

T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DİZ PROTEZİ AŞINMA SİMÜLATÖRÜ TASARIM VE İMALATI

Ender EMİR

YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

TEMMUZ 2018

Tezin Başlığı: Diz Protezi Aşınma Test Simülatörü Tasarım ve İmalatı

Tezi Hazırlayan: Ender EMİR

Sınav Tarihi: 02/07/2018

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

Sınav Jüri Üyeleri

Tez danışmanı:

Dr. Öğr. Üyesi Erkan BAHÇE

İnönü Üniversitesi

Doç. Dr. Oğuz YAKUT

Fırat Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi A. Fatih KOCAMAZ

İnönü Üniversitesi

Prof Dr. Halil İbrahim ADIGÜZEL

Enstitü Müdürü

ONUR SÖZÜ

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “Diz Protezi Aşınma Simülatörü Tasarım ve İmalatı” 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.

Ender EMİR

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

DİZ PROTEZİ AŞINMA SİMÜLATÖRÜ TASARIM VE İMALATI

Ender EMİR

İnönü Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

146+xvi sayfa

2018

Danışman : Dr. Öğr. Üyesi. Dr. Erkan BAHÇE

Günümüzde bireylerin diz eklemde meydana gelen başta kıkırdak yapısı olmak üzere, trafik kazaları ve spor yaralanmaları sonucunda cerrahi operasyonlarda diz eklem protezleri yoğun olarak kullanılmaktadır. Ancak kullanılan diz protezlerinin ömürleri tam olarak bilinmemektedir. Bu nedenle de diz simülatörlerine ihtiyaç duyulmaktadır.

Bu çalışmada kullanım esnasında diz eklem protez bileşenlerinden biri olan UHMWPE (yüksek moleküler yoğunluklu ultra hafif polietilen) bileşeninde meydana gelen hata durumlarının gözlemlenebilmesi için diz hareketlerini taklit edebilen diz simülatörünün tasarım ve imalatı gerçekleştirilmiştir. Tasarım ISO 14243 standartında belirtilen hareket varyasyonlarını uygulayabilecek şekilde yapılmıştır. Çalışmada CAD ortamında modellenen parçaların talaşlı imalat tezgâhlarında üretimi yapıldı. Daha sonra üretilen parçaların montaj edilme aşaması tamamlandıktan sonra kullanılan motorlar için PLC ile kontrol çalışmaları gerçekleştirildi. Çalışmanın son aşamasında ise 100×10^3 , 200×10^3 ve 300×10^3 olmak üzere üç farklı çevrim sayısında testler gerçekleştirildi ve testler sonucunda numuneden mikroskop görüntüleri ve yüzey pürüzlülük ölçümleri alındı.

Çalışma sonucunda servo motorların esas alınan değerden maksimum %1'lik bir sapma payı ile konumlarını sağladıkları görüldü. Kullanılan lineer aktüatörlerin

hassas bir şekilde hareket edememesinden dolayı standart değerlerinin yerine limit switchler ile belirlenen mesafeler ile motorlar çalıştırıldı. Eksenel kuvvet için kullanılan motor 800 N yük ve ne/arkaya hareketi için kullanılan motor ise maksimum 5.2 mm strok mesafesinde çalıştırıldı. Ayrıca testler sonucunda alınan mikroskop görüntülerinde çevrim sayısının artması ile yüzeyde oluşan kusurlarda ve yüzey pürüzlülüğünde artış meydana geldiği görülmüştür.

ANAHTAR KELİMELELER: Diz protezi, Diz simülatörü, Aşınma

ABSTRACT

Master Thesis

DESIGN AND MANUFACTURE OF KNEE PROSTHESIS WEAR SIMULATOR

Ender EMİR

Inonu University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Mechanical Engineering

146+xvi pages

2018

Supervisor: Dr. Lecturer Erkan BAHÇE

Nowadays, knee joint prostheses are used extensively in surgical operations as a result of traffic accidents and sports injuries, especially the cartilage structure that occurs in the knee joints of individuals. However, the life span of the used knee prosthesis is unknown. For this reason, knee simulators are needed.

In this study, the design and manufacture of a knee simulator, which can simulate knee movements in order to observe erroneous conditions in the UHMWPE (ultra high molecular weight polyethylene) component, which is one of the knee joint prosthetic components during use, has been realized. The design was implemented so as to be able to apply the motion variations specified in the ISO 14243 standard. In the study, the parts modeled in the CAD environment were produced on the machining machines. After completing the assembly phase of the produced parts, control works were carried out with PLC for the used motors. In the final phase of the work, three different cycle counts were performed, 100×10^3 , 200×10^3 and 300×10^3 and microscope images and surface roughness measurements were taken from the sample as a result of the tests.

As a result of the study, it was seen that the servomotors provided their positions with a maximum deviation of 1% from the baseline value. Since the linear actuators used can not move sensitively, the distances and motors determined by the limit

switches are used instead of the standard values. The motor used for axial force was operated at 800 N load and the motor used for anterior / posterior movement was operated at the maximum stroke of 5.2 mm. In addition, as a result of the tests, it was seen that the increase in the number of cycles in the resulting microscope images led to an increase in surface defects and surface roughness.

KEYWORDS: Knee prosthesis, Knee simulator, Wear

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın her aşamasında yardım, öneri ve desteğini esirgmeden beni yönlendiren danışman hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Erkan BAHÇE'ye,

Elektronik ve yazılımsal konulardaki yardımlarından dolayı Doç. Dr. Oğuz YAKUT ve Öğr. Gör. Serhat AKSUNGUR hocalarıma,

Atölye çalışmalarında katkılarından dolayı Sayın Ümit ATEŞ'e,

Üretim aşamasında desteklerinden dolayı OTTOMAN (OTİMED) Grup İmplant'a,

FYL-2018-1194 nolu proje ile desteklerinden dolayı İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne

teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ONUR SÖZÜ	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	vi
TEŞEKKÜR	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ	xii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xvi
1. GİRİŞ	1
1.1. Diz Eklem Anatomisi ile İlgili Genel Bilgiler	3
1.1.1. İnsan Vücudunun Hareket Düzlemleri	3
1.1.2. Tibial / Femoral Eklem	4
1.1.3. Diz Eklem Kemik Yapısı	5
1.1.4. Eklem Kıkırdağı (Menisküsler)	7
1.1.5. Diz Bağları (Ligament)	7
1.1.6. Diz Kasları	8
1.2. Diz Eklemine Kinematiği (Biyomekaniği)	10
1.3. Diz Eklem Hastalıkları	14
1.4. Diz Eklem Protezi	15
1.4.1. Total Diz Eklem Protezi Çeşitleri	16
1.5. Diz Eklem Protez Ameliyatları	19
1.6. Çalışmanın Önemi	20
1.7. Çalışmanın Organizasyon Şeması	21
2. LİTERATÜR ÖZETİ	22
2.1. ISO 14243 Test Standartı	23
2.1.1. ISO 14243 Standart Test İlkeleri	23
2.1.2. ISO 14243 Standartı Yük / Yer Değiştirme Eğrileri	25
2.3. Diz Simülatör Çalışmaları	28
2.4. Aşınma Mekanizmaları	39
2.4.1. UHMWPE Aşınması	42
2.5. Çalışmanın Literatürden Farklılığı	43
3. MATERYAL VE YÖNTEM	44
3.1. Materyal	44
3.1.1. Servo Mekanizmalar	44
3.1.2. PLC Sistemleri	49

3.1.3.	Lineer Motor (Aktüatör) Mekanizmaları	50
3.1.4.	Motor Sürücüleri.....	52
3.1.5.	Limit Switch.....	53
3.1.6.	Endüktif Sensör.....	53
3.1.7.	Güç Kaynağı (SMPS)	54
3.2.	Yöntem.....	55
3.2.1.	Diz Simülatör Tasarımı	55
3.2.2.	Diz Simülatör İmalatı.....	67
3.2.3.	Motor Güç Hesabı.....	75
3.2.4.	Motor Kontrolü	88
3.2.4.1.	Servo Sürücü Parametrelerinin Ayarlanması	89
3.2.4.2.	Servo Motor Kontrolü.....	90
3.2.4.3.	Lineer Aktüatör Kontrolü.....	94
3.2.5.	Maliyet Analizi	95
4.	ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA	96
4.1.	DeneySEL Parametrelerin Test Edilmesi	96
4.2.	Yüzey Kusurları	99
4.3.	Yüzey Pürüzlülüğü.....	100
5.	SONUÇ VE ÖNERİLER	102
6.	KAYNAKLAR	103
	EKLER.....	107
	ÖZGEÇMİŞ	145

SİMGELER VE KISALTMALAR

w	Açısal hız (rad/s)
A/P	Anterior/Posterior
$^{\circ}$	Derece
γ	Eğim açısı
P_t	Eğimi yenmek için gerekli olan motor gücü (W)
$F_{yük}$	Eksenel kuvvet (N)
s	Emniyet katsayısı
T_n	Hareketin n. bölümündeki yük torku (N.m)
t_n	Hareketin n. bölümünün süresi (sn)
ISO	International Organization for Standardization
kg	Kilogram
m	Metre
P_t	Motor gücü (W)
N	Newton
Pa	Pascal
a	Sistemin ivmesi (rad/sn ²)
J	Sistemin toplam atalet momenti (kgm ²)
F_s	Sürtünme kuvveti (N)
P_s	Sürtünme kuvvetini yenmek için gerekli olan motor gücü (W)
r	Sürtünme kuvvetinin oluştuğu noktanın dönme merkezine olan uzaklığı (m)
M_s	Sürtünme momenti
F_t	Teğetsel kuvvet (N)
T_{rms}	Tepe tork değeri (N.m)
%	Yüzde
μ	Yüzeyler arası sürtünme katsayısı

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1.	Eklem kırırdağında meydana gelen hasarın görünümü.....	1
Şekil 1.2.	Aşınmış diz eklem protezi	2
Şekil 1.3.	İnsan anatomisinde hareket düzlemleri ve eksenleri	4
Şekil 1.4.	Tibial / Femoral eklem.....	5
Şekil 1.5.	Femur kemiğinin alttan görünüşü	6
Şekil 1.6.	Tibia kemiği üstten görünüşü	6
Şekil 1.7.	Eklem kırırdağının (menisküs) genel görünüşü	7
Şekil 1.8.	Diz bağlarının genel görünüşü.....	8
Şekil 1.9.	Kuadriseps femoris kası (Üst bacak kasları).....	9
Şekil 1.10.	Hamstring kasları (Arka bacak kasları)	9
Şekil 1.11.	Diz eklem hareket çiftleri	11
Şekil 1.12.	Anlık dönme merkezi ve J şekli.....	11
Şekil 1.13.	Diz eklemde dört bar sistemi	12
Şekil 1.14.	Femoral geri çekilme (roll back) hareketi.....	13
Şekil 1.16.	Diz eklemi alt üyelerin aksları	13
Şekil 1.17.	Diz eklem protez bileşenleri	15
Şekil 1.18.	Diz eklem protez çeşitleri	16
Şekil 1.19.	Bağ koruyan (mobil) diz eklem protezi	17
Şekil 1.20.	Bağ kesen (sabit) diz eklem protezi.....	17
Şekil 1.21.	Tek bölümlü diz eklem protezi	18
Şekil 1.22.	İki bölümlü diz eklem protezi.....	18
Şekil 1.23.	Üç bölümlü diz eklem protezi.....	19
Şekil 1.24.	Çift taraflı diz protez uygulaması	20
Şekil 1.25.	Tek taraflı diz protez uygulaması	20
Şekil 1.26.	Organizasyon şeması	21
Şekil 2.1.	Literatür şeması.....	22
Şekil 2.2.	ISO 14243 standartı hareket varyasyonları	24
Şekil 2.3.	Test örnek yapılanması	24
Şekil 2.4.	ISO 14243 standartı aksenal kuvvet eğrisi.....	25
Şekil 2.5.	ISO 14243 standartı bükülme (flexion) eğrisi	25
Şekil 2.6.	ISO 14243 standartı tibial dönme eğrisi	26
Şekil 2.7.	ISO 14243 standartı tibial dönme tork eğrisi.....	26
Şekil 2.8.	ISO 14243 standartı öne/arkaya hareketin kuvvet eğrisi	27
Şekil 2.9.	ISO 14243 standartı öne/arkaya hareketin yer değiştirme eğrisi	27
Şekil 2.10.	Öne/Arkaya hareketini sönmüleyici diz simülatörü	28

Şekil 2.11.	Yük ve deplasman modunda çalışabilen diz simülatörü	29
Şekil 2.12.	Tibial dönme hareketinin yay ile sınırlandırılması	29
Şekil 2.13.	AMTI ADL diz eklem simülatörü	30
Şekil 2.14.	AMTI ADL diz eklem simülatörü	30
Şekil 2.15.	Instron-Biolups diz simülatörü	31
Şekil 2.16.	Bükülme esnasında dört başlı kas kuvvet değişim ölçüm cihazı	32
Şekil 2.17.	Çift eksenli temas hatlı diz simülatörü	32
Şekil 2.18.	Merdiven çıkma hareketi için tasarlanmış diz simülatörü	33
Şekil 2.19.	Altı eksenli diz simülatörü	34
Şekil 2.20.	EndoLab diz eklem simülatörü	34
Şekil 2.21.	Instron-Stanmore dört istasyonlu diz simülatörü	35
Şekil 2.22.	Instron-Stanmore diz simülatörü iç yapısı	35
Şekil 2.23.	Kansas diz eklem simülatörü	36
Şekil 2.24.	Cleveland Klinik diz eklem simülatörü	37
Şekil 2.25.	Diz eklemi mekanik darbe simülatörü	38
Şekil 2.26.	Diz protezleri için basma deney düzeneği	38
Şekil 2.27.	Aşınma türleri	39
Şekil 2.28.	Adhezif aşınma oluşumu	39
Şekil 2.29.	Abrasif aşınma oluşumu	40
Şekil 2.30.	Yorulma aşınması oluşumu	41
Şekil 2.31.	Korozif aşınma oluşumu	41
Şekil 2.32.	Aşınmış UHMWPE numunesi	42
Şekil 3.1.	Bası yayı	44
Şekil 3.2.	Servo motor kesiti	45
Şekil 3.3.	İki fazlı servo motor çalışma prensibi	46
Şekil 3.4.	Sincap kafesli sargı	46
Şekil 3.5.	DC servo motor içyapısı	47
Şekil 3.6.	Rotorun dönme hareketi	47
Şekil 3.7.	Bükülme hareketi için kullanılan AC servo motor	48
Şekil 3.8.	Tibial dönme hareketi için kullanılan AC servo motor	48
Şekil 3.9.	PLC program işleme mantığı	49
Şekil 3.10.	PLC	49
Şekil 3.11.	Lineer aktüatör mekanizması	50
Şekil 3.12.	24V lineer aktüatör	51
Şekil 3.13.	12V lineer aktüatör	51
Şekil 3.14.	Servo motor sürücüsü	52
Şekil 3.15.	Limit switch	53

Şekil 3.16.	Endüktif sensör	53
Şekil 3.17.	Endüktif sensör içyapısı.....	54
Şekil 3.18.	Güç kaynağı	54
Şekil 3.19.	Burçlu kızak	55
Şekil 3.20.	Öne/Arkaya hareketi için kullanılan lineer aktüatör CAD modeli	55
Şekil 3.21.	Öne ve Arkaya hareket sisteminin CAD ortamındaki montaj hali	56
Şekil 3.22.	Bükülme hareketi için kullanılan servo motor.....	56
Şekil 3.23.	Kamalı mil	57
Şekil 3.24.	UCP rulman CAD modeli.....	57
Şekil 3.25.	Bükülme hareket sisteminin CAD ortamındaki montaj hali	58
Şekil 3.26.	Eksenel kuvvet için kullanılan lineer aktüatör CAD modeli	58
Şekil 3.27.	Eksenel kuvvet hareketli parça	59
Şekil 3.28.	Eksenel kuvvet sabit parça.....	59
Şekil 3.29.	Bası yayı	60
Şekil 3.30.	Lineer aktüatör bağlantı aparatı	60
Şekil 3.31.	Eksenel kuvvet için piston tasarımı	61
Şekil 3.32.	Eksenel kuvvet uygulama sisteminin CAD ortamındaki montaj hali	61
Şekil 3.33.	Tibial dönme hareketi için dişli tasarımı	62
Şekil 3.34.	Tibial dönme hareketi için karşılık dişlisi tasarımı.....	62
Şekil 3.35.	Tibial dönme hareketi montaj görüntüsü	63
Şekil 3.36.	Femur bileşeni beşgen formu.....	63
Şekil 3.37.	Femur bileşeni ve tutucu kalıp montajı.....	64
Şekil 3.38.	Tibia bileşen kısımları	64
Şekil 3.39.	5 Numara tibia bileşen kalıbı	65
Şekil 3.40.	Bükülme ve öne/arkaya hareketi için tasarlanan sistemin CAD ortamındaki montaj görüntüsü	65
Şekil 3.41.	Eksenel kuvvet ve tibial dönme hareketi için tasarlanan sistemin CAD ortamındaki montaj görüntüsü	66
Şekil 3.42.	Genel montaj görüntüsü.....	66
Şekil 3.43.	Burçlu kızak hareketli parça imalatı	67
Şekil 3.44.	Burçlu kızak yatak imalatı	67
Şekil 3.45.	Burçlu kızak montaj görüntüsü.....	68
Şekil 3.46.	Öne/arkaya hareketi için sistemin montaj görüntüsü.....	68
Şekil 3.47.	Servo motor için bağlantı flanş üretimi	69
Şekil 3.48.	Femur tutucu kalıp üretimi	69
Şekil 3.49.	Eksenel kuvvet mil yatağının talaşlı imalatı	70
Şekil 3.50.	Eksenel kuvvet milinin talaşlı imalatı.....	70
Şekil 3.51.	Eksenel kuvvet bağlantı pistonu	71

Şekil 3.52.	Lineer aktüatör ile yay bağlantı parçası	71
Şekil 3.53.	Eksenel kuvvet mil yatak tablası imalatı	72
Şekil 3.54.	Tibia bileşeni için kalıp üretimi	72
Şekil 3.55.	Hareketli parça düz dişli açımı	73
Şekil 3.56.	Tibial dönme karşılık dişlisi açımı.....	73
Şekil 3.57.	Genel üretim resmi.....	74
Şekil 3.58.	Femur-insert bileşenleri arasındaki hareket durumları	75
Şekil 3.59.	Sürtünme noktalarının dönme merkezine olan uzaklığı (5 numara insert için)	76
Şekil 3.60.	İnsert bileşenindeki eğimin gösterimi (5 numara insert bileşeni için).....	78
Şekil 3.61.	Femur dönme merkezinin sürtünme yüzeyine olan uzaklığı	79
Şekil 3.62.	Farklı geometrilerdeki şekillerin atalet momentleri	81
Şekil 3.63.	Atalet momenti hesabı için geometrinin üç ayrı bölgeye ayrılması.....	82
Şekil 3.64.	Motor mili ile dönme eksenini arasındaki yatay mesafe.....	83
Şekil 3.65.	Açık çevrim kontrol sistemi	88
Şekil 3.66.	Kapalı çevrim kontrol sistemi	88
Şekil 3.67.	PLC giriş ayar ekranı	90
Şekil 3.68.	PLC-pc bağlantı ayarları.....	90
Şekil 3.69.	HSPSO komut uygulaması	91
Şekil 3.70.	HSPSO komutu ile giriş ve çıkış bölümlerinin belirlenmesi	91
Şekil 3.71.	Servo program tablosu oluşturma	92
Şekil 3.72.	PLC çıkış bölümünün belirlenmesi.....	92
Şekil 3.73.	PLC durum izleme sayfası.....	93
Şekil 3.74.	PLC ile lineer aktüatörün kontrolü	94
Şekil 4.1.	Tibial dönme hareketinin standart değerlerinden sapma miktarı.....	96
Şekil 4.2.	Bükülme hareketinin standart değerlerinden sapma miktarı.....	97
Şekil 4.3.	Farklı çevrim sayıları sonucunda UHMWPE numunesi üzerinden alınan mikroskop görüntüleri.....	99
Şekil 4.4.	Lateral bölgeden alınan ortalama pürüzlülük değerleri	101
Şekil 4.5.	Medial bölgeden alınan ortalama pürüzlülük değerleri	101

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 1.1.	Diz eklem protezlerinde karşılaşılan problemler	2
Çizelge 1.2.	Diz eklem hastalıkları ve oluşma sebebi	14
Çizelge 1.3.	Diz eklem protez malzemelerinin mekanik özellikleri	16
Çizelge 3.1.	PLC teknik özellikleri	50
Çizelge 3.2.	24V lineer aktüatör teknik özellikleri	51
Çizelge 3.3.	12V lineer aktüatör teknik özellikleri	52
Çizelge 3.4.	AC Servo sürücü parametre tablosu	89
Çizelge 3.5.	Malzeme fiyat listesi	95
Çizelge 4.1.	Test parametreleri	98

1. GİRİŞ

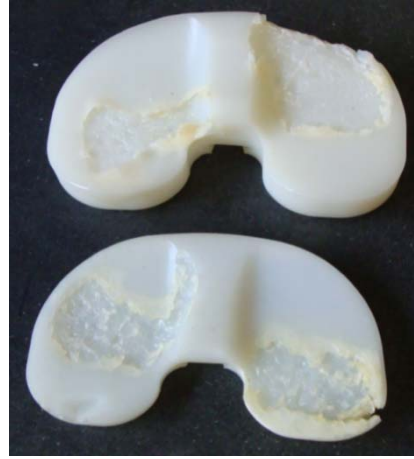
Diz eklemi bireylerin günlük aktivitelerini sürdürmelerinde önemli yere sahip bir anatomik yapıdır. Vücudun en büyük eklemi olma özelliğini taşıyan diz eklemi vücut ağırlığı başta olmak üzere, günlük aktivitelere bağlı olarak dinamik kuvvetlere maruz kalmaktadır. Etkisi altında kaldığı kuvvetler sonucunda belli bir süre sonra diz eklemde problemler meydana gelmektedir. Bu problemlerin en başında diz eklemının birbiri ile uyumlu bir şekilde hareket etmesine yardımcı olan eklem kıkırdağının yapısının eski özelliğini yitirmesi gelmektedir (Şekil 1.1). Eklem kıkırdağındaki bu işlev kaybı sonucunda kemik yüzeyleri birbirini aşındırmaya başlamaktadır. Kemik yüzeylerinde ki aşınma ile birlikte diz eklemi eski işlevini yitirir ve bireylerde yürüme kaybına kadar giden problemler ortaya çıkmaktadır. Bu problemlerin giderilebilmesi için hasar görmüş eklem yerine; eklemın geometrik yapısını taklit edecek şekilde tasarlanmış, biyouyumluluğu yüksek, metal ve polietilen malzemelerinden imal edilmiş diz eklem protezleri kullanılmaktadır.



Şekil 1.1. Eklem kıkırdağında meydana gelen hasarın görünümü

Dünyada yaklaşık olarak yılda bir milyona yakın sayıda diz protez ameliyatı gerçekleştirilmektedir [1]. İyi bir cerrahi müdahale ile diz protezlerinin ömrü yaklaşık olarak 10 ile 12 yıl arasında değişiklik göstermektedir. Ancak beklenmedik durumlar sonucunda bu süre kısalmaktadır. Bu duruma yol açan belli başlı sebepler

vardır. Yaygın olarak karşılaşılan sorunlar UHMWPE (yüksek moleküler yoğunluklu ultra hafif polietilen) malzemesindeki meydana gelen erken aşınmalar (Şekil 1.2) başta olmak üzere Çizelge 1.1’de verilmiş olan hata mekanizmaları nedeniyle oluşan sorunlardır. Protez kullanım ömründe meydana gelen bu azalma ile kişiye ikinci bir cerrahi müdahale ile revizyon ameliyatı adı verilen protez değişim ameliyatı yapılır. Ancak yapılan bu revizyon ameliyatında kullanılan protezin ömrü ilk kullanılan protez ömrü kadar uzun olmamaktadır.



Şekil 1.2. Aşınmış diz eklem protezi

Çizelge 1.1. Diz eklem protezlerinde karşılaşılan problemler

Hata Mekanizması	Hastalarda Görülme Oranı (%)		Hastalarda Genel Görülme Oranı (%)
	DEP erken revizyonu	DEP geç revizyonu	
Polietilen Aşınması	11.8	44.4	25
Gevşeme	16.9	34.4	24.1
Dengesizlik	21.2	22.2	21.2
Enfeksiyon	25.4	7.8	17.5
Arthrobrosis	16.9	12.2	14.6
Yerinden Çıkma	11.9	12.2	11.8
Diğer Nedenler	19	10	13.8

(*DEP: Diz Eklem Protezi)

Günümüzde teknolojik gelişmelerin artması ile birlikte medikal alanında yapılan çalışmalarda giderek artmaktadır. Bu çalışmaların yoğun olarak medikal cihazlar üzerine yapıldığı bilinmektedir. Çalışmalardan en dikkat çeken diz eklem protezlerinin Çizelge 1.1’de verilen hata mekanizmalarının ortaya çıkma

durumlarının gözlemlenebilmesi için geliştirilen diz simülatörleridir. Ülkemizde kullanımı çok yaygın olmayan diz simülatörleri çoğunlukla yurtdışında yapılan çalışmalar ile geliştirilmektedir. Bu durum sonucunda da protez üretimi gerçekleştiren firmalar ürünlerinin uygunluğunu test ettirebilmek için yurt dışını tercih etmek zorunda kalmaktadırlar.

Sonuç olarak kullanılacak protezde oluşacak hata mekanizmalarını cerrahi müdahale öncesinde net bir şekilde anlaşılması gerekmektedir. Bu durum için de diz eklem hareketlerini taklit eden diz simülatörlerine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu simülatörlerin uzun süreli kullanımı, belirli hasta aktivitelerini taklit etmesi amaçlanan standartlaştırılmış çalışma döngüleri kullanılarak başta zaman içinde biyomateryal aşınma oranlarının ölçülmesini mümkün kılmakta ve diğer hata mekanizmalarının kullanım öncesinde tahmin edilebilmesine olanak sağlamaktadır.

Bu çalışmada da ISO 14243 standartlarında belirtilen test şartlarına göre diz protezi aşınma simülatörünün tasarımı ve imalatı gerçekleştirilip, protezlerin üretim sonrasında kullanım ömürlerinin yaklaşık olarak belirlenebilmesi, oluşan hata mekanizmalarının ortaya çıkarılmasına olanak sağlayabilecek sistemin tasarım ve imalatının yapılması amaçlanmaktadır.

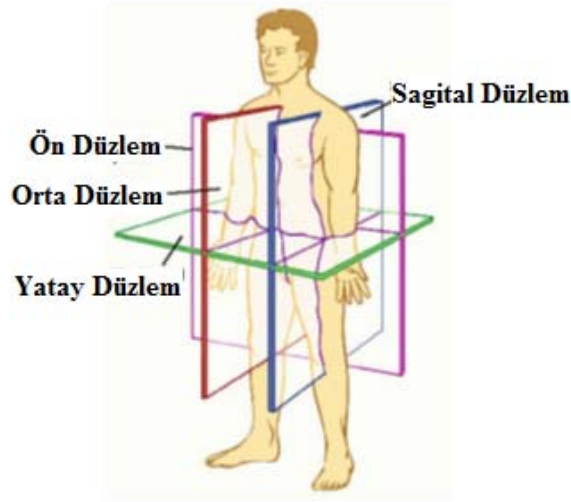
1.1. Diz Eklem Anatomisi ile İlgili Genel Bilgiler

İnsan vücudunun en büyük ve karmaşık yapıya sahip olan diz eklemi bireylerin günlük yaşantılarını sürdürebilmelerinde önemli bir yere sahiptir. Yapısı gereği yüksek derecede esneklik sağlamaktadır [2]. Bu bölümde de dizin karmaşık yapısının rahat bir şekilde anlaşılabilmesi adına kısa bir şekilde bilgi verilmiştir.

1.1.1. İnsan Vücudunun Hareket Düzlemleri

İnsan vücudu anatomik yapısı gereği farklı yönlerde hareket etme yeteneğine sahiptir. Vücudun farklı yönlerdeki hareketleri sonucunda da Şekil 1.3’de gösterildiği gibi farklı hareket düzlemleri tanımlanmaktadır. Bu düzlemler ön ve arka (frontal), sagittal, yatay (horizontal), ve orta (medyan) düzlem olarak adlandırılmaktadır [2].

- **Orta (Medyan) Düzlem:** Vücudu sağ ve sol olmak üzere iki ayrı bölgeye ayıran düzlemdir.
- **Sagital Düzlem:** Orta düzleme belli bir mesafede paralel olarak uzanan düzlemdir.
- **Ön ve Arka (Frontal) Düzlem:** Orta ve sagital düzleme dik uzanan, vücudu ön ve arka olmak üzere iki ayrı bölgeye ayıran düzlemdir.
- **Yatay (Horizontal) Düzlem:** Orta, sagital ve ön düzleme dik olarak uzanan ve vücudu alt ve üst olmak üzere iki ayrı bölgeye ayıran düzlemdir.



Şekil 1.3. İnsan anatomisinde hareket düzlemleri ve eksenleri [3]

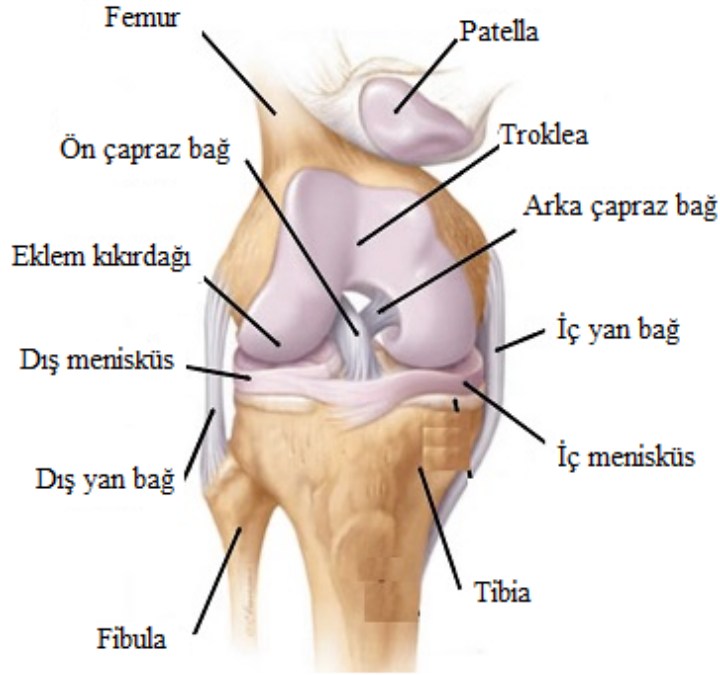
1.1.2. Tibial / Femoral Eklem

Diz eklemi Şekil 1.4’de görüldüğü gibi farklı anatomik yapılara sahip bir eklemdir. Kendi içerisinde kaslar, diz bağları, eklem kıkırdağı gibi farklı yapıları barındırır. Diz eklemi kendi içerisinde iki ayrı eklemden oluşmaktadır [2]. Bu eklemler patellofemoral ve tibiofemoral eklemdir.

Patellofemoral eklem konum itibari ile dizin üst kısmında yer alır. Bu eklem kendi içerisinde iki kısma ayrılır. Bunlar uyluk kemiği olarak bilinen femur kemiği ve diz kapağı olarak bilinen patelladır. Bu eklemin iki önemli görevi bulunmaktadır [2]. Bu görevlerden birincisi kişinin ayakta durduğu esnada veya hareket halinde iken vücut ağırlığından dolayı sürekli olarak ön ve arka düzlemde hareket etmek isteğine karşı eklemin stabilitesini sağlamaktır. Diğer bir görevi ise ileriki

bölümlerde işlenecek olan dört başlı kas olarak adlandırılan kuadriseps tendonunun gergin bir şekilde durmasını sağlamaktır.

Tibiafemoral eklem ise tibia ve femur arasındaki bölgedir [2]. Bu eklemün alt üyesi olarak da fibula kemiği bulunur. Patellafemoral eklemden uzanan iç dış yan bağlar tibiafemoral eklem üzerinde konumlanır. Ayrıca diz eklemünün uyumlu bir şekilde hareketine olanak sağlayan eklem kıkırdakları da bu eklem üzerinde bulunur.

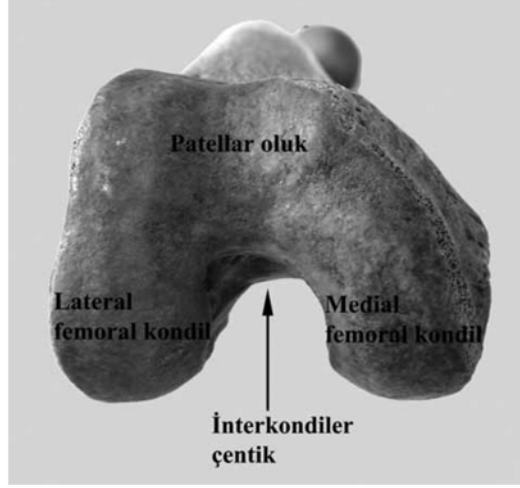


Şekil 1.4. Tibial / Femoral eklem

1.1.3. Diz Eklem Kemik Yapısı

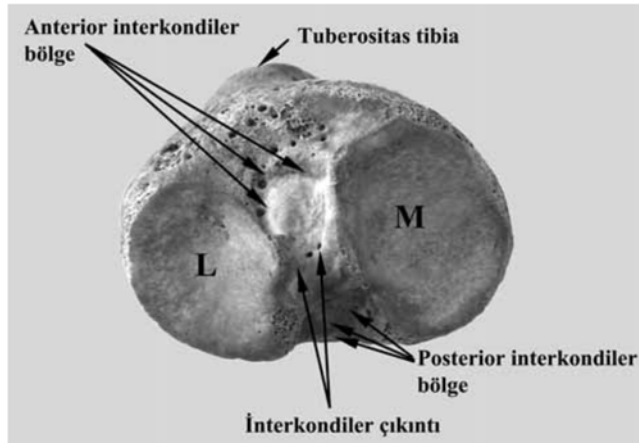
Vücut ağırlığı insan anatomisi gereği en fazla diz eklemlerine binmektedir. Bu nedenle de femur kemiği vücut ağırlığının büyük bir kısmını taşımasından dolayı vücuttaki en büyük ve en güçlü kemiktir [2].

Şekil 1.5’de görüldüğü gibi femur kemiğinin orta kısmında interkondiller çentik adı verilen bir bölge bulunmaktadır. Bu bölgenin sağında ve solunda lateral (yanal) kondil ve medial (orta) kondil adı verilen iki ayrı bölge bulunur. Bu kondiller eklem kıkırdağı üzerinde hareket eder. Ayrıca femur kemiğinde patellayı yönlendiren patellar oluk adı verilen bölge bulunmaktadır [2].



Şekil 1.5. Femur kemiğinin alttan görünüşü [4]

Tibia kemiği ise üst görünüş olarak Şekil 1.6’da verildiği gibidir. Tibia kemiğinin orta kısmında interkondiler çıkıntı olarak adlandırılan bir bölge bulunmaktadır. Bu bölge eklem kıkırdağının ve diz bağlarının bağlanmasını sağlar. Ayrıca tibiyanın üst yüzeyini lateral ve medial kondil olmak üzere iki ayrı kısma ayırır. Bu yapılar femur kondillerine hareket esnasında yatak görevi görür.



Şekil 1.6. Tibia kemiği üstten görünüşü [4]

1.1.4. Eklem Kıkırdağı (Menisküsler)

Eklem kıkırdağı bölge olarak Şekil 1.7’de görüldüğü gibi femur ve tibia kemiklerinin düzensiz forma sahip yüzeylerinin temas bölgeleri arasında yer alır. Bu iki kemiğin birbiri ile uyumlu bir şekilde hareket edebilmesine yardımcıdır. Femur ve tibia kemiğinin medial ve lateral olmak üzere ayrılmış karşılıklı iki bölgesinin üzerinde iç ve dış menisküs olarak adlandırılan C şeklinde görünüme sahip bir yapıdır (Şekil 1.7). Eklem kıkırdağı yapı olarak pürüzsüz ve yüksek elastik özelliklere sahip bir maddedir. Elastik özelliğinin yüksek olması kemik yüzeylerindeki aşınmayı en az seviyeye indirmekte, yüksek elastikiyet özelliği ise dize gelen ani darbelerde koruyucu bir görev üstlenmektedir [2].



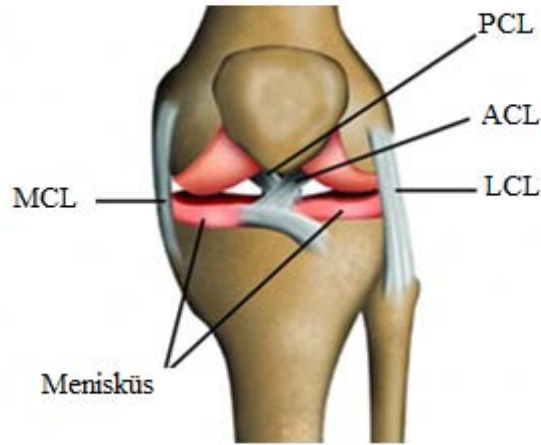
Şekil 1.7. Eklem kıkırdağının (menisküs) genel görünüşü

1.1.5. Diz Bağları (Ligament)

Diz eklemi 6 serbestlik dereceli bir yapıya sahiptir [5]. Bu nedenle de diz eklemine stabil bir şekilde hareket edebilmesi için eklem etrafında yardımcı yapılara ihtiyaç duyulmaktadır. Diz bağları da bu görevi yerine getirecek özellikteki en önemli yardımcı yapıdır [4].

