinin kontrol yaklaşımlarıyla ilgili çalışmaların yapılabileceği bir bilek eklemi simülatörünün de tasarım ve üretimi yapılmıştır. Test shpasında test çalışmaları yapılmıştır. Diz altı protezinin, önceden belirlenen eklem paterni izleyecek şekilde kontrolü sağlanmıştır. Basma fazındaki yük etkisinin ve elastik mekanizmanın normal yürüme koşullarında çalışacağına görülebilmesi için bir pnömatik bilek eklemi simülatörünün tasarım ve üretimi gerçekleştirilmiştir.

Protez hareketlerinin elektriksel kontrolü motor ve batarya seti kullanımını gerektirmektedir. Bu elemanlar ise büyük ve ağır olduklarından, mevcut teknolojiyle günlük hayatta yaygın olarak kullanılmaları zordur. Ancak, bu tarz sistemler ile kontrol yaklaşımlarının geliştirilmesi konusunda faydalı çalışmalar yapılabilir.

Alüminyum, titanyum ve plastik malzeme kullanılmış, boyutlar mümkün olduğunca küçük tutulmuştur. Güç yoğunluğu yüksek (812 W/kg) bir motor seçilmiştir (271 g). Ayak ve bacak uzuvlarının kütlelerinin toplam vücut kütlelerine oranları, Dempster antropometrik modeline göre 0,0145 ve 0,0465 olarak verilmektedir. Buna göre, 70 kg kütleli bir kimse için, diz altı amputasyonunda kaybedilen uzuvlar olan ayak ve bacağın toplam kütlesi yaklaşık 4,3 kg olmaktadır. Geliştirilen elastik mekanizmanın kütlesi 1,9 kg ve elastik mekanizmayla beraber diz altı protezinin kütlesi 3,7 kg olarak ortaya çıkmıştır.

Şu yorum ve önerilerde bulunulabilir.

Protez ağırlığını mümkün olduğu kadar düşük seviyede tutmaya özen gösterilmiştir. Bu amaçla, poliamid, delrin, alüminyum ve titanyum gibi hafif malzemelerin kullanımı tercih edilmiştir. Ancak, amputenin kapasite kaybı protez ağırlığının daha düşük olmasını gerektirmektedir. Ayrıca, enerji kaynağı, kontrol ve sens elemanları, motor sürücüsü ve soket gibi ilave parçalar ağırlığı daha da arttıracaktır. Bu nedenle ağırlığı azaltıcı ilave tedbirler düşünülmelidir. Daha küçük çaplı bilyalı vida kullanılarak daha küçük yataklama elemanları ve daha küçük kovan boyutları mümkün kılınabilir ve titiz bir çalışmayla parçaların et kalınlıkları da düşürülerek ağırlıkta önemli bir azalma sağlanabilir.

Bu protezin bir amputé tarafından kullanılabilir hale getirilmesi için, programlar, veri dosyaları ve kural tabanı mikroişlemciye aktarılarak bilgisayara olan gereksinim ortadan kaldırılmalıdır. Motor sürücü ve mikroişlemcinin yerleşimi için modüler tüp bağlantı elemanlarının iç boşlukları uygun çözümler sağlayabilirler.

Amputenin gerek sağlam ayak topuğu ve gerekse protez ayak topuğu her adımda kendi ağırlığıyla yüklenmektedir. İhtiyaç duyulan enerjinin bir bölümünü üretmek için bu özellikten faydalanılabilir. Bu amaca yönelik olarak, topukların altına yerleştirilebilecek boyutlarda bir düzener üzerinde çalışılabilir.

İvme ölçerle yapılan çalışma protez kontrolünde kullanılması mümkün olamamıştır. Bu yöntemle sağlam bacadan alınacak verilerin eşzamanlı olarak protezin kontrolünde kullanılmasına yönelik çalışmalar yapılabilir. Sağlam bacağın hareketlerini belirli bir gecikmeyle protez bacağa taklit ettirmek suretiyle bir çeşit *master-slave* sistemi oluşturulması düşünülebilir. Ancak bu yaklaşımın önünde de, protez bacak hareketlerinin sağlam bacağından farklı olması ve sağlam bacağına yerleştirilecek donanımın amputéye vereceği rahatsızlık gibi engeller bulunmaktadır.

Üzerinde çalışılabilecek alternatif yöntemlerden birisi de herhangi bir protezin *EMG* sinyallerinden yararlanılarak kontrol edilmesidir. Diz üstü protezleri için teorik olarak bu tarz yaklaşımlardan sonuç alınabileceği kabul edilmekle birlikte, kalça eklemi etrafındaki kas yapısının son derece karmaşık olması, alınan *EMG* sinyallerinin ayırt edilmesi ve yorumlanmasındaki güçlükler ve yanı sıra amputasyondan sonra bölgedeki kasların nasıl yeniden yapılandıklarının tam olarak bilinmemesi *EMG* ile kontrol yaklaşımından tatminkâr sonuçlar alınmasını güçleştirmektedir.

Normal yürüme paterninin ampüte yürüyüşü için ideal patern olarak kabul edilmesi yaklaşımı her zaman doğru olmayabilir. Ampüte simetrik değildir. Dolayısıyla, protez ayak için uygulanması gereken ideal paternin, ampütenin sağlam ayak paterninin simetriği olması, ya da normal yürüme paternine mümkün olduğu kadar yaklaşık olması zorunlu değildir. İdeal patern; ampüte yaşı, ampüte kapasitesi, amputasyonun yeri ve seviyesi, protez özellikleri gibi pek çok kritere bağlıdır. Dolayısıyla belirli bir paternin ideal patern olarak önceden belirlenmesi ve ampüteye dikte edilmesi yürüme konforunu iyileştirmek yerine bozabilir ve enerji gereksinimini artırabilir. Ampüte genel olarak, yaptığı hareket üzerinde kendi kontrolünü kısıtlayıcı kontrol yaklaşımlarını tercih etmez ve her zaman protez hareketlerine tam olarak hükmedebilmeyi ister.

Protez konumunun algılanması ve kontrolün sağlanması için kural tabanlı kontrol yaklaşımını uygulamak üzere sensörel bilgi çerçevesinde çok sayıda kural tanımlanmalıdır. Bu kurallar, gerçek dış ortamın çevre şartlarıyla protezin iç yapısal özellikleri arasında iletişimi sağlayan durum-eylem çiftleri şeklinde olmalıdır. Kuralların “durum” kısımları sensörel bilginin tarif ettiği çevre şartlarının, protez pozisyonunun ve ampüte niyetinin algılanmasını; “eylem” kısımları ise tarif edilen durumla kural tablosunda mevcut olan senaryolar arasında eşleştirme yapılarak uygun olan eylemin belirlenmesi ve işletilmesini ifade etmektedir. Beklenmedik bir durum oluştuğunda sistem kapatılarak emniyetli çalışma durumu oluşturacak kurallar da tanımlanmalıdır.

KAYNAKLAR

- ARINCI, K., *Sobotta İnsan Anatomisi Atlası*, Urban & Schwarzenberg, München-Wien Baltimore, (1977).
- Andrew H. Hansena, Dudley S. Childressa, Steve C. Miffb, Steven A. Garda, Kent P. Mesplay, The human ankle during walking: implications for design of biomimetic ankle prostheses, *Journal of Biomechanics*, 37 (2004), 1467–1474, (26 January 2004).
- Blaya, J.A., Herr, H., Adaptive Control of a Variable-Impedance Ankle-Foot Orthosis to Assist Drop-Foot Gait, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 40, 24-31, (2004).
- Barter, J.T., *Estimation of the Mass of Body Segments*, WADC Technical Report 57-260 (ASTIA 118222), Wright Air Development Center, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, (1957).
- ERİŞÖZ, T., KURUL, G., ŞAŞMAZ, İ., ÖKTEN, K.H., *Biyomekanik*, T.C. Sağlık Bakanlığı, Sağlık Eğitim Genel Müdürlüğü, Ortopedi Teknisyen Okulu, İstanbul, (1994).
- HIZ, M., Diz, Uyluk ve Kalça Bölgelerinde Ampütasyon ve Dezartikülasyonlar, *XII. Akif Şakir Şakar Günleri*, 140-149, (1995).
- MÜHÜRÇÜ, G., *Yardımcı Ortopedik Sistemler İçin Kural Tabanlı Kontrol Yaklaşımı*, (Yüksek Lisans Tezi), Sakarya Üniversitesi, (2008).
- ODAR, İ.V., *Anatomi Ders Kitabı*, I. Cilt. Elif Matbaacılık, Erzurum, (1980).
- JASIEWICZ, J.M., ALLUM, J.H.J., MIDDLETON, J.W., BARRISKILL, A., CONDIE, P., PURCELL, B., Li, R.C.T., Gait event detection using linear accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals, *Gait & Posture*, 24, 502–509, (2006).
- Jones S.F., Twigg P.C., Scally A.J., Buckley J.G., The mechanics of landing when stepping down in unilateral lower-limb amputees, *Clinical Biomechanics*, 21 (2006), 84–193, (2005).
- Powers C.M., Rao S., Perry J., Knee kinetics in trans-tibial amputee gait, *Gait and Posture* 8 (1998), 1–7, (19 February 1998).
- Glenn K. Klute, PhD; Carol F. Kallfelz, MEng; Joseph M. Czerniecki, Mechanical properties of prosthetic limbs: Adapting to the patient, *Journal of Rehabilitation research and Development* Vol. 38, No. 3, May/June 2001, 299–307.
- Pasin, F., *“Mekanik Sistemler Dinamiği*, İTÜ Rektörlüğü, Sayı: 1540.
- Robinson, D.W., Pratt, J.E., Paluska, D.J., Pratt, G.A., Series Elastic Actuator Development for a Biomimetic Walking Robot, *IEEE/ASME Int. Conf. On Adv. Intelligent Mechatronics*, September, 19-22, 561-568, (1999).
- Robinson, D.W., Pratt, G.A., Force Controllable Hydro-Elastic Actuator, *MIT Leg Laboratory*, Cambridge, MA 02139 USA, (2000).
- Robinson, D.W., *Design and Analysis of Series Elasticity in Closed-Loop Actuator Force Control*, (Ph.D. Thesis), MIT, (2000).
- Vaughan, C.L., Davis, B.L., O'Connor, J.C., *Dynamics of Human Gait*, Champaign, Human Kinetics Publishers, (1992).
- Pratt, A., Williamson, M.M., *Series Elastic Actuators*, MIT Artificial Intelligence Laboratory and Laboratory for Computer Science, (1999).
- TAKEDA, R., TADANO, S., TODOH, M., MORIKAWA, M., NAKAYASU, M., YOSHINARI, S. Gait analysis using gravitational acceleration measured by wearable sensors, *Journal of Biomechanics*, (2008).

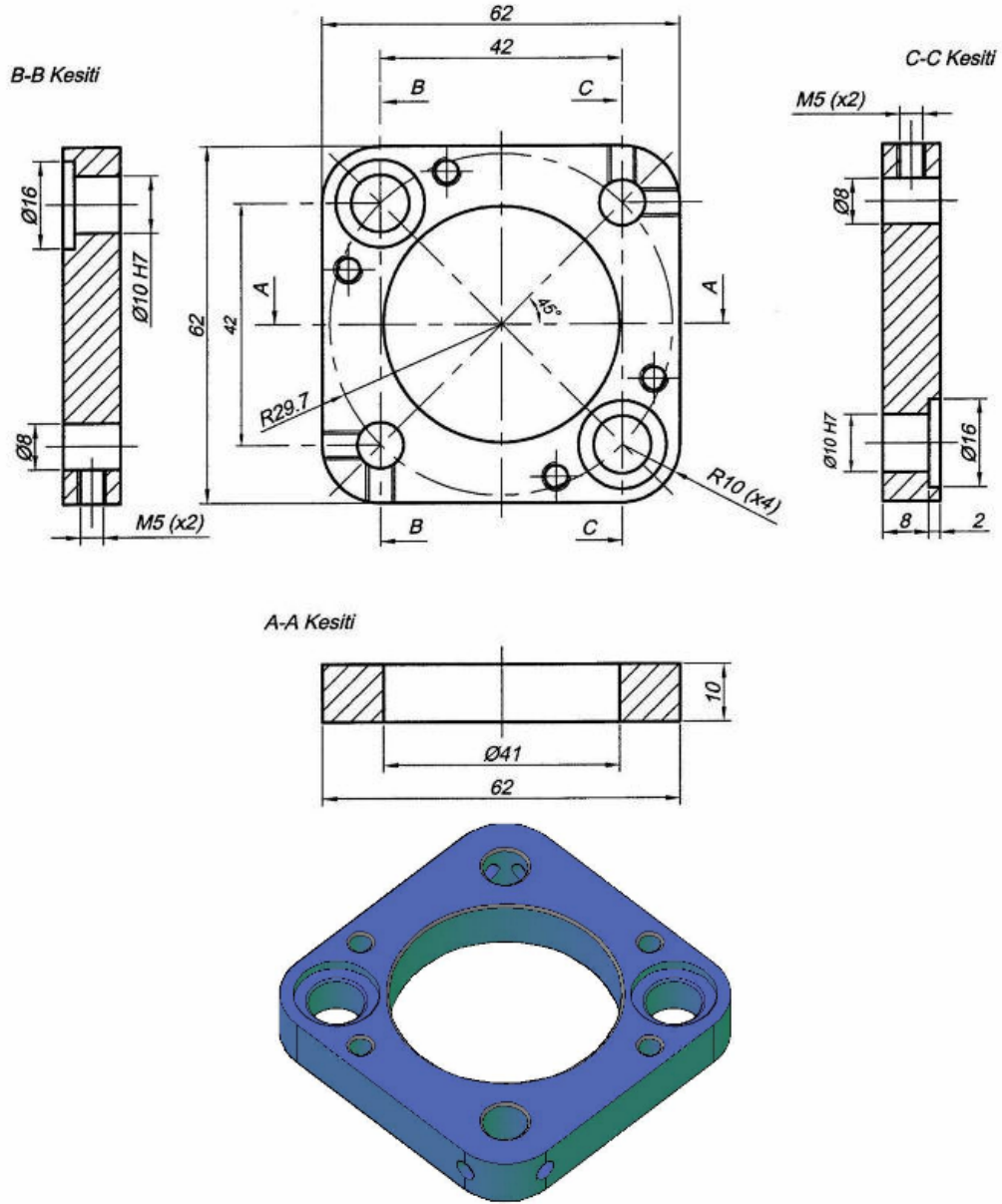
TÜMER, S.T., GÜLER, H.C., Diz Osteoartriti Bulunan Hastaların Ayak Bileği, Diz ve Kalça Eklemlerinde Oluşan Momentlerdeki Değişikliklerin İncelenmesi, TÜBİTAK Proje No: MİSAG-28, Ankara, (1995).

Williamson, M.M., Series Elastic Actuator, *Technical Report*, MIT Artificial Intelligence Laboratory, Technical Report No: 1524, (1995)

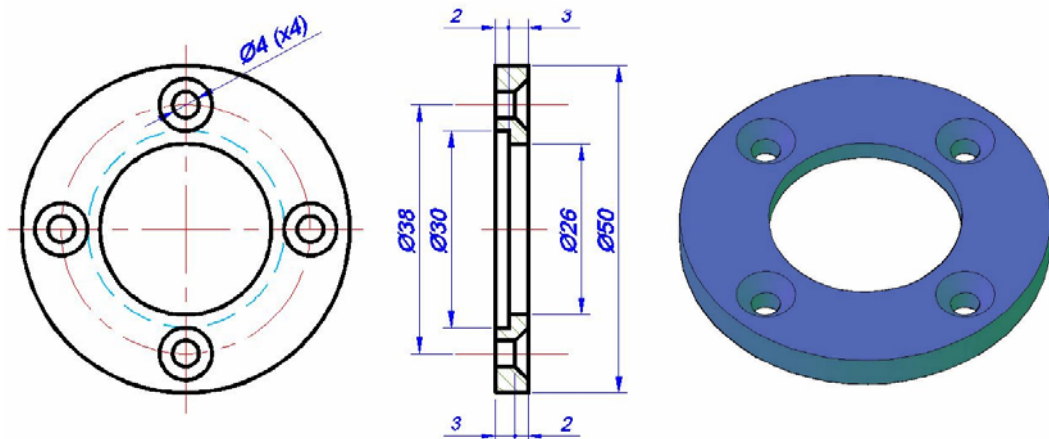
WİNTER, D.A., *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, John Wiley & Sons, A Wiley-Interscience Publication, New York, (1990).

