

T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KALÇA PROTEZLERİ İÇİN AŞINMA TEST CİHAZI
TASARIMI

Derya KARAMAN

YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

HAZİRAN 2019

Tezin Başlığı: Kalça Protezleri İçin Aşınma Test Cihazı Tasarımı

Tezi Hazırlayan: Derya KARAMAN

Sınav Tarihi: 18.06.2019

Yukarıda adı geçen tez jürimizce değerlendirilerek Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalında Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Sınav Jüri Üyeleri

Tez danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Erkan BAHÇE
İnönü Üniversitesi

Prof. Dr. İbrahim GEZER
İnönü Üniversitesi

Doç. Dr. Oğuz YAKUT
Fırat Üniversitesi

Prof. Dr. Halil İbrahim ADIGÜZEL
Enstitü Müdürü

ONUR SÖZÜ

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “Kalça Protezleri İçin Aşınma Test Cihazı Tasarımı” başlıklı bu çalışmanın bilimsel, ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yardıma başvurmaksızın tarafımdan yazıldığını ve yararlandığım bütün kaynakların hem metin içinde hem de kaynakçada yönetimine uygun biçimde gösterilenlerden oluştuğunu belirtir, bunu onurumla doğrularım.

Derya KARAMAN



ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

KALÇA PROTEZLERİ İÇİN AŞINMA TEST CİHAZI TASARIMI

Derya KARAMAN

İnönü Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

112 + xi sayfa

2019

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Erkan BAHÇE

Total kalça artroplastisi, kalça eklemine dejeneratif bozukluklarında eklem fonksiyonunu düzeltmek için kullanılan cerrahi bir işlemdir. Kalça protezlerinde, klinik başarılar ve gelişen teknoloji ile birlikte kalça protezlerinin ömürleri 15 ile 20 yıl arasında değişmektedir. Gittikçe artan ortalama yaşam süresine bağlı olarak total kalça protezlerinin daha fazla kullanım süreleri talep edilmektedir. Bu talepler doğrultusunda 30 ile 40 yılları boyunca kullanılacak kalça protezlerine ihtiyaç duyulmaktadır.

Kalça protezlerinin kullanım ömürleri protez malzemeleri ve tasarımı ile hastanın kişisel özelliklerine bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Kullanım ömürlerinin artışı ve protez gelişimi için bu etkenler dikkate alınarak yapılan çalışmaların somut modelleri hastaya ulaşma aşamasında klinik öncesi testlere tabi tutulmaktadır. Klinik öncesi testler için hayvan denekleri yerine dünyada kullanımları gittikçe artan kalça simülatörleri kullanılmaktadır.

Bu çalışmanın amacı imalatı yapılan ve kullanılan kalça protezlerinin aşınma-ömür ilişkilerinin tespit edilmesi amacıyla günlük yaşamı dikkate alarak standartlara uygun kalça simülatörünün tasarlanması ve imalatının gerçekleştirilmesidir. Dört serbestlik derecesine sahip olacak şekilde tasarlanan test cihazında kalça eklem benzetiminde kas ve bağ etkisini sağlanması amacıyla yay sistemleri kullanıldı. Talaşlı imalat tezgâhları ile tasarlanan parçaların üretiminden sonra montajlama işlemi yapılarak üç adet motor birbiri ile uyumlu şekilde hareket etmesi için programlandı. İlk testler 250.000 çevrimde bir aşınma değerlerine bakılacak şekilde bir milyon çevrimde gerçekleştirildi. Elde edilen veriler ile ISO 14242 standardındaki değerler karşılaştırıldığında %1,18'lik bir sapma görüldü. Bunun nedeni araştırıldığında motor performans özelliklerindeki verim kaybı olarak tespit edildi. Ayrıca test edilen numunelerin mikroskop görüntülerinde ve kütle kaybı değerlerine bakıldığında çevrim sayısının artması ile aşınma oranında ve yüzey kusurlarında artış meydana geldiği tespit edildi.

ANAHTAR KELİMELER: Kalça Eklem Protezi, Aşınma, Simülatör, Biyomedikal

ABSTRACT

Master Thesis

DESIGN OF WEAR TESTER FOR HIP PROSTHESES

Derya KARAMAN

Inonu University

Graduate School of Natural and Applied Sciences Department of Mechanical
Engineering

112 + xi pages

2019

Supervisor: Dr. Lecturer Erkan BAHÇE

Total hip arthroplasty is a surgical procedure used to correct joint function in degenerative disorders of the hip joint. In the hip prostheses, clinical successes and developing technology together with the life of hip prostheses vary between 15 and 20 years. Depending on the increasing average life expectancy, total hip prostheses require longer usage times. According to these demands, hip prostheses which can be used during 30 to 40 years are needed.

The life expectancy of hip prosthesis varies depending on the patient's personal characteristics with prosthetic materials and design. The concrete models of the studies, taking into account these factors for the increase in life span and the development of prosthesis, are subjected to pre-clinical testing at the stage of reaching the patient. For pre-clinical testing, hip simulators are used instead of animal subjects.

The aim of this study is to design and manufacture the hip simulator according to the standards in order to determine the wear-life relationships of the manufactured and used hip prostheses. In the test device designed to have four degrees of freedom, spring systems were used to provide muscle and ligament effect in the hip joint simulation. After the production of parts designed with machining lathes, the assembly process was performed and three engines were programmed to move in harmony with each other. The first tests were carried out in one million cycles with a view to a wear value of 250,000 cycles. When the values obtained in the ISO 14242 standard were compared, a deviation of 1.18% was observed. The reason for this was the loss of efficiency in the engine performance characteristics. In addition, in the microscope images and mass loss values of the samples tested, the number of cycles increased and the wear rate and surface defects increased.

KEYWORDS: Hip joint simulator, Wear, Simulator, Biomedical

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans tez çalışmam boyunca ilgisini, bilgisini esirgemeyen, tecrübelerini her zaman aktarmaya çalışan, yoğun çalışma temposuna rağmen her türlü destek ve yardımda bulunan saygıdeğer danışmanım ve hocam Dr. Öğretim Üyesi Erkan BAHÇE'ye;

Tez çalışması boyunca tasarım ve üretim uygulamalarında destek ve katkılarından dolayı Makine Teknikeri Ümit ATEŞ'e;

Yüksek lisans tez sırasında yazılım ile bilgilerini paylaşarak yardımda bulunan değerli hocalarım Doç. Dr. Oğuz YAKUT'a ve Öğr. Gör. Serhat AKSUNGUR'a;

Tez çalışmamda test numunelerini temin eden OTTOMAN (OTİMED) Grup İmplant'a;

FYL-2018-1559 nolu proje ile desteklerinden dolayı İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne;

Bu yaşlara gelmemde büyük emekleri olan, yaşantımın her anında maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen kıymetli aileme

teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Kalça Eklem Anatomisi	3
2.1.1. Femur ve Asetabulum Eklem	3
2.1.2. Kalça Eklem Kapsülü Ve Bağları (Ligamentleri)	5
2.1.3. Kalça eklemine çevreleyen kaslar	6
2.1.4. Kalça Eklemine Kinematiği (Biyomekaniği).....	7
2.1.5. Kalça Eklem Rahatsızlıkları ve Tedavi Yöntemleri.....	9
2.2. Kalça Eklem Protezleri	10
2.3. Total Kalça Protez Tasarımı ve Malzemeleri.....	12
2.3.1. Kalça Protezlerinin Klinik İncelemesi ve Önemi	17
2.4. Kalça Protez Simülatörü	17
2.4.1. Kalça Protez Simülatörlerinde Kullanılan Standartlar	18
3. KAYNAK ÖZETLERİ.....	22
3.1. Literatürdeki Kalça Simülatör Çalışmaları	22
3.2. Aşınma Mekanizmaları	28
3.2.1. UYMAPE Aşınması	32
4. MATERYAL VE YÖNTEM	33
4.1. Kalça Simülatörü için Sistem Gereksinimleri.....	33
4.1.1. Servo Motor Mekanizmaları.....	35
4.1.2. Lineer Aktüatör	38
4.1.3. Limit Switch	39
4.1.4. Programlanabilir Lojik Kontrolör (PLC).....	39
4.1.5. Güç Kaynağı.....	40
4.1.6. Yay Mekanizması	40

4.2.	Kalça Simülatörü Tasarımı	41
4.3.	Kalça Simülatörü Üretimi	49
4.4.	Motor Kontrolü	59
5.	ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA.....	66
5.1.	Test Cihazında Yapılan Aşınma Deneyleri.....	66
5.2.	Deneylerde Kullanılan Malzemeler	66
5.3.	Aşınma Değerleri	67
5.4.	SEM Çalışmaları	69
5.4.1.	Asetabular Liner Yüzey İncelemesi	69
5.4.2.	Femoral Baş Yüzey İncelemesi	70
4.5.	Simülatör Performansı.....	72
6.	SONUÇ VE ÖNERİLER	75
7.	KAYNAKLAR.....	77
EKLER	82
ÖZGEÇMİŞ	111

SİMGELER VE KISALTMALAR

°	Derece
$F_{yük}$	Maksimum yük kuvveti (N)
μ	Sürtünme katsayısı
μ_k	Kayma sürtünme faktörü
ω_{max}	Açısal hız (rad/s)
ISO	International Organization for Standardization
mg	Miligram
mc	Çevrim sayısı (milyon)
mm	Milimetre
I	Atalet momenti
N	Newton
Pa	Pascal
$F_{s(k)}$	Kaymadaki sürtünme kuvveti
M	Moment (N.m)
F_s	Sürtünme kuvveti (N)
M_s	Sürtünme momenti
W	Watt
%	Yüzde

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1.	Kalça ekleminin yapısı	3
Şekil 2.2.	Femur eklemi.....	4
Şekil 2.3.	Asetabular eklemi.....	4
Şekil 2.4.	Sağ kalça eklem ligamentlerinin önden ve arkadan görünümü	5
Şekil 2.5.	Kalça eklem kasları (arka kısım).....	6
Şekil 2.6.	İnsan vücudunun hareket düzlemleri.....	8
Şekil 2.7.	Kalça ekleminin sahip olduğu hareketler ve yönleri	8
Şekil 2.8.	Total kalça protez bileşenleri.....	10
Şekil 2.9.	Çimentosuz kalça protezleri	11
Şekil 2.10.	Çimentolu kalça protez örnekleri	12
Şekil 2.11.	Kalça simülatörlerinde referans alınan kalça eklem hareketleri (ISO 14242).....	19
Şekil 2.12.	Test örneğine uygulanacak açısal hareket süresi ile varyasyon	20
Şekil 2.13.	Yükleme eksenini boyunca uygulanacak kuvvetin zamanıyla değişimi	21
Şekil 3.1.	Plint Durham Sürtünme Simülatörü	22
Şekil 3.2.	Hamburg Teknoloji Üniversitesi'nin kalça simülatörü	23
Şekil 3.3.	FIME II Simülatörü ve simülatörün yük döngüsü grafiği	24
Şekil 3.4.	Helsinki Teknik Üniversitesi Simülatörünün şematik gösterimi.....	25
Şekil 3.5.	Üç eksenli mafsallı simülatörün şematik görüntüsü	26
Şekil 3.6.	Halkalı sarkaç tipi simülatör.....	27
Şekil 3.7.	Aşınma mekanizmaları	29
Şekil 3.8.	Farklı iki tip malzemede gerçekleşebilecek abrazyif aşınma türleri.....	29
Şekil 3.9.	Adhezif aşınma oluşumu	30
Şekil 3.10.	Korozif aşınma oluşumu	31
Şekil 3.11.	Erozif aşınma türleri	31
Şekil 3.12.	Aşınmış UYMAPE protez görüntüsü.....	32

Şekil 4.1. Referans alınan kalça eklem hareketlerinin eksen üzerinde gösterimi.....	33
Şekil 4.2. Servo motorun sınıflandırılması.....	35
Şekil 4.3. 1500 W güce sahip servo motor.....	36
Şekil 4.4. 400 W güce sahip servo motor.....	37
Şekil 4.5. 750 W güce sahip servo motor.....	37
Şekil 4.6. Servo sürücü.....	38
Şekil 4.7. 750 W güce sahip servo motor.....	38
Şekil 4.8. Sistemde kullanılan Limit Switch.....	39
Şekil 4.9. Programlanabilir Lojik Kontrolörlerin çalışma prensibi.....	39
Şekil 4.10. Programlanabilir Lojik Kontrolör.....	40
Şekil 4.11. Anahtalamalı Güç Kaynağı.....	40
Şekil 4.12. Bası Yayısı.....	41
Şekil 4.13. Fleksiyon/Ekstansiyon hareketinde kullanılacak servo motor.....	42
Şekil 4.14. Kamalı mil.....	42
Şekil 4.15. Dik yataklı rulmanın CAD modeli.....	42
Şekil 4.16. Fleksiyon/Ekstansiyon hareketi için yapılan tasarımın CAD modeli.....	43
Şekil 4.17. Abdüksiyon/Addüksiyon hareketi için seçilen servo motor.....	43
Şekil 4.18. Motordan gelen hareketin yön değiştirmesi için tasarlanan aparat.....	44
Şekil 4.19. Asetabular liner yatağı.....	44
Şekil 4.20. Abdüksiyon ve Addüksiyon hareketi için gerekli olan sistemin CAD modeli.....	45
Şekil 4.21. İçyan/Dışyan Dönme hareketi için seçilen servo motor.....	45
Şekil 4.22. Stem tutucu.....	46
Şekil 4.23. İçyan ve Dışyan dönme hareketi için gerekli olan sistemin CAD modeli.....	46
Şekil 4.24. Lineer Aktüatör.....	47
Şekil 4.25. İçyan ve Dışyan dönme hareketi için gerekli olan sistemin CAD modeli.....	48
Şekil 4.26. Simülatör cihaz tasarımının genel görünümü.....	48

Şekil 4.27. Fleksiyon/Ekstansiyon hareketi için sistemin montaj görüntüsü.....	49
Şekil 4.28. U plakanın kenarlarının eşitlenmesi	50
Şekil 4.29. Hareket ileten parçanın üretimi	50
Şekil 4.30. Alüminyum plakanın (a) üniversal freze tezgahında kenar düzeltilmesi, (b) CNC freze tezgahındaki konumu, (c) bağlantı kanalının oluşturulması ve (d) üretilen sabit parça .	51
Şekil 4.31. (a) Delrinin CNC freze tezgahında tasarıma göre şekillendirilmesi, (b) oring kanallarının torna tezgahında oluşturulması, (c) asetabular yuvanın üretimi ve (d) üretilen asetabular liner tutucu	52
Şekil 4.32. Tutucuların üretimi.....	53
Şekil 4.33. Sac levhanın üretimi	53
Şekil 4.34. Sabit parçanın imalatı	54
Şekil 4.35. Sabit parça yerleştirilen rulmanlar.....	54
Şekil 4.36. Stem tutucunun üretimi	55
Şekil 4.37. Motor bağlantı aparatı	55
Şekil 4.38. Milin üretilmesi	56
Şekil 4.39. Çelik boru üretimi	57
Şekil 4.40. Pirinç malzemeden boru üretimi	57
Şekil 4.41. Plakaların üretimi	58
Şekil 4.42. Plakaların üretimi	58
Şekil 4.43. Lineer motor için üretilen destek kolları	59
Şekil 4.44. Sistemin genel montajı	59
Şekil 4.45. PLC için bilgisayar bağlantı ayarı	63
Şekil 4.46. Giriş-çıkış değerlerinin yapılandırılması.....	63
Şekil 4.47. Motorlar için programlama şablonu	64
Şekil 4.48. Durum izleme sayfası	64
Şekil 4.49. Lineer motor kontrolü	65
Şekil 5.1. UYMAPE'nin aşınma oranı.....	68
Şekil 4.2. UYMAPE malzemeli asetabular linerin SEM görüntüleri	69
Şekil 5.3. Femoral başın SEM görüntüleri	71

Şekil 5.4. Bir çevrimde oluşan simülatör test açı değerlerinin ISO 14242 ile karşılaştırma.....	72
Şekil 5.5. Bir çevrimde oluşan simülatör test yük değerlerinin ISO 14242 ile karşılaştırma.....	73



ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. Kalça eklemının hareket açıklıklarının dereceleri	9
Çizelge 2.2. Ortopedik biyomateryallerin mekanik özellikleri.....	16
Çizelge 2.3. Total kalça artroplastisinde kullanılan materyal gruplarının karşılaştırılması.....	16
Çizelge 2.4. Kalça simülatör türleri	18
Çizelge 2.5. Yer değiştirme eğrilerinin oluşumunu ifade eden denklemler	19
Çizelge 2.6. Yük eğrisini ifade etmek için denklemler.....	20
Çizelge 3.1. Literatür tablosu	28
Çizelge 4.1. Motor sürücülerinin parametre tablosu.....	60
Çizelge 4.2. MATLAB ile hesaplanan PLC giriş verileri.....	61
Çizelge 5.1. Deney parametreleri.....	66
Çizelge 5.2. Deney numuneleri.....	67

1. GİRİŞ

Total kalça protezi, kemik iltihapları, kemik erimesi, tümörler ve benzeri hastalıklar ile düşme, çarpma ve benzeri travmalar nedeniyle kalça eklemının işlevini yerine getirememesi ve şiddetli ağrıların giderilmesi amacıyla yapılan cerrahi işlemdir. Bu cerrahi işlem, hasarlı kalça eklemi temizlenerek yerine yapay kalça eklemının yerleştirilmesiyle gerçekleşir. Total kalça protezi uygulanan hastaların yaşam hareketlerini gerçekleştirme esnasında protezlerin birbirine teması sonucu sürtünmeler meydana gelmektedir. Sürtünmelerin zamanla aşınmaya neden olup oluşan aşınma partiküllerinin vücut sıvısı temasıyla hastalara ciddi travmalar yaşattığı literatürde ifade edilmektedir. Bu olumsuzluklar sonucu hastalar protezlerin yenileme operasyonlarına başvurmaktadır. Fakat revizyon operasyonları ilki kadar etkili olmamakla birlikte maliyet olarak da daha fazladır.

Günümüzde gelişen teknolojiyle birlikte uygun cerrahi teknik ve modern protez tasarımları kullanılarak yapılan kalça protezlerinin ömrü günümüzde 15-20 yıl arasındadır. Fakat gittikçe artan ortalama yaşam süresine bağlı olarak total kalça protezlerinin daha fazla kullanım süreleri talep edilmektedir. Bu talepler doğrultusunda 30 ile 40 yılları boyunca kullanılacak kalça protezlerine ihtiyaç duyulmaktadır.

Kalça protezlerinin kullanım ömürleri protez malzemeleri ve tasarımı ile hastanın yaşı, kilosu, aktif yaşam süresi gibi kişisel özelliklere bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Kullanım ömürlerinin artışı ve protez gelişimi için bu etkenler dikkate alınarak çalışmalar yapılmaktadır. Yapılan çalışmalardaki tasarlanan protezlerin somut modelleri hastaya ulaşma aşamasında klinik öncesi testlere tabi tutulmaktadır. Klinik öncesi testler için hayvan deneklerinde karşılaşılan uzun zaman ve etik problemlerin yerine dünyada kullanımları gittikçe yayılan simülatörler kullanılmaktadır. Kalça simülatörleri kalça protezlerinin test edilmesinde kullanılan standartlara uygun olarak hareket ve yüklemeler gerçekleştiren cihazlardır.

Bu tez çalışması kapsamında imalatı yapılan ve kullanılan kalça eklem protezlerinin aşınma-ömür ilişkilerinin tespit edilmesi amacıyla günlük yaşam dikkate alınarak standartlara uygun kalça simülatörü tasarlanıp üretimi

gerçekleştirilmiştir. Bunu gerçekleştirmek için kalça ekleminin fizyolojik özelliklerine ve kalça protezlerinin test edilmesi için belirlenen ISO 14242 uluslararası standart referans alındı. Test cihazında kalça ekleminin altı ana hareketinin yanında yardımcı kuvvetler olarak görev alan kas ve bağ etkisinin benzetimi uygulandı. İlk test değerleri ile standart değerlerinin karşılaştırılması yapılarak simülatör performans değeri ölçüldü. Ayrıca test edilen numunelerin yapısal ve ağırlık özellikleri incelenerek aşınma-ömür tahmini gerçekleştirildi.

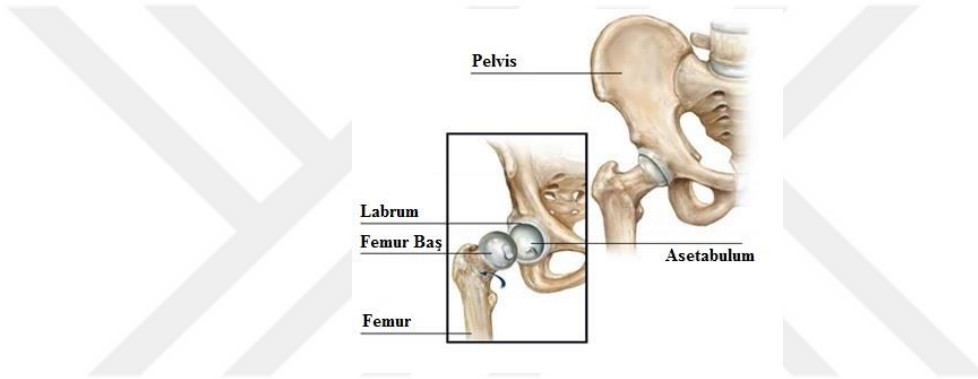


2. GENEL BİLGİLER

Kalça, alt ekstremitenin ilk eklemidir; görsel halinde bir top ve yuva şeklinde bağlantılıdır. Asetabulum içbükey bir şekle sahiptir ve femur başının dışbükey şekli ile kalça eklemi tamamlanır. Her ikisi de simetrik olup, üç düzlemde bir dizi hareket sağlarlar.

2.1. Kalça Eklem Anatomisi

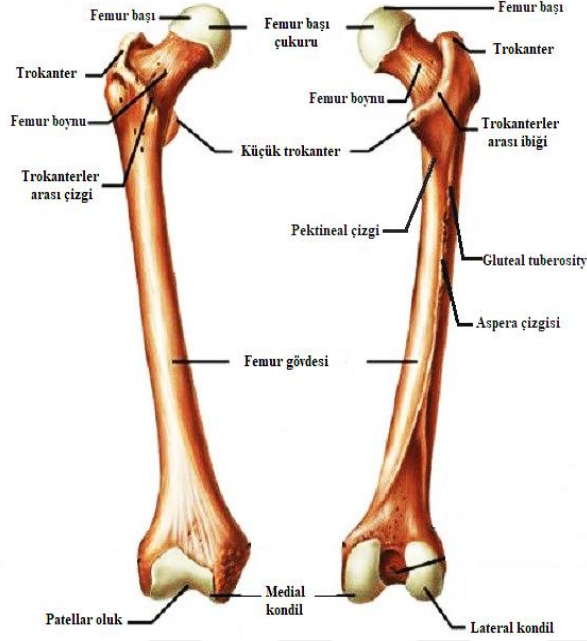
İnsan kalçası, femurun proksimal başının ve pelvisin asetabulum yüzeyi ile oluşan diarthrodial eklemidir (Şekil 2.1). Kalça vücudun üst ve alt ekstremitesine bağlar ve vücutta en fazla ağırlık taşıyan eklem olarak görev yapmaktadır [1].



Şekil 2.1. Kalça eklemine yapısı

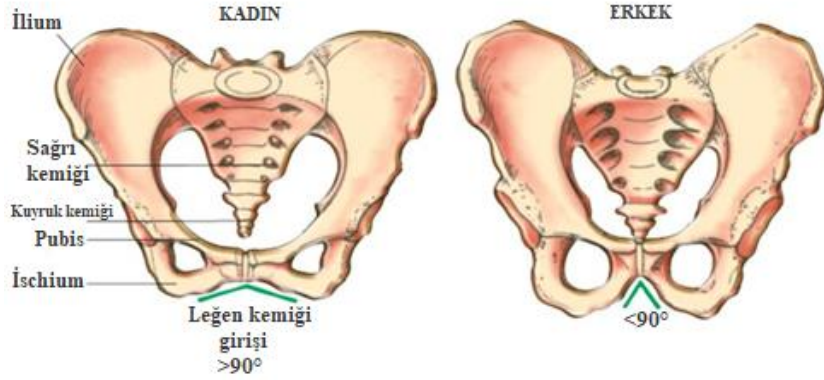
2.1.1. Femur ve Asetabulum Eklem

Kalça eklem bileşeni olan femur en uzun ve en güçlü kemiktir (Şekil 2.2). Femur üst ucu yuvarlaktır ve küre şeklinde bir eklem yüzü vardır. Bu küresel kısım femur başı olarak adlandırılır ve femur kemiğine femur boynu kısmı ile bağlanır. Aynı zamanda femurun alt kısmı diz eklemiyle bağlantılıdır.



Şekil 2.2. Femur eklemi

Femur başı insan yükünden oluşan güç stresini azaltmak için eklem kıkırdağı ile çevrenir ve eklemin, özellikle de kemiğin temas ettiği femur başı ve asetabulumun yağlanması sağlar. Ortasındaki fovea capitis femorise, eklemin iç bağı ligamentum capitis femorise yapısıdır. Femur boyun ve femur uzvu arasındaki açı yaklaşık 125 derecedir.



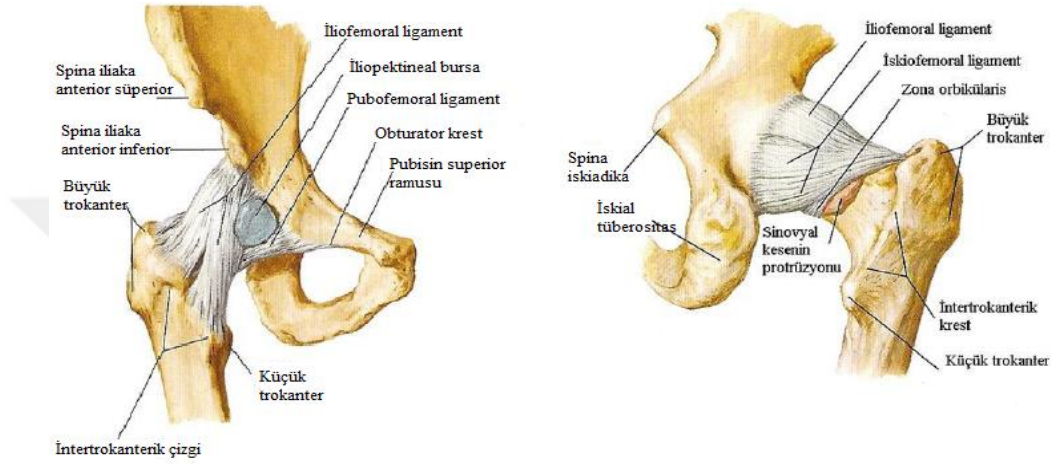
Şekil 2.3. Asetabular eklemi

Asetabular kalça ekleminin gövdeye yakın eklem yüzeyi olarak ifade edilir. Asetabular kemik pubis, ilium ve ischium olmak üzere üç bileşenden oluşmaktadır (Şekil 2.3). Üç bölümün kesiştiği yuva şeklindeki kısım kıkırdak ile

kaplıdır ve sadece asetabulumun yuva şeklinde çevresi femurun başı ile birleşir. Geometrik özelliği sebebiyle femur başı ile hareketli bir mafsal yapısı oluşturur.

2.1.2. Kalça Eklem Kapsülü Ve Bağları (Ligamentleri)

Kalça eklem kapsülü asetabulum kenarlarına, transvers asetabular ligamentine ve femur boynuna tutunur. Kapsülü güçlendiren bağlar şekildeki gibidir (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. Sağ kalça eklem ligamentlerinin önden ve arkadan görünümü [2]

1. Ligamentum iliopemorale: İnsan vücudundaki en güçlü bağlardan birisidir. Kalça eklemi için önemli bir sınırlayıcıdır. Kalın yapıya sahip olan ligamentum iliopemorale kalça eklemine stabilitesinde görev alır.

2. Ligamentum pubofemorale: Kapsülün ön ve alt kısımlarını kuvvetlendirir. Pubis kemiğinin üst kısmından başlar aşağı femur boynunun alt kısmında trokanter minörün önündeki çukura yapışır. Eklem aşırı ekstansiyon ve abduksiyonunu önler.

3. Ligamentum iskiopemorale: Bu ligament üç ligamentin en incesidir. Asetabulumun arkasından dışarıya doğru uzanıp femur üst arka kısmına yapışarak kapsülü arkadan kuvvetlendirir. Uyluğun aşırı ekstansiyonunu ve iç rotasyonunu önler.

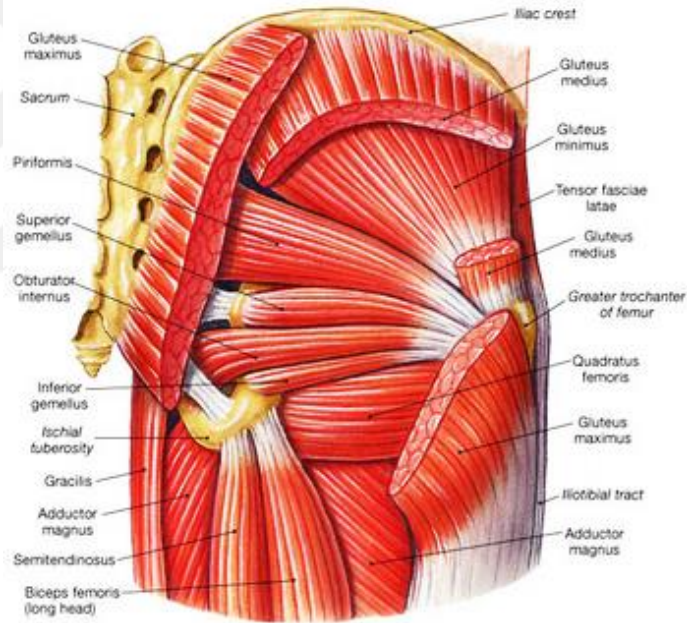
4. Zona orbicularis: Eklem kapsülünün iç yüzündeki sirküler lifler tarafından oluşturulur. Femur boynunu saran bu ligament, negatif hava basıncından sonra femur başının asetabulumdan çıkmasını önleyen en önemli yapıdır.

5. Ligamentum kapitis (teres) femoris: Sinoviyal hücre zarı ile sarılı olup, eklemin içindedir. Uyluk fleksiyonda iken yapılan addüksiyon ve dış rotasyonu sınırlar.

6. Ligamentum transversum asetabuli: asetabulumun alt kenarında labrum asetabularenin bir parçasıdır ve yuvarlak yapı oluşturmuştur. Bu yuvarlak yapıdan eklemlerle ilgili damar ve sinirler geçer.

2.1.3. Kalça eklemine çevreleyen kaslar

Kalça eklemi yoğun bir kas kitlesine sahiptir. Kaslar yardımıyla insan vücudu ayakta durma, yük taşıma ve yürüme fonksiyonlarını mükemmel bir şekilde yerine getirmektedir. Her iki kalça eklemine aynı olan kasların kalça eklem hareketine göre sınıflandırılması aşağıdaki gibidir (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. Kalça eklem kasları (arka kısım)

1. Kalça Eklemi Ekstansörleri: Kalça eklemine ekstansiyon hareketinde işlev alan kaslar; M.Gluteus Maximus, Hamstring kasları (M.Biceps Femoris'in uzun başı, M. Semitendinosus, M.Semimembranosus), M.Adductor Magnus'un arka lifleri, M.piriformis kaslarıdır. Hamstring kasları yürüme sırasında hem kalçanın hem de dizin hareketinde görev alır.

2. Kalça Eklemi Fleksörleri: Fleksiyon hareketini Sartorius, M.Quadriceps Femoris, M.Pectineus, M.iliacus, M.Psoas Major, M. Psoas, M. Adduktor Longus, M. Adduktor Brevis, M. Adduktor Magnus, M.Gracilis kasları ile gerçekleştirmektedir.

3. Kalça Eklemi Dış Rotatorları: Dışyan rotasyonunda M. Gluteus Maximus, M Obturator İnternus, M. Obturator Eksternus, M. Quadratus Femoris, M.Piriformis, M.Gemellus Superior ve İnterior, M. Sartorius ve M. Gluteus medius'un arka kısmı etkilidir.

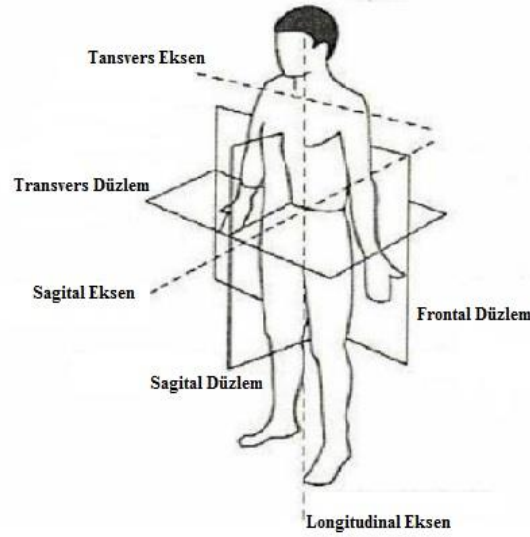
4. Kalça Eklemi İç Rotatorları: İçyan rotasyon hareketinde M.Adduktor Longus, M Adduktor Brevis, M. Adduktor Magnus, M Gluteus Medius'un anterior kısmı, M.Gluteus Minimus'un anterior kısmı, M. Pectineus ve M. Gracilis kasları etkilidir.

5. Kalça Eklemi Abduktorları: Abdüksiyon hareketinde M. Tensor Fasya Lata, M. Gluteus Minimus, M. Gluteus Maximus, M. Gluteus Medius ve M. Sartorius kasları etkilidir. Aynı zamanda bu kaslar yürüme esnasında pelvis kemiğinin konumunda kalmasında yardımcı olmaktadır.

6. Kalça Eklemi Adduktorları: Addüksiyon hareketinde M. Adduktor Longus, M Adduktor Brevis, M. Adduktor Magnus'un iskiofemoral kısmı, M. Gracilis ve M. Pectineus kasları etkilidir.

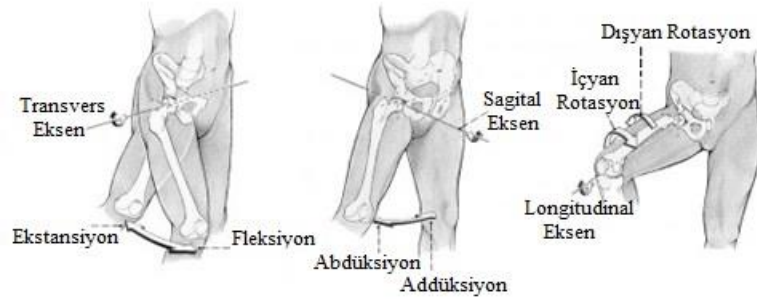
2.1.4. Kalça Ekleminin Kinematığı (Biyomekaniği)

İnsan vücudu üç ekseninde hareket etmektedir (Şekil 2.6). Kalça eklemi bu düzlemlerde üç serbestlik derecesine sahiptir ve bu da geniş hareket aralığı sağlar. Kalça eklem hareketleri insan vücut düzlemlerine göre belirtilen eksenlerle ifade edilir.



Şekil 2.6. İnsan vücudunun hareket düzlemleri

Transvers eksen vücudun herhangi bir seviyesinden, orta düzlem ile dik açı yaparak geçen düzlemde bulunan teorik bir eksenidir. Bu eksen seviyesinde eklemin burulma hareketi fleksiyon, tersi hareketi ekstansiyondur. Sagital eksen orta düzlemdeki teorik bir eksenidir ve bu eksenden eklemin uzaklaşmasına abdüksiyon, yaklaşmasına ise addüksiyon denilmektedir. Longitudinal eksen ise uzun kemiğine (femur kemiği) paralel seyreden eksenidir. Eksen doğrultusunda eklem içyan ve dışyan rotasyon hareketine sahiptir (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. Kalça ekleminin sahip olduğu hareketler ve yönleri

Kalça ekleminin top ve yuva şeklinde olan yapısından dolayı geniş hareket aralığına sahip olmasına rağmen eklem hareketleri eklem çevresindeki kemik ve yumuşak dokular tarafından kısıtlanır. Bundan kaynaklı belirli miktarda fleksiyon, ekstansiyon, abdüksiyon, addüksiyon, içyan ve dışyan rotasyon hareketlerine

sahiptir. Yukarda belirtilen kasların müsaade ettiği hareket açıklıkları Çizelge 2.1'deki gibidir.

Çizelge 2.1. Kalça eklemının hareket açıklıklarının dereceleri [1]

Eklem hareketleri	Hareket derecesi (°)
Fleksiyon	135
Ekstansiyon	10-30
Abdüksiyon	40-45
Addüksiyon	20-30
İçyan Rotasyon	35-40
Dışyan Rotasyon	45
İçyan Rotasyon (90° Fleksiyonda)	45
Dışyan Rotasyon (90° Fleksiyonda)	40
Abdüksiyon (90° Fleksiyonda)	65-90
Addüksiyon (90° Fleksiyonda)	40

2.1.5. Kalça Eklem Rahatsızlıkları ve Tedavi Yöntemleri

Osteoartrit, kalça gibi eklem yerlerinde kemiklerin birbiri üzerinde sürtünmeden rahatça hareketini sağlayan kıkırdığın aşınmasıyla meydana gelen bir rahatsızlıktır. 65 yaş üstü kişilerde en yaygın kalça ağrısı nedenlerinden biridir. Kıkırdak aşındıkça, femur başı doğrudan asetabulum çukuruna sürtünmeye başlar ve kıkırdak kalçanın normal hareketine engel olabilir.

Yaşlı kişilerde, osteoporoz nedeniyle kemikleri zayıfladığında veya kazalar sonucu kalça kırığı meydana gelebilir. Kalça kırıkları tıbbi açıdan acil durumdur ve derhal ameliyat edilmeleri gerekir. Buna ek olarak, genç ve hareketli kişilerde de ani mekanik yüklemelerde kalçada stres kırıkları meydana gelebilir. Kalça eklemındaki stres kırıkları ağrıya neden olur.

Bursit, bir yaralanma sonrasında kalça eklemlerini koruyan sıvı dolu keseciklerinden (bursa) birinin iltihaplanmasıdır.

Kalça kemiğine giden kan akımının yetersiz olması nedeniyle kemik hücrelerinin yok olmasında osteonekroz oluşur.