Diz eklemine stabiliteyi (denge, kararlılık) sağlamak için dört temel bağ vardır. Bunlar ön çapraz bağ (ACL), arka çapraz bağ (PCL), iç yan bağ (MCL), dış yan bağ (LCL)'dir (Şekil 1.8).

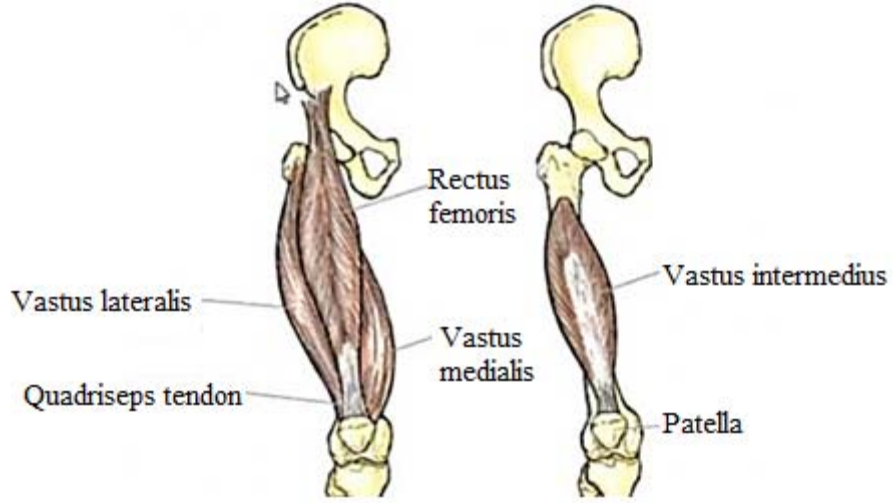
- **Ön Çapraz Bağ (ACL):** Tibia ile femur kemiği arasındaki bağlantıyı sağlayan bağlardan biri olan ön çapraz bağ tibia kemiğinin olabileceğinden fazla bir şekilde öne doğru yer değiştirmesini engelleyen bir yapıdır.
- **Arka Çapraz Bağ (PCL):** Yapı olarak ön çapraz bağ ile benzer şekildedir. Ön çapraz bağa ters yönde uzanır. Görev olarak ise tibia kemiğinin geriye doğru kaymasına engel olmaktır.
- **İç Yan Bağ (MCL):** Femur kemiğinin medial kısmı ile tibia kemiğinin medial kısmı arasındaki bağlantıyı sağlar. Yürüyüş esnasında dizin içe doğru eğilmesini engeller.
- **Dış Yan Bağ (LCL):** Femur kemiğinin lateral kısmı ile tibia kemiğinin lateral kısmı arasındaki bağlantıyı sağlar. Yürüyüş esnasında dizin dışa doğru eğilmesini engeller.



Şekil 1.8. Diz bağlarının genel görünüşü

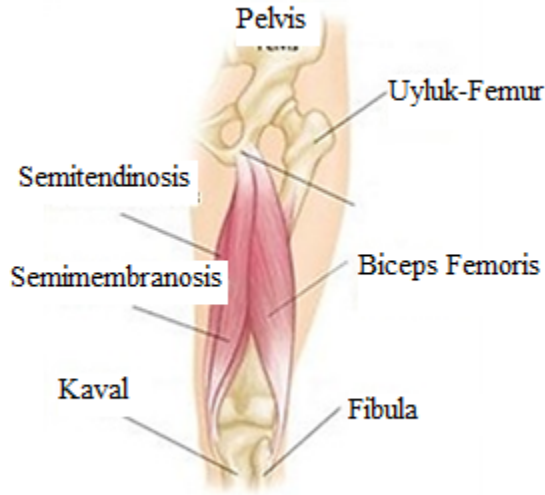
1.1.6. Diz Kasları

Dizde bulunan alt ekstremitelerin (üyelerin) hareketliliği pek çok farklı kasın işbirliği ile sağlanmaktadır [6]. Dizi yöneten iki ana grup kas vardır. Bunlar ön uyluğun 4 başlı kası (kuadriseps femoris kası) ve hamstring kaslarıdır [7]. Kuadriseps femoris (üst bacak) kası Şekil 1.9’da gösterildiği gibi kendi içerisinde 4 farklı noktadan oluşur. Bunlar rectus femoris, vastus intermedius, vastus medialis ve vastus lateralistir.



Şekil 1.9. Kuadriseps femoris kası (Üst bacak kasları)

İkinci kas grubu ise hamstring (arka bacak) kas grubudur. Bu kas grubu Şekil 1.10'da gösterildiği gibi kendi içerisinde üç farklı noktadan oluşmaktadır. Bunlar biceps femoris, semitendinosus ve semimembranosusdur [2]. Bu kas grubunun en önemli görevi tibia kemiğinin anterior konuma yani öne gelmesine engel olmak ve dizin bu konumu nedeniyle çapraz bağlara destek olmaktır [7].



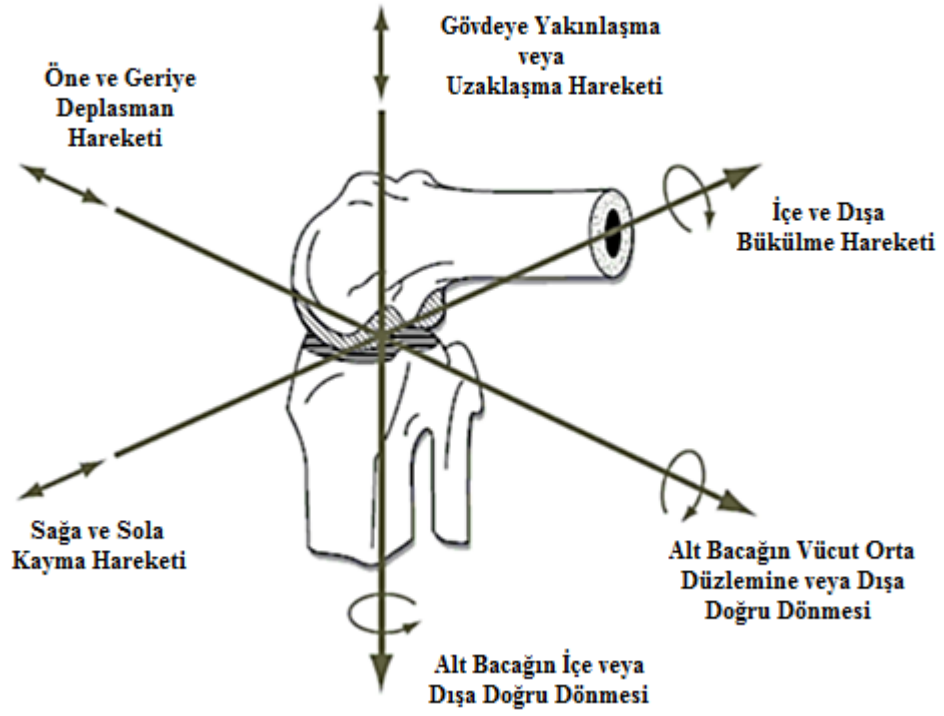
Şekil 1.10. Hamstring kasları (Arka bacak kasları)

1.2. Diz Eklemine Kinematiği (Biyomekaniği)

Diz eklemi biyomekaniğini anlamak bozulan diz eklem yapısı için oldukça önemlidir. Biyomekaniğin iyi bir Şekilde anlaşılması ile dizin yapabildiği hareket değerlerine en yakın Şekilde ulaşılabilir [8]. Diz eklemine karmaşık yapısı nedeniyle birden fazla hareket çiftini içerisinde barındırır. Bu hareketlere ortak eylemler ya da zıt hareketler çifti adı verilmektedir [2]. Şekil 1.11’de gösterilen bu hareket çiftleri kendi arasında üç rotasyon ve üç yer değerirme hareketi olarak ayrılmaktadır [9].

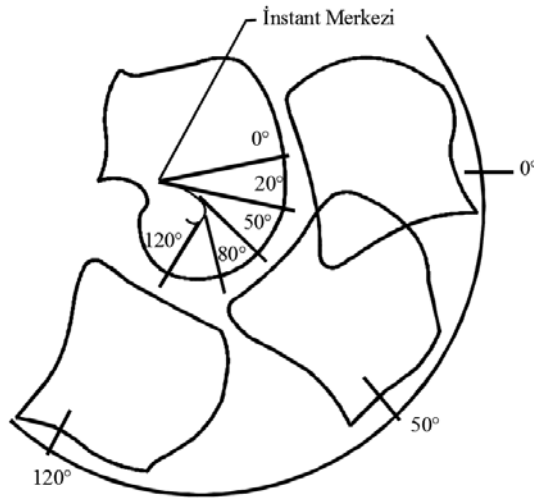
Dizin hareket esnasında meydana getirdiği hareketler Şu Şekildedir:

- İç-Dış boyuna eksen etrafında dönme: Dizin bükülmesi ile meydana gelen bir harekettir. Maksimum 25° - 30° arasındadır.
- Diz eklemine vücut orta düzlemine göre dönme veya dışa doğru dönme hareketi (Varus-valgus hareketi): Bazı fleksiyon durumlarının mevcut olması koşuluyla sagittal ekseninde 6° - 8° arasında dönme durumudur.
- Sağa ve sola kayma hareketi (Medial-lateral hareketi): Enine ekseninde femur kemiğinin hareketidir.
- Gövdeye yakınlama veya uzaklama hareketi (Proksimal–distal hareketi): Boyuna ekseninde eklemine sıkışmasına ve ya eklem yüzeylerinde uzaklamaya neden olur.
- İe ve dışa bükülme hareketi (Fleksiyon hareketi): n eksen etrafında bacağın sırasıyla düzeltilmesi ve bükülmesidir. Tibia ile femurun hayali uzantısı arasındaki açı fleksiyon açısı olarak tanımlanmaktadır [9].
- ne ve arkaya kayma hareketi (Anterior-posterior hareketi): Yatay düzlemde vücut ağlığı ve bükülme hareketleri sonucunda eklemine ne veya arkaya kayması durumudur.



Şekil 1.11. Diz eklem hareket çiftleri [9]

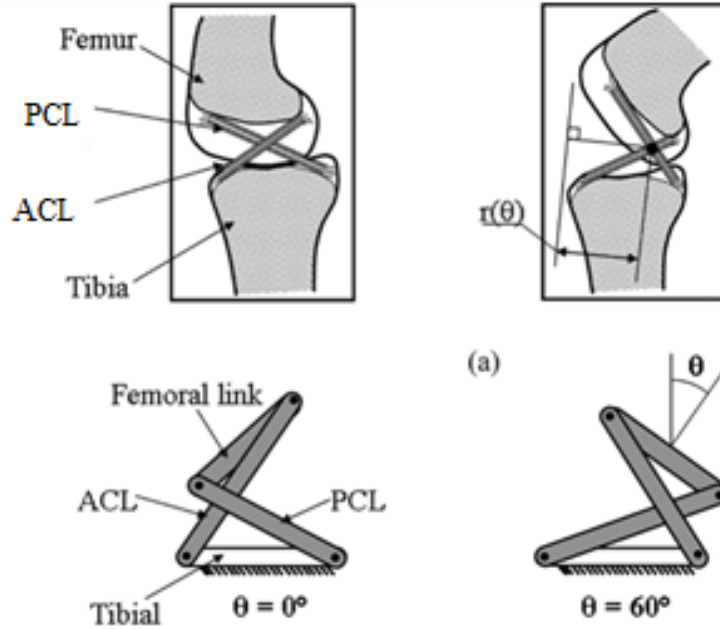
Dizin eklem yapısı makara veya menteşeye benzetmekle birlikte hareketi oldukça karmaşıktır. Normal yürüyüşte değişken yatay eksenlerde ve üç düzlemde hareket ortaya çıkar. Şekil 1.12’de görüldüğü gibi yatay düzlemdeki değişken eksenlere, anlık merkezler denir ve hareket bu merkezlerin çizdiği ‘J’ harfi şeklindeki çizgi üzerinde olur [8].



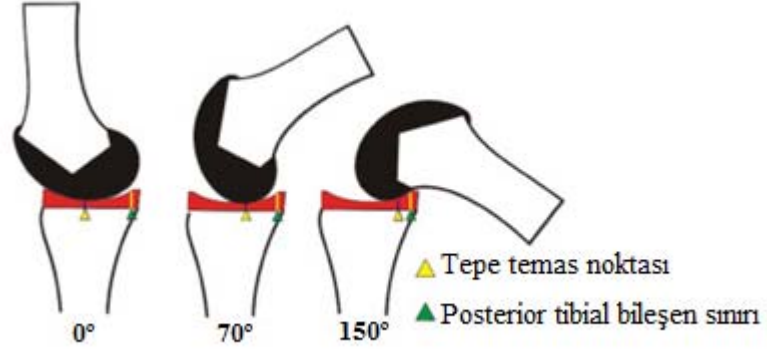
Şekil 1.12. Anlık dönme merkezi ve J şekli

Diz hareketlerinin limitleri statik ve dinamik dengeleyici yapılarla belirlenir. Statik yapılar, dört ana bağla birlikte kemik yapısı, kapsül ve menisküslerdir. Dinamik yapılar ise diz çevresi kasları ve tendonlardır.

Dizin bükülme hareketi, çapraz bağlar ve kemik yapı tarafından oluşturulan dört bar sistemi ile açıklanabilir [9]. Bu yapı, sabit olan çapraz bağ yapışma noktaları ve sabit bağ uzunluklarının oluşturduğu barlarla temsil edilir (Şekil 1.13). Dört bar prensibi, ön-arka çapraz bağların yapışma noktaları arasındaki uzaklıkların, dizin tüm hareket genişliğinde sabit kalması esasına dayalıdır ve dizin bükülme hareketinde diz rotasyon merkezinin arkaya doğru kaymasına neden olur (Şekil 1.14). Böylece diz, bükülme ile birlikte arkaya doğru kayma ve yuvarlanma hareketini yapar. Bu sırada tibia arka kısmı, bükülme hareketi esnasında femur arkasından kaçma olanağı bulur ve bükülmenin artmasına izin verir. Femur'un bu arkaya doğru kayma hareketine 'femoral roll back' (geri çekilme) adı verilir [9]. 0°den 90°ye olan bükülme hareketi sırasında femorotibial temas noktası 14 mm geriye doğru kayar [8]. Femoral geri çekilme, eklem hareket genişliğinin sağlanmasında rol oynar.

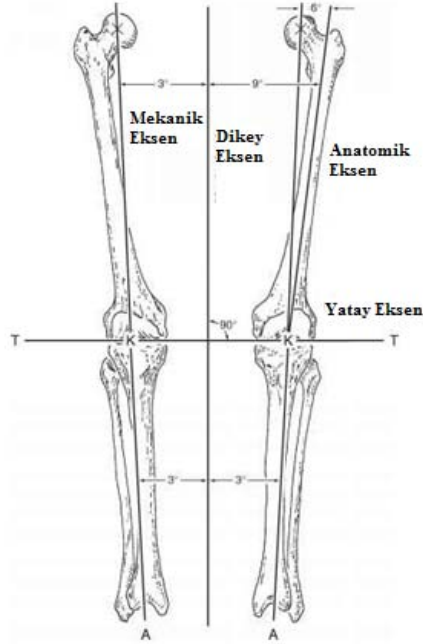


Şekil 1.13. Diz ekleminde dört bar sistemi



Şekil 1.14. Femoral geri çekilme (roll back) hareketi

Diz ekleminin mekaniği ile ilgili olarak işlenmesi gereken bir diğer konuda alt üye (ekstremité) akslarıdır. Bunlar mekanik aks, dikey aks ve anatomik aksdır (Şekil 1.16). Mekanik aks femur kemiğinin baş kısmından diz eklemlerinin birleşme noktasının tam ortasına veya belli bir miktar sağına doğru uzanıp ayak bileğinde son bulan bir çizgidir. Dikey aks ise bireyin ayakta durduğu esnada vücut yatay (transverse) düzlemi ile 90°'lik açı yapan çizgidir. Son olarak da anatomik aks olarak tanımlanan çizgi ise femur ve tibia kemiklerinin ortasından geçtiği kabul edilir.



Şekil 1.16. Diz eklemi alt üyelerin aksları

1.3. Diz Eklem Hastalıkları

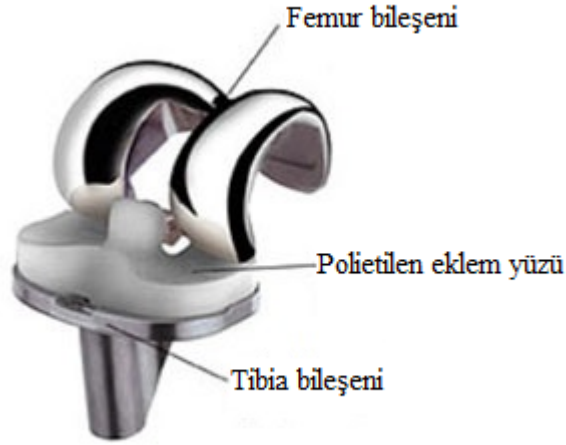
Diz eklemindeki yapıların birbiri ile uyum içerisinde çalışmasının yanı sıra beklenmedik durumlarda kişi sağlığını olumsuz şekilde etkileyen ciddi rahatsızlıklar ortaya çıkmaktadır. Çizelge 1.2’de diz eklemine meydana gelen rahatsızlıklar ve bu rahatsızlıkların sebebi verilmiştir.

Çizelge 1.2. Diz eklem hastalıkları ve oluşma sebebi [10]

Hastalık Adı	Ortaya Çıkma Sebebi
Eklem İltihabı	Özellikle yaşlanan Türkiye nüfusunda diz eklemının işlevini kaybetmesine neden olan en önemli hastalık diz eklem iltihabıdır.
Kireçlenme	Tıbbi karşılığı osteoartit olan kireçleme, sıklığı yaş ile birlikte artan eklem kıkırdağının lokal kaybı ile eklem kenarlarında meydana gelen kemik değişiklikleridir.
Menisküs Yaralanmaları	Menisküsler uyluk ve kaval kemiği eklem yüzeyleri arasındaki boşluğu doldururlar. Dizin dengesinin sağlanmasında, eklem binen yükün dağıtılması ve emilmesinde önemli rol oynarlar. Menisküs yaralanmaları akut bir travma ya da yaşlanma sürecindeki yıpranmaya bağlı olarak ortaya çıkar.
Bağ Yaralanmaları	Diz yan bağları ya da çapraz bağlardaki yaralanmalar sıklıkla travmatik kaynaklıdır. Özellikle spor yaralanmalarında karşımıza çıkar.

1.4. Diz Eklem Protezi

Diz eklem protezi, aşınmış olan eklem yüzlerinin, metal ve polietilenden imal edilen, ağrısız eklem hareketi için tasarlanmış özel parçalar ile kaplanarak yapay bir eklem oluşturulmasıdır. Oluşturulmak istenen bu yapay eklem Şekil 1.17’de gösterildiği gibi femoral komponent, tibial komponent ve polietilen eklem yüzünden oluşmaktadır.



Şekil 1.17. Diz eklem protez bileşenleri

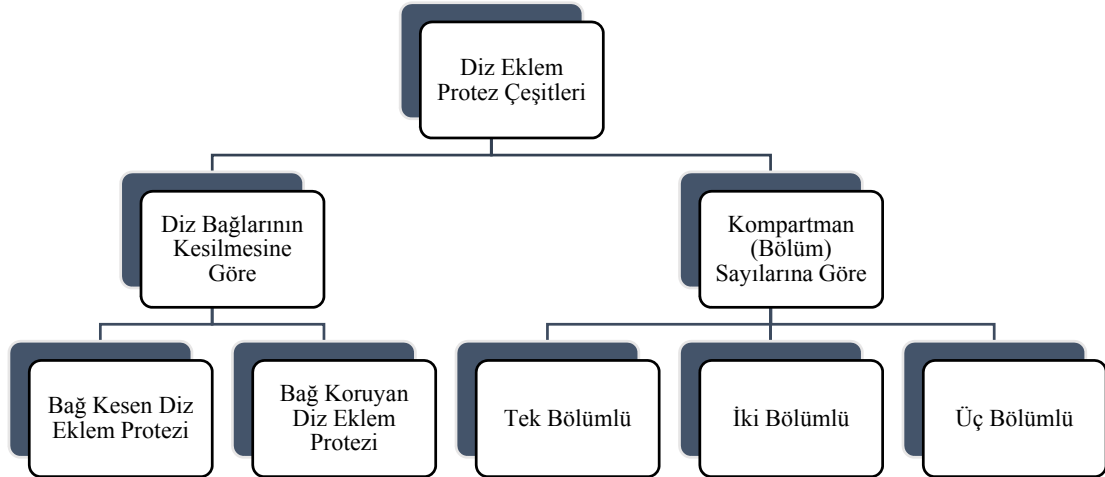
Diz eklem protezleri vücut içerisinde kapalı bir ortamda işlevlerinin yerine getirdiklerinden dolayı kullanılan malzemelerin biyouyumluluklarının yüksek olması gerekmektedir. Bu nedenle diz eklem protezlerinde tibia ve femur bileşenlerinde yüksek biyouyumluluklarından dolayı CoCrMo veya Ti6Al4V alaşımları tercih edilmektedir. Tibia ve femur bileşeni arasında yerleştirilen ve esas aşınmanın gerçekleştiği insert bileşeninde ise yüksek moleküler yoğunluklu ultra hafif polietilen (UHMWPE) malzemesi kullanılmaktadır. Kullanılan bu malzemelerin mekanik özellikleri Çizelge 1.3’de verildiği gibidir.

Çizelge 1.3. Diz eklem protez malzemelerinin mekanik özellikleri[11]

	UHMWPE	CoCrMo	Ti6Al4V
Yoğunluk (kg/m ³)	930	8300	4430
Young's Modülü (Pa)	6.90E+08	2.30E+11	1.15E+11
Poisson's Oranı	0.29	0.3	0.342
Akma Gerilmesi (Pa)	2.1E+07	6.12E+08	8.80E+08
Kopma Gerilmesi (Pa)	4.80E+07	9.70E+08	9.50E+08

1.4.1. Total Diz Eklem Protezi Çeşitleri

Diz eklemde oluşan aşınma durumunun bölgesel farklılıklarına ve cerrahi müdahalede operatörün diz bağlarını kesip kesmemesine göre farklı geometrilere diz eklem protezleri üretilmektedir. Bu geometrik farklılıklar nedeniyle diz eklem protezleri Şekil 1.18'de görüldüğü gibi kendi içerisinde de ikiye ayrılmaktadır. Bunlardan birincisi ameliyat esnasında diz bağlarının kesilip kesilmemesine göre tasarlanmış diz eklem protezleridir. Diğer çeşidi ise diz eklemde bulunan patellafemoral ve tibiafemoral eklem yüzeylerinde bulunan kondillerdeki aşınma durumuna göre farklı bölümlere sahip olarak değişmektedir.



Şekil 1.18. Diz eklem protez çeşitleri

Bağ koruyan (mobil) diz protezleri: Bu tip diz protezleri (Şekil 1.19) ameliyat esnasında diz bağlarını kesmeden, dizin bükülme hareketini yaparken kısıtlamayı bağların sağladığı protez çeşididir.



Şekil 1.19. Bağ koruyan (mobil) diz eklem protezi

Bağ kesen (sabit) diz protezleri: Bağ kesen diz protezlerinde (Şekil 1.20) ise ameliyat esnasında çapraz bağlar kesilerek dizin bükülme hareketini protezlerin üzerinde bulunan çıkıntılar ile sınırlandırılması sağlanır.



Şekil 1.20. Bağ kesen (sabit) diz eklem protezi

Bir diğer diz eklem protezi çeşidi diz eklemlerindeki aşınma durumunun femur ve ya tibia kemiğinin uç kısımlarındaki kondillerden her ikisinde olmayıp sadece tek taraflı olduğu durumlarda mevcuttur. Bu nedenle de Şekil 1.21’de gösterildiği gibi üretim aşamasında femur ve tibia kemiklerinin uç kondillerinden sadece aşınma durumunun olduğu kondile uygun şekilde diz eklem protezi üretimi yapılmaktadır. Bu tip diz eklem protezlerine tek bölümlü (unikondiler) diz eklem protezi adı verilmektedir.



Şekil 1.21. Tek bölümlü diz eklem protezi

İki bölümlü diz eklem protezleri ise aşınmanın her iki kondilde de meydana gelmesi sonucunda kullanılır. Femur bileşeni, tibia bileşeni ve insert bileşeninden oluşur (Şekil 1.22).



Şekil 1.22. İki bölümlü diz eklem protezi

Son olarak üç bölümlü diz eklem protezlerinde ise iki bölümlü diz eklem protezinden farklı olarak diz kapağının hasar görmesi sonucunda da bu bölgeye de protez yerleştirilir (Şekil 1.23).

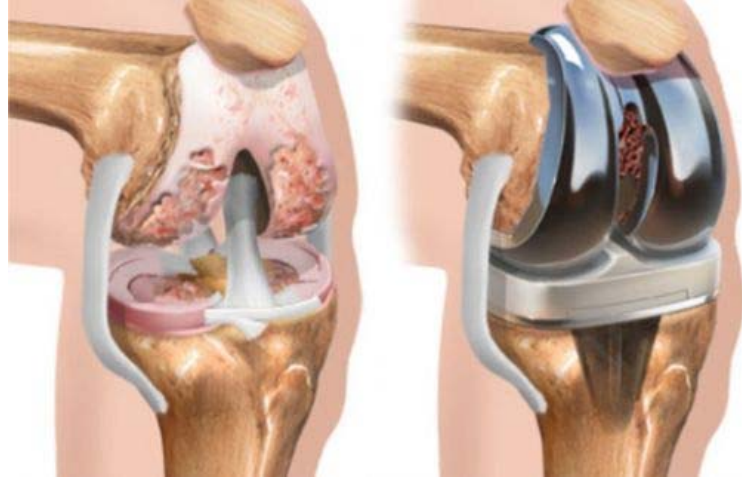


Şekil 1.23. Üç bölümlü diz eklem protezi

1.5. Diz Eklem Protez Ameliyatları

Günlük yaşamımızı sürdürdüğümüz esnada diz eklemi çok yönlü değişken ve dinamik kuvvetlere maruz kalmaktadır. Meydana gelen bu kuvvetlerin sönümlenmesine diz eklemi arasında bulunan kıkırdak dokusu yardımcı olmaktadır. Kıkırdak dokusu ani yüklemelerde eklemler arasındaki yumuşaklığı ve kayganlığı sağlamaktadır. Sürtünme katsayısının çok düşük olduğu kıkırdak dokusu hasar gördüğünde kendini onarma yetisine sahip değildir. Oluşan hasar sonucunda kıkırdak dokusunun altında bulunan düzensiz yüzeylere sahip kemikler birbiri üzerinde hareket etmek zorunda kalmaktadır. Düzensiz ve sert yapılarından dolayı bir süre sonra kemik yüzeylerinde aşınmalar meydana gelmektedir. Kemik yüzeylerinde meydana gelen bu aşınmaya kireçlenme (artroz) adı verilmektedir. Dizin iç, dış ve ön olmak üzere üç bölümü vardır. Kireçlenme bir, iki veya üç bölümde olabilir [12].

Ortaya çıkan kireçlenme durumu sonrasında diz ekleminde bulunan tibia ve femur kemiklerine cerrahi müdahaleler ile protezler yerleştirilir. Kıkırdaklardaki aşınmalardan dolayı kemik yüzeylerinde sürtünme ile oluşan aşınma seviyelerine göre farklı şekillerde diz eklem protezleri tercih edilmektedir. Bunlar genellikle femur veya tibia kemiğinin birbiri üzerinde kayan kısımlarındaki yüzeylerinden Şekil 1.24'de görüldüğü gibi çift taraflı bir aşınma durumu ya da Şekil 1.25'de görüldüğü gibi tek taraflı aşınma durumu sergilemesine göre değişiklik göstermektedir.



Şekil 1.24. Çift taraflı diz protez uygulaması



Şekil 1.25. Tek taraflı diz protez uygulaması

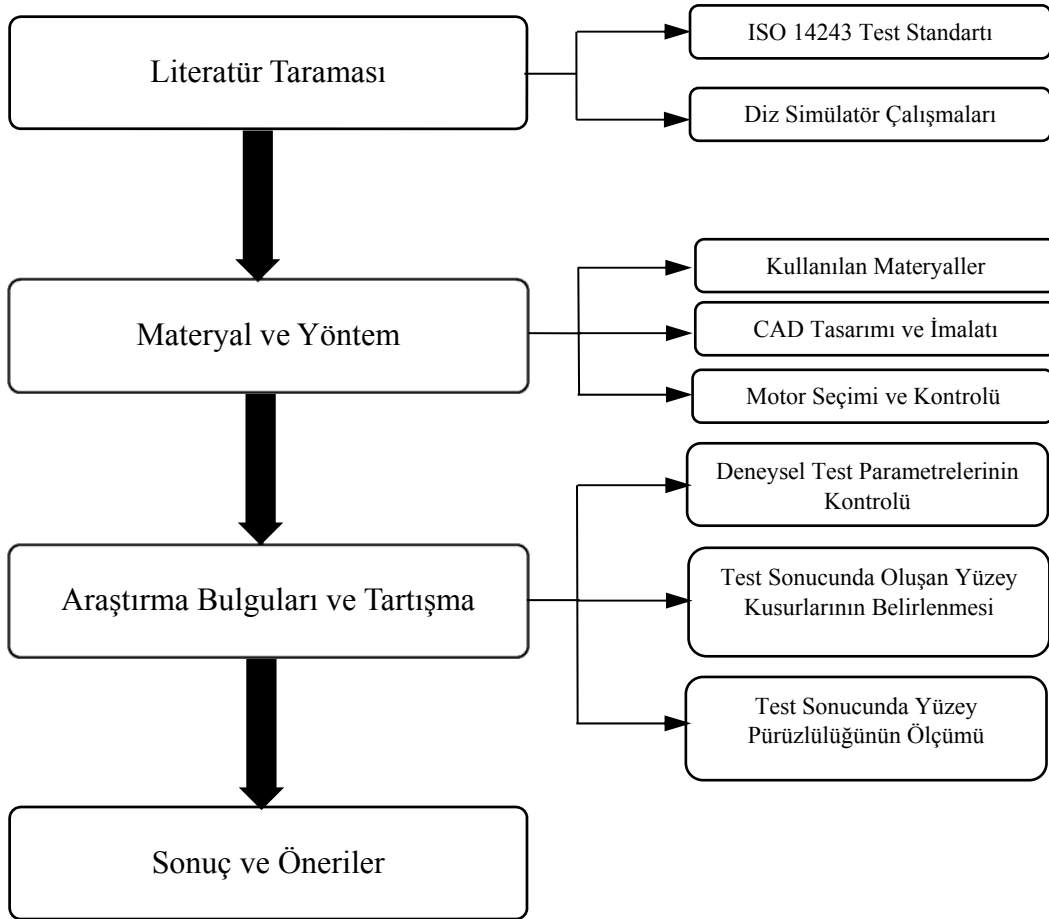
1.6. Çalışmanın Önemi

Dünya sağlık örgütünün verileri doğrultusunda dünya nüfusunda yaş oranının artması nedeni ile özellikle biyomedikal protezlere ihtiyaç sürekli artmaktadır. Bu alanda duyulan ihtiyacın büyük bir çoğunluğu diz protezlerine yöneliktir. Meydana gelen artışla beraber diz protezlerin kullanımı sonucunda belirli hata mekanizmalarının oluşmaktadır. Bu nedenle diz eklem protezinde oluşan hata mekanizmalarının kullanım öncesinde net bir şekilde anlaşılması önemli bir hale gelmektedir. Bu durum sonucunda da diz protezleri üretim sonrası kullanıma sunulmadan önce belirli kullanım şartlarına karşılık gelen yük değerleri altında testlere tabi tutularak protezlerde oluşan hataların gözlemlenmesi gerekmektedir.

Hataların büyüklükleri, yapısı ve aşınma sonucunda biyolojik reaksiyonların tipleri hakkında bilgi edinmek için total diz simülatörlerine ihtiyaç duyulmaktadır. Yapılan bu çalışma ile diz protez bileşenlerinden biri olan UHMWPE malzemesinden imal edilmiş insert bileşeninde meydana gelen hata durumlarının belirlenmesi mümkün hale gelmektedir.

1.7. Çalışmanın Organizasyon Şeması

Yapılan çalışmada Şekil 1.26'da verilmiş olan sırada başlıklar ayrı bölümler ayrı başlıklar halinde verilmiştir.

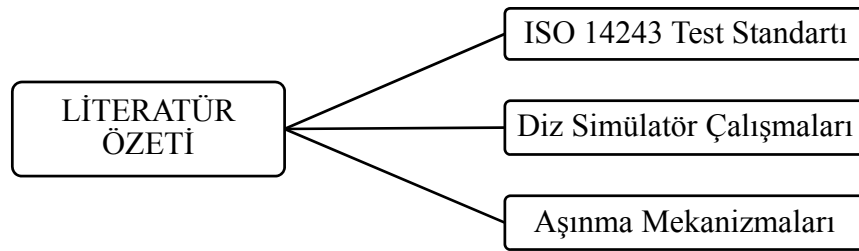


Şekil 1.26 Organizasyon şeması

2. LİTERATÜR ÖZETİ

İnsan diz eklemi kompleks bir yapıya sahip ve günlük hareketler sırasında çeşitli dinamik kuvvetlere maruz kalan bir eklemdir [13]. Diz eklemının görevini görmesi için tasarlanan diz protezleri de aynı diz ekleminde olduğu gibi dinamik kuvvetlerin etkisi altında kalmaktadır. Her ne kadar diz eklem protez bileşenlerinin yüzeyleri pürüzsüze yakın seviyelerde üretilmiş olsa da birbiri ile belirli bir ilişkide sürekli olarak çalışmalarından dolayı protez yüzeylerinde hata oluşumları meydana gelmektedir. Bu nedenle de protezin kullanım süresine ve maruz kaldığı kuvvetler altında hata oranlarının tespit edilebilmesi önemli bir hale gelmektedir. Hata durumunun gerçekçi bir şekilde tespit edilebilmesi için diz eklemının günlük ve ya tanımlanmış farklı hareketleri taklit edebilecek şekilde tasarlanmış diz simülatörleri kullanılmaktadır. Literatürde de görüldüğü gibi diz eklemi ve diz eklem protezi ile ilgili gerçekleştirilen çalışmalar çoğunlukla diz simülatörleri üzerine yapılmaktadır [14].

Yapılan çalışmada literatür Şekil 2.1’de gösterildiği gibi 3 başlık altında incelenmiştir. Bu başlıklardan birincisinde tasarlanıp üretimi gerçekleştirilecek olan diz simülatörü için referans teşkil edecek bilgiler yer aldığı ISO 14243 standartıdır. Diğer bir başlıkta ise literatürde diz simülatörlerinin tasarımı ve üretimine yönelik yapılan çalışmalara yer verilmiştir. Son başlık altında ise aşınma mekanizmalarının oluşum biçimleri ve UHMWPE malzemesinde meydana gelen aşınma tipleri ile ilgili bilgiler yer almaktadır.



Şekil 2.1 Literatür şeması

2.1. ISO 14243 Test Standartı

Diz eklem protezlerindeki aşınma durumunun tespiti için ISO 14243 standartında belirtilen proseslerden yararlanılmaktadır. Bu standartta protez aşınma testi için diz eklem protezine uygulanması gereken kuvvet, tork ve yer değiştirme değerlerinin değişimine dair detaylı bilgi yer almaktadır. Ayrıca test sonrasında UHMWPE malzemesinde meydana gelen aşınma oranının tespiti için ölçüm yöntemi ile ilgili bilgilere de yer verilmektedir.

Kendi içerisinde 3 ayrı kısma ayrılan ISO 14243 standartlarının içeriği aşağıda belirtildiği gibidir:

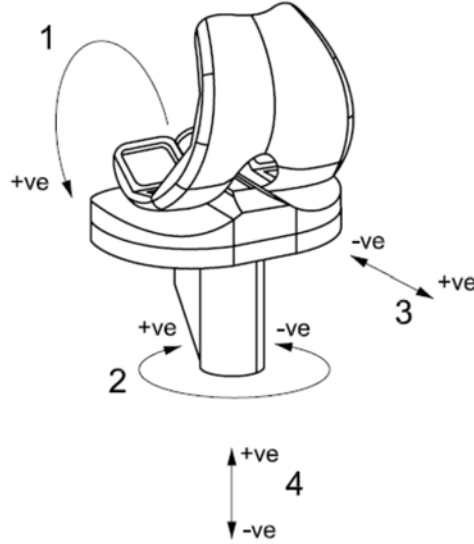
- ISO 14243-1: Yük kontrolü ve test için ilgili çevresel koşullara sahip aşınma kontrol makinaları için yükleme ve yer değiştirme parametrelerini belirtmektedir.
- ISO 14243-2: Test sonucunda oluşan aşınmayı ölçme yöntemlerinin uygulanmasına dair standartı belirtmektedir.
- ISO 14243-3: Yer değiştirme kontrolü ve test için gerekli çevresel koşullara sahip aşınma kontrol makinaları için yükleme ve yer değiştirme parametrelerini belirtmektedir.