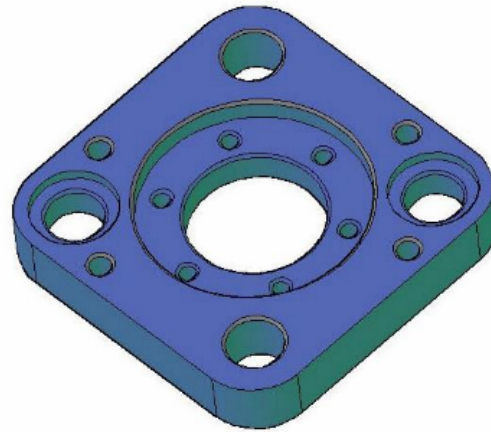
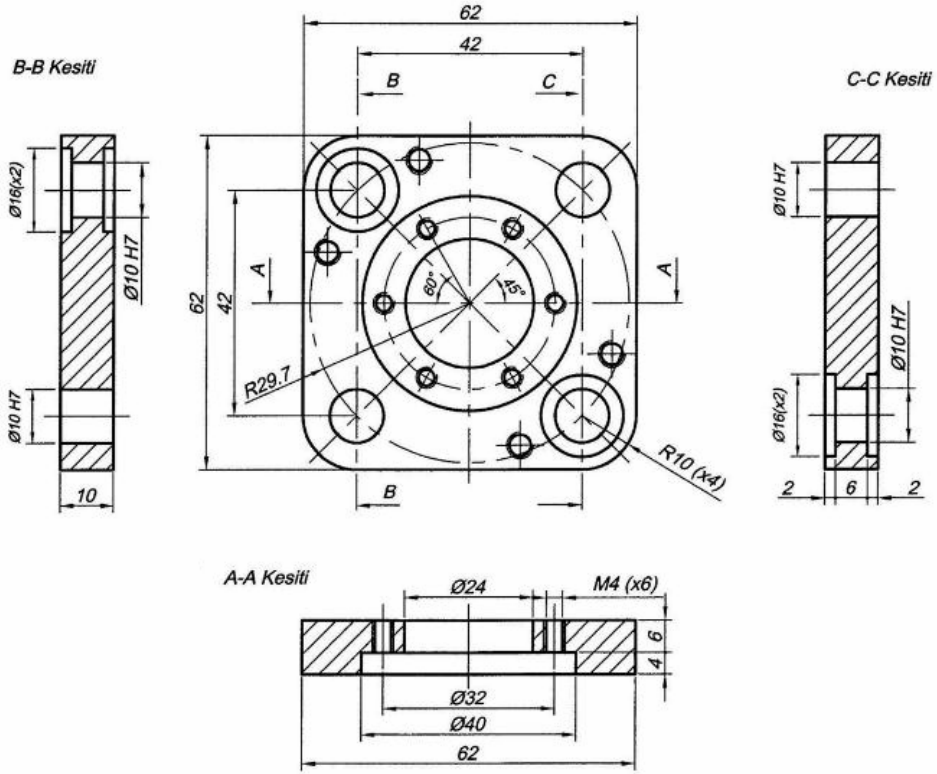
TÜBİTAK**PROJE ÖZET BİLGİ FORMU**

Proje No: 106M468
Proje Başlığı: Kuvvet Kontrollü Elastik Aktivatör Tasarımı ve Aktif Kontrollü Alt Ekstremitte Protezlerinde Uygulanması.
Proje Yürütücüsü ve Araştırmacılar: Yrd. Doç. Dr. Akın Oğuz KAPTI, Yrd.Doç.Dr. Yavuz SOYDAN, Yrd.Doç.Dr. Muhammet CERİT, Yrd.Doç.Dr. Ahmet Turan ÖZCERİT.
Projenin Yürütüldüğü Kuruluş ve Adresi: Sakarya Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Esentepe Kampüsü, 54187, Serdivan, Adapazarı.
Destekleyen Kuruluş(ların) Adı ve Adresi:
Projenin Başlangıç ve Bitiş Tarihleri: 01 Şubat 2007 – 01 Ağustos 2009
Öz: Bu projede, kuvvet kontrollü bir elastik aktivatörün tasarımı, prototip üretimi ve kontrolü gerçekleştirilmiştir. Bu aktivatör, servo motorla sürülen bilyalı vida somununun doğrusal hareketinin elastik bir eleman üzerinden yüke iletilmesi prensibine dayanmaktadır. Motor konumu, elastik elemanı oluşturan helisel yayların deplasmanı ve ayak bileği eklemi konumu ölçülerek kuvvet kontrollü bir sistem oluşturulmuştur. Aktivatörün testleri için oransal basınç kontrol valfi içeren pnömatik bilek eklemi simülatörü tasarlanmıştır. Geliştirilen elastik aktivatör kullanılarak bir diz altı ve bir diz üstü protezinin tasarımı ve üretimi gerçekleştirilmiştir.
Anahtar Kelimeler: Elastik aktivatör; Aktif diz altı protezi; Ayak bileği eklemi; Eklem simülatörü; Rehabilitasyon.
Fikri Ürün Bildirim Formu Sunuldu mu? Evet <input type="checkbox"/> Gerekli Değil <input checked="" type="checkbox"/>
Projeden Yapılan Yayınlar: 1. KAPTI, A.O., CERİT, M., SOYDAN, Y., ÖZCERİT, A.T., "A Preliminary Study on Ankle Simulator Design for Active Lower Extremity Protheses", JIBEC'07, 1st Jordanian Int. Biomedical Engineering Conference, 04-08 Kasım 2007, Amman. 2. KAPTI, A.O., CERİT, M., SOYDAN, Y., ÖZCERİT, A.T., "Diz Altı Protezleri İçin Kuvvet Kontrollü Elastik Mekanizma Tasarımı", IV. Biyomekanik Kongresi, Atatürk Üniversitesi, 16-8 Ekim 2008, Erzurum. 3. KAPTI, A.O., CERİT, M., SOYDAN, Y., ÖZCERİT, A.T., "Force Controlled Elastic Actuator for Lower Limb Protheses", ISB2009, XXII. Congress of Int. Society of Biomechanics, 05-09 Temmuz 2009, Cape Town.

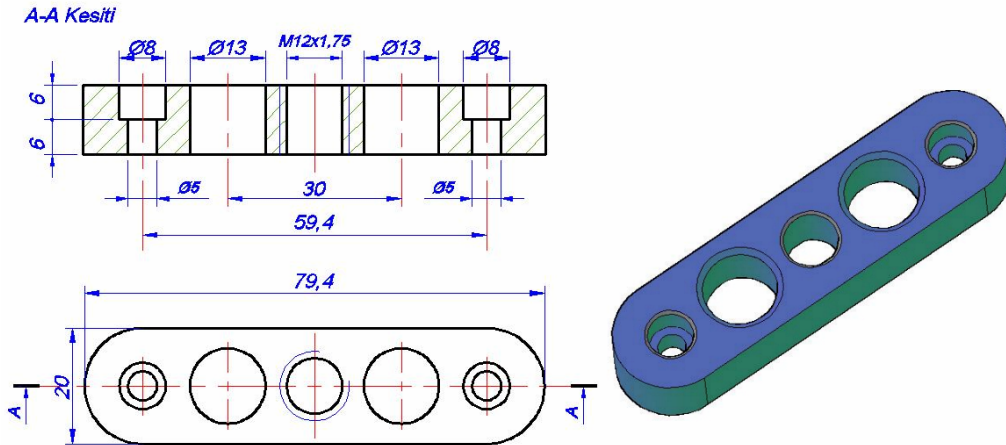


Şekil: 1. 2E. Yay plakasının ön, solyan, sağyan, üst görünüşleri ve katı modeli.

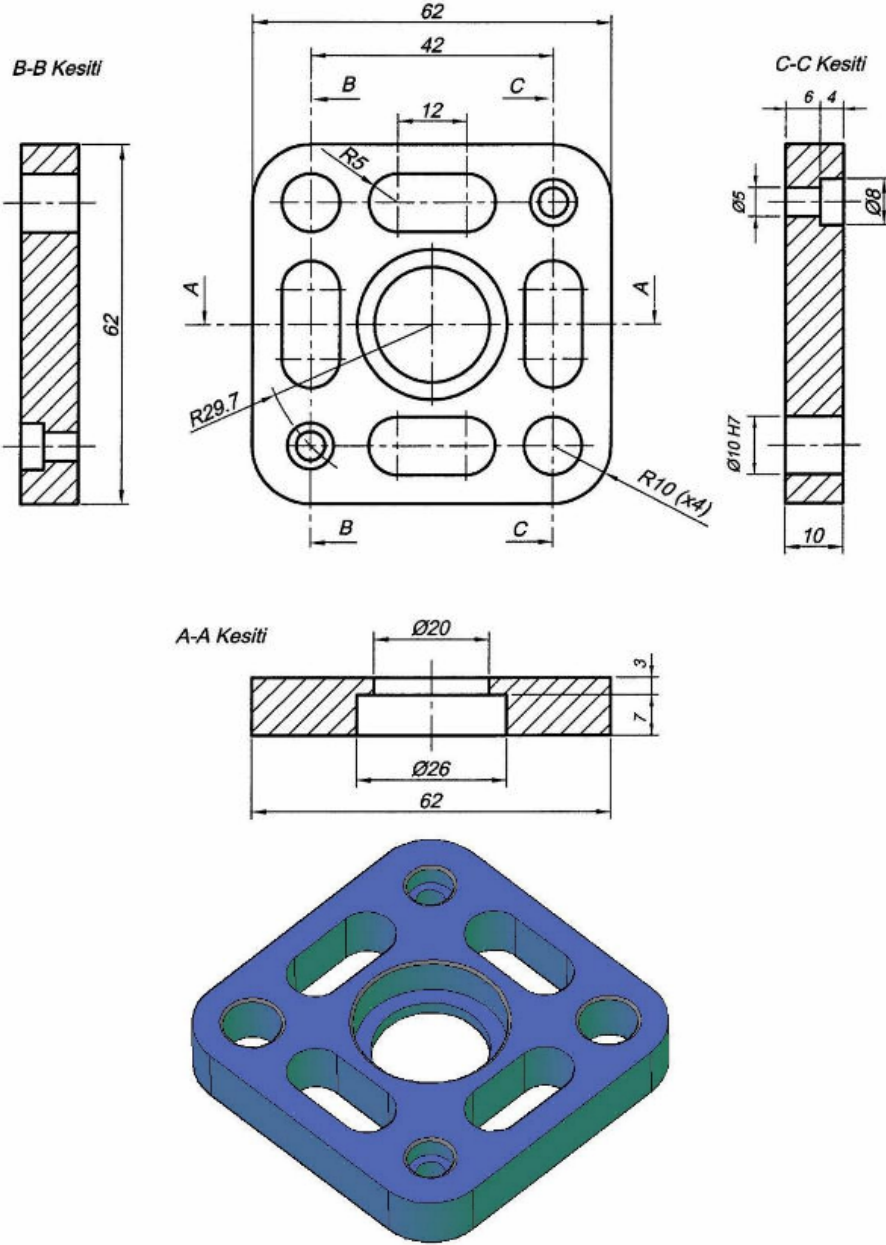




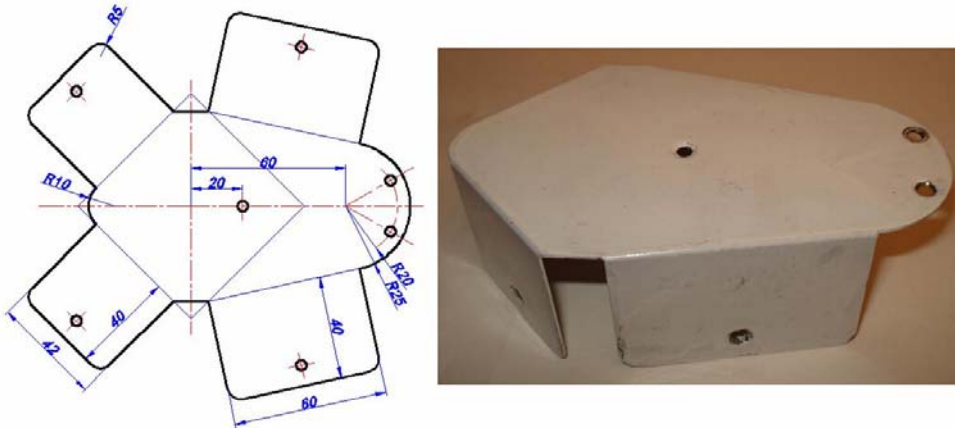
Şekil: 1. 4E. Somun plakasının ön, solyan, sağyan, üst görünüşleri ve katı modeli.



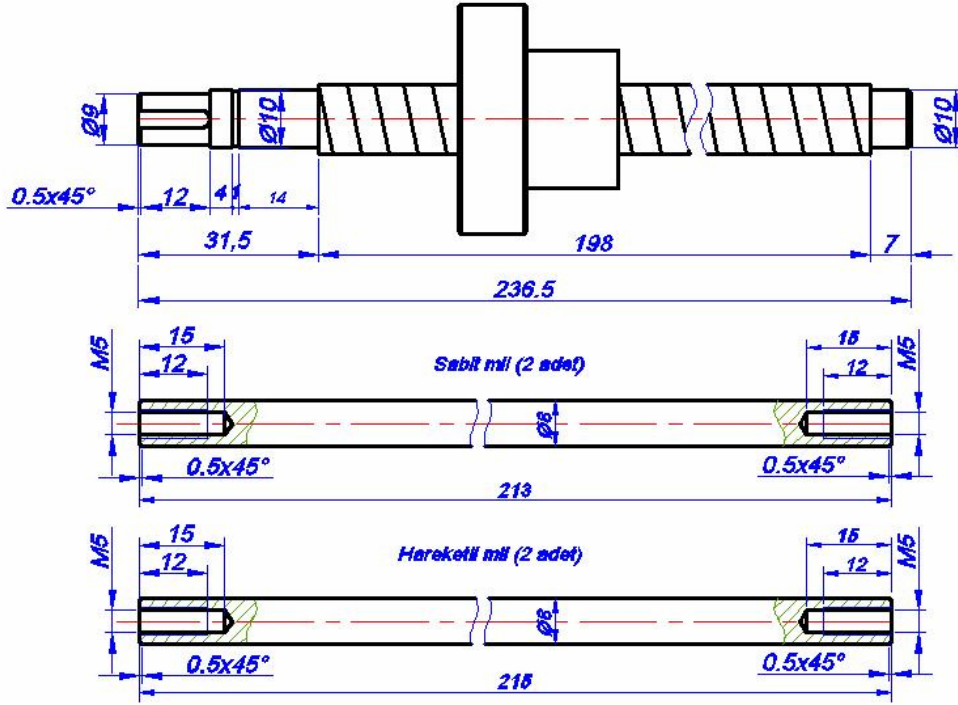
Şekil: 1. 5E. Uç eleman ön, üst görünüşleri ve katı modeli.