Tendonlar (kalçada ve diğer eklemlerde kasları kemiğe bağlayan halat gibi bağ dokuları), tekrarlı ve zorlayıcı hareketler nedeniyle ağırlı bir şekilde

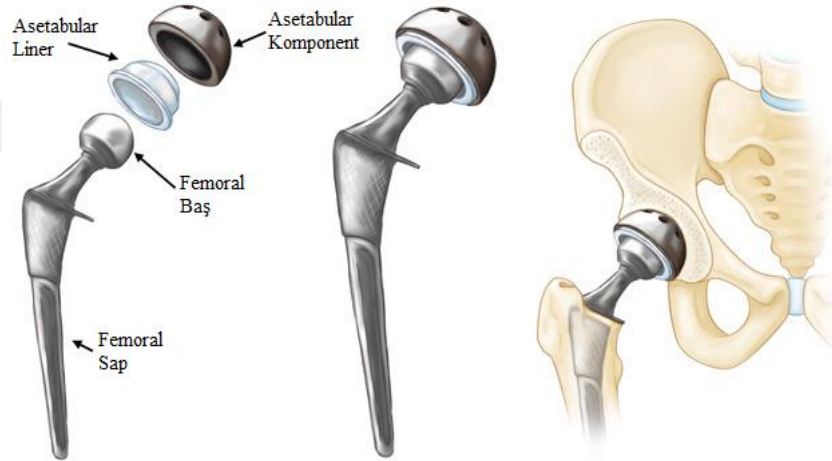
iltihaplanabilir. Tendonu, vücudun bazı parçalarının aşırı kullanılması nedeniyle oluşan, yaygın görülen bir spor yaralanmasıdır.

Kalça eklem rahatsızlıklarında uygulanan tedaviler

Kalça eklemlerinde görülen rahatsızlıklarını tedavi etmek için koruyucu ve cerrahi tedavi yöntemleri uygulanmaktadır [3]. Koruyucu tedavilerde dinlenme, buz/soğuk kompres, ağrı kesiciler, fizik tedavi gibi yöntemler uygulanmaktadır. Cerrahi tedavilerde ise kalça protezi ve kalça yüzeyinin değiştirmesi uygulanır.

2.2. Kalça Eklem Protezleri

Kalça eklem protezi kalça eklemi rahatsızlıkları sonucu oluşan şiddetli ağrıları ve hareket engelini ortadan kaldırmak amacıyla dejeneratif kalça eklemi temizlenerek yerine yapay kalça eklemine uygulandığı cerrahi bir operasyondur. Total kalça protezleri (TKP) olarak adlandırılan protez grubu 4 ana bileşenden oluşmaktadır: asetabular, asetabular liner, femoral baş ve femoral sap (Şekil 2.8).



Şekil 2.8. Total kalça protez bileşenleri

Femoral sap/baş yapısı, başın metal femoral gövde üzerinde bir konikliğe sahiptir ve femoral gövde ve baş tekgövde (monoblok) bir yapıdadır. Benzer şekilde, asetabular komponent, pelvis kemiğine vida/lar yardımıyla sabit olacak şekilde yerleştirilir. Asetabular liner ise femur baş ile soket-yuva işlevinin görülmesi amacıyla asetabular komponent içine yerleştirilmiş tek parça bir yapıdır.

Total kalça protezleri modern tıbbın en başarılı müdahalelerinden biri olarak kabul edilir. TKP kavramı oldukça basit görünse de TKP'de çok çeşitli malzemeler, tasarımlar, ilkeler, cerrahi teknikler ve kombinasyonlar bulunmaktadır. İmplantlar kemik çimentosuyla veya çimento kullanmadan kemik içe doğru büyütmeyle sabitlenir [4].

Çimentosuz Total Kalça Protezleri

Günümüzde hastalara uygulanan kalça protezlerinin büyük çoğunluğu çimentosuz olarak yapılmaktadır. Çimentosuz kalça protezleri kemik büyümesine imkân verecek şekilde porozlu bir yapıdadır. Bu porozlu kalça protez elemanları asetabulum yuvasına ve femur kemiğine çakılır (Şekil 2.9). Kalça protezinin üzerindeki poroz yapı sayesinde protezin içine doğru büyüyen kemik yapısı protezin kaynaşmasını sağlar ve kalça protezinin vücudun bir parçası gibi davranmasına imkân vermektedir.



Şekil 2.9. Çimentosuz kalça protezleri

Çimentolu Total Kalça Protezleri

Kalça protez elemanlarından femur sapı ve asetabuların yerleştirildikten sonra sabitlenmesi amacıyla kemiğe polimetil metakrilat diğer bir adıyla kemik çimentosu da denilen tıbbi bir yapıştırıcı ile kemiğe yapıştırılan protez çeşididir. Çimentolu kalça protezlerinin insan vücuduna uyumu iyi bir seviyededir. Bu çimentonun biyomekanik güce sahip olmasından kaynaklanmaktadır.



Şekil 2.10. Çimentolu kalça protez örnekleri

2.3. Total Kalça Protez Tasarımı ve Malzemeleri

Total kalça protezleri kalça ekleminin hareketlerini ve vücut bütünlüğünü sağlayacak şekilde tasarlanmaktadır. Günümüzde, geometrik konfigürasyonlarda ve özelliklerde farklılık gösteren çok çeşitli kalça protezi tasarımları mevcuttur. Cerrahi ve mühendislik uygulamaları birleşerek kalçanın orijinal geometrisini taklit etmeye başvurmaktadır. Femoral sap, femoral baş, asetabular liner ve asetabular yuva şeklindeki dört total kalça protez bileşeni hastaya uygun olacak şekilde ölçüler deneyerek uygulanmaktadır. Femur sapları boylarına göre asetabular ise çaplarına göre değerlendirilerek ölçülere ayrılmaktadır.

İnsan vücuduna yerleştirilen implantlarda kullanılan malzemeler insan vücut sıvısına dayanıklı, yüksek aşınma direnci, biyouyumluluk gibi özelliklere sahip biyomateryal malzemeler kullanılmaktadır. Kullanılan biyomalzemenin aşınma direnci oldukça önemlidir. Çünkü insanlar yaşam aktivitelerini yerine getirmek amacıyla birçok eklem hareketlerine başvurmaktadır. Bu hareketler sonucu oluşan yüklemeler ve sürtünmeler malzemeyi aşındırabilir. Vücut içerisine karışan mikro boyutlu yapılar enfeksiyona, protezin gevşemesine, şiddetli ağrılara neden olmaktadır. Bu olumsuzlukları iyileştirmek amacıyla birçok biyomateryal araştırmaları yapılmış ve mevcut implant malzemeleri olarak kullanılmaktadır. Kalça protez malzemelerinde genel olarak kullanılan malzemeler metaller, polimerler ve seramikler olmak üzere üçe ayrılmaktadır.

1. Metaller

Metal malzemeler, insan vücudu içinde iyi korozyon direnci ve yüksek yorgunluk ömrü, yüksek mukavemet, süneklik, sertlik ve biyouyumluluk gibi uygun mekanik özellikler sunar [5,6]. Belirtilen özelliklerden en önemlisi olan korozyon direnci bu metallerin, metal moleküler mikro yapı, metalik bağın yapıları ve bileşimlerinden kaynaklanır. Buda metallerin TKP prosedüründe yaygın kullanımlarındaki en büyük avantajıdır.

▪ *Paslanmaz Çelik Alaşımları*

Çelikler demir ve karbondan oluşur ve nikel, krom ve molibden içeren alaşımlar implant malzemesi olarak kullanılmaktadır. Ortopedide en çok kullanılan çelik malzemesi östenitiktir (300 serisi) [7]. Bu tip %18 Cr ve %8 Ni içerir ve en yaygın kullanılan 316L çeliğidir. Biyomedikal paslanmaz çelik 316L, %18 Cr, %14 Ni, %2-4 Mo, 0.03 C ve yaklaşık %18 Fe'den oluşur. Elastikiyet modülü yaklaşık 200 GPa'dır ve kemikten çok daha yüksek dayanıma sahiptir. Östenitik paslanmaz çeliğin aşınma direnci, göreceli olarak zayıftır ve implantın aseptik gevşemesine yol açabilmektedir.

▪ *Kobalt Krom Alaşımları*

Genel olarak, üç tür kobalt alaşımı vardır: aşınmaya dayanıklı, korozyona dayanıklı ve sıcaklığa dayanıklı. Bu tiplerden yalnızca iki kobalt-krom alaşımı implantasyon için uygundur: Co-Cr-Mo ve yeni bir biyomateryal olan Co-Ni-Cr-Mo [5], [7]. Son tip %25-37 nikel içerir, bu da korozyon direncini artırır ancak vücut ortamına Ni salınımı meydana gelmektedir. Ancak Co-Cr-Mo alaşımı, %28 Cr, %7 Mo, %2 Ni, %0,3 C ve Co dengesi ile toplam kalça artroplastisinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Co-Cr alaşımlarının temel avantajları yüksek sertlik, yorulma direnci ve aşınma direncidir. Bununla birlikte, bu alaşımlar, kortikal kemik modülünden (20-30 GPa) çok daha büyük bir yüksek elastikiyet modülüne (220-230 GPa) sahiptir. Co-Cr-Mo alaşımlarının biyouyumluluğu göz önüne alındığında, kabul edilebilir bir seviyeye sahiptirler.

▪ *Titanyum Alaşımları*

İmplant malzemesi olarak iki Ti alaşımı kullanılır: saf Ti ve Ti-6Al-4V [6,7]. Ticari olarak saf olan Titanyum %98-99,6 oranında titanyumdan oluşur ve

üzerinde oksit tabakası oluştuğunda stabiliteye bağlı olarak yüksek korozyon direnci nedeniyle diş implantasyonu için daha çok tercih edilir. Saf Ti, TKP bileşenlerinin gözenekli kaplamalarında da yaygın olarak kullanılmaktadır. Yaklaşık $4,7 \text{ g / cm}^3$ olan düşük yoğunluklu Ti-6Al-4V alaşımı, ortopedik implantlar için üstün mekanik özelliklerinden dolayı uygun biyomateryaldir. Kemiğe daha fazla mekanik uyumluluk sağlamak için daha esnektirler çünkü titanyum elastiklik modülü, paslanmaz çelik veya Co-Cr-Mo alaşımlarının yarısı olan 110 GPa'dır ve implantta daha fazla fizyolojik stres dağılımını sağlar. Ti alaşımlarının en büyük dezavantajı, Co-Cr-Mo alaşımlarına kıyasla nispeten yumuşak ve zayıf aşınma ve sürtünme özellikler göstermesidir.

2. Polimerler

▪ *Polimetilmetakrilat (PMMA)*

PMMA, kemik çimentosu olarak bilinen akrilik polimerdir ve implant bileşenini ile kemik dokusunu bağlamak için kullanılmaktadır. Genel olarak, femoral sap ve asetabular bileşenlerinin kemiklerde pozisyonlarını sabit bir şekilde sağlamak için kullanılır. İmplantların kemikten çok daha yüksek bir modüle sahip olması nedeniyle yüklerin protezden kemiğe eşit şekilde dağılmasına katkıda bulunur. Aynı zamanda, polimerler, mekanik özellikleri (aşınma hızı, akma gerilmesi) nedeniyle kemik içerisinde mekanik kenetlenmeye izin vermek için gözenekli kaplamalar ile kullanılabilir. PMMA'nın çekme gerilme değeri yaklaşık 70MPa'dır.

▪ *UYMAPE*

Ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UYMAPE) malzemeler, moleküler polimer zincirleri ve hafiflikleri, yüksek stabilite ve üstün mekanik özelliklere sahip mükemmel bir polimerdir. Çok yüksek korozyon direncine sahip bir biyomateryal olan bu polietilen malzeme ortopedik eklem değişiminde yük yatakları için mükemmel dayanım sağlamaktadır. Asetabular linerlerde genellikle yoğunluğu yaklaşık 0.93 g/cm^3 , 23°C 'de gerilme akma dayanımı yaklaşık 20MPa, sıkıştırma akma dayanımı yaklaşık 30MPa olan UYMAPE malzemeleri tercih edilmektedir. Ek olarak, Young modülü yaklaşık 700 MPa (vücut sıcaklığında 600MPa) dır [8]. Bunların yanında, polietilen (PE) malzemenin dezavantajı

zamanla oluşan aşınmaların ve vücut sıvısına karışarak istenmeyen vücut içi reaksiyonlara neden olabilir. Bu da implant gövdesinin gevşemesine yol açabilecek ve tekrar bir ameliyat gerektiren kemik kaybına (osteoliz) yol açmaktadır.

3. Seramikler

Seramik malzemeler polietilen yerine asetabular liner olarak TKP'de önemli bir rol oynamaktadır. Metallerle karşılaştırıldığında, seramikler osteoliz oluşturma direnci ve yüksek mukavemet ve sertlik, düşük sürtünme ve iyi stabilite ve biyouyumluluk gibi üstün mekanik özellikleri nedeniyle eklemler için idealdir. Seramikler, atomların iyonik ve kovalent bağlarla bir arada tutulduğu kristallerden oluşur. Bu bağlar malzemeye mekanik özelliklerini (yüksek basınç dayanımı, sertlik ve kimyasal inertlik) verir.

▪ *Alüminyum Oksit*

Alümina (Al_2O_3), düşük sürtünme ve iyi aşınma direnci nedeniyle TKA'da yaygın olarak tercih edilmektedir. Polimer üzerine seramik, polimer üzerine metalden 20 kat daha az aşınma oranına sahiptir. Kimyasal atalet, uzun süreli stabilite ve korozyona karşı direnç sağlayan bir oksit seramiktir. Bununla birlikte, alümina, düşük kırılma tokluğuna sahip olduğundan aşınma kalıntılarında ve implantın bozulmasına neden olabilir.

▪ *Zirkonyum Dioksit*

Zirkonyum Dioksit (ZrO_2) stabilite, korozyon direnci ve kimyasal atalet direnci ile oksit seramiktir. Günümüzde femur başları için en yaygın kullanılan malzemelerdendir. Zirkonya femur başları tipik olarak 250 kN'a dayanabilir; bu, alümina veya metal başlıkların dayanabileceğinden daha yüksek bir değerdir. Zirkonyum dioksit, alüminyum oksit verilen başarısızlık riskine göre daha yüksek aşınma direncine sahiptir. Ek olarak, bu seramik 2 ila 3 kat daha fazla bükülme mukavemeti ve kırılma tokluğu sunar.

TKP'de genel olarak kullanılan biyomateryallerin mekanik özelliklerinin, insan kemiğine göre karşılaştırılması Çizelge 2.2'deki gibidir.

Çizelge 2.2. Ortopedik biyomateryallerin mekanik özellikleri [9]

Ortopedik Biyomateryaller		Elastik Modül (GPa)	Akma Dayanımı (MPa)	Kopma Dayanımı (MPa)	Yorulma Dayanımı (MPa)	Sertlik HVN
Kortikal Kemik	Yüksek basınçta	15.2	114	150c/90t	30-45	-
	Alçak basınçta	40.8	-	400c-270t	-	-
ÇYMAPE		0.5-1.3	20-30	30-40t	13-20	60-90 (MPa)
PMMA		1.8-3.3	35-70	38-80t	19-39	100-200 (MPa)
Al ₂ O ₃		366	-	3790c 310t	-	20-30 (GPa)
ZrO ₂		201	-	7500c 420t	-	12 (GPa)
Paslanmaz Çelik		190	792	930t	241-820	130-180
Co-Cr Alaşımı		210-253	448-841	655-1277t	207-950	300-400
Saf Ti		110	485	760t	300	120-200
Ti-6Al-4V		116	897-1034	965-1103t	620-689	310

Eklem protezlerinde biyomateryal malzemeler aynı tür veya farklı türdeki malzemelerin eşleşmeleriyle kullanılmaktadır. Kalça protezlerinde kullanılan malzemelerdeki kombinasyonlar dörde ayrılmaktadır: metal-polietilen (MoP), metal-metal (MoM), seramik-seramik (SoS), metal-seramik (MoS) ve seramik-polimer (SoP). Bu kombinlemeler ise hastanın yaş, cinsiyet, kemik sağlığına bağlı olarak yapılmaktadır. Yapılan kombinasyonların hasta üzerinde görülen etkileri Çizelge 2.3’de verilmektedir.

Çizelge 2.3. Total kalça artroplastisinde kullanılan materyal gruplarının karşılaştırılması [10]

Protez grupları	Avantajları	Dezavantajları
Metal-on-polietilen	<ul style="list-style-type: none"> Yaygın kullanım Öngörülebilir protez ömrü Uygun maliyet 	<ul style="list-style-type: none"> Polietilen aşınması Aseptik gevşeme
Metal-on-Metal	<ul style="list-style-type: none"> Azaltılmış aşınma nedeniyle polietilenden daha uzun ömürlü Daha büyük femur başı- bu nedenle daha düşük dislokasyon oranı 	<ul style="list-style-type: none"> Metallozis Potansiyek kanserojen Metal iyon etkisi
Seramik-on-Seramik	<ul style="list-style-type: none"> Düşük sürtünme Düşük aşınma parçacık oluşumu Eylemsiz madde 	<ul style="list-style-type: none"> Pahalı Hareket halinde gürültü üretebilir Erken hasarı önlemek için uzman tarafından ekleme gerektirir

2.3.1. Kalça Protezlerinin Klinik İncelemesi ve Önemi

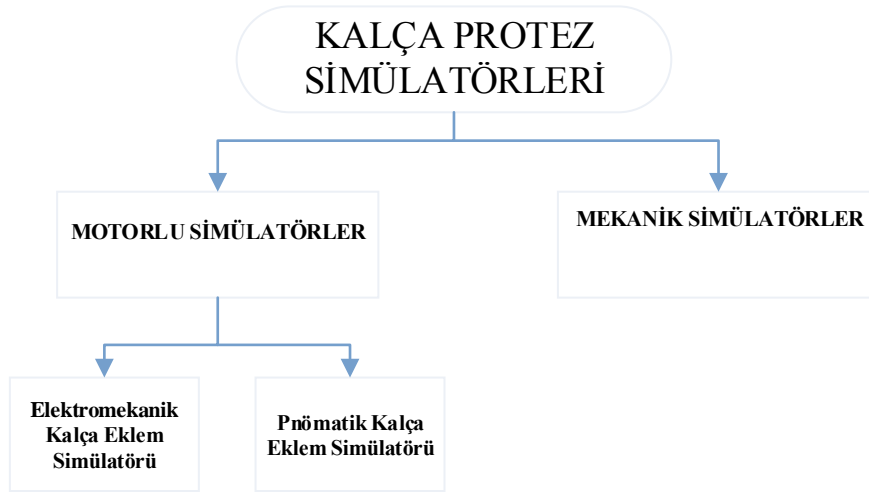
Ortopedik araştırmalarda biyomateryallerin yapısını, yapısal bileşenlerini ve özelliklerinin yanında insan vücudundaki yumuşak ve sert dokuları, kanı ve hücre içi sıvıları ile etkileşimlerinin etkilerini anlamaları önemlidir. Bununla birlikte, ortopedik cerrahide klinik sonuçlar uzun dönem performansına sahip biyomateryallerin geliştirilmesinde oldukça önemlidir. Özellikle kalça protezleri gibi hastanın hareketini sağlayan eklemlerin araştırılması oldukça önemlidir. Etik kurallara uygun testler de zaman bakımından deney numunelerinin deneklerde kullanılması zor ve zahmetlidir.

Biyouyumlulukla ilişkili protez yatak yüzeylerinin tribolojik (sürtünme ve aşınma) olarak değerlendirilmesi bir kalça implantının klinik başarısından başarısı için oldukça önemlidir. Bir kalça implant tasarımının laboratuvardaki aşınma performansını değerlendiren en kabul edilir klinik öncesi yöntem, eklem fizyolojik yükleri ve hareketleri simüle eden makinelerin kullanılmasıdır. Bu makineler kalça eklemi simülatörleri olarak bilinir ve klinik kullanımda kalça implantının beklenen davranışı hakkında önemli sonuçlar sağlar [11,12].

2.4. Kalça Protez Simülatörü

Kalça eklem simülatörü kalça eklemine hareketlerini ve uygulanan yüklemeleri birebir simüle eden bir cihazdır. Bu cihaz ile insan vücut ortam koşulları sağlanarak protez tasarımı ve malzeme belirlenmesi gibi araştırmalarda uygunluğun tespiti için testler yapılmaktadır. Yapılan testler ile protezler hastaya daha iyi ve daha uzun süreli bir kullanım sunulması amaçlanmaktadır. Bununla birlikte uzun süreli deneyler yerine hem zaman hem de maliyet açısından oldukça iyi bir verim sağlarlar. Kullanım amaçlarına göre simülatörler ikiye ayrılmaktadır.

Çizelge 2.4. Kalça simülatör türleri



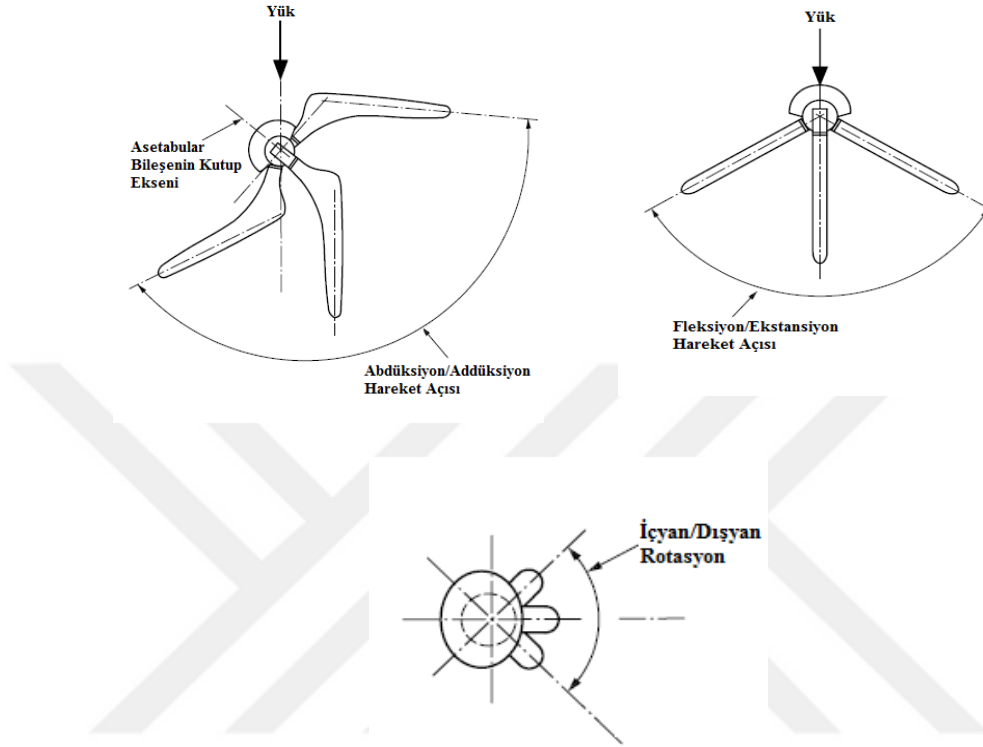
Mekanik simülatörler eklem kıkırdığında sürtünme katsayısı ölçmek için biyolojik sistemli cihazlardır. Motorlu simülatörler ise gerçek koşulları taklit etmek amaçlı üretilen cihazlar olup kullanılan motor tiplerine göre elektromanyetik ve pnömatik kalça eklem simülatörü olarak ikiye ayrılır.

2.4.1. Kalça Protez Simülatörlerinde Kullanılan Standartlar

Kalça simülatörlerinde bir insanın normal koşullar altında ki yürüme esnasında yaptığı bir adımı bir çevrim olarak kabul edilmektedir. 500.000 – 1 milyon çevrim arasında değişen simülatörler tasarlanmıştır. Simülatörlerde kalça protezlerinin test edilmesi için belirlenen ISO-14242 numaralı standart kullanılmaktadır. ISO-14242’de basit seviyedeki yürüyüşün kalça eklemine olan etkilerini geleneksel ve kinematik koşulları ele alınmıştır ve üç kısma ayrılmıştır. Bu üç grup standardın içerikleri aşağıda belirtildiği gibidir:

- **ISO 14242-1:** Kalça protezlerinin aşınmasının değerlendirilmesi için uygulanan hareketler ve yük değerlerini içerir [13].
- **ISO 14242-2:** Kalça protezlerinin aşınma tespitinin yapılması için ölçüm metotlarını içerir [14].
- **ISO 14242-3:** Kalça protezlerinin yataklanma koşulları altındaki aşınma değerlendirilmesi için belirlenen hareket ve yük değerlerini içerir [15].

Kalça eklemine sahip olduğu 3 farklı hareket sistemi standartlarda şekildeki gibi ifade edilmektedir. (Şekil 2.11). Bunlar kalça eklemine sahip olduğu fleksiyon-ekstansiyon, İçyan-dışyan rotasyon ve abduksiyon-addüksiyon hareketleridir.

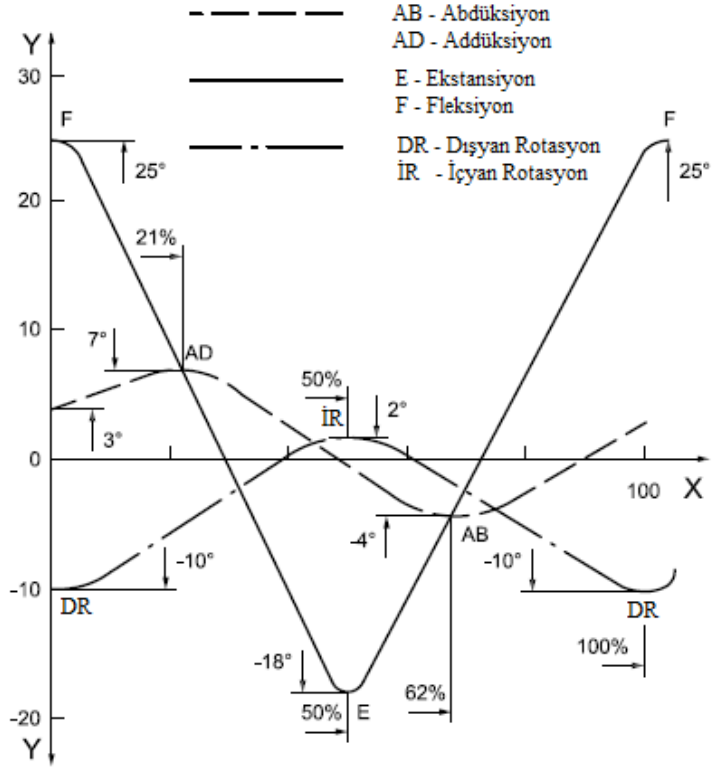


Şekil 2.11. Kalça simülasyonlarında referans alınan kalça eklem hareketleri (ISO 14242)

Belirtilen kuvvetler için normal bir insan yürüyüşünün bir adım atması durumunda kalça eklemine ait hareketlerin 100 eşit aralığa bölünmesi ile her bir aralık için değerler belirlenmiştir. Kalça eklemine ait bu hareketler birbiriyle bağlantılı olup ISO 14242 numaralı standartta denklemler ile ifade edilmektedir. Aşınma testleri için istenen hareket açı değerleri ve yüklemeler aşağıdaki gibidir.

Çizelge 2.5. Yer değiştirme eğrilerinin oluşumunu ifade eden denklemler

X- Çevrim kısmı (%)	Abduksiyon/Addüksiyon (°)	Fleksiyon/Ekstansiyon (°)	İçyan/Dışyan Rotasyon (°)
0'dan 20'ye	$= [4 \sin(0,0748X) + 3]$	$= [21,5 \cos(0,0628X) + 35]$	$= [6 \sin(1,5\pi + 0,0628X) - 4]$
20'den 61'e	$= [5,5 \sin(0,0748X) + 1,5]$		
61'den 100'e	$= [4 \sin(0,26\pi) + 0,0628X]$		

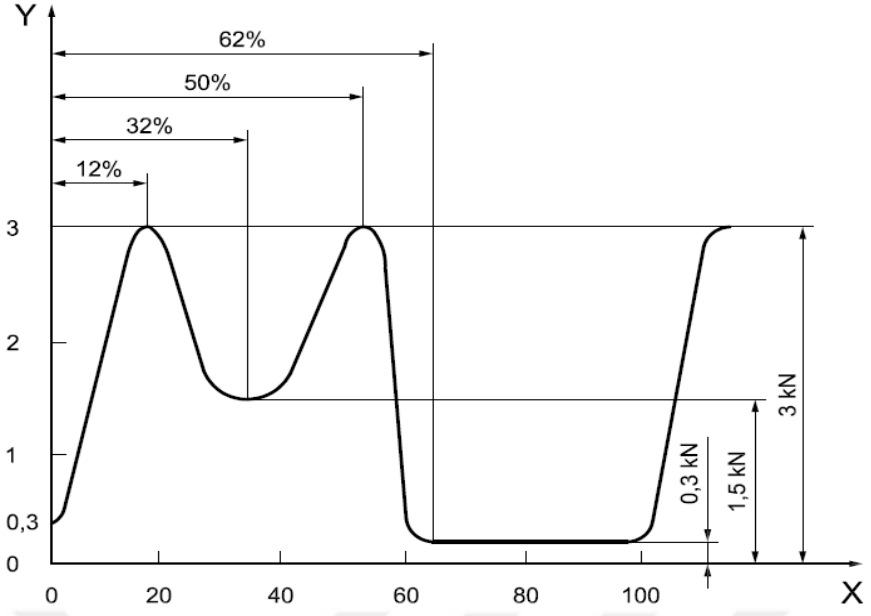


X – Bir çevrimin yüzdelik kısmı (%)
 Y – Hareket açısı (°)

Şekil 2.12. Test örneğine uygulanacak açısal hareket süresi ile varyasyon

Çizelge 2.6. Yük eğrisini ifade etmek için denklemler

X- Çevrim kısmı (%)	Yük (kN)
$0 \leq X \leq 61$	$= [-0,000009304412362497X^4 + 0,00113569119486952X^3 - 0,0446360765492253X^2 + 0,609263266429307X + 0,3]$
$61 < X \leq 100$	0,3



X – Bir çevrimin yüzdeler kısmı (%)

Y – Uygulanan yük değeri (kN)

Şekil 2.13. Yükleme eksenini boyunca uygulanacak kuvvetin zamanıyla değişimi

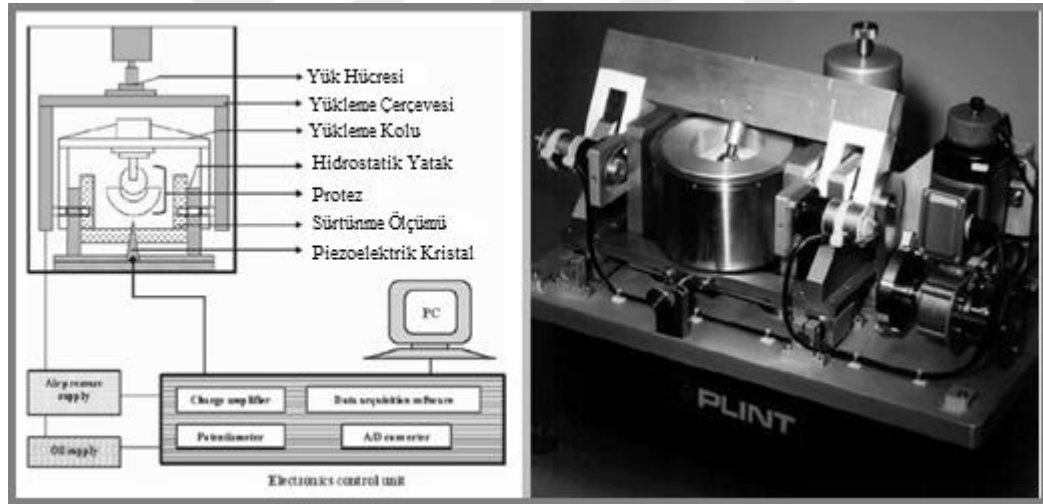
3. KAYNAK ÖZETLERİ

3.1. Literatürdeki Kalça Simülator Çalışmaları

Kalça simülatorü ile kullanılacak total kalça protezlerinin kullanım ömürlerini önemli derecede etkileyen aşınma değerleri belirlenmesi, biyomedikal malzeme araştırması, protezlerin tasarlanması gibi konular gerçekleşmektedir. Aşınma değerlerinin incelenmesi üzerine literatürde kalça protezi aşınma simülatorü ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalarda genellikle ISO standartlarında belirtilen hareket bileşenleri referans alınmıştır. Yapılan çalışmalar;

a. PLINT Durham Sürtünme Simülatorü

Simülator, doğrudan yapay kalça ve diz eklemlerinde sürtünme katsayısını ölçmek amacıyla tasarlanmıştır. Cihaz Newbury'deki (İngiltere) Phoenix Triboloji geliştirme merkezi tarafından tasarlanmıştır (Şekil 3.1).

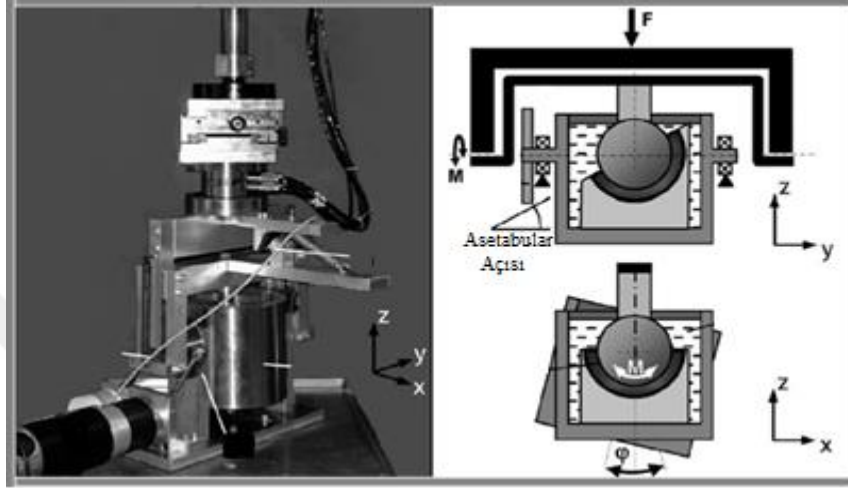


Şekil 3.1. Plint Durham Sürtünme Simülatorü [16]

İnsan kalça eklemine göre ters çevrilmiş şekilde tasarlanmıştır. Tek motorlu bir cihazdır. Hareketi femur başına salınım ile sağlanmış ve asetabular yuva kısmı sabit tutulmuştur. Yüklemeyi ise silindirden gelen kuvvetinin 9:1 oranındaki kuvvetiyle kol mekanizması ile gerçekleştirmişlerdir. Formetre kullanarak eklem hareketleri sonucu protezin sürtünme katsayısını ölçmeyi hedeflemişlerdir.

b. Hamburg Teknoloji Üniversitesi Simülatorü

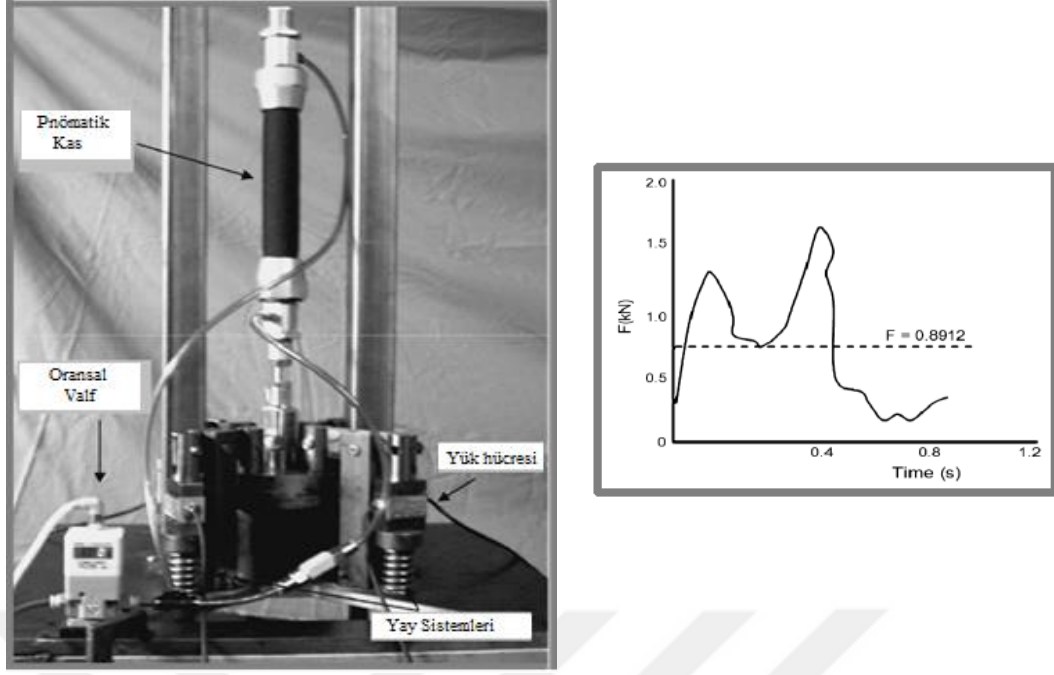
Hamburg Teknoloji Üniversitesi yapay kalça eklemindeki sürtünme torkunu ölçmek için simülator cihazı tasarlamışlardır. Ters bir şekilde konumlandırılan femur başı hareketsizdir (Şekil 3.2). Hareketi asetabular yuva kısmından salınım hareketi ile gerçekleştirmişlerdir. Yükleme için 2000N'luk yük kuvveti üretebilecek bir hidrolik silindir kullanmışlardır.



Şekil 3.2. Hamburg Teknoloji Üniversitesi'nin kalça simülatorü [17]

c. FIME II Simülator

Simülator pnömatik yüklemelere göre tasarlanmıştır. Şekil 3.3'de gösterildiği gibi insan kalça eklemi konumuna benzerdir. Pnömatik basınçlar kullanarak kalça ekleminin hareketlerinde etkili olan kasların etkisini yaratmayı hedeflemişlerdir. Aynı anda dört malzeme incelenebilen bu simülator cihazı malzemedeki mikro seviyedeki parçalanmayı incelemek için kullanılmıştır.