2.1.1. ISO 14243 Standart Test İlkeleri

Total diz eklem protez bileşenleri, normal insan yürüyüşünü taklit eden, Şekil 2.2'de verilen hareket varyasyonlarını uygulayabilecek bir sisteme monte edilir. Tibia bileşeni; uygulanan fleksiyon / ekstansiyon rotasyonu (içe ve dışa bükülme), tibial hareketi, öne ve arkaya (anterior/posterior) hareketi ve eksenel kuvvetin etkisi altında femur bileşenine göre hareket eder. Uygulanan temas kuvveti / yer değiştirme eylemleri arasında sabit bir ilişki bulunan belirli bir döngüsel değişimi izler [15,16]. Bu döngü esnasında çevrim sayıları, test ortam sıcaklığı, döngü süresi ile ilgili olarak standartlarda belirtilen şu bilgiler yer almaktadır:

- Hareket profili, maksimum değer $\pm 5\%$ 'i ve tam çevrim süresinin $\pm 3\%$ 'lik bir toleransı ile 1 Hz'lik bir frekansta üretilmelidir [15,16].

- Temas yüzeyinin sıvı test ortamına batırıldığından (serum itici) ve bu sıvının $37^{\circ}\text{C}\pm 2\text{C}$ 'de tutulduğundan emin olmak için bir yağlama sistemi gereklidir [15,16].
- Diz protezi, düzenli muayene ve aşınma ölçüm aralıkları ile 5 milyon döngü için test edilmesi gereklidir [15,16].

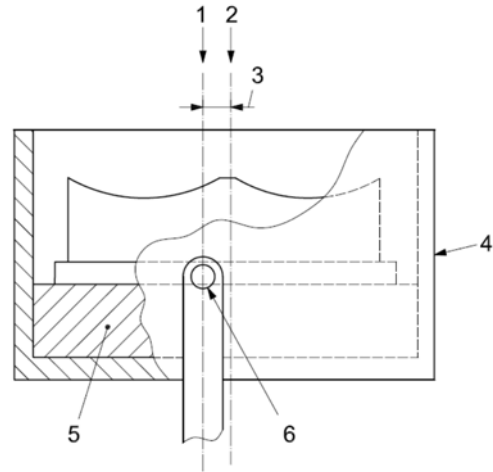


1. Bükülme
2. Tibial dönüş
3. Tibial yer değiştirme ve Tibial kevvet
4. Eksenel kuvvet

Şekil 2.2. ISO 14243 standartı hareket varyasyonları [15,16]

ISO 14243 standartında ayrıca teste başlamadan önce diz protezlerinin birbiri ve kemik ile olan montajının şekli ve kuvvet uygulama eksenlerini tanımlayıcı bilgiler yer almaktadır. Test örnek yapılanması ile ilgili görsel Şekil 2.3’de verildiği gibidir.

1. Eksenel kuvvet eksenini
2. Tibial eksen
3. Eksenel kuvvet için tibial ekseninden kayma mesafesi ($0,07 w$)
(w: Inset bileşeninin genişliği)
4. Tibia bileşen tutucu
5. Tibia için çimento montajı
6. Serbest dönen eksenel kuvvet milleri (s)

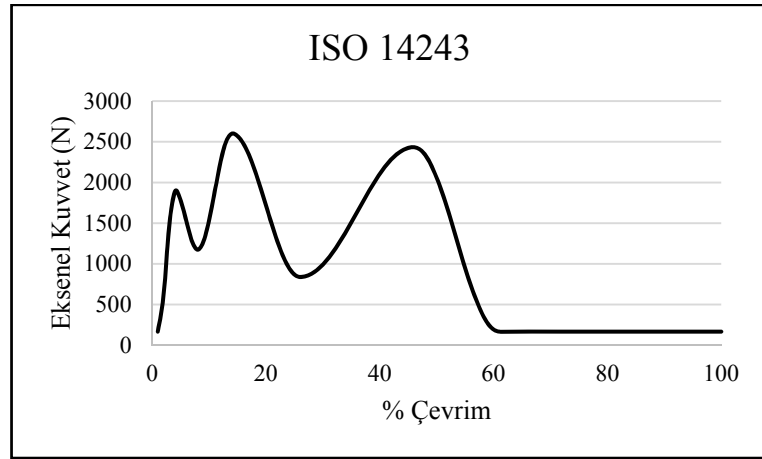


Şekil 2.3. Test örnek yapılanması [15,16]

2.1.2. ISO 14243 Standartı Yük / Yer Değiştirme Eğrileri

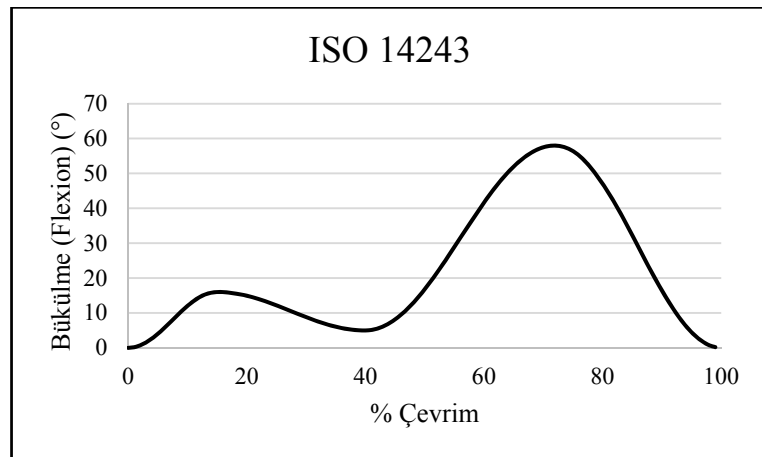
Bu bölümde bir adım atış durumu için yüzde / zaman döngüsünün fonksiyonu olarak yük ve yer değiştirme hareket profillerini göstermektedir. Bu eğriler, ortalama ağırlıkta olan bir kişinin düz bir zemin üzerinde normal bir yürüyüş döngüsüne göre oluşturulmuştur [15,16].

Şekil 2.4’de vücut ağırlığından dolayı meydana gelen eksenel kuvvetin bir adım atıştaki değişimi verilmiştir.



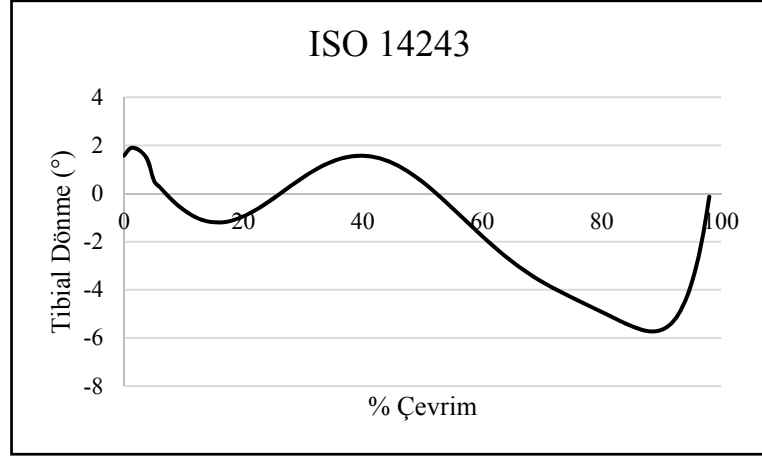
Şekil 2.4. ISO 14243 standartı eksenel kuvvet eğrisi

Şekil 2.5’de bir adım atış esnasında dizdeki bükülme hareketinde çevrim boyunca meydana gelen açı değişimi derece cinsinden verilmiştir.

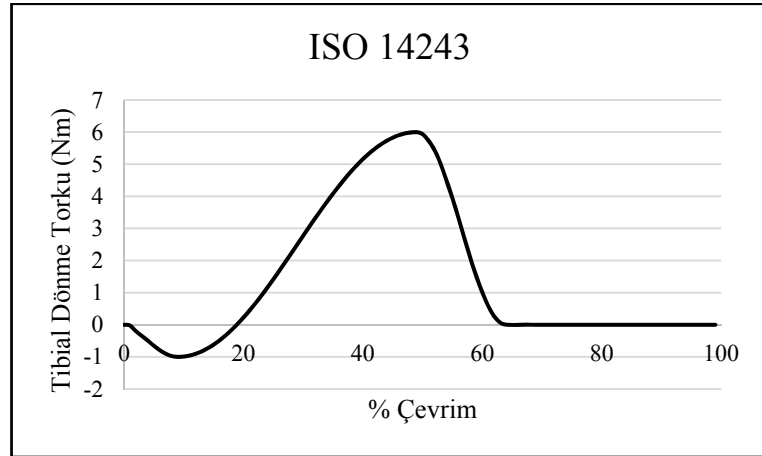


Şekil 2.5. ISO 14243 standartı bükülme (flexion) eğrisi

Şekil 2.6 ve Şekil 2.7’de bir adım atış esnasında dizdeki tibial dönme hareketinde çevrim boyunca meydana gelen açı ve tok değişimi verilmiştir.

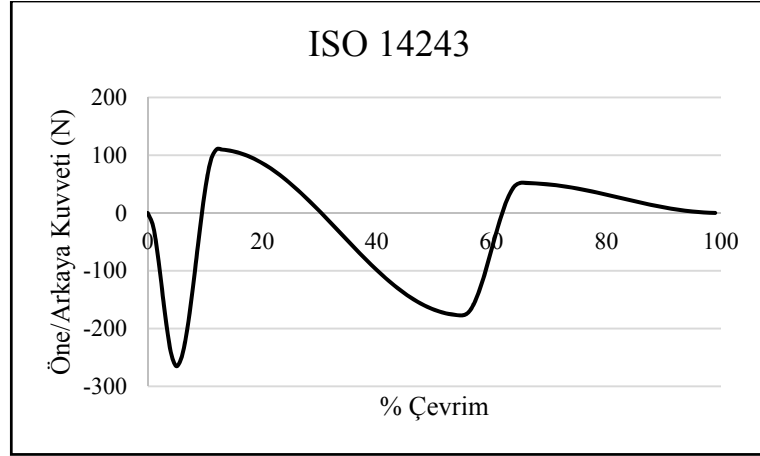


Şekil 2.6. ISO 14243 standardı tibial dönme eğrisi

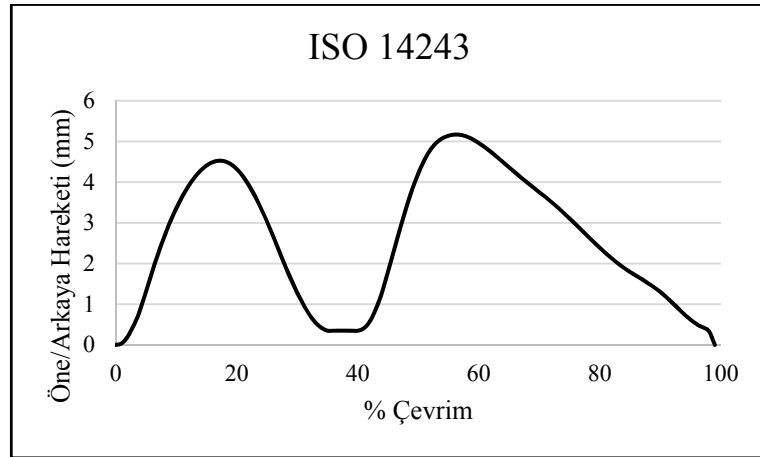


Şekil 2.7. ISO 14243 standardı tibial dönme tork eğrisi

Şekil 2.8 ve Şekil 2.9’da bir adım atış esnasında diz eklemine öne ve arkaya hareketi esnasında çevrim boyunca meydana gelen yer değiştirme ve kuvvet değişimi verilmiştir.



Şekil 2.8. ISO 14243 standardı öne/arkaya hareketin kuvvet eğrisi

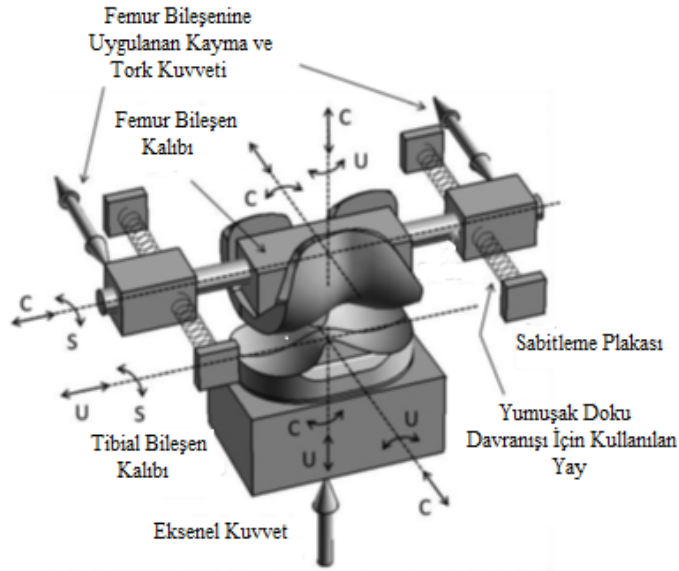


Şekil 2.9. ISO 14243 standardı öne/arkaya hareketin yer değiştirme eğrisi

2.3. Diz Simülâtör Çalışmaları

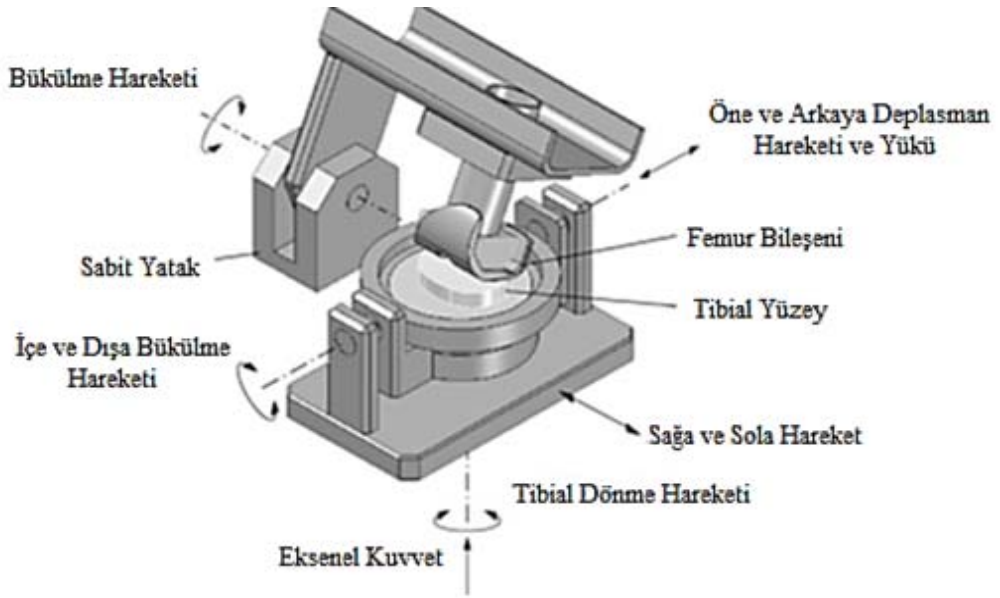
Diz simülâtörleri ile ilgili literatür incelendiğinde yapılan çalışmaların birçoğunda ISO 14243 standartında belirtilen hareket varyasyonlarına uygun bir şekilde tasarım ve üretim yapıldığı görülmektedir. Ancak yapılan çalışmalarda genelinde günlük yaşamın zorlayıcı aktivitelerinin test edilebilmesi adına farklı kuvvet ve yer değiştirme değerleri uygulayabilen simülâtörlerin tasarım ve imalatının yapıldığı görülmektedir.

Walker ve ark. [17] tasarladıkları sistemde kayma kuvveti, tork kombinasyonları ve eksenel yük değerlerini bir dizi fonksiyonel işlev yelpazesini temsil eden 0-120° arasındaki bükülme açısında uygulamışlardır. Bilgisayar kontrollü pnömatrik aktüatörler tarafından 1,000 N eksenel kuvvet, 200 N tibial dönme kuvveti ve 5 Nm tibial tork kuvvetleri uygulamışlardır. Ayrıca yaptıkları çalışmada yumuşak doku davranışını sergilemesi için iki taraftan plakalarla sabitlenmiş sistemde yaylar kullanarak hareketler vermişlerdir (Şekil 2.10). Bu sayede femurun öne ve arkaya hareketi sırasında hem sınırlayıcı bir görev görmesini sağlamışlar hem de yumuşak doku davranışının sergilenmesini amaçlamışlardır.

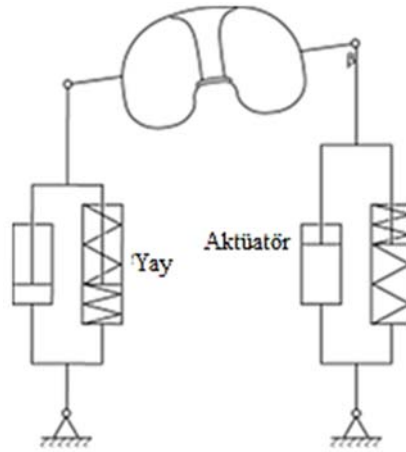


Şekil 2.10. Öne/Arkaya hareketini sönümleyici diz simülâtörü [17]

Schwenke ve ark. ISO 14243 standartlarına karşılayacak şekilde diz eklem simülatörü tasarlamışlardır (Şekil 2.11). Cihazı hem yük hem de deplasman modunda çalışabilecek şekilde tasarlamışlardır. Simülatör hareketleri hidrolik olarak kapalı devre kontrolü ile sağlanmışlardır. Bu çalışmada da yumuşak doku gerçekliğini tam anlamıyla yansıtabilmesi için tibial dönme hareketinde yaylar kullanmışlardır (Şekil 2.12). Yaylara karşı çalışması içinde yatay aktüatörler kullanmışlardır [18].



Şekil 2.11. Yük ve deplasman modunda çalışabilen diz simülatörü [18]

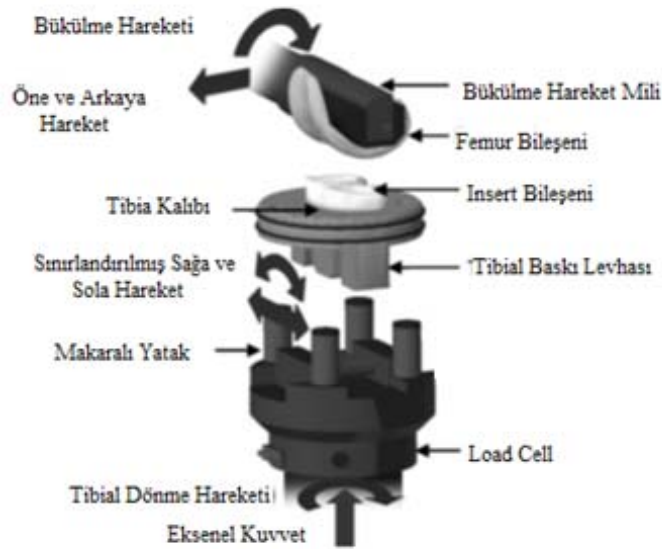


Şekil 2.12. Tibial dönme hareketinin yay ile sınırlandırılması [18]

Şekil 2.13’de görülen AMTI Diz Aşınma Test Simülatorü biyomekanik uygulama ve aşınma testinin özel taleplerini karşılamak veya diz protez materyallerini değerlendirmek üzere tasarlanmıştır. Koşma, eğilme ve hatta golf oynama gibi günlük yaşam aktiviteleri ile ilgili hareketleri çoğaltabilir özelliktedir [6]. Sistemin içyapısının genel görünüşü Şekil 2.14’de verilmiştir.

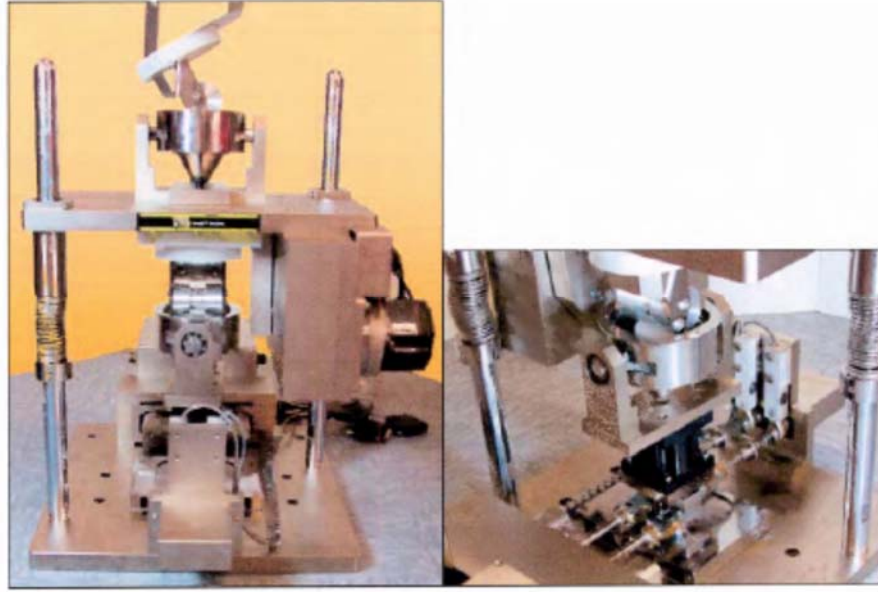


Şekil 2.13. AMTI ADL diz eklem simülatorü [6]



Şekil 2.14. AMTI ADL diz eklem simülatorü [19]

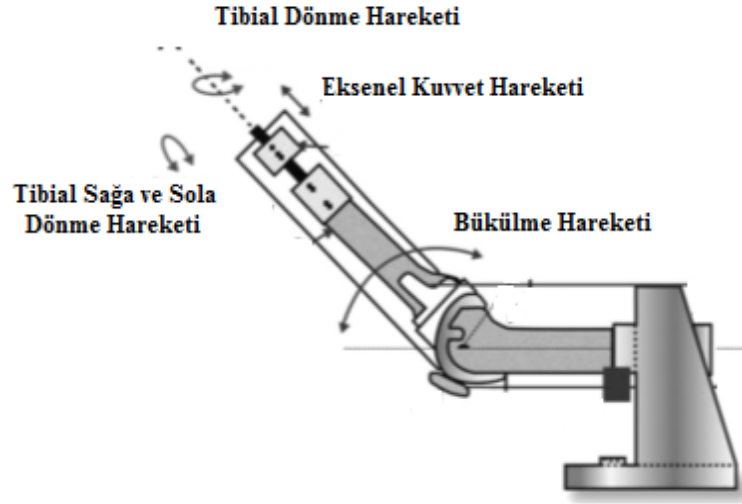
Insron Biolups diz simülatörü ISO 14243 standartlarındaki kuvvetleri ve hareketleri sağlayacak şekilde Şekil 2.15’de görüldüğü gibi tasarlanmıştır. Hem diz ekleminin öne ve arkaya hareketini hem de tibial dönmedeki yumuşak doku kısıtlamasını simüle etmek için yaylardan oluşturulmuş bir tampon sistemi kullanmışlardır [20].



Şekil 2.15. Instron-Biolups diz simülatörü [20]

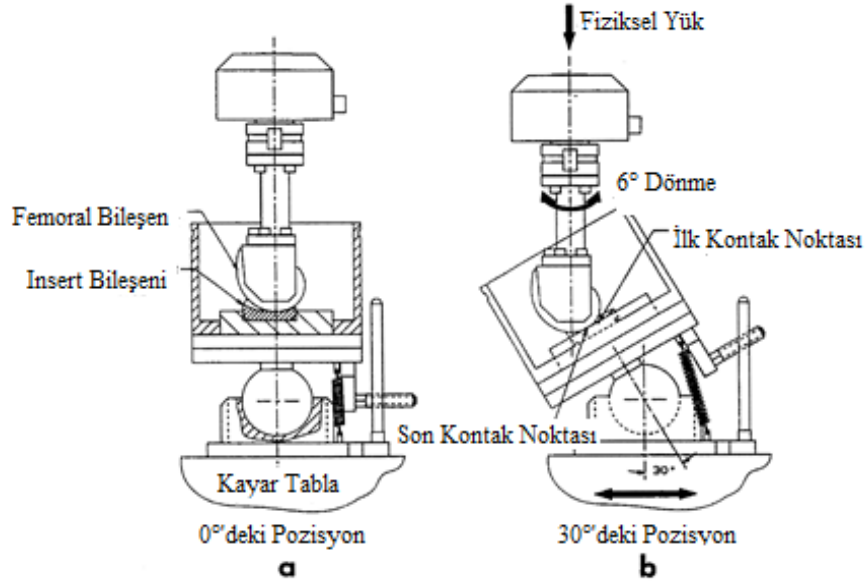
Diz simülatörleri üzerine yapılan çalışmaların bir kısmında ise vücut sıvısını kullanarak veya vücut sıvısını taklit eden sıvıların bulunduğu ortamlarda testler yapılmaktadır. Vücut sıvısını taklit eden sıvılarla oluşturulan test ortamına in vitro, vücut sıvısı içerisinde yapılan çalışmalara ise in vivo test ortamı adı verilmektedir. Literatür incelendiğinde in vitro test ortamında çalışmaların yapıldığı görülmektedir.

Calliess ve ark. [21] yaptıkları çalışmada dizin bükülme hareketini yaptığı sırada 4 başlı kasın (kuadriseps tendon) kuvvet değişimlerini incelemek için bir cihaz geliştirmişlerdir. Hareket sistemlerinin veriliş biçimi bakımından diğer çalışmalardan farklı olarak dizin bükülme hareketini tibia kemiğinden vermişlerdir (Şekil 2.16).



Şekil 2.16. Bükülme esnasında dört başlı kas kuvvet değişim ölçüm cihazı [21]

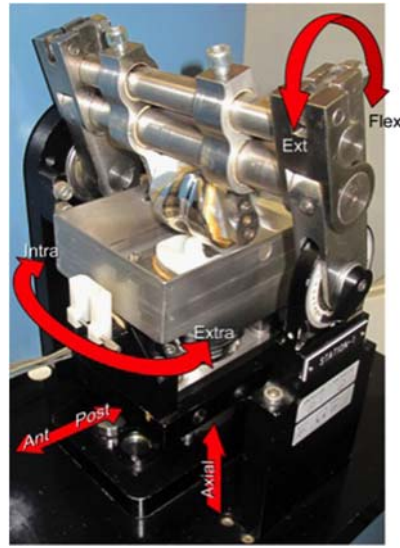
Wang ve ark. [22] çift eksenli temas hattına sahip diz simülatörü tasarlamışlardır (Şekil 2.17). Tasarlamış oldukları simülatör dizin bükülme, aksel kuvvet ve tibial dönme hareketlerinin uygulanmasını sağlayabilmektedir.



Şekil 2.17. Çift eksenli temas hatlı diz simülatörü [22]

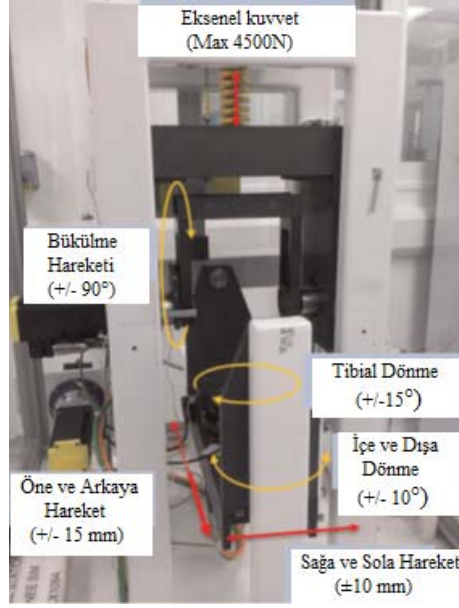
Yapılan çalışmaların bir kısmında ise hem ISO 14243 standart değerlerini karşılayacak şekilde üretilmiş hem de in vitro ortamında test yapılmasına uygun olarak tasarım ve imalatın yapıldığı görülmektedir.

Abdel-Jaber ve ark. [23] tasarladıkları diz aşınma simülatörünü ISO 14243 standartlarındaki hareket varyasyonlarını uygulayabilecek şekilde tasarlayıp üretmişlerdir. Oluşturdukları sistemde protez bileşenlerindeki aşınmaları gözlemlmek için merdiven çıkma hareketini simüle etmişlerdir. Tasarladıkları sistemin genel görünüşü Şekil 2.18’de gösterildiği gibidir.



Şekil 2.18. Merdiven çıkma hareketi için tasarlanmış diz simülatörü [23]

Liu ve ark. [24] diz eklemine aksenal kuvvet, bükülme, tibial dönme, öne ve arkaya hareketi, sağa ve sola hareketi ve içe-dışa dönme hareketlerinin hepsini uygulayabilecek bir sistem oluşturmuşlardır (Şekil 2.19). Ancak hareket sınır değerlerini ISO 14243 standartının dışında değerler kabul etmişlerdir. Uyguladıkları yük ve yer değiştirmelerin kontrolünün sağlanabilmesi için kayar yük hücreleri ve yay kullanmışlardır.



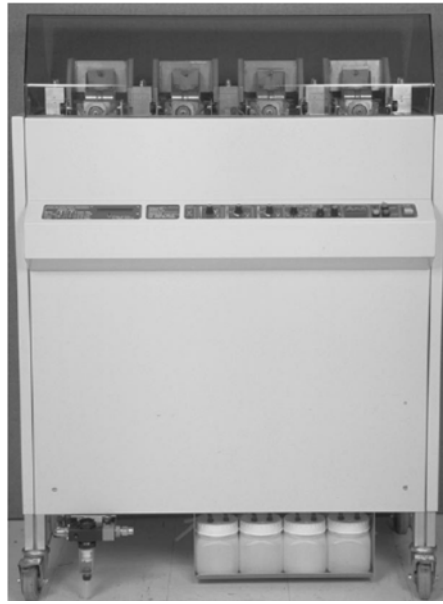
Şekil 2.19. Altı eksenli diz simülatorü [24]

Şekil 2.20'de verilen EndoLab GmbH Diz Simülatorü, test süresince hassas ve tekrarlanabilir test koşullarını sağlamak için dört bağımsız servo hidrolik kontrolöre dayanır. Cihaz diz ekleminin günlük hareketlerini simüle edebilir veya farklı hareket varyasyonları yapabilir şekilde tasarlanmıştır [6]. Ayrıca sistem in vitro ortamında testlerin yapılabilmesine de olanak sağlamaktadır.

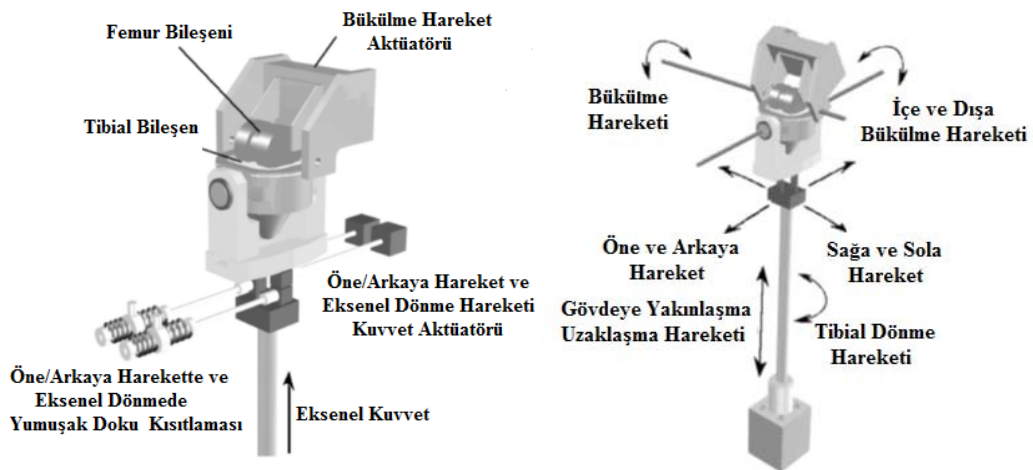


Şekil 2.20 EndoLab diz eklem simülatorü [6]

Şekil 2.21’de verilmiş olan Instron - stanmore simülatorü altı serbestlik derecesine sahip dört istasyonlu bir diz simülatördür. ISO-14243 standartlarının geliştirilmesi için özel olarak tasarlanmıştır. Pasif yumuşak doku kısıtlamasını simüle etmek için tamponlar kullanılmıştır. Ayrıca test ortamının vücut sıvısı içerisinde gerçekleşebilmesi için sürekli olarak sıvı tedariki sağlayan pompalama sistemi kullanmışlardır [20]. Sistemin detaylı içyapısı ve uygulayabildiği hareket varyasyonları Şekil 2.22’de verildiği gibidir.

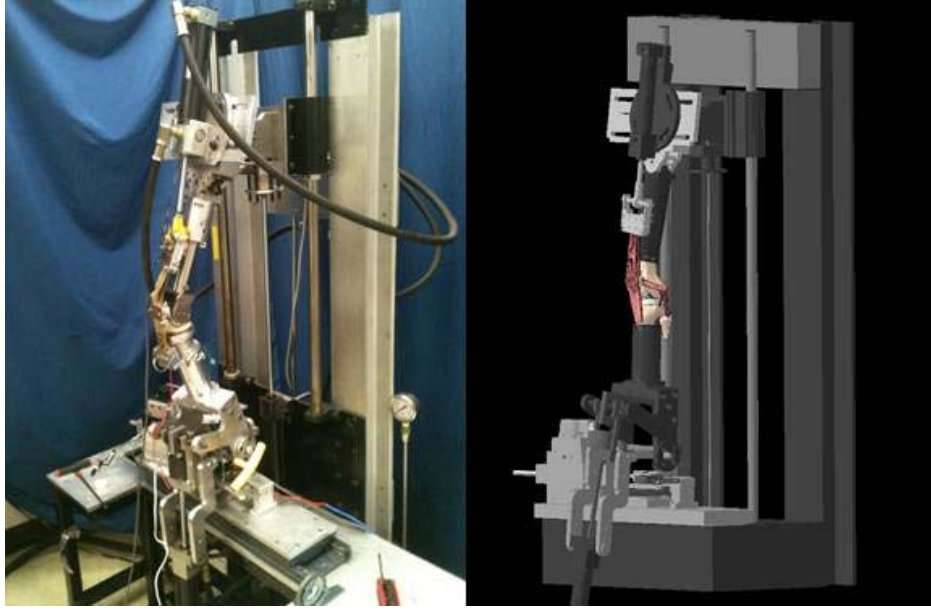


Şekil 2.21. Instron-Stanmore dört istasyonlu diz simülatorü [25]



Şekil 2.22. Instron-Stanmore diz simülatorü içyapısı [25]

Şekil 2.23'da görülen Kansas Üniversitesi Makine Mühendisliği'nde tasarlanan Kansas Diz Simülatörü dize gerçek yükler uygulayabilen servo-hidrolik dinamik bir test cihazıdır. Simülatörde 4 başlı kas olarak adlandırılan kuadriseps kasının işlevini yerine getiren hidrolik tahrik sistemi dahil 5 eksen kontrolü vardır. Tasarlanan sistemde kişinin vücut ağırlığını simüle etmek için kalça kemiğine dikey bir yük uygulanmaktadır. Tibia tabanında ise ayak bileğinin fleksiyonuna ve rotasyonuna olanak sağlayan bir sistem oluşturmuşlardır [6].



Şekil 2.23. Kansas diz eklem simülatörü

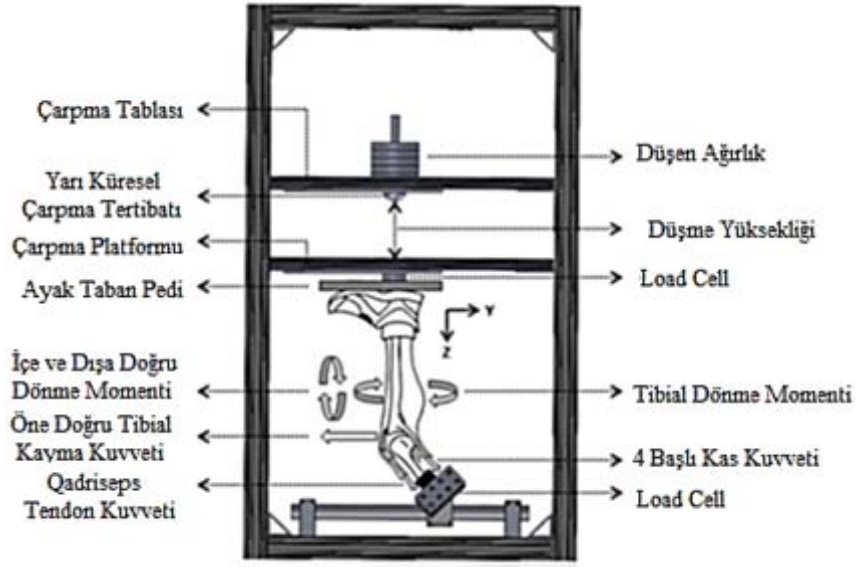
Şekil 2.24’de verilen “Diz Kas-İskelet Simülatörü” biyolojik yapıların ve biyomalzemelerin biyomekanik testlerinin merkezi olan Cleveland Clinic tarafından tasarlanıp üretilmiştir. Araştırmacılar, kadavra eklemindeki yük koşullarını, kas kuvvetlerini simüle etmek için aktüatörler kullanarak eşzamanlı olarak harici yükleri ekleme uygulamak suretiyle simüle edebilmelerine olanak tanıyan 6 serbestlik dereceli bir sistem oluşturmuşlardır [6].