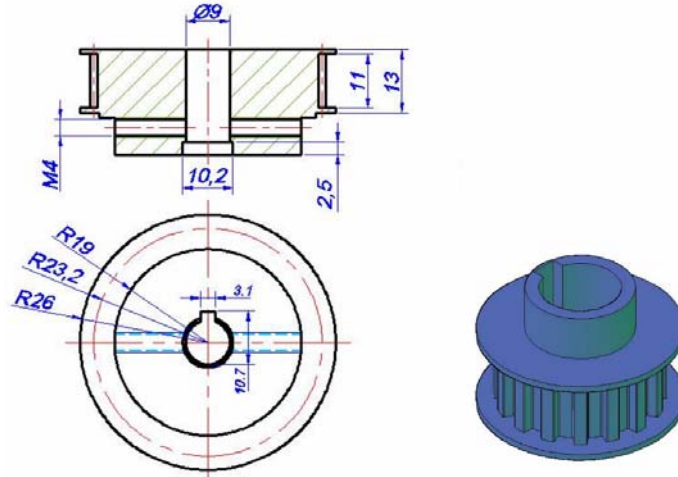
Şekil: 1. 6E. Uç plakanın ön, solyan, sağyan, üst görünüşleri ve katı modeli.



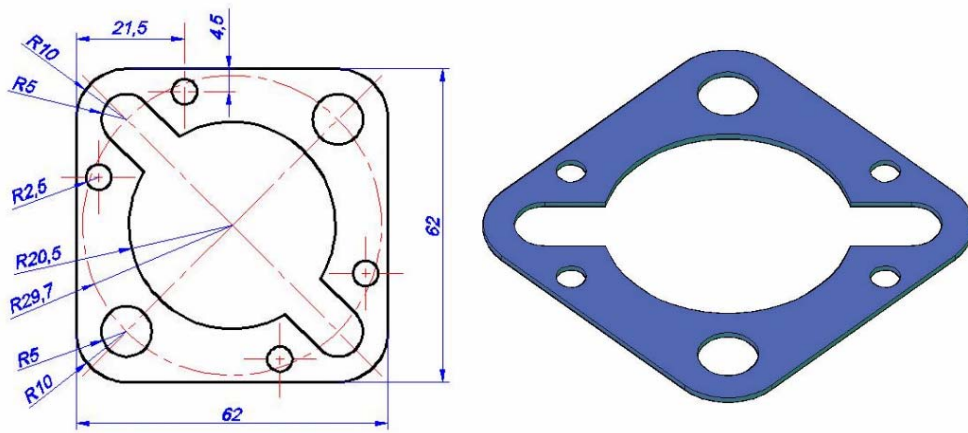
Şekil: 1. 7E. Trigel kapak.



Şekil: 1. 8E. Vidalı mil ve sabit - hareketli kolonlar.



Şekil: 1. 9E. Vidalı mil trigel kasağı görünüşleri ve motor kasağı katı modeli.



Şekil: 1. 10E. Yay tutucu sac.

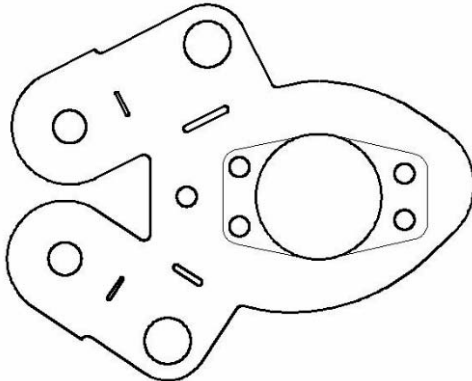
EK 2. DİZ ALTI PROTEZİ ELEMANLARI

Protezi oluşturacak parçaların bir kısmı modüler protez bağlantı elemanları olarak ortopedi firmalarından alınarak kullanılmıştır. Bu şekilde hazır alınan elemanlar protez ayağı, modüler tüp, tüp adaptörü ve soket adaptörüdür. Modüler tüp, protez ayağın soket ile irtibatını sağlayan ve aynı zamanda elastik aktivatör mekanizmasını üzerinde taşıyan elemandır. Bu tüpün boyu ayarlanarak geliştirilen protezi kullanacak olan amputeye göre ayar yapılmaktadır. Tüp adaptörü ve soket adaptörü, soket bağlantısı için kullanılacak olan modüler bağlantı elemanlarıdır. Piramit başlık ve küresel oturma yüzeyleri ile ayar olanağı sağlamaktadırlar.

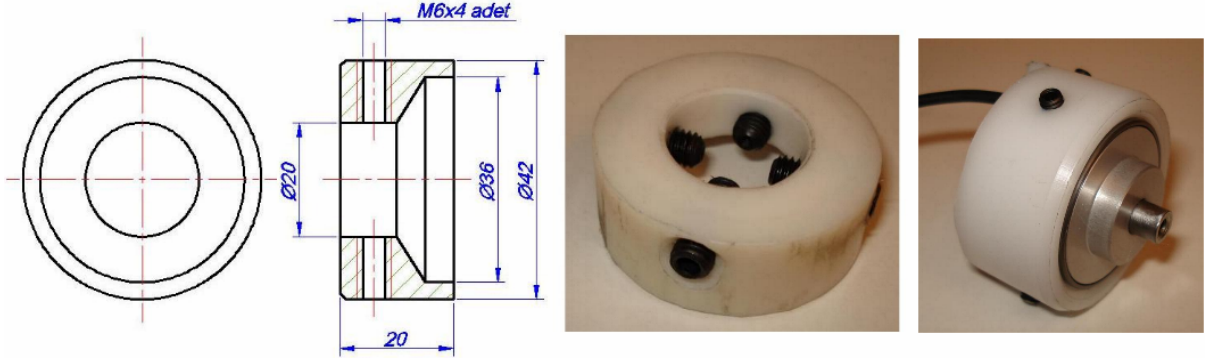
Elastik aktivatör kullanılarak geliştirilen diz altı protezinin tasarım ve üretim sürecinde, hazır olarak alınan standart elemanların dışında kalan ve üretimleri proje çalışmaları kapsamında gerçekleştirilen elemanların teknik resimleri bu bölümde verilmiştir. Bu elemanlar; topuk ve bilek eklemi mafsalları, ayak bağlantı sacı, sac ve potansiyometre tutucuları, elastik aktivatör sacı ve sıkma kovanıdır. Protez ayak, pasif bilek eklemi oluşturacak şekilde tasarlanmış standart bir üründür. Bu ayak ile aktif olarak kontrol edilecek suni bilek eklemine oluşturulabilmesi için Şekil 2.1E’de görülen iki mafsal eleman tasarlanmış ve üretilmiştir. Bunlardan topuk mafsalında teflon burçlar ve bilek mafsalında iğne rulmanlar kullanılarak yataklama yapılmıştır. Topuk mafsalını protez ayağa bağlamak için Şekil 2.2E’de görülen bağlantı sacı tasarlanmıştır. 2 mm.lik paslanmaz sacdan lazer kesim ile üretilen bu bağlantı parçası bükme ve boyama işlemlerinden sonra yerine takılmıştır. Bağlantı sacının ve bilek eklemi potansiyometresinin (novotechnik GL60) montajı için Şekil 2.3E’de görülen tutucu elemanlar tasarlanarak üretilmiştir. Aktivatör mekanizmasının protez gövdesini oluşturan modüler tüpe mafsallanması için Şekil 2.4E’de görülen bağlantı parçası tasarlanmıştır. 2 mm.lik paslanmaz sacdan lazer kesim ile üretilen bağlantı parçasının, bükme, kaynak ve boyama işlemlerinden sonra burçları çakılarak yerine montajı yapılmıştır. Şekil 2.5E’de boyutları ve genel görünüşü verilen sıkma kovanı üretilerek yerine takılmıştır



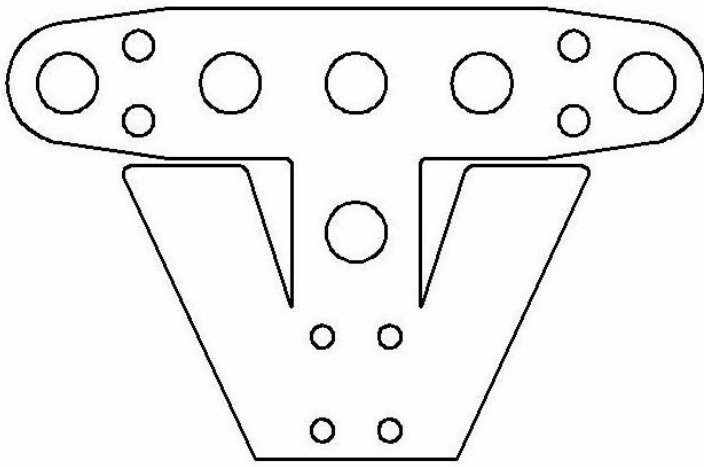
Şekil: 2.1E. Topuk ve bilek eklemi mafsalları.



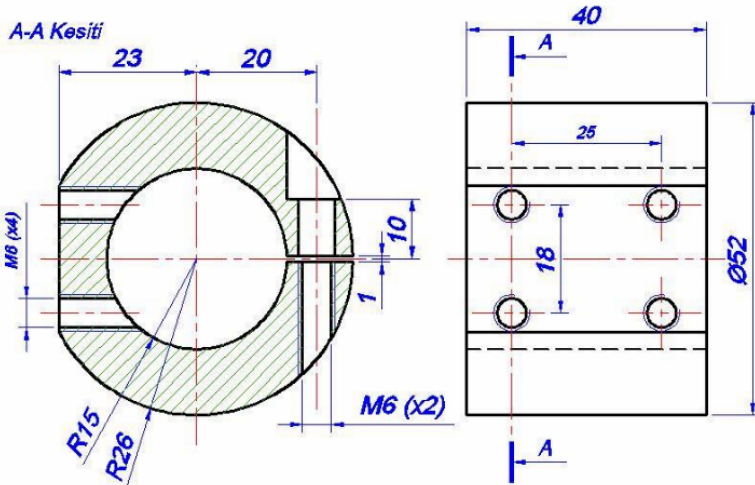
Şekil: 2. 2E. Topuk mafsali ve ayak bağlantı sacı.



Şekil: 2. 3E. Ayak bağlantı sacı tutucusu ve potansiyometre tutucusu.



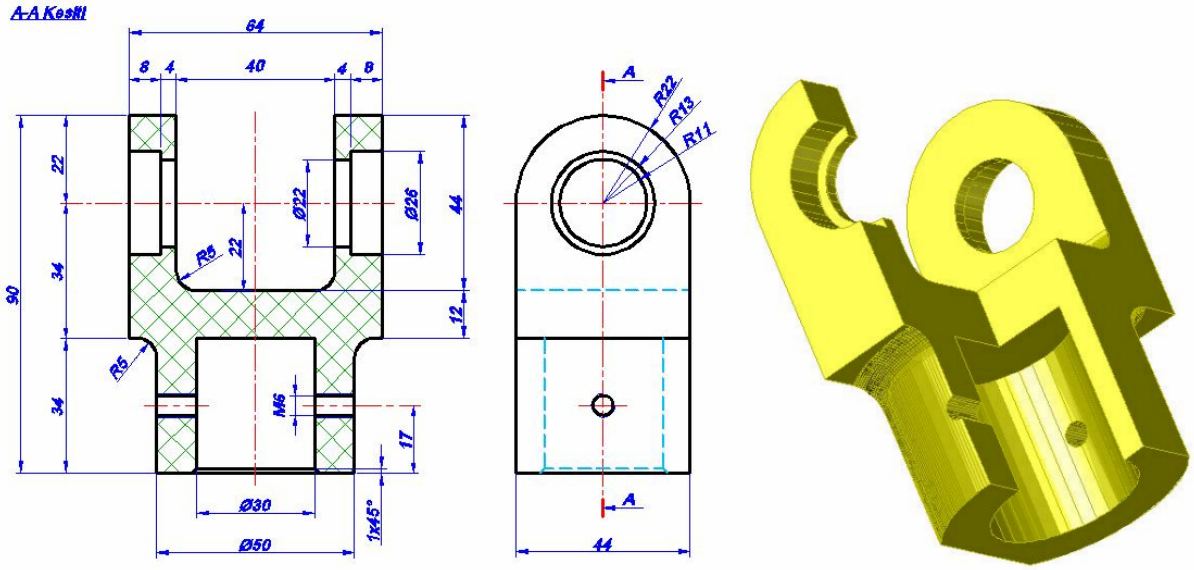
Şekil: 2. 4E. Elastik aktivatör mekanizması tutucu sacı.



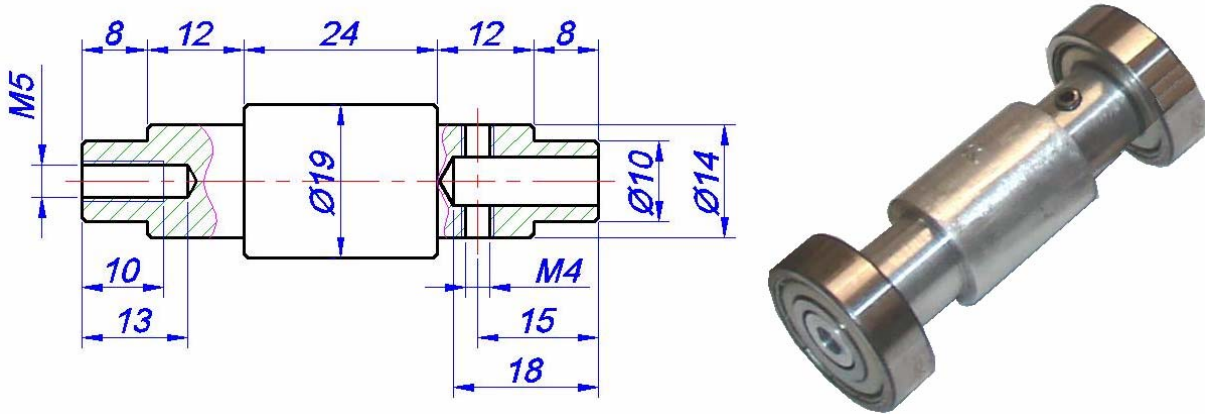
Şekil: 2. 5E. Sıkma kovanı.

EK 3. DİZ ÜSTÜ PROTEZİ ELEMANLARI

Protezi oluşturacak parçaların bir kısmı modüler protez bağlantı elemanları olarak ortopedi firmalarından alınarak kullanılmıştır. Bu şekilde hazır alınan elemanlar protez ayağı, modüler tüp, tüp adaptörü ve soket adaptörüdür. Elastik aktivatör kullanılarak geliştirilen diz üstü protezinin tasarım ve üretim sürecinde, hazır olarak alınan standart elemanların dışında kalan ve üretimleri proje çalışmaları kapsamında gerçekleştirilen elemanların teknik resimleri bu bölümde verilmiştir. Bu elemanlar; diz eklemi U-gövdesi, eklem mili, ara mafsals ve sacları, rulman kapakları, aktivatör tutucusu ve sıkma kovanıdır. Poliamid malzemeden üretilen U-gövdenin teknik resmi ve katı modeli Şekil 3.1E'de görülmektedir. Bu gövde parçası, eklem mili ve rulmanları(Şekil: 3. 2E.), ara mafsals elemanlarını (Şekil: 3. 3E.), manivela rolü gören sac parçaları (Şekil: 3. 4E.) ve rulman kapaklarını (Şekil: 3. 5E.) üzerinde taşımaktadır. Diz altı protezindeki aktivatör tutucusu ve sıkma kovanı diz üstü protezinde de kullanılmıştır.