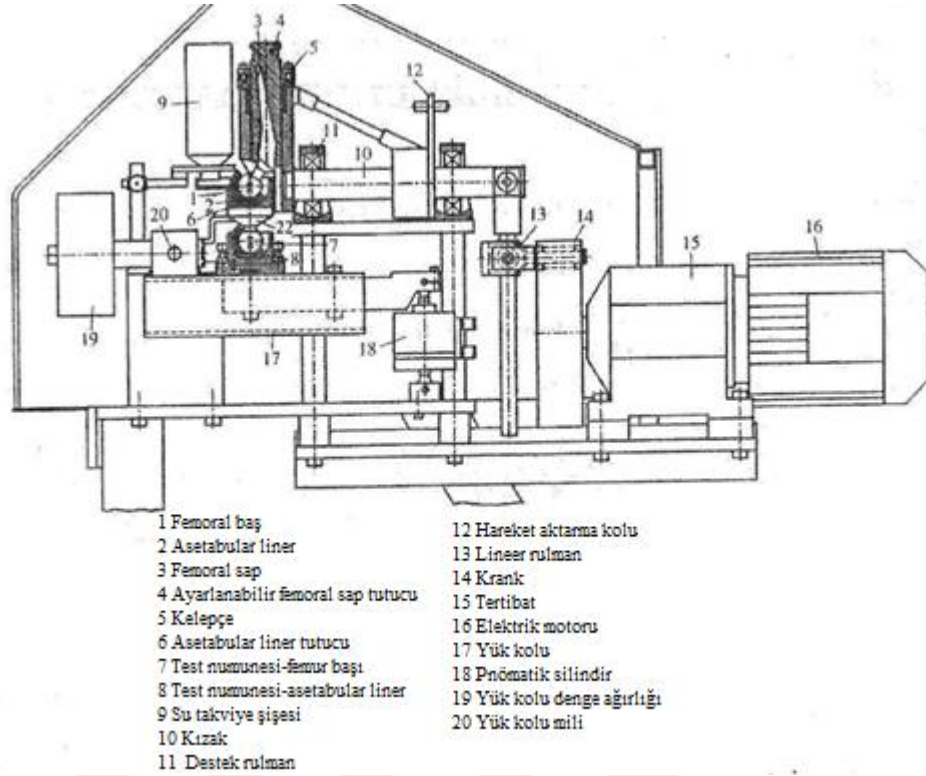


Şekil 3.3. FIME II Simülâtörü ve simülâtörün yük döngüsü grafiği [18]

Cihaz, $FE \pm 23^\circ$, $AA \pm 23^\circ$, $IER \pm 7,5^\circ$ şeklindeki kalça eklemine üç hareketini simüle etmektedir. Bu hareketler servo motorlarla sağlanmıştır. Orantılı bir valf, kasın hava beslemesini kontrol eden yüklemeye kuvvetini ayarlamak için kullanılmıştır.

d. Helsinki Teknik Üniversitesi Simülâtörü

Helsinki Teknik Üniversitesi'nde beş istasyonlu bir simülâtör cihazı tasarlanmıştır [19]. Hareket elektrikli motor tarafından sağlanmıştır. Kalça eklemine hareketlerine ait yük ve dönüş açıları ile yürüme seviyesini simüle etmişlerdir. Simülâtör kalça protezin aşınmasını gözlemlemek için yapmışlardır.

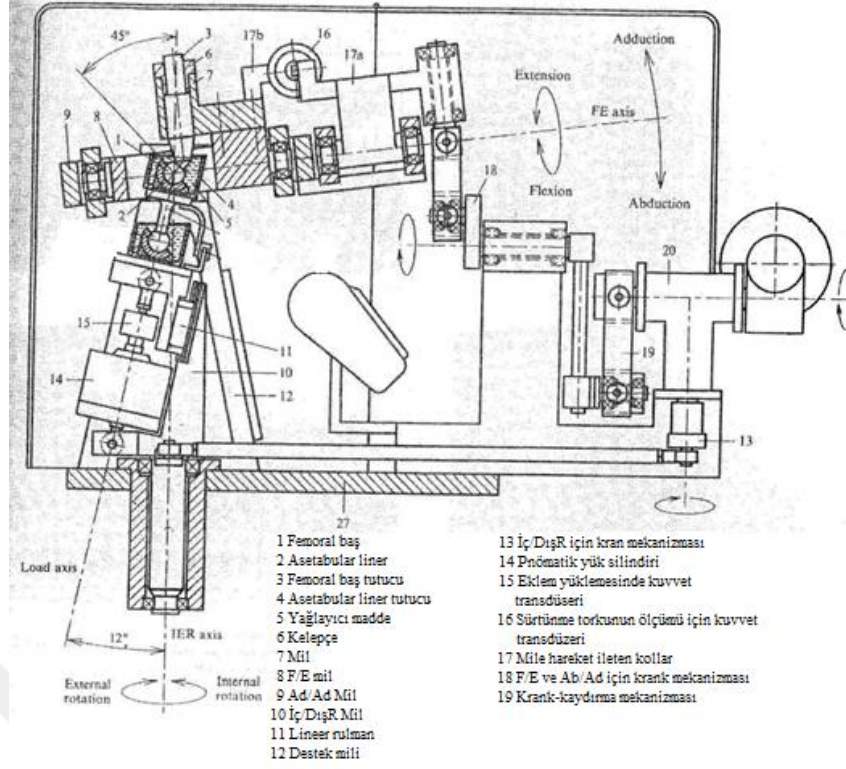


Şekil 3.4. Helsinki Teknik Üniversitesi Simülâtörünün şematik gösterimi

Motor şanzımına bağlıdır. Ortaya çıkan hareket, tekerler ve şaftlar kullanılarak femur başına aktarılır. Yukarıdaki şekil, kuvvetin kol tarafından iletildiği bir pnömatik silindir vasıtasıyla üretilen yükü göstermektedir. Maksimum 8 kN oluşturabilecek silindir güç kullanmışlardır.

e. Üç Eksenli Mafsallı Simülâtör

Yapay kalça eklemine aşınmasını incelemek için tek istasyonlu üç eksenli bir eklem simülâtörü tasarlanmışlardır. Cihaz da insan yürüyüşünün seviyesindeki fleksiyon- ekstansiyon, abdüksiyon- addüksiyon ve iç ve dış rotasyon hareketleri referans almışlardır. Hareket, yüklemeye oluşan elektro-mekanik olarak sağlanır. Her ölçüdeki kalça protez bileşenlerin test edilmesi amacıyla tutucular kullanmışlardır.

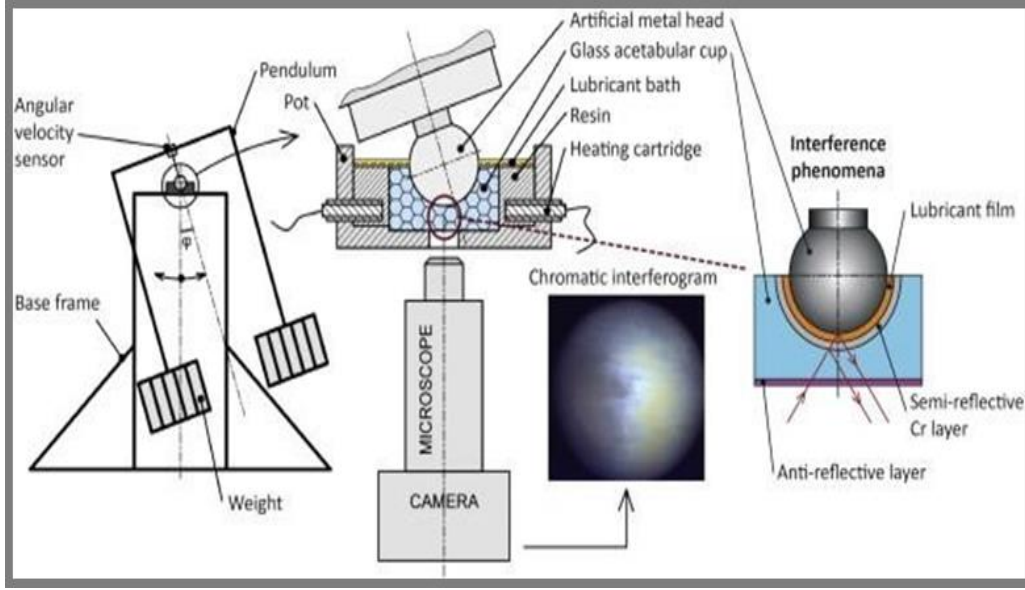


Şekil 3.5. Üç eksenli mafsallı simülâtörün şematik görüntüsü [20]

Cihazda üç dönme tipini sağlamak için çift vidalı bir dişli kutusu ve bir bölme dişli kutusu kullanılmıştır. Asetabularda istenen sıcaklığı sağlamak için bir ısıtıcı yardımıyla sıcaklığı sabit tutulmuştur. Şekil 3.5’de Simülâtörde testleri gerçekleştirmek için FE $\pm 23^\circ$, AA 7° ve IER $\pm 5,5^\circ$ ’dir. Maksimum 3.5 kN kuvvetle 1 Hz frekansında çalışmaktadır.

f. Halkalı Sarkaç Tipi Simülâtör

Simülâtör, protez kullanımında oluşan yağlanma film tabakasının incelenmesi amaçlanarak tasarlanmıştır. Şekilde görüldüğü üzere yağlama film tabakasının tespiti için mikroskoba bağlı kameralı bir sistem geliştirmişlerdir. Hareket temel olarak sarkaç sistemiyle sağlanmıştır. Cihaz hem kinematik hem de frekansla sınırlıdır. Farklı ölçülerdeki kalça protez bileşenleri için tutucular yerleştirmişlerdir. Bununla birlikte insan vücut ortamının sağlaması amacıyla ısıtma özelliği eklemiştir [21].



Şekil 3.6. Halkalı sarkaç tipi simülatör

Bu cihazın avantajı, aşınma ve yağlama filminin kalınlığının interferometre ile gerçek muayenesi ile ilgili birçok ölçüm çalışmasına sahip olmasıdır. Çalışmada sabit 532 N'luk bir yük kullanılmıştır. Cihazın dezavantajı ise dönme açısının sınırlandırılmasının yanı sıra, cihazın ölçüm sırasında yükü dinamik olarak değiştirememesidir.

Yukarıda belirtilen ve bunların yanında ticari olarak da üretilmiş kalça simülatörleri ile yapılan testlerde numunelerin ağırlık değişimine göre değerlendirmeler yapılmaktadır [22]. Değerlendirmelerde kullanılan aşınma oranı kavramı kütle değişim değerleri ile test çevrim sayısının oranı sonucu elde edilmektedir. Literatürdeki çalışmalarda aşınma oranlarını belirlemek için yapılan test koşullarında farklı varyasyonlar ele alınmıştır. Çizelge 3.1'de aşınma oranlarını belirlemek için kullanılan simülatörler ve belirlenen aşınma oranları verilmiştir.

Çizelge 3.1. Literatür tablosu

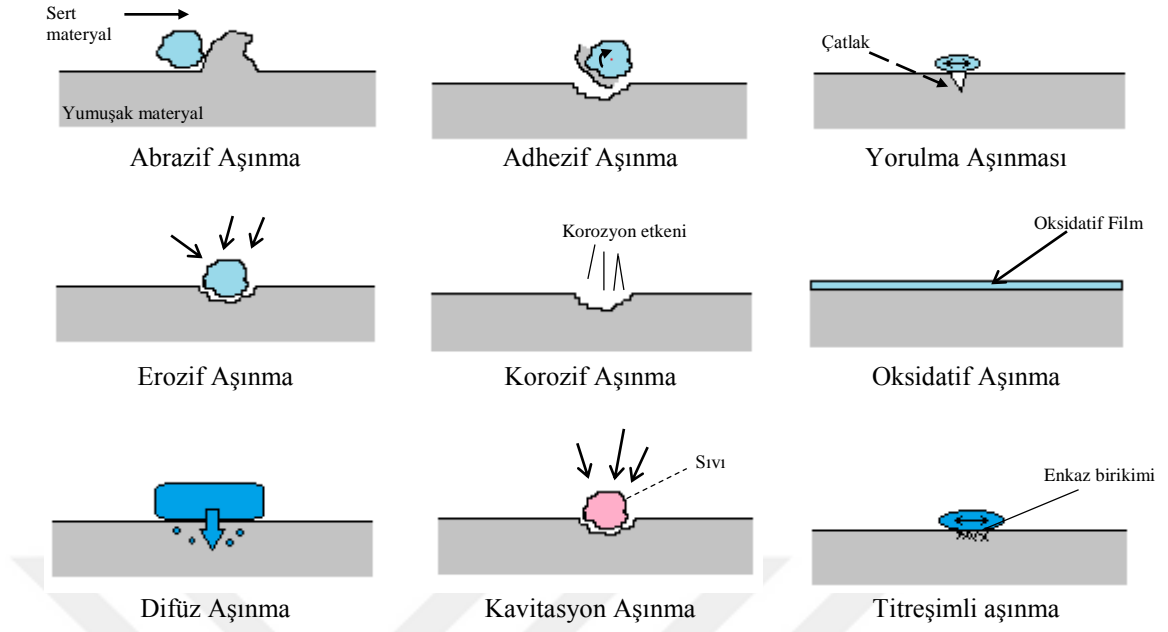
Kaynak	Simülâtör Adı	Kategori	Hareket Açılırları	Aşınma Oranı	Femoral Baş Pozisyonu
[23]	AMTI	3 Eksenli	E/F: $\pm 25^\circ$ A/A: $\pm 9^\circ$ I/E-R: $\pm 20^\circ$	$4,8 \pm 1,1$ mg/mc	Anatomik
[24]	HUT-4	2 Eksenli	E/F: 46° A/A: 12°	8,2 mg/mc	Anatomik
[25]	Mark II Durham	2 Eksenli	E/F: $-15^\circ/+30^\circ$ I/E-R: $\pm 10^\circ$	$50,32 \pm 7,07$ mm ³ /mc	Anatomik
[26]	Leeds PA II	2 Eksenli	E/F: $-15^\circ/+30^\circ$ I/E-R: $\pm 10^\circ$	$0,11 \pm 0,04$ mm ³ /mc	Anatomik
[27]	EW08 MMED	2 Eksenli	F/E: $\pm 22,5^\circ$ A/A: $\pm 22,5^\circ$	0,4 mm ³ /mc	Anatomik Olmayan
[28]	SW	2 Eksenli	İki Eksende Salınma ($\pm 23^\circ$)	0,17 mg/mc	Anatomik Olmayan

F/E: Ekstansiyon–Fleksiyon, A/A: Abdüksiyon–Addüksiyon, İ/D-R: İçyan–Dışyan Rotasyonu

Çalışmalarda genel olarak malzeme gruplarında görülen farklı aşınma durumlarına dikkat çekilmiştir. Sert yüzey ve yumuşak yüzey karşılaşmalarında kütle değişimlerinin olduğu ifade edilmektedir. Aşınma değerleri ile birlikte testler sonrasında protezlerin yüzey yapıları çeşitli mikroskoplar yardımıyla incelenmektedir.

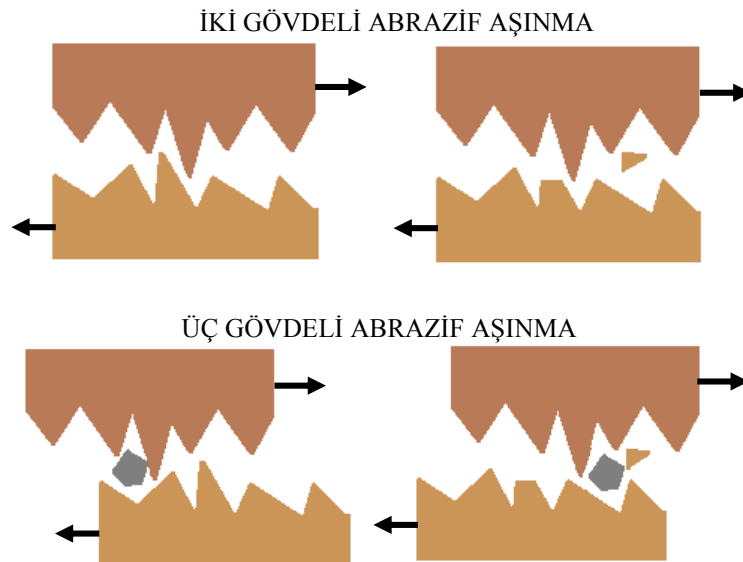
3.2. Aşınma Mekanizmaları

Aşınma, yüzeysel kütlelerin mekanik hareketler (sürtünme, yuvarlanma ve çarpma gibi iki eşleşme yüzeyi arasındaki göreceli hareket nedeniyle ortaya çıkan) veya sürtünmeli ısıtma varlığında oksidatif ve aşındırıcı maddeler gibi kimyasal faktörler nedeniyle kademeli olarak malzeme ayrılması olarak tanımlanabilir. Bu durum kalça protezlerinin taşıyıcı bileşenlerinde de bulunur ve eklem replasmanının performansını ve fonksiyonel ömrünü sınırlamaktadır. Ayrıca, hareketli yüzeyinden üretilen aşınma parçacıklarının geometrik özellikleri, implantın başarısız olmasına yol açan osteoliz ve aseptik gevşeme gibi birçok klinik soruna neden olabilir. Kalça protezlerinde, karmaşık mekanik-biyolojik ortamında birçok aşınma türleri oluşmaktadır. Bu aşınmaların incelemek amacıyla genel olarak malzemelerde gerçekleşen aşınma türleri Şekil 3.7’de verilmiştir.



Şekil 3.7. Aşınma mekanizmaları

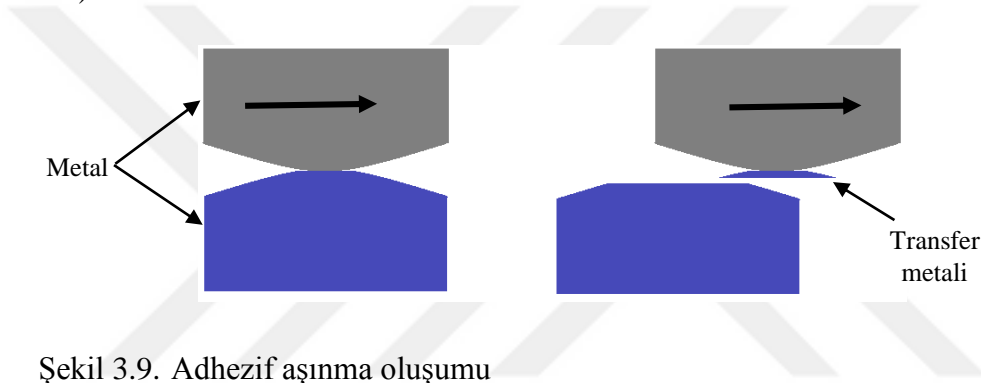
Abrazif aşınma: Birbirleri ile sürtünen malzemelerden nispeten daha sert olanın kendine göre daha yumuşak olan malzemeyi aşındırdığı durumda meydana gelir. Abrazif aşınma genellikle iki türe ayrılır: iki gövdeli ve üç gövdeli aşınma (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Farklı iki tip malzemedeki abrazif aşınma türleri

İki gövdeli abrazif aşınması etkileşimde tam olarak iki cismin yer aldığı durumlarda görülür. Bu tür aşınma, malzemenin yüzey boyunca kayan sert partiküller nedeniyle katı bir yüzeyden yer değiştirmesinden kaynaklanır. İki gövdeli abrazif aşınma, genellikle yüksek gerilme ve plastik deformasyon ve malzemenin mikro hacimlerinin kırılmasını içeren karmaşık bir işlemdir; bu, ölçülen yüzeyin, ölçülme, çizilme veya çizilmeye eğilimli daha sert bir madde ile ayrılması olarak tanımlanabilir. Üç gövdeli aşınmasında partiküllerin yüzey üzerinde kaymasının yanı sıra yuvarlanması serbesttir.

Adhezif Aşınma: Karşılıklı olarak etkileşim halinde olan sürtünme yüzeyleri arasındaki etkileşimlere bağlı olarak aşınma parçacıklarının oluşmasıdır (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. Adhezif aşınma oluşumu

Yorulma Aşınması: Bir malzemenin dayanma (yorulma) sınırını aşan gerilmelerin bir sonucu olarak yüzeydeki başarısızlıktan kaynaklanmaktadır. Metal yorgunluğa örnek olarak ataş gibi bir metal tel parçasının, kopuncaya kadar ileri geri bükülmesi gösterilebilir. Yorulma aşınması aynı zamanda kayma hareketi sırasında da oluşur. Dişliler kayma hareketlerinden kaynaklanan yorulma nedeniyle sıklıkla başarısız olur.

Yorulmalar genellikle bir başarısızlık şekli olarak görülürken, bazı yorulma aşınması zarar verici değildir. Yeni makinelerin devreye girme süresinde, sürtünme çalışma yüzeyi düzensizliklerini azaltır.

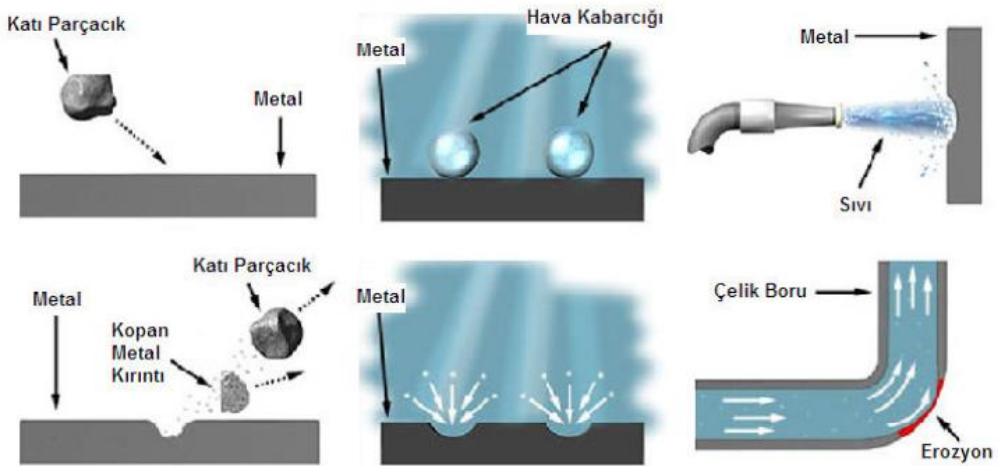
Korozif Aşınma: Tepkime ürününün aşınması ve tepkime ürününün aşınması ile partikülleri uzaklaştırılması ile meydana gelen ardışık reaksiyonlardan kaynaklanır (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Korozif aşınma oluşumu

İki metalin temas halinde (veya başka şekilde elektriksel olarak bağlı) yerleştirilmesi sonucunda oluşan potansiyel fark aralarında elektron akışı sağlamaktadır. Korozyona daha az dirençli metalin korozyonu genellikle artar ve bu metallerin temasta olmadığı zamanki davranışlarına kıyasla daha dayanıklı malzemeye olan saldırı azalır. Daha az dirençli metal anodik ve daha dirençli metal katodik hale gelir. Genellikle katot veya katodik metal, bu tür çiftlerde çok az aşınır veya hiç aşındırmaz. İlgili elektrik akımları ve birbirine benzemeyen metaller nedeniyle, bu korozyona galvanik veya iki metalli korozyon denir.

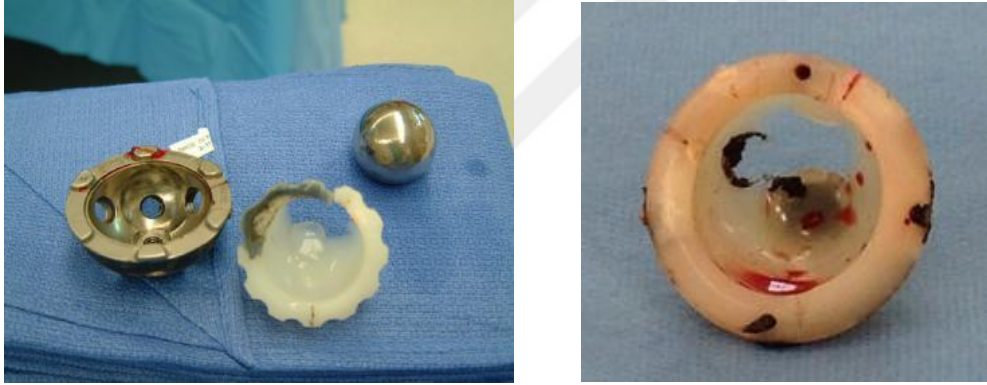
Erozif Aşınma: Bir cismin yüzeyine katı veya sıvı parçacıkların çarpması sonucu oluşur. Boru hatları, hidrolik sistemler, havacılık bileşenleri ve sıvı çarkları dahil mühendislik sistemlerinde ciddi bir bozulmaya etkisi olabilir. Erozyonun derecesini etkileyen değişkenler etkileşimli olabilir ve erozif parçacıkların akışı ve etki açıları ile birlikte parçacık büyüklüğü, kütle, şekil ve hızıdır.



Şekil 3.11. Erozif aşınma türleri [29]

3.2.1. UYMAPE Aşınması

Aşınma kalça protezlerinin kullanım sürelerini etkileyen en önemli unsurdur. Özellikle yapay eklemlerde hafifliği nedeniyle çok tercih edilen ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UYMAPE) tarafından oluşturulan aşınma kalıntıları implant ömrünün azalmasına neden olmaktadır. Bu aşınmalar genel olarak günlük yaşam hareketleri esnasında uygulanan yüklemelerin polietilen yüzeyin sert yüzey ile temasında oluşan sürtünmelerden kaynaklanmaktadır [30]. Vücut içine yayılan veya üçüncü gövde aşınması olarak hareketli yüzeyler arasında giren partiküller yüzeylerde aşınmanın hızlanmasına, metal yüzeyden iyon salınımının başlamasına, vücut içi enfeksiyonun oluşması gibi hasta için ağırlı süreçlerin tekrar başlamasına neden olmaktadır [31], [32]. Bu şikayetlerle hastalar protez yenileme operasyonlarına başvurmakta ve Şekil 3.12'de bu yenileme operasyonları sonrası hastadan çıkarılan aşınmış protezler gösterilmektedir.



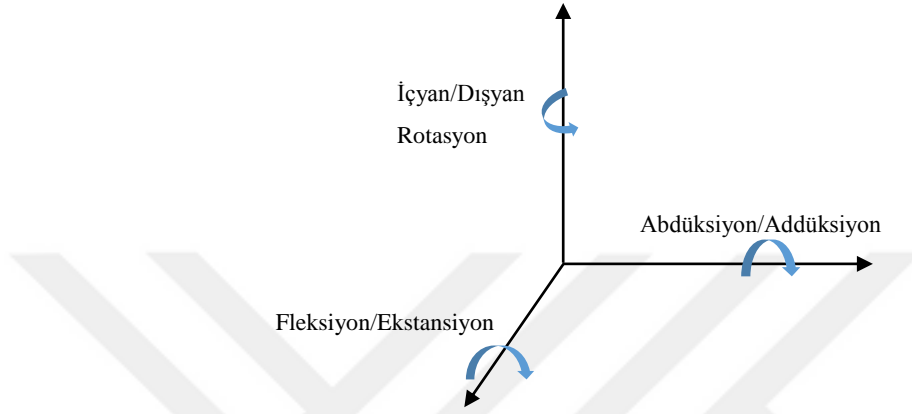
Şekil 3.12. Aşınmış UYMAPE protez görüntüsü

Bunların en aza indirilmesi veya tamamen ortadan kaldırılması için birçok çalışma yapılmaktadır. UYMAPE bileşenlerinin çeşitli aşınma hatalarını azaltmak için, öncelikle baskın aşınma mekanizmaları olan adhezif, abrazif ve yorulma aşınmalarının oluşum evreleri detaylı olarak incelenmektedir. Ayrıca Şekil 2.20'de ifade edilen genel aşınma mekanizmaları vücut sıvısının içeriğine, protez malzemelerine, yüklemelere bağlı olarak görülebilmektedir.

4. MATERYAL VE YÖNTEM

4.1. Kalça Simülatörü için Sistem Gereksinimleri

Kalça protez aşınma test cihazı için kalça eklemine ait ISO14242-1’de belirtilen altı hareket referans alındı. Bu hareketlerin eksenlerdeki temsili Şekil 4.1’de



gösterilmiştir.

Şekil 4.1. Referans alınan kalça eklem hareketlerinin eksen üzerinde gösterimi

Eksenleri belirlenen hareketlerin standartta belirtilen Çizelge 2.5 ve 2.6’ da ifade edilen denklemler ve maksimum hareket açısı değerleri kullanılarak motor güç hesabı yapıldı. Bunun nedeni tasarım kriteri olan eklem hareketlerinin gerçekleştirilmesini sağlayacak motorların ve diğer sistem gereksinimlerinin belirlenmesidir.

Motor güç hesaplaması için giriş parametreleri şunlardır:

Maksimum yük kuvveti ($F_{yük}$) 3000 N, sürtünme katsayısı (μ) 0.2 ve kayma sürtünme faktörü (μ_k) 0.175’dir. Denklemlerin oluşturulması için asetabular liner ve femoral baş implantlarına ait çap değerleri sırasıyla 36 mm (D_a) ve 30 mm (D_f) alındı. Milin atalet momenti (I) 48,94 kg/cm² ve maksimum açısal hız (ω_{max}) 2,35 rad/s’dir. Sinoviyal sıvı ortamında yağlama tabakası oluşması sebebiyle hareketlerde sürtünme azalacaktır, bu nedenle hesaplamalarda kuru ortam referans alındı. Fleksiyon/ektansiyon hareketi ve abdüksiyon/addüksiyon hareketleri esnasında femoral baş ve asetabular linerin arasında oluşan sürtünme kuvveti ($F_{s(k)}$) şu şekilde hesaplanabilir:

$$F_{s(k)} = \mu \times F_{yük} \quad (3.1)$$

$$600 \text{ N} = 0.2 \times 3000 \text{ N}$$

Burada oluşan moment (M);

$$M_1 = \frac{D_a}{2} \times F_{s(k)} \quad (3.2)$$

$$10.8 \text{ Nm} = \frac{0.036}{2} \times 600 \text{ N}$$

İçyan/dışyan rotasyon hareketi esnasında femoral baş ve asetabular liner arasında oluşacak sürtünme kuvveti (F_s);

$$F_s = \mu_k \times F_{yük} \quad (3.3)$$

$$525 \text{ N} = 0.175 \times 3000 \text{ N}$$

Burada oluşan moment (M);

$$M_2 = \frac{D_f}{2} \times F_s \quad (3.4)$$

$$7,875 \text{ Nm} = \frac{0.03}{2} \times 575 \text{ N}$$

Toplam moment (M_t);

$$M_t = M_1 + M_2 \quad (3.5)$$

$$18,675 \text{ Nm} = 10,8 \text{ Nm} + 7,875 \text{ Nm}$$

Beklenmedik durumların oluşması durumunda oluşabilecek yüksek momentlerin tasarım güvenliğini sağlaması amacıyla toplam moment değeri 25 Nm olarak kabul edildi. Maksimum momenti belirledikten sonra gerekli motor gücü hesaplanır:

$$P = \omega_{max} \times M_t \quad (3.6)$$

ω_{max} açısal hızdır:

$$\omega_{max} = 2 \times \pi \times O_{max} \quad (3.7)$$

O_{max} ise maksimum hıza ulaşıldığı yerdir:

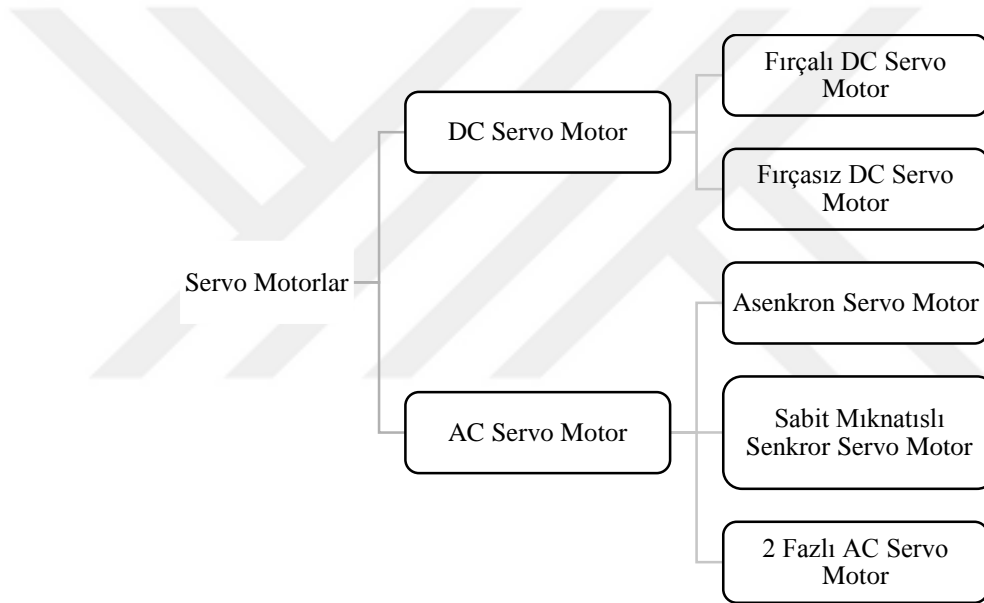
$$O_{max} = \frac{V_{max}}{\pi \times D_a} \quad (3.8)$$

Denklem 3.8'deki V_{max} Çizelge 2.5'de ifade edilen eklem hareketlerinin denklemlerinin ISO 14242'de yer alan formüllere göre belirlendi. Maksimum değerlere göre oluşturulan hesaplamalar sonucunda Fleksiyon/Ekstansiyon

hareketi için 1500W, Abdüksiyon/Addüksiyon hareketi için 400 W ve İçyan/Dışyan rotasyonu için 750 W değerleri elde edildi. Hareketleri gerçekleştirmek için bu değerleri sağlayacak servo motorlar tercih edildi.

4.1.1. Servo Motor Mekanizmaları

Servo motorlar kontrol elemanları olarak görev yaparak tanımlanan komutları gerçekleştirir. Pozisyon ve hız kontrol gibi uygulamalar sağlayan bu motorlar ile geri beslemeli bir sistem oluşturulabilir. Bu çalışmada servo motorların tercih edilmesinin en temel sebebi bu şekilde kontrol mekanizmasının hassas bir şekilde sağlanabilir olmasıdır. Servo motorlar elektrik ile beslenmesine göre ikiye ayrılmaktadır (Şekil 4.2).



Şekil 4.2. Servo motorun sınıflandırılması [33]

- **DC Servo Motor**

DC motorlar doğru akımla tahrik edilir. İletken boyunca manyetik alanın içindeki akımın akışı nedeniyle dönen torkun üretildiği elektrik motorunun en ilkel versiyonudur. Bu DC motor, bir akım taşıyan iletken bir manyetik alana yerleştirildiğinde, bir tork gerçekleşir ve hareket etme eğiliminde olduğu prensibi üzerine çalışır. Bu motorun dönme yönü, Fleming'in sol el kuralına göre ifade edilir.

- **AC Servo Motor**

Bir AC Motor alternatif akım ile tahrik edilir. AC Motor, elektrik enerjisinin mekanik enerjiye dönüştürülmesinin bir parçası olarak kullanılır. Bu mekanik enerji, kıvrımları arasında hareket eden dönen akımın teslim ettiği çekici alanların uyguladığı güç kullanılarak üretilir. AC Motor iki parçadan oluşur: dışta duran ve AC akımı ile beslenen bukleler ve çıkış miline birleştirilmiş rotor içinde bulunan stator. AC motor statoru, döner bir çekici alan üreten AC ile tedarik edilen halkalara sahiptir.

Bu çalışma prensibine sahip servo motorlar bu projede tercih edildi;

- Fleksiyon/Ekstansiyon eklem hareketi için Şekil 4.3’de verilen 1500 W güç, 25 Nm maksimum tork, 1500 rpm devrine sahip AC servo motor kullanıldı. Kullanılan servo motorun teknik özellikleri Ek 1’de verilmiştir.



Şekil 4.3. 1500 W güce sahip servo motor

- Abdüksiyon/Addüksiyon hareketi için Şekil 4.4’de verilen 400 W güç, 3,8 Nm maksimum tork, 3000 rpm devrine sahip AC servo motor kullanıldı. Kullanılan servo motorun teknik özellikleri Ek 2’de verilmiştir.



Şekil 4.4. 400 W güce sahip servo motor

- İçyan/Dışyan rotasyon hareketi için Şekil 4.4’de verilen 750 W güç, 7,1 Nm maksimum tork, 3000 rpm devrine sahip AC servo motor kullanıldı. Kullanılan servo motorun teknik özellikleri Ek 3’de verilmiştir.



Şekil 4.5. 750 W güce sahip servo motor

Belirlenen bu üç motorun hareket etmesini sağlaması ve komutları gerçekleştirilmesi için servo sürücüleri kullanıldı (Şekil 4.6). Her bir motor için bir adet kullanılan sürücüler 20 V AC beslemeli olup pozisyon, buton jog, hız, pozisyon-hız pozisyon-tork modlarına sahiptir.



Şekil 4.6. Servo sürücü

4.1.2. Lineer Aktüatör

Bu çalışmada yükleme değerlerinin gerçekleştirilmesi için lineer aktüatör tercih edildi. Aktüatörler bir mekanizmayı veya sistemi enerji kaynağı yardımıyla kontrol eden veya hareket ettiren bir tür motordur. Aktüatör, ortama bağlı olarak kontrol sistemi ile uzama miktarına (strok) göre cisimleri hareket ettiren bir mekanizmadır. Bu kontrol sistemi, basit, yazılım tabanlı bir sistem veya insan ya da diğer etkiler olabilir. Çizelge 2.6'daki maksimum yükleme değeri olan 3000 N'u sağlaması için 4000 N yüklemeye, 100 mm toplam uzama miktarına ve 6 mm/s hıza sahip lineer motor tercih edildi (Şekil 4.7). Tercih edilen lineer motorun teknik özellikleri ve ölçüleri Ek 4'de verilmiştir.



Şekil 4.7. 750 W güce sahip servo motor

4.1.3. Limit Switch

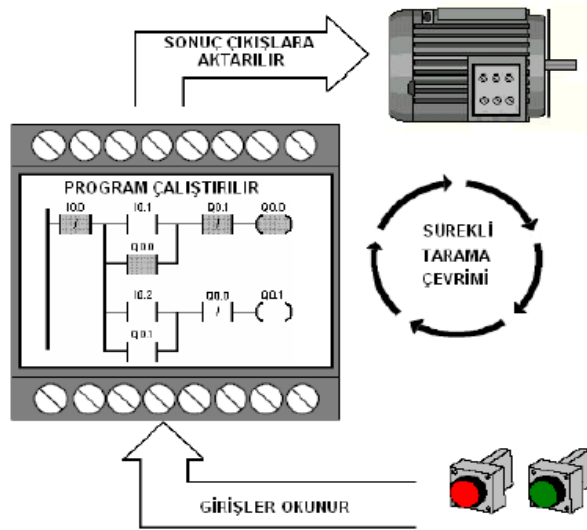
Kullanılan lineer aktüatörler yer değiştirme ile yükleme yapılması amaçlandı. Bu yer değiştirmelerin minimum ve maksimum konum değerlerinin belirlenmesi için limit switch kullanıldı (Şekil 4.8).