Şekil 2.24. Cleveland Klinik diz eklem simülatörü [9]

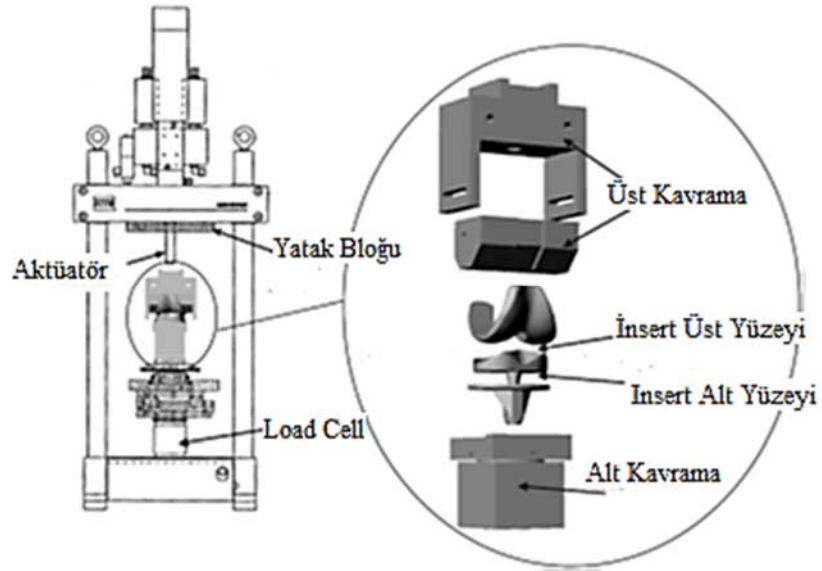
Son olarak da diz eklem ve diz eklem protezi davranışlarını farklı yükleme koşulları altında gözlemlemek için yapılmış olan çalışmalar bulunmaktadır.

Bates ve ark. [26] diz ekleminde meydana gelen ani mekanik darbelerin etkilerini görmek için mekanik darbe simülatörü tasarlamışlardır. Tasarımda bir yerden başka bir yere atlayan insanın dizinin üzerindeki darbe kuvvetini oluşturabilmek için kızıklar üzerine ağırlıklar yerleştirmişlerdir. Belirli mesafeden aşağı düşen ağırlıklar ayak tabanına etki ettirilmiştir. Ek olarak, darbe yükünün dışında, farklı yükleme durumlarını simüle etmek için pnömatik aktüatörlerle çapraz bağ yüklemesi ile ilişkili olan harici kuvvetler ve torklar uygulamışlardır (Şekil 2.25).



Şekil 2.25. Diz eklemi mekanik darbe simülasyonu [26]

Villa ve ark. [27] protezlerin femur bileşeninin farklı bükülme değerlerinde ve farklı aksenal kuvvet değerlerindeki aşınmalarını ve yorulma dayanımlarının tespiti için hidrolik pres mantığı ile basma deney düzeneği geliştirmişlerdir (Şekil 2.26).

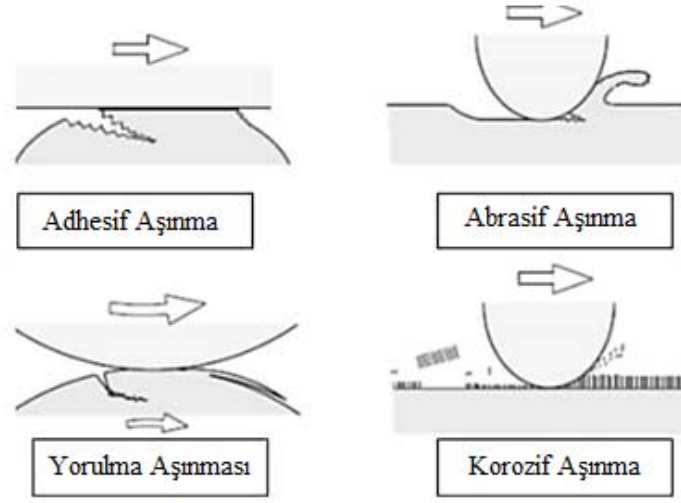


Şekil 2.26. Diz protezleri için basma deney düzeneği [27]

2.4. Aşınma Mekanizmaları

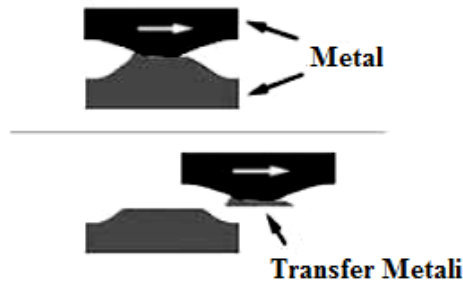
Birbiri ile hareket ve temas halinde bulunan yüzeylerde sürekli çalışmaya bağlı olarak yüzeylerde meydana gelen parça kaybına aşınma adı verilir. Malzemeler çalışma esnasında farklı koşullarda işlevlerini yerine getirdiklerinden dolayı aşınma durumu da farklı şekillerde gerçekleşmektedir.

Literatür incelendiğinde 4 farklı aşınma tipi ile karşılaşılmaktadır (Şekil 2.27). Bunlar adhesiv (yapışma), abrasiv, yorulma (pitting) ve korozif aşınmadır. Bu aşınma türleri içerisinde adhesiv, abresiv ve yorulma aşınması mekanik aşınma sınıfına, korozif aşınma ise kimyasal aşınma sınıfına girmektedir [28].



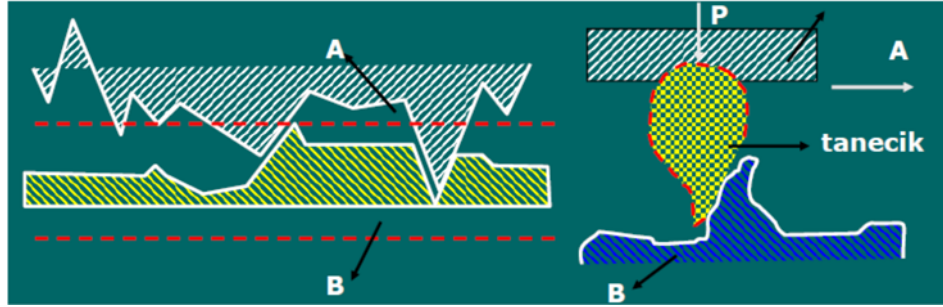
Şekil 2.27. Aşınma türleri [29]

Adhezif Aşınma (Yapışma Aşınması): Bu aşınma şekli; birbiri ile temas halinde çalışan yüzeylerden parçacık kopması sonucu karşı taraftaki cisme yapışması durumunda gerçekleşir(Şekil 2.28). Bu tip aşınmalarda kopup karşı cisme yapışan parçacıklar ayrıldığı yüzeye geri dönebilir ve ya gevşek aşınma tanecikleri şeklinde de olabilir [30].



Şekil 2.28. Adhezif aşınma oluşumu [31]

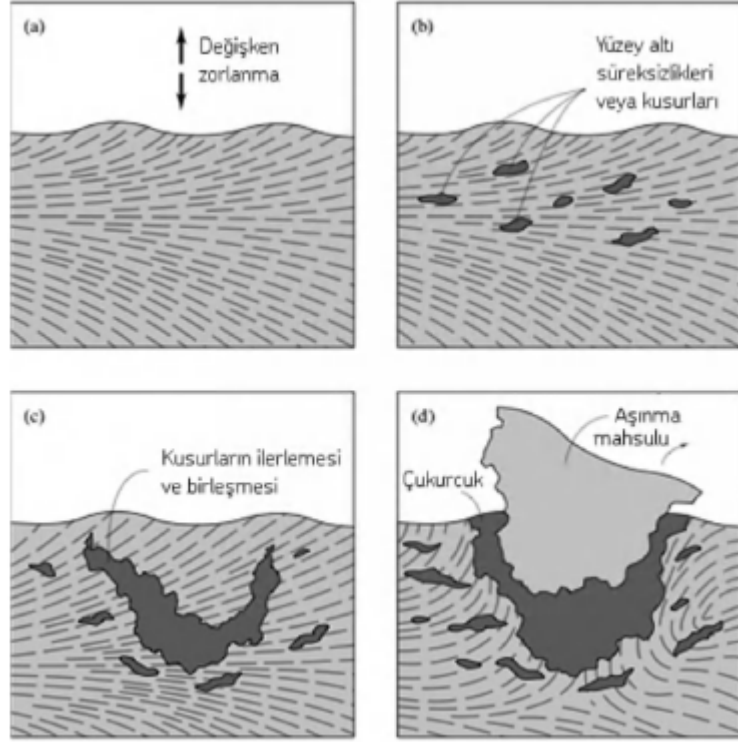
Abrasif Aşınma: Abrasif aşınma, sert partiküllerinin veya sert çıkıntılarının katı bir yüzey boyunca hareket etmesi ve karşı koymasından dolayı oluşur [32]. İki ve ya üç elemanlı olmak üzere iki ayrı kısma ayrılan bu aşınma tipinin meydana geliş biçimi Şekil 2.29’da verildiği gibidir.



Şekil 2.29. Abrasif aşınma oluşumu [31]

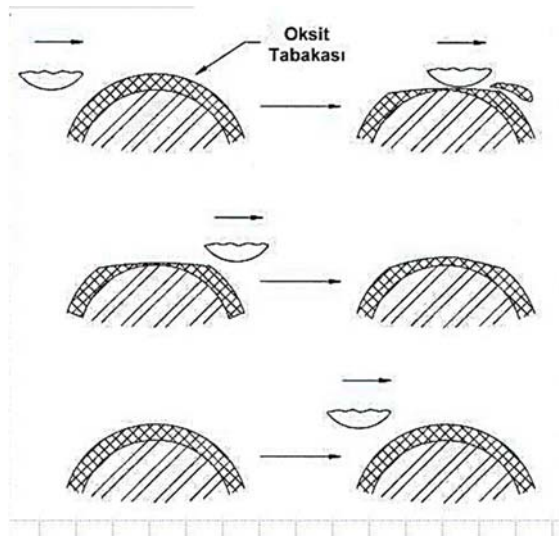
Yorulma (Pitting) Aşınması: Rulman, dişli çark, kam mekanizmaları gibi çalışma sistemi gereği sürekli başka bir cisimle temas halinde bulunmaktadırlar. Ancak ortaya çıkan temas alanı düşük seviyelerdedir. Düşük seviyelerdeki bu basın türüne hertz basıncı adı verilir. Oluşan hertz basınçları yüzeyin hemen altında farklı büyüklüklerde kayma gerilmeleri oluşturur. Tekrarlı yükler sonucunda da gerilme değerlerinde artış meydana gelerek yorulma durumu başlar [31].

Malzemeler temel yapıları gereği yorulmaya maruz kaldıklarında mekanik özelliklerine göre belli bir süre sonra plastik deformasyona ve dislokasyon değişimlerine uğrar. Malzemede meydana gelen bu iki şekil değiştirme durum sonrasında çalışan yüzeylerin alt kısımlarında boşluklar oluşur. Zaman içerisinde bu boşluklar yüzeye kadar ilerleyerek küçük boyutlu çukurlar meydana getirir. Oluşan bu çukurlara yorulma aşınması adı verilmektedir. Yorulma aşınmasının meydana geliş biçim Şekil 2.30’de verildiği gibidir.



Şekil 2.30. Yorulma aşınması oluşumu [33]

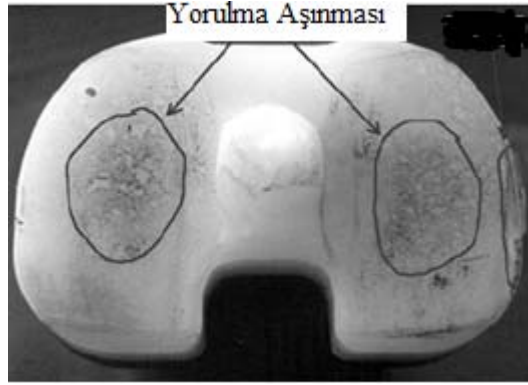
Korozif Aşınma: Bu aşınma türünde de en önemli etken parça yüzeyi ile bulunduğu ortamın etkileşimidir. Korozif aşınma iki aşamalı olarak gerçekleşmektedir. Birinci aşamada birbiri ile temas halindeki yüzeyler ortam ile tepkimeye girerek yüzeyde tabaka oluşturur. İkinci aşamada ise yüzeylerin temas noktasında çatlak oluşur. Oluşan bu çatlak abraziv aşınma ile benzer şekilde gerçekleşir. Korozif aşınmanın oluşum görseli Şekil 2.31’de verildiği gibidir [31].



Şekil 2.31. Korozif aşınma oluşumu

2.4.1. UHMWPE Aşınması

Total diz ekleminde kullanılan UHMWPE malzemesindeki başlıca sorun erken aşınmadır [34]. Aşınma sonucunda ortaya çıkan parçacıklar protezin gevşemesi ve bozulmasına yol açan reaksiyonlara neden olur [35]. Parçacıkların ortaya çıkmasının esas nedeni yorulma aşınması sonucunda yüzey veya yüzey altı kusurlarının yayılarak çukurlar oluşturmasıdır. Oluşan çukurlar diz ekleminde meydana gelen farklı eksenlerdeki gerilme değerleri sonucunda yüzeyde meydana gelen veya yüzey altında oluşup büyüyen çatlaklardan kaynaklıdır [9]. Oluşan bir diğer aşınma türü de malzeme meydana gelen çevresel delaminasyondur. Bu duruma sebep ise UHMWPE malzemesinde oluşan çatlakların yüzeye teğet şekilde büyümeye devam etmesidir. Şekil 2.32’de görüldüğü gibi çatlakların büyümesi sonucunda malzemeden tabaka şeklinde ayrılmalar meydana gelir [9].



Şekil 2.32. Aşınmış UHMWPE numunesi [36]

2.5 Çalışmanın Literatürden Farklılığı

Yapılan bu yüksek lisans tez çalışmasında da ISO 14243 standartlarında belirtilen hareket varyasyonlarına ve bu varyasyonların oluşturduğu yer değiştirme ve kuvvet değerleri dikkate alınarak diz eklem protezi aşınma simülatörü tasarımı ve imalatı gerçekleştirilmiştir. Literatür çalışmaları incelendiğinde hareketlerin verildiği anatomik bileşenler farklılık göstermektedir. Bu çalışmada da bükülme hareketi ve öne/arkaya hareketi femur bileşeninden; tibial dönme hareketi ve eksenel kuvvetin uygulanması ise tibia bileşeninden verilmiştir. Bu çalışma literatür özetinde değinilen ISO 14243 standartına aşınma testi yapmaya uygun, in vivo ortamda test yapabilen ve aşınma testi dışında yorulma testi gibi malzemelerin mekanik dayanımlarını ölçme amacı ile yapılan testlere olanak sağlayabilecek bir cihaz tasarlanmıştır.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Materyal

Bu çalışmada cihazın ana iskelet kısımlarında sac levha ve profil demir kullanıldı. Sistemin ana iskelet kısımlarının dışında genel olarak hem tıbbi uygulamalarda yoğun olarak kullanılan hem de yüksek sertlik değerinde, boyutsal kararlılığı iyi, elastikiyeti yüksek ve üstün dayanıma sahip derlin malzeme tercih edildi [37,38].

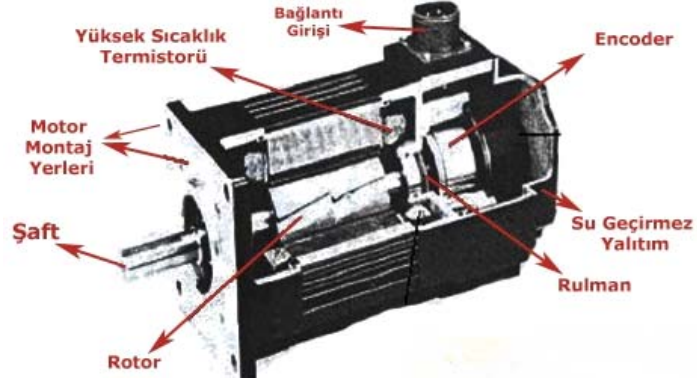
ISO 14243 standartında ki hareket varyasyonlarından biri olan aksel kuvvetin uygulanmasında sıkıştırma yoluyla enerji depolama özelliğine sahip olduklarından dolayı Şekil 3.1’de verilen bası yayı kullanıldı. Yapılan çalışmalarda incelendiğinde yayların yumuşak doku davranışını sergilemesi için kullanıldığı belirtilmiştir [18,20,24]. Kullanılan yayın teknik özellikleri Ek 3’de verildiği gibidir.



Şekil 3.1. Bası yayı

3.1.1. Servo Mekanizmalar

Servo motorlar kullanıldıkları sistemde son kontrol elemanı olarak görev alırlar. Genel bir tanımla kullanıcının komutlarını yerine getirmek üzere tasarlanmış motorlardır [39]. Bu motorlar kullanıcı isteğine göre tork, hız ve pozisyon gibi farklı modlarda çalışabilmesinden dolayı genellikle tercih edilmektedir. Prensipinde içerisinde genel olarak dişli sistemi bulunan bir motor ve geri besleme görevi gören encoder bulunan servo motorların içyapısı Şekil 3.2’de görüldüğü gibidir.

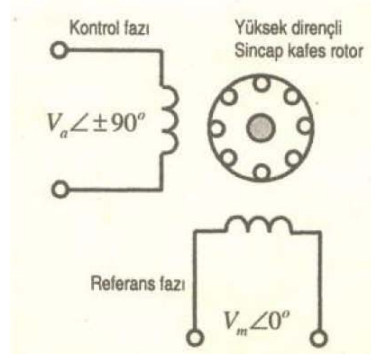


Şekil 3.2. Servo motor kesiti

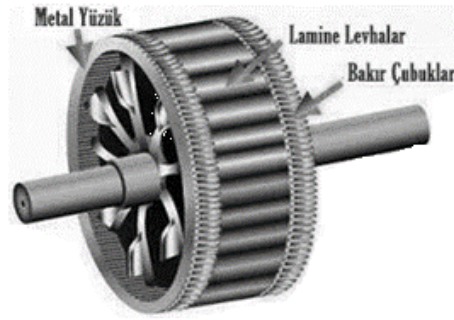
Servo motorlar kendi içerisinde iki ana gruba ayrılır. Birincisi AC servo motorlar, ikincisi ise DC servo motorlardır.

- **AC Servo Motor**

Bu tip servo motorlar genellikle Şekil 3.3’de görüldüğü gibi iki fazlı sincap tipi indüksiyon tipi motorlardır. Ancak gruplandırma yapılırken iki ve üç fazlı olarak kendi içerisinde ayrılırlar. İki fazlı servo motorların statorunda iki adet sargı bulunmaktadır. Bunlar eksenleri arasında 90°’lik elektriksel açı bulunan referans ve kontrol sargısıdır. Rotorun dönmesi için referans sargısına sabit değerli, sabit frekanslı alternatif akım uygulanırken; kontrol sargısına yükselteç devresinden gelen kontrol gerilimi verilir. Kontrol sargısına uygulanan akım, faz kaydırma devreleriyle 90° kaydırılarak uygulanır [40]. Referans ve kontrol sargılarına uygulanan akım ile oluşan manyetik alanlar sonucunda rotor döner. Statorunda ise tek çeşit sargı bulunmaktadır. Buna ise Şekil 3.4’de gösterilen sincap kafesli sargı adı verilmektedir [40].



Şekil 3.3. İki fazlı servo motor çalışma prensibi



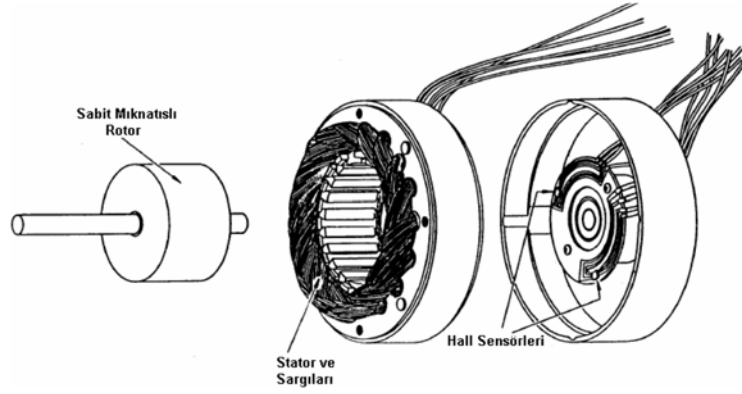
Şekil 3.4. Sincap kafesli sargı

Endüstride yoğun olarak AC servo motor tercih edilmektedir [40]. Küçük ve güçlü bir yapıda üretilirler. Bakımlarının kolay olması ve fazla arıza yapmamaları diğer tercih nedenleri olmaktadır.

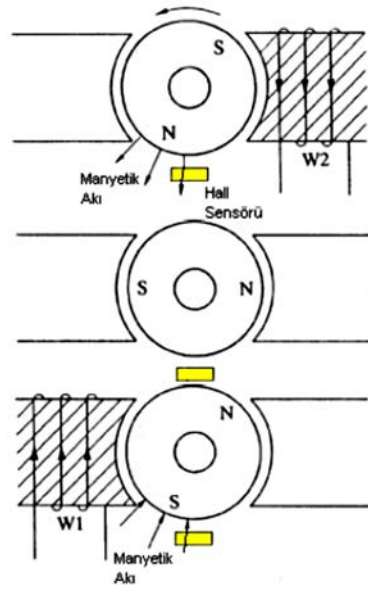
- **DC Servo Motor**

Servo motorların yapısı klasik DC motorlar gibidir. İç yapısında stator, rotor, gövde, fırça ve kollektörler bulunmaktadır (Şekil 3.5). Bu yapılardan endüktör (stator) daimi mıknatıslı bir DC motordur. Motorun dönme hareketini yapabilmesi için endüktör salgılarına etki ettirilen DC akımından dolayı manyetik alan oluşmaktadır. Yine aynı DC akımın fırça ve kolektörden geçirilip endüvi (rotor) sargısına uygulanmasından sonra endüvide de manyetik alan oluşmaktadır. Sonuç olarak stator ve rotorda oluşan döner manyetik alan etkisi ile dönme hareketi gerçekleşir. Ayrıca fırçalı DC motorun milini döndürülürken stator sargılarının doğru bir şekilde anahtarlanması gereklidir [41]. Bu nedenle hareket esnasında her adım

sonrası için enerji verilecek sargının seçilmesinde manyetik alanın varlığını doğru bir şekilde algılayan alan etkili sensör (hall sensör) kullanılmaktadır (Şekil 3.6). Bu sayede rotorun konumu doğru bir şekilde tespit edilebilir.



Şekil 3.5. DC servo motor içyapısı [41]



Şekil 3.6. Rotorun dönme hareketi [41]

Bu çalışmada da ISO 14243 standartlarında verilmiş olan bükölme hareketi için şekil 3.7’de verilen AC servo motor kullanıldı. Seçilen servo motorun teknik özellikleri Ek 4’de verildiği gibidir.



şekil 3.7. Bükölme hareketi için kullanılan AC servo motor

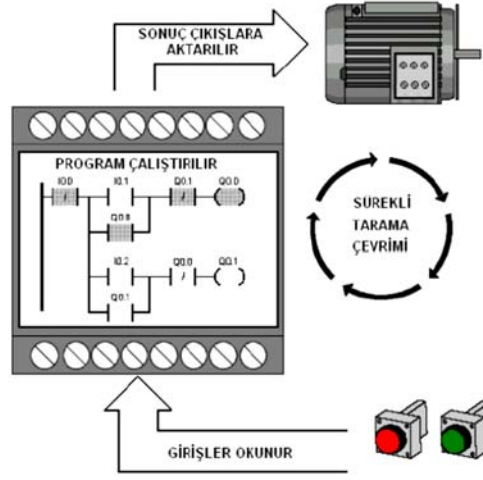
Bir diğer dönme hareketi olan tibial dönme durumu için de şekil 3.8’de verilen AC servo motor tercih edildi. Kullanılan servo motorun teknik özellikleri Ek 5’de verildiği gibidir.



şekil 3.8. Tibial dönme hareketi için kullanılan AC servo motor

3.1.2. PLC Sistemleri

PLC (Programlanabilir Mantıksal Denetleyici)'ler endüstri alanında kullanılmak üzere tasarlanmış, sayısal prensiplere göre yazılan fonksiyonu gerçekleyen, bir sistemi ya da sistem gruplarını giriş çıkış kartları ile denetleyen, içinde barındırdığı zamanlama, sayma, saklama ve aritmetik işlem fonksiyonları ile genel kontrol sağlayan elektronik bir cihazdır [42]. PLC'ler kendilerine verilen komutların kontrolü ve uygulanmasını sağlayabilmek için belli bir dizi işlem yapması gerekmektedir. Program işleme mantığı Şekil 3.9'da verildiği gibidir.



Şekil 3.9. PLC program işleme mantığı [43]

Bu çalışmada da servo motorlara uygulatılmak istenen konum ve kuvvet değerlerinin bilgisayar ile eş zamanlı olarak takibi için Şekil 3.10'da verilen 12 giriş ve 8 çıkışa sahip PLC kullanıldı. Kullanılan PLC'nin teknik özellikleri Çizelge 3.1'de verilmiştir.



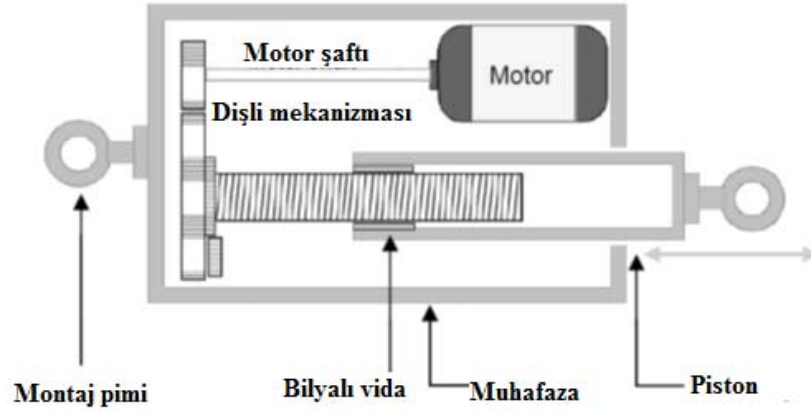
Şekil 3.10 PLC

Çizelge 3.1. PLC teknik özellikleri

	Bağlantı Hız Tipi	Bağlantı Nokta Sayısı
Dijital Giriş	Yüksek Hız (200 KHz)	4
	Düşük Hız (20 KHz)	2
	Orta Hız (5 KHz)	6
Dijital çıkış	Yüksek Hız (200 KHz)	4
	Orta Hız (20 KHz)	4

3.1.3. Lineer Motor (Aktüatör) Mekanizmaları

Elektrikli doğrusal aktüatör Şekil 3.11’de görüldüğü gibi düşük voltajlı bir DC motorun dönme hareketini, doğrusal harekete dönüştüren bir cihazdır. Yoğun olarak medikal, robotik, ağır yükler gerektiren işlerde kullanımı yaygındır [44].



Şekil 3.11. Lineer aktüatör mekanizması [2]

Bu çalışmada eksenel kuvvet hareketi hareketinin uygulanabilmesi için Şekil 3.12’de verilen 24V lineer aktüatör kullanıldı. Kullanılan lineer aktüatörün teknik özellikleri Çizelge 3.2’de verildiği gibidir.



Şekil 3.12. 24V lineer aktüatör

Çizelge 3.2. 24V lineer aktüatör teknik özellikleri

Çalışma Gerilimi (V)	24
Boşta Akımı (A)	1.2
Zorlanma Akımı (A)	18
Strok mesafesi (mm)	300
İtme Gücü (N)	3000
Hız (mm/s)	6

Bir diğer lineer hareket olan AP hareketi / kuvvet hareketinin uygulanabilmesi için Şekil 3.13’de verilen 12V lineer aktüatör kullanıldı. Kullanılan lineer aktüatörün teknik özellikleri Çizelge 3.3’de verildiği gibidir.



Şekil 3.13. 12V lineer aktüatör

Çizelge 3.3. 12V lineer aktüatör teknik özellikleri

Çalışma Gerilimi (V)	12
Yük Kapasitesi (N)	500
Hız (boşta) (mm/s)	16
Hız (yükte) (mm/s)	13
Uzunluk (mm)	100
Zorlanma Akımı (mA)	3000

3.1.4. Motor Sürücüleri

Bükülme ve tibial dönme hareketi için kullanılacak motorlar için Şekil 3.14’de verilen 220V AC beslemeye sahip, pozisyon, hız, tork ve butan jog modu olmak üzere dört farklı modda çalışabilen sürücü kullanıldı. Kullanılan servo sürücüye ait bağlantı şeması Ek 8’de verilmiştir.



Şekil 3.14. Servo motor sürücüsü

3.1.5 Limit Switch

Çalışmada lineer motorlar tarafından uygulatılmak istenen yer değiştirme hareketinin sınırlarının belli edilebilmesi için hareket eksenlerinin ilk ve son noktalarına Şekil 3.15’de gösterilen limit switch kullanıldı.



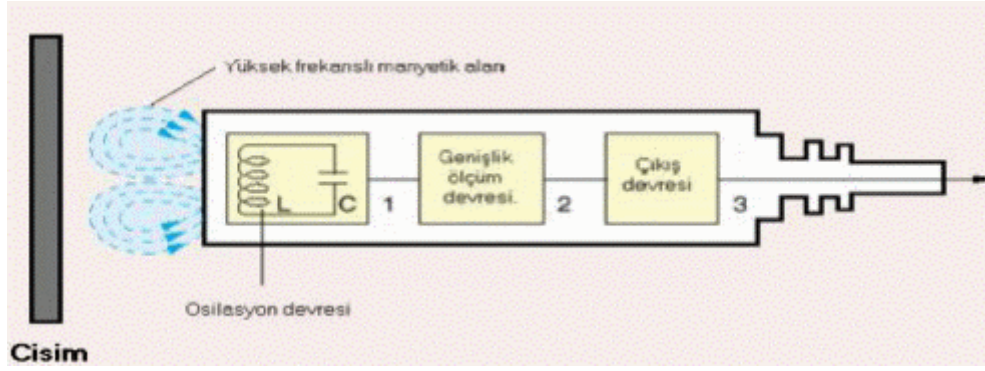
Şekil 3.15. Limit switch

3.1.6. Endüktif Sensör

Endüktif sensörler kendilerine yaklaşan metal cisimleri belirli bir mesafede algırlar. Bu sensörler kendi algılama mesafelerinde bir manyetik alan oluştururlar. Algılama mesafesine yaklaşan bir metal cisim bu manyetik alanı etkiler. Bu etkileşim sensörün çıkış sinyalini değiştirir. Böylece sensörün algılama mesafesine giren metal algılanmış olur. Bu çalışmada da kullanılan AC servo motorların her bir çevrim sonunda sıfır pozisyonuna gelebilmesi için Şekil 3.16’da verilmiş olan endüktif sensör kullanıldı. Endüktif sensörün içyapısı Şekil 3.17’de verildiği gibidir.



Şekil 3.16. Endüktif sensör



Şekil 3.17. Endüktif sensör içyapısı

3.1.7. Güç Kaynağı (SMPS)

Lineer aktüatörlere enerji sağlanabilmesi için güç kaynağına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu nedenle Şekil 3.18’de verilmiş olan 24V DC 12.5A ile çalışan güç kaynağı kullanılmıştır.



Şekil 3.18. Güç kaynağı

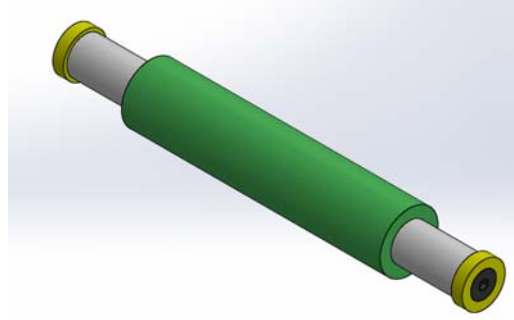
3.2. Yöntem

3.2.1. Diz Simülatör Tasarımı

Bu bölümde ISO 14243 standartının Ek 1 ve Ek 2’de verilen 4 ayrı hareket çiftini uygulayabilmesi için tasarlanmış sistemin ayrı bölümler halinde CAD ortamında oluşturulan tasarımları verilmiştir. Tasarlanan her bir parçanın detaylı teknik resimleri Ek 7’de verilmiştir.

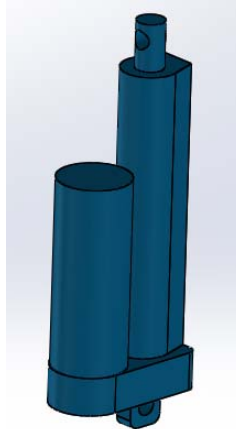
- **Öne ve Arkaya Hareket İçin Tasarım**

Bölüm 2.1.2’de verilmiş hareket profillerinden biri olan öne/arkaya hareketinin uygulatabilmesi için Şekil 3.19’da verilen burçlu kızak tasarlandı.



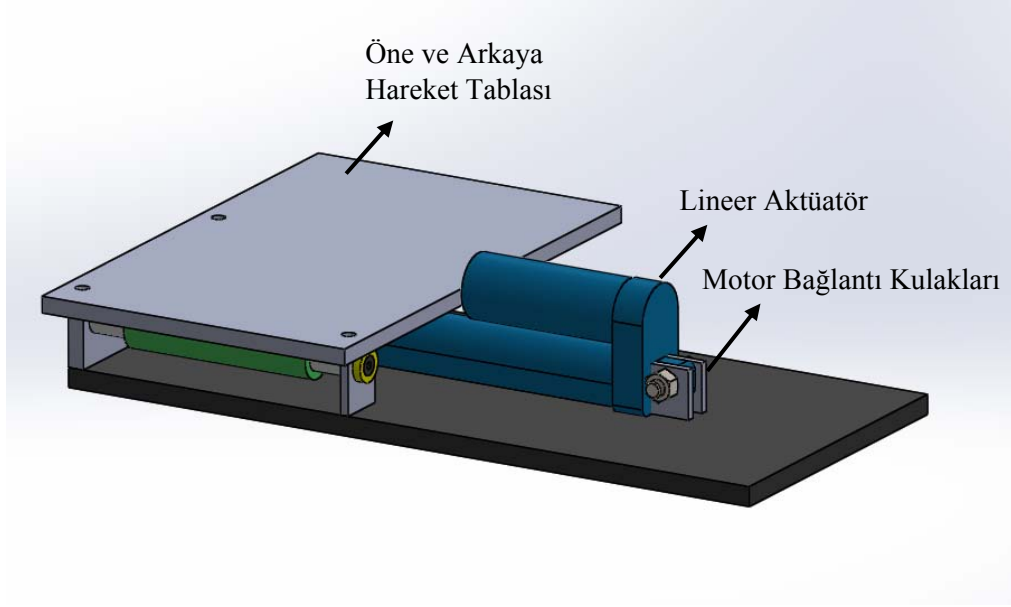
Şekil 3.19. Burçlu kızak

Burçlu kızığın istenilen hız ve strok değerinde hareket edebilmesi için ise CAD modeli Şekil 3.20’de verilmiş olan lineer aktüatör kullanıldı.



Şekil 3.20. Öne/Arkaya hareketi için kullanılan lineer aktüatör CAD modeli

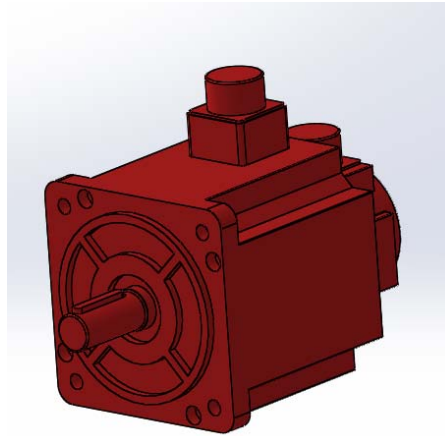
Öne ve arkaya hareketinin uygulanabilmesi için burçlu kızakların üstüne yerleştirilen tabla ile lineer aktüatörün bağlantısı yapıldı. Oluşturulan sistemin montaj edilmiş CAD modeli Şekil 3.21’de gösterildiği gibidir.



Şekil 3.21. Öne ve Arkaya hareket sisteminin CAD ortamındaki montaj hali

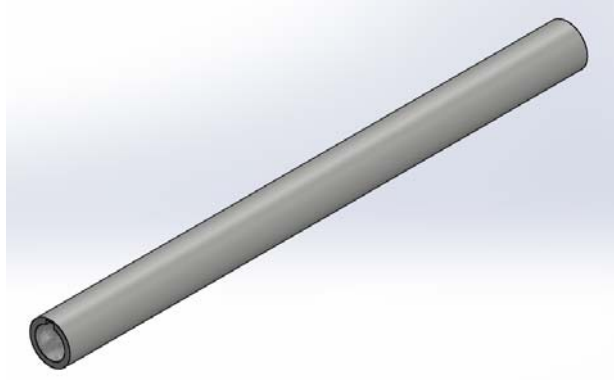
- **Bükülme Hareketi İçin Tasarımı**

Bölüm 2.1.2’de verilmiş hareket profillerinden bir diğeri olan bükülme hareketi için Şekil 3.22’de verilmiş olan servo motor kullanıldı.