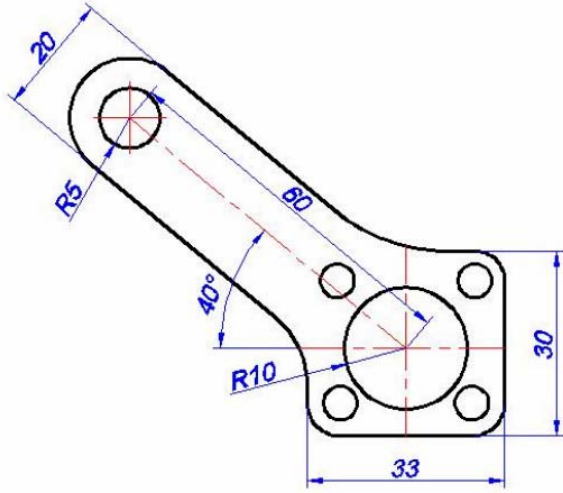
Şekil: 3. 1E. U-gövde.



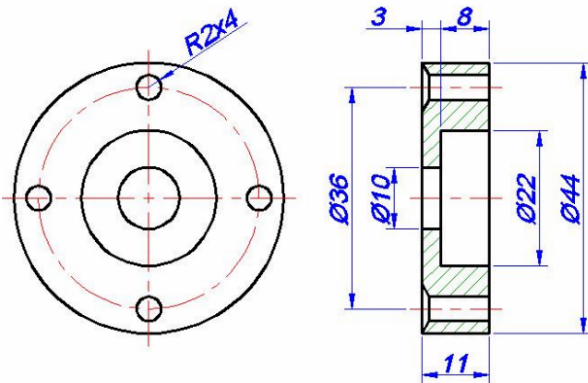
Şekil: 3. 2E. Diz eklemi mili ve rulmanlar.



Şekil: 3. 3E. Eklem ve ara mafsals elemanları.



Şekil: 3. 4E. Diz eklemi sacları.



Şekil: 3. 5E. Rulman kapakları ve diz eklemi potansiyometresi tutucusu.

EK: 4. BİLEK EKLEMİ FİLEKSİYON AÇISI, AÇISAL HIZ, MOMENT VE GÜÇ DEĞERLERİ

Tablo: 4. 1E. Bilek eklemi fileksiyon açısı, açısal hız, moment ve güç değerleri.

Görüntü Karesi No	Zaman	Bilek Eklemi Filek. Açısı	Bilek Eklemi Açısal Hızı	Bilek Eklemi Momenti	Bilek Eklemi Gücü
	t (s)	θ_b (derece)	ω_b (rad/s)	M_b (Nm)	P_b (W)
1	0,0	-50,08	-0,87	2,79	-2,43
2	0,0143	-48,75	-0,01	2,68	1,46
3	0,0286	-47,51	0,44	2,79	-0,73
4	0,0429	-46,25	1,00	2,53	1,93
5	0,0572	-45,26	1,53	2,16	3,30
6	0,0715	-43,74	2,07	1,75	3,61
7	0,0858	-41,87	2,34	1,32	3,09
8	0,1001	-39,91	2,40	0,96	2,31
9	0,1144	-37,94	2,28	0,69	1,59
10	0,1287	-36,17	1,99	0,54	1,08
11	0,1430	-34,67	1,72	0,49	0,84
12	0,1573	-33,35	1,44	0,48	0,69
13	0,1716	-32,31	1,19	0,52	0,62
14	0,1859	-31,40	1,03	0,56	0,57
15	0,2002	-30,63	0,87	0,60	0,52
16	0,2145	-29,97	0,81	0,64	0,52
17	0,2288	-29,29	0,84	0,62	0,53
18	0,2431	-28,59	0,89	0,54	0,48
19	0,2574	-27,84	0,95	0,33	0,31
20	0,2717	-27,04	0,94	0,00	0,00
21	0,2860	-26,30	0,84	-0,36	-0,30
22	0,3003	-25,66	0,71	-0,77	-0,54
23	0,3146	-25,14	0,48	-1,17	-0,56
24	0,3289	-24,88	0,16	-1,41	-0,22
25	0,3432	-24,88	-0,14	-1,46	0,21
26	0,3575	-25,11	-0,51	-1,33	0,67
27	0,3718	-25,71	-0,95	-1,05	1,00
28	0,3861	-26,68	-1,51	-2,32	3,50
29	0,4004	-28,18	-2,00	4,18	-8,36
30	0,4147	-29,96	-2,22	8,16	-18,14
31	0,4290	-31,83	-2,02	3,23	-6,53
32	0,4433	-33,27	-1,35	5,08	-6,85
33	0,4576	-34,04	-0,44	5,06	-2,25
34	0,4719	-34,00	0,48	5,73	2,77
35	0,4862	-33,25	1,22	3,17	3,86

36	0,5005	-32,01	1,62	-0,06	-0,09
37	0,5148	-30,59	1,71	-1,16	-1,99
38	0,5291	-29,20	1,59	-3,78	-6,02
39	0,5434	-27,98	1,42	-4,89	-6,96
40	0,5577	-26,87	1,28	-6,69	-8,59
41	0,5720	-25,88	1,09	-10,37	-11,29
42	0,5863	-25,09	0,87	-10,77	-9,40
43	0,6006	-24,45	0,70	-14,37	-10,07
44	0,6149	-23,94	0,50	-18,87	-9,50
45	0,6292	-23,62	0,35	-22,51	-7,79
46	0,6435	-23,37	0,31	-25,23	-7,85
47	0,6578	-23,11	0,28	-27,82	-7,75
48	0,6721	-22,91	0,33	-30,30	-10,13
49	0,6864	-22,56	0,51	-33,35	-16,91
50	0,7007	-22,08	0,57	-38,69	-21,97
51	0,7150	-21,63	0,53	-45,14	-24,15
52	0,7293	-21,21	0,52	-48,83	-25,59
53	0,7436	-20,78	0,49	-53,49	-26,44
54	0,7579	-20,40	0,46	-58,83	-27,11
55	0,7722	-20,02	0,45	-64,99	-29,16
56	0,7865	-19,66	0,32	-71,56	-23,19
57	0,8008	-19,49	0,02	-77,87	-1,23
58	0,8151	-19,64	-0,39	-83,42	32,67
59	0,8294	-20,13	-0,84	-87,24	72,92
60	0,8437	-21,00	-1,40	-90,03	125,97
61	0,8580	-22,42	-1,99	-90,20	179,15
62	0,8723	-24,26	-2,51	-87,13	218,98
63	0,8866	-26,54	-2,98	-80,18	238,93
64	0,9009	-29,14	-3,51	-69,19	243,11
65	0,9152	-32,30	-4,04	-54,40	219,85
66	0,9295	-35,76	-4,34	-38,73	168,07
67	0,9438	-39,41	-4,44	-23,99	106,50
68	0,9581	-43,04	-4,20	-11,78	49,43
69	0,9724	-46,29	-3,49	-2,71	9,44
70	0,9867	-48,75	-2,31	2,60	-6,01

EK: 5. DİZ EKLEMİ FİLEKSİYON AÇISI, AÇISAL HIZ, MOMENT VE GÜÇ DEĞERLERİ

Tablo: 5. 1E. Diz eklemi fileksiyon açısı, açısız hız, moment ve güç değerleri.

Görüntü Karesi No	Zaman	Diz Eklemi Filek. Açısı	Diz Eklemi Açısız Hızı	Diz Eklemi Momenti	Diz Eklemi Gücü
	t (s)	θ_b (derece)	ω_b (rad/s)	M_b (Nm)	P_b (W)
1	0,0	47,67	4,66	6,39	29,76
2	0,0143	49,60	4,40	7,38	30,81
3	0,0286	51,58	4,18	8,79	40,42
4	0,0429	55,02	3,75	8,25	30,91
5	0,0572	57,72	2,75	7,30	20,07
6	0,0715	59,53	1,68	6,11	10,25
7	0,0858	60,47	0,59	4,60	2,73
8	0,1001	60,50	-0,45	2,96	-1,33
9	0,1144	59,73	-1,41	1,54	-2,17
10	0,1287	58,19	-2,33	0,19	-0,44
11	0,1430	55,91	-3,11	-0,95	2,95
12	0,1573	53,09	-3,81	-1,87	7,14
13	0,1716	49,67	-4,45	-2,73	12,15
14	0,1859	45,80	-4,91	-3,45	16,93
15	0,2002	41,62	-5,34	-4,23	22,61
16	0,2145	37,05	-5,70	-5,05	28,77
17	0,2288	32,29	-5,94	-5,90	35,06
18	0,2431	27,32	-6,16	-7,02	43,22
19	0,2574	22,19	-6,22	-8,41	52,36
20	0,2717	17,12	-6,06	-10,08	61,03
21	0,2860	12,27	-5,63	-11,91	67,07
22	0,3003	7,89	-4,87	-13,91	67,80
23	0,3146	4,28	-3,81	-15,75	59,94
24	0,3289	1,65	-2,56	-16,70	42,75
25	0,3432	0,09	-1,20	-16,23	19,53
26	0,3575	-0,32	0,01	-14,08	-0,19
27	0,3718	0,11	0,96	-10,64	-10,17
28	0,3861	1,24	1,60	-34,75	-55,68
29	0,4004	2,73	1,93	-20,52	-39,64
30	0,4147	4,41	2,10	-7,84	-16,43
31	0,4290	6,17	2,24	-4,18	-9,36
32	0,4433	8,08	2,40	5,95	14,29
33	0,4576	10,10	2,45	14,98	36,70
34	0,4719	12,10	2,23	25,66	57,23
35	0,4862	13,76	1,75	32,30	56,67

36	0,5005	14,97	1,10	35,45	39,11
37	0,5148	15,57	0,42	36,55	15,44
38	0,5291	15,66	-0,16	32,36	-5,02
39	0,5434	15,31	-0,59	28,30	-16,64
40	0,5577	14,70	-0,84	24,65	-20,83
41	0,5720	13,93	-0,96	20,40	-19,60
42	0,5863	13,12	-0,94	19,66	-18,53
43	0,6006	12,38	-0,82	15,49	-12,64
44	0,6149	11,79	-0,70	10,73	-7,46
45	0,6292	11,24	-0,61	7,73	-4,72
46	0,6435	10,79	-0,53	6,75	-3,55
47	0,6578	10,38	-0,50	6,73	-3,39
48	0,6721	9,96	-0,50	6,88	-3,45
49	0,6864	9,56	-0,49	6,04	-2,94
50	0,7007	9,16	-0,50	2,46	-1,23
51	0,7150	8,74	-0,54	-2,21	1,18
52	0,7293	8,29	-0,56	-3,64	2,04
53	0,7436	7,82	-0,52	-5,10	2,67
54	0,7579	7,43	-0,37	-6,35	2,33
55	0,7722	7,22	-0,11	-8,14	0,92
56	0,7865	7,24	0,21	-10,80	-2,30
57	0,8008	7,57	0,60	-13,25	-7,92
58	0,8151	8,22	1,02	-13,29	-13,52
59	0,8294	9,23	1,46	-10,26	-14,99
60	0,8437	10,62	1,89	-6,82	-12,88
61	0,8580	12,33	2,31	-2,79	-6,46
62	0,8723	14,41	2,80	1,72	4,80
63	0,8866	16,91	3,32	5,96	19,77
64	0,9009	19,85	3,82	9,47	36,17
65	0,9152	23,17	4,32	12,42	53,64
66	0,9295	26,92	4,76	13,31	63,30
67	0,9438	30,96	5,04	12,84	64,69
68	0,9581	35,18	5,20	11,39	59,27
69	0,9724	39,49	5,19	8,01	41,51
70	0,9867	43,67	4,99	5,12	25,59

EK: 6. SİMÜLATÖR DENEYİNDE BASINÇLAR

Tablo: 1. 6E. Bilek eklemi fleksiyon açısı (θ_b), bilek eklemi momentini (M_b), topuk-bilek ve bilek-diz doğrultuları arasındaki açı (β), elastik aktivatör ile bilek eklemi arasındaki açı (α), elastik aktivatörün uygulaması gereken kuvvet (F), motor momentini (M_m), silindirin piston kolu tarafında (P_k) ve piston tarafında (P_p) olması gereken basınç değerleri.

1	2	3	4	5	6	7	8	9
Zaman	θ_b	M_b	β	α	F	M_m	P_k (F<0) Piston Kolu Tarafı	P_p (F>0) Piston Tarafı
s	derece	Nm	derece	derece	N	mNm	bar	bar
0,0000	-50,08	2,79	121,5	88,5	32,8	9,4	0	0,109
0,0143	-48,75	2,68	117,3	92,7	31,5	9,1	0	0,104
0,0286	-47,51	2,59	115,5	94,5	30,5	8,8	0	0,101
0,0429	-46,25	2,53	115,7	94,3	29,9	8,6	0	0,099
0,0572	-45,26	2,16	116,3	93,7	25,5	7,3	0	0,084
0,0715	-43,74	1,75	118,2	91,8	20,6	5,9	0	0,068
0,0858	-41,87	1,32	121,0	89,0	15,6	4,5	0	0,052
0,1001	-39,91	0,96	123,8	86,2	11,3	3,3	0	0,038
0,1144	-37,94	0,69	126,5	83,5	8,2	2,4	0	0,027
0,1287	-36,17	0,54	128,9	81,1	6,5	1,9	0	0,021
0,143	-34,67	0,49	130,9	79,1	5,8	1,7	0	0,019
0,1573	-33,35	0,48	132,3	77,7	5,8	1,7	0	0,019
0,1716	-32,31	0,52	133,5	76,5	6,3	1,8	0	0,021
0,1859	-31,40	0,56	134,5	75,5	6,7	1,9	0	0,022
0,2002	-30,63	0,60	135,5	74,5	7,3	2,1	0	0,024
0,2145	-29,97	0,64	136,5	73,5	7,9	2,3	0	0,026
0,2288	-29,29	0,62	137,5	72,5	7,7	2,2	0	0,025
0,2431	-28,59	0,54	138,7	71,3	6,7	1,9	0	0,022
0,2574	-27,84	0,33	140,1	69,9	4,1	1,2	0	0,014
0,2717	-27,04	0,00	141,6	68,4	-0,1	0,0	0,000	0
0,286	-26,30	-0,36	142,9	67,1	-4,6	-1,3	0,017	0
0,3003	-25,66	-0,77	143,9	66,1	-9,9	-2,8	0,036	0
0,3146	-25,14	-1,17	144,6	65,4	-15,1	-4,3	0,056	0
0,3289	-24,88	-1,41	144,9	65,1	-18,3	-5,3	0,068	0
0,3432	-24,88	-1,46	145,0	65,0	-18,9	-5,4	0,070	0
0,3575	-25,11	-1,33	144,5	65,5	-17,2	-4,9	0,063	0
0,3718	-25,71	-1,05	143,4	66,6	-13,5	-3,9	0,050	0
0,3861	-26,68	-2,32	141,2	68,8	-29,3	-8,4	0,108	0
0,4004	-28,18	4,18	138,0	72,0	51,6	14,8	0	0,171
0,4147	-29,96	8,16	134,4	75,6	99,1	28,5	0	0,328
0,429	-31,83	3,23	131,0	79,0	38,7	11,1	0	0,128
0,4433	-33,27	5,08	128,6	81,4	60,4	17,3	0	0,200