Şekil 4.8. Sistemde kullanılan Limit Switch

4.1.4. Programlanabilir Lojik Kontrolör (PLC)

Sistem için belirlenen motorların verilen hareket açılarının ve yükleme değerlerinin kontrolünü sağlaması amacıyla Programlanabilir Lojik Kontrolör (PLC) tercih edildi. PLC sensör gibi algılayıcılardan ya da bir Merkezi Denetim ve Veri Toplama, HMI üzerinden aldığı bilgiyi, içerisine yazılan programa göre değerlendirip motorları çalıştıran mikroişlemci tabanlı bir üründür. Yüksek hızlı okumalar gerçekleştirerek giriş bilgilerinin gerçek zamanlı olarak çıkış bilgilerine iletimi sağlar (Şekil 4.9).



Şekil 4.9. Programlanabilir Lojik Kontrolörlerin çalışma prensibi [34]

Bu çalışmanın sisteminde üç servo motor ve bir lineer motorun kontrolünü sağlamak amacıyla 8 giriş ve 8 çıkışa sahip transistörlü PLC kullanıldı (Şekil 4.10).



Şekil 4.10. Programlanabilir Lojik Kontrolör

4.1.5. Güç Kaynağı

Bütün sistemin aynı akım ve gerilim değerinde çalışması gerekmektedir. Bunun sağlanabilmesi için 24 V ve 20 A değerine sahip anahtarlama güç kaynağı kullanıldı (Şekil 4.11).



Şekil 4.11. Anahtalamalı Güç Kaynağı

4.1.6. Yay Mekanizması

Günümüzde kullanılan kalça simülörleri yüklemeyi dik olarak ve femur kemiğinin sabitlemesini konuma dayalı gerçekleştirmektedir. Aynı zamanda bu simülörlerde femur ve pelvis kemiğinden oluşan kalça eklemi saran kas ve tendonların etkisi göz ardı edilmektedir. Ancak kas ve tendonlar femur kemiğinin sabitlenmesinde ve hareketlerin gerçekleşmesinde oldukça etkilidir [35]. Bu

nedenle tasarımda bu etkinin oluşturulması amacıyla bası yayı kullanarak yay sistemleri kullanıldı (Şekil 4.12).



Şekil 4.12. Bası Yayı

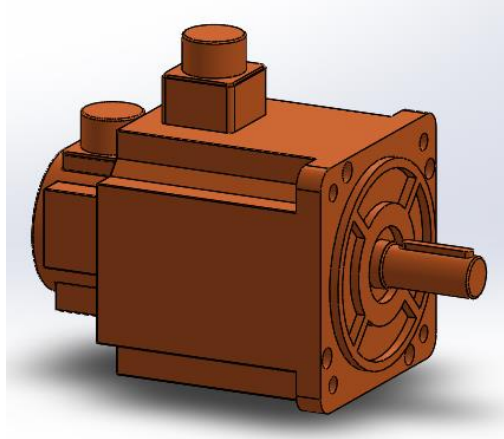
Yüklemeye ile bağlantılı olarak çalışması düşünülen yaylar DIN 2095 standardına göre seçilmiş dış çapı 28 mm olan bası yayı tercih edildi. İnsan vücudunun ön ve arka kısımları temsili olarak iki adet bası yayı kullanıldı. Ayrıca teknik özellikleri EK 5’de verilmiştir.

4.2. Kalça Simülatörü Tasarımı

Kalça simülatörü için belirlenen sistem gereksinimleri dikkate alınarak tasarım gerçekleştirildi. Her hareket için oluşturulan tasarımın CAD modeli aşağıdaki şekilde oluşturuldu. Ayrıca tasarımı yapılan her bir parçanın teknik resmi EK 7’de verildi.

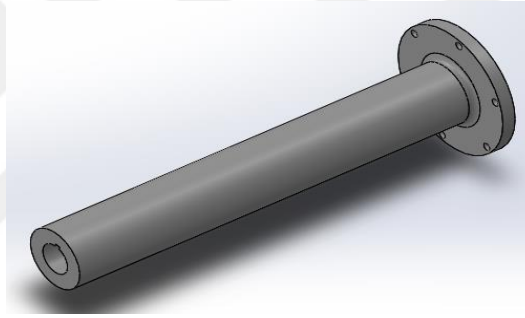
- **Fleksiyon/Ekstansiyon Hareketi için**

Kalça protezlerinin test edilmesi için oluşturulan ISO 14242 nolu standartta fleksiyon ve ekstansiyon maksimum hareket açı değerleri sırasıyla 25° ve 18° olarak ifade edilmiştir. Bu hareketlerin gerçekleştirilmesi için hesaplamalar sonucu gücü belirlenen motorun CAD modeli Şekil 4.13’de verilmiştir.



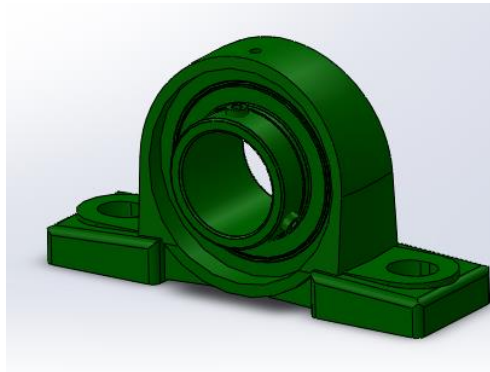
Şekil 4.13. Fleksiyon/Ekstansiyon hareketinde kullanılacak servo motor

Motordan gelen hareketin aktarılması için kamalı mil tasarlandı (Şekil 4.14).



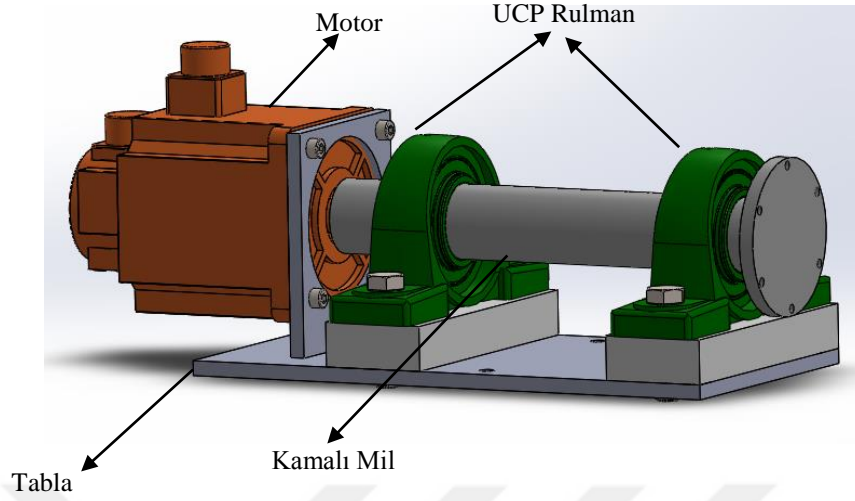
Şekil 4.14. Kamalı mil

Simülâtörde bir yürüme çevrimi motorların müsaade edilebilecek en kısa zamanda gerçekleştirmesi planlanmaktadır. Buradaki ani dönmelerin motordan femoral başa aktarılmasının güvenli olmasını sağlamak için mil sabitlenmesinde dik yataklı rulmanlar kullanıldı (Şekil 4.15).



Şekil 4.15. Dik yataklı rulmanın CAD modeli

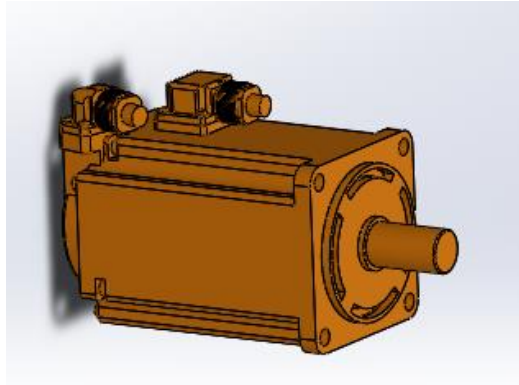
Fleksiyon/Ekstansiyon hareketi için tasarlanan sistemin genel görünümü Şekil 4.16’da verildiği gibidir.



Şekil 4.16. Fleksiyon/Ekstansiyon hareketi için yapılan tasarımın CAD modeli

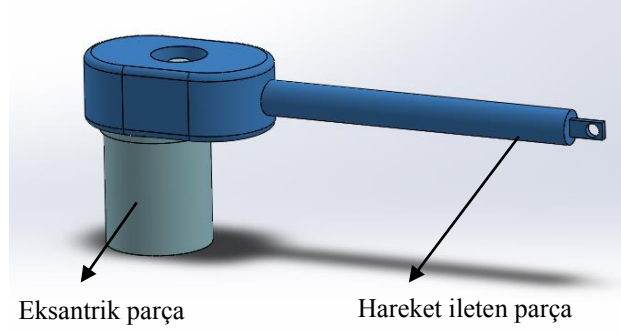
- **Abdüksiyon/Addüksiyon Hareketi için**

ISO 14242 nolu standartta abdüksiyon ve addüksiyon hareketlerinin maksimum açı değerleri sırasıyla 4° ve 7° olarak belirtilmiştir. Bu değerlerin dikkate alınması ile yapılan güç hesabına göre belirlenen motorun CAD modeli Şekil 4.17’deki gibidir.



Şekil 4.17. Abdüksiyon/Addüksiyon hareketi için seçilen servo motor

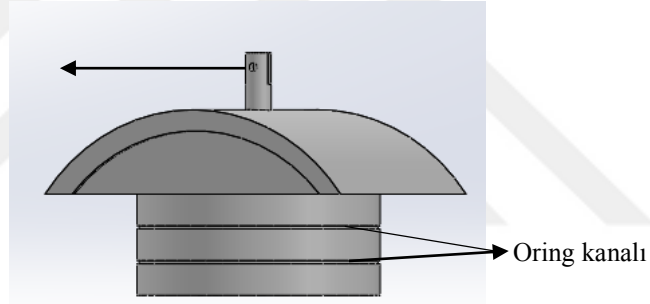
Abdüksiyon ve addüksiyon hareketi, motordan gelen hareketin yön değiştirmesi ile gerçekleştirilmesi planlandı. Bunun uygulanması için motor mil ucuna yerleştirilecek parça merkez dışı (eksantrik) olarak tasarlandı. Bununla birlikte hareketin yön değiştirmesi için bu parçaya mil montajı yapıldı (Şekil 4.18).



Şekil 418. Motordan gelen hareketin yön değiştirmesi için tasarlanan aparat

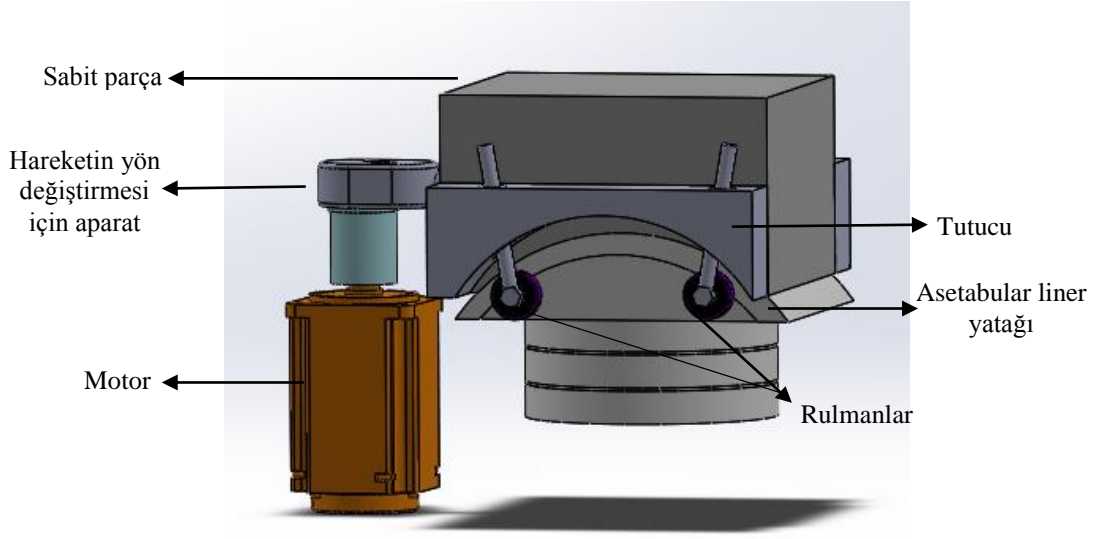
Motordan gelen y eksenindeki hareketin x yönünde gerçekleştirmesi için tasarlanan aparat Şekil 4.19’da gösterilen parçaya montajı sağlandı. Bu parçaya asetabular linerin yerleşmesi amacıyla yuva tasarlandı. Simülatör cihazında in vitro testlerin sağlanması amacıyla planlanan sinoviyal sıvı haznesinin sızdırmazlığı için oring kanalları parçada oluşturuldu.

Aparatın
bağlanacağı
kısım



Şekil 4.19. Asetabular liner yatağı

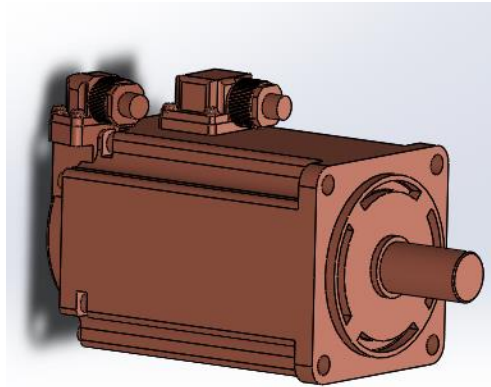
Abdüksiyon ve Addüksiyon hareketi için gerekli olan sistemin tasarım olarak genel görünümü Şekil 4.20’de verilmiştir. Asetabular liner yatağının dönme hareketini güvenli bir şekilde sağlaması amacıyla tutucular yardımıyla rulman sistemi kullanıldı. Rulmanlar 608 tipi olup her bir kenara iki adet olmak üzere dört adet olarak tasarlandı.



Şekil 4.20. Abdüksiyon ve Addüksiyon hareketi için gerekli olan sistemin CAD modeli

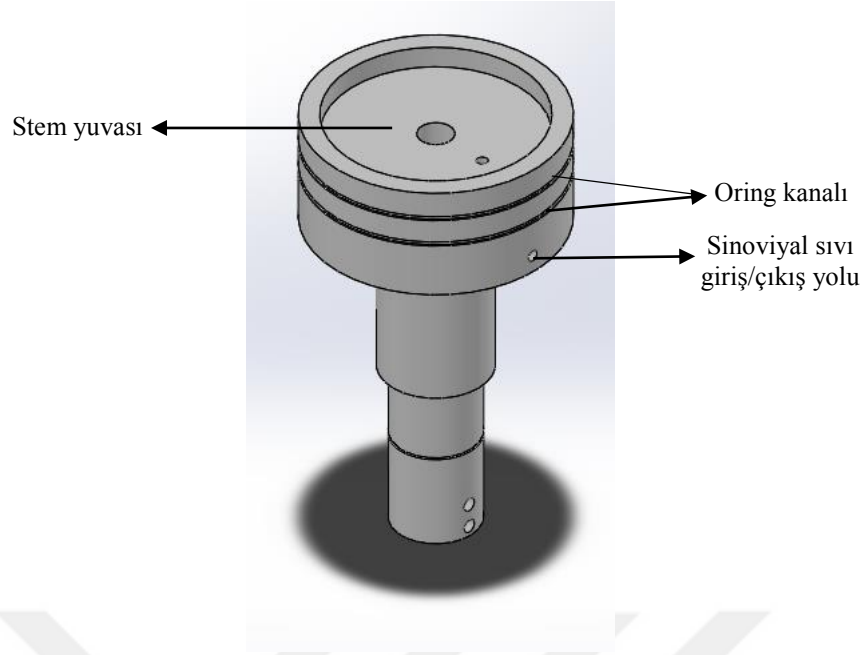
- **İçyan/Dışyan Dönme Hareketi için**

ISO 14242 nolu standartta içyan ve dışyan dönme hareketlerinin maksimum açı değerleri sırasıyla 2° ve 10° olarak belirtilmiştir. Bu değerlerin dikkate alınması ile yapılan güç hesabına göre belirlenen motorun CAD modeli Şekil 4.21'deki gibidir.



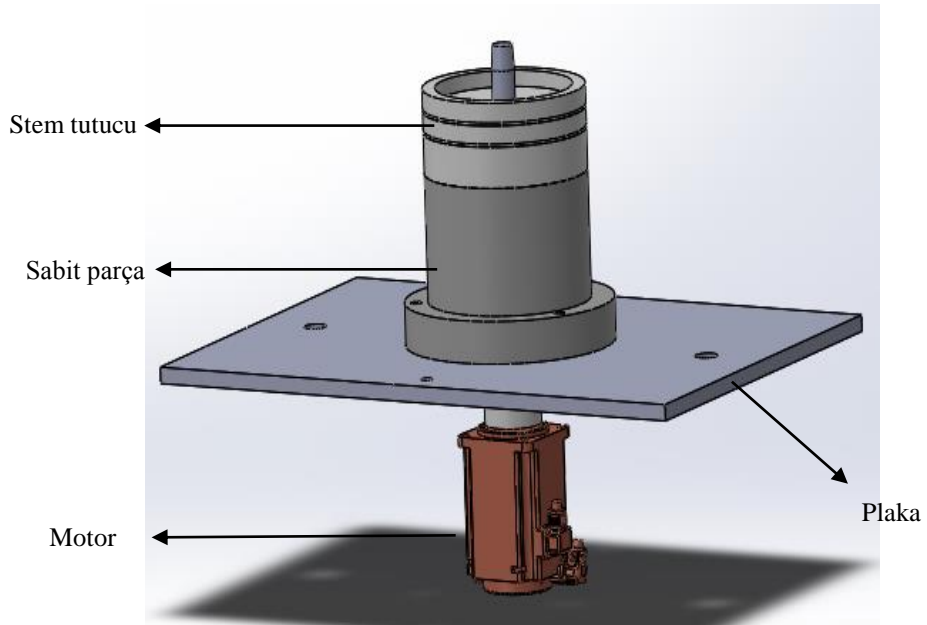
Şekil 4.21. İçyan/Dışyan Dönme hareketi için seçilen servo motor

Motor hareketinin oluşturulması için Şekil 4.22'de belirtilen parça tasarlandı. Sinoviyal sıvı haznesinin alt kısmındaki sızdırmazlığı sağlamak için bu parçaya da oring kanalları oluşturuldu. Bu hareketin sağlandığı kısım aynı zamanda femoral baş ve stem protezinin yerleştirileceği alan olarak belirlendi.



Şekil 4.22. Stem tutucu

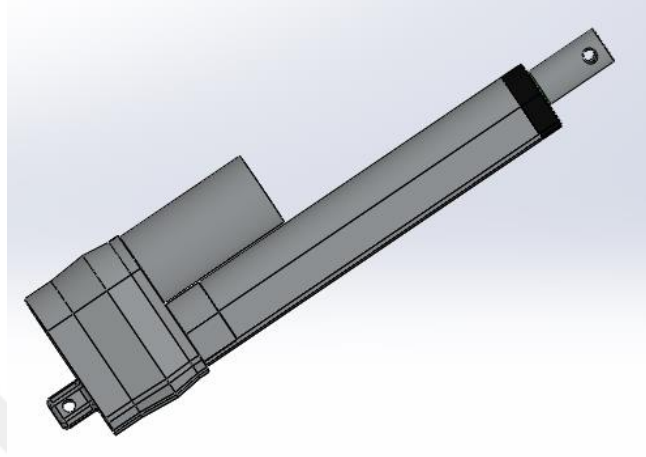
İçyan ve dışyan dönme hareketi için gerekli olan sistemin tasarım olarak genel görünümü Şekil 4.23’de verilmiştir. Motor ve stem tutucunun sabitlenmesi için plaka, dönme hareketinin güvenilir ve verimli sağlanabilmesi için ise sabit bir parça tasarlandı.



Şekil 4.23. İçyan ve Dışyan dönme hareketi için gerekli olan sistemin CAD modeli

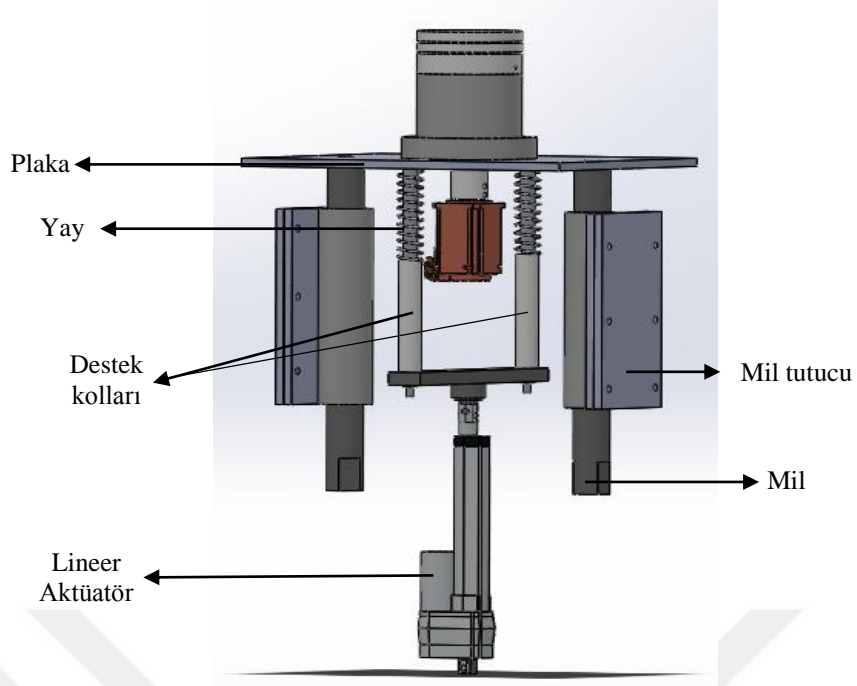
- **Yükleme için**

ISO 14242’de belirtilen bir yürüme döngüsünde minimum 300 N’dan maksimum 3000N’a kadar değişken bir yük uygulanmaktadır. Bu yük değeri için tercih edilen lineer aktüatörün temsili CAD model Şekil 4.24’deki gibidir.



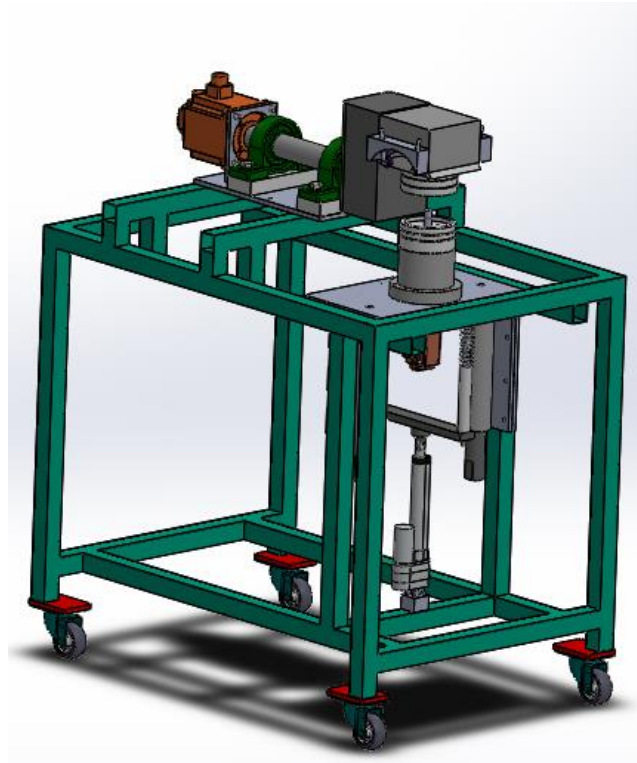
Şekil 4.24. Lineer Aktüatör

Simülatör cihazında yenilik olarak planlanan kalça eklemi saran kas ve tendonların etkisi yay sistemleri ile sağlanacaktır. Bu sistem yüklemeye hareketine bağlı olarak gerçekleştirilmesi amacıyla iki adet bası yayı destek kolları şeklinde montaj edildi. Ayrıca belirtilen yük aralığında yüklemenin güvenilir şekilde sağlamak amacıyla miller ve tutucular ile sabitleme yapılarak Şekil 4.21’de gösterilen plakaya sabitlendi. Şekil 4.25’de yüklemeye için oluşturulan sistemin genel görünümü verilmiştir.



Şekil 4.25. İçyan ve Dışyan dönme hareketi için gerekli olan sistemin CAD modeli

Simülâtör cihazı için oluşturulan parçaların genel bir montajı Şekil 4.26'da verilmiştir.



Şekil 4.26. Simülâtör cihaz tasarımının genel görünümü

4.3. Kalça Simülatörü Üretimi

Bölüm 4.2’de CAD modelleri verilen kalça simülatöründeki parçaların talaşlı imalat ile üretim aşamaları aşağıdaki şekildedir.

- **Fleksiyon ve Ekstansiyon Hareketi için Üretim**

Fleksiyon ve ekstansiyon hareketi için tasarlanan tabla için 10 mm kalınlığında 380 x 200 mm boyutlarında sac plaka kullanıldı. Motorun sabitlenmesi için 100 mm’lik motor çevre çapına göre flanş üretilerek sac plakaya kaynak edildi. Tasarımda seçilen UCP 210 tipi rulmanların motor ile eş merkezli olmasını sağlamak amacıyla 30 mm kalınlığında delrin parçalar kullanıldı. Üretilen bu parçaların kısmi montajı Şekil 4.27’de verilmiştir.



Şekil 4.27. Fleksiyon/Ekstansiyon hareketi için sistemin montaj görüntüsü

- **Abdüksiyon/Addüksiyon Hareketi için Üretim**

Abdüksiyon ve addüksiyon hareketi ile fleksiyon ve ekstansiyon hareketinin beraber kontrollü bir şekilde sağlanması amacıyla 1500 W motora yerleştirilen mil ile bağlantısını sağlayan bir hazne kullanıldı. Bunun için pres ile “U” şekline getirilen 10 mm kalınlığında bir sac plaka kullanıldı. U plaka, üniversal freze tezgahında kenarları eşitlenerek imal edildi (Şekil 4.26). 400 W değerindeki motor ise bu hazneye yerleştirildi.



Şekil 4.28. U plakının kenarlarının eşitlenmesi

Hazneye yerleştirilecek motordaki dönme hareketi 90° yön değiştirerek parçada ileri geri hareketi sağlayacaktır. Bu hareketin yön değiştirmesi için tasarlanan parça CNC freze ile üretildi (Şekil 4.29).



Şekil 4.29. Hareket ileten parçanın üretimi

U plakaya kaynak ile montajı yapılacak sabit parça için 150×150 boyutlarında 90 mm kalınlığında Alüminyum malzemeli plaka kullanıldı.

Tasarıma göre üretimi universal ve CNC freze tezgâhları kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil 4.30).



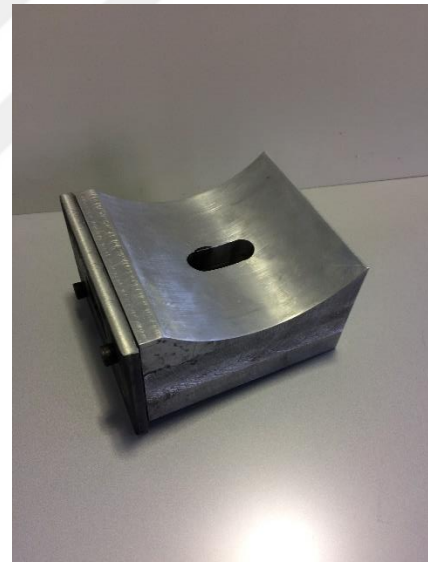
(a)



(b)



(c)



(d)

Şekil 4.30. Alüminyum plakanın (a) universal freze tezgahında kenar düzeltilmesi, (b) CNC freze tezgahındaki konumu, (c) bağlantı kanalının oluşturulması ve (d) üretilen sabit parça

Asetabular liner tutucunun üretimi için delrin malzeme kullanıldı. CNC freze ile ana formda üretim sağlandı, daha sonra torna tezgâhı ile oring kanalları ve asetabular yuvalar oluşturuldu. Ayrıca motordaki hareketin yön değiştirerek sağlayacağı ileri-geri hareket için üretilen parça ile montajının yapılması amacıyla

asetabular liner tutucuya bağlantı aparatı oluşturuldu. Üretimin görselleri Şekil 4.31'de verilmiştir.



(a)



(b)



(c)



(d)

Şekil 4.31. (a) Delrinin CNC freze tezgahında tasarıma göre şekillendirilmesi, (b) oring kanallarının torna tezgahında oluşturulması, (c) asetabular yuvanın üretimi ve (d) üretilen asetabular liner tutucu

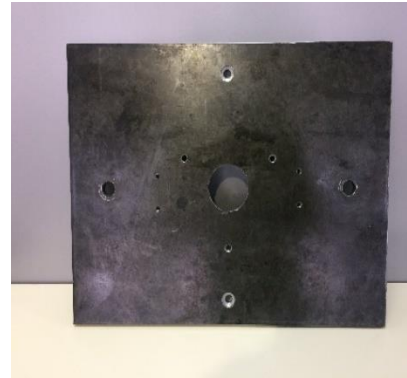
Asetabular liner tutucunun hareketinin güvenli bir şekilde gerçekleşmesini ve sabit parça ya montajının sağlanması amacıyla tasarımı yapılan tutucular için delrin malzeme kullanıldı ve CNC freze ile üretimi gerçekleştirildi (Şekil 4.32). Ayrıca tutucular için kullanılan dört adet 608 tipi rulman kullanıldı.



Şekil 4.32. Tutucuların üretimi

- **İçyan/Dışyan Dönme Hareketi için Üretim**

İçyan ve dışyan dönme hareketinin tasarım sistemindeki plaka için 10 mm kalınlığında sac levha kullanıldı. Levhanın kenarları tasarım ölçülerinde göre traşlanması ve yük için oluşturulan parçaların montaj edilmesi için delik delme işlemleri CNC freze ile gerçekleştirildi (Şekil 4.33).



Şekil 4.33. Sac levhanın üretimi

Tasarımdaki sabit parça, çelik malzeme universal torna tezgâhı ile üretildi (Şekil 4.34).



Şekil 4.34. Sabit parçanın imalatı

Dönme hareketinin uygulanması için birbiri içerisinde kayar yataklı olarak tasarlanan parçaların hareketlerini sağlamak amacıyla sabit parça da oluşturulan deliklere 6210 ve 6208 tipi rulman ce bunla uygun segmanlar yerleştirildi (Şekil 4.35).



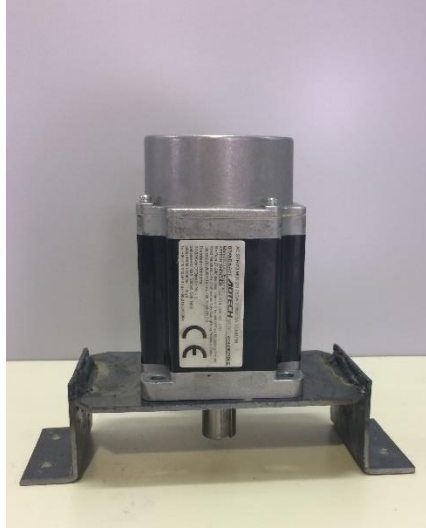
Şekil 4.35. Sabit parça yerleştirilen rulmanlar

Stem tutucu üniversal torna tezgâhı ile 115 mm çapında üretildi (Şekil 4.36). Üst kısmında stem için vida boşluğu ve alt kısmında ise motorun bağlanması için mil boşluğu oluşturuldu. Sinoviyal sıvı haznesinin oluşturulması için de delrin malzemede oring kanalları imal edildi. Ayrıca motorun delrin parçaya bağlanması için pul ve segman kullanıldı.



Şekil 4.36. Stem tutucunun üretimi

Motorun delrin malzemeye ve sac plakaya bağlanması için 3 mm kalınlıktaki sac kullanılarak aparat üretildi (Şekil 4.37).



Şekil 4.37. Motor bağlantı aparatı

- **Yükleme için Üretim**

ISO 14242 standardında belirtilen yük değeri bir çevrimde 300 N'dan 3000 N' a kadar değişkenlik göstermesi nedeniyle hareketli bir sistem tasarlandı. Tasarlanan sistemdeki miller için transmisyon çeliği kullanıldı ve Şekil 3.31'deki sac plakaya sabitlenmesi amacıyla M16'ya göre vida boşlukları üniversal torna tezgahında oluşturuldu (Şekil 4.38).



Şekil 4.38. Milin üretilmesi

Burç kızağı için çelik boru kullanıldı. İç çapının 43 mm olacak şekilde içi tormalandı ve sabitleme plakalarına kaynağının yapılması için bir yüzey dikdörtgen formda imal edildi (Şekil 4.30).



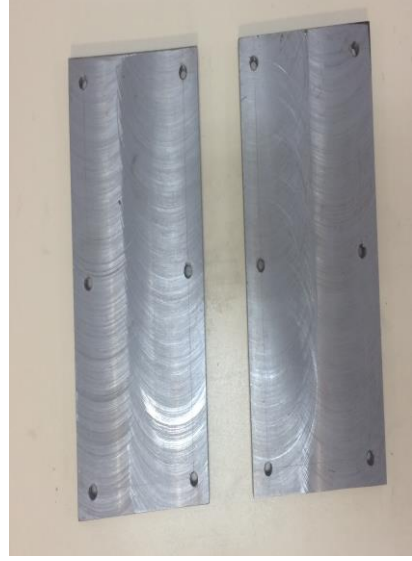
Şekil 4.39. Çelik boru üretimi

Çelik borunun içine yerleştirilecek parça için pirinç malzeme kullanıldı. Toplam dört adet 40 mm çapında 50 mm boyunda çelik borular üretildi (Şekil 4.40)



Şekil 4.40. Pirinç malzemedeki boru üretimi

Burç kızağının ana gövdeye sabitlenmesi amacıyla 10 mm kalınlıktaki sacdan 130 mm x 240 mm boyutlarında dört adet plaka üniversal freze tezgâhı kullanılarak üretildi (Şekil 4.41). Plakaların ikisi gövdeye diğer ikisi ise burç kızağına kaynaklanması planlanmaktadır. Her bir plakaya altı adet M8 vidaların yerleştirilmesi amacıyla delikler oluşturuldu.



Şekil 4.41. Plakaların üretimi

Burç kızakları için üretilen çelik borular ile pirinç borular birbirine montajı yapılarak ve her birine bir adet plaka kaynak edildi (Şekil 4.42).



Şekil 4.42. Plakaların üretimi

Yay sistemi lineer motorun uygulayacağı yükleme ile bağlantılı bir şekilde tasarımı gerçekleştirildi. Tasarımı yapılan parçaların üretilmiş görselleri Şekil 4.43'de verilmiştir.



Şekil 4.43. Lineer motor için üretilen destek kolları

- **Sistemin genel montajı**

Sistemin ana gövdesi için 40mm x 40mm boyutlarında kare profiller kullanıldı. Sistemin montajlanma işlemi kaynak ve çeşitli makine elemanları kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil 4.44).



Şekil 4.44. Sistemin genel montajı

4.4. Motor Kontrolü

- **Servo motorların kontrolü**

Servo motorlar, motor sürücüleri yardımı ile hareketleri gerçekleştirmektedir. Bu nedenle elektrik aksamlar tamamlanarak her motor kendi sürücüne bağlanarak, sürücülerin ise motor hareketlerinin denklem veya çoklu verilere dayalı gerçekleşmesini sağlamak amacıyla PLC'ye bağlantısı gerçekleştirildi. Bağlantı şemaları Ek-6'da verildiği gibidir.

Motor sürücüleri belirli parametre değerlerine ayarlanarak motorların kontrollü bir şekilde hareket gerçekleştirmektedir. Üç motor için kullanılan sürücüler için ayarlanan parametreler Çizelge 4.1'de verilmiştir.

Çizelge 4.1. Motor sürücülerinin parametre tablosu

Parametre	1500 W	400 W	750 W
P1	0	0	0
P2	1500	400	750
P3	1	1	1
P4	0	0	0
P5	1	1	1
P12	10	10	10
P13	1	1	1
P16	700	700	700
P21	1500	1500	1500

Çizelge 4.1'de ifade edilen P1 parametre şifresini, P2 motor modelini, P3 motorun çalışma mekanizmasını, P4 kontrol modunu, P5 servo etkinleştirmesini, P12 elektronik dişli numarasını, P13 elektronik dişli paydasını, P16 konum kazancını ve P21 hız kazancını temsil etmektedir.

P12 ve P13 parametreleri, verilerin PLC'ye kaydedilmesi için elektronik dişli sisteminde ki çevrim oranının belirlenmesi ile oluşmaktadır. Çevrim oranını;

$$P \times G = N \times C \times 4$$

3.9

kullanılarak hesaplanır. P komuta girilen sinyaller, G elektronik dişli oranı, N motor dönüşü, C optik kodlayıcı satırlarıdır. Bu denklemde değerlerin yerine yazılması sonucunda elde edilen G değerinin pay kısmı P12'yi, payda kısmı ise

P13'ü parametrelerini oluşturdu. Motor güç değerleri ve bir çevrimin gerçekleşme zamanı dikkate alınarak gerçekleştirilen hesaplamada G değeri 10 olarak bulundu ve parametreler sürücülere kaydedildi.

Çizelge 2.5'deki üç hareket için oluşturulan denklemler MATLAB yazılımı kullanılarak 0'dan 100'e kadar 1 kademe artış şeklinde hesaplama yapıldı ve her bir hareket için 100 açı değeri elde edildi. Elde edilen bu değerler elektronik çevrim oranı ile çarpılarak sistemde PLC yazılımına kaydedildi. Kaydedilen bu değerler Çizelge 4.2'de gösterildiği gibidir.