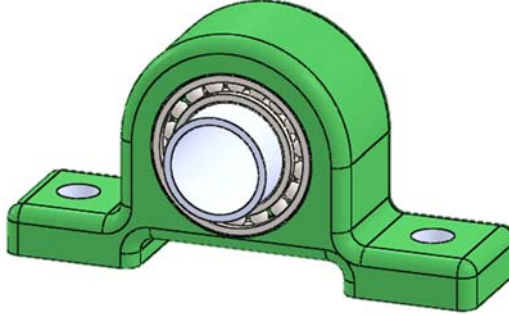
Şekil 2.22. Bükülme hareketi için kullanılan servo motor

Femur bileşeninin bükülme hareketini yapabilmesi için servo motor miline kamalı mil tasarlandı (Şekil 3.23).



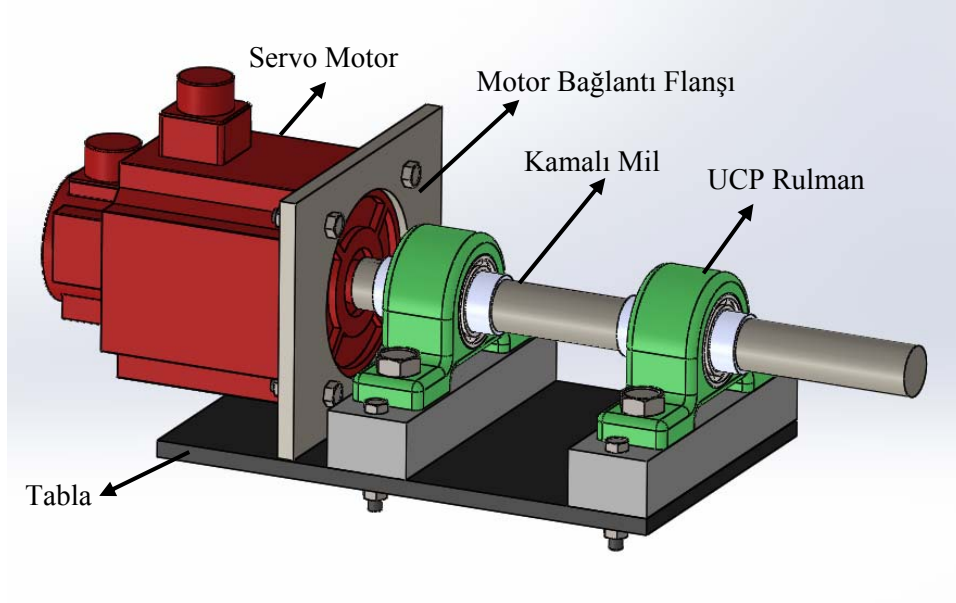
Şekil 3.23. Kamalı mil

Ani kuvvet değişimlerinin fazla olması nedeni ile kamalı milde oluşabilecek sehimi minimum seviyeye indirmek için Şekil 3.24’de CAD modeli verilmiş olan UCP rulman kullanıldı.



Şekil 3.24. UCP rulman CAD modeli

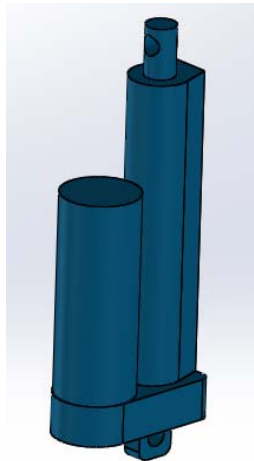
Bükülme hareketi için tasarımı yapılan genel sistemin görünüşü Şekil 3.25’de verildiği gibidir.



Şekil 3.25. Bükülme hareket sisteminin CAD ortamındaki montaj hali

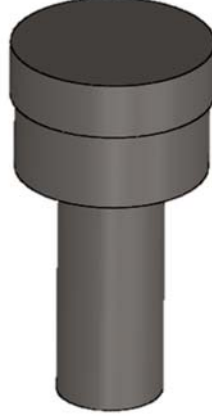
- **Eksenel Kuvvet Hareketi İçin Tasarım**

Bölüm 2.1.2’de verilen hareket profillerinden biri olan eksenel kuvvetin uygulanabilmesi için öne ve arakaya hareketinde olduğu gibi Şekil 3.26’da CAD modeli verilen lineer aktüatör kullanıldı.



Şekil 3.26 Eksenel kuvvet için kullanılan lineer aktüatör CAD modeli

Lineer aktüatöre Şekil 3.27’de verilmiş olan aksenal kuvvetin uygulanması için tasarlanmış hareketli parça ve bu parçanın yukarı aşağı hareketine yataklık eden ve sağa ve sola hareketini engelleyen Şekil 3.28’de gösterilen sabit bir parça tasarlandı.

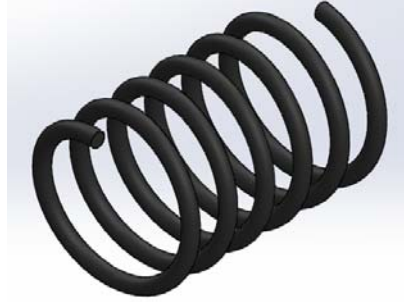


Şekil 3.27 Aksenal kuvvet hareketli parça



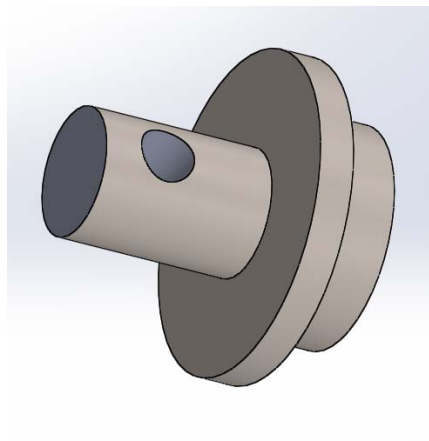
Şekil 3.28 Aksenal kuvvet sabit parça

Lineer aktüatör ile uygulanmak istenen aksel kuvvet için Şekil 3.29’da CAD modeli verilmiş olan bası yayı oluşturuldu. Yay kullanımı ile yumuşak doku davranışının yanı sıra lineer aktüatörün kuvvet odaklı çalışmasının yerine yer değiştirme odaklı çalışması amaçlandı.



Şekil 3.29. Bası yayı

Şekil 3.27’de verilmiş olan hareketli parçanın aksel kuvveti uygulanabilmesi için yerleştirilecek olan yaya yataklık etmesi için lineer aktüatörün hareketli miline Şekil 3.30’da CAD modeli verilmiş olan parça tasarlandı. Bu parça ile Şekil 3.27’de verilmiş olan parçanın bağlantısı için Şekil 3.31’de CAD modeli verilmiş olan piston parçası tasarlandı. Bu sayesinde sonraki bölümde işlenecek olan tibial dönme hareketinin uygulanmasına olanak sağlandı.

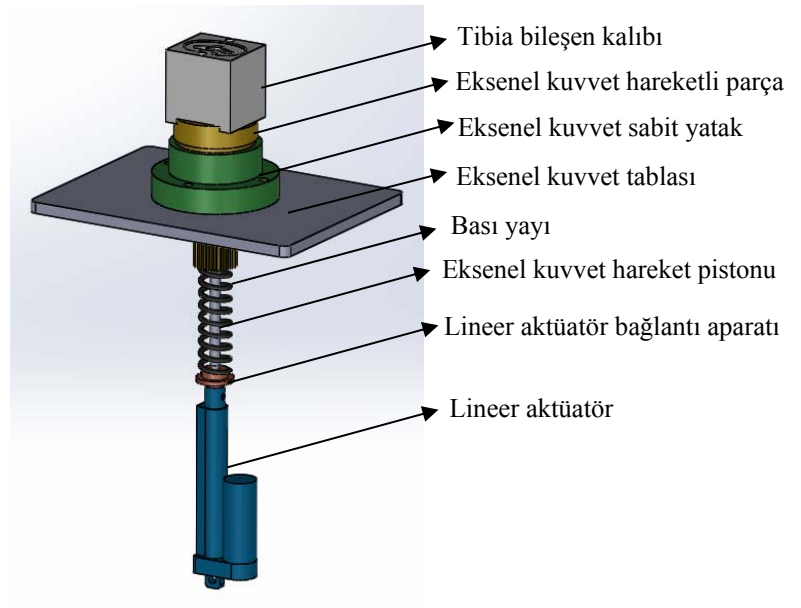


Şekil 3.30. Lineer aktüatör bağlantı aparatı



Şekil 3.31. Eksenel kuvvet için piston tasarımı

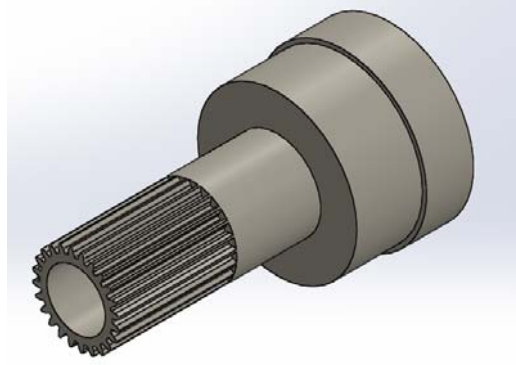
Eksenel kuvvet için tasarlanan sistemin CAD ortamındaki montaj hali Şekil 3.32’de verildiği gibidir.



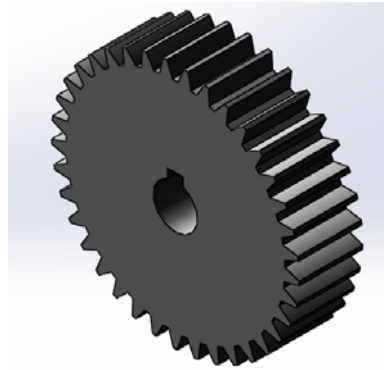
Şekil 3.32. Eksenel kuvvet uygulama sisteminin CAD ortamındaki montaj hali

- **Tibial Dönme Hareketi İçin Tasarım**

Bölüm 2.1.2’de verilmiş hareket profillerinden biri olan tibial dönme hareketi servo motor ve düz dişliler yardımıyla sağlanması planlandı. Eksenel kuvvetin uygulanması için tasarlanmış Şekil 3.27’de CAD modeli verilmiş olan parçanın üzerine düz dişli oluşturuldu (Şekil 3.33) Bu dişli ile eş zamanlı olarak çalışması istenen karşılık dişlisi ise tibial dönme hareketi için kullanılacak olan servo motorun miline bağlanan kasnağa oluşturuldu(Şekil 3.34). Bu sayede servo motor miline bağlanan dişli ile eksenel kuvvet için kullanılan hareketli parçaya dönme hareketi verildi.

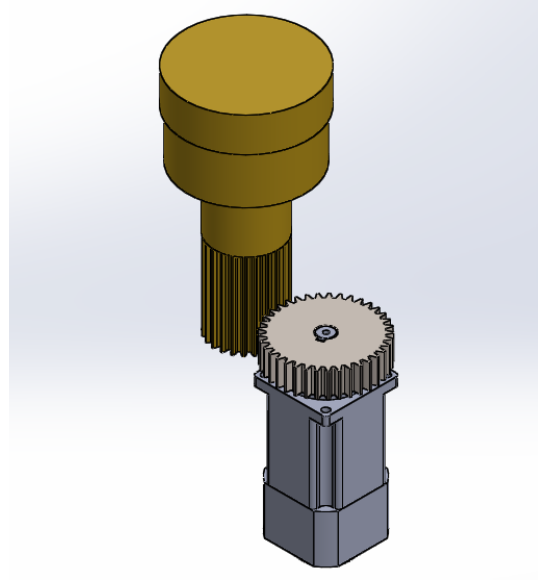


Şekil 3.33. Tibial dönme hareketi için dişli tasarımı



Şekil 3.34. Tibial dönme hareketi için karşılık dişlisi tasarımı

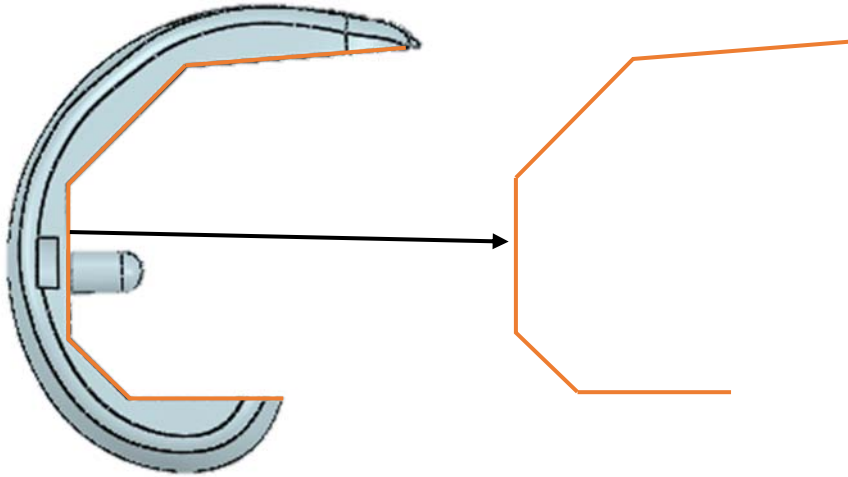
Tasarlanan sistemin CAD ortamındaki montaj görüntüsü Şekil 3.35’de verildiği gibidir.



Şekil 3.35. Tibial dönme hareketi montaj görüntüsü

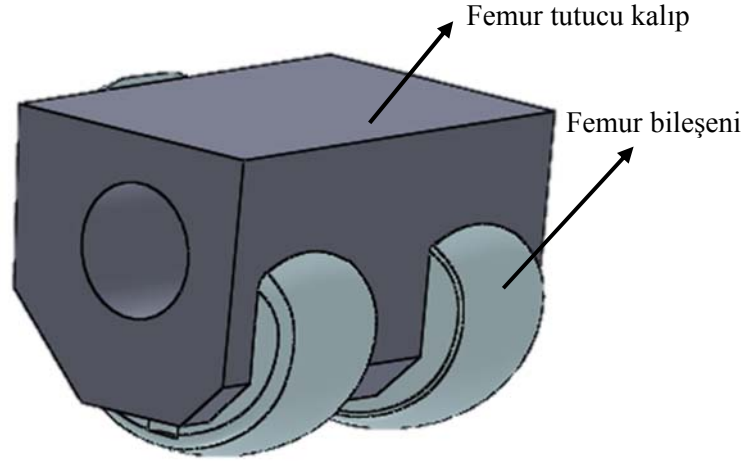
- **Diz Eklem Protez Bileşenleri İçin Tutucu Kalıp Tasarımı**

Tasarımın son aşamasında farklı boyutlarda kullanılacak olan diz eklem protez bileşenleri için uygun ölçülerde kalıp tasarımları yapıldı. Şekil 3.36’da 5 numara (size 5) femur bileşenin iç kısmının beşgen formu gösterilmiştir.



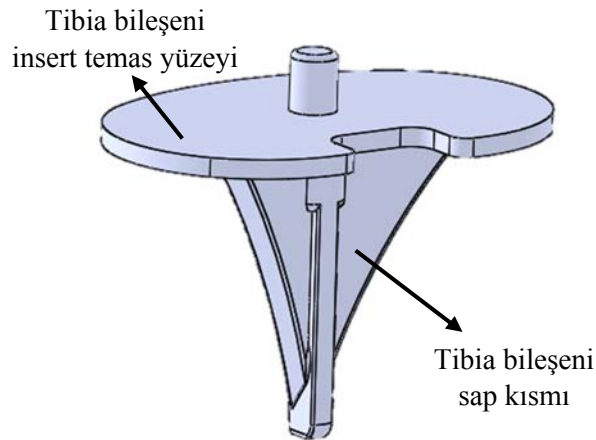
Şekil 3.36. Femur bileşeni beşgen formu

Şekil 3.36’da verilmiş olan beşgen form CAD programında katı modele dönüştürüldü. Elde edilen katı model ile femur bileşeni Şekil 3.37’de verildiği gibi montaj edildi.

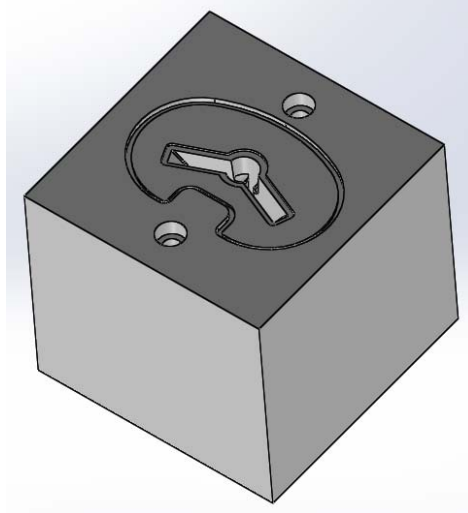


Şekil 3.37. Femur bileşeni ve tutucu kalıp montajı

Yukarıda belirtilmiş olan farklı ölçülerdeki femur bileşenlerinin yanı sıra femur bileşenin ölçüleri ile uyumlu farklı ölçülerde iki ayrı kısımdan oluşan tibia bileşeni de bulunmaktadır. Bunlar Şekil 3.38’de verildiği gibi insert bileşenin oturduğu elips şeklindeki yüzey ve tibia kemiğinin içerisine geçen sap kısmıdır. Geometrik olarak farklı size değerlerine bu bölgelerin ölçüleri değişmektedir. Bu nedenle farklı ölçülerdeki tibia bileşeninin kemiğe oturan kısmının geometrik formuna göre tasarım yapılması gerekmektedir. Şekil 3.39’da 5 numara (size 5) tibia bileşenin sap kısmına uygun bir şekilde çıkarılan kalıbın CAD modeli gösterilmektedir.



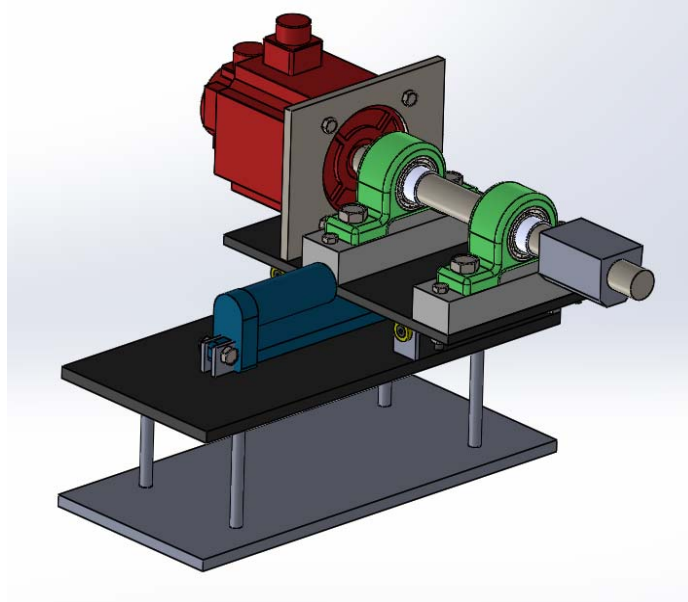
Şekil 3.38. Tibia bileşen kısımları



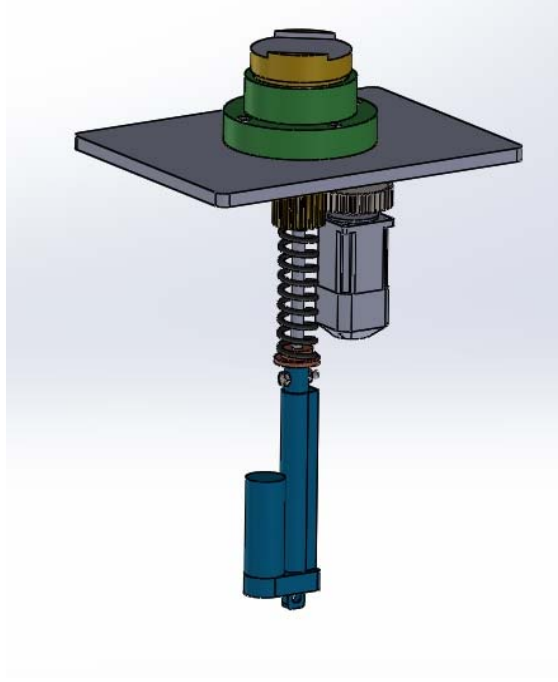
Şekil 3.39. 5 Numara tibia bileşen kalıbı

- **Genel Tasarım**

Bükülme hareketi ve öne/arkaya hareket çifti ve aksenal kuvvet ve tibial dönme hareket çifti için tasarlanan parçaların CAD ortamında montajları Şekil 3.40 ve Şekil 3.41’de verildiği gibi yapılmıştır.

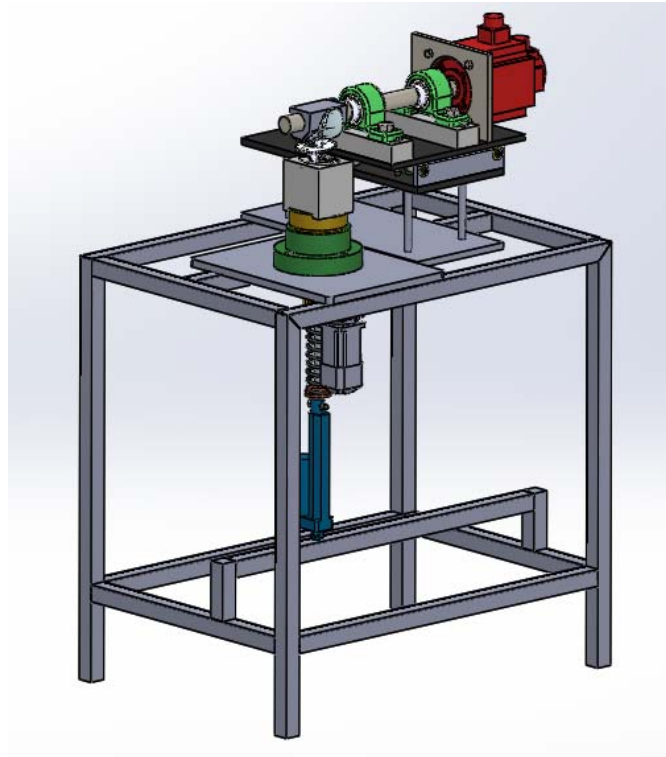


Şekil 3.40. Bükülme ve öne/arkaya hareketi için tasarlanan sistemin CAD ortamındaki montaj görüntüsü



Şekil 3.41. Aksel kuvvet ve tibial dönme hareketi için tasarlanan sistemin CAD ortamındaki montaj görüntüsü

Oluşturulan sistemin genel montaj hali Şekil 3.42'de verildiği gibidir.



Şekil 3.42. Genel montaj görüntüsü

3.2.2. Diz Simülator İmalatı

Bu başlık altında bölüm 3.2.1’de dört farklı hareket çifti için tasarlanan CAD modellerinin talaşlı imalat aşamaları verilmiştir.

- **Öne/Arkaya Hareketi İçin Üretim**

Öne ve arkaya hareketi için tasarlanan burçlu kızakların sabit yatakları ve hareketli parçalarının üretimi universal torna tezgâhında Şekil 3.43’de ve Şekil 3.44’de verildiği gibi gerçekleştirildi.



Şekil 3.43. Burçlu kızak hareketli parça imalatı



Şekil 3.44. Burçlu kızak yatak imalatı

Üretimi gerçekleştirilen burçlu kızakların bağlantıları yapılarak Şekil 3.45’de gösterildiği gibi montaj edildi. Öne ve arkaya hareket varyasyonu için kullanılan lineer aktüatör ile kızak sisteminin bağlantısı Şekil 3.46’da gösterildiği gibi yapıldı.



Şekil 3.45. Burçlu kızak montaj görüntüsü



Şekil 3.46. Öne/arkaya hareketi için sistemin montaj görüntüsü

- **Bükülme Hareketi İçin Üretim**

Bükülme hareketi için kullanılacak olan servo motorun tablaya bağlantısının yapılabilmesi içinde motor flanş çapına uygun bağlantı aparatının CNC freze tezgahında imalatı yapıldı (Şekil 3.47).



Şekil 3.47. Servo motor için bağlantı flanş üretimi

Bükülme hareketi için kullanılacak bir diğer parça olan femur tutucu kalıbında üretimi CNC freze tezgâhında gerçekleştirildi (Şekil 3.48).



Şekil 3.48. Femur tutucu kalıp üretimi

- **Eksenel Kuvvet Hareketi İçin Üretim**

Eksenel kuvvetin uygulanması için birbiri içerisinde kayar yataklı olarak tasarlanan parçaların Universal torna tezgâhında Şekil 3.49 ve Şekil 3.50'de gösterildiği şekilde üretildi.



Şekil 3.49. Eksenel kuvvet mil yatağının talaşlı imalatı



Şekil 3.50. Eksenel kuvvet milinin talaşlı imalatı

Hareketin uygulanmasında son olarak lineer aktüatörün sıkıştırıp kuvvet iletimi sağlaması için yerleştirilecek olan yayın geçeceği ara bağlantı parçasının imalatı yapıldı (Şekil 3.51).



Şekil 3.51. Aksel kuvvet bağlantı pistonu

Kullanılacak olan lineer aktüatörün yay ile bağlantısının yapılabilmesi için Şekil 3.52’de gösterilen şekilde parça üretimi yapıldı.



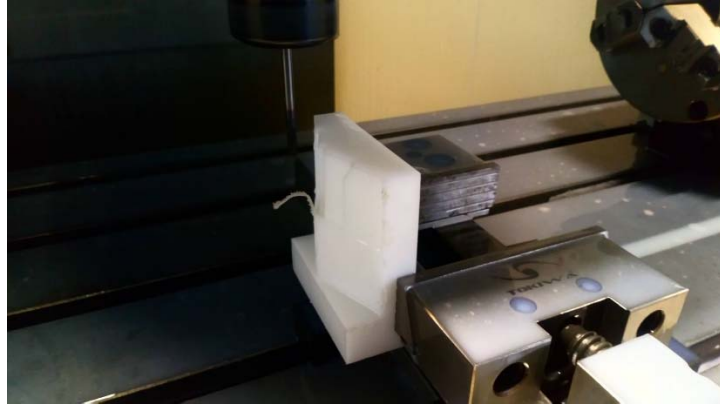
Şekil 3.52. Lineer aktüatör ile yay bağlantı parçası

Üretimi gerçekleştirilen aksel kuvvet mil yatağının sabitlenmesi için tasarlanan tablanın üretimi gerçekleştirildi (Şekil 3.53).



Şekil 3.53. Aksel kuvvet mil yatak tablası imalatı

Eksel kuvvet hareketli milin üzerine yerleştirilecek olan tibia kalıbının üretimi CNC freze tezgahında Şekil 3.54’de gösterildiği gibi gerçekleştirildi.



Şekil 3.54. Tibia bileşeni için kalıp üretimi

- **Tibial Dönme Hareketi İçin Üretim**

Eksenel kuvvet için tasarlanıp üretimi yapılan hareketli parça üzerine Şekil 3.55'de gösterildiği gibi düz dişli açıldı. Tibial dönme hareketi için kullanılması planlanan servo motor miline bağlanacak kasnağa karşılık dişlisi de yine universal freze tezgâhında üretildi (Şekil 3.56).



Şekil 3.55. Hareketli parça düz dişli açımı



Şekil 3.56. Tibial dönme karşılık dişlisi açımı

- **Genel Montaj**

Bu bölümde tasarım üretim aşamasından sonra her bir hareket varyasyonu için oluşturulan parçaların tümünün montajı Şekil 3.57’de gösterildiği gibi yapılmıştır.

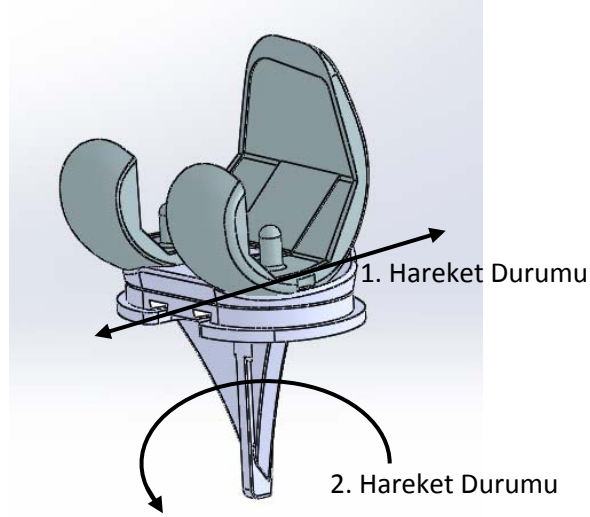


Şekil 3.57. Genel üretim resmi

3.2.3. Motor Güç Hesabı

- **Bükülme Hareketi İçin Motor Güç Hesabı**

Bükülme hareketi maksimum 58°'lik değere sahiptir [16,17]. Bu açı değeri femurun insert bileşeni üzerindeki hareketi ile sağlanmaktadır. Dönme hareketi uygulanırken yüzeyler arasında sürtünme meydana gelmektedir. Sistemde sürtünme kuvvetinin oluşumuna sebep olan iki farklı durum vardır(Şekil 3.58). Birinci durum femur bileşeninin öne ve arkaya hareketi yaparken insert bileşenine göre yatayda konumunu değiştirmesidir. İkinci durum ise tibial dönme hareketi sonucunda insert bileşenin femur bileşenine göre hareket etmesidir. Sonuç olarak bükülme hareketinin sadece sürtünme kuvvetlerini yenmeye yönelik hareket çifti olduğu görülmektedir.



Şekil 3.58. Femur-insert bileşenleri arasındaki hareket durumları

Birbiri ile sürtünen yüzeyler arasında oluşan sürtünme kuvveti;

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

F_s : Sürtünme kuvveti (N)

μ : Yüzeyler arası sürtünme katsayısı

$F_{yük}$: Eksenel kuvvet (N)

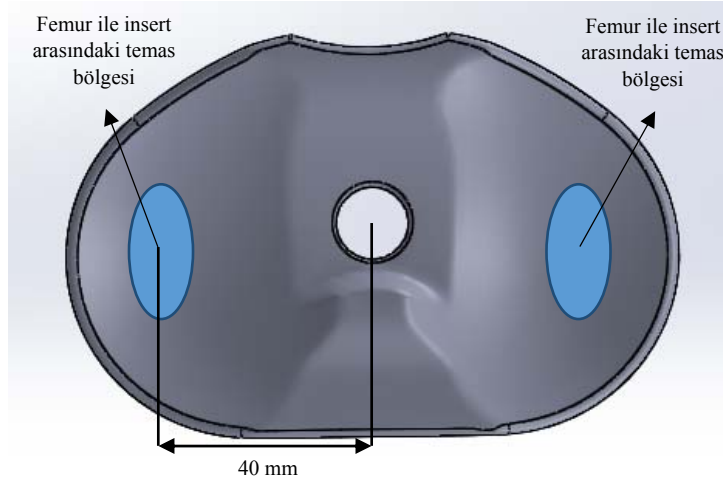
formülü ile hesaplanır.

Sistemde kullanılan insert ve femur bileşenlerinin malzeme özellikleri dikkate alındığında aralarındaki sürtünme katsayısı yaklaşık olarak 0.25'dir [45]. Hesaplama dikkate alınan bir diğer durum ise sürtünmeye yol açan kuvvetlerin sürekli olarak değişkenlik göstermesidir. Bu nedenle hesaplamalar yapılırken ortaya çıkan en büyük kuvvet değerlerine göre işlemler yapılmıştır. Ek 1 ve Ek 2'de belirtildiği gibi femurun bükülme hareketi yaptığı esnada oluşan en yüksek aksenal kuvvet değeri 2600N'dur. Bu kabullere göre 3.1 nolu denklemde değerler yerine yazıldığında:

$$F_s = 0.25 \times 2600 = 650 \text{ N}$$

olarak bulunur.

Protezin şekli gereği sürtünme kuvveti oluşan yüzeyler dönme merkezinden belli bir mesafe uzaklıktadır. Bu mesafeden dolayı sürtünme momenti oluşmaktadır. Sürtünme kuvvetinin oluştuğu noktanın dönme merkezine uzaklığı 5 numara insert bileşeni için Şekil 3.59'da gösterildiği gibi yaklaşık olarak 0.04m'dir. Buna göre sürtünme kuvvetinin yol açacağı sürtünme momenti;



Şekil 3.59. Sürtünme noktalarının dönme merkezine olan uzaklığı (5 numara insert için)

$$M_s = r \times F_s \quad (3.2)$$

formülü ile hesaplanır.

r: sürtünme kuvvetinin oluştuğu noktanın dönme merkezine olan uzaklığı (m)

F_s : Sürtünme kuvveti (N)

M_s : Sürtünme momenti

3.2 nolu denklemde değerler yerine yazıldığında;

$$M_s = r \times F_s = 0,04 \times 650 = 26 \text{ Nm olarak bulunur.}$$

Ortaya çıkan güç değeri;

$$P_s = M_s \times w \quad (3.3)$$

bağıntısı ile hesaplanır. Bu denklemde;

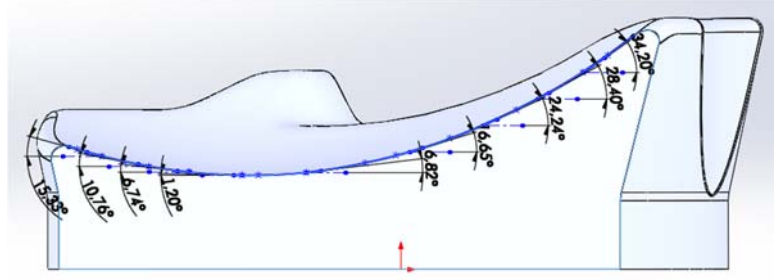
P_s : Sürtünme kuvvetini yenmek için gerekli olan motor gücü (W)

w: Açısal hız (rad/s)

3.1 ve 3.2 nolu denklemde elde edilen değerler 3.3 nolu denklemde yerine yazıldığında;

$$P_s = 26 \times 10 = 260 \text{ W olarak bulunur.}$$

Fakat yukarıda belirtilen hesaplamalar yapılırken düz bir yüzeyde meydana gelen sürtünme durumu için hesaplamalar yapılmaktadır. Bu nedenle eğimli yüzeyde oluşacak teğetsel kuvvetin ve momentin hesaba katılıp gerekli olan motor gücünün hesaplanması gerekmektedir. Bu aşamada yapılması gereken ilk şey insert bileşenindeki eğim açısının belirlenmesidir. Insert bileşeninin yüzeyindeki eğimin Şekil 3.60'da görüldüğü gibi en fazla 34.20° olduğu görülmektedir. Ancak Ek 2'de verilen öne ve arkaya hareketi için max değerinin 5.7 mm olduğu görülmektedir. Bu nedenle de aşınma testi esnasında femur bileşeni ile insert bileşeninin temas aralığında yaklaşık olarak en fazla 24.24° lik bir eğime denk gelmektedir. Sonuç olarak bu eğimin yol açacağı teğetsel kuvvet;



Şekil 3.60 İnsert bileşenindeki eğimin gösterimi (5 numara insert bileşeni için)

$$F_t = F_{yük} \times \tan(\gamma) \quad (3.4)$$

formülü ile hesaplanmaktadır. Bu denklemde;

F_t = Teğetsel kuvvet (N)

γ = Eğim açısı

3.4 nolu denklemde değerler yerine yazıldığında;

$$F_t = \tan(24,24) \times F_{yük} = 0,45 \times 2600 = 1170,66 \text{ N olarak bulunur.}$$

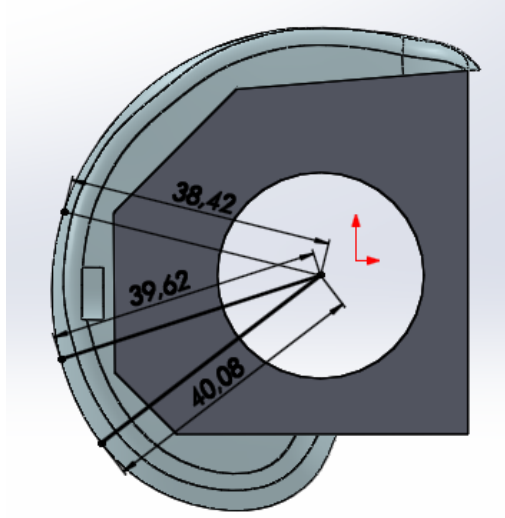
Bulunan F_t kuvvetini yol açacağı moment;

$$M_t = r \times F_t \quad (3.5)$$

formülü ile hesaplanmaktadır. Bu deklemdede;

r: Sürtünme kuvvetinin oluştuğu noktanın merkezden uzaklığı (m)

r mesafesi Şekil 3.61’de gösterildiği gibi maksimum 0.04 m olarak ölçülmektedir.