0,4576	-34,04	5,06	126,9	83,1	59,9	17,2	0	0,198
0,4719	-34,00	5,73	125,8	84,2	67,8	19,5	0	0,224
0,4862	-33,25	3,17	125,3	84,7	37,5	10,8	0	0,124
0,5005	-32,01	-0,06	126,7	83,3	-0,7	-0,2	0,003	0
0,5148	-30,59	-1,16	128,8	81,2	-13,9	-4,0	0,051	0
0,5291	-29,20	-3,78	130,2	79,8	-45,2	-13,0	0,167	0
0,5434	-27,98	-4,89	131,5	78,5	-58,7	-16,8	0,217	0
0,5577	-26,87	-6,69	132,6	77,4	-80,7	-23,2	0,298	0
0,572	-25,88	-10,37	133,7	76,3	-125,6	-36,1	0,464	0
0,5863	-25,09	-10,77	134,9	75,1	-131,1	-37,6	0,485	0
0,6006	-24,45	-14,37	135,6	74,4	-175,5	-50,4	0,649	0
0,6149	-23,94	-18,87	134,7	75,4	-229,4	-65,8	0,848	0
0,6292	-23,62	-22,51	133,7	76,3	-272,6	-78,3	1,008	0
0,6435	-23,37	-25,23	136,0	74,0	-308,8	-88,6	1,142	0
0,6578	-23,11	-27,82	139,4	70,6	-347,0	-99,6	1,283	0
0,6721	-22,91	-30,30	141,2	68,8	-382,4	-109,8	1,414	0
0,6864	-22,56	-33,35	142,6	67,4	-424,9	-122,0	1,571	0
0,7007	-22,08	-38,69	143,8	66,2	-497,5	-142,8	1,839	0
0,715	-21,63	-45,14	144,7	65,3	-584,6	-167,8	2,161	0
0,7293	-21,21	-48,83	145,4	64,6	-635,9	-182,6	2,351	0
0,7436	-20,78	-53,49	146,0	64,0	-700,2	-201,0	2,589	0
0,7579	-20,40	-58,83	146,4	63,6	-772,7	-221,8	2,857	0
0,7722	-20,02	-64,99	146,8	63,2	-856,5	-245,9	3,167	0
0,7865	-19,66	-71,56	147,2	62,8	-946,6	-271,7	3,499	0
0,8008	-19,49	-77,87	147,7	62,3	-1.034,7	-297,0	3,825	0
0,8151	-19,64	-83,42	148,3	61,7	-1.114,6	-320,0	4,121	0
0,8294	-20,13	-87,24	148,7	61,3	-1.170,2	-335,9	4,326	0
0,8437	-21,00	-90,03	148,6	61,4	-1.206,4	-346,3	4,460	0
0,858	-22,42	-90,20	148,3	61,7	-1.205,2	-346,0	4,456	0
0,8723	-24,26	-87,13	147,4	62,6	-1.154,6	-331,5	4,269	0
0,8866	-26,54	-80,18	145,8	64,2	-1.047,7	-300,8	3,874	0
0,9009	-29,14	-69,19	143,5	66,5	-887,6	-254,8	3,281	0
0,9152	-32,30	-54,40	140,3	69,7	-682,4	-195,9	2,523	0
0,9295	-35,76	-38,73	135,9	74,1	-473,8	-136,0	1,752	0
0,9438	-39,41	-23,99	130,7	79,3	-287,2	-82,5	1,062	0
0,9581	-43,04	-11,78	123,8	86,2	-138,9	-39,9	0,513	0
0,9724	-46,29	-2,71	119,5	90,5	-31,9	-9,1	0,118	0
0,9867	-48,75	2,60	119,8	90,3	30,6	8,8	0	0,101
1,0010	-50,08	2,79	121,5	88,5	32,8	9,4	0	0,109

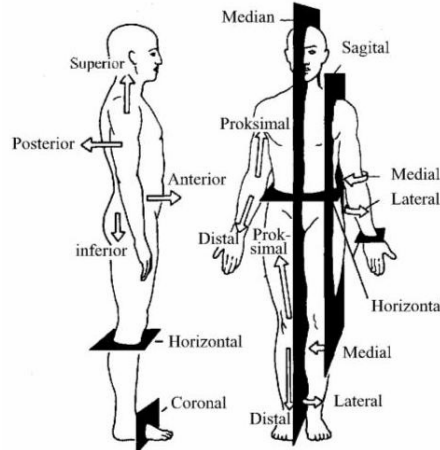
EK 7. ALT EKSTREMİTENİN ANATOMİK YAPISI

Alt ekstremitte protezlerine yönelik yeni tasarımları konu alan bir çalışmada, alt ekstremitenin anatomik yapısından da kısaca bahsedilmesinin faydalı olabileceği düşünülerek eklenen bu bölümde alt ekstremitenin kemik ve kas yapısı, diz altı ve diz üstü amputasyonlarında kaybedilen eklemler olan ayak bileği ve diz eklemlerinin yapısı ve hareketleri, diz altı ve diz üstü amputasyonları hakkında bilgi verilmiştir.

7. 1E. Terimler

Raporun yazımında kullanılan bazı terimlerin anlamları şu şekildedir: İnsan vücudunda baş ve gövde dışında kalan kısımlar için ekstremitte terimi kullanılır. El-önkol-kol uzuvları ile el bileği-dirsek-omuz eklemleri üst ekstremitayı, ayak-bacak-uyuk uzuvları ile ayak bileği-diz-kalça eklemleri ise alt ekstremitayı oluşturmaktadır. Yüzü karşıya bakan, topukları birleşik, kolları yanlarda ve avuç içleri öne bakar şekilde ayakta dik durmakta olan bir insanın bu pozisyonuna anatomik duruş adı verilir. Şekil 7.1E'de gösterilmiş olan bu duruşa göre, vücut ortasından geçerek vücudu iki eşit parçaya ayıran düzleme median düzlem, buna paralel olan düzlemlere sagittal düzlemler, median düzleme ve yere dik olan düzlemlere coronal düzlemler, median düzleme dik ve yere paralel olan düzlemlere horizontal düzlemler adı verilir. Vücut yüzeyine yakın olan için external, derinde bulunan için internal, ortada bulunan için intermediatus, ekstremitelerde gövdeye yakın olan kısım için proksimal, uzak olan kısım için distal, iç yan için medial ve dış yan için ise lateral terimleri kullanılırlar.

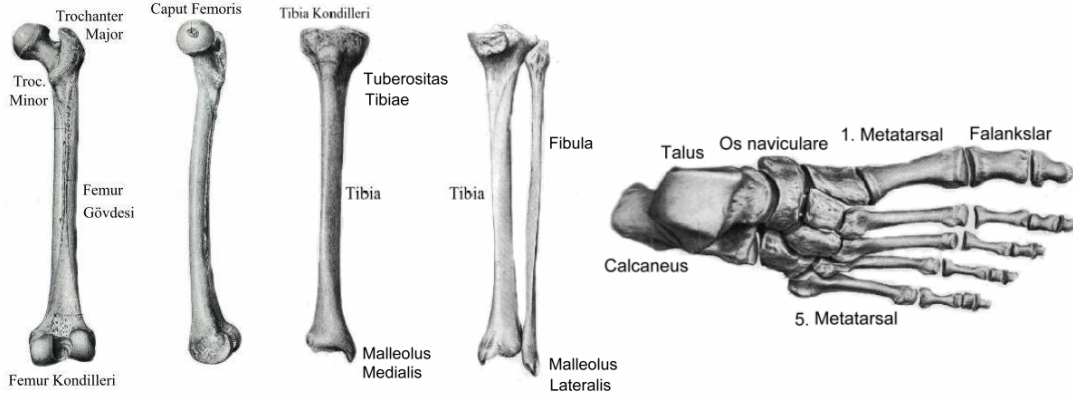
Ekstremitte uzuvlarının hareketleri, hareketin yönüne ve şekline göre farklı isimler alırlar. Alt ekstremitedeki bilek ve diz eklemlerinin hareketleri için kullanılacak olan bu terimlerin anlamları şu şekildedir: İki uzvun düz ve gergin durumdan ayrılarak birbirlerine doğru yaklaşmaları fileksiyon hareketidir. Üst ekstremitenin dirsek ekleminde veya alt ekstremitenin diz ekleminde bükülmesi buna örnektir. Bunun tersi, yani iki uzvun fileksiyon durumundan ayrılıp düz duruma gelmeleri ekstansiyon hareketidir. İçe çekme, orta çizgiye yaklaştırma hareketi adduksiyon hareketidir. Kol ve bacağın, vücut eksenine yaklaşacak şekilde yaptıkları hareketler buna örnektir. Bunun tersi olan hareket, yani dışa çekme, orta çizgiden uzaklaşma, kol ve bacağın vücut ekseninden uzaklaşması ise abduksiyon hareketidir. İçe dönme ya da bir uzvun kendi boyuna eksenini etrafında dönmesi hareketi pronasyon (iç rotasyon) hareketidir. Örneğin, dirseğin pronasyonu, dirsek fileksiyon durumundayken ön kol ve elin avuç içi yere bakacak şekilde döndürülmesidir. Bunun tersi, yani bir uzvun kendi boyuna eksenini etrafında dışa dönmesi supinasyon (dış rotasyon) hareketidir. Bu altı çeşit hareketin bileşimi olan ve sadece küresel eklemde sahip omuz ve kalça eklemleri tarafından yapılabilen dairesel hareket sirkumduksiyon hareketidir (ODAR, 1980).



Şekil: 7. 1E. Anatomik duruş (ERİŞÖZ, 1994).

7. 2E. Alt Ekstremitte Kemikleri:

Alt ekstremitteyi oluşturan kemikler os-coxae, sacrum, femur, patella, tibia, fibula, talus, calcaneus ve ayakta bulunan diğer 24 kemiktir. Sacrum hariç tüm kemiklerden sağ ve sol olmak üzere ikişer adet bulunmaktadır. Alt ekstremitte iskeleti, hiçbirini diğerinin tam eşi olmayan 63 kemikten oluşan son derece karmaşık yapıda bir sistemdir. Pelvis (leğen kemiği) sağ ve sol os-coxae ile sacrumun çok az hareket eden eklemler ve bağlar yardımıyla birleşmesiyle oluşmuştur. Sacrum omurga ile, os-coxae ise sağ ve sol femur ile eklem yaparlar. Yüzeylerindeki delik, çentik ve kabartılarla, kas ve bağların tutunmalarına olanak veren çok özel bir şekilde sahiptir. Bu kemikler Şekil 7.2E’de verilmiştir.



Şekil: 7. 2E. Sağ femurun arkadan ve içten görünüşleri, sağ tibianın önden görünüşü, sağ tibia ile fibulanın birlikte arkadan görünüşü ve sağ ayak kemiklerinin üstten görünüşü (ARINCI, 1977).

Femur (uyluk kemiği) pelvis ile eklem yapar. Bastona benzeyen şekliyle vücudun en büyük kemiği olan femur, vücuttaki en güçlü kasları üzerinde bulundurur. Proksimal ucunda küresel yapıya sahip femur başı (caput femoris), femur boynu (collum femoris) ve kasların en önemli tutunma noktalarını oluşturan çıkıntılar (trochanter major ve trochanter minor) bulunur. Caput femoris, anatomik duruşta yukarı, içe ve öne doğru eğilidir. Gövdeye göre yaptığı açı 120-130° ve öne doğru yaptığı açı ise 12-14° kadardır. Femurun daha geniş ve daha kalın olan distal ucunda ise diz eklemine oluşturan medial ve lateral kondiller ile bunlar arasında yer alan bir boşluk bulunur. Medial kondil lateral olana nazaran daha distale kadar uzanmaktadır. Bunların tibia üzerindeki karşılıkları ise aynı seviyededirler. Bu ilginç özellik sayesinde, femur yukarıdan aşağıya uzanırken aynı zamanda dıştan içe doğru da uzanır. Böylece, kalça ve diz eklem merkezlerinin aynı düşey eksene gelir ve distal femur uçları proksimale oranla birbirlerine daha yakın olur.

Patella (diz kapağı) yassı ve üçgen biçimli bir kemiktir. M.quadriceps femorisin kirişi içinde bulunan patella oldukça önemli fonksiyonlar üstlenmiştir. Femur ile eklem yapar, diz eklemine dış etkilerden korur, dizin fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri sırasında ekstansör mekanizmasının femur üzerinden kaymasını kolaylaştırır, ekstansör kas kirişini eklem ekseninden uzaklaştırıp kuvvet kolu mesafesi artırarak aynı değerdeki moment için gerekli olan kas kuvvetini azaltır. Patellanın olmadığı durumda eşit eklem momenti için m.quadriceps femoris kuvvetinin % 30 daha fazla olması gerektiği hesaplanmıştır.

Tibia (kaval kemiği) vücudun femurdan sonraki en uzun kemiğidir. Bacağın iç tarafında yer alır. Femur, fibula ve talus ile eklem yapar. Proksimal ucunda, femur kondillerine karşılık gelen, içbükey eklem yüzleri bulunur. Üçgen kesitli tibianın ön kenarı deri altından kolaylıkla hissedilebilir. Distal ucu talus ile eklem yaparak bilek eklemine oluşturur. Burada malleolus medialis adı verilen ve ayak bileği iç yan yüzünde kolaylıkla görülebilen çıkıntı yer alır.

Fibula (kamyş kemiği) bacağın dışında bulunan, tibiaya göre daha ince ve daha distale uzanan bir kemiktir. Proksimalde femur ile yapılan diz eklemine katılmayan fibula, distalde ise talus ile yapılan bilek eklemine katılmaktadır. Ayak bileği dış yan yüzünde oval bir çıkıntı olarak görülen kısım fibulanın malleolus lateralis adı verilen distal ucudur.

Talus (açık kemiği) bacak ile ayak arasındaki bağlantıyı temin eden ve ayakta bulunan 26 kemik içinde ikinci büyük olanıdır. stte tibia ve fibula, altta calcaneus ve nde ise os-naviculare olmak üzere toplam dört kemikle eklem halindedir.

Calcaneus (topuk kemiği) ayak kemikleri içinde en büyük olanıdır. stte talus ve nde diğer bilek kemikleri ile eklem halindedir. Topuğu oluşturan calcaneus kuvvet iletiminde önemli rol üstlenir. Bacağın arka yüzündeki fileksr kasların kirişlerinin üzerinden dolaştığı calcaneus bir manivele kolu gibi işlev görür.

Ayakta, talus ve calcaneustan başka 24 kemik daha bulunmaktadır. Bunlardan beş tanesi bilek eklemine katılan kemikler, beş tanesi metatarsal kemikler geri kalan 14 tanesi ise ayak parmaklarını oluşturan kemiklerdir. Metatarsal kemikler medialden laterale doğru numaralandırılırlar. Metatarsal kemikler ve bilekte yer alan diğer kemikler, az hareket eden fakat sağlam eklemler oluştururlar. Bu sayede vücudun yükünü taşımak durumunda olan ayak aynı zamanda basılan zeminin çeşitli durumlarına uyum sağlayacak elastikiyete de sahip olabilmektedir.

7. 3E. Alt Ekstremitte Kasları

Toplam 2x56 kastan oluşan alt ekstremitte kasları son derece karmaşık bir yapıya sahiptir. Kalça bölgesi, uyluk bölgesi, bacak bölgesi ve ayak bölgesi kasları olmak üzere dört grupta incelenebilir. Bu bölümde yer alan incelemede, ayak parmaklarının hareketini sağlayan kaslar kapsam dışı bırakılmış ve alt ekstremitte amputasyon protezlerinde protez kontrolünü daha yakından ilgilendiren diğer 32 adet kas kısaca incelenmiştir. Bu incelemede anatomik ayrıntılar bir tarafa bırakılmış ve sistematik olarak kasların isimleri, yapışma noktaları ve fonksiyonları verilmiştir. Kalça ve uyluk bölgesi kasları Şekil 7.3E'de, bacak bölgesi kasları Şekil 7.4E'de, kasların yapışma noktaları Şekil 7.5E'de ve bu Őekillerde kullanılan numaralar kullanılarak oluşturulan zet Tablo 7.1E'de verilmiştir.