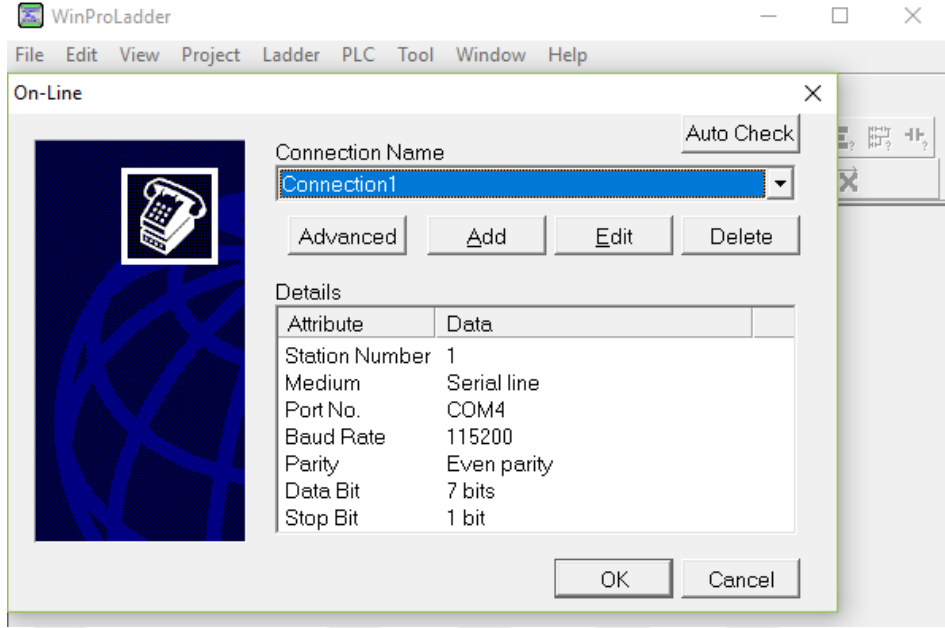
Çizelge 4.2. MATLAB ile hesaplanan PLC giriş verileri

Fleksiyon/Ekstansiyon		Abdüksiyon/Addüksiyon		İçyan/Dışyan Rotasyon	
0	-1795,97	329,8921	-192,923	-998,817	198,8764
2483,064	-1783,49	359,617	-224,099	-995,274	195,3926
2461,956	-1762,59	389,0086	-253,182	-989,383	189,5613
2432,522	-1733,37	417,9023	-280,011	-981,169	181,4057
2394,877	-1695,93	446,1367	-304,434	-970,663	170,9579
2349,171	-1650,43	473,5539	-326,317	-957,908	158,259
2295,582	-1597,04	500,0004	-345,535	-942,953	143,3592
2234,323	-1535,97	525,3285	-361,983	-925,858	126,3171
2165,635	-1467,47	549,3964	-375,567	-906,689	107,2001
2089,789	-1391,8	572,0696	-386,212	-885,523	86,08333
2007,084	-1309,26	593,2213	-393,858	-862,442	63,0502
1917,845	-1220,19	612,7331	-399,999	-837,538	38,19147
1822,425	-1124,92	630,496	-399,26	-810,909	11,60515
1721,2	-1023,84	646,4107	-396,947	-782,661	-16,6039
1614,569	-917,337	660,388	-393,069	-752,903	-46,3246
1502,953	-805,841	672,3499	-387,642	-721,754	-77,4396
1386,79	-689,789	682,2295	-380,686	-689,337	-109,826
1266,541	-569,637	689,9714	-372,229	-655,779	-143,357
1142,677	-445,859	695,5325	-362,304	-621,212	-177,9
1015,689	-318,944	698,8816	-350,951	-585,774	-213,318
886,0761	-189,391	700	-338,215	-549,603	-249,472
754,3497	-57,7123	698,4619	-324,145	-512,842	-286,22
621,0291	75,57436	693,8566	-308,797	-475,636	-323,416
486,64	209,9429	686,2098	-292,232	-438,132	-360,914
351,7121	344,8637	675,5643	-274,515	-400,478	-398,567
216,7775	479,8047	661,9796	-255,715	-362,822	-436,225

Çizelge 4.2. MATLAB ile hesaplanan PLC giriş verileri (devamı)

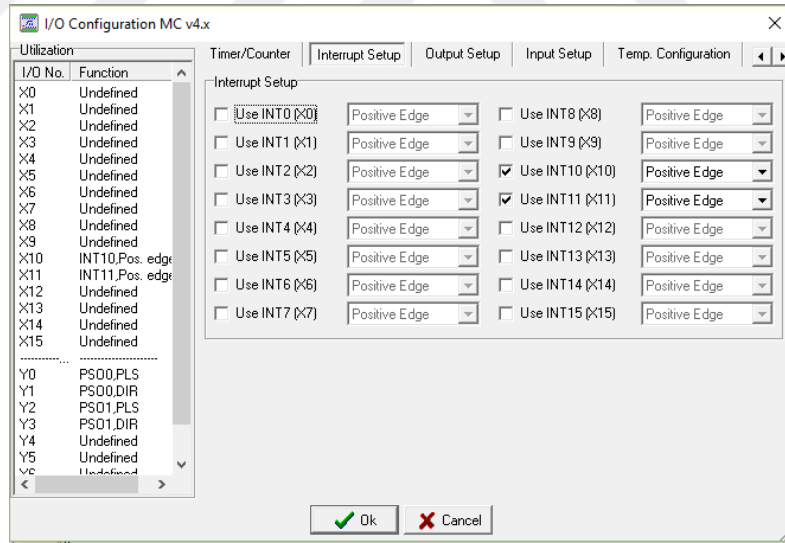
82,36814	614,234	645,5318	-235,907	-325,312	-473,74
-50,9861	747,6214	626,3126	-215,169	-288,097	-510,964
-182,759	879,4413	604,4298	-193,583	-251,323	-547,751
-312,432	1009,174	580,0055	-171,233	-215,135	-583,955
-439,493	1136,307	553,1765	-148,209	-179,676	-619,435
-563,442	1260,341	524,0927	-124,6	-145,086	-654,049
-683,789	1380,786	492,9169	-100,5	-111,501	-687,661
-800,061	1497,166	459,8233	-76,0036	-79,0528	-720,139
-911,798	1609,024	424,9971	-51,2076	-47,8702	-751,356
-1018,56	1715,918	388,6329	-26,2097	-18,076	-781,187
-1119,93	1817,427	350,9342	-1,10849	10,2125	-809,515
-1215,5	1913,151	312,1119	23,99709	36,8837	-836,228
-1304,9	2002,712	272,3829	49,00807	61,83248	-861,222
-1387,77	2085,757	231,9694	73,82582	84,96046	-884,397
-1463,8	2161,958	191,0976	98,35251	106,1765	-905,663
-1532,67	2231,016	149,996	122,4914	125,3968	-924,935
-1594,12	2292,658	108,8943	146,1475	142,5458	-942,137
-1647,91	2346,641	68,02257	169,2273	157,5558	-957,202
-1693,82	2392,752	27,60927	191,6399	170,3676	-970,07
-1731,67	2430,809	-12,1196	213,297	180,9306	-980,691
-1761,31	2460,663	-50,9418	234,1131	189,2034	-989,022
-1782,63	2482,195	-88,6402	254,0063	195,1531	-995,031
-1795,54	2495,321	-125,004	272,898	198,7565	-998,694
-1800	2499,989	-159,83	290,7138	199,9992	-999,997

Hesaplanan verilerin PLC'ye aktarılması ve programlanması WinProLadder yazılımı ile kullanılarak gerçekleştirildi. PLC markasına uyumlu olacak şekilde kurulumu yapılan yazılımda bilgisayar bağlantı tipi için ayarlamalar yapıldı (Şekil 4.45).



Şekil 4.45. PLC için bilgisayar bağlantı ayarı

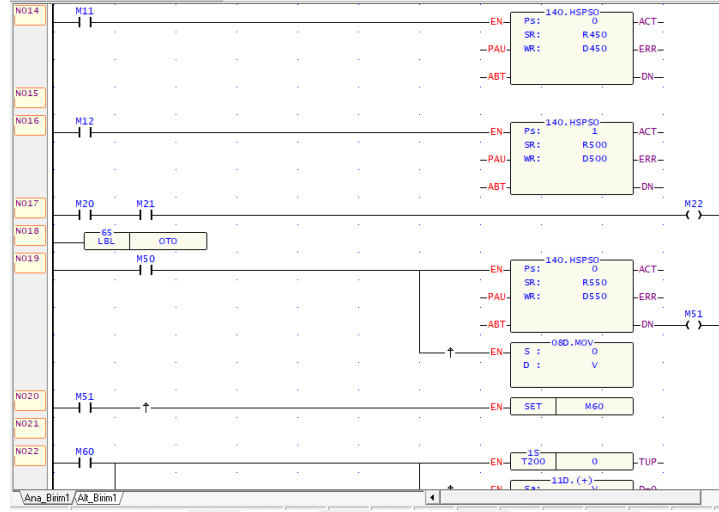
PLC’de giriş ve çıkış değerlerinin yapılandırma ara yüzünde sisteme uygun değerler belirlendi (Şekil 4.46).



Şekil 4.46. Giriş-çıkış değerlerinin yapılandırılması

PLC’de programlama da birinci, ikinci ve üçüncü motorlar olarak sırasıyla 1500 W, 400 W ve 750 W motorları belirlendi. Bu servo motorların sürülmesi için HSPSO komutu kullanıldı. HSPSO komutu ile motorun giriş, başlangıç ve çalışma bölümleri için adresler belirlendi. Motorlar hareket ederken aktif çıkış,

hata çıkışı ve pozisyon tamamlandığında verilen çıkışı tanımlamak için gerekli olan bağlantılar belirtildi (Şekil 4.47).



Şekil 4.47. Motorlar için programlama şablonu

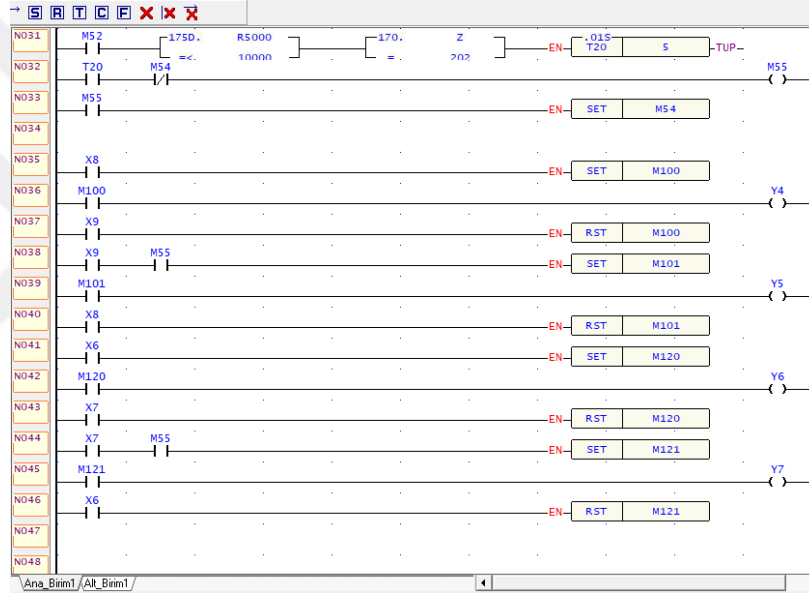
Servo motorların standart değerlerini gerçekleştirilmesi için Çizelge 4.2’de belirtilen veriler “StatusPage” sekmesinde yani durum izleme sayfasında kaydedildi. Her bir izleme sayfasında 92 girdi oluşturulabileceği için her bir motor için iki izleme sayfası oluşturuldu (Şekil 4.48). Bu izleme sayfaları her bir motor için programlanan adreslere tanımlandı.

Comment	Status	Data	Comment	Status	Data	Comment	Status	Data	Comment	Status	Data
[DR2800]	Decimal	-998	[DR2846]	Decimal	-438	[DR2892]	Decimal	189	[DR2938]	Decimal	-213
[DR2802]	Decimal	-995	[DR2848]	Decimal	-400	[DR2894]	Decimal	195	[DR2940]	Decimal	-249
[DR2804]	Decimal	-989	[DR2850]	Decimal	-362	[DR2896]	Decimal	198	[DR2942]	Decimal	-286
[DR2806]	Decimal	-981	[DR2852]	Decimal	-325	[DR2898]	Decimal	199	[DR2944]	Decimal	-323
[DR2808]	Decimal	-970	[DR2854]	Decimal	-288	[DR2900]	Decimal	198	[DR2946]	Decimal	-360
[DR2810]	Decimal	-957	[DR2856]	Decimal	-251	[DR2902]	Decimal	195	[DR2948]	Decimal	-398
[DR2812]	Decimal	-942	[DR2858]	Decimal	-215	[DR2904]	Decimal	189	[DR2950]	Decimal	-436
[DR2814]	Decimal	-925	[DR2860]	Decimal	-179	[DR2906]	Decimal	181	[DR2952]	Decimal	-473
[DR2816]	Decimal	-906	[DR2862]	Decimal	-145	[DR2908]	Decimal	170	[DR2954]	Decimal	-510
[DR2818]	Decimal	-885	[DR2864]	Decimal	-111	[DR2910]	Decimal	158	[DR2956]	Decimal	-547
[DR2820]	Decimal	-862	[DR2866]	Decimal	-79	[DR2912]	Decimal	143	[DR2958]	Decimal	-583
[DR2822]	Decimal	-837	[DR2868]	Decimal	-47	[DR2914]	Decimal	126	[DR2960]	Decimal	-619
[DR2824]	Decimal	-810	[DR2870]	Decimal	-18	[DR2916]	Decimal	107	[DR2962]	Decimal	-654
[DR2826]	Decimal	-782	[DR2872]	Decimal	10	[DR2918]	Decimal	86	[DR2964]	Decimal	-687
[DR2828]	Decimal	-752	[DR2874]	Decimal	36	[DR2920]	Decimal	63	[DR2966]	Decimal	-720
[DR2830]	Decimal	-721	[DR2876]	Decimal	61	[DR2922]	Decimal	38	[DR2968]	Decimal	-751
[DR2832]	Decimal	-689	[DR2878]	Decimal	84	[DR2924]	Decimal	11	[DR2970]	Decimal	-781
[DR2834]	Decimal	-655	[DR2880]	Decimal	106	[DR2926]	Decimal	-16	[DR2972]	Decimal	-809
[DR2836]	Decimal	-621	[DR2882]	Decimal	125	[DR2928]	Decimal	-46	[DR2974]	Decimal	-836
[DR2838]	Decimal	-585	[DR2884]	Decimal	142	[DR2930]	Decimal	-77	[DR2976]	Decimal	-861
[DR2840]	Decimal	-549	[DR2886]	Decimal	157	[DR2932]	Decimal	-109	[DR2978]	Decimal	-884
[DR2842]	Decimal	-512	[DR2888]	Decimal	170	[DR2934]	Decimal	-143	[DR2980]	Decimal	-905

Şekil 4.48. Durum izleme sayfası

- **Lineer motorun kontrolü**

Lineer motorun alt ve üst sınırı Şekil 4.8’de belirtilen iki adet limit switch kullanıldı. Sınır çizgisinin limit switch’e temas etmesiyle lineer motor tersi yönde hareket gerçekleşmektedir. Çizelge 2.6’da belirtilen yükleme değerlerinin oluşmasını sağlayacak bu hareketin test boyunca sürekli gerçekleşmesi için set-reset komutu kullanıldı. Set program satırında yazılan çıkışı hafızaya alan ve herhangi bir çıkışı kapalı hale getiren reset komutu yapılarına kadar aktif durumda kalmasını sağlayan komuttur. Bir çevrimde oluşturulan yüklemenin gerçekleşmesi için iki switch arasında tekrarlı hareket gerçekleştirilmesi için yazılımda programlandı (Şekil 4.49).



Şekil 4.49. Lineer motor kontrolü

5. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA

5.1. Test Cihazında Yapılan Aşınma Deneyleri

Tez çalışmasında üretilen kalça protez aşınma simülatörü daha önce belirtildiği üzere bir çevrim olarak bir yürüyüş adımına programlandı. Bu program, kullanılan üç motorun birbiri ile tam zamanlı olarak çalışması için 2,5 saniye içinde bir çevrimi gerçekleştirmektedir. Simülatör cihazında yapılacak ilk test için kullanılan deney parametreleri Çizelge 5.1’de verilmiştir.

Çizelge 5.1. Deney parametreleri




Deney No	Serum Tipi	Malzeme Çifti	Yük Maks. /Min. (N)	Hareket açı değerleri	Çevrim
1	Yeni doğan sığır serumu	Metal-on-Polietilen	3000 N /300N	F/E: 25°/18° A/A:4°/7° I/E-R: 2°/10°	1 milyon

F/E: Ekstansiyon- Fleksiyon, A/A: Abdüksiyon–Addüksiyon, I/E-R: İçyan-Dışyan Rotasyon

5.2. Deneylerde Kullanılan Malzemeler

Yapılacak ilk testte kullanılan numuneler günümüzde hastalar için yaygın olarak kullanılan malzemeler tercih edildi ve numuneler Çizelge 5.2’de belirtilmiştir.

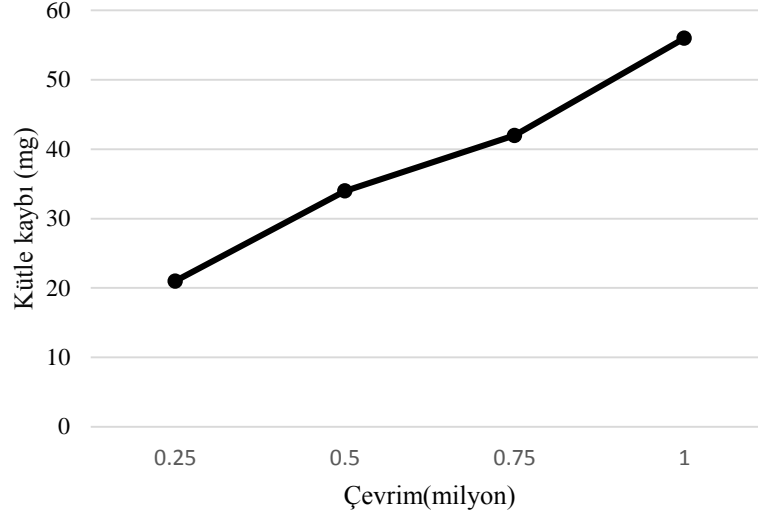
Çizelge 5.2. Deney numuneleri

Kalça Protez Bileşenleri	Malzeme	Protez Ölçüleri	Görsel
Asetabular	Ti6Al4V	58/48	
Asetabular Liner	UYMAPE	48(58-60) /Ø28	
Femoral Baş	CoCrMo	Ø28	

Yukarıda bilgileri verilen deney 1 milyon çevrim tamamlanacak şekilde gerçekleştirildi. Aşınma oranlarının belirlenmesi amacıyla her 250.000 çevrimde bir hassas terazi ile ağırlık ölçümü gerçekleştirildi. Ayrıca test işleminde kullanılan serum 250.000 çevrimde bir devir daim ile yenilendi ve test 29 günde tamamlandı. Test sonucunda asetabular linerin ve femoral baş protezlerinin aşınma davranışları ağırlıkça ve yüzey özelliklerine göre değerlendirildi. Bununla birlikte cihazın oluşturduğu yükleme ve açı değerlerine göre performans değerlendirilmesi yapıldı.

5.3. Aşınma Değerleri

UYMAPE malzemeli asetabular linerden elde edilen kütle kayıp değerlerinin ortalama değerleri ile aşınma oranı grafiği oluşturuldu (Şekil 5.1). Polietilen malzemenin belirli olan ilk ağırlık değerleri dikkate alınarak tartımlar arasındaki farklar grafikteki gibi değişiklik göstermiştir.



Şekil 5.1. UYMAPE'nin aşınma oranı

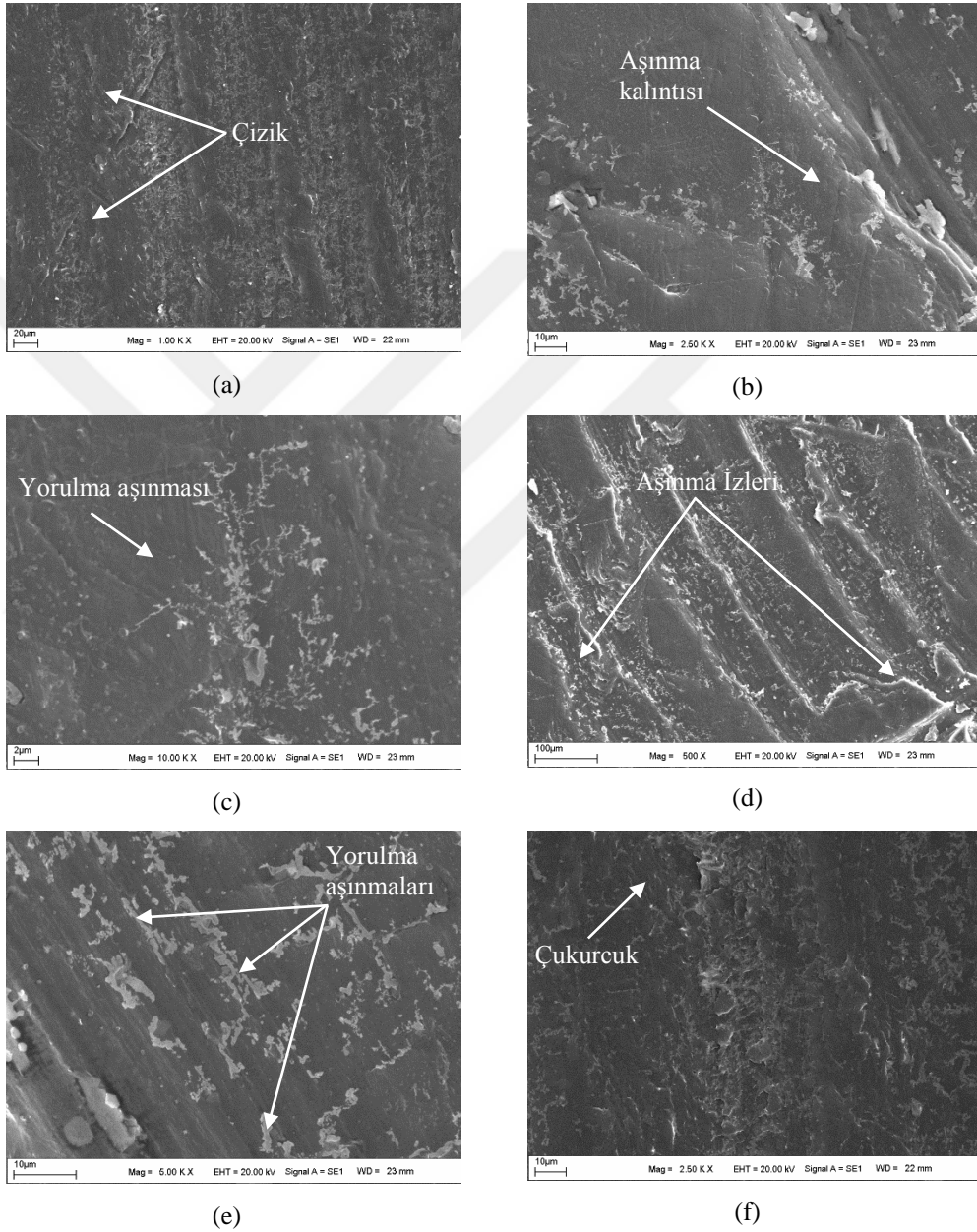
Aşınma, eşleşen yüzeylerde artan aşınma döngü sayısı ile gözle görülür şekilde artmıştır. İlk bakışta, bu bağımsızlık beklenmedik bir durumu çünkü femoral baş malzemesinin sertliği farklı hassasiyet ve sonuçta polimerin aşınma oranında bir farklılık yaratmasından kaynaklanmaktadır. Ayrıca, sonuçlar 0,5 milyon döngüdeki ilk değerlendirmeden sonra göreceli bir azalma ve sonrasında artan bir aşınma oranı göstermektedir. Test döngüsü sırasında artan aşınma, UYMAPE asetabular linerlerin karşılaşılan bir aşınma davranışı olduğu literatürde belirtilmektedir [36,37].

Aşınma oranı, simüle edilmiş aşınma testinden belirlenen önemli bir parametredir, çünkü protezlerdeki gevşeme başarısızlığı toplam aşınma hacminin yaklaşık 600 mm^3 'e ulaştığında gerçekleşmektedir [38]. Bu çalışmada ki UYMAPE asetabular liner, kütle kaybı verilerine göre belirlenen ortalama aşınma oranı $56,2 \text{ mg/mc}$ 'dir. Bir milyon test çevrimin bir yıllık klinik kullanım anlamına geldiği göz önüne alındığında, test edilen protezlerin en az 8 yıl kullanım süresine sahip olması beklenmektedir. Fakat kütle kaybının oluşmasıyla ortama salınımı gerçekleşecek aşınma partiküllerinin ve dış etkenlerin etkisi ile bu süreler daha da azalabilir.

5.4. SEM Çalışmaları

5.4.1. Asetabular Liner Yüzey İncelemesi

Aşınma değerleri belirlenen UYMAPE malzemeli asetabular linerin aşınmış yüzeyi elektron mikroskobu (SEM) ile incelendi. Şekil 5.2’de polietilen numunenin farklı büyütme ölçeklerine göre alınan görüntüleri verilmiştir.



Şekil 4.2. UYMAPE malzemeli asetabular linerin SEM görüntüleri

Polietilen yüzeyinde çok yönlü çiziklerin oluştuğu görüldü (Şekil 4a). Bu çizikler genel olarak fleksiyon/ekstansiyon hareketi doğrultusunda yoğunluk

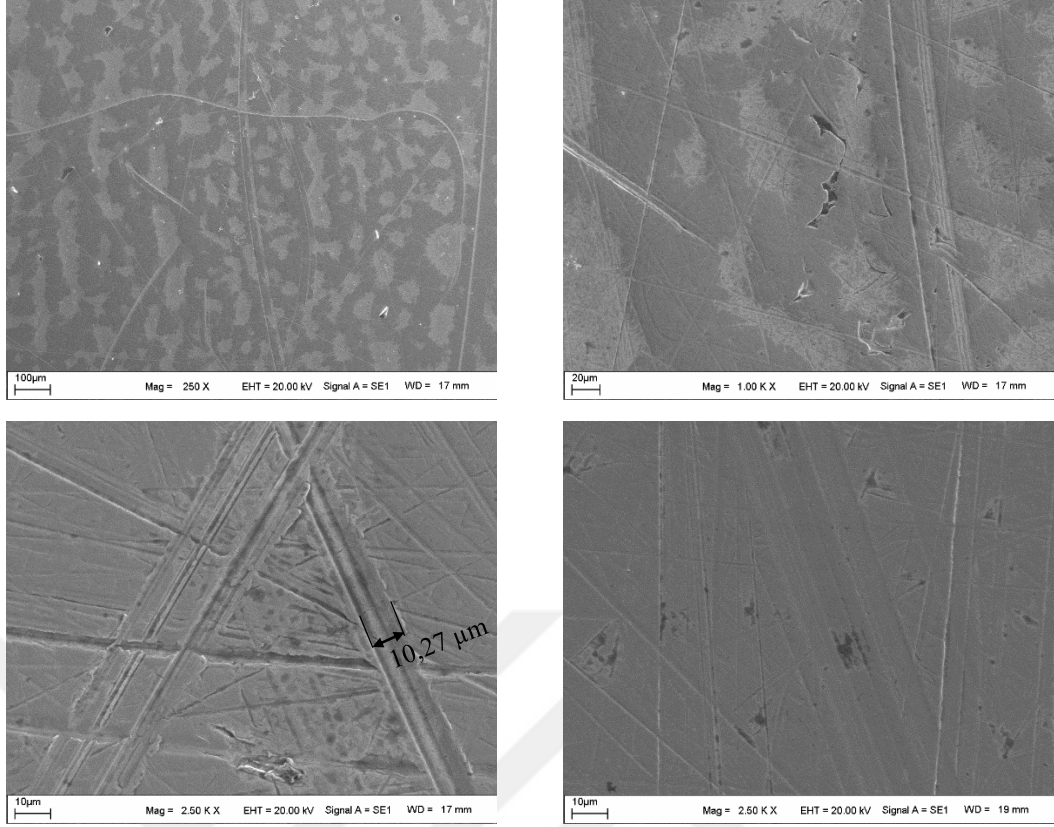
gösterdiği tespit edildi. Çizikler malzeme yüzeyinde aşınma parçalarının ayrılmasına neden olmaktadır. Nitekim Şekil 4b’de gösterilen aşınma kalıntısına çizik görüntülerinin 2,5 kat görüntüsünde rastlanılmıştır. Ayrıca incelenen diğer bölgelerde de mikro yapıdaki aşınma kalıntılarının ayrılma bölgelerine ve ayrılmaya yönelmiş formları görüldü.

Tekrarlı hareketler ve yüklemeler sonrasında malzemede zamanla yorulma aşınmaları oluşmuştur (Şekil 5c,5e). Yorulma aşınmalarının dendrit kollar benzeri şeklinde yüzeye yayıldığı görüldü. Bu aşınma türlerinin yoğun olarak gerçekleştiği bölgelerinin olduğu aşınma izlerine rastlanıldı (Şekil 5d). Ayrıca uygulanan yükün neden olduğu ve malzeme yüzey formunu bozan çukurcuk görüldü.

Polietilen malzemede oluşan aşınma türleri daha önce yukarıda belirtilen literatür bilgileri ile birebir benzerdir [39-41]. Zamana ve yükleme değerlerine bağlı olarak aşınma türleri çeşitlenmekte ve malzemedeki aşınma partikülleri ayrılabilir. Şekil 5.1’de gösterilen grafikte de aşınma partiküllerinin çevrim sayısı arttıkça

5.4.2. Femoral Baş Yüzey İncelemesi

Ti6Al4V malzemeli femoral baş yüzeyi elektron mikroskobu ile incelendi ve farklı gölgelerden görüntüler alındı (Şekil 5.3). Metal yüzey baskın bir mikro-çiftleme mekanizmasıyla kayan bir aşınma işleminin tipik özelliklerini göstermiştir. Malzemelerin birbiri teması sonrası meydana gelen partiküllerin sebep olduğu üçüncü gövde aşınmaları sonucu çok yönlü çiziklerin olduğu görüldü. Polietilen malzeme yüzeyinde de tespit edildiği gibi çizikler fleksiyon/ekstansiyon hareketi doğrultusunda yoğunlaşmıştır. Bunun nedeni diğer dört harekete kıyasla fleksiyon/ekstansiyon hareketinin açısı daha fazladır ve hareketin gerçekleşmesinde uygulanan yük değerleridir.



Şekil 5.3. Femoral başın SEM görüntüleri

Çiziklerin boyutlarına bakıldığında ortalama 10,27 µm ölçüldü. Büyük genişliklerdeki çizikler metal yüzeyin vücut sıvısına teması arttırmaktadır. Bu temaslarda metal iyon salınımı ile vücut içi enfeksiyon oluşumu gerçekleşebilmektedir [42].

ISO 7206-2'ye göre, metalik malzemelerden yapılan toplam kalça protezlerinin yüzeylerindeki pürüzlülük ortalaması için sınırlar 0,05 µm'den, polimer yüzeyler için ise 2,0 µm'den az olan olmalıdır [43]. Protez bileşenlerinin SEM görüntüleri mekanik simülörde 1 milyon çevrimden sonra yüzey düzensizliklerinin önemli ölçüde arttığını göstermektedir Özellikle polietilen yüzeyinde rastlanılan çukurcuklar ve her iki malzeme yüzeyinde görülen geniş çizikler pürüzlülük değerlerinde artışa neden olmuştur.

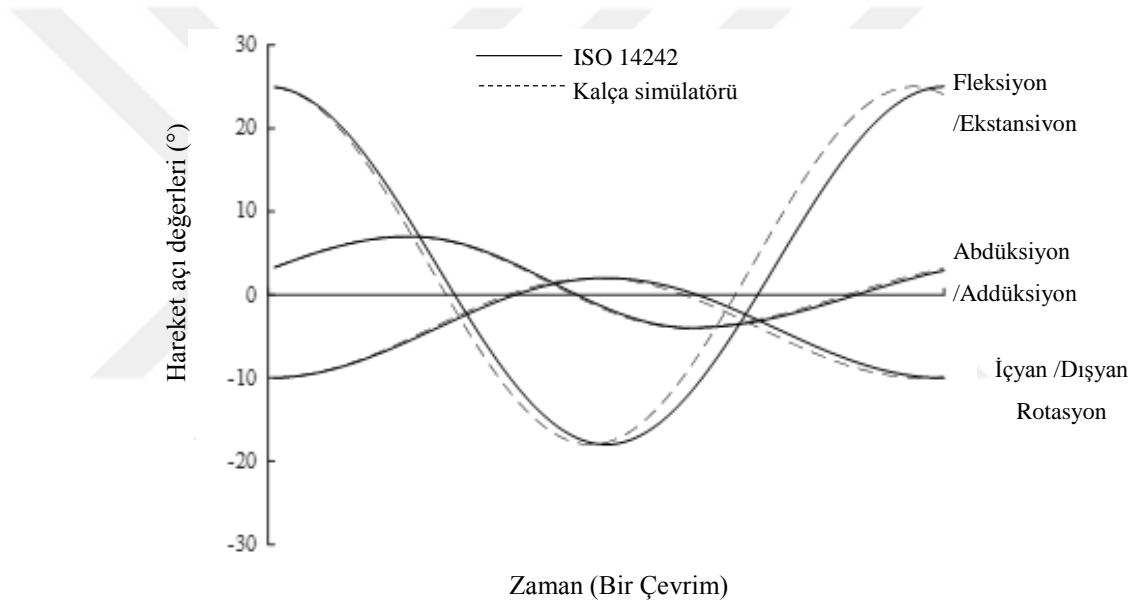
Genel olarak çizik oluşumunun sebepleri incelendiğinde üçüncü gövde aşınmalarının en büyük faktör olduğu belirtilmektedir. Polietilen ve metal yüzeylerin arasına giren kemik çimentosu veya polietilen yüzeyden ayrılan aşınma kalıntılarının sebep olduğu literatürde de belirtilmiştir [44]. Oluşan aşınma

değerlerinin literatür ile kıyaslamasında doğru sonuçlara yakın değerlerin elde edilmiştir.

4.5. Simülasyon Performansı

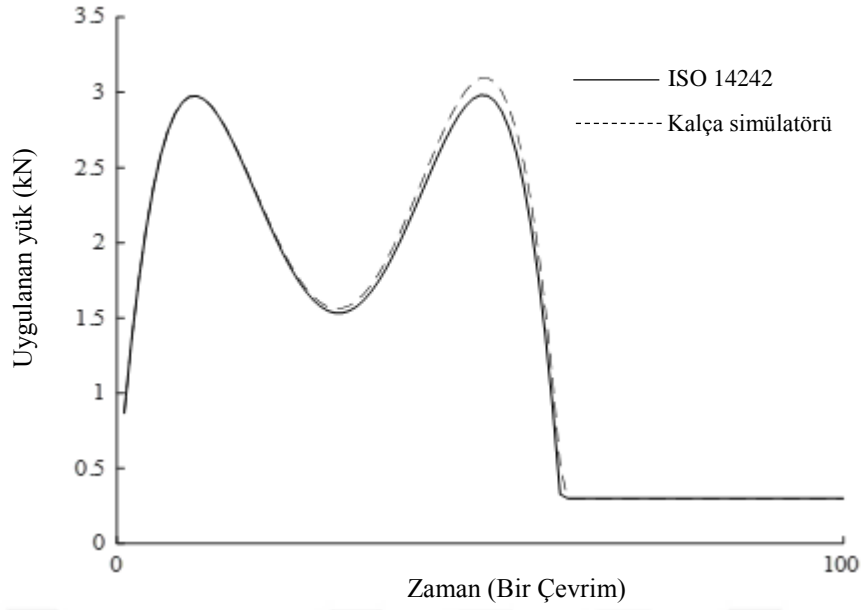
Tasarımı ve üretimi yapıldıktan sonra ilk aşınma testini gerçekleştiren simülasyon cihazının motor performans değeri incelendi. Test esnasında her motorun PLC yazılımında oluşturduğu değerler dikkate alındı.

Şekil 5.4’de asetabular liner ve femoral baş arasında gerçekleşen altı hareketin açı değerlerinin ISO 14242’ye göre kıyaslaması verilmiştir. Burada %98,6’lık bir benzerlik değeri yakalandı. Arada oluşan küçük farklılıkların sebebi ise motor verimliliğinden kaynaklanmaktadır.



Şekil 5.4. Bir çevrimde oluşan simülasyon test açı değerlerinin ISO 14242 ile karşılaştırma

Aynı şekilde test esnasında uygulanan yük değerleri ile ISO 14242’de belirtilen yük değerleri ile kıyaslanması Şekil 5.5’de verilmiştir. %98,82 değerinde benzerlik gösteren yük değerinin farklılık sebebi kısa sürede gerçekleştirilmesi planlanan bir çevrime karşı motorun gösterdiği performans düşüklüğüdür.



Şekil 5.5. Bir çevrimde oluşan simülâtör test yük değerlerinin ISO 14242 ile karşılaştırma

Bu çalışma, kalça eklem mekaniği ve kinematığının benzetimini gerçekleştirebilecek kalça simülâtör tasarımını ve üretimini tamamlamıştır. Kas ve bağ etkisinin benzetiminin yapıldığı simülâtörde konum korumalarının ve yük sönümlenmelerin gerçekleşmesi ile konvansiyonel polietilen aşınma oranlarında azalmanın oluştuğu görüldü. Bu nedenle in vitro test koşullarının ve vücut benzeri ortamın sağlandığı söylenebilir.

Literatürdeki klinik öncesi testlerdeki çalışmalar dikkate alındığında belirlenen aşınma tahmin değerleri tutarlı olduğu tespit edildi [41], [45]. Ortamdaki sabit sıcaklık ve devir daim ile değişen yapay vücut sıvısı aşınmaların gerçek değerlere en yakın şekilde elde edilmesinde oldukça önemlidir. Bu ortam koşulları ile zamanla oluşan yağ film tabakaları insan vücut ortamındaki oluşumları simüle etmiştir.

Standart değerleri ile aynı giriş parametreleri kullanılarak yapılan testlerde açılış değerlerinin yürüme esnasında ayak salınımı aşamasında tam bir oluşumun sağlanamadığı gözlemlendi. Motor performansındaki bu eksiklik yüklemenin minimum değerinde gerçekleştiği için pek önemsenmeyecek bir durum olarak değerlendirildi. Femoral baş ve asetabular liner taşıma merkezlerinin herhangi bir yanlış hizalanması, asetabular linerin doğrusal yer değiştirmesinden ziyade,

femoral başın iki dönme ekseninin de dönmesine izin veren bir yalpalama oluşabileceği için zaman olarak bir çevrim 2,5 sn'de gerçekleştirildi. Buda testlerin planlanan zamanında %6'lık bir artışa neden olmuştur.