Şekil 3.61. Femur dönme merkezinin sürtünme yüzeyine olan uzaklığı

3.5 nolu denklemde değerler yerine yazıldığında;

$$M_t = r \times F_t = 0.04 \times 1170 = 46.8 \text{ Nm olarak bulunur.}$$

Bu kuvveti yenmek için gerekli olan motor gücü

$$P_t = M_t \times w \tag{3.6}$$

formülü ile hesaplanmaktadır. Bu deklemdе;

P_t: motor gücü (W)

w: Açısal hız (rad/s)

3.6 nolu denklemde değerler yerine konulduğunda;

$$P_t = 46.8 \times 5,68 = 265.82 \text{ W olarak bulunur.}$$

Yapılan hesaplamalar sonucunda toplam motor gücü

$$P_{\text{mot}} = P_s + P_t \tag{3.7}$$

formülü ile hesaplanmaktadır. Bu denklemde;

P_{mot} : Gerekli olan motor gücü (W)

P_s : Sürtünme kuvvetini yenmek için gerekli olan motor gücü (W)

P_t : Eğimi yenmek için gerekli olan motor gücü (W)

3.3 ve 3.6 nolu denklemden elde edilen güç değerleri 3.7 nolu denklemde yerine konulduğunda;

$$P_{mot}=P_s+P_t = 260 + 265.82= 525.82W \text{ olarak bulunur.}$$

Bulunan motor güç değeri mühendislikte geçerli olan 1.25 emniyet katsayısı ile çarparsak ihtiyaç duyulan motor gücünün yaklaşık 1000 watt olduğu ortaya çıktığı görülmektedir.

$$P_{em} = P_{mot} \times s \quad (3.8)$$

formülü ile hesaplanmaktadır. Bu denklemde;

s: Emniyet katsayısı

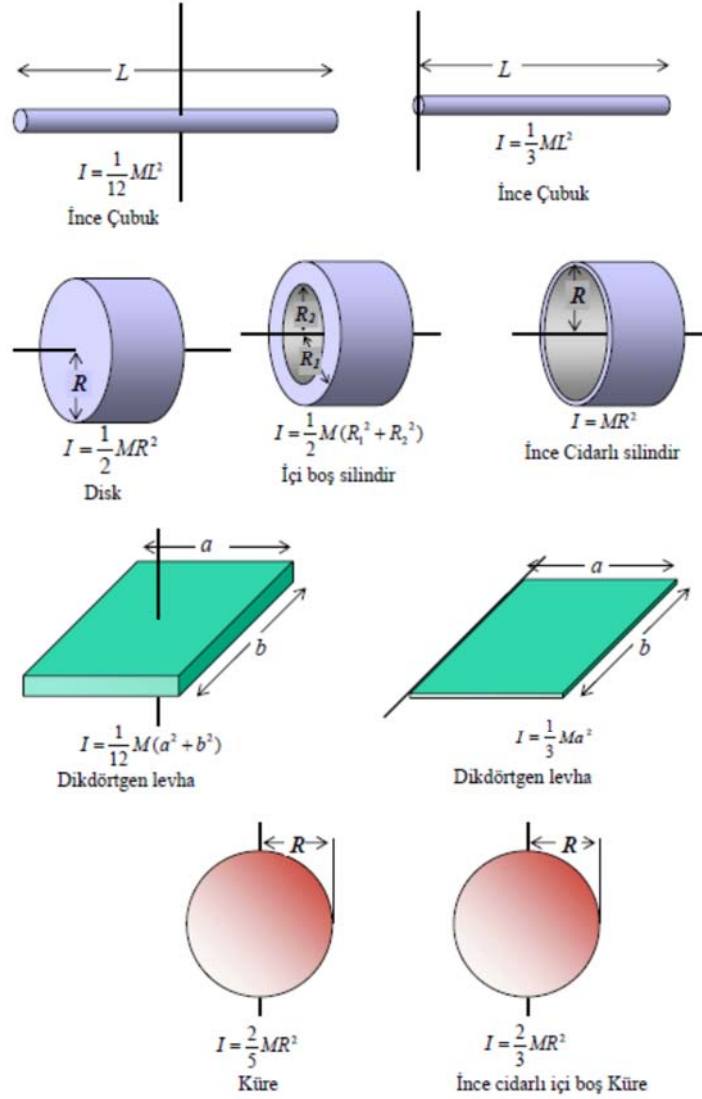
3.7 nolu denklemden elde edilen güç değeri 3.8 nolu denklemde yerine konulduğunda;

$$P_{em} = 525.82 \times 1.25 = 657.275 W \text{ olarak bulunur.}$$

Ancak kullanılan protezlerin boyutların standart değildir. Yani üretilen protezlerin genişlikleri, eğimleri birbirinden farklı olmaktadır. Ayrıca yapılması istenilen testlerin yürüme hareketi dışında günlük yaşamın zorlayıcı aktivitelerinin test edilebilmesine olanak sağlaması gerekmektedir. Bu nedenle hesaplanan veriler sonucunda alınması gereken güçteki motorlar yerine daha fazla güçteki motorların tercih edilmesi gerekmektedir.

- **Tibial Dönme Hareketi İçin Motor Güç Hesabı**

Cisimler ilk harekete geçmede ve ya hareket esnasındayken hızını değiştirmede kendi ağırlığından dolayı bir direnç göstermektedir. Ortaya çıkan bu dirence atalet momenti adı verilir [46]. Bu nedenle ilk olarak motorlar tarafından verilen dönme hareketinde döndürülecek cismin atalet momentinin hesaplanması gerekmektedir. Şekil 3.62’de farklı geometrilere sahip şekillerin atalet (eylemsizlik) momentlerinin hesabı yer almaktadır.



Şekil 3.62. Farklı geometrilere sahip şekillerin atalet momentleri [46]

Şekil 3.62’de verilen hesaplama yöntemlerine göre m kütleli içi dolu D çaplı silindirin dönme merkezindeki atalet momentinin değeri;

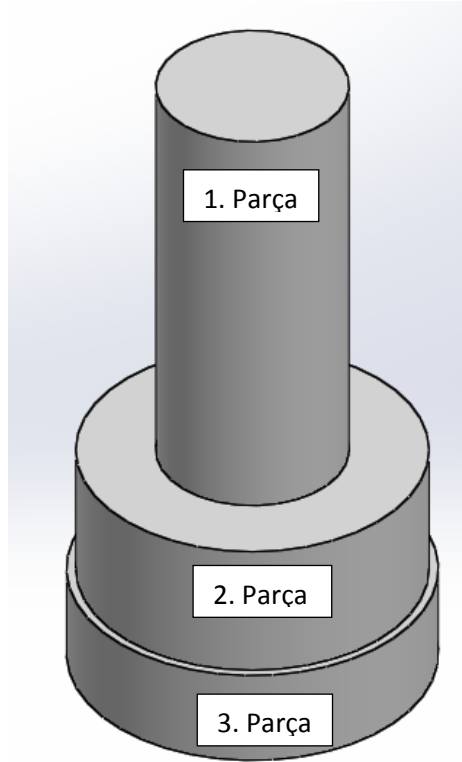
$$J_x = \frac{1}{8} m D_1^2 \quad (3.9)$$

bağıntısı ile hesaplanmaktadır. Bu denklemde;

m: kütle

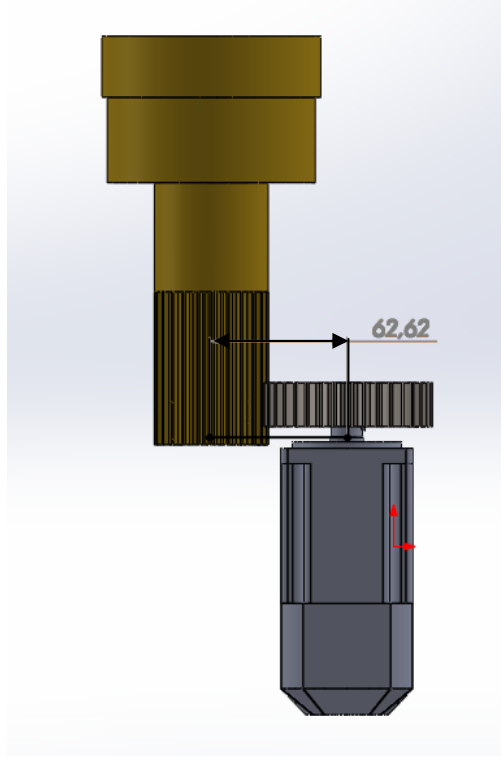
D₁: Çap

Ancak tasarlanan şeklin çapı uzunluk boyunca aynı değildir. Bu nedenle atalet momenti hesaplanabilmesi için parça 3 ayrı kısma bölünerek atalet momenti hesaplanmıştır (Şekil 3.63).



Şekil 3.63. Atalet momenti hesabı için geometrinin üç ayrı bölgeye ayrılması

Atalet momenti hesaplanırken her zaman eksen boyunca dönme gerçekleşmeyebilir. Bu nedenle hesaplanması istenilen eksen den belli bir mesafe uzaklıkta bulunan cisimlerin atalet momenti hesaplanırken paralel eksen teoremi uygulanır. Tasarlanan sistemde de bu durum söz konusudur. Şekil 3.64’de görüldüğü gibi dönme eksenini ile motor milinin arasındaki mesafe 0.062 m’dir.



Şekil 3.64. Motor mili ile dönme eksenindeki yatay mesafe

Paralel eksen teoremine göre atalet momenti;

$$I = I_{KM} + md^2 \quad (3.10)$$

formülü ile hesaplanmaktadır. Bu denklemde:

m: Kütle

d: Atalet momenti hesaplanacak eksene olan dik uzaklık

I_{KM} : Eksene göre hesaplanan atalet momenti

1. parça için hesaplama yapıldığında;

$$J_{x_1} = \frac{1}{8}mD_1^2 + md^2 = \frac{1}{8} \times 0.242 \times 0.052^2 + 0.242 \times 0.062^2 = 1.012 \times 10^{-3} \text{ kg.m}^2$$

2. parça için hesaplama yapıldığında;

$$J_{x_2} = \frac{1}{8}mD_2^2 + md^2 = \frac{1}{8} \times 0.344 \times 0.095^2 + 0.344 \times 0.062^2 = 1.71 \times 10^{-3} \text{ kg.m}^2$$

3. parça için hesaplama yapıldığında;

$$Jx_3 = \frac{1}{8}mD_3^2 + md^2 = \frac{1}{8} \times 0.209 \times 0.1^2 + 0.209 \times 0.062^2 = 1.064 \times 10^{-3} \text{ kg.m}^2$$

Bu üç parçanın atalet momentlerini toplamı ana parçanın atalet momentini vermektedir.

$$J_T = Jx_1 + Jx_2 + Jx_3 \quad (3.11)$$

$$J_{TH} = 1.012 \times 10^{-3} + 1.71 \times 10^{-3} + 1.064 \times 10^{-3} = 3.786 \times 10^{-3} \text{ kg.m}^2$$

olarak bulunmaktadır.

Hareket kontrol sistemlerinde yük ya doğrusal ya da dönerdir [47]. Motor gücünü hesaplayabilmek için yükün tüm torkunun motor miline taşınması gerekir. Yani yükün tüm ağırlığı motor milinin üzerindeymiş gibi hesap yapılır. Motor için gerekli olan tork değeri

$$T = J \times a \quad (3.12)$$

formülü ile hesaplanır. Bu denklemde;

J: Sistemin toplam atalet momenti (kg.m²)

a: Sistemin ivmesi (rad/sn²)

Her bir hareket aralığı için yapılan hesaplamalar sonucunda motor için gerekli olan tork değeri 0.6 Nm olarak bulunmuştur. Her bir zaman aralığı için yapılan hesaplamalar Ek 5’de detaylı olarak verilmiştir.

Dönme hareketinde en önemli etkenlerden bir diğeri de hareket esnasında oluşan tepe tork değerinin belirlenmesidir. Tepe torku basitçe bir ya da daha fazla hareket bölümünde gereken en yüksek tork değeridir. Seçilecek motor, belirlenen süre için istenen hızda bu torku sağlayacak şekilde seçilmelidir [47]. Bu nedenle de tüm

çalışma periyodu boyunca yük torkunun ortalama tork değerinin hesaplanması gerekmektedir. T_{rms} olarak adlandırılan bu değer;

$$T_{rms} = \sqrt{\frac{T_1^2 t_1 + T_2^2 t_2 + \dots + T_n^2 t_n}{t_1 + t_2 + \dots + t_n}} \quad (3.13)$$

formülü ile hesaplanır. Bu denklemde;

T_{rms} : Tepe tork değeri (N.m)

T_n : Hareketin n. bölümündeki yük torku (N.m)

t_n : Hareketin n. bölümünün süresi (sn)

Ek 2 'de verilmiş olan tibial dönme değerlerine göre T_{rms} değeri hesaplanmıştır. Yapılan hesaplamalar sonucunda T_{rms} değeri 0,37 Nm olarak bulunmuştur. Excel programında yapılan ayrıntılı hesaplamaları Ek 8'de verilmiştir.

Tibial dönme hareketinde en önemli hususlardan biride en büyük torkun ilk olarak harekete geçmede meydana gelmesidir. Bu nedenle ilk olarak dönen hareket ataletinin motor miline indirgenmesi gerekmektedir[47].

$$J_{ind} = \frac{J \times n_2^2}{n_1^4} \quad (3.14)$$

formülü ile hesaplanır. Bu denklemde;

n_1 : Gerekli olan hareketin rpm değeri

n_2 : Motor rpm değeri

3.10 ve 3.12 nolu denklemler sonucunda sistemin toplam atalet momenti $3.786 \times 10^{-3} \text{ kg.m}^2$ olarak hesaplanmıştır. Tibial dönme hareketi için Ek 2 'de verilen değerler doğrultusunda servo motorun 1 sn'de $14,54^\circ$ dönmesi gerektiği bilinmektedir. Bu bilgi ile tibial dönme hareketinin rpm değeri 2.42 olarak bulunmaktadır. Bir diğer bilinmeyen olan motor rpm değeri ise 3000 olarak alınmıştır. Bulunan değerler ve yapılan kabuller sonucunda 3.14 nolu denklemde değerler yerine konulduğunda;

$$J_{ind} = \frac{J \times n_2^2}{n_1^4} = \frac{3,786 \times 10^{-3} \times 2.42^2}{3000^2} = 2.463 \times 10^{-9} \text{ kg.m}^2$$

olarak bulunur.

• Öne ve Arkaya Hareket İçin Motor Güç Hesabı

Lineer harekette oluşan en önemli durum hareket eden yüzeyler arasında oluşan sürtünmedir. Bu nedenle Lineer motorlar için yapılan güç hesaplamalarında ortaya çıkan sürtünme direncinin hesaplanması gerekmektedir. Sürtünme direnci;

$$F_g = m \times g \times \mu \quad (3.15)$$

formülü ile hesaplanır. Bu denklemde;

F_g : Sürtünme direnci (N)

m : kütle

g : Yer çekimi ivmesi

μ : Yüzeyler arası sürtünme katsayısı

CAD modeli ve üretim süreci verilmiş olan burçlu yatakların arasındaki sürtünme katsayısı 0.2'dir [48]. Diğer yandan hareket verilecek olan sistemin ağırlığı Bölüm 3.2.1.4'de tasarlandığı gibi üzerine yerleştirilen servo motor, UCP rulman ve bükülme hareketi için kullanılacak olan tablanın ağırlığı olacaktır. Bu üç kütleli ağırlıkları hesaba katıldığında toplamda 15.3 kg'lık bir ağırlık bulunmaktadır. Ek 1 ve Ek 2 'de verilmiş olan tablolarda aksenal kuvvetin en büyük değeri olan 2600N olduğu görülmektedir. Ancak bu kuvvet değerinin analiz için gerekli olan 1 saniyelik çevrimin 1/100'üne denk gelmektedir. Bu nedenle anlık olarak uygulanacak aksenal kuvvet değeri gerekli olan sürtünme direnci üzerinde fazla bir etkisi olmayacaktır. Yine Ek 1 ve Ek 2'de verilen değerlerde analiz başlangıcında aksenal kuvvet değeri 167,6 N'dur. Analiz için her döngü başlangıcı bu kuvvet değeri ile başlamaktadır. Bu nedenle de hesaplanan kütleyle bu durumun etkisi de katılmalıdır. Sonuç olarak yapılan kabuller sonucunda sürtünme direnci;

$$F_g = 32 \times 9.81 \times 0.25 = 78.48 \text{ N}$$

olarak bulunmaktadır.

Sürtünme direncinin hesaplanmasının ardından gerekli olan motor gücünün hesaplanması gerekmektedir. Doğrusal harekette gerekli olan güç;

$$P = \frac{F_g \times v}{1000} \text{ [kW]} \quad (3.16)$$

formülüne göre hesaplanmaktadır.

EK 2’de verilmiş olan AP hareket değerinin bir çevrim boyunca maksimum 11.4 mm olduğu görülmektedir. Bu yüzden hız değeri 11.4 mm/s olarak kabul edilmiştir. Bu kabul doğrultusunda 3.16 nolu denklemde değerler yerine yazıldığında;

$$P = \frac{78,48 \times 0.0114}{1000} = 8,94 \times 10^{-4} \text{ kW}$$

olarak bulunmaktadır. Elde edilen sonuç düşük seviyelerde bir güce denk gelmektedir. Esas olarak seçilecek olan motorun hareket mesafesinin Ek 2’de verilmiş test için gerekli olan hareket mesafesini karşılaması önemli hale gelmektedir.

• Aksel Kuvvet İçin Motor Güç Hesabı

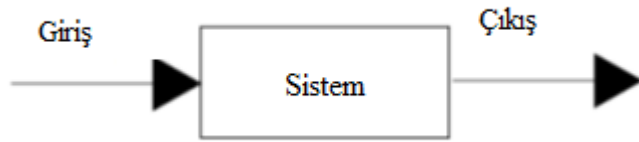
Bu hareket tipinde gerekli olan maksimum kuvvet değeri Ek 2’de verildiği gibi 2600 N’dur. Seçilmesi gerek motorun bu kuvvet değerini karşılaması gerekmektedir. Şekil 3.13’de verilmiş olan lineer aktüatörün ucuna yerleştirilen yay ile kuvvet iletimi yapılacağından dolayı aktüatörün strok hızı da önemli bir parametre haline gelmektedir.

Kullanılan yayın Ek 1 ve Ek 2’de verilen en az 167 N ve en fazla 2600 N arasındaki kuvvet değerlerinde nasıl bir davranış sergilediğini görebilmek için dinamik yorulma test düzeneğinde deneyleri yapıldı. Elde edilen değerlere göre

kullanılacak lineer motorlara uygulatılacak strok mesafeleri belirlendi. Deneyler sonucunda elde edilen yük / deplasman ve deplasman / zaman eğrileri Ek 9'da verilmiştir.

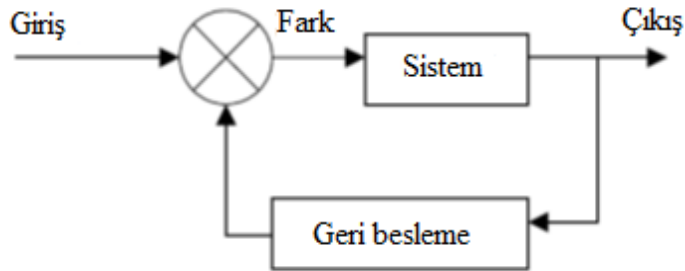
3.2.4. Motor Kontrolü

- **Açık Çevrim Kontrol Sistemi:** Bu tip çevrim kontrol sistemlerinde giriş parametresi bağımsız bir değişkendir. Çıkış değerinin giriş değeri üzerinde etkisi yoktur. Ancak çıkış değeri giriş değerinin bir fonksiyonudur[49]. Açık çevrim kontrol sistemlerinin genel kontrol şeması Şekil 3.65'de verildiği gibidir.



Şekil 3.65. Açık çevrim kontrol sistemi [49]

- **Kapalı Çevrim Kontrol Sistemi:** Bu tip kontrol sistemlerinde açık çevrim kontrol sistemlerinden farklı olarak çıkıştan alınan geri besleme değeri ile giriş değeri kontrol altındadır. Açık çevrimde çıkış değeri giriş değerinin bir fonksiyonu iken; kapalı çevrim kontrol sistemlerinde çıkış değeri, giriş ile geri besleme değerinin toplamının bir fonksiyonudur. Kapalı çevrim kontrol sistemlerinin kontrol şeması Şekil 3.66'da verildiği gibidir.



Şekil 3.66. Kapalı çevrim kontrol sistemi[49]

3.2.4.1. Servo Sürücü Parametrelerinin Ayarlanması

Çalışmada AC servo motorların sürücüleri pozisyon moduna alınarak çalıştırıldı. Gerekli olan parametre ayarları he iki servo motor için Çizelge 3.4’de verildiği gibi ayarlandı.

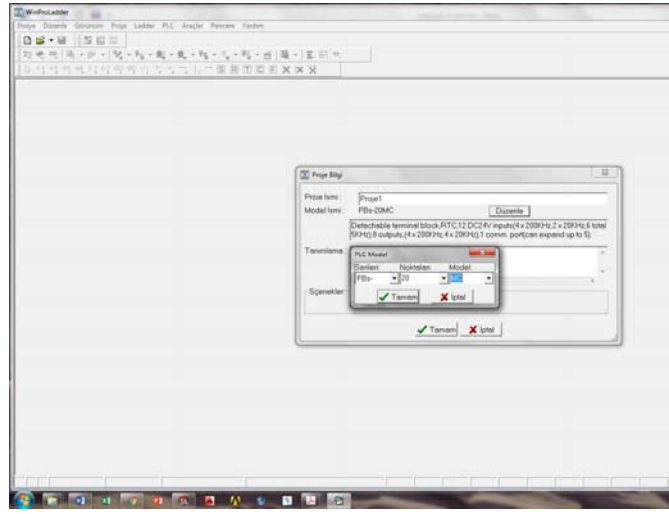
Çizelge 3.4 AC Servo sürücü parametre tablosu

Parametre	Değer	
	1500W AC servo	400W AC servo
P0	0	0
P1	0	0
P2	1501	400
P3	1	1
P4	0	0
P5	1	1
P12	100	100
P13	72	72

3.2.4.2. Servo Motor Kontrolü

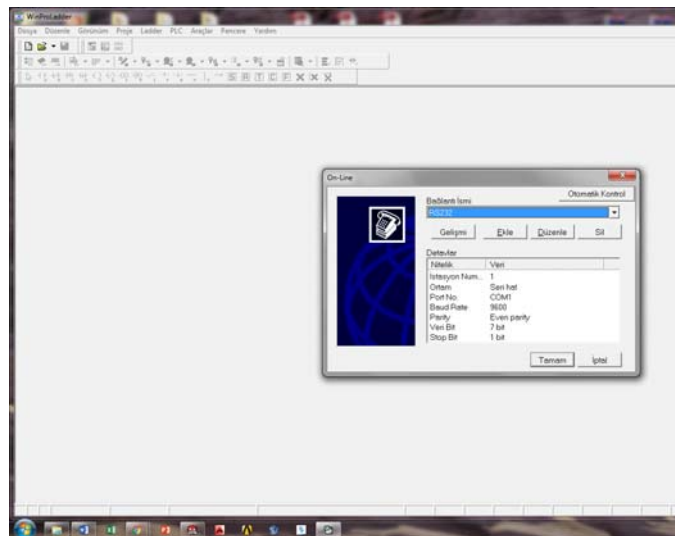
Bu çalışmada Bölüm 3.1.2’de verilmiş olan PLC ile kullanılan her iki servo motorun kontrolü yapıldı. Servo motor kontrolü için gerekli olan bağlantı şekilleri ve bağlantı şeması Ek 6’da verildiği gibidir. PLC ile kontrol firma tarafından temin edilen WindProladder yazılımı ile gerçekleştirildi. Aşağıda aşamalı bir şekilde genel hatları ile kullanılan servo motorların nasıl kontrol edildiği verilmiştir.

Kontrol işleminde ilk adım olarak gerekli kablo bağlantıları yapıldı, PLC RS232 dönüştürücü aparatı ile bilgisayara bağlandı. Daha sonra program içerisinde PLC markası için uygun kodlar seçildi (Şekil 3.67).



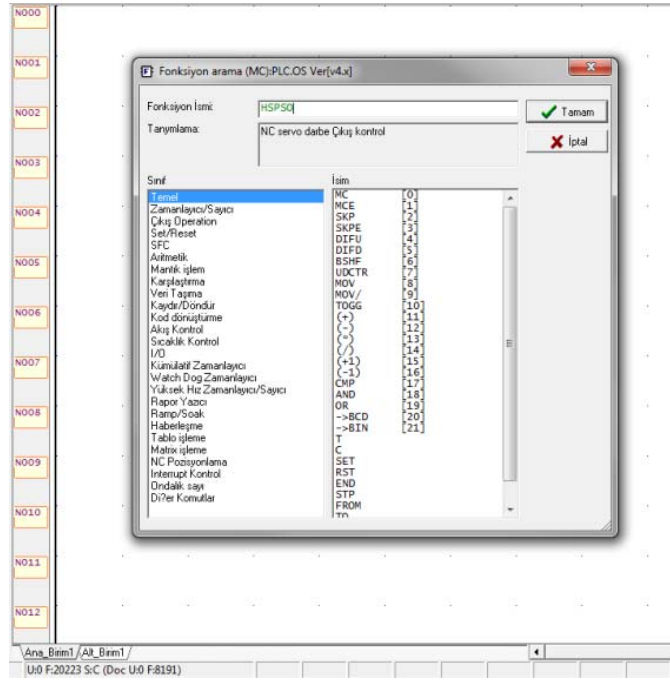
Şekil 3.67. PLC giriş ayar ekranı

PLC ile bilgisayarın bağlantı tipinin belirlendiği ayarlamalar yapıldı (Şekil 3.68).



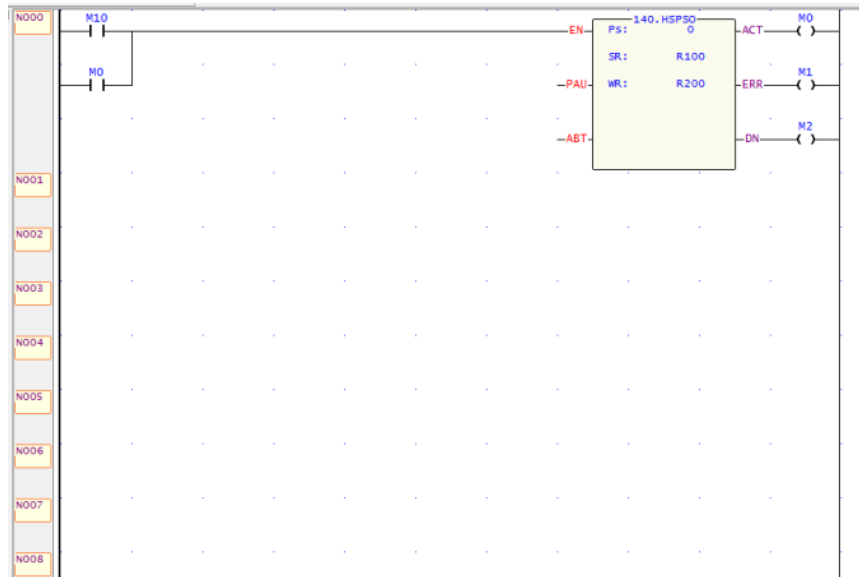
Şekil 3.68. PLC-pc bağlantı ayarları

PLC ile servo motoru sürebilmek için HSPSO komutu kullanıldı (Şekil 3.69).



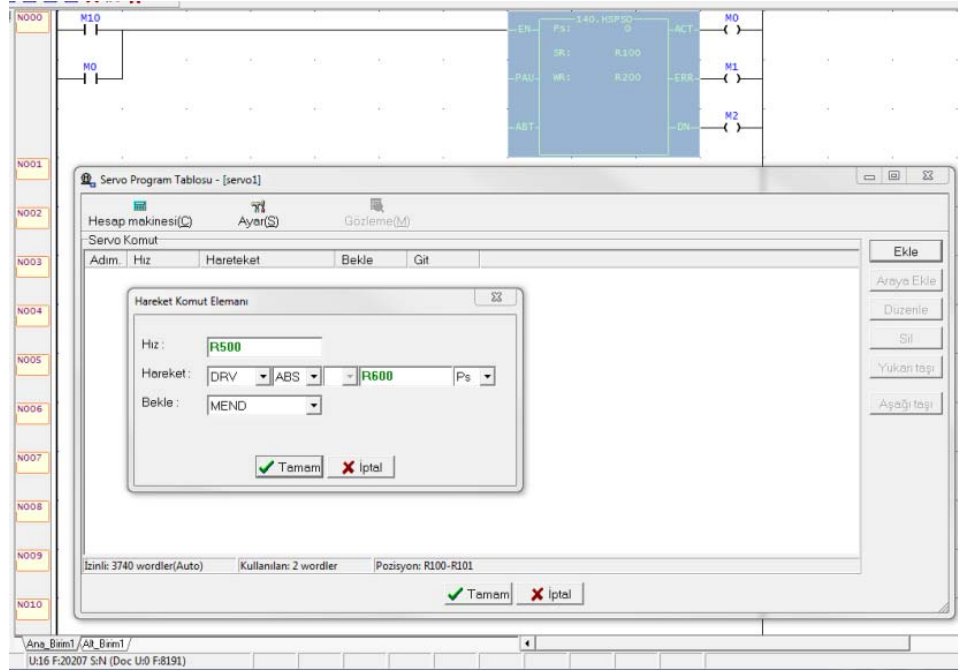
Şekil 3.69. HSPSO komut uygulaması

Kullanılan HSPSO komutu ile motorun giriş bölümü, başlangıç bölümü ve çalışma bölümü için adresler belirlendi. Servo hareket ederken aktif çıkış, hata çıkışı ve pozisyon tamamlandığında verilen çıkışı tanımlamak için gerekli olan kontaklar belirtildi (Şekil 3.70).



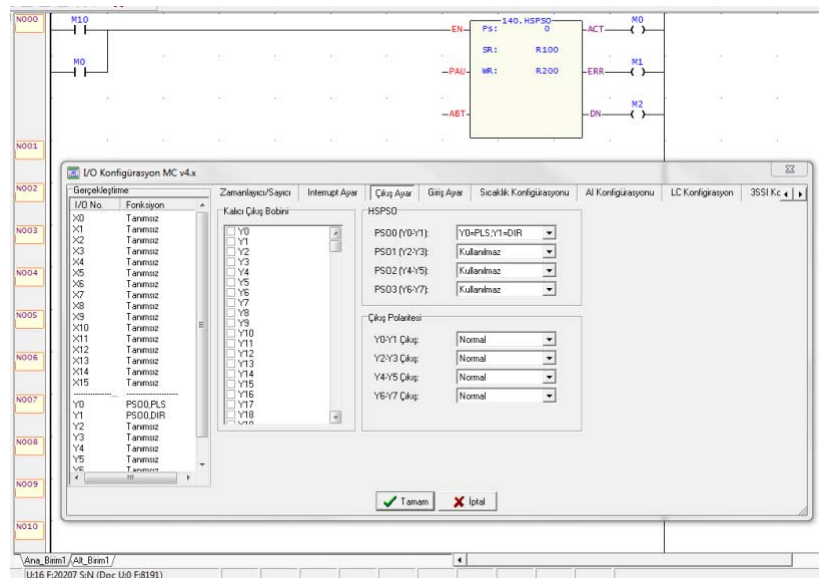
Şekil 3.70. HSPSO komutu ile giriş ve çıkış bölümlerinin belirlenmesi

Daha sonra servo program tablosundan servo komut elemanı sekmesinde bulunan hızın kayıtlı olacağı kısmı, hareketin kayıtlı olacağı kısmı ve motorun bekleme süresi ile ilgili için ayarlamalar yapıldı (Şekil 3.71).



Şekil 3.71 Servo program tablosu oluşturma

Son olarak giriş ve çıkış konfigürasyon menüsünde bulunan çıkış ayar bölümünden kalıcı çıkış bobini Y0 olarak seçildi ve PLC'nin çıkış bölümü olarak Y0=PLS, Y1=DIR olarak belirlendi (Şekil 3.72).



Şekil 3.72. PLC çıkış bölümünün belirlenmesi

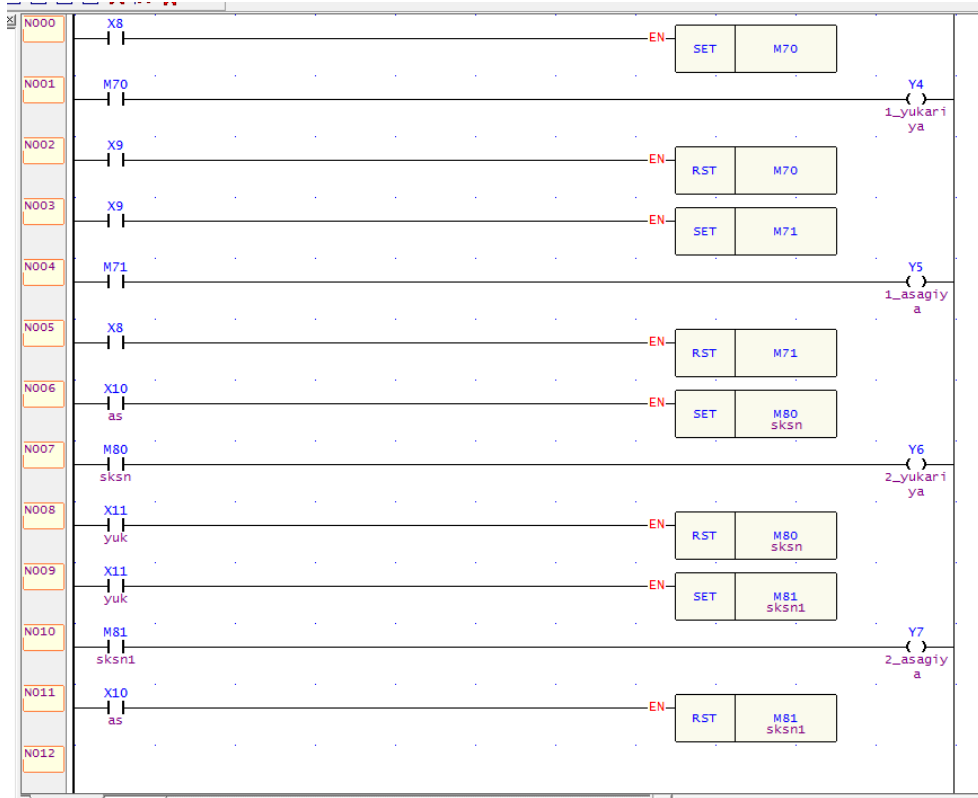
Servo motorlar için standart değerlerinin girildiği durum izleme sayfası Şekil 3.73'de verildiği gibi girilmiştir.

Durum İzleme											
İsmi	Durum	Veri	İsmi	Durum	Veri	İsmi	Durum	Veri	İsmi	Durum	Veri
[DR2200]	Decimal	77	[DR2246]	Decimal	-27	[DR2292]	Decimal	63	[DR2340]	Decimal	-160
[DR2202]	Decimal	94	[DR2248]	Decimal	-10	[DR2294]	Decimal	57	[DR2342]	Decimal	-168
[DR2204]	Decimal	94	[DR2250]	Decimal	-1	[DR2296]	Decimal	50	[DR2344]	Decimal	-176
[DR2206]	Decimal	82	[DR2252]	Decimal	8	[DR2298]	Decimal	42	[DR2346]	Decimal	-184
[DR2208]	Decimal	68	[DR2254]	Decimal	16	[DR2302]	Decimal	33	[DR2348]	Decimal	-192
[DR2210]	Decimal	27	[DR2256]	Decimal	27	[DR2304]	Decimal	24	[DR2350]	Decimal	-197
[DR2212]	Decimal	13	[DR2258]	Decimal	34	[DR2306]	Decimal	14	[DR2352]	Decimal	-204
[DR2214]	Decimal	-1	[DR2260]	Decimal	44	[DR2308]	Decimal	3	[DR2354]	Decimal	-210
[DR2216]	Decimal	-13	[DR2262]	Decimal	49	[DR2310]	Decimal	-8	[DR2356]	Decimal	-216
[DR2218]	Decimal	-25	[DR2264]	Decimal	56	[DR2312]	Decimal	-14	[DR2358]	Decimal	-222
[DR2220]	Decimal	-34	[DR2266]	Decimal	62	[DR2314]	Decimal	-19	[DR2360]	Decimal	-228
[DR2222]	Decimal	-44	[DR2268]	Decimal	67	[DR2316]	Decimal	-31	[DR2362]	Decimal	-234
[DR2224]	Decimal	-5	[DR2270]	Decimal	72	[DR2318]	Decimal	-43	[DR2364]	Decimal	-240
[DR2226]	Decimal	-54	[DR2272]	Decimal	75	[DR2320]	Decimal	-54	[DR2366]	Decimal	-246
[DR2228]	Decimal	-58	[DR2274]	Decimal	77	[DR2322]	Decimal	-66	[DR2368]	Decimal	-258
[DR2230]	Decimal	-59	[DR2276]	Decimal	78	[DR2324]	Decimal	-78	[DR2370]	Decimal	-262
[DR2232]	Decimal	-60	[DR2278]	Decimal	80	[DR2326]	Decimal	-89	[DR2372]	Decimal	-270
[DR2234]	Decimal	-59	[DR2280]	Decimal	76	[DR2328]	Decimal	-100	[DR2374]	Decimal	-276
[DR2236]	Decimal	-55	[DR2282]	Decimal	75	[DR2330]	Decimal	-111	[DR2376]	Decimal	-280
[DR2238]	Decimal	-51	[DR2284]	Decimal	72	[DR2332]	Decimal	-123	[DR2378]	Decimal	-284
[DR2240]	Decimal	-45	[DR2286]	Decimal	68	[DR2334]	Decimal	-132	[DR2380]	Decimal	-286
[DR2242]	Decimal	-40	[DR2288]	Decimal	72	[DR2336]	Decimal	-142	[DR2382]	Decimal	-283
[DR2244]	Decimal	-35	[DR2290]	Decimal	68	[DR2338]	Decimal	-151	[DR2384]	Decimal	-277

Şekil 3.73. PLC durum izleme sayfası

3.2.4.3. Lineer Aktüatör Kontrolü

Lineer aktüatörlerin hareket sınırlamaları için Bölüm 3.1.5’de verilmiş olan limit switchler kullanıldı. Lineer aktüatörlerin limit switchlere temas etmesi ile tersi yönde harekete geçmesi sağlandı. Bu hareketin sürekli olarak sağlanabilmesi için PLC’de bulunan set-reset komutu kullanıldı. Set komutu program satırında yazılan çıkışı hafızaya alan ve reset yapılanaya kadar aktif durumda kalmasını sağlayan komuttur. Reset komutu ise set yapılan herhangi bir çıkışı kapalı hale getiren komuttur. Bu çalışmada kullanılan her iki lineer aktüatör için iki limit switch arasında tekrarlı olarak strok hareketi yapmaları için oluşturulan PLC programı Şekil 3.74’de verildiği gibidir.