M. gluteus maximus (1) kalça eklemi arka yüzünde yer alır. Os coxae ve sacrumun arka yüzünden başlayıp femur arka yüzünün üst tarafında sonlanan m.gluteus maximus, 4 cm kalınlığı ve eşkenar dörtgen Şekliyle fizyolojik kesiti ve yüzey alanı geniş olan bir kastır. Kesit büyüklüğü kasın kuvvetli kasıldığı anlamı taşır. Etkilediği eklem kalça eklemidir. Kasıldığında uyluğa kuvvetli ekstansiyon yaptırır. Ekstansiyon hareketi günlük yaşantıdaki yürüme, merdiven çıkma, oturlan yerden kalkma, vücudu dik tutma gibi hareketlerin önemli bir parçasıdır. Kasın en başta gelen ekstansiyon fonksiyonu olmasaydı bu hareketler yapılamazdı. Bu kasın alt ve üst tarafları ayrı ayrı kasılabilme yeteneğine sahiptir. Bu sayede uyluğa adduksiyon yaptırırken, abduksiyonu da destekler. Kasın nc fonksiyonu da uyluğa supinasyon yaptırmasıdır. Kasın diğer ilginç özelliği ise kalça eklemine ekstansiyon yaptırıldığında dizin ekstansiyonunu da destekleyebilmesidir. Diz st amptelerinde bu özellik önem kazanır. Uyluk kasları olmayacağından, vücut ağılığı etkisi altında dizin kontrolsüz fileksiyonu bu kas tarafından bir ölçüde engellenebilir.

M. gluteus medius (2), m. gluteus maximusun altında ve daha dış-üstte yer alır. Os-coxaenin arka-üst kenarından başlayıp trochanter majorun dış kısmına yapışarak sonlanır. Başta gelen fonksiyonu uyluğa kuvvetli abduksiyon yaptırmasıdır. Bu fonksiyon, ayakta dururken ve yürüme sırasında hareketlerin düzgün ve sürekli olmasının gereğidir. Ayakta dururken bu kasların iki taraflı kasılması, iki taraf femurunu tespit eder ve sağa sola kaymayı engeller. Bu konumdaki pelvis, sağlam iki direk üzerine oturtulmuş bir çatıya benzer. Yürüme

sırasında ise, bir ayak yerden kaldırıldığında, diğer ayak tarafındaki m. gluteus medius kasılarak, pelvisin havadaki ayak tarafını havada tutar. Bu fonksiyonda eksiklik olduğunda, bir ayak ileri adım attığında pelvis aşağı düşmektedir. Bu durum sırayla tekrar etmekte, pelvis terazi kefeleri gibi bir sağa bir sola düşmekte ve ördek yürüyüşü denen yürüyüş bozukluğu ortaya çıkmaktadır. İlave olarak, uyluğun fileksiyon, ekstansiyon, pronasyon ve supinasyonu da bu kas tarafından desteklenmektedirler. M. gluteus minimusun (3) yeri ve fonksiyonu m. gluteus medius gibidir. Sağlam ve kalınca bir kirişle trochanter majorun tepesine yapışır. Fonksiyonu uyluğa abduksiyon yaptırmak, uyluk pronasyonunu destekleme, pelvisi sabit duran alt ekstremiteye doğru eğmektir.

M. piriformis (4), derindeki kaslardandır. Pelvis boşluğunda sacrumun ön yüzünden başlayıp uzun bir sonuç kirişle trochanter majorun tepesine yapışarak sonlanır. Uyluğa abduksiyon ve supinasyon yaptırır. M. gemellus superior (5) ve m. gemellus inferior (6), pelvis boşluğunun iç yüzünden başlarlar. Sonuç kirişleri, aynı yerden başlayan m. obturatorius internusun (7) sonuç kirişi ile birleşir. Bu üç kas ortak bir kiriş halinde trochanter majorun iç tarafındaki boşluğa yapışarak sonlanırlar. M. obturatorius externus (8) pelvisin ön yüzünün alt kısmından kalın bir kas olarak başlayıp, trochanter majorun iç tarafındaki boşluğuna yapışarak sonlanır. M. quadratus femorisin (9) yapışma yerleri de buna benzerdir. Uyluğa supinasyon yaptırırlar. Fileksiyon ve adduksiyonu da desteklerler.

M. iliopsoas (10) göğüs ve bel vertebraları ile pelvisin iç konkav yüzünden başlayan, psoas major, psoas minor ve iliacus kas huzmelerinden oluşur. Ortak bir sonuç kirişle trochanter minora yapışarak sonlanır. Uyluğa kuvvetli fileksiyon yaptıran ve uyluğun supinasyon ve adduksiyonunu da destekleyen kas grubudur. Ayakta dururken, tek taraflı çalıştığında gövdeyi yana doğru ve çift taraflı çalıştığında ise öne doğru eğer. Sırt üstü yatarken gövdenin doğrulmasındaki en önemli rolü üstlenir.

M. tensor fasciae latae (11) pelvisin üst-yan kenarından bir kirişle başlar ve genişleyerek aşağıya doğru inerken 5 cm genişlikte bir tendon şerite dönüşür. Bu şekilde dize kadar iner ve tibianın lateral kondiline yapışarak sonlanır. Kalça ve diz eklemlerinin her ikisini de etkiler. Uyluğa fileksiyon yaptırır. Bacağın ekstansiyon durumunda kalmasını sağlar ve bükülmesini önler.

M. sartorius (12) 60 cm boyu ile vücudun en uzun kasıdır. Pelvisin dış yanından başlar ve "S" şeklinde bir seyir takip ederek tibianın medial kondiline yapışır. Kalça ve diz eklemlerinin her ikisini de etkiler. Uyluğa fileksiyon, supinasyon ve abduksiyon yaptırır. Bacağın fileksiyon ve pronasyonunu destekler.

M. quadriceps femoris (13) vücuttaki en geniş kas kitesidir. Fonksiyonu bacağa kuvvetli ekstansiyon yaptırmak, bacağın fileksiyonunu kontrol altında tutmak, gerektiğinde belli bir fileksiyon açısında bacağı bloke etmek, ayakta dik durabilmeyi sağlamak ve vücut ağırlığı altında dizlerin bükülmesini önlemektir. Dört kasın birleşmesiyle oluşur. Bunlardan birincisi pelvis ön yüzünde kalça eklemine hemen üzerindeki bir noktadan başlayan m. rectus femorisdir (13a). İkincisi femurun medial yüzünün üst tarafından başlayan m. vastus medialisdir (13b). Üçüncüsü femurun lateral yüzünün üst tarafından başlayan m. vastus lateralisdir (13c). Dördüncüsü ise femurun ön yüzünün büyük kısmına yapışan m. vastus intermediusdur (13d). Bu dört kasa ait kirişler birleşerek ilerler ve patella üzerinden tuberositas tibiaeye yapışarak sonlanırlar. Bu kasın tamamı diz eklemi üzerinde, sadece (13a) aynı zamanda kalça eklemi üzerinde de etkilidir.

M. pectineus (14) pelvisin ön yüzünden başlar ve trochanter minorun altından aşağıya uzana bir çizgi şeklinde femur arka yüzüne yapışır. Uyluğa fileksiyon, adduksiyon ve supinasyon yaptırır. M. adductor longus (15) ve m. adductor brevis (16) pelvis ön yüzü alt kenarından başlarlar ve femur gövdesi arka yüzüne yapışarak sonlanırlar. Başlıca fonksiyonları uyluğa adduksiyon yaptırmak ve uyluğun fileksiyonunu desteklemektir.

yaptırılabilir. Bu kasın bir diğer önemli fonksiyonu ise zararlı olabilecek aşırı bacak ekstansiyonunu aktif kas kuvveti ile engellemektir.

M. semitendinosus (20) ve m. semimembranosus (21) kaslarının her ikisi de pelvis alt kenarından başlayıp diz eklemine kadar inerler. İleri tibianın medial kondili iç yüzüne, ikincisi ise diz eklem kapsülünün arka yüzüne yapışarak sonlanırlar. Bu kaslar, bacağa fileksiyon, uyluğa ekstansiyon ve bükülü durumdaki bacağa pronasyon yaptırırlar. Ayrıca bacağın aşırı ekstansiyonunu önlerler.

M. gastrocnemius (22) bacak arka yüz kaslarından en dışta olan iki başlı kastır. Bu lateral ve medial başlar femurun lateral ve medial kondillerine yapışmıştır. Medial baş daha geniş olarak her ikisi aşağıya doğru iner ve bacak ortalarında birleşirler. M. soleus da (23) bacak arka yüz kasıdır. Daha derinde ve daha geniştir. Fibula ve tibia başlarından itibaren aşağıya doğru iner. Fonksiyonları ortak olan bu iki kas ortak bir giriş halinde calcaneusa yapışarak sonlanırlar. Kasıldıklarında ortaya çıkan kabartı sayesinde kas ile giriş bölümleri kolaylıkla birbirinden ayırt edilebilir. Bu kasların temel fonksiyonu ayağa fileksiyon yaptırmaktır. Kasların geniş kesitli olmaları ve yapıştıkları noktanın bilek eklemi ekseninden uzakta olması, yaptırılan fileksiyon hareketinin çok etkin olmasını sağlamaktadır. Ayakta dururken bu kaslar tek taraflı bile olsa kasıldıklarında tüm vücudun parmaklar üzerinde yukarı kalkmasını sağlayabilmektedirler. Bu özellik bilhassa yürüme, koşma ve sıçrama gibi hareketlerde önem kazanır. Ayakta dik durabilmek için bu kaslar, m. gluteus maximus ve m. quadriceps femoris ile senkronize bir şekilde çalışırlar. Bu kasların diğer fonksiyonu ise ayağa supinasyon yaptırmaktır. M. gastrocnemius femura da bağ yaptığından bilekle beraber diz eklemine de etkiler ve bacağın fileksiyonuna katkıda bulunur.

M. popliteus (24) lateral femur kondilinden başlayıp tibianın arka yüzünde sonlanan kısa bir kastır. Bacağın fileksiyonuna yardım eder ve fileksiyon durumundaki bacağa pronasyon yaptırır. M. flexor digitorum longus (25), m. tibialis posterior (26) ve M. flexor hallucis longus (27) bacak arka yüzünün derininde bulunan kaslardır. Senkronize çalışan bu üç kas, tibia ve fibulanın arka yüzlerinde içten dışa doğru sıralanmışlardır. Kas girişleri, talus altından dolaşarak metatarsal kemiklerin altına yapışırken aynı zamanda ayak kubbesini, talusu ve talusun önündeki diğer beş küçük kemiği de desteklemiş olurlar. Fonksiyonları hemen hemen ortaktır. Ayağa fileksiyon, supinasyon ve adduksiyon yaptırırlar. Parmakların fileksiyonunda da etkindirler. Ayak başparmağına yaptırılan fileksiyon özellikle önemlidir. Yürürken basma fazından salınma fazına geçişte ayağı yerden itici rol oynar.

M. tibialis anterior (28) bacak ön yüzünde yer alan kasların en güçlüsüdür. Tibianın lateral kondilinden başlayıp aşağıya doğru inerken bacağın ortalarında girişe dönüşür. Ayak sırtının iç kenarından aşağı bükülür ve birinci metatarsal kemiğin yan yüzüne yapışarak sonlanır. Fonksiyonları, ayağa ekstansiyon, supinasyon ve adduksiyon yaptırmaktır. Ayağın ekstansiyonuna dorsal fileksiyon da denilmektedir. Bu hareket yürüme açısından oldukça önemlidir. Bu kasın kasılması basma fazında bacağın ve dolayısıyla vücudun öne doğru eğilmesini sağlar, salınma fazında ise ayak parmaklarının yere çarpmasını önler. Merdiven çıkma sırasında bu özellik daha da önem kazanır. Salınma fazındaki ayak yeterince dorsal fileksiyon yapmazsa parmaklar basamağın kenarına çarparak kişinin tökezlemesine neden olurlar.

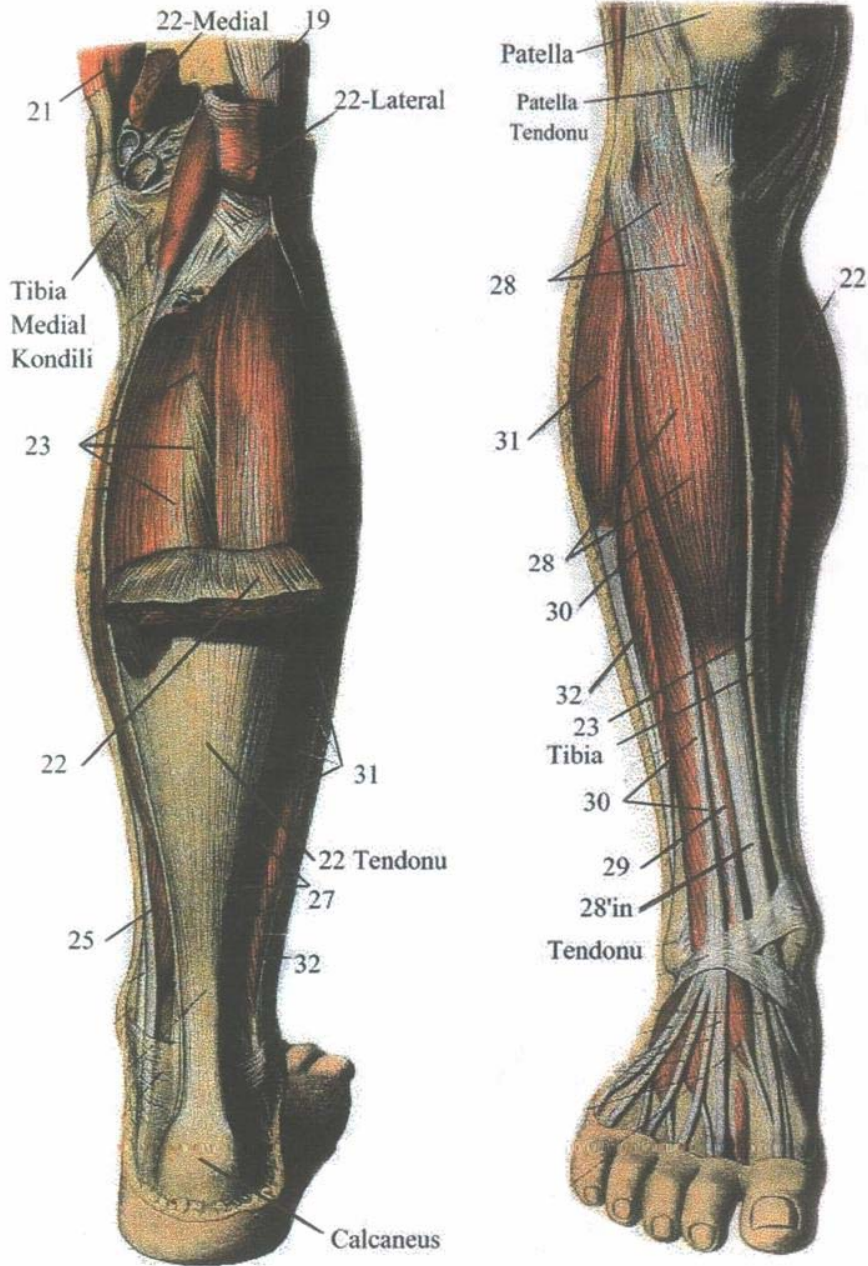
M. extensor hallucis longus (29) bacağın ön taraf kaslarından ikincisidir. Tibia ile fibula arasındaki boşluğun alt yarısına tutunmuştur. Ayak başparmağı kemiklerinden sonuncusu üzerine yapışarak sonlanır. Ayağa ekstansiyon, pronasyon ve abduksiyon yaptırır. Bu kas kasıldığında ayak başparmağı da ekstansiyon yapar.