Bu cihaz ile kalça eklemi protezlerindeki cerrahi pozisyonundaki değişikliklerin, protez tasarımlarının, çeşitli hasta aktivitelerinin ve koşullarının da in vitro ortamında incelenebilecektir. Özellikle bu çalışma, polietilen malzemenin geometrik değerlendirmelerinde sürtünme sonucu oluşabilecek deformasyonu belirlemek için yük kontrol istasyonlu simülatörlerin önemini doğrulamıştır. Bu, eklemlerli yüzeylerin dinamik kaymasını durdurarak; sadece femoral baş ile asetabular liner arasındaki kayar temastan oluşabilecek sürtünme deformasyonunu izlemenin pratik bir yoludur. Bu koşullar altında kalça protezlerinin test edilmesi daha gerçekçi ve daha güvenilir kalça eklemi replasmanlarının taleplerini karşılamaya yardımcı olacaktır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, kalça protez malzemelerinin aşınma özellikleri ve kütle kayıp değerlerinin tespit edilebilmesinde kullanılacak test cihazının tasarlanması ve üretilmesi gerçekleştirildi. Kalça eklemine yapıları dikkate alınarak bilgisayar ortamında tasarımlar oluşturuldu ve üretimleri gerçekleştirildi. Test cihazı ile ilgili genel sonuçlar ve öneriler maddeler halinde sıralandığı gibidir.

- UYMAPE asetabular liner ve CoCrMo femoral baş numuneler kullanılarak gerçekleştirilen testler sonucu ISO 14242 standardı ile karşılaştırılmasında %98,82'lik bir benzetim sağlandığı tespit edildi.
- Fleksiyon ve ekstansiyon hareketini gerçekleştiren 1500 W gücüne sahip motorun diğer motorlar ile uyumlu çalışması tam anlamıyla sağlanamadı. Sistemin genel ağırlığı ve programlanan yük sonucu karşılaşılan bu sorun daha gelişmiş bir servo motorun kullanılarak hareketlerin birbiri ile daha uyumlu gerçekleşmesini sağlayabilecektir.
- Bir milyon çevrimlik test sonucu UYMAPE asetabular linerin aşınma oranı 56,2 mg/mc tespit edildi. Kalça implantlarındaki başarısızlıkların çoğunda asetabular liner 0.1 mm/yıl lineer aşınma miktarı göstererek osteolize neden olduğu bilinmesi üzerine belirlenen bu aşınma değerine sahip bir protezin kullanım ömrünün 10-12 yılları arasında olduğu tahmin edilmektedir.
- Polietilen malzemeli protez bileşeninde belirli aralıklarda kaydedilen kütle kaybı değerleri sonucu çevrim sayısı arttıkça aşınma oranının da arttığı görüldü.
- UYMAPE asetabular liner yüzeyinde yorulma aşınmaları oldukça yoğun olarak gerçekleşmiştir. Tekrarlı yüklemeler ve kaymaların meydana geldiği protez bileşeninde malzeme gerilmesinin üstündeki değerlerden kaynaklı çukurcukların oluştuğu görüldü.
- Literatürdeki kalça simülatörleri kalça protezlerindeki altı ana harekete odaklı şekilde üretilmektedir. Bu tez çalışmasında farklı olarak kalça eklemine altı hareketi yanında yardımcı kuvvetler olarak görev alan kas ve bağ etkisi için yay sistemleri kullanıldı. Yay sistemlerinin konum koruması ve nispi bir yük sönmemesi sağlanarak insan vücut ortamının benzetimi elde edildi.

- Kısıtlı mali destek ile üretilen bu cihazın daha fazla güce sahip motorlar kullanılarak üretilmesi ile daha hassas sonuçlara ulaşılacağı bilinmektedir. Bu nedenle bu çalışma literatürde yer alarak kalça simülatörü ile ilgili ileri bir çalışmaya büyük katkı sağlayacaktır.



7. KAYNAKLAR

- [1] Sobotta J, Atlas de anatomia humana (Vol. 2). Ed. Médica Panamericana (2006).
- [2] Thompson, J. C. Netter's concise atlas of orthopaedic anatomy. Icon Learning Systems (2002).
- [3] Bennell K. Physiotherapy management of hip osteoarthritis. **J Physiother**, 59(3): (2013) 145–157.
- [4] Bajekal, R. Biomechanics of the hip [Online]. Available: http://www.bartsandthelondon.nhs.uk/docs/bajekal_hip_biomechanics.pdf [Accessed 16/01/2011].
- [5] Frederick F. Buechel, Michael J. Pappas (auth.), “Principles of Human Joint Replacement Design and Clinical Application”, © **Springer-Verlag** Berlin Heidelberg, ISBN 978-3-642-23010-3 (2011).
- [6] Kalpana S. Katti, “Biomaterials in total joint replacement”, *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces Elsevier B.V.*, 39 (2004) 133–142.
- [7] Sachin G. Ghalme, Ankush Manka and Yogesh Bhalerao, “Biomaterials in Hip Joint Replacement”, **International Journal of Materials Science and Engineering** 4:2, (2016) 133-142.
- [8] Grevias Konstantinos, Bachelor’s thesis “Effect of Stiffness of Artificial Hip Joint Material on Load Acquisition from a Femoral Bone, in Physical Charging, Using the Finite Element Method”, University of Patras (2017).
- [9] Knight, Stephen Richard, Randeep Aujla, and Satya Prasad Biswas. "Total Hip Arthroplasty-over 100 years of operative history." **Orthopedic reviews** 3.2 (2011).
- [10] Ratner, B. D., Hoffman, A. S., Schoen, F. J., Lemons, J. E. **Biomaterials science: an introduction to materials in medicine.** Elsevier (2004).
- [11] Trommer, R. M., Maru, M. M., Importance of preclinical evaluation of wear in hip implant designs using simulator machines. **Revista Brasileira de Ortopedia** (English Edition), 52(3), (2017) 251-259.
- [12] Loving, L., Lee, R. K., Herrera, L., Essner, A. P., Nevelos, J. E.. Wear performance evaluation of a contemporary dual mobility hip bearing using multiple hip simulator testing conditions. **The Journal of arthroplasty**, 28(6), (2013) 1041-1046.

- [13] ISO 14242-1: 2014, Implants for surgery - Wear of total hip-joint prostheses - Part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines and corresponding environmental conditions for test (2012).
- [14] ISO 14242-2. Implants for surgery—wear of total hip joint prostheses—Part 2: methods of measurement; (2016).
- [15] ISO 14243-3. Implants for surgery—wear of total knee-joint prostheses—loading and displacement parameters for wear-testing machines with displacement control and corresponding environmental conditions for test (2004).
- [16] Flannery, M., Jones, E., Birkinshaw, C., Analysis of wear and friction of total knee replacements part II: Friction and lubrication as a function of wear. **Wear**, 265(7-8), (2008) 1009-1016.
- [17] Bishop, N. E., Hothan, A., & Morlock, M. M., High friction moments in large hard- on- hard hip replacement bearings in conditions of poor lubrication. **Journal of Orthopaedic Research**, 31(5), (2013) 807-813.
- [18] Ortega-Sáenz, J. A., Hernández-Rodríguez, M. A. L., Pérez-Unzueta, A., Mercado-Solis, R., Development of a hip wear simulation rig including micro-separation. **Wear**, 263 (7-12), (2007) 1527-1532.
- [19] Saikko, V., Paavolainen, P., Kleimola, M., & Slätis, P., A five-station hip joint simulator for wear rate studies. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: **Journal of Engineering in Medicine**, 206(4), (1992) 195-200.
- [20] Saikko, V. O., A three-axis hip joint simulator for wear and friction studies on total hip prostheses. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: **Journal of Engineering in Medicine**, 210(3), (1996) 175-185.
- [21] Vrbka, M., Nečas, D., Hartl, M., Křupka, I., Urban, F., Gallo, J., Visualization of lubricating films between artificial head and cup with respect to real geometry. **Biotribology**, 1, (2015) 61-65.
- [22] Affatato, S., Leardini, W., Zavalloni, M., Hip joint simulators: state of the art. In Bioceramics and Alternative Bearings in Joint Arthroplasty, **Steinkopff** (2006) 171-180.

- [23] Bragdon CR, Jasty M, Muratoglu OK, O'Connor DO, Harris WH. Third-body wear of highly cross-linked polyethylene in a hip simulator, **J Arthroplasty**, 18: (2003) 553-61.
- [24] Saikko V. A 12-station anatomic hip joint simulator, **Proc Inst Mech Eng [H]**, 219; (2005) 437-48.
- [25] Smith SL, Unsworth A. A five-station hip joint simulator, **Proc Inst Mech Eng [H]**, 215: (2001) 61-4.
- [26] Nevelos, J. E., Ingham, E., Doyle, C., Nevelos, A. B., Fisher, J. Wear of HIPed and non-HIPed alumina–alumina hip joints under standard and severe simulator testing conditions. **Biomaterials**, 22(16), (2001) 2191-2197.
- [27] Medley JB, Krygier JJ, Bobyn JD, Chan FW, Lippincott AT, Tanzer M. Kinematics of the MATCO hip simulator and issues related to wear testing of metal-metal implants, **Proc Inst Mech Eng [H]**, 211: (1997) 89-99.
- [28] Affatato, S., Torrecillas, R., Taddei, P., Rocchi, M., Fagnano, C., Ciapetti, G., & Toni, A. Advanced nanocomposite materials for orthopaedic applications. I. A long- term in vitro wear study of zirconia- toughened alumina. **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials**, 78(1), (2006) 76-82.
- [29] Bağcı M., Cam Elyaf Takviyeli Kompozit Malzemelerin Erozyon Aşınma Davranışının İncelenmesi. Doktora tezi, Selçuk Üniversitesi, Konya, 2016.
- [30] Endo, M. M., Barbour, P. S. M., Barton, D. C., Fisher, J., Tipper, J. L., Ingham, E., Stone, M. H., Comparative wear and wear debris under three different counterface conditions of crosslinked and non- crosslinked ultra high molecular weight polyethylene. **Bio-medical materials and engineering**, 11(1), (2001) 23-35.
- [31] Santavirta, S., Bohler, M., Harris, W. H., Kontinen, Y. T., Lappalainen, R., Muratoglu, O., Salzer, M., Alternative materials to improve total hip replacement tribology. **Acta orthopaedica Scandinavica**, 74(4), (2003) 380-388.
- [32] Green, T. R., Fisher, J., Stone, M., Wroblewski, B. M., Ingham, E., Polyethylene particles of a ‘critical size’ are necessary for the induction of cytokines by macrophages in vitro. **Biomaterials**, 19(24), (1998) 2297-2302.

- [33] Hancı, O. Servo Motorlar ve Örnek Uygulama Tasarımı. Yüksek Lisans Tezi, Marmara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, Türkiye, 1-152, 2007.
- [34] ŞİRİNCAN, M., ERFİDAN, T., Akıllı Servo Sürücü İle Makina OTOMASYONU. **Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi**, 4(2). MEGEP, (2016).
- [35] Matsoukas, G., Kim, I. Y., Design optimization of a total hip prosthesis for wear reduction. **Journal of Biomechanical Engineering**, 131(5), (2009). 051003.
- [36] A.A. Edidin, L. Pruitt, C.W. Jewett, D.J. Crane, D. Roberts, S.M. Kurtz, Plasticity-induced damage layer is a precursor to wear in radiation-cross-linked UHMWPE acetabular components for total hip replacement, **J. Arthroplasty** 14 (1999) 616–627.
- [37] Y. Okazaki, Effect of head size on wear properties of metal-on-metal bearings of hip prostheses, and comparison with wear properties of metal-on-polyethylene bearings using hip simulator, **J. Mech. Behav. Biomed. Mater.** 31 (2014) 152–163.
- [38] A. Unsworth, S.C. Scholes, S.L. Smith, A.P.D. Elfick, H.A. Ash, Tribology of replacement hip joints, in: D. Dowson (Ed.), *Thinning Films and Tribological Interfaces*, **Elsevier** (2000), 856.
- [39] NIEMCZEWSKA-WÓJCIK, Magdalena. Wear mechanisms and surface topography of artificial hip joint components at the subsequent stages of tribological tests. **Measurement**, 107: (2017) 89-98.
- [40] Trommer, R. M., Maru, M. M., Oliveira Filho, W. L., Nykanen, V. P. S., Gouvea, C. P., Archanjo, B. S., Achete, C. A. Multi-scale evaluation of wear in UHMWPE-metal hip implants tested in a hip joint simulator. **Biotribology**, 4, (2015) 1-11.
- [41] Li, J., Wang, K., Li, Z., Tu, J. P., Jin, G., Su, J. Zhai, B., Mechanical tests, wear simulation and wear particle analysis of carbon-based nanomultilayer coatings on Ti6Al4V alloys as hip prostheses. **RSC Advances**, 8(13), (2018) 6849-6857.
- [42] Baxmann, M., Pfaff, A. M., Schilling, C., Grupp, T. M., Morlock, M. M., Biomechanical Evaluation of the Fatigue Performance, the Taper Corrosion

and the Metal Ion Release of a Dual Taper Hip Prosthesis under Physiological Environmental Conditions. **Biotribology**, 12, (2017) 1-7.

- [43] ISO 7206-2:1999. Implants for surgery—partial and total hip joint prostheses—part 2: Articulating surfaces made of metallic, ceramic and plastics materials. **International Organization for Standardization** (1999).
- [44] Sagbas, B., Durakbasa, M. N. Third-body wear behavior of orthopedic biopolymers. **International Journal of Mining, Materials, and Metallurgical Engineering**, 2, (2016) 1-7.
- [45] Loving, L., Lee, R. K., Herrera, L., Essner, A. P, Nevelos, J. E. Wear performance evaluation of a contemporary dual mobility hip bearing using multiple hip simulator testing conditions. **The Journal of arthroplasty**, 28(6), (2013) 1041-1046.

EKLER

EK 1

Fleksiyon/Ekstansiyon Hareketi İçin Tercih Edilen Motorun Teknik Özellikleri Ve Ölçüleri



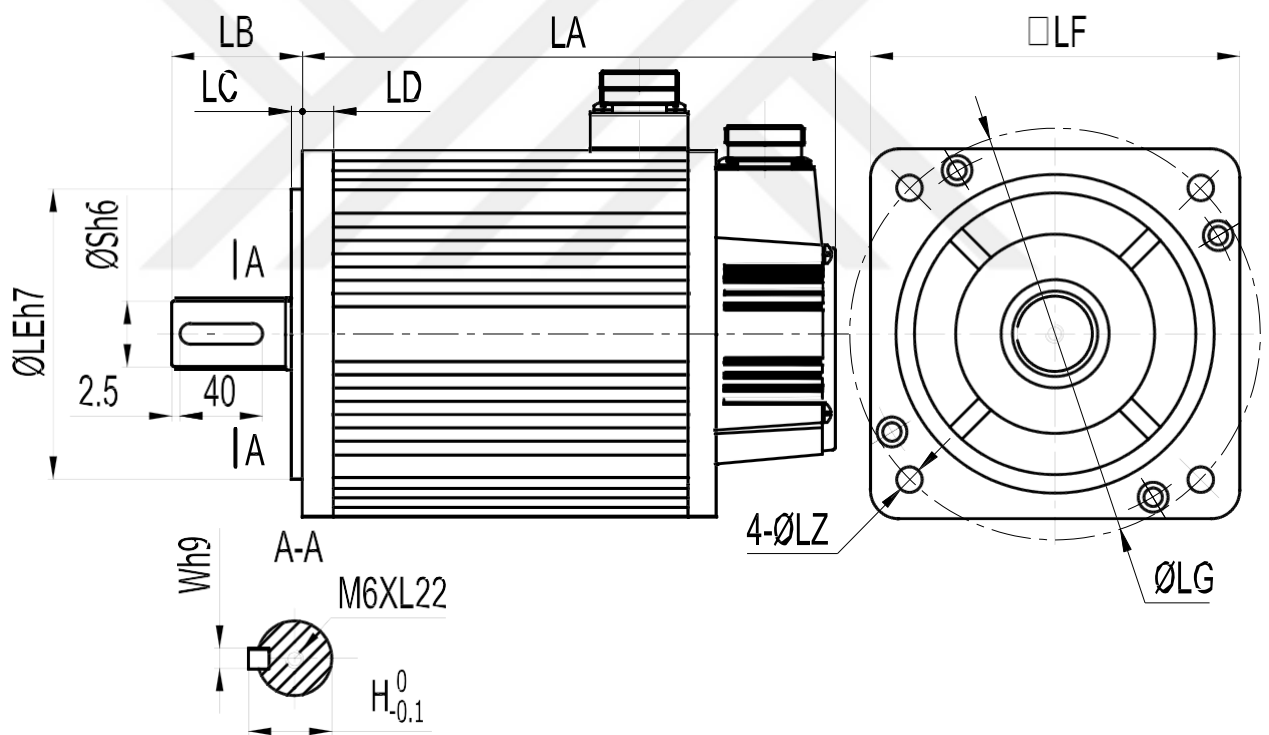
Item: 130Series

Specifications

Motor model	ACH-13100C	Undetermined	ACH-13150C	ACH-13200C
Rated power(KW)	1.0	1.3	1.5	2.0
Rated voltage(V)	220	220	220	220
Rated current(A)	4.0	5.0	6.0	7.5
Rated speed(rpm)	2500	2500	2500	2500
Holding torque(N.m)	4	5.0	6	7.7
Peak torque(N.m)	12	15	18	22
Voltage constant (V/krpm)	72	68	65	68
Torque coefficient(N.m/A)	1.0	1.0	1.0	1.03
Rotor inertia(Kg.m ²)	0.85×10-3	1.06×10-3	1.26×10-3	1.53×10-3
Phase Resistance(Ω)	2.76	1.84	1.21	1.01
Phase Inductance (mH)	6.42	4.9	3.87	2.94
Machanical time-constant (Ms)	2.32	2.66	3.26	3.80
Weight(Kg)	7.7	8.2	8.9	10

Motor model	Undetermined	ACH-13150A	ACH-13260C	ACH-13230A	ACH-13380C3
Rated power(KW)	1.0	1.5	2.6	2.3	3.8
Rated voltage(V)	220	220	220	220	220
Rated current(A)	4.5	6.0	10	9.5	13.5
speed(rpm)	1000	1500	2500	1500	2500
Holding torque(N.m)	10	10	10	15	15
Peak torque(N.m)					
Voltage constant					

LA	166	171	179	192	213	209	241	231
LB	57	57	57	57	57		57	
LC	5	5	5	5	5		5	
LD	14	14	14	14	14		14	
LE	110	110	110	110	110		110	
LF	130	130	130	130	130		130	
LG	145	145	145	145	145		145	
LZ	9	9	9	9	9		9	
S	22	22	22	22	22		22	
H	24.5	24.5	24.5	24.5	24.5		24.5	
W	6	6	6	6	6		6	



EK 2

Abdüksiyon/Addüksiyon Hareketi İçin Tercih Edilen Motorun Teknik Özellikleri Ve Ölçüleri



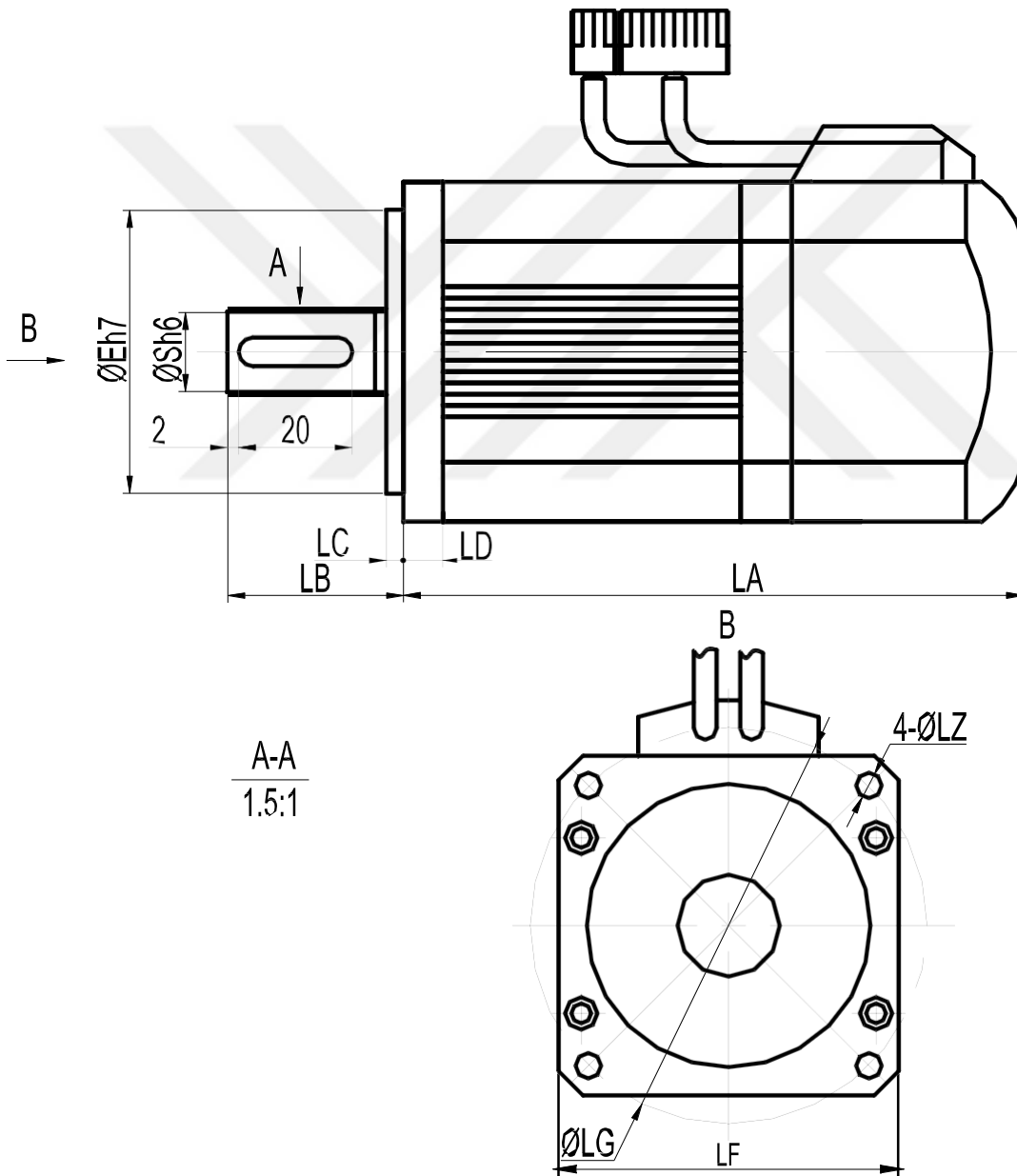
Item: 60Series

Specifications

Motor model	ACH-0602D	ACH-06040D
Rated power(W)	200	400
Rated voltage(V)	220	220
Rated current(A)	1.2	2.8
Rated speed(rpm)	3000	3000
Holding torque(N.m)	0.637	1.27
Peak torque(N.m)	1.911	3.8
Voltage constant (V/1000r/min)	28	28

Torque coefficient (N.m/A)	0.5	0.5
Rotor inertia(Kg.m ²)	0.17×10 ⁻⁴	0.302×10 ⁻⁴
Phase Resistance(Ω)	11.6	5.83
Phase Inductance (mH)	22	12.23
Machanical time-constant (Ms)	1.9	2.1
Weight(Kg)	1.11	1.33
Encoder line number (PPR)	2500	
Insulation class	Class B(130°C)	
Safety class	IP64	
The operating of Environmental Conditions	Temperature: -20°C ~ +50 °C Humidity: Below 90%RH No dewing	

Rated torque(N.m)	0.637	1.27
LA	102	122
LB	30	30
LC	3	3
LD	7	7
LE	50	50
LF	60	60
LG	70	70
LZ	4.5	4.5
S	14	14



EK 3

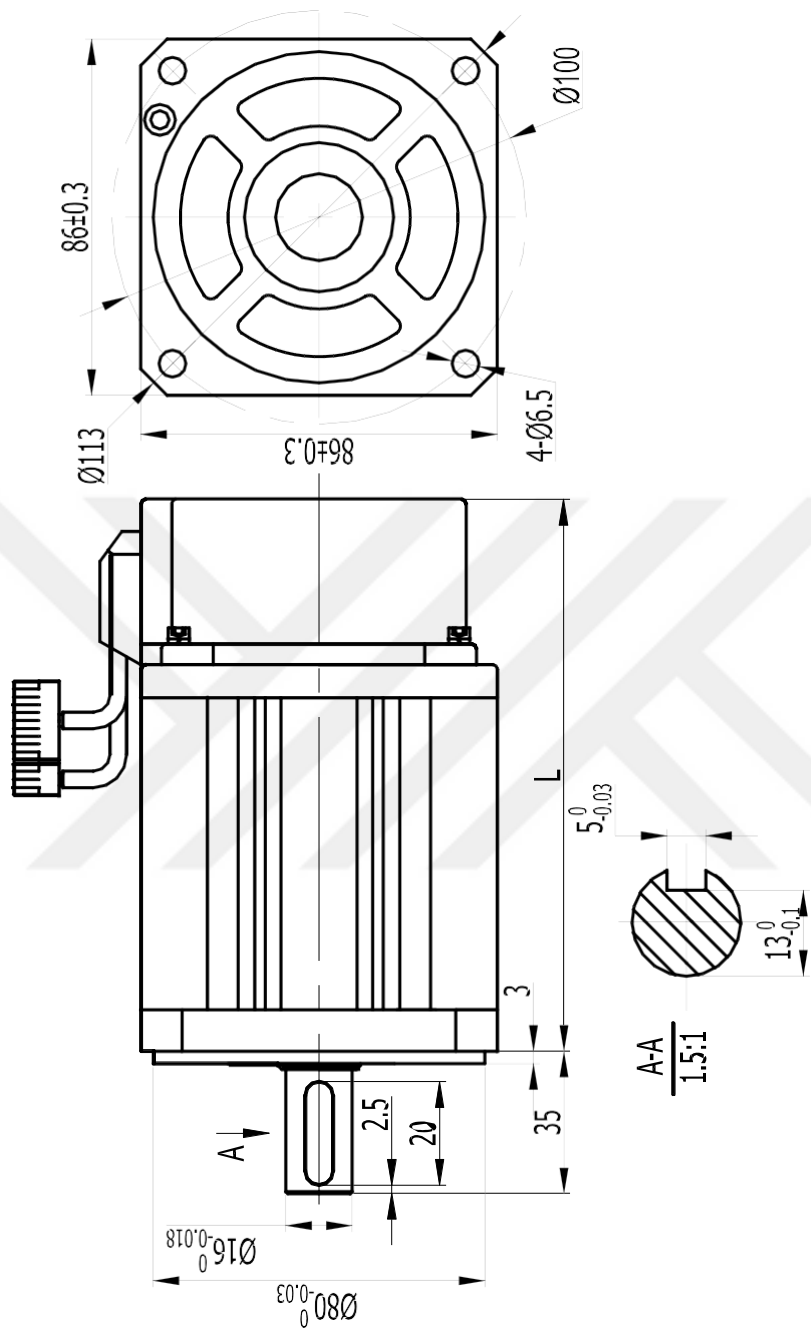
İçyan/Dışyan Hareketi İçin Tercih Edilen Motorun Teknik Özellikleri Ve Ölçüleri



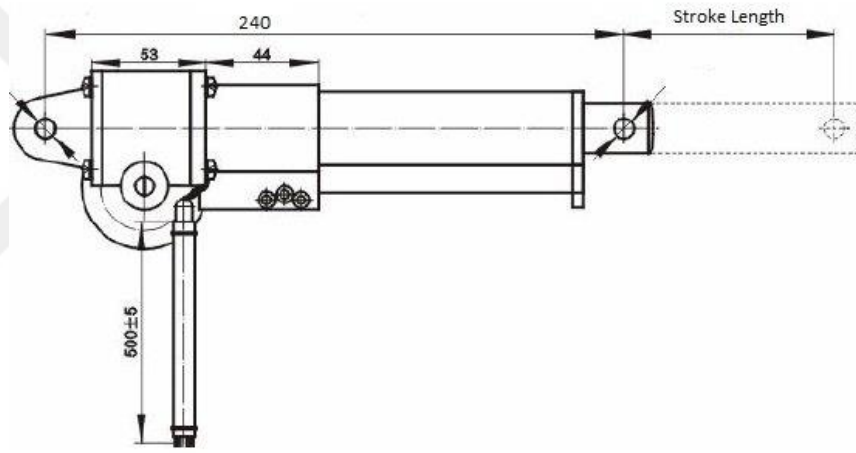
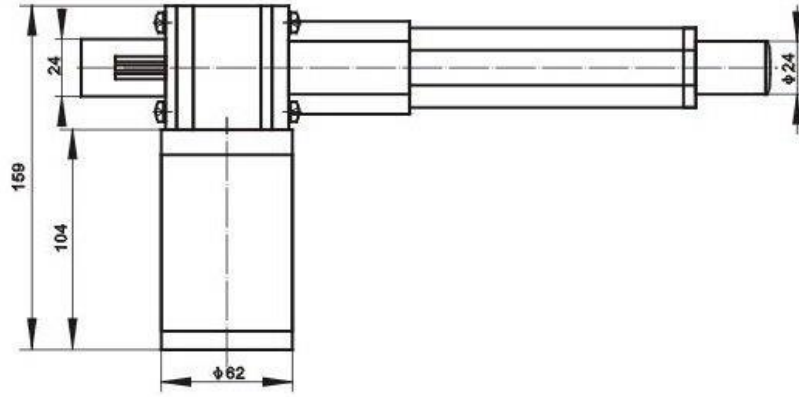
Item: 90Series

Specifications

Motor model	ACH-09075D	ACH-09075B	Undetermined
Rated power(KW)	0.75	0.75	1.0
Rated voltage(V)	220	220	220
Rated current(A)	3	3	4
Rated speed(rpm)	3000	2000	2500
Holding torque(N.m)	2.4	3.5	4
Peak torque(N.m)	7.1	10.5	12
Peak current(A)	9	7.5	12
Voltage constant (V/krpm)	51	67	60
Torque coefficient(N.m/A)	0.8	1.2	1.0
Rotor inertia(Kg.m ²)	2.45×10 ⁻⁴	3.4×10 ⁻⁴	3.7×10 ⁻⁴
Phase Resistance(Ω)	3.2	4.06	2.69
Phase Inductance (mH)	7.0	9.7	6.21
Machanical time-constant (Ms)	2.2	2.39	2.3
Weight(Kg)	3.4	3.8	4.13
Encoder line number (PPR)	2500		
Insulation class	Class B(130°C)		
Safety class	IP65		

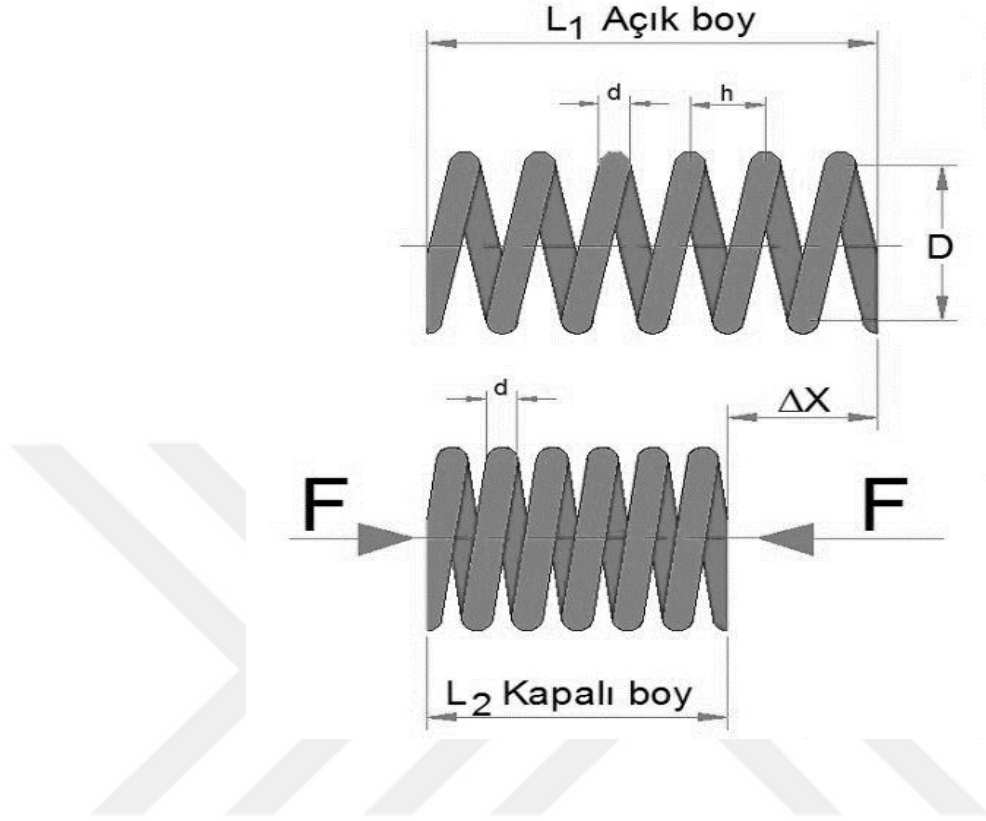


EK 4
Lineer Motor Teknik Özellikleri ve Ölçüleri



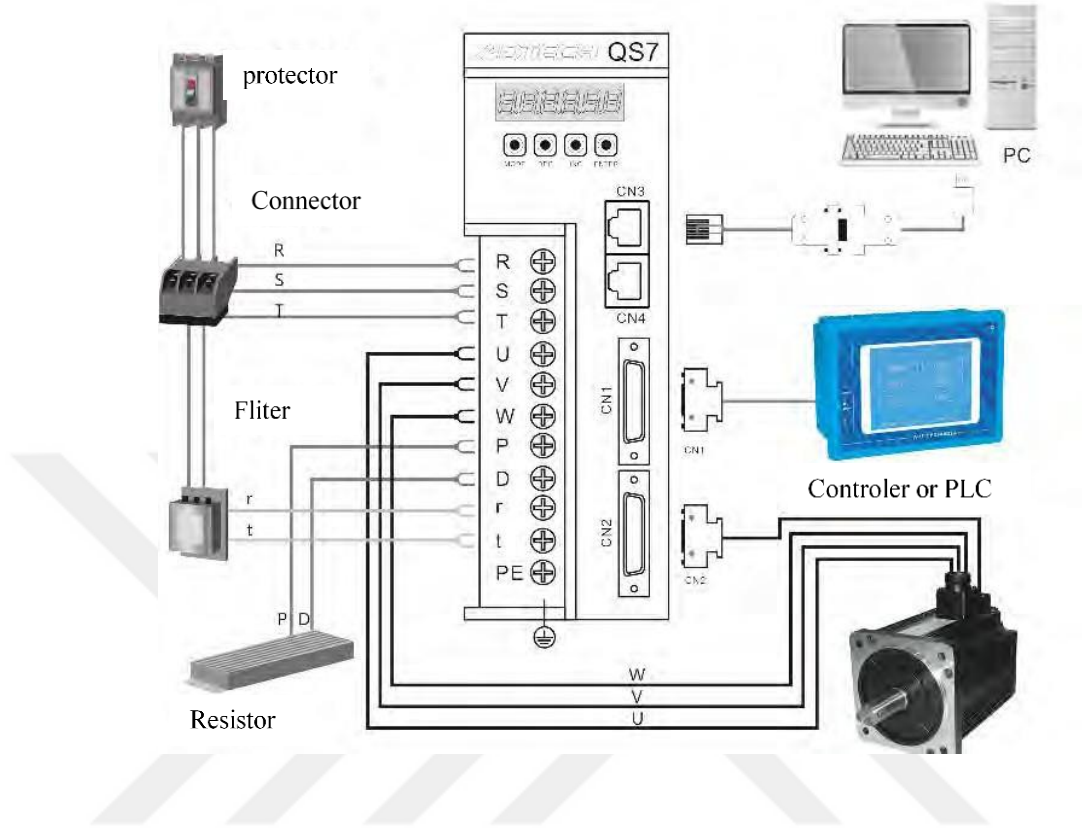
Model Type	DTG24-100
Length L (mm)	240mm
Input Voltage	12-24VDC
Stroke Length(mm)	100mm
No Load Speed at 12V	4mm/sec +/-10%
No Load Speed at 24V	6mm/sec +/-10%
Maximum Thrust at 24V	4000 N
Limit Switch	Built-in (Factory Preset)
Mounting Hole Diameter (mm)	8.3mm

EK 5
Bası Yayı Teknik Özellikleri ve Ölçüleri



Tel Çapı (d)	4mm
İç Çap (D)	25mm
Dış Çap (Da)	35
Yay serbest Uzunluğu (L_1)	60mm
Bloklama Uzunluğu (L_2)	50,7mm
Hatve Aralığı	17,8
Esneklik Katsayısı (N/mm)	533
Yay Sarım Yönü	Sağ
Tolerans	DIN 2095
Max. Çalışma Sıcaklığı	150-250°C