Şekil 3.74. PLC ile lineer aktüatörün kontrolü

3.2.5. Maliyet Analizi

Bu diz simülatörünün tasarımı ve gerçekleştirilmesi sırasında bütçeye sürekli olarak dikkat edildi. Yeni ürünlerin satın alınması için fiyat önemli bir parametre olarak belirlendi. Fiyat ve istenilen miktar ile birlikte satın alınması gereken kalemlerin listesi Çizelge 3.5'de verilmiştir. Bunun sonucunda toplam maliyet 11.690,00 TL'dir.

Bu tez için gerekli olan tüm bileşenler satın alınmamıştır. Somunlar, cıvatalar, profillerin vb. ürünlerin birçoğu daha önceden elimizde mevcuttu. Bu nedenle fiyatlandırmaya dahil edilmemiştir.

Çizelge 3.5. Malzeme fiyat listesi

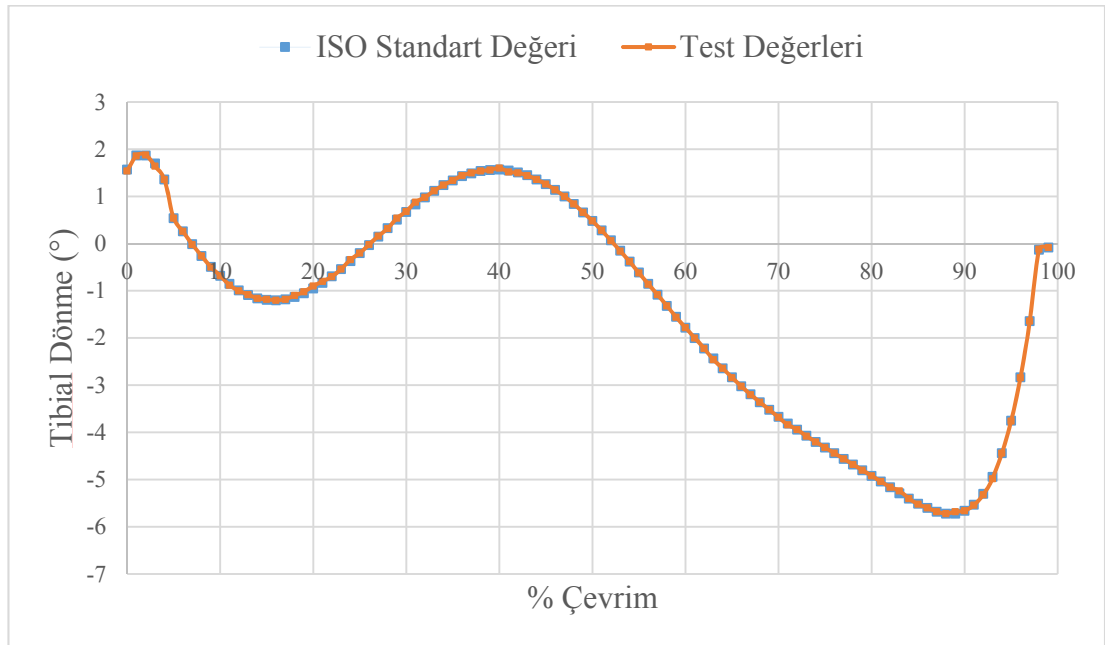
Cinsi	Adedi	Birim fiyatı (TL)	Toplam (TL)
AC Servo motor	1	2.200,00	2.500,00
AC Servo motor	1	1.616,00	1.800,00
AC servo motor sürücüsü	1	1.958,00	2.000,00
AC Servo motor sürücüsü	1	1.320,00	1.500,00
PLC	1	1.180,00	1.500,00
Lineer Aktüatör	1	300,00	400,00
Lineer Aktüatör	1	420,00	420,00
Elektrik Aksanı	-	-	600,00
Diğer	-	-	1.000,00
		Genel Toplam	11.690,00 TL

4. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA

Kullanılan motorların birbiri ile tam zamanlı olarak çalışmamasından dolayı cihazın bir hareket çevrimini 3 saniyede tamamlayacak şekilde test gerçekleştirildi. Bu bölümde test sonucunda kullanılan motorların deneysel parametrelere göre ne kadarlık bir sapmada hareketlerinin gerçekleştirdikleri, yapılan testlerde UHMWPE numunesinde meydana gelen yüzey kusurları ve yüzey pürüzlülüğü incelendi.

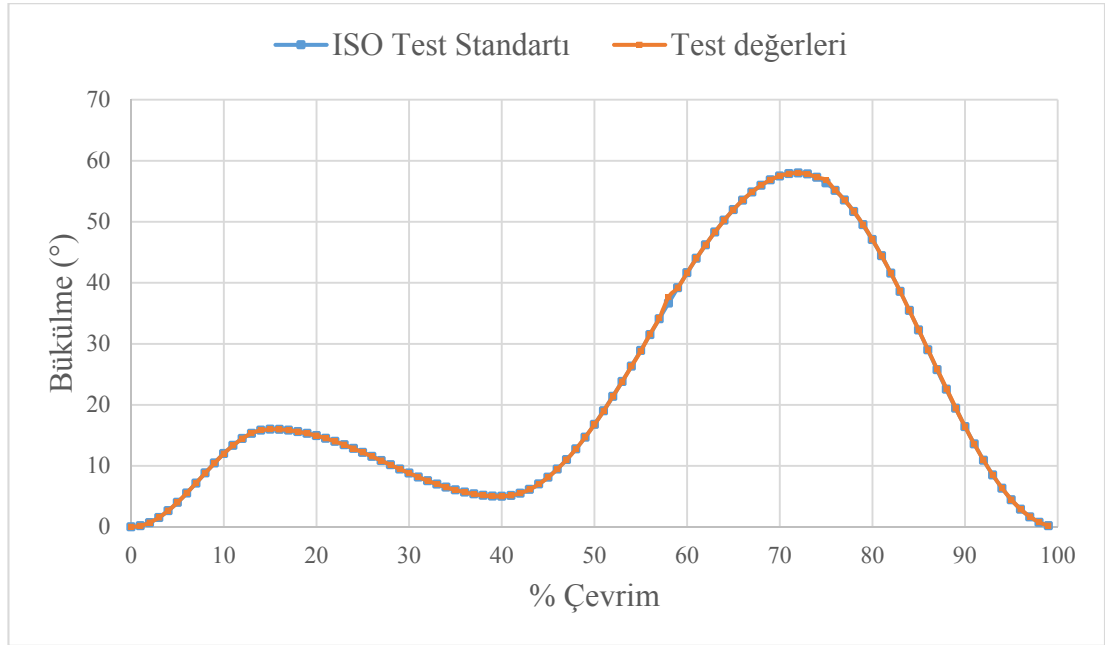
4.1. Deneysel Parametrelerin Test Edilmesi

Tasarım ve imalat aşamalarından sonra seçilen servo motorların Ek 1’de verilmiş olan yer değiştirme değerlerini sağlayıp sağlamadığı test edildi. Yapılan bu ön test sayesinde her motorun ayrı ayrı kontrol edilmesine olanak sağlayarak standarttaki değerlerden ne kadarlık bir miktar sapma meydana geldiği gözlemlenmiştir. Şekil 4.1’de tibial dönme hareketini gerçekleştiren servo motorun test esnasında yapmış olduğu hareket profili ile standartta yer alan hareket profili arasındaki fark gösterilmiştir. Elde edilen sonuçlarda test değerlerinin standart değerlerinden maksimum %1’lik bir sapma olduğu görülmüştür.



Şekil 4.1. Tibial dönme hareketinin standart değerlerinden sapma miktarı

Bir diğ er hareket profili olan bükülme hareketinde de standart değerleri ile test değerleri arasındaki farklılığı gösteren grafik Şekil 4.2’de verildiği gibidir. Bu hareket profilinde de standart ve test değerleri arasında maksimum %1’lik bir sapma olduğu görülmüştür.



Şekil 4.2. Bükülme hareketinin standart değerlerinden sapma miktarı

Eksenel kuvvet ve ne/arkaya hareketi için kullanılan lineer aktüatörlerin kontrolünde kuvvet ve konum bilgilerinden sağlıklı bir Şekilde dönüş alınmasının mümkün olmamasında dolayđ ISO 14243 standartında belirtilen strok mesafelerinde hareketleri gerekleŐtirilmiŐtr.

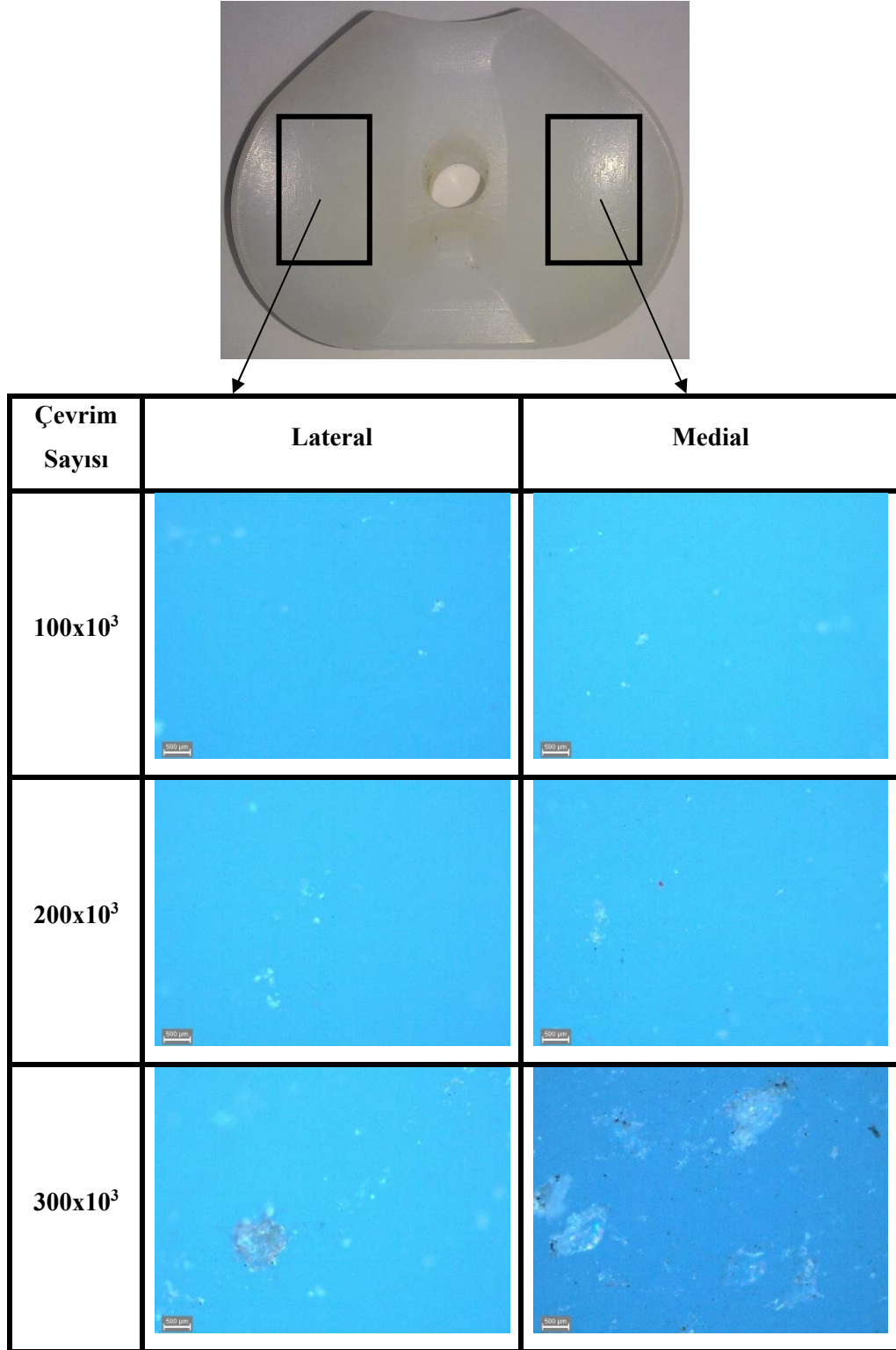
Motorların nasıl kontrol edileceği üzerinde çalıŐtıktan ve istenen simülasyonu elde edinceye kadar hareketlerini yönetmek için elveriŐli zm Őetikten sonra, cihazın doğal dizdeki ana günlük hareketleri tekrarlayabildiğini kontrol etmek ve UHMWPE bileşeninde meydana gelen hataların tespiti için 100×10^3 , 200×10^3 ve 300×10^3 çevrim için testler yapıldđ. Test aşamasında her bir döngüde bulunan dört farklı hareketin büyüklüğünün maksimum değerleri izelge 4.1’de verildiği gibidir.

Çizelge 4.1. Test parametreleri

Hareket Varyasyonları	Maksimum Değerleri
Bükülme Hareketi (°)	58
Öne/Arkaya Hareketi (mm)	5.7
Tibial Dönme Hareketi (°)	5.2
Eksenel Kuvvet (N)	800

4.2. Yüzey Kusurları

Farklı çevrim sayıları sonucunda UHMWPE numunesinin femur ile temas eden yüzeylerinden alınan 50x büyütme mikroskop görüntüleri Şekil 4.3'de verildiği gibidir.

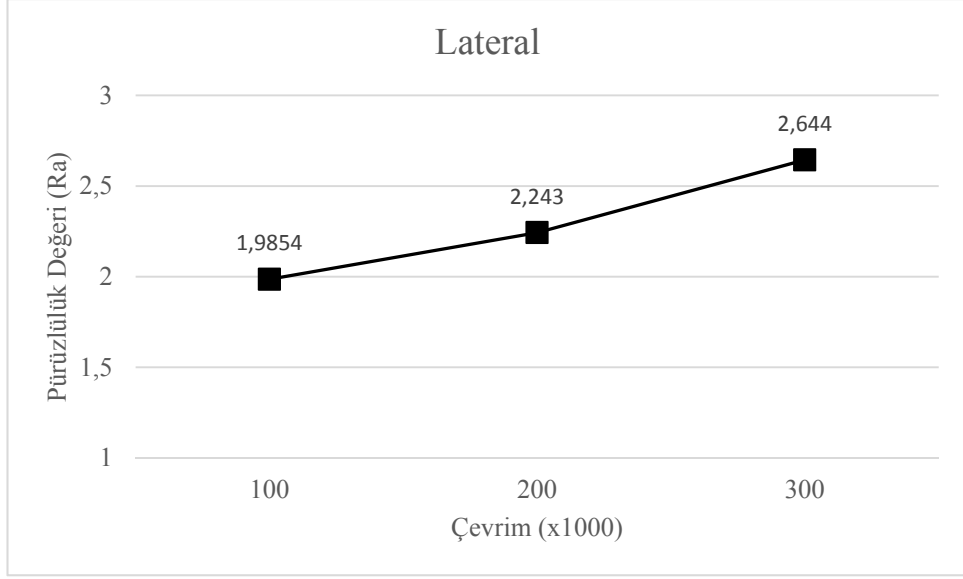


Şekil 4.3 Farklı çevrim sayıları sonucunda UHMWPE numunesi üzerinden alınan mikroskop görüntüleri

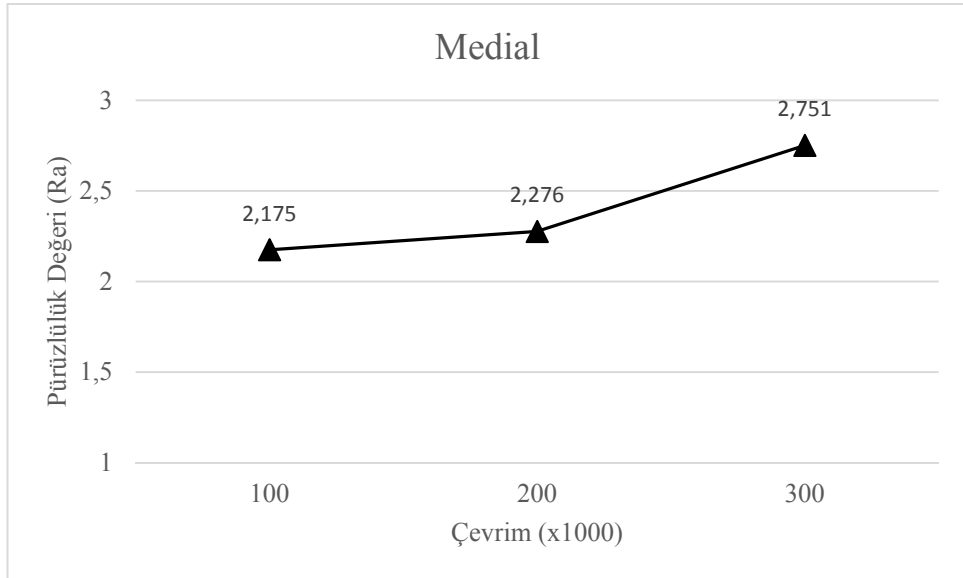
Mikroskop görüntüleri sonucunda insert yüzeyinde yorulma (pitting) aşınmalarının belirgin bir şekilde olduğu görülmüştür. Üç farklı çevrim sayısı tamamlandıktan sonra alınan ölçümlerde çevrim sayısının artışına bağlı olarak yüzeyde oluşan hataların arttığı tespit edilmiştir. Bu duruma ise test esnasında meydana gelen farklı eksenlerdeki gerilmeler sonucunda yüzeyde veya yüzey altında sürekli olarak büyüyen ilerleyen çatlakların oluşması neden olmaktadır. Sürekli olarak büyüyen bu çatlaklar belli bir süre sonra yorulma aşınmasının oluşmasına neden olmaktadır. Literatürde yapılan çalışmalar incelendiğinde de diz eklemine kullanılan UHMWPE malzemesinde meydana gelen hata mekanizmalarının çoğunlukla yorulma aşınmasından kaynaklı olduğu görülmektedir [9,31,50,51].

4.3. Yüzey Pürüzlülüğü

Yapılan test sonucunda UHMWPE bileşenin femur bileşeni olan medial ve lateral temas yüzeyinden yüzey pürüzlülük ölçümleri alındı. Her bir çevrim sayısında alınan ölçümlerin medial ve lateral bölgelerden alınan 5'er ölçümün ortalama pürüzlülük değerleri Şekil 4.4 ve Şekil 4.5'de verildiği gibidir. 100×10^3 çevrim yapıldıktan sonra alınan ölçümlerde yüzey pürüzlülüğün değeri en düşük $1.886 \mu\text{m}$ en fazla $2.124 \mu\text{m}$ olarak ölçüldü. 200×10^3 çevrim sonucunda alınan ölçümlerde ise yüzey pürüzlülüğünün değerinin en düşük $2.306 \mu\text{m}$ en fazla $2.751 \mu\text{m}$ olduğu görüldü. Son olarak 300×10^3 çevrim tamamlandıktan sonra alınan ölçümler sonucunda ise pürüzlülük değerinin en düşük $2.982 \mu\text{m}$ en fazla ise $3.17 \mu\text{m}$ olduğu görüldü. Elde edilen genel sonuçlarda çevrim sayısının artmasına bağlı olarak yüzey kalitesinde bozulmalarda artış meydana geldiği tespit edildi. Bu duruma yüzeylerde oluşan yorulma aşınması sonucunda meydana gelen kusurların artışı sebep olmaktadır. Literatürde yapılan çalışmalarda dikkate alındığında bu durumu destekler nitelikte sonuçlar elde edilmiştir.



Şekil 4.4 Lateral bölgeden alınan ortalama pürüzlülük değerleri



Şekil 4.5 Medial bölgeden alınan ortalama pürüzlülük değerleri

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Yapılan bu tez çalışmasında diz protezlerinde kullanılan biyouyumlu malzemelerin belirli kuvvet ve yer değiştirme değerlerine sahip tekrarlı döngüler sonucunda meydana gelen hata mekanizmalarının tespit edilebilmesi için diz simülatörünün tasarım ve imalatı gerçekleştirildi.

- Deneysel parametrelerin test edilmesi sonucunda test esnasında bükülme ve tibial dönme hareketi için kullanılan servo motorların Ek 1’de verilmiş olan yer değiştirme değerleri ile arasında maksimum %1’lik bir fark olduğu görüldü.
- Lineer aktüatörlerden geri bildirim alınamamasından dolayı ISO 14243 standartında belirtilen yer değiştirme değerleri tam anlamıyla sağlanamamıştır. Bu nedenle lineer aktüatörlerin yerine servo lineer motorlar tercih edildiği takdirde daha hassas yer değiştirme değerlerinin elde edilmesi sağlanabilecektir.
- Yapılan test sonucunda UHMWPE numunesinde artan çevrim sayısına bağlı olarak yorulma aşınmalarının meydana geldiği görüldü.
- Farklı değerlerdeki çevrimlerin her biri tamamlandıktan sonra UHMWPE numunesinin medial ve lateral bölgelerinden alınan yüzey pürüzlülük ölçümlerinde çevrim sayısının artmasına bağlı olarak yüzey pürüzlülüğünün arttığı tespit edildi.
- Diz simülatörleri üzerine yapılan çalışmaların genellikle günlük hareketlerin dışında daha zorlayıcı hareketlerin uygulanabilmesine yönelik olarak ilerlemektedir. Bu test cihazı da gerekli düzenlemeler ile farklı günlük aktivitelerdeki hareketleri yapabilecek şekilde çevrilme olanağına sahiptir.
- Mali desteğin kısıtlı olmasından dolayı tüm hareket varyasyonları için gerekli olan hassas motorların kullanılamamıştır. Bundan dolayı tam anlamı ile standart değerlerinin sağlanamamıştır. Ancak bu çalışma ileride yapılacak olan diz simülatör çalışmalarına referans teşkil edecektir.

6. KAYNAKLAR

- [1] M. Rocha, A. Mansur and H. Mansur, *Characterization and Accelerated Ageing of UHMWPE Used in Orthopedic Prosthesis by Peroxide*, **Materials**, 2:2 (2009) 562-576.
- [2] Dieter De Jongh. *Control of knee flexion aim a knee simulator*, PhD Thesis, Gent University Belgium, 2013.
- [3] Anonim. (2018). <http://www.endustri.anadolu.edu.tr/ipoyraz/ENM%20426/icerik/C34.pdf> (on-line access on 20 May, 2018).
- [4] A. F. Esmer, K. Başarır, M. Binnet, *Diz ekleminin cerrahi anatomisi*, **TOTBID Dergisi**, 10:1 (2011) 38-44.
- [5] R. B. Durairaj, M. Sivansanko and A. Krishnamoorthy, *Modelling and Simulation of Knee simulator Testing Machine Using Lab View*, **International Journal of Current Engineering and Technology**, Special Issue-2 (2014) 666-669.
- [6] Antonino Romeo. *Design and development of a knee simulator device*, PhD Thesis, Politecnico Di Torino University Belgium, 2015.
- [7] Anonim. (2018). <http://www.isom.com.tr/diz-anatomisi> (on-line access on 26 May, 2018).
- [8] Asil Berk. *Total Diz Protezi Orta Dönem Sonuçları*, Uzmanlık Tezi Türkiye, 2008.
- [9] Junfen Shi. *Finite Element Analysis Of Total Knee Replacement Considering Gait Cycle Load and Malalignment*, PhD Thesis, Wolverhampton University England, 2007.
- [10] Anonim. (2018). <http://yaseminsoyurk.com/diz-agrisi> (on-line access on 10 May 2018).
- [11] B. R. Rawal, A. Yadav and V. Pare, 3rd International Conferences on Innovations in Automation and Mechatronics Engineering, Feb 05-06, (2016), pp.60-67.
- [12] Anonim. (2018). <http://www.ugurhaklar.com/knee-surgery/dizeklemanatomisi> (on-line Access on 10 May, 2018).
- [13] S. Gilbert, T. Chen, I. D. Hutchinson, D. Choi, C. Voigt, R. F. Warren and S. A. Maher, *Dynamic contact mechanics on the tibial plateau of the human knee during activities of daily living*, **Journal of Biomechanics**, 47:9 (2014) 2006-2012.
- [14] P. S. Walker, G. Blunn, J. P. Perry, C. J. Bell, S. Sathasivam, T. Andriacchi, P. Paul, H. Haider and P. A. Campbell, *Methodology for long-term wear testing of total knee replacements*, **Clinical Orthopaedic Related Research**, 372 (2000) 290–301.
- [15] ISO (2009). Loading and displacement parameters for wear-testing machines with load control and corresponding environmental conditions for test, ISO 14243-1: International Organization for Standardization
- [16] ISO (2014). Loading and displacement parameters for wear-testing machines with displacement control and corresponding environmental conditions for test, ISO 14243-3: International Organization for Standardization

- [17] P. S. Walker, M. T. Lowry, G. Yildirim and A. Kumar, *Kinematic Differences in Posterior Stabilized Total Knees Determined by a Holistic Experimental Evaluation Method*, **Journal Of Medical Devices**, 7:3 (2008) 42-45.
- [18] T. Schwenke, D. Orozco, E. Schneider and M. A. Wimmer, *Differences in wear between load and displacement control tested total knee replacements*, **Wear**, 267:5-8 (2009) 757–762.
- [19] J. P. Kretzer, E. Jakubowitz, K. Hofmann, C. Heisel and A. J. Kleinhans, *Design Modifications and Optimization of a Commercially Available Knee Simulation*, **Journal of Medical Devices**, 2:4 (2008) 24-27.
- [20] Neil Campbell. *Design of knee simulator for the testing of total knee prosthesis*, PhD Thesis, Cape Town University South Africa, 2008.
- [21] T. Calliess, S. Schado, B. I. Richter, C. Becher, M. Ezechieli and S. Ostermeier, *Quadriceps force during knee extension in different replacement scenarios with a modular partial prosthesis*, **Journal Of Clinical Biomechanics**, 29:2 (2014) 218–222.
- [22] A. Wang, A. P. Essner, C. Stark and J. H. Dumbleton, *A biaxial line-contact wear machine for the evaluation of implant bearing materials for total knee joint replacement*, **Wear**, 225-229:2 (1999) 701–707.
- [23] S. Abdel-Jaber, C. Belvedere, A. Leardini and S. Affatato, *Wear simulation of total knee prostheses using load and kinematics waveforms from stair climbing*, **Journal Of Biomechanics**, 48:14 (2015) 3830–3836.
- [24] A. Liu, L. M. Jennings, E. Ingham and J. Fisher, *Tribology studies of the natural knee using an animal model in a new whole joint natural knee simulator*, **Journal Of Biomechanics**, 48:12 (2015) 3004–3011.
- [25] J. D. DesJardins, S. A. Banks, L. C. Benson, T. Pace and M. LaBerge, *A direct comparison of patient and force-controlled simulator total knee*, **Journal Of Biomechanics**, 40:15 (2007) 3458–3466.
- [26] N. A. Bates, N. D. Schilaty, C. V. Nagelli, A. J. Krych and T. E. Hewett, *Novel mechanical impact simulator designed to generate clinically relevant anterior cruciate ligament ruptures*, **Journal Of Clinical Biomechanics**, 44 (2017) 36–44.
- [27] T. Villa, F. Migliavacca, D. Gastaldi, M. Colombo and R. Pietrabissa, *Contact stresses and fatigue life in a knee prosthesis: comparison between in vitro measurements and computational simulations*, **Journal Of Biomechanics**, 37:1 (2004) 45–53.
- [28] Anonim.(2018).[https://www.google.com.tr/search?q=a%C5%9F%C4%B1nma+t%C3%BCrleri&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKEwiq7fr4xunaAhUBK YKHWypDQ8Q_AUICigB&biw=1600&bih=730#imgrc=U2Zs6OIE2hINM:\(on-line Access on 4 March, 2018\).](https://www.google.com.tr/search?q=a%C5%9F%C4%B1nma+t%C3%BCrleri&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKEwiq7fr4xunaAhUBK YKHWypDQ8Q_AUICigB&biw=1600&bih=730#imgrc=U2Zs6OIE2hINM:(on-line Access on 4 March, 2018).)
- [29] T. Yıldız and A. K. Gür, *Aşınma Sistemleri, Doğu Anadolu Bölgesi Araştırmaları*, 4:3 (2006) 86-91.
- [30] Anonim. (2018). http://www.oerlikon.com.tr/files/asinma_tipleri_ve_asinmanin_ekonomik_konumu.pdf (on-line Access on 17 May, 2018).

- [31] Anonim. (2018). <http://w3.balikesir.edu.tr/~ay/lectures/ha/lecture2.pdf> (on-line access on 20 May, 2018).
- [32] R. Koç, İ. Mutlu, *Poli-Oksi-Metilen (Pom) Ve Kompozitlerinin Abrasiv Aşınma Davranışları*, **Teknoloji Dergisi**, 8:2 (2005) 199–205.
- [33] Anonim. (2018). http://www.erzurum.edu.tr/Content/Yuklemeler/Personel/Irfan_KAYMAZ/triboloji7937.pdf (on-line Access on 23 May, 2018).
- [34] J. J. Callaghan, M. O'Rourke, and K. J. Saleh, *Why knees fail: Lessons learned*, **The Journal of Arthroplasty**, 19:4 (2004) 31-34.
- [35] Y. Bei, B. J. Fregly, W. G. Sawyer, S. A. Banks and N. H. Kim, *The relationship between contact pressure, insert thickness, and mild wear in total knee replacements*, **Computer Modeling in Engineering & Sciences**, 6:2 (2004) 145-152.
- [36] Capitanu, L., Vladareanu, L., Florescu, V. *The Knee Wear Prediction of UHMWPE Tibial Insert Using VIPRO Platform*, **Journal of Mechanics Engineering and Automation**, 5:11 (2015) 591-600.
- [37] Anonim. (2018). <http://www.bilimteknik.tubitak.gov.tr/system/files/biyomalzemeler.pdf> (on-line Access on 13 May, 2018).
- [38] Anonim. (2018). <http://seridokum.com/Endustriyel-Plastikler/Delrin> (on-line access on 13 May, 2018).
- [39] Anonim. (2018). http://megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/servo%20motor%20ve%20s%C3%BCr%C3%BCc%C3%BCleri.pdf (on-line access on 3 May, 2018).
- [40] Anonim. (2018). http://www.megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/Step-servo%20Motorlar.pdf (on-line Access on 3 May, 2018).
- [41] Anonim. (2018). http://www.megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/Servo%20S%C3%BCr%C3%BCc%C3%BCleri.pdf (on-line access on 3 May, 2018).
- [42] Anonim. (2018). http://megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/Temel%20Plc%20Sistemleri.pdf (on-line access on 5 May, 2018).
- [43] M. Şirincan, T. Erfidan, *Akıllı Servo ile Makine Otomasyonu*, **Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi**, 4:2 (2016) 719-726.
- [44] Anonim. (2018). <http://www.linak.com.tr/about/?id3=6551> (on-line access on 1 May, 2018).
- [45] Anonim. (2018). <http://www.yr.com.tr/Res/Makaleler/Mekanik%20Uygulama%20%C3%96rneklere.pdf> (on-line access on 21 April, 2018).
- [46] Anonim. (2018). <http://www.kocaelimakine.com/wpcontent/uploads/2013/04/statik-ders-notlari-muzaffer-topcu.pdf> (on-line access 30 April, 2018).
- [47] Anonim. (2018). http://www.megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/Servo%20Mekanizmalar.pdf (on-line access on 5 May, 2018).

- [48] Anonim. (2018). <http://yilmaztic.com/delrin.html> (on-line access on 13 May, 2018).
- [49] Anonim. (2018). http://www.selcuk.edu.tr/dosyalar/files/074/Kontrol_Sistemleri.pdf (on-line access 25 April, 2018).
- [50] K. Kızılaslan, B. İşel and İ. Yavuz, *Dişli çarklarda meydana gelen hasar türleri*, **Makine teknolojileri elektronik dergisi**, 7:1 (2009) 119-129.
- [51] Hanife Yılmaz, *Rwat (rubber wheel abrasion test) yöntemi ile endüstriyel atıkların AL 6061 üzerindeki aşındırma davranışlarının incelenmesi*, Yüksek lisans tezi, Bartın Üniversitesi Türkiye, 2017.

EKLER

EK 1

ISO 14243 Yük Kontrol Değerleri

Percentage of cycle time %	Flexion/extension angle °	Axial force N	AP force N	Rotational torque Nm
0,00	0,00	167,6	0,00	0,000
1,00	0,17	597,5	-25,31	-0,024 5
2,00	0,69	1 457,4	-91,56	-0,095 5
3,00	1,53	1 887,3	-173,44	-0,206 1
4,00	2,65	1 782,9	-239,69	-0,345 5
5,00	4,00	1 530,9	-265,00	-0,500 0
6,00	5,53	1 278,9	-246,43	-0,654 5
7,00	7,16	1 174,6	-194,40	-0,793 9
8,00	8,84	1 270,1	-119,22	-0,904 5
9,00	10,47	1 530,9	-35,78	-0,975 5
10,00	12,00	1 887,3	39,40	-1,000 0
11,00	13,35	2 243,6	91,43	-0,989 2
12,00	14,47	2 504,5	110,00	-0,956 9
13,00	15,31	2 600,0	109,62	-0,903 3
14,00	15,83	2 570,0	108,47	-0,828 7
15,00	16,00	2 482,0	106,57	-0,733 6
16,00	15,96	2 342,0	103,92	-0,618 5
17,00	15,83	2 159,5	100,53	-0,484 2
18,00	15,61	1 947,1	96,43	-0,331 6
19,00	15,32	1 719,1	91,64	-0,161 4
20,00	14,95	1 491,1	86,18	0,025 1
21,00	14,51	1 278,6	80,08	0,226 9
22,00	14,01	1 096,2	73,37	0,442 8
23,00	13,45	956,2	66,10	0,671 3
24,00	12,84	868,2	58,29	0,911 0
25,00	12,20	838,2	50,00	1,160 6
26,00	11,53	848,0	41,25	1,418 4
27,00	10,85	877,2	32,11	1,682 9
28,00	10,15	925,1	22,62	1,952 5
29,00	9,47	990,5	12,83	2,225 4
30,00	8,80	1 071,8	2,80	2,500 0
31,00	8,16	1 167,0	-7,44	2,774 6
32,00	7,55	1 273,7	-17,81	3,047 5
33,00	6,99	1 389,3	-28,26	3,317 1

34,00	6,49	1 511,1	-38,74	3,581 6
35,00	6,05	1 635,8	-49,19	3,839 4
36,00	5,68	1 760,6	-59,56	4,089 0
37,00	5,39	1 882,3	-69,80	4,328 7
38,00	5,17	1 998,0	-79,83	4,557 2
39,00	5,04	2 104,7	-89,62	4,773 1
40,00	5,00	2 199,9	-99,11	4,974 9
41,00	5,13	2 281,2	-108,25	5,161 4
42,00	5,51	2 346,6	-117,00	5,331 6
43,00	6,14	2 394,5	-125,29	5,484 2
44,00	7,02	2 423,7	-133,10	5,618 5
45,00	8,13	2 433,5	-140,37	5,733 6
46,00	9,47	2 408,8	-147,08	5,828 7
47,00	11,02	2 335,6	-153,18	5,903 3
48,00	12,76	2 217,1	-158,64	5,956 9
49,00	14,69	2 058,7	-163,43	5,989 2
50,00	16,78	1 867,0	-167,53	6,000 0
51,00	19,01	1 650,7	-170,92	5,934 4
52,00	21,36	1 419,0	-173,57	5,740 6
53,00	23,81	1 182,2	-175,47	5,427 1
54,00	26,33	950,5	-176,62	5,007 4
55,00	28,90	734,1	-177,00	4,500 0
56,00	31,50	542,5	-171,40	3,927 1
57,00	34,10	384,0	-155,13	3,313 6
58,00	36,67	265,6	-129,80	2,686 4
59,00	39,19	192,4	-97,88	2,072 9
60,00	41,64	167,6	-62,50	1,500 0
61,00	43,99	167,6	-27,12	0,992 6
62,00	46,22	167,6	4,80	0,572 9
63,00	48,31	167,6	30,13	0,259 4
64,00	50,24	167,6	46,40	0,065 6
65,00	51,98	167,6	52,00	0,000 0
66,00	53,53	167,6	51,90	0,000 0
67,00	54,87	167,6	51,58	0,000 0
68,00	55,98	167,6	51,06	0,000 0
69,00	56,86	167,6	50,34	0,000 0
70,00	57,49	167,6	49,43	0,000 0
71,00	57,87	167,6	48,32	0,000 0
72,00	58,00	167,6	47,03	0,000 0
73,00	57,82	167,6	45,58	0,000 0
74,00	57,27	167,6	43,97	0,000 0
75,00	56,37	167,6	42,21	0,000 0
76,00	55,13	167,6	40,32	0,000 0
77,00	53,56	167,6	38,32	0,000 0
78,00	51,67	167,6	36,22	0,000 0
79,00	49,51	167,6	34,03	0,000 0

80,00	47,08	167,6	31,79	0,000 0
81,00	44,43	167,6	29,49	0,000 0
82,00	41,58	167,6	27,17	0,000 0
83,00	38,58	167,6	24,83	0,000 0
84,00	35,45	167,6	22,51	0,000 0
85,00	32,25	167,6	20,21	0,000 0
86,00	29,00	167,6	17,97	0,000 0
87,00	25,75	167,6	15,78	0,000 0
88,00	22,55	167,6	13,68	0,000 0
89,00	19,42	167,6	11,68	0,000 0
90,00	16,42	167,6	9,79	0,000 0
91,00	13,57	167,6	8,03	0,000 0
92,00	10,92	167,6	6,42	0,000 0
93,00	8,49	167,6	4,97	0,000 0
94,00	6,33	167,6	3,68	0,000 0
95,00	4,44	167,6	2,57	0,000 0
96,00	2,87	167,6	1,66	0,000 0
97,00	1,63	167,6	0,94	0,000 0
98,00	0,73	167,6	0,42	0,000 0
99,00	0,18	167,6	0,10	0,000 0

EK 2

ISO 14243 Yer Değiştirme Kontrol Değerleri

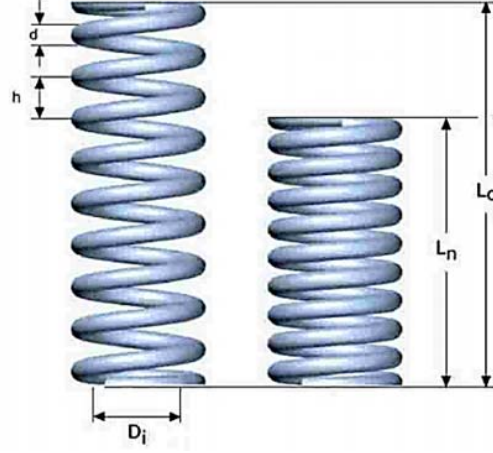
Percentage of time cycle %	Flexion/extension angle degrees	Axial force N	AP motion mm	Tibial int./ext. rota- tion degrees
0	0	167,6	0	1,57
1	0,17	597,5	0,04	1,87
2	0,69	1 457,4	0,21	1,87
3	1,53	1 887,3	0,49	1,7
4	2,65	1 782,9	0,84	1,36
5	4	1 530,9	1,32	0,54
6	5,53	1 278,8	1,79	0,26
7	7,16	1 174,6	2,24	-0,01
8	8,84	1 270,1	2,65	-0,26
9	10,47	1 530,9	3,03	-0,49
10	12	1 887,3	3,36	-0,68
11	13,35	2 243,6	3,65	-0,85
12	14,47	2 504,5	3,90	-0,99
13	15,31	2 600	4,11	-1,09
14	15,83	2 570	4,28	-1,16
15	16	2 482	4,41	-1,19
16	15,96	2 342	4,49	-1,20
17	15,83	2 159,5	4,53	-1,18
18	15,61	1 947,1	4,51	-1,13
19	15,32	1 719,1	4,44	-1,05
20	14,95	1 491,1	4,32	-0,95
21	14,51	1 278,6	4,15	-0,83
22	14,01	1 096,2	3,93	-0,69
23	13,45	956,2	3,66	-0,54
24	12,84	868,2	3,36	-0,37
25	12,20	838,2	3,02	-0,20
26	11,53	848	2,67	-0,03
27	10,85	877,2	2,31	0,15
28	10,16	925,1	1,94	0,33
29	9,47	990,5	1,60	0,51
30	8,80	1 071,8	1,28	0,67
31	8,16	1167	0,99	0,83
32	7,55	1 273,7	0,74	0,98
33	6,99	1 389,3	0,55	1,12
34	6,49	1 511,1	0,42	1,24
35	6,05	1 635,8	0,35	1,34
36	5,68	1 760,6	0,35	1,43
37	5,39	1 882,3	0,35	1,49
38	5,17	1 998	0,35	1,54
39	5,04	2 104,7	0,35	1,56

40	5	2 199,9	0,35	1,57
41	5,13	2 281,2	0,41	1,55
42	5,50	2 346,6	0,58	1,51
43	6,14	2 394,5	0,89	1,45
44	7,02	2 423,7	1,29	1,36
45	8,13	2 433,5	1,81	1,26
46	9,47	2 408,8	2,34	1,14
47	11,02	2 335,6	2,87	1,00
48	12,76	2 217,1	3,37	0,84
49	14,69	2 058,7	3,83	0,66
50	16,78	1 867	4,22	0,48
51	19,01	1 650,7	4,54	0,28
52	21,36	1419	4,80	0,07
53	23,80	1 182,2	4,97	-0,15
54	26,33	950,5	5,08	-0,38
55	28,90	734,1	5,14	-0,61
56	31,5	542,5	5,17	-0,85
57	34,10	384	5,16	-1,08
58	36,67	265,6	5,12	-1,32
59	39,19	192,4	5,05	-1,55
60	41,64	167,6	4,96	-1,78
61	44,00	167,6	4,86	-2,00
62	46,22	167,6	4,74	-2,22
63	48,31	167,6	4,62	-2,43
64	50,24	167,6	4,49	-2,64
65	51,98	167,6	4,36	-2,83
66	53,53	167,6	4,24	-3,02
67	54,87	167,6	4,11	-3,19
68	55,98	167,6	3,99	-3,36
69	56,86	167,6	3,87	-3,52
70	57,49	167,6	3,75	-3,67
71	57,87	167,6	3,63	-3,81
72	58	167,6	3,51	-3,94
73	57,82	167,6	3,38	-4,07
74	57,27	167,6	3,25	-4,20
75	56,37	167,6	3,11	-4,32
76	55,13	167,6	2,96	-4,44
77	53,56	167,6	2,82	-4,56
78	51,67	167,6	2,67	-4,68
79	49,51	167,6	2,53	-4,80
80	47,08	167,6	2,38	-4,92
81	44,42	167,6	2,25	-5,04
82	41,58	167,6	2,12	-5,16
83	38,58	167,6	2,00	-5,29
84	35,45	167,6	1,89	-5,40
85	32,25	167,6	1,79	-5,51
86	29	167,6	1,70	-5,60
87	25,75	167,6	1,61	-5,68
88	22,55	167,6	1,51	-5,72

89	19,42	167,6	1,41	-5,72
90	16,42	167,6	1,30	-5,66
91	13,57	167,6	1,17	-5,53
92	10,92	167,6	1,03	-5,30
93	8,49	167,6	0,89	-4,94
94	6,33	167,6	0,74	-4,44
95	4,44	167,6	0,62	-3,75
96	2,87	167,6	0,51	-2,83
97	1,63	167,6	0,43	-1,64
98	0,73	167,6	0,34	-0,13
99	0,18	167,6	0	1,57

EK 3

Bası yayı teknik özellikleri



Tel Çapı (d)	6mm
İç Çap (Di)	40mm
Dış Çap (Da)	60
Göbek Çapı (Dm)	52
Yay serbest Uzunluğu (L0)	60mm
Bloklama Uzunluğu (Ln)	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 4

Bükülme motoru teknik özellikleri ve ölçüleri

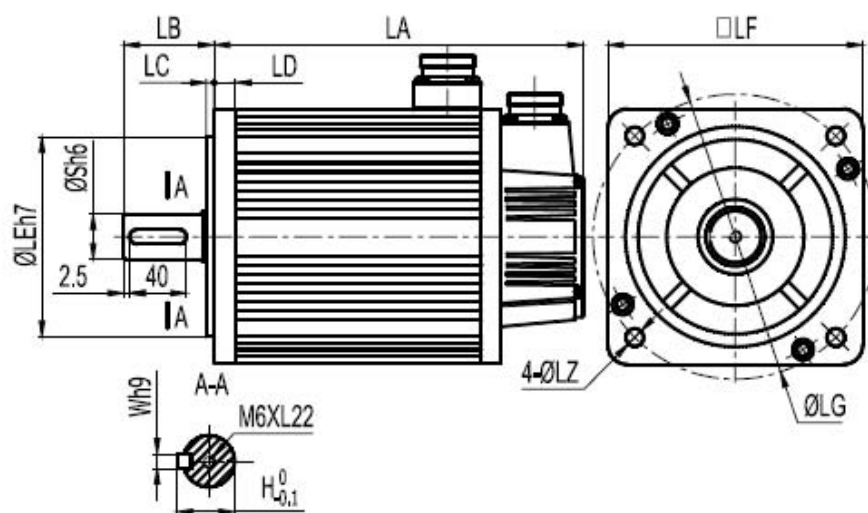


Item: 130Series

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

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 5

Tibial dönme motoru teknik özellikleri ve ölçüleri

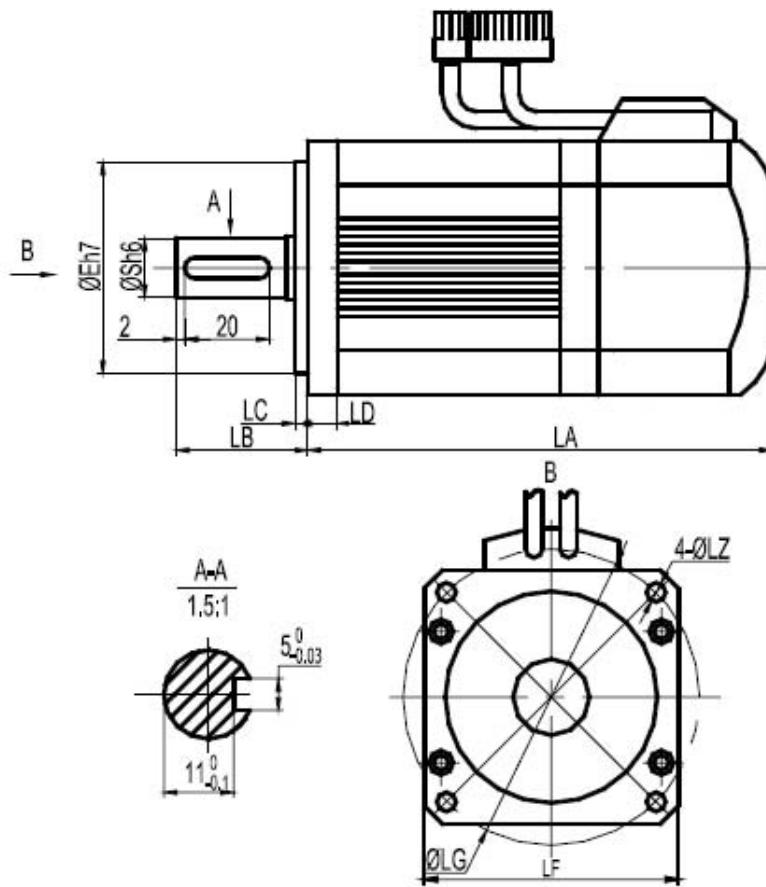


Item: 60Series
Specifications

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)	0.837	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℃)	
Safety class	IP64	
The operating of Evironmental Conditions	Temperature: -20℃ ~ +50 ℃ Humidity: Below 90%RH No dewing	

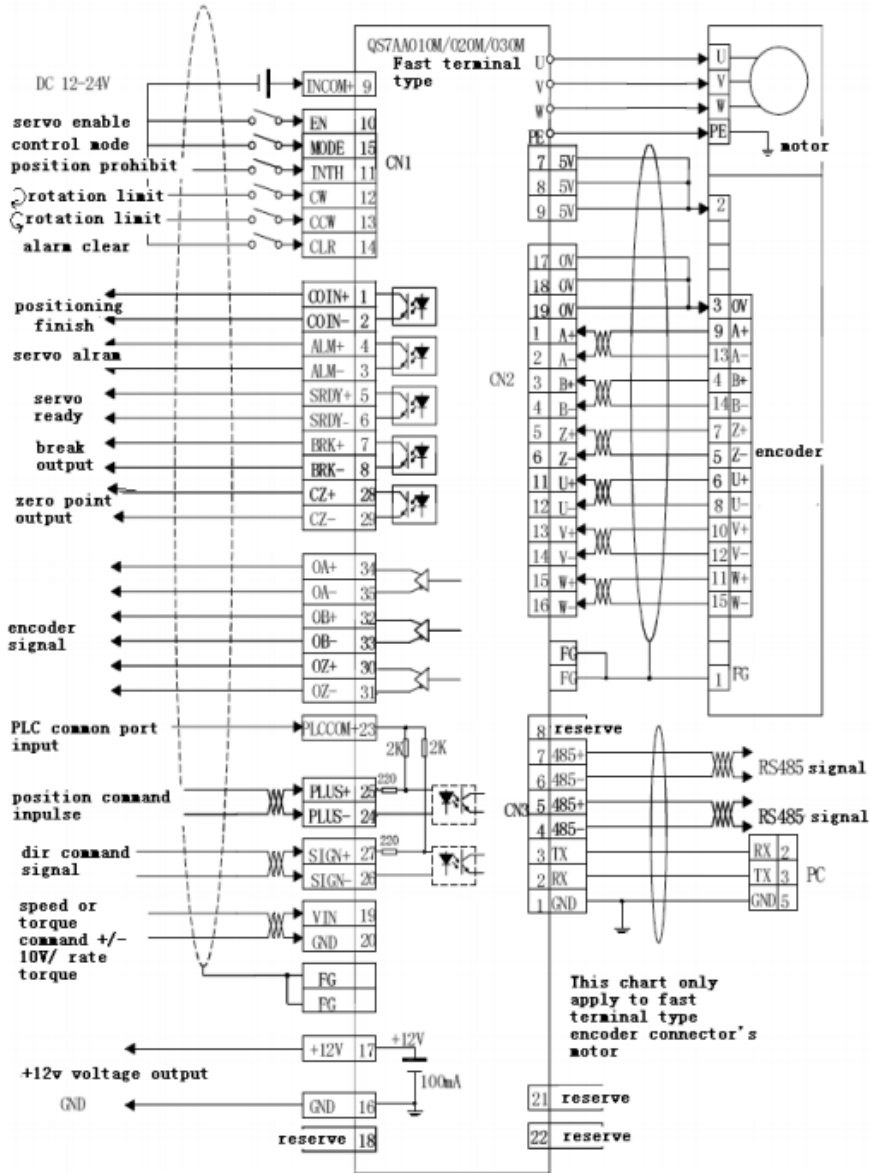
Motor winding plue	Winding lead wire	U(red)				V(yellow)				W(blue)				PE(yellow, green/black)		
	Plug serial numberr	1				2				3				4		
Encoder plug	Signal lead wire	5V	0V	B+	Z-	U+	Z+	U-	A+	V+	W+	V-	A-	B-	W-	PE
	Plug serial number	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	1
	Color	red	black	green	yellow	brown	yellow	brown	blue	grey		grey	blue	green	White	
					black			black			white	black	black	black	black	

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

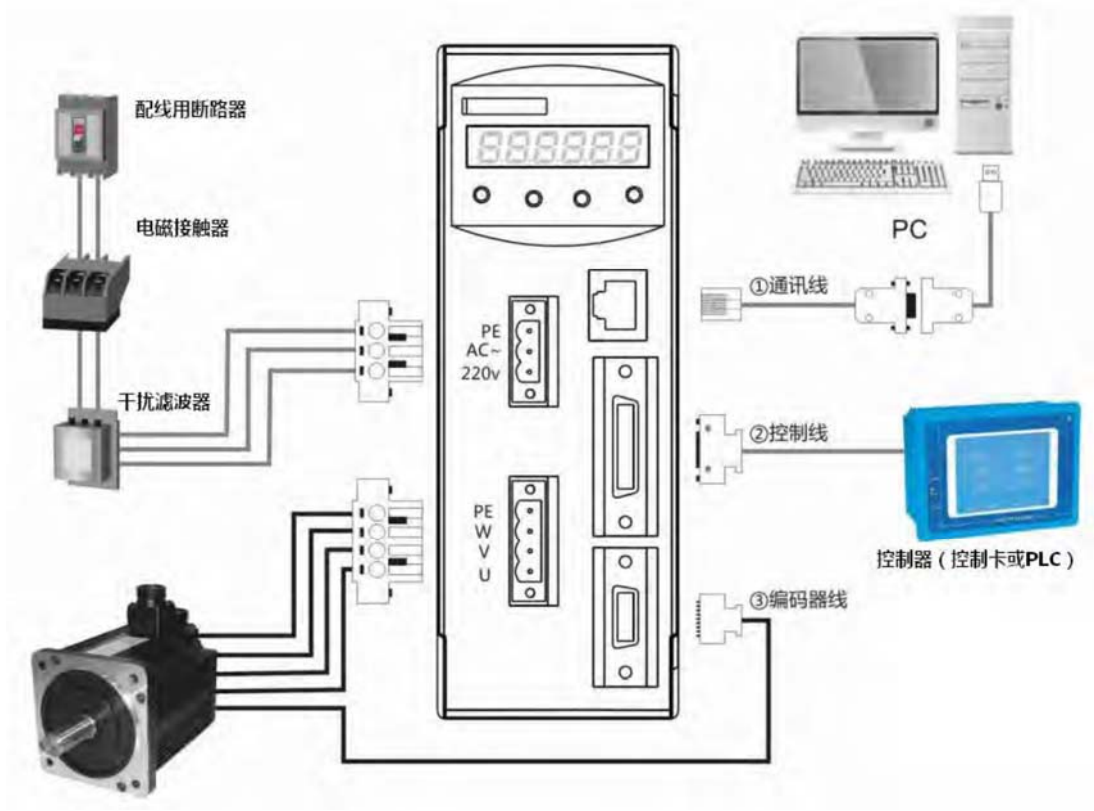


EK 6

Servo sürücü bağlantı şeması

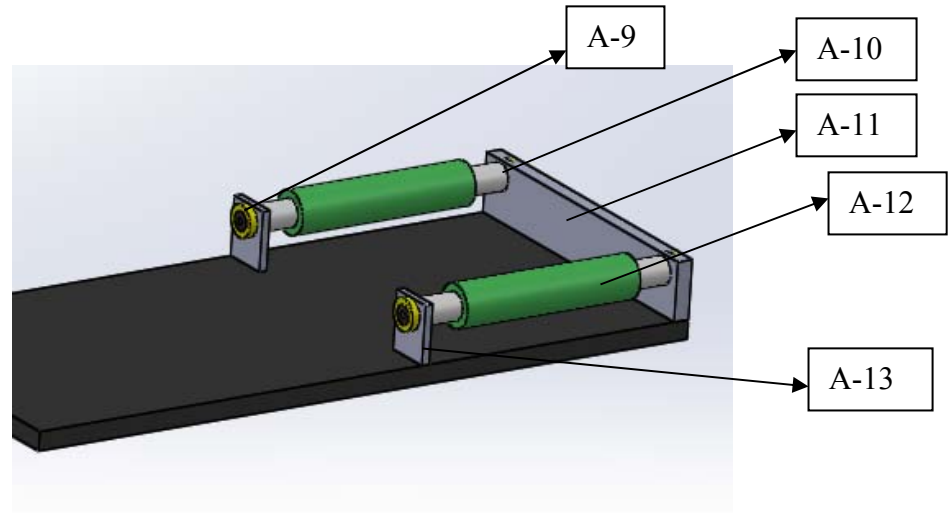
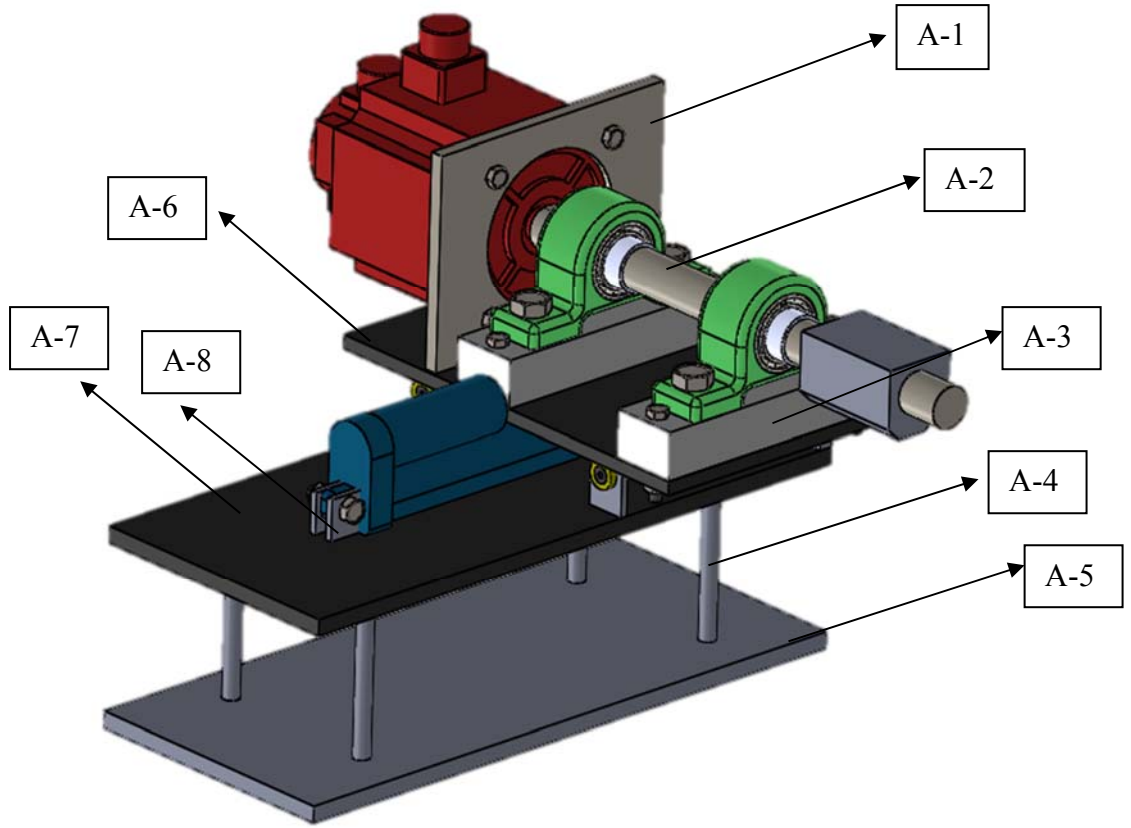


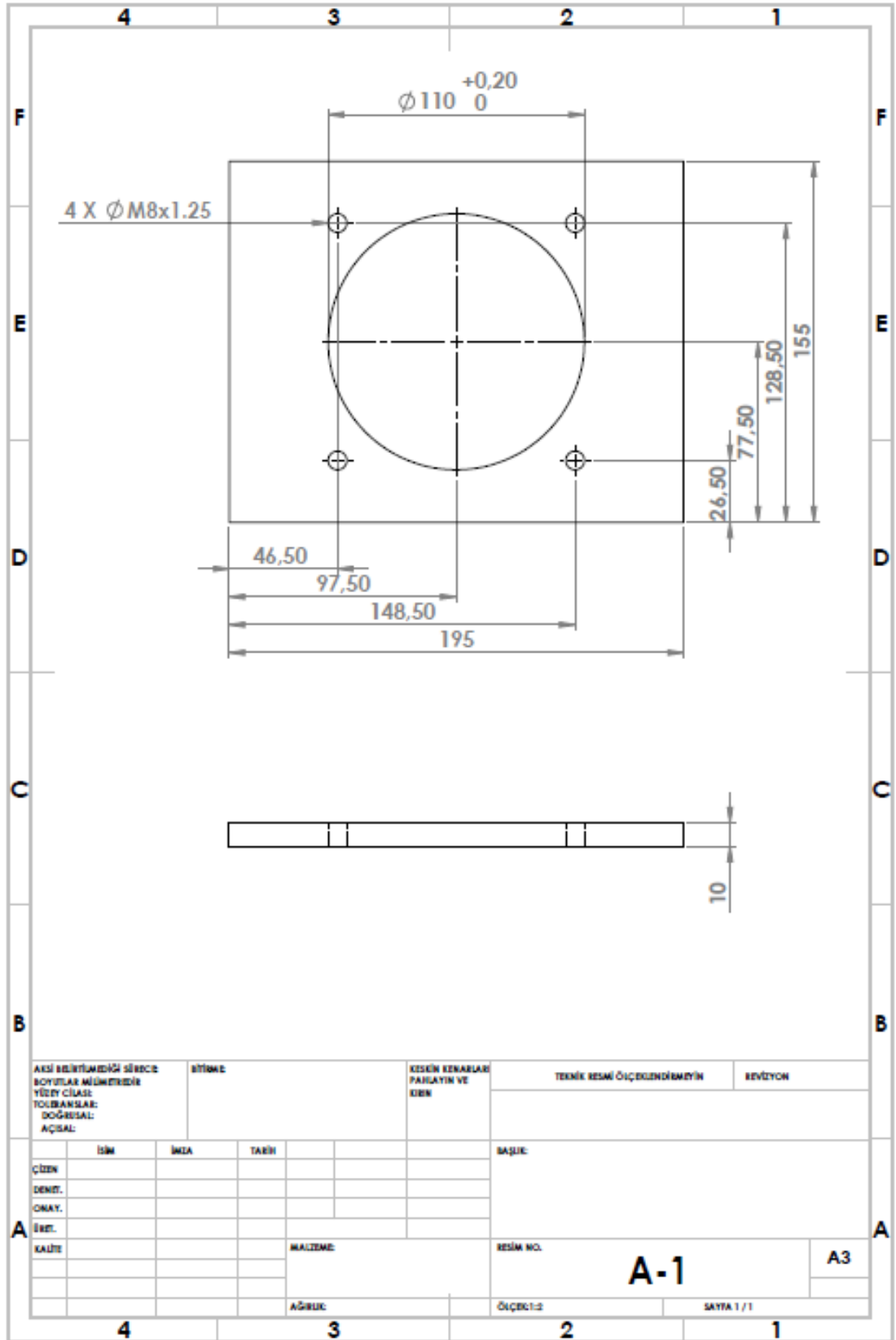
Servo sürücü bağlantı şeması

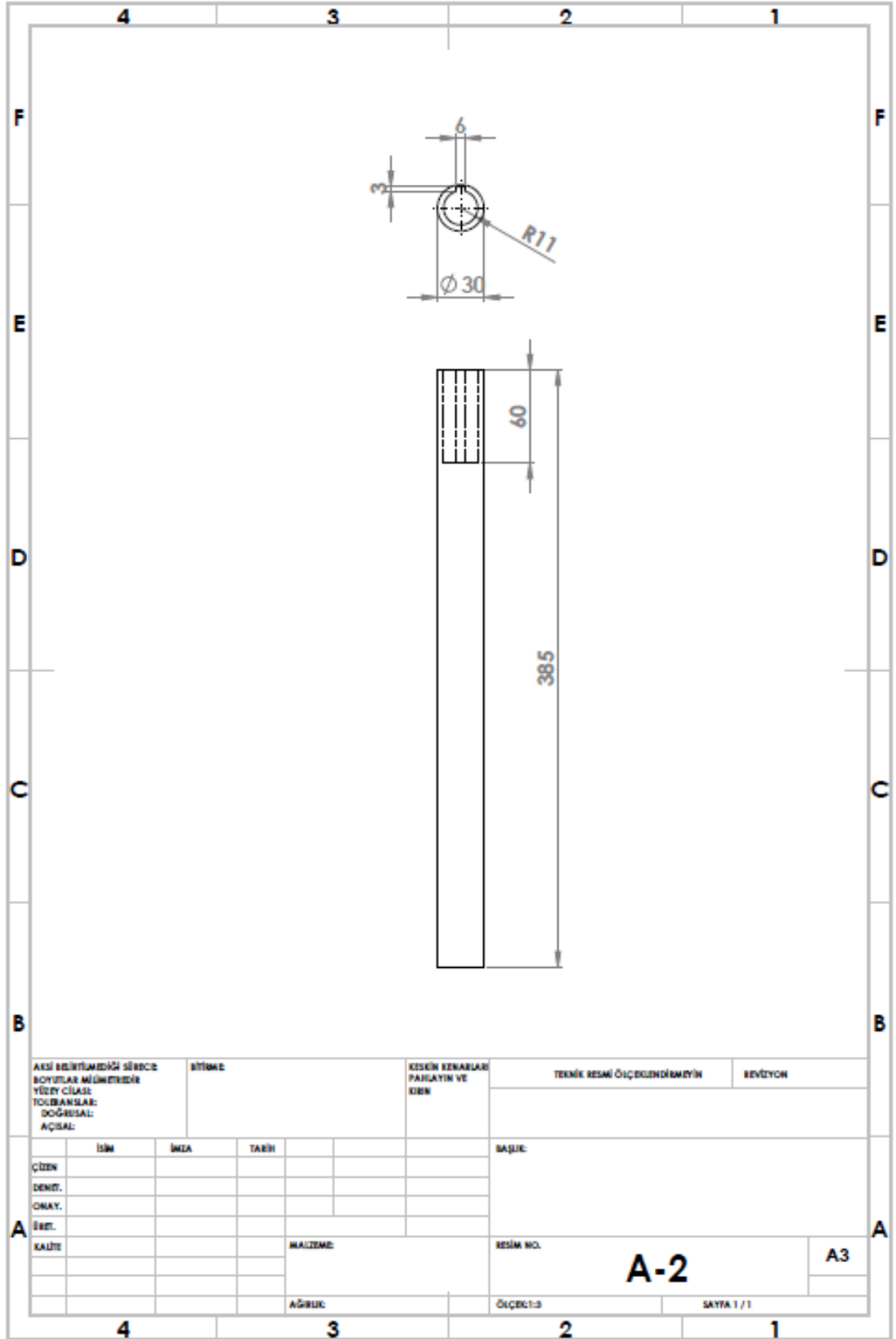


EK 7

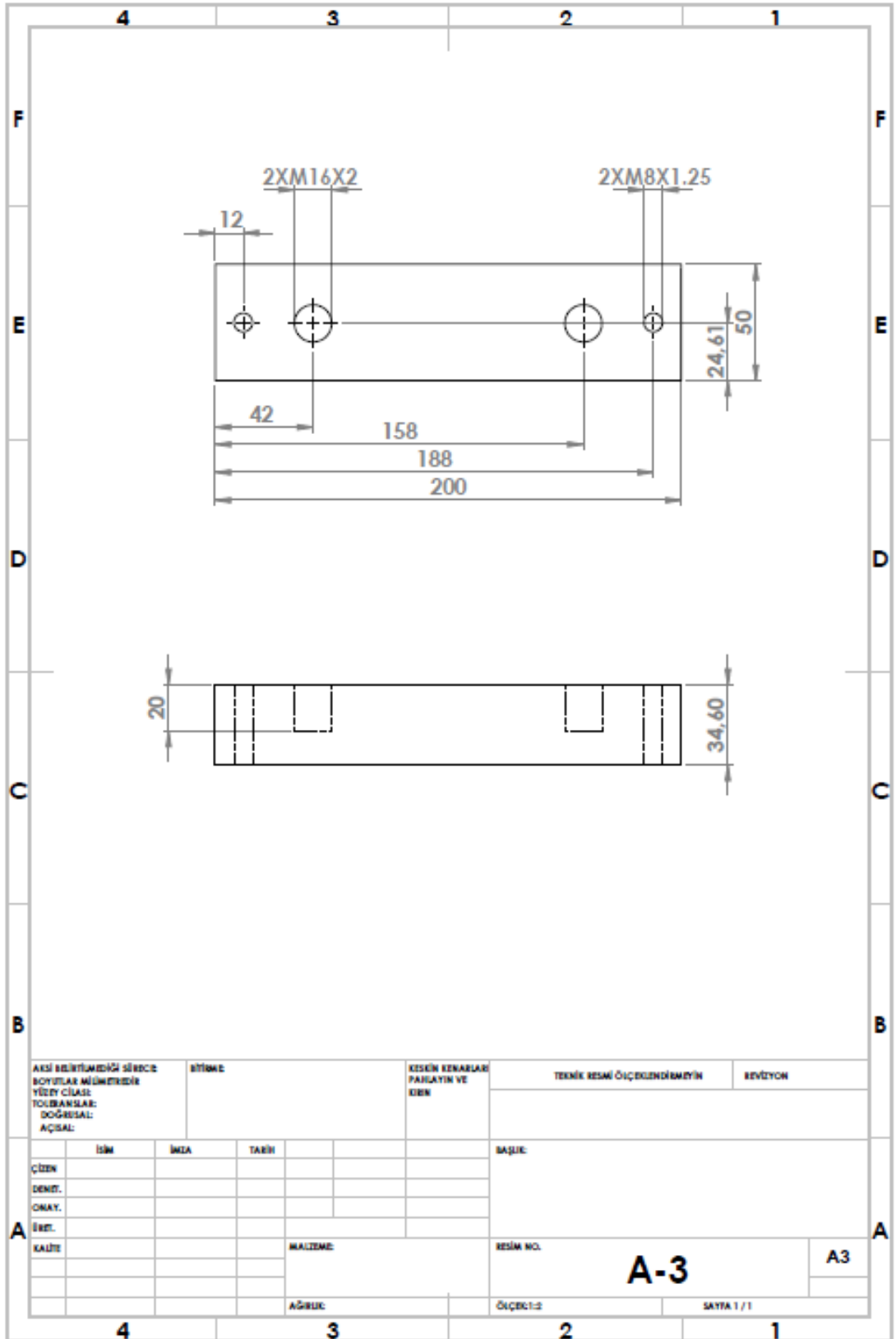
Detaylı teknik resim görüntüleri

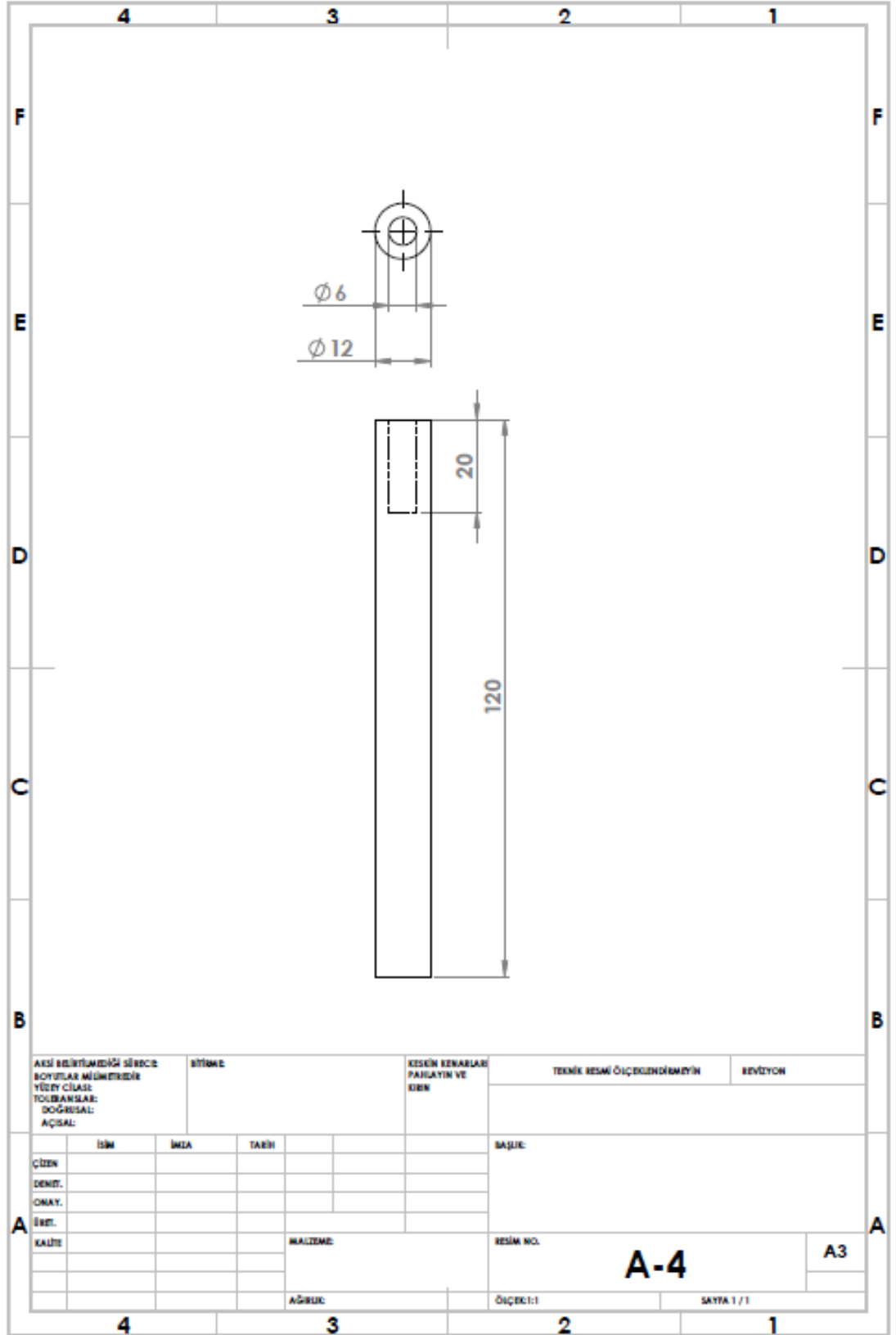