M. extensor digitorum longus (30) bacağın ön taraf kaslarının sonuncusudur. Fibulanın ön yüzünün tamamı ve tibianın lateral kondili bu kasın yapışma alanıdır. Ayak sırtına indiğinde dört demetli girişe dönüşür ve dört parmağın kemiklerine yapışarak sonlanır. Ayağa

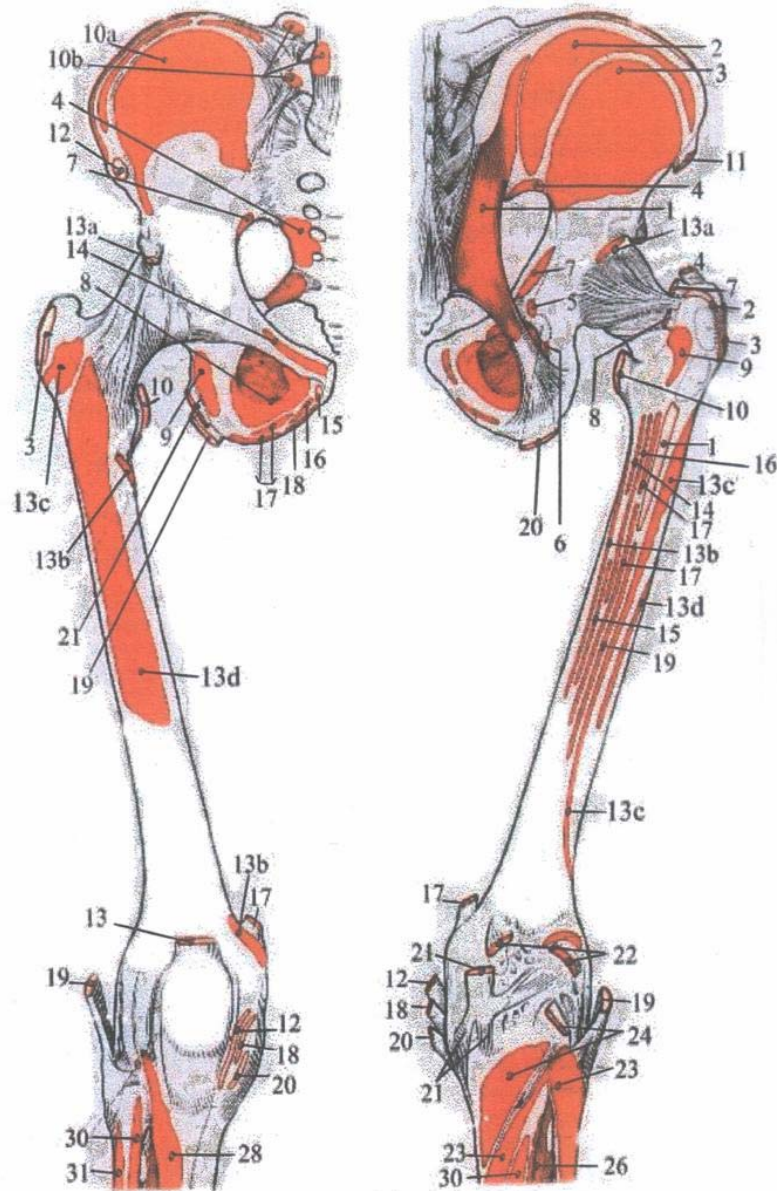
ekstansiyon, pronasyon ve abduksiyon yaptırır. Bu kas kasıldığında ayağın son dört parmağı da ekstansiyon yaparlar. Son ele alınan altı kas, bacağın ön ve arka yüzlerinde yer alan, fonksiyonları ve isimleri birbirine çok benzeyen üçerli kas gruplarıdır.

M. peroneus longus (31) üstte ve m. peroneus brevis (32) altta olmak üzere, her ikisi de bacağın dış yan yüzünde bulunan kaslardır. Fibula ön yüzünden başlayıp kirişe dönüşerek ayak tabanında metatarsal kemiklerin alt yüzeyine yapışarak sonlanırlar. Ayağa fileksiyon, pronasyon ve abduksiyon yaptırırlar.

Ele alınanların dışında, ayak bölgesinde yer alan ve ayak parmaklarına çeşitli hareketler yaptıran 21 adet daha kas bulunmaktadır. Ancak bunlar küçük boyutlu ve alt ekstremitte hareketleri üzerinde çok önemli etkilere sahip bulunmayan kaslardır (ODAR, 1980).



Şekil: 7. 4E. Bacak bölgesi kasları (ARINCI, 1977).



Şekil: 7. 5E. Sağ pelvis ve sağ femurun ön ve arka yüzlerinde kas yapışma noktaları (ARINCI, 1977).

Tablo: 7. 1E. Alt ekstremitte kaslarının isimleri, yapışma noktaları ve fonksiyonları (KAPTI,2001).

NO	KASIN ADI	BAŞLAMA NOKTASI	BİTİŞ NOKTASI	FONKSİYONU
1	<i>M. Glutaeus Maximus</i>	Pelvis ve sacrum arka yüzü	Femur arka yüzünün üst tarafı	Uyluğa kuvvetli ekstansiyon, abduksiyon ve adduksiyon yaptırır. Uyluk supinasyonu ve diz ekstansiyonunu destekler. Gövdeyi ayakta dik tutmada, yürümede ve merdiven çıkmada etkilidir.
2	<i>M. Glutaeus Medius</i>	Pelvis arka üst kenarı	Trochanter major dış yüzü	Uyluğa kuvvetli abduksiyon yaptırır. Flexiyon ve ekstansiyon hareketlerinde de etkilidir. Kısmen pronasyon ve supinasyonunu da destekler.
3	<i>M. Glutaeus</i>	Pelvis arka üst	Trochanter	<i>M. Glutaeus Medius</i> ile benzerdir. Her

	Minimus	kenarı	major dış yüzü	iki kas, sabit duran alt ekstremiteye doğru pelvisi eğerler.
4	M. Priformis	Sacrum ön yüzü	Trochanter major tepesi	Uyluğa abduksiyon ve supinasyon yaptırır
5	M.Gemellus Superior	Pelvis boşluğu iç yüzü	Trochanter majorun iç tarafındaki boşluk	Kalça arka yüzü derininde bulunan bu üç kas uyluğa supinasyon yaptırırlar.
6	M.Gemellus Inferior			
7	M.Obturatorius Internus			
8	M.Obturatorius Externus	Pelvis ön yüzünün alt kısımları	Trochanter majorun iç tarafındaki boşluk	Kalça eklemının alt bölgesinde yer alan bu iki kas uyluğa supinasyon yaptırır ve adduksiyonuna yardım ederler.
9	M.Quadratus Femoris			
10	M.Iliopsoas	Göğüs ve bel omurları, pelvis iç yüzü	Trochanter minor	Uyluğa kuvvetli fileksiyon yaptırır. Ayakta dururken, tek taraflı çalışırsa gövdeyi yana doğru ve çift taraflı çalışırsa gövdeyi öne doğru eğer.
11	M.Tensor Fasciae Latae	Pelvis üst yan kenarı	Lateral tibia kondili	Uyluğa fileksiyon ve abduksiyon yaptırır. Dizin fileksiyonunu önler ve ekstansiyonda kalmasının sağlar.
12	M Sartorius	Pelvis dış yan kenarı	Medial tibia kondili ve tuberositas tibiae iç kenarı	Uyluğa fleksiyon, abduksiyon ve supinasyon yaptırır. Bacak fileksiyonuna yardım eder. Fileksiyon durumundaki bacağa pronasyon yaptırır.
13 a	M.Rectus Femoris	Pelvis ön yüzü, kalça eklemının hemen üstü	Bu dört kas birleşerek ortak bir kirişle patella üzerinden tuberositas tibiaeye yapışarak sonlanırlar.	Bu kaslar, insan vücudunun en geniş kas kitlesi olan M.Quadriceps Femoris in bölümlerini oluştururlar. Bacağa kuvvetli ekstansiyon yaptırır ve vücut ağırlığı altında dizlerin bükülmemesi için bacak fileksiyonunu kontrol altında tutarlar. Kalça fileksiyonunu da desteklerler.
13 b	M.Vastus Medialis			
13c	M.Vastus Lateralis			
13 d	M.Vastus Intermedius			
14	M.Pectineus	Pelvis ön yüzü	Trochanter minor altı, femur arkası	Uyluğa adduksiyon yaptırır. Kalça eklemının fleksiyon ve supinasyonuna yardım eder.
15	M.Adductor Longus	Pelvis ön yüzü alt kenarı	Femur arka yüzü ortaları	Uyluğa adduksiyon yaptırır ve kalça eklemi fileksiyonuna yardım eder.
16	M.Adductor Brevis	Pelvis ön yüzü alt kenarı	Femur arka yüzü üst yarısı	Uyluğa adduksiyon yaptırır. Kalça eklemi ekstansiyon ve supinasyonuna yardım eder
17	M.Adductor Magnus	Pelvis ön yüzü alt kenarı	Femur arka yüzü ve medial femur kondili	Uyluğa adduksiyon yaptırır. Kalça eklemi ekstansiyon ve pronasyonuna yardım eder.
18	M.Gracilis	Pelvis ön yüzü alt kenarı	Tuberositas tibiae iç kenarı	Uyluğa adduksiyon yaptırır. Bacağın fleksiyon ve pronasyonuna yardım eder.
19	M.Biceps Femoris	Pelvis alt kenarı	Femur arka yüzü ve fibula başı	Bacağa supinasyon ve fileksiyon yaptırır. Kalça ekstansiyonunu destekler. Bacağın aşırı

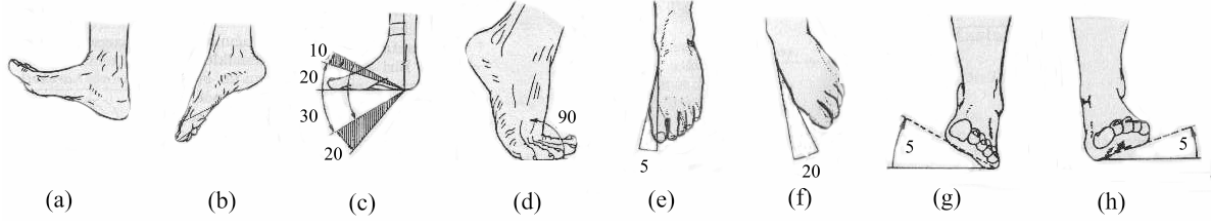
				ekstansiyonuna engel olur.
20	M.Semitendinosus	Pelvis alt kenarı	Tibia medial kondili ve diz eklem kapsülü arkası	Bacağa fileksiyon ve pronasyon, kalça eklemine ekstansiyon yaptırırlar.
21	M.Semimembranosus			
22	M.Gastrocnemius	Medial ve lateral femur kondilleri	Ortak bir kirişle calcaneusa yapışarak sonlanırlar.	Geniş kas kitlesi ve büyük kuvvet kolu mesafesi sayesinde ayağa oldukça güçlü plantar fileksiyon yaptırırlar. M.Gastrocnemius diz fileksiyonunu da destekler. Diz ve bilek eklemlerini tespit ederek ayakta durmayı sağlarlar.
23	M.Soleus	Tibia ve fibula başları		
24	M.Popliteus	Lateral femur kondili	Tibia arka yüzü üst kısmı	Bacağa fileksiyon ve pronasyon yaptırır.
25	M.Flexor Digitorum Longus	Tibia ve fibulanın arka yüzlerinde içten dışa doğru sıralanmışlardır	Talusun altından dolaşan kas kirişleri metatarsal kemiklerin altına yapışarak sonlanırlar.	Ayağa ve parmaklara fileksiyon yaptırırlar. Bu, basma fazından salınma fazına geçişte itme etkisi oluşturur. Ayağın supinasyon ve adduksiyonunu da sağlarlar.
26	M.Tibialis Posterior			
27	M.Flexor Hallucis Longus			
28	M.Tibialis Anterior	Lateral tibia kondili	I. metatarsalın yan kenarı	Ayağa ekstansiyon (=dorsal fileksiyon), supinasyon ve adduksiyon yaptırır.
29	M.Extensor Hallucis Longus	Tibia ve fibula arası boşluğun alt yarısı	Ayak başparmağı sırtı	Ayağa ve ayak başparmağına ekstansiyon yaptırır.
30	M.Extensor Digitorum Longus	Fibula ön yüzü ve tibia lateral kondili	Dört ayak parmağı sırtları	Ayağa ve ayak parmaklarına ekstansiyon yaptırır.
31	M.Peroneus Longus	Fibula ön yüzü	Ayak tabanında metatarsal kemiklerin alt yüzeyleri	Ayağa plantar fileksiyon, pronasyon ve abduksiyon yaptırırlar.
32	M.Peroneus Longus			

7. 4E. Ayak Bileği Eklemi Hareketleri

Bilek eklemi hareketleri Şekil: 7. 6E'de verilmiştir. Eklem kilit taşı konumundaki talus; üst içte tibia, üst dışta fibula, altta calcaneus ve önde os-naviculare ile eklem yapmakta ve bu eklemlerin hepsi birden bilek eklemine oluşturmaktadır. Ayakta dururken bir ayağa gelen yükün % 40 lık bölümü topuk ve % 60 lık bölümü ise beş metatarsal kemiğin oluşturduğu yapıyla karşılanmaktadır. Ayak normal konumundayken bacak ile arasında 90° lik açı vardır. Bu konumdan itibaren ayak sırtı bacak ön yüzüne doğru ortalama 30° lik yaklaşma hareketi yapılabilir. Bu harekete ekstansiyon (dorsal fileksiyon), bu hareketin tersine, yani ayak sırtının bacak ön yüzünden uzaklaşması hareketine ise plantar fileksiyon adı verilir. Kişiden kişiye farklılık gösteren bu iki hareketin toplamı 50-80° arasında değişmektedir.

Ayak parmaklarında ekstansiyon, fileksiyona nazaran daha fazladır. Fileksiyon 40° civarında olduğu halde ekstansiyon 90° ye kadar çıkabilmektedir. Özellikle ayak başparmağının ekstansiyonu yürüme açısından önemlidir. Bilek eklemine abduksiyon ve adduksiyon

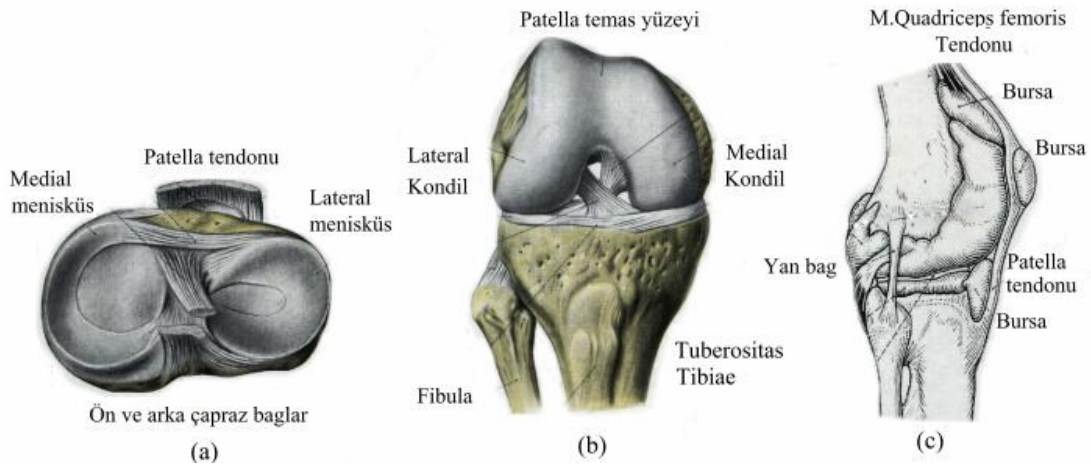
yapabilme yetenekleri oldukça kısıtlıdır. Ayakta supinasyon ve adduksiyon karışımı olarak inversiyon, pronasyon ve abduksiyon karışımı olarak eversiyon adı verilen hareketler yapılabilmektedir. Ayak tabanını görmeye çalışmak şeklinde tanımlanabilecek bu hareketler 10° lik bir sahada gerçekleşirler. Bu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



Şekil: 7. 6E. Ayak bileği eklemi hareketleri. a,b,c) Dorsal ve plantar fileksiyon, d) Ayak parmaklarının ekstansiyonu, e) Adduksiyon, f) Abduksiyon, g) Supinasyon, h) Pronasyon (KAPTI, 2001).