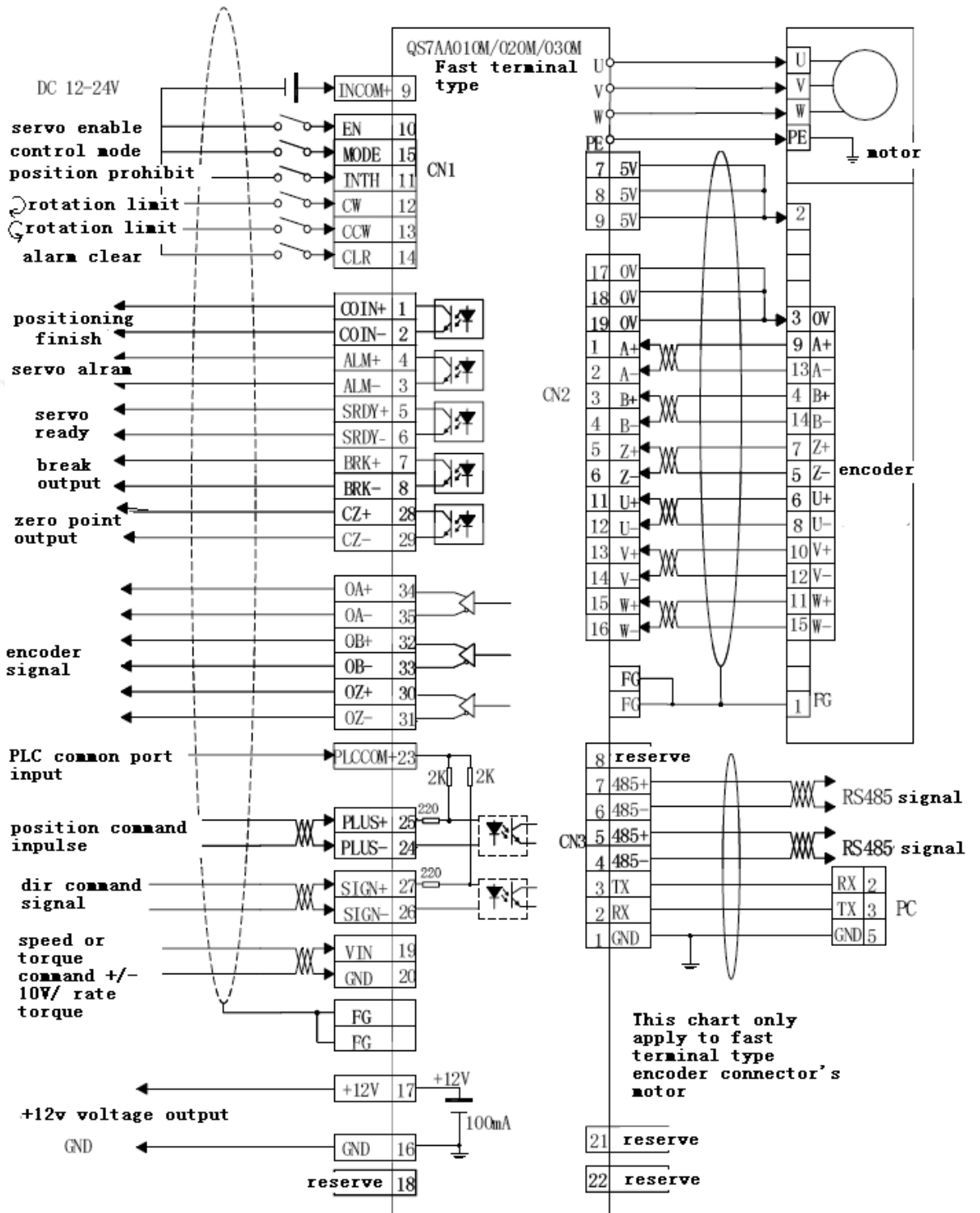
EK 6 QS7AA050M2/075M2 Bağlantı Şeması



Kablo Özellikleri

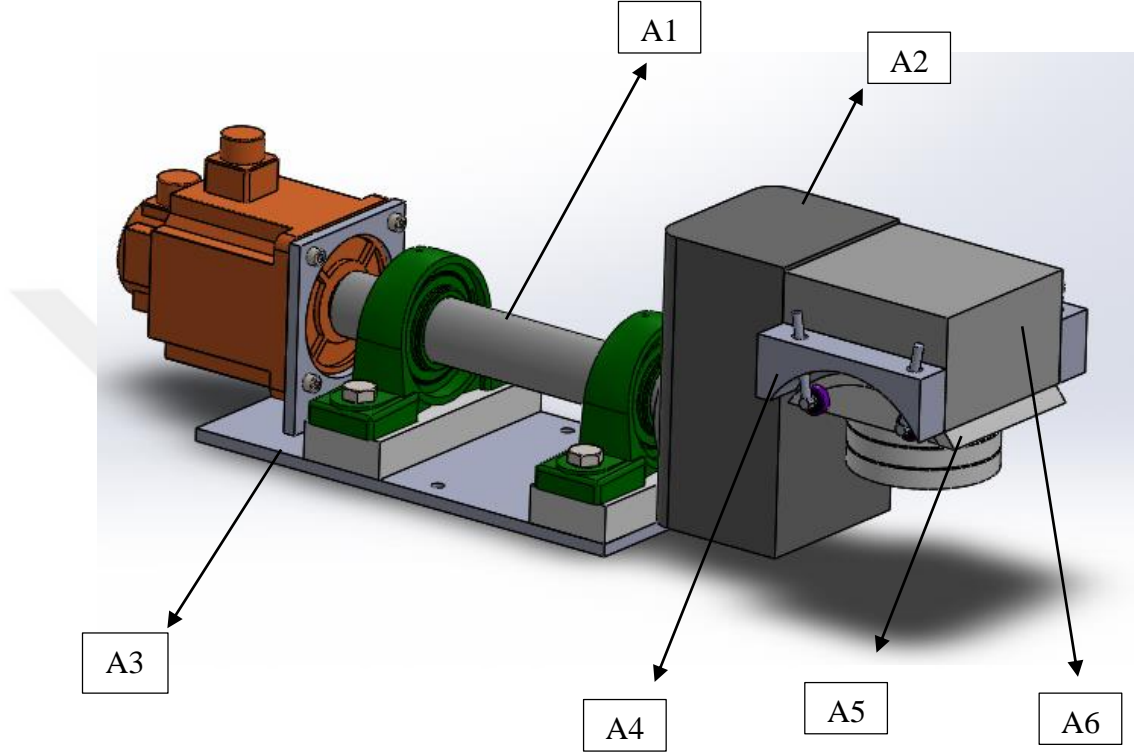
Motor model	Cable diameter requirements			
	Main power	Control power	Motor power line	Encoder and control signal wire
100~750W	1.25 mm ²	1.25 mm ²	1.4 mm ²	0.14 mm ²
1KW~1.5KW	2.0 mm ²	1.25 mm ²	2.0 mm ²	0.14 mm ²
2.3KW~2.6KW	3.5 mm ²	1.25 mm ²	3.5 mm ²	0.14 mm ²

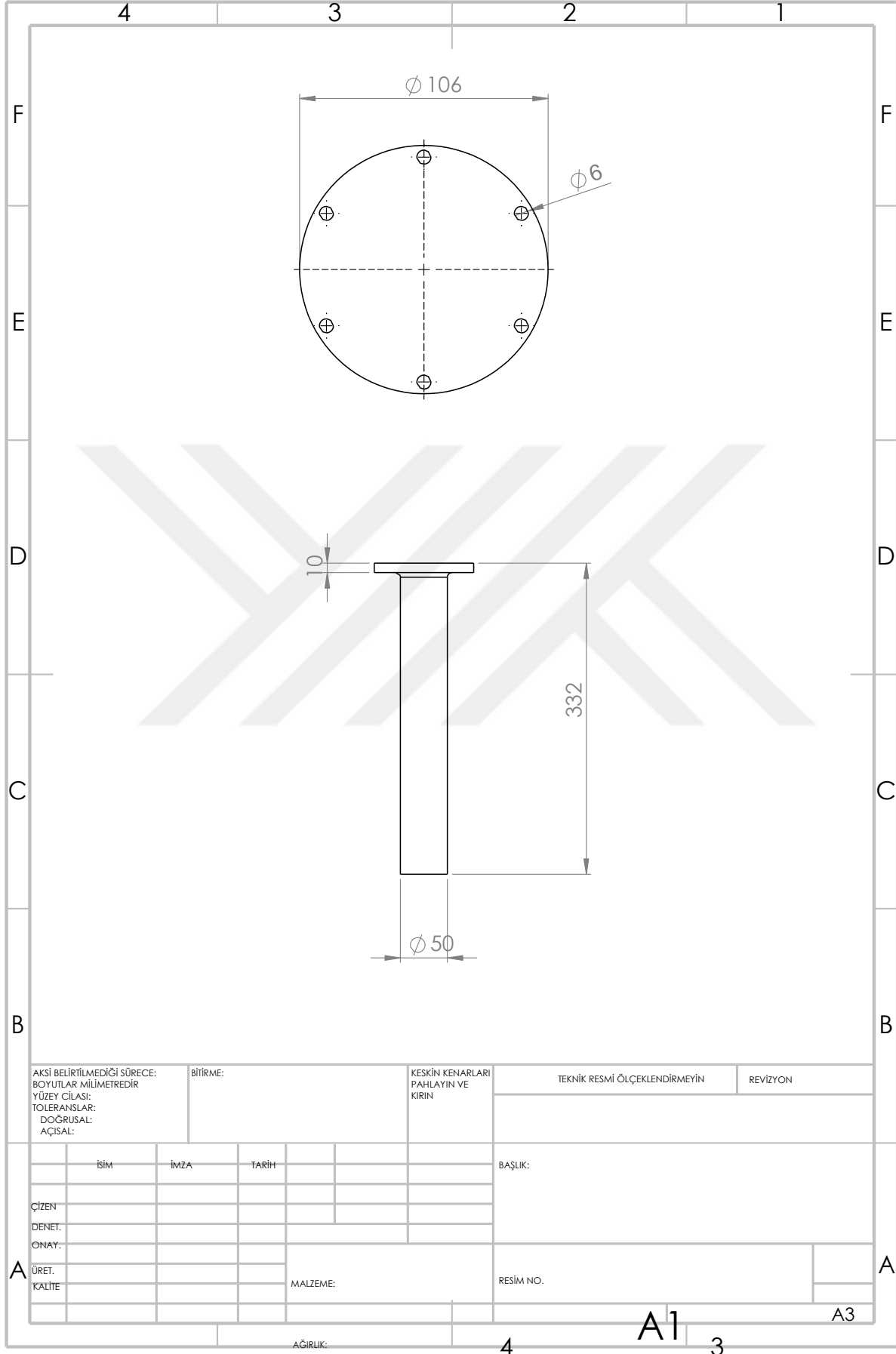
QS7AA010M/020M/030M (Fast terminal type) Servo bağlantı şeması

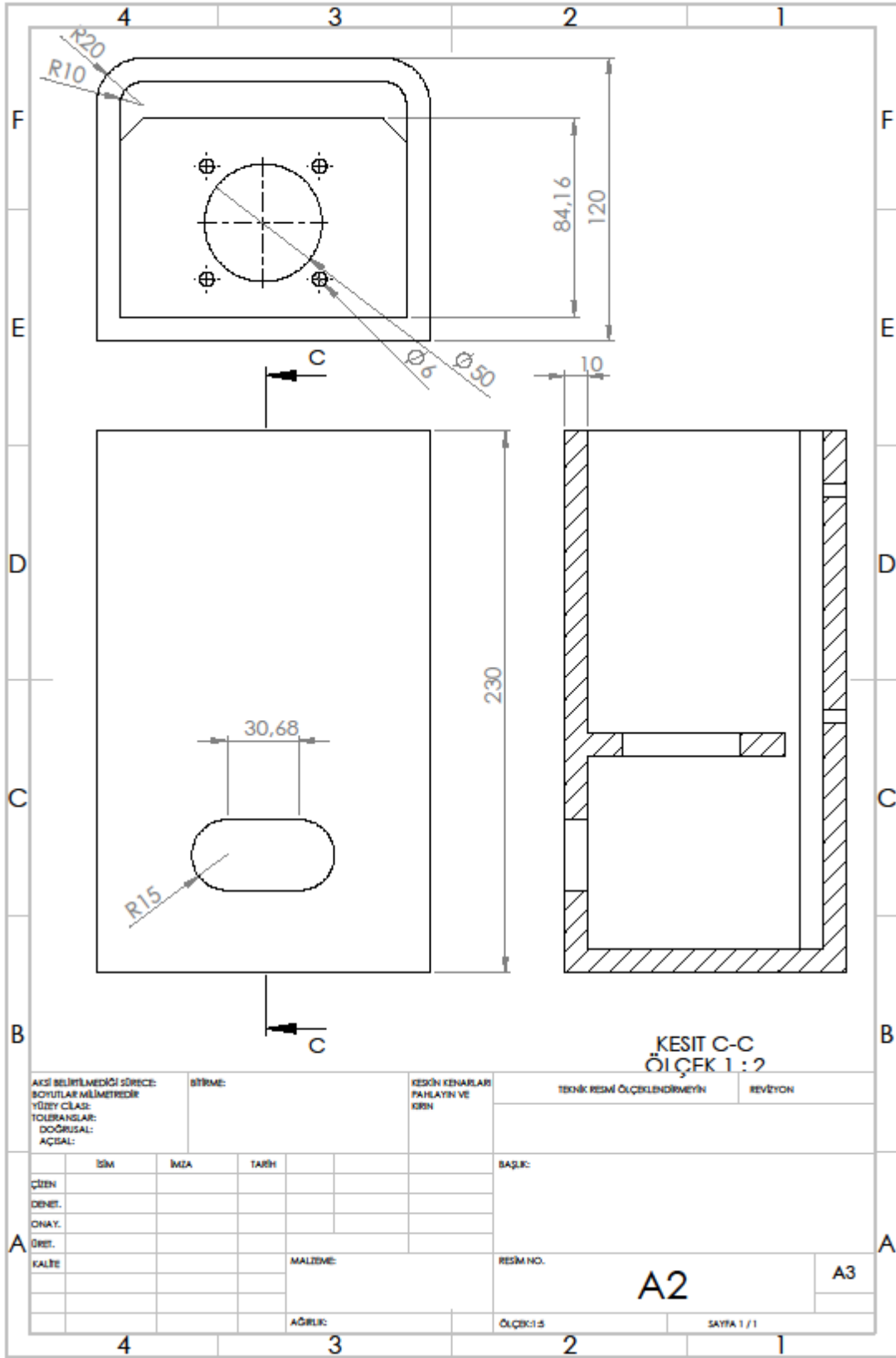


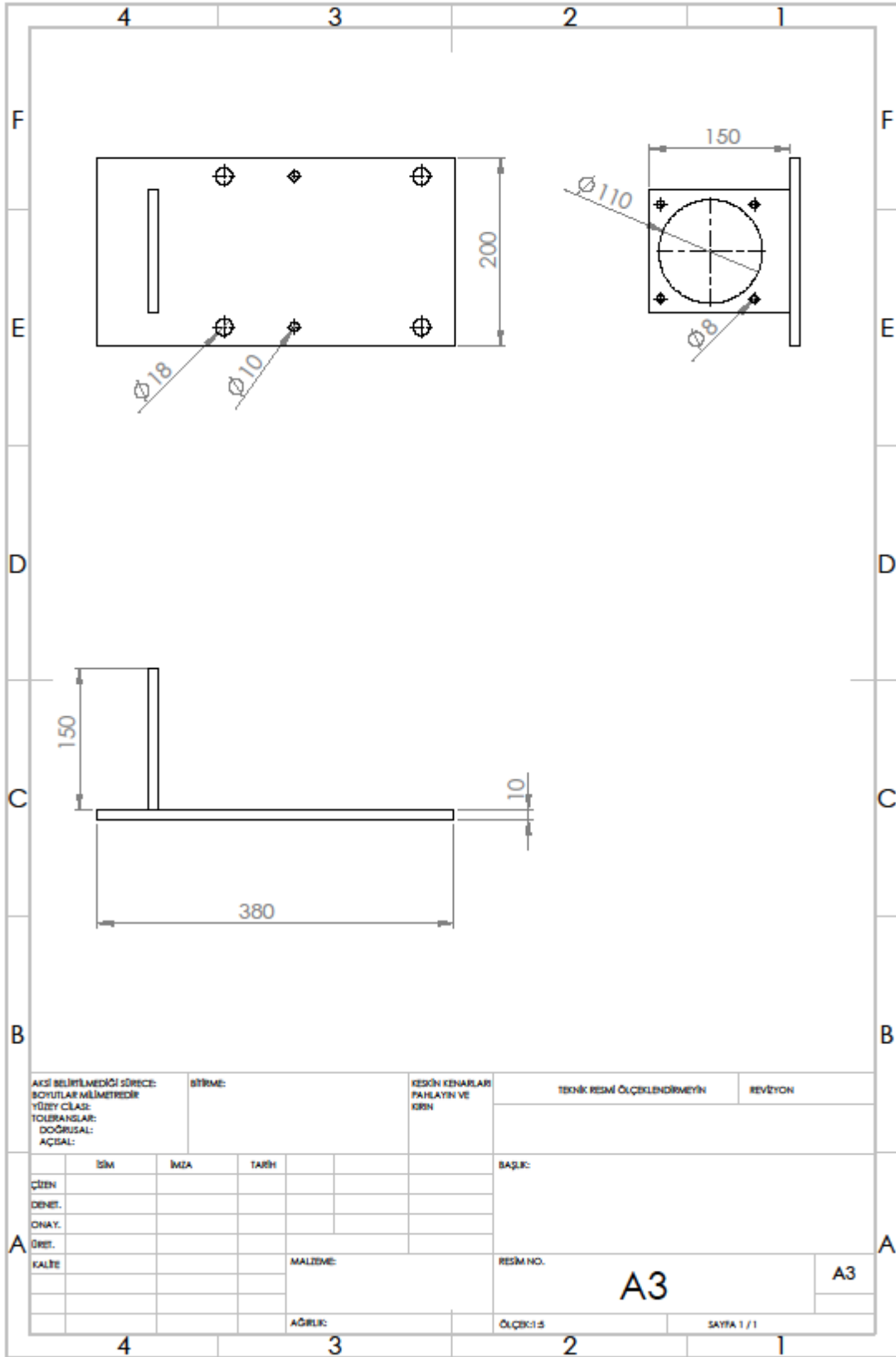
EK 7

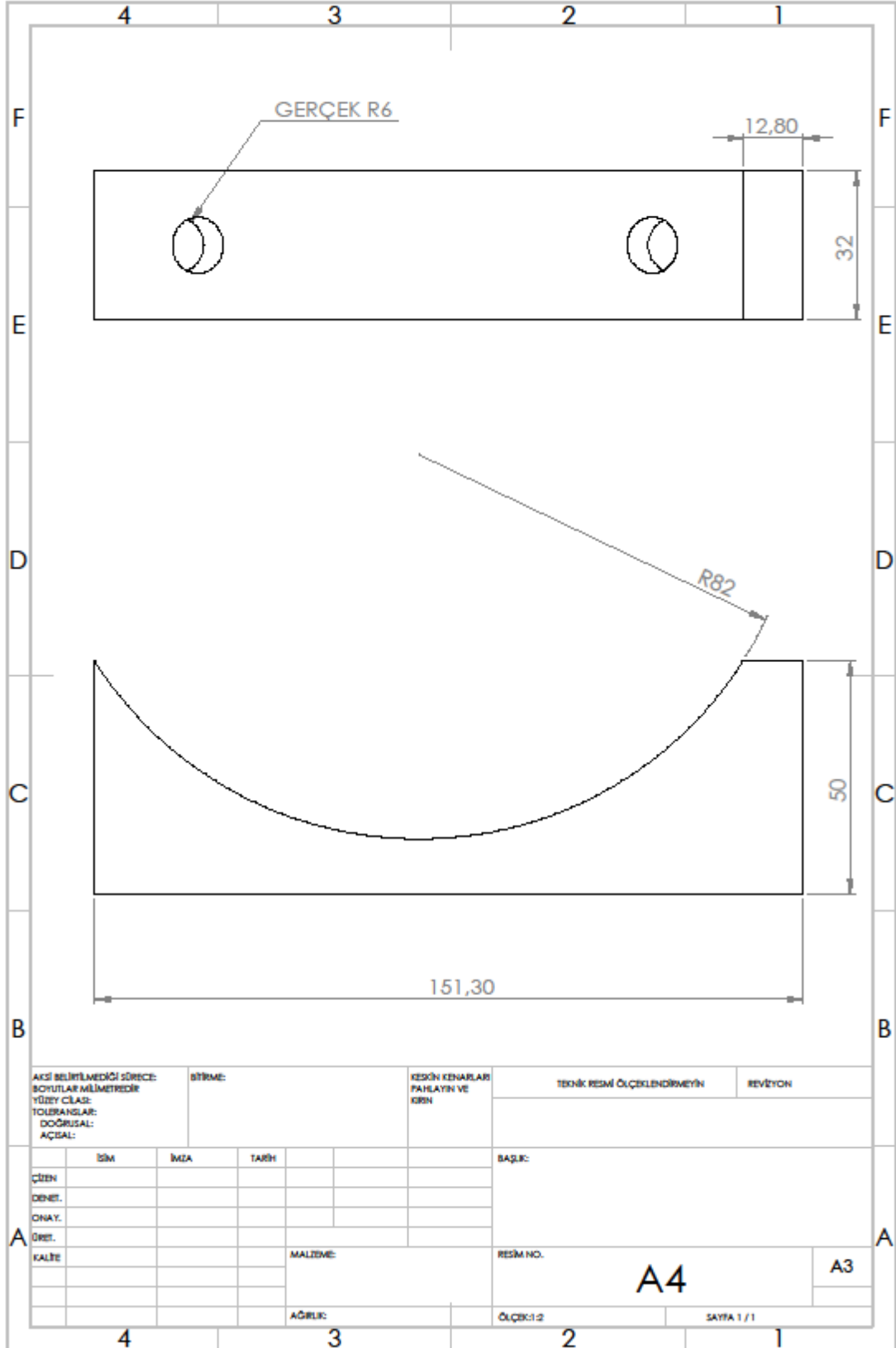
Kalça simülator tasarımının detaylı teknik resim görüntüleri