7. 5E. Diz Eklemi Hareketleri

Yapısı Şekil 7.7E'de verilen diz eklemi, patella ile femurun eklenmesiyle oluşan patella-femoral eklem ve tibia ile femurun eklenmesiyle oluşan tibia-femoral eklemden oluşan polisentirik bir eklemdir. Vücuttaki eklemlerin en büyüğüdür. Femur kondillerinin konveksliğiyle tibia kondillerinin konkavlığı birbirine uymaz. Eklem yüzlerinin birbirine uyumunu sağlamak, femurdan tibiaya iletilen basıncı karşılamak ve eklem kapsülünü iki kemik arasında sıkışıp ezilmekten korumak için, alt yüzeyleri düz, üst yüzeyleri iç bükey, biri içte ve diğeri dışta olmak üzere, yarım ay şeklinde iki tane kıkırdak menisküs bulunur. Bu menisküsler diz eklemi için pronasyon ve supinasyon hareketlerini yapmasına da olanak sağlarlar. Femurun iç kondilinin dıştakine nazaran daha distalde, buna karşılık tibia kondillerinin ise aynı seviyede olmalarından dolayı, femur gövdesi dışa doğru açı yaparak yükselir. Bu açı nedeniyle vücut ağırlığının önemli kısmı eklemi dış bölümden iletir.

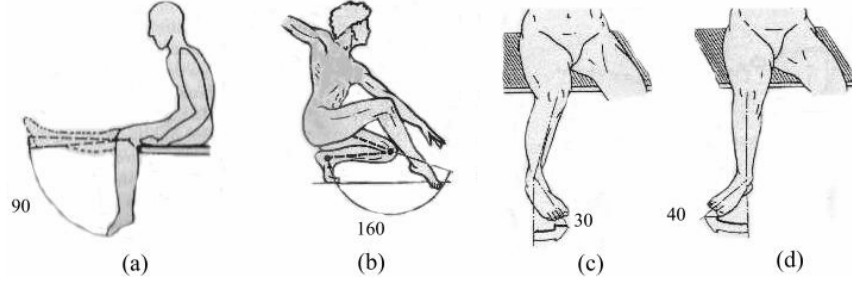


Şekil: 7. 7E. Diz eklemi yapısı.

a) Tibia kondillerinin üstten görünüşü, b) Fileksiyon durumuna gelmiş diz eklemi, c) Ekstansiyon durumundaki diz eklemi dıştan görünüşü (ARINCI, 1977).

Diz eklemi yapabildiği hareketler Şekil 7.8E'de görülmektedir. Diz eklemi, abduksiyon ve adduksiyon hareketlerini yapamaz. Bunlar dışında kalan diğer dört hareketi yapabilir. Diz ekstansiyon ve fileksiyonu özellikle önemli olan hareketlerdir. Diz ekstansiyonu, uyluk ve

bacak arka yüzlerinin birbirinden uzaklaşması hareketidir. Ektansiyon yapan dizde, tibia ve menisküsler femur kondillerinin daha düzgün olan ön tarafına doğru kayarlar. Menisküslerin uçları açılarak temas yüzeyini genişletirler. Bükük bacak düz duruma getirildikten sonra, eklem yüzleri hareketin devamına uygun oldukları halde ekstansiyon hareketi devam ettirilemez. Gergin duruma gelen arka uyluk kasları hareketin devamına engel olurlar. Tam ekstansiyon durumundayken ve m. quadriceps femoris kasılı değilken, patella sıkı bir temas olmaksızın durur ve istenirse elle hareket ettirilebilir.



Şekil: 7. 8E. Diz eklemi hareketleri a) Ekstansiyon, b) Fileksiyon, c) Pronasyon, d) Supinasyon (KAPTI, 2001).

Fileksiyon, bacağın ve uyluk arka yüzlerinin birbirine doğru yaptığı yaklaşma hareketidir. Kas kuvvetiyle 120° lik fileksiyon yaptırılabilir. Ancak diz eklemi, eğer vücut ağırlığıyla yada kol kuvvetiyle yardımcı olunursa 160° ye kadar fileksiyon yapabilecek yapıdadır. Fileksiyon durumuna getirilmiş dizde, femur kondillerinin daha küresel yapıdaki arka kısımları tibia ile temas haline geçer. Eklem çok özel yapısı sebebiyle dönme eksenini sabit değildir. Ektansiyon esnasında öne ve yukarı, fileksiyon esnasında ise aşağı ve arkaya doğru yer değiştirir.

Diz eklemindeki bağlar rotasyon hareketlerini engellerler. Bu nedenle dizin pronasyon ve supinasyonu sınırlıdır. Bu hareketlerde menisküsler femur kondilleriyle birlikte hareket ederler. Rotasyon hareketi tibia ile menisküsler arasında oluşur. Rotasyon hareketi iki şekilde ortaya çıkabilmektedir. Ayak yere sabit durumda iken ekstansiyonun son 30° sinde uyluk bir miktar pronasyon, tersi harekette ise supinasyon olur. Uyluk sabit bacak hareketli ise rotasyon hareketleri ters yönlerde gerçekleşir. Ektansiyon sonunda ve fileksiyon başlangıcında ortaya çıkan zorunlu rotasyon hareketi birinci diz rotasyonudur. Ektansiyon sonunda bacak sabit ise, femur tibia üzerinde pronasyon yapar. Bağların gerginleşmesiyle diz eklemi bu pozisyonda kilitletlenir. Fileksiyon başlangıcında ise olay tersine cereyan eder.

İkinci diz rotasyonu istemlidir. Diz eklemi en az 30° lik bir fileksiyon yaptıktan sonra isteğe bağlı olarak pronasyon ve supinasyon yaptırılabilir. 90° lik fileksiyon durumunda dizin rotasyon sebestliği maksimum düzeyine ulaşır. Diz fileksiyon durumuna geldiğinde iç ve dış bağlar gevşer. Ayrıca femur kondillerinin daha küresel olan arka kısımları tibia üzerine gelir. Böylece diz eklemi küresel eklem özelliği kazanır. Bu durumda dizin iç kondilinden geçen düşey eksen etrafında dış kondilin öne ve arkaya doğru hareket etmesiyle diz eklemine rotasyon yaptırılabilir. Uyluğun sabit olması durumunda diz eklemi 30° lik pronasyon ve 40° lik supinasyon yapabilir.

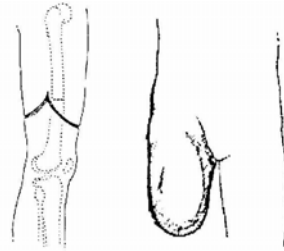
7. 6E. Diz Altı ve Diz Üstü Ampütasyonları

Bir uzvun cerrahi müdahaleyle eklemler arası bir bölgeden kesilerek kısmen alınmasına ampütasyon, kesinin proksimal eklemden yapılarak uzvun vücuttan tamamen ayrılmasına ise dezartikülasyon isimleri verilmektedir. Bu tarz müdahaleler kan dolaşımı düzensizlikleri, damar tıkanmaları, habis urlar, iş ve trafik kazaları, savaşlarda yaralanmalar, diğer travmatik olaylar ve benzeri durumlarda hayat kurtarıcı ve fonksiyon kazandırıcı özellikleri nedeniyle

başvurulan temel cerrahi tekniklerdendir. Alt ekstremité için diz altı ve diz üstü amputasyonlarına sıklıkla başvurulmaktadır.

Diz altı amputasyonu bacak uzvunun ayak bileği ve diz eklemleri arasından kesilmesi şeklindeki cerrahi operasyondur. Bu durumda ayak uзу ve ayak bileği eklemi tamamen, bacak uзу ise kısmen kaybedilmekte ve kullanılacak protezin yapay ayak bileği eklemi içermesi gerekmektedir. Ayak uзуunun en temel iki hareketi, bacağın ön yüzündeki kasların kasılmasıyla ortaya çıkan dorsal fileksiyon hareketi ile bacağın arka yüzündeki kasların kasılmasıyla ortaya çıkan plantar fileksiyon hareketidir. Diz altı amputasyonu uygulandıktan sonra pasif bir protez kullanılması durumunda bu hareketler yapılamayacağı için yürüme bozuklukları ortaya çıkacaktır. Elastik aktivatörle donatılmış aktif kontrollü diz altı protezinde ise, motorun iki yöndeki hareketiyle proteze aktif dorsal ve plantar fileksiyon yaptırılmaktadır.

Diz üstü amputasyonu ise uyluk uзуunun diz ve kalça eklemleri arasından kesilmesi şeklindeki cerrahi operasyondur. Amputasyonda, uyluğun medial yüzünden öne ve distale doğru başlatılan operasyon lateral yüzde aynı seviyede bitirilir. Aynı işlem arka yüzde de tekrarlanır. Kemiğın kesilmesi, keskin kenarların düzeltilmesi, damar ve sinirlerin izole edilmesi, yaranın yıkanması, kasların kemiğe tutturulması ve derinin kapatılması gibi bir dizi işlemle amputasyon tamamlanır. Diz üstü amputasyonu sonrası ortaya çıkan genel güdük görünümü Şekil 7.9E'de verilmiştir. Amputasyonu takip eden dönemde amputeyi zor bir rehabilitasyon dönemi beklemektedir. Yaradan kaynaklanan sorunlara ilaveten üstesinden gelinmesi gereken iki problem daha vardır. Birincisi kas yapısındaki kuvvet dengesinin bozulması sonucu kalça eklemi fileksör kaslarının güdüğü çekmeleri ve sürekli fileksiyon durumunda kalmaya zorlamalarıdır. İkinci problem ise fantom hissi ve ağrısıdır. Amputé gerçekte varolmadığı halde kesilen distal uзуunu hisseder ve bundan dolayı ciddi psikolojik ve fiziksel rahatsızlık duyar.



Şekil: 7. 9E. Diz üstü amputasyonu sonrası ortaya çıkan genel güdük görünümü (HIZ, 1995).

Amputasyondan sonra bilek ve diz eklemleriyle ayak ve bacak (baldır) uзуları tamamen, uyluk uзуu ise kısmen kaybedilmektedir. Bu durumda kullanılacak protezin hem bilek ve hem de diz eklemleri içermesi gerekmektedir. Amputasyon uygulanan uзуdan geriye kalan kısma güdük, protezin güdüğe tutunmasını sağlayan ara elemana ise soket adı verilir. İyi bir protez kontrolü sağlanabilmesi için, güdük boyu mümkün olduğunca uzun olmalı, öte yandan protez diz eklemiyle sağlam diz eklemiyle simetrik olmasına izin verecek kadar da kısa olmalıdır. Trochanter minorun 5 cm distalinden daha kısa güdüklü amputeler diz üstü protezi kullanamazlar ve bunun yerine kalça dezartikülasyon protezi kullanmak durumunda kalırlar. Amputasyondan sonra, kalça bölgesinde yer alan 1-10 nolu kaslar amputasyonu zarar görmeden atlatmakta, uyluk bölgesinde yer alan 11-21 nolu kaslar yapışma noktalarından birisi artık olmayacağı için işlevlerini büyük oranda kaybetmekte, bacak bölgesinde yer alan 22-32 nolu kaslar ise tamamen ortadan kalkmaktadır. Kısmen kaybedilen uyluk bölgesi kaslarının amputasyon sırasında femura tutundurulması ve rehabilitasyon döneminde egzersizlerle güçlendirilmesiyle güdük hareketlerini destekler duruma gelmeleri sağlanabilmektedir. Sonuç olarak, amputasyondan sonra hasta güdüğünü istemli olarak hareket ettirebilmektedir. Dolayısıyla soket vasıtasıyla güdüğe takılacak bir protezle kaybedilmiş fonksiyonların yeniden kazandırılması mümkün olmaktadır.

TÜBİTAK

PROJE ÖZET BİLGİ FORMU

Proje No: 106M468
Proje Başlığı: Kuvvet Kontrollü Elastik Aktivatör Tasarımı ve Aktif Kontrollü Alt Ekstremitte Protezlerinde Uygulanması.
Proje Yürütücüsü ve Araştırmacılar: Yrd. Doç. Dr. Akın Oğuz KAPTI, Yrd.Doç.Dr. Yavuz SOYDAN, Yrd.Doç.Dr. Muhammet CERİT, Yrd.Doç.Dr. Ahmet Turan ÖZCERİT.
Projenin Yürütüldüğü Kuruluş ve Adresi: Sakarya Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Esentepe Kampüsü, 54187, Serdivan, Adapazarı.
Destekleyen Kuruluş(ların) Adı ve Adresi:
Projenin Başlangıç ve Bitiş Tarihleri: 01 Şubat 2007 – 01 Ağustos 2009
Öz: <p>Bu projede, kuvvet kontrollü bir elastik aktivatörün tasarımı, prototip üretimi ve kontrolü gerçekleştirilmiştir. Bu aktivatör, servo motorla sürülen bilyalı vida somununun doğrusal hareketinin elastik bir eleman üzerinden yüke iletilmesi prensibine dayanmaktadır. Motor konumu, elastik elemanı oluşturan helisel yayların deplasmanı ve ayak bileği eklemi konumu ölçülerek kuvvet kontrollü bir sistem oluşturulmuştur. Aktivatörün testleri için oransal basınç kontrol valfi içeren pnömatik bilek eklemi simülatörü tasarlanmıştır. Geliştirilen elastik aktivatör kullanılarak bir diz altı ve bir diz üstü protezinin tasarımı ve üretimi gerçekleştirilmiştir.</p>
Anahtar Kelimeler: Elastik aktivatör; Aktif diz altı protezi; Ayak bileği eklemi; Eklem simülatörü; Rehabilitasyon.
Fikri Ürün Bildirim Formu Sunuldu mu? Evet <input type="checkbox"/> Gerekli Değil <input checked="" type="checkbox"/>
Projeden Yapılan Yayınlar: <ol style="list-style-type: none">1. KAPTI, A.O., CERİT, M., SOYDAN, Y., ÖZCERİT, A.T., "A Preliminary Study on Ankle Simulator Design for Active Lower Extremity Prostheses", JIBEC'07, 1st Jordanian Int. Biomedical Engineering Conference, 04-08 Kasım 2007, Amman.2. KAPTI, A.O., CERİT, M., SOYDAN, Y., ÖZCERİT, A.T., "Diz Altı Protezleri İçin Kuvvet Kontrollü Elastik Mekanizma Tasarımı", IV. Biyomekanik Kongresi, Atatürk Üniversitesi, 16-8 Ekim 2008, Erzurum.3. KAPTI, A.O., CERİT, M., SOYDAN, Y., ÖZCERİT, A.T., "Force Controlled Elastic Actuator for Lower Limb Prostheses", ISB2009, XXII. Congress of Int. Society of Biomechanics, 05-09 Temmuz 2009, Cape Town.