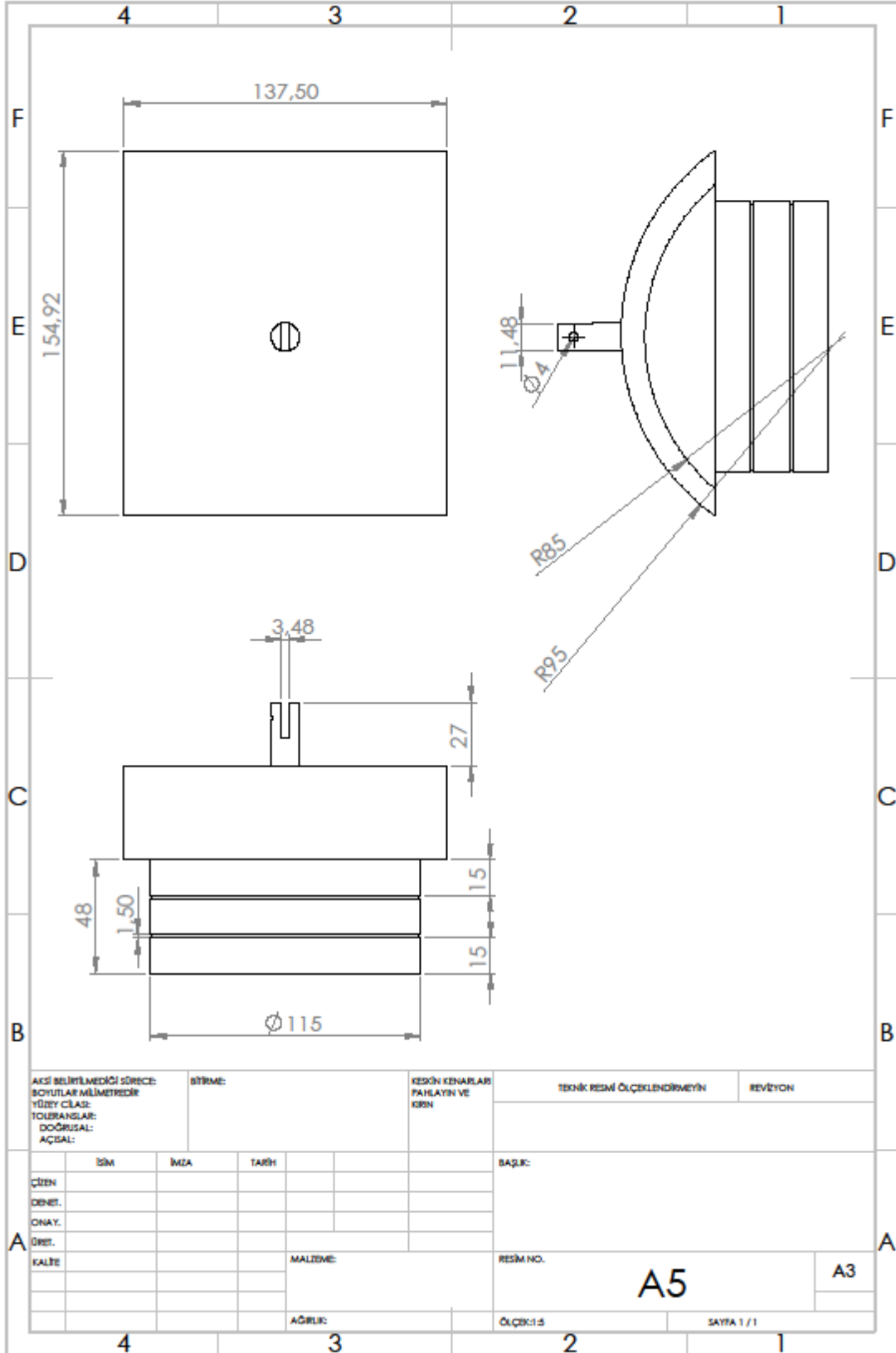


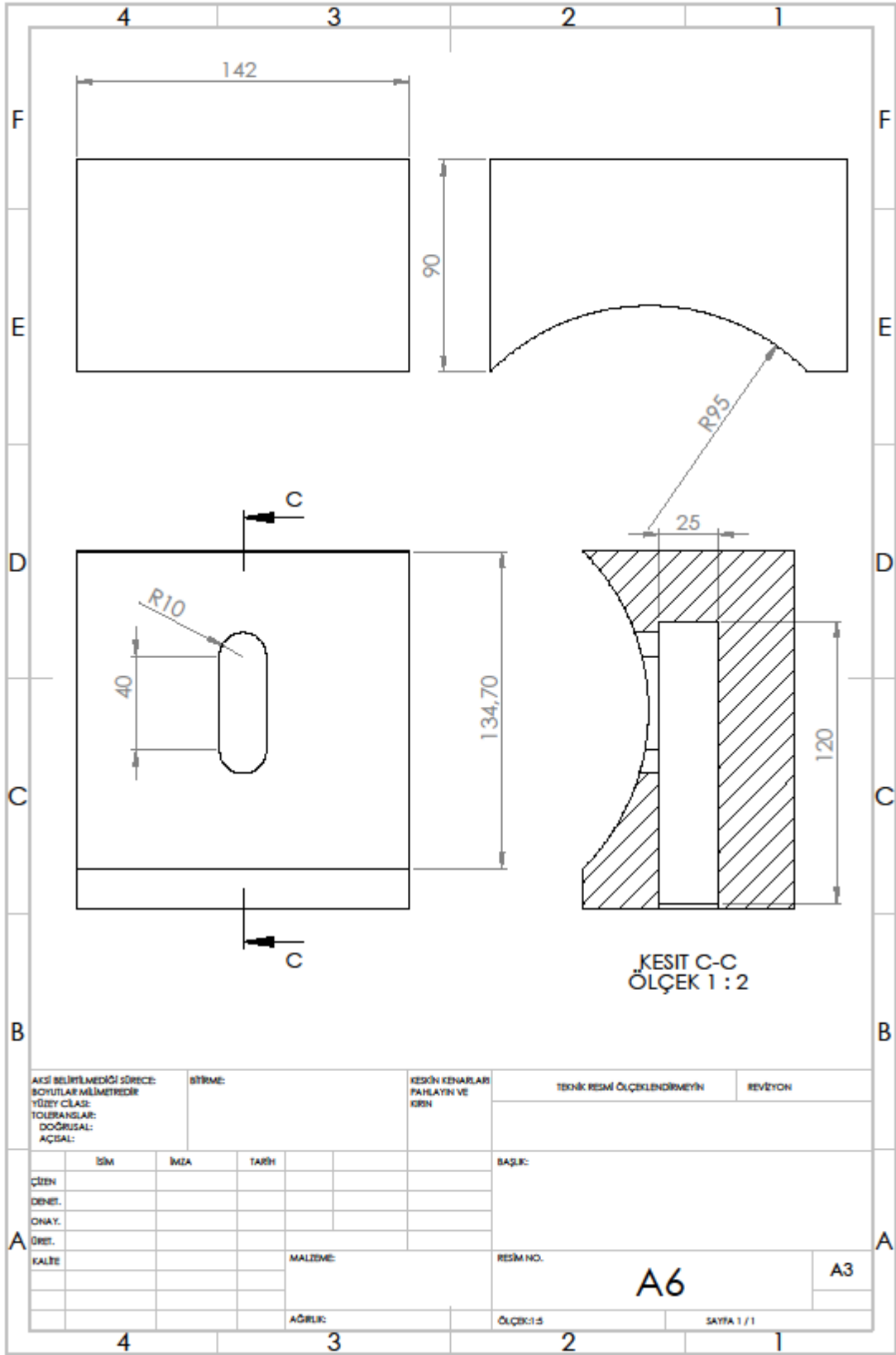


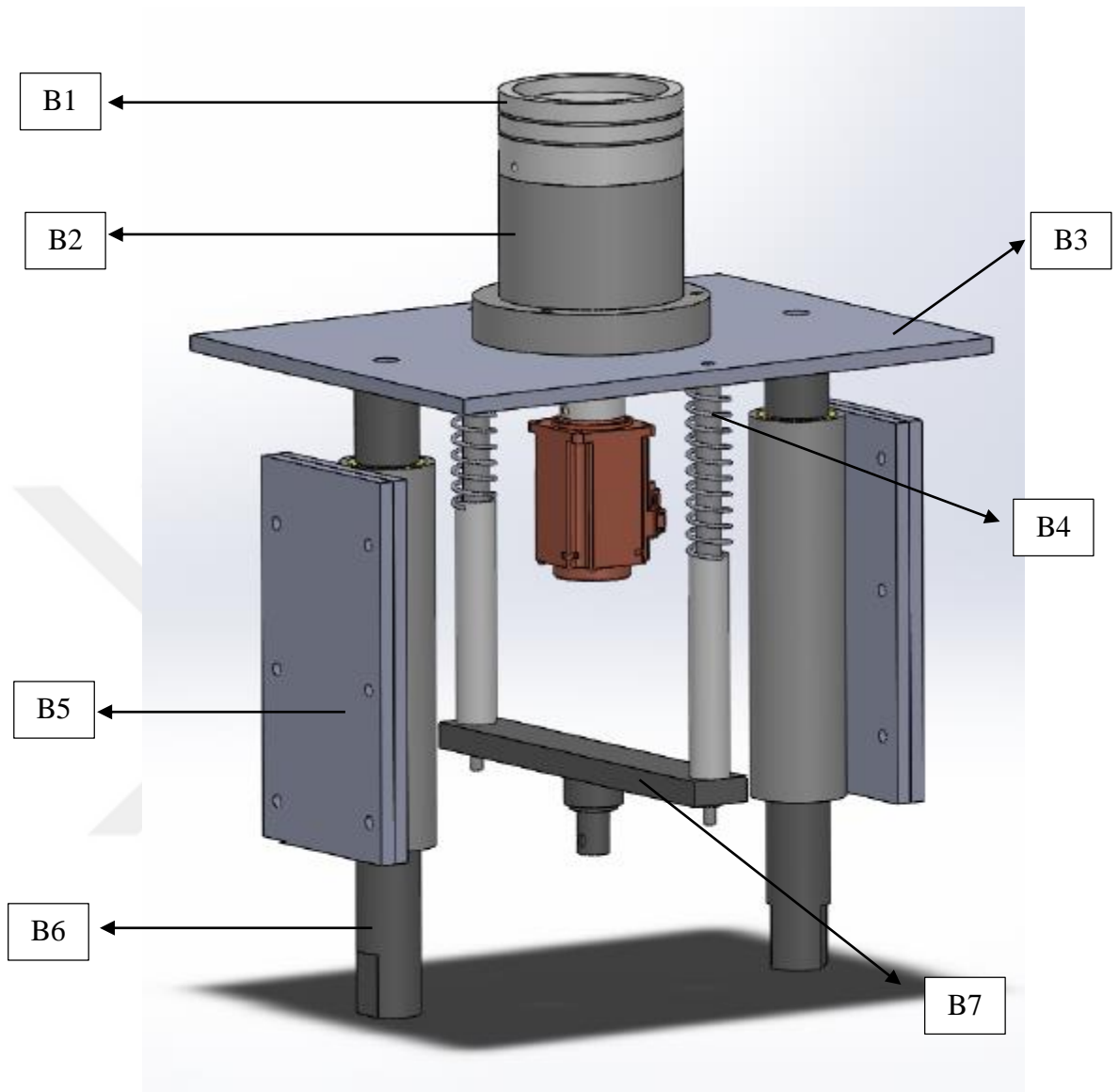


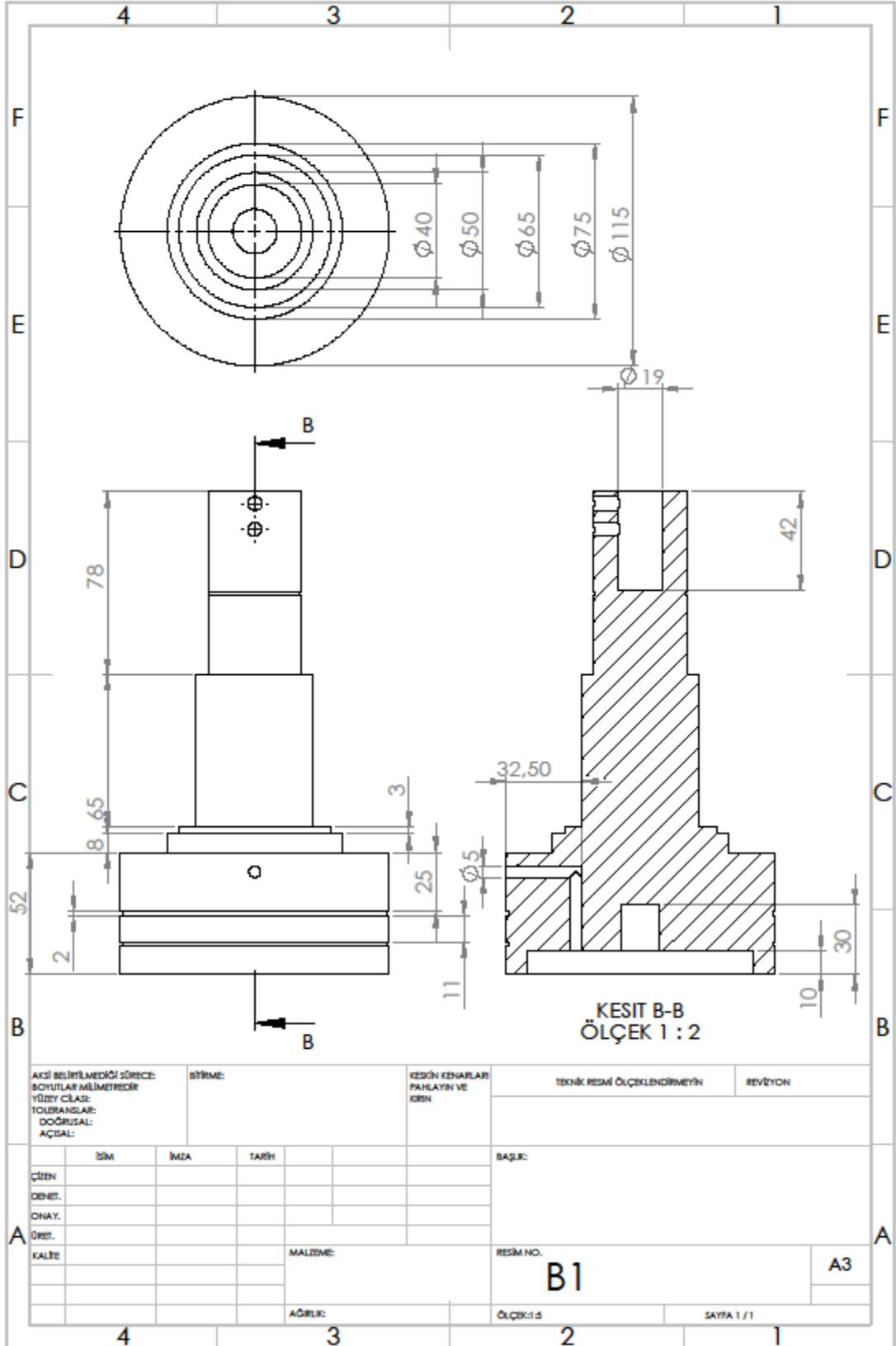


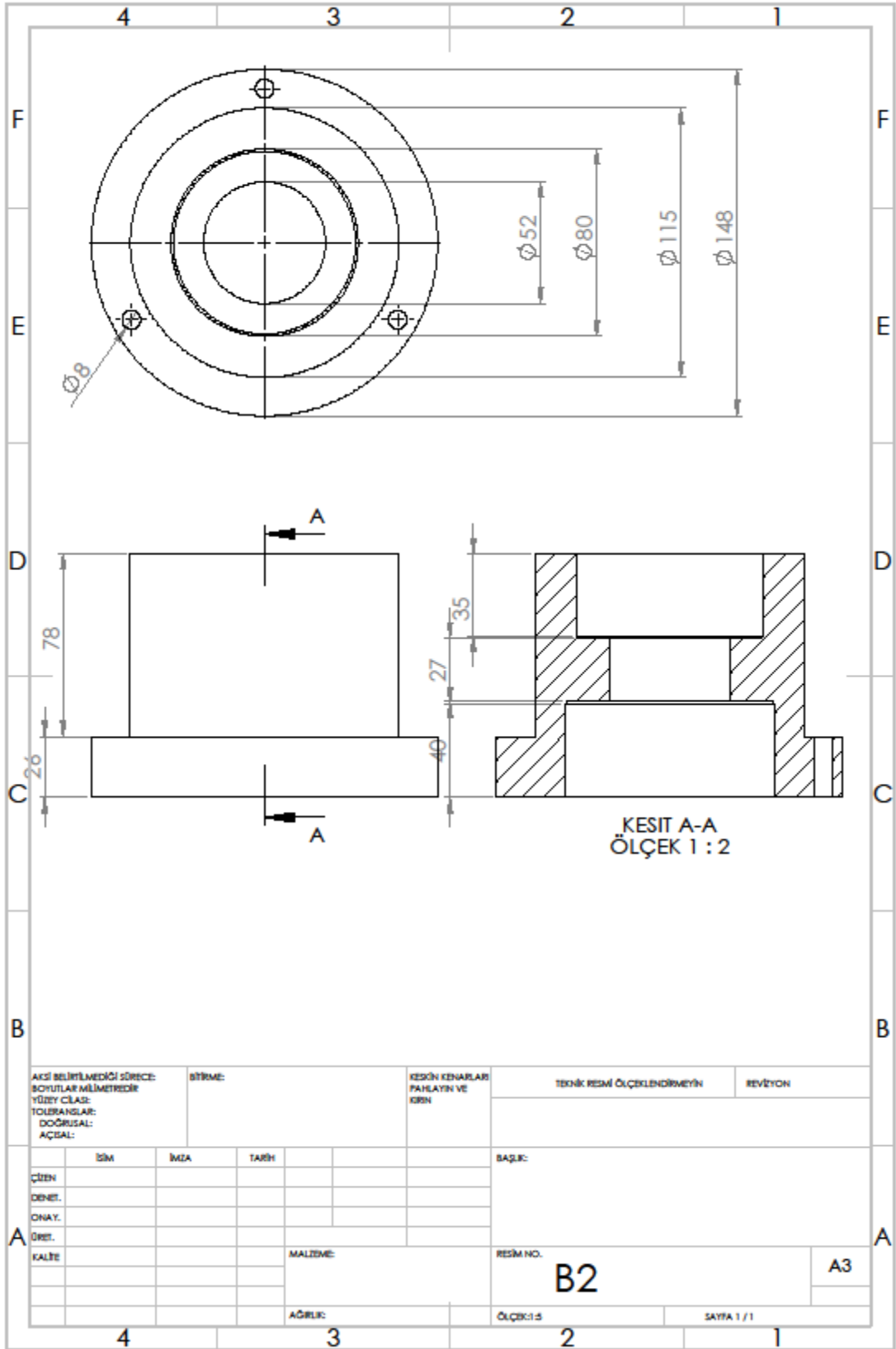


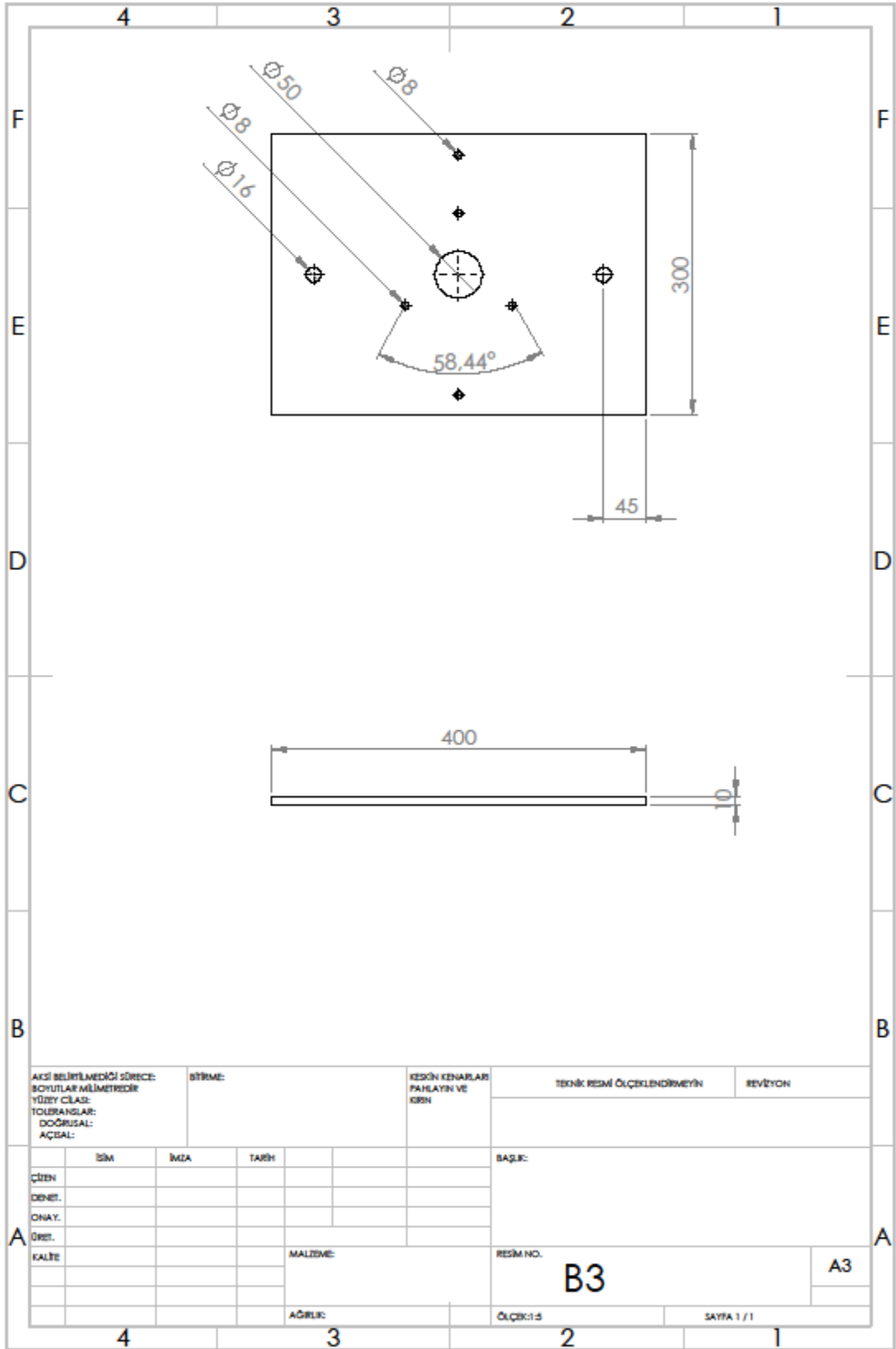




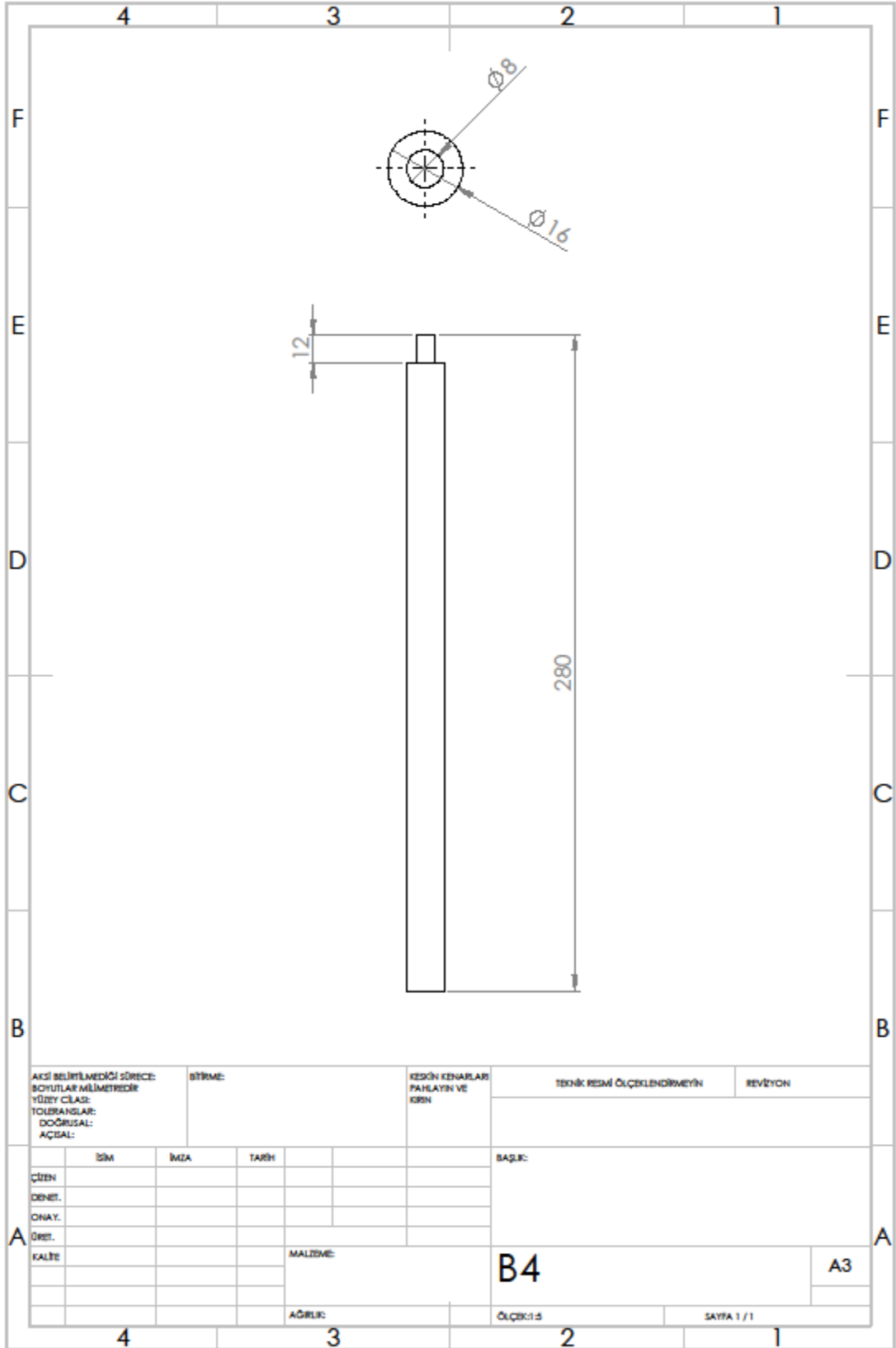


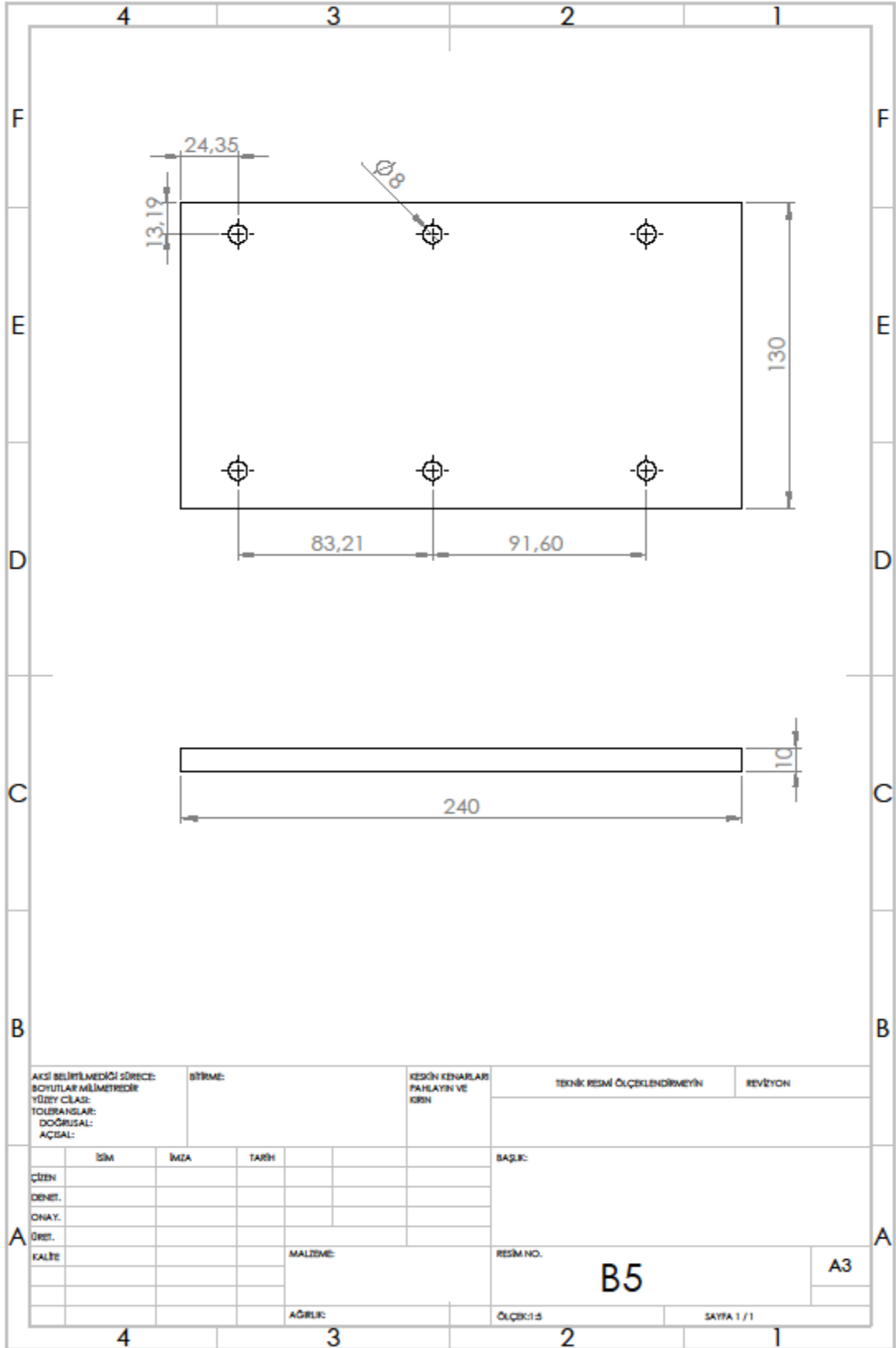


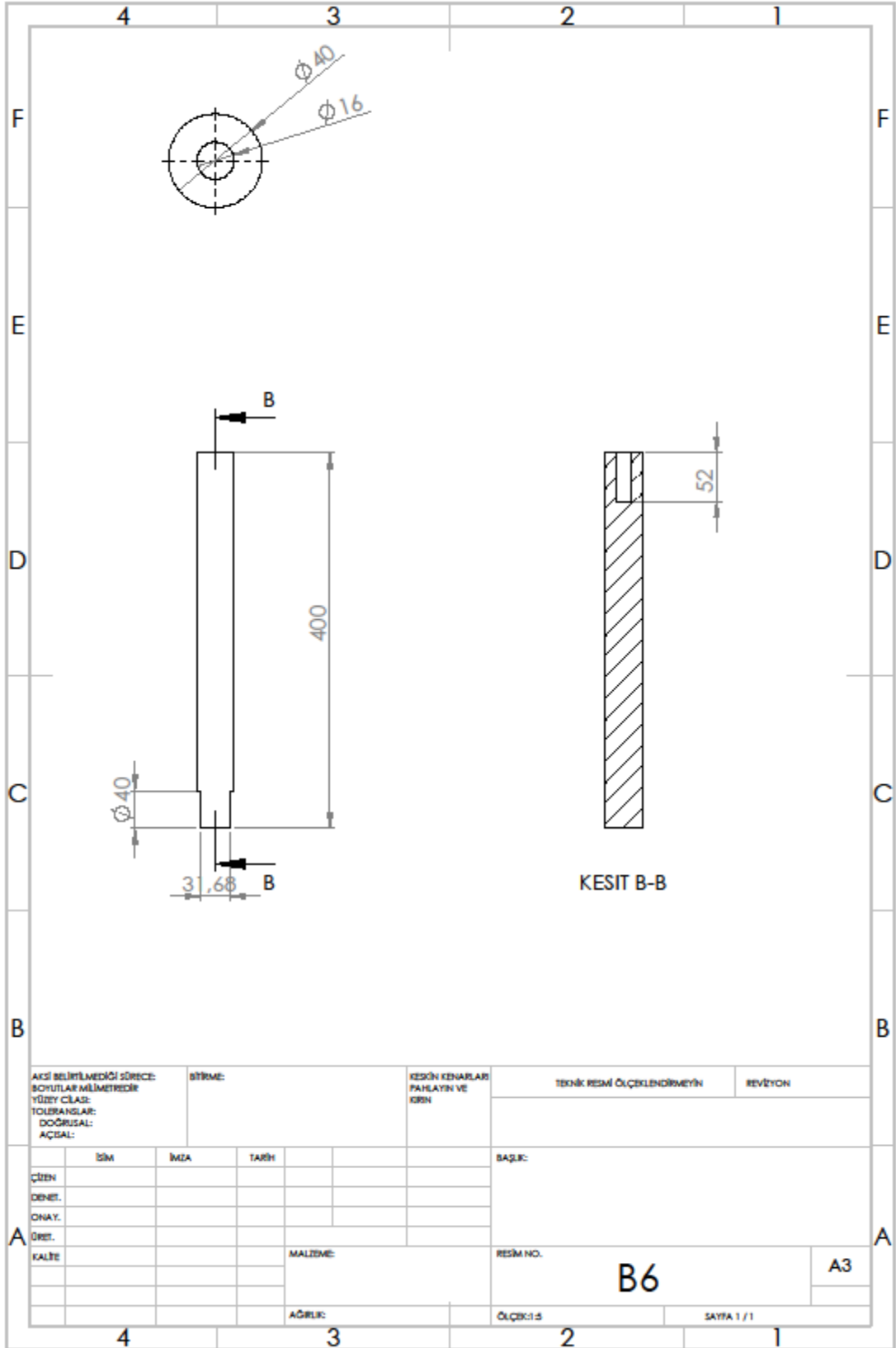




AKIŞ BELİRTİLMEDİĞİ SÖZÜCE: SICILAR MİLMETREDİR YÜZEY CLASE: TOLERANSLAR: DOĞRUSAL: AÇISAL:		BİRİME:		KESİM KENARLARI PAHALAYIN VE KIRN		TEKNİK RESİM ÖLÇEKLENDİRMEYİN		REVİZYON	
İSM		İMZA		TARİH		BAŞLIK:			
ÇİZEN									
DENET.									
ONAY.									
ÖRET.									
KALİTE				MALZEME:		RESİM NO. B3		A3	
				AĞIRLIK:		ÖLÇEK: 1:5		SAYFA 1 / 1	

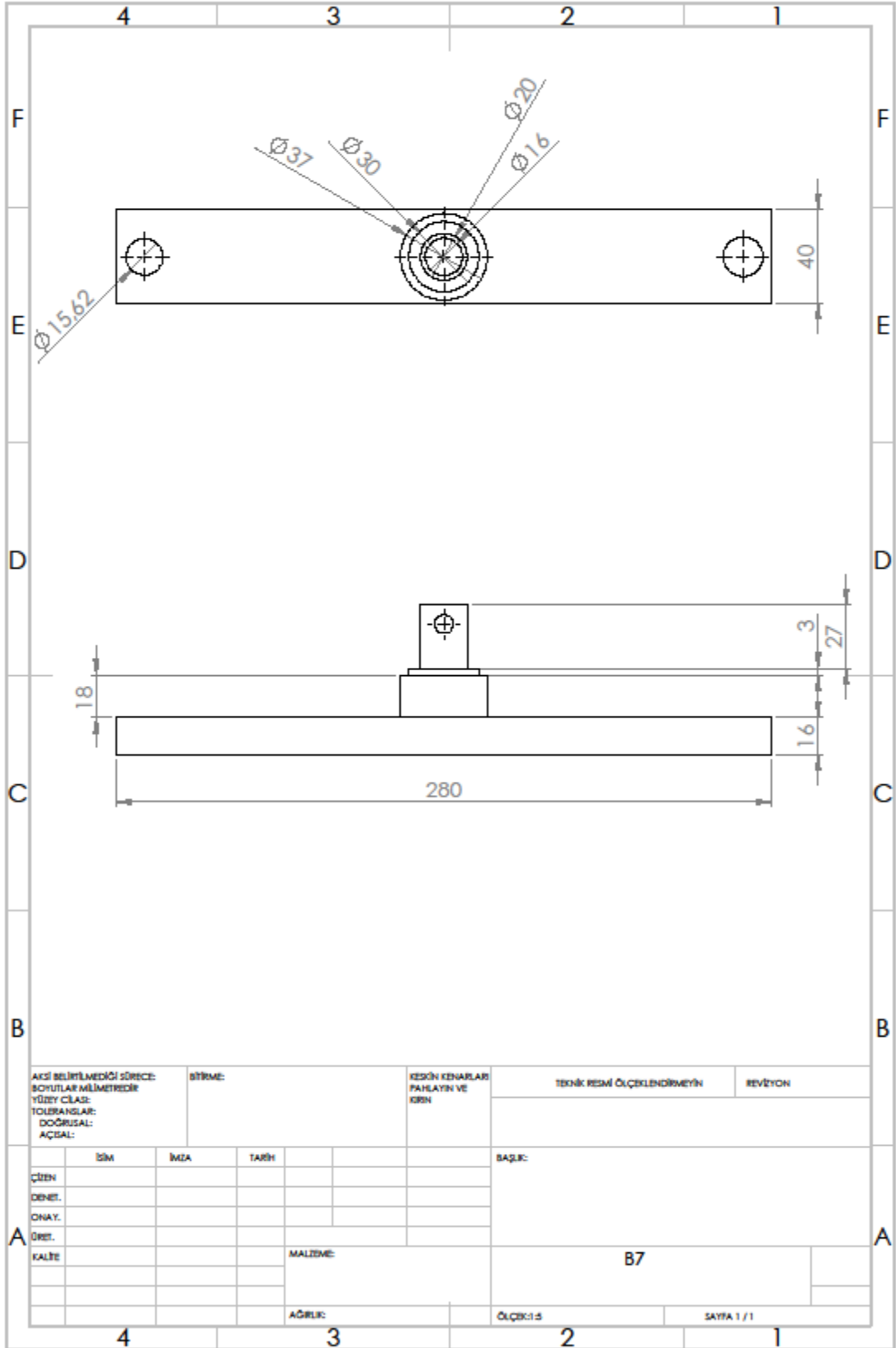


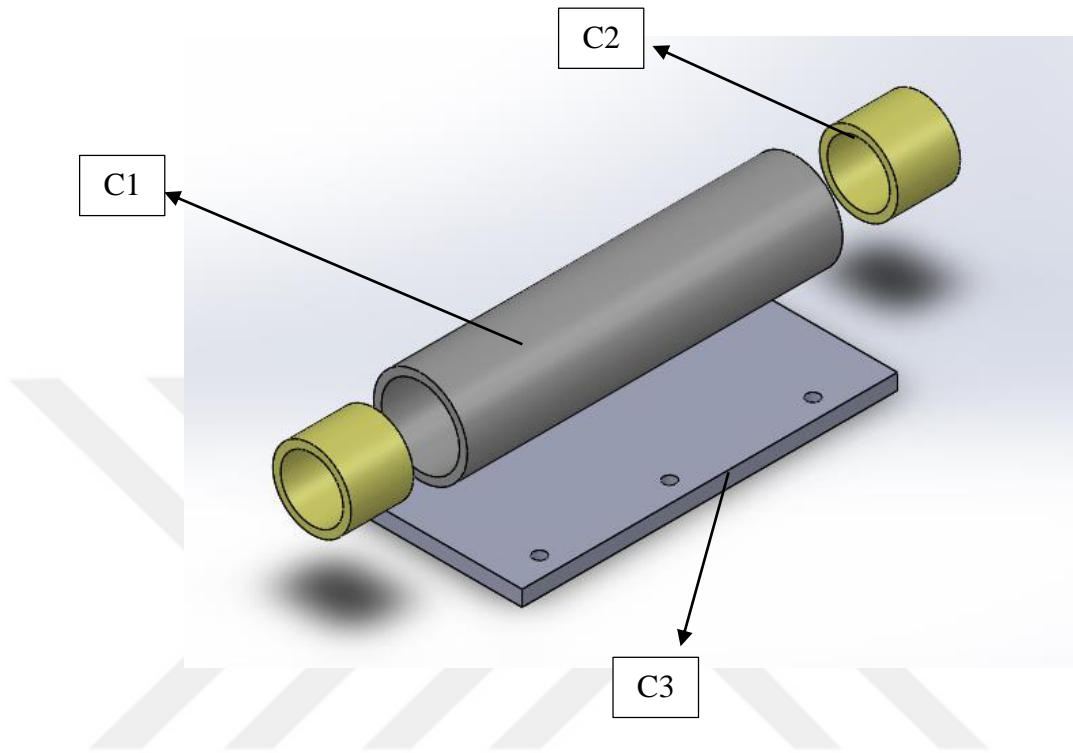


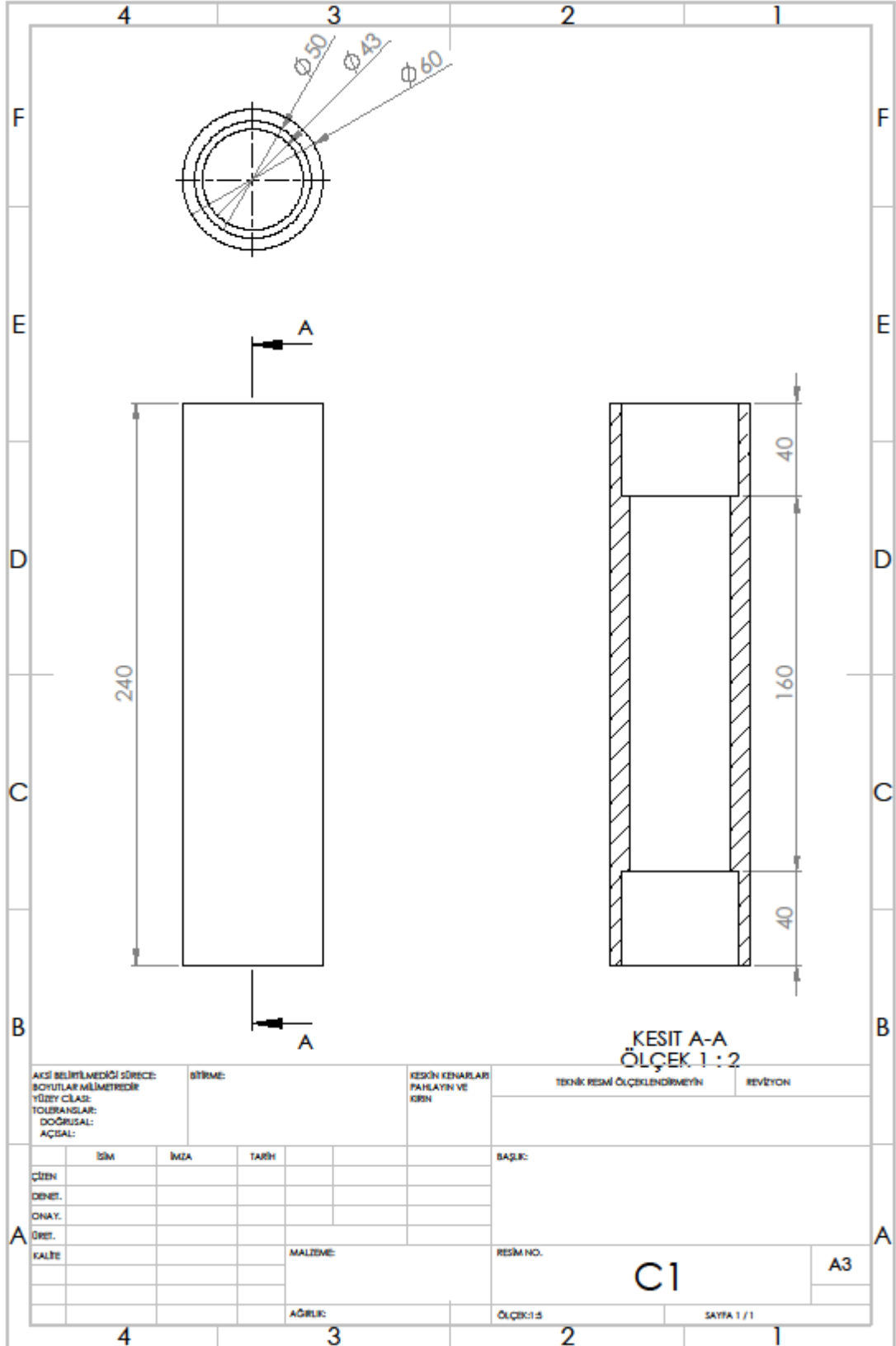


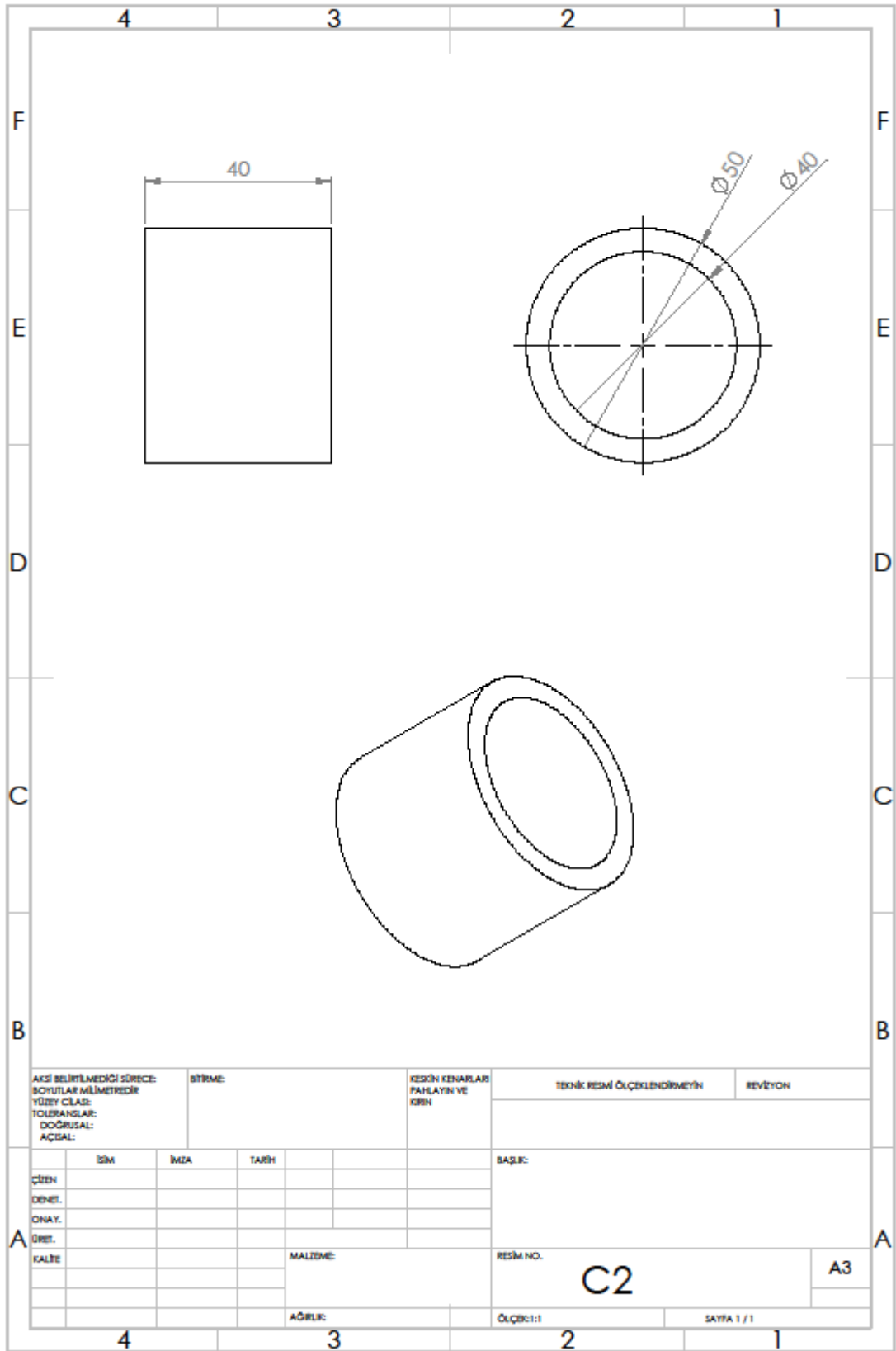
AKISI BELİRTİLMEDİĞİ SÜRECE: SÖYÜTLER MİLMETREDEİR YÜZEY ÇİLAĞI: YOLUSANLARI: DÖĞRUSAL: AÇISAL:		BİTİRME:		KESİT KENARLARI PAHALAYIN VE KİRİN		TEKNİK RESİM ÖLÇEKLENDİRMEYİN		REVİZYON	
ÇİZEN		İMZA		TARİH		BAŞLIK:			
DENET.									
ONAY.									
ÖRET.									
KALİTE				MALZEME:		RESİM NO.		A3	
				AĞIRLIK:		ÖLÇEK: 1:5		SAYFA 1 / 1	

B6

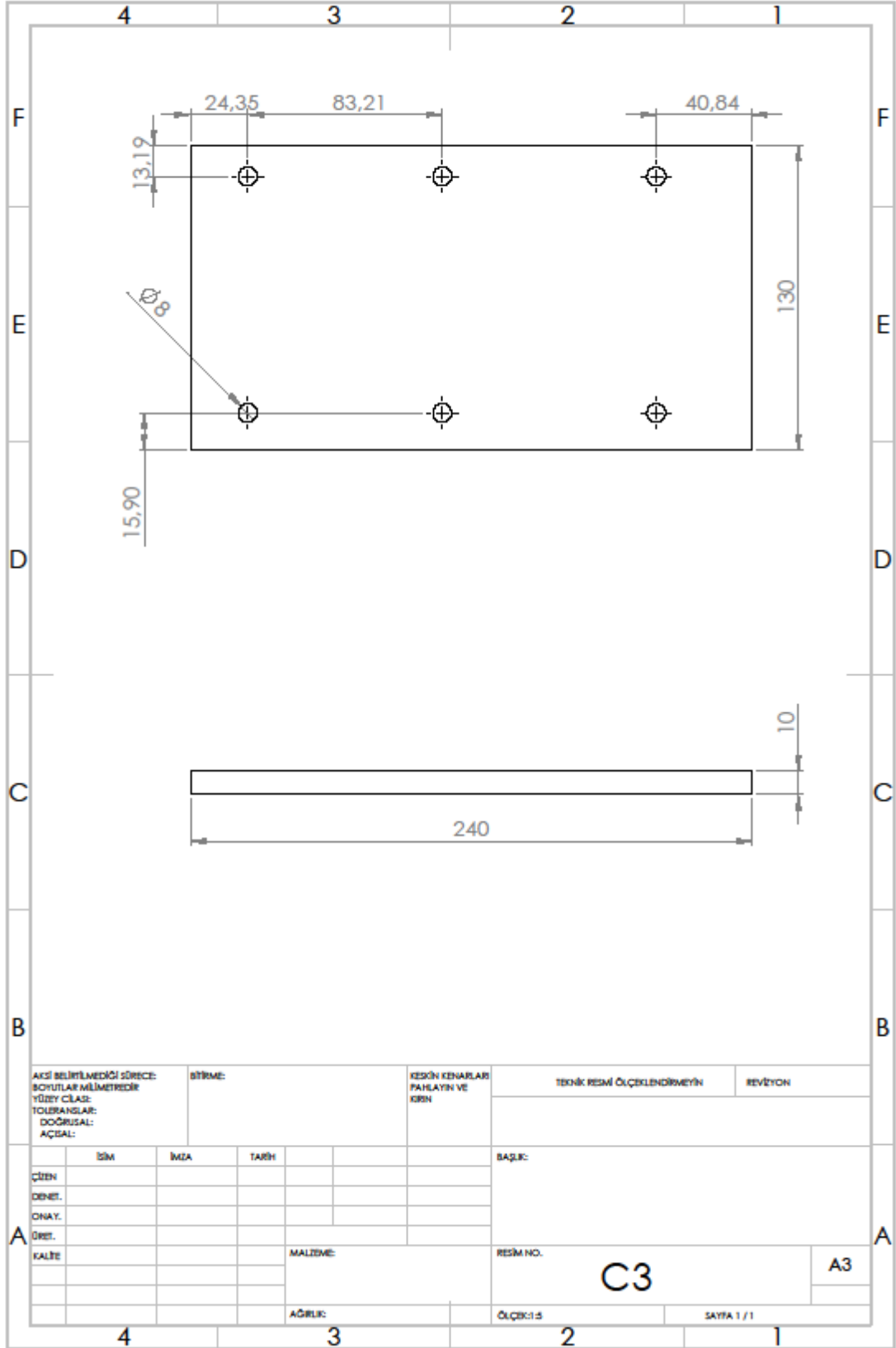








AKSI BELİRLENMEDİĞİ SÖRGE: BOYUTLAR MİLMETREDİR YÜZEY CLAS: TOLERANSLAR: DOĞRUSAL: AÇSAL:		BİRİME:		KESİN KENARLARI PAHLAYIN VE KİRİN		TEKNİK RESİM ÖLÇEKLENDİRMEYİN		REVİZYON	
ÇİZEN		İMZA		TARİH		BAŞLIK:			
DENET.									
ONAY.									
DRET.									
KALİTE				MALİME:		RESİM NO.		A3	
						C2			
				AĞIRLIK:		ÖLÇEK:1:1		SAYFA 1 / 1	



ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: DERYA KARAMAN

Doğum Yeri ve Tarihi: MALATYA 05/04/1995

Adres: TOPRAKTEPR MAHALLESİ TOPRAKTEPE SOKAK
NO:6/2 YEŞİLYURT MALATYA

E-Posta: deryakaraman@ktu.edu.tr

Lisans: İnönü Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine
Mühendisliği Bölümü (2012- 2016)

Yüksek Lisans: İnönü Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine
Mühendisliği Bölümü İmalat ve Konstrüksiyon Ana Bilim
Dalı (2016-)

Yayın Listesi:

Ali Kemal Aslan, **Derya KARAMAN**, Erkan BAHÇE, Neşe ÇAKIR, Caner Cengiz TURAN, “Investigation of the Surface Roughness of the Retrieved Total Knee Implants”, 8th International Advanced Technologies Symposium, IATS 2017/Elazığ, 3392-3398 (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)

Mehmet Sami GÜLER, Erkan BAHÇE, **Derya KARAMAN** “Creation Of 3d Cad Model Of Femoral Component Using Reverse Engineering And Manufacturing With Rapid Prototyping, 1. Uluslararası Teknoloji Bilimleri Ve Tasarım Sempozyumu, 2018/Giresun (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)

Derya KARAMAN, Erkan BAHÇE, Hakan GÜNDÜZ, Hacı Bayram KARADAĞ “Bezier Eğriler Yardımıyla Lateral Femoral Kondil Ve Femur Protezinin Eğriliklerinin Karşılaştırılması”, 1st International Engineering And Technology Symposium, 2018/ Batman, 30-33 (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)

Cihan ÖZEL, Erkan BAHÇE, **Derya KARAMAN** “Sikloidal Dişlilerin Cnc Freze Tezgâhlarında Taşlanma Olanaklarının İncelenmesi”, 1st International Engineering And Technology Symposium, 2018/ Batman, 256-259 (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)

Erkan BAHÇE, **Derya KARAMAN**, Mehmet Sami GÜLER, “Cam Elyaf Takviyeli Polimer Kompozit Levhaların Delinmesinde Oluşan Delaminasyona Deney Parametrelerinin Etkisinin İncelenmesi”, 1st International Engineering And

Technology Symposium, 2018/ Batman, 115-119 (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)

Cihan ÖZEL, Erkan BAHÇE, **Derya KARAMAN** “A Different Approach for Manufacturing of Bevel Gears with End Mill on CNC Milling Machine”, International Conference On Innovative Engineering Applications, 2018/ Sivas, 437-444 (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)

Erkan BAHÇE, **Derya KARAMAN**, Burak ÖZDEMİR, Hakan GÜNDÜZ “Detection of People According To Face Expressions Using Bezier Curves”, Cilicia International Symposium on Engineering and Technology (CISSET), 2018/ Mersin, 53-56 (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)

Erkan BAHÇE, Mehmet Sami GÜLER, **Derya KARAMAN**, Cihan ÖZEL, “Investigation of The Effect of Experimental Parameters on Delamination of Glass Fiber Reinforced Polymer Composite Plate”, Cilicia International Symposium on Engineering and Technology (CISSET), 2018/ Mersin, 179-183 (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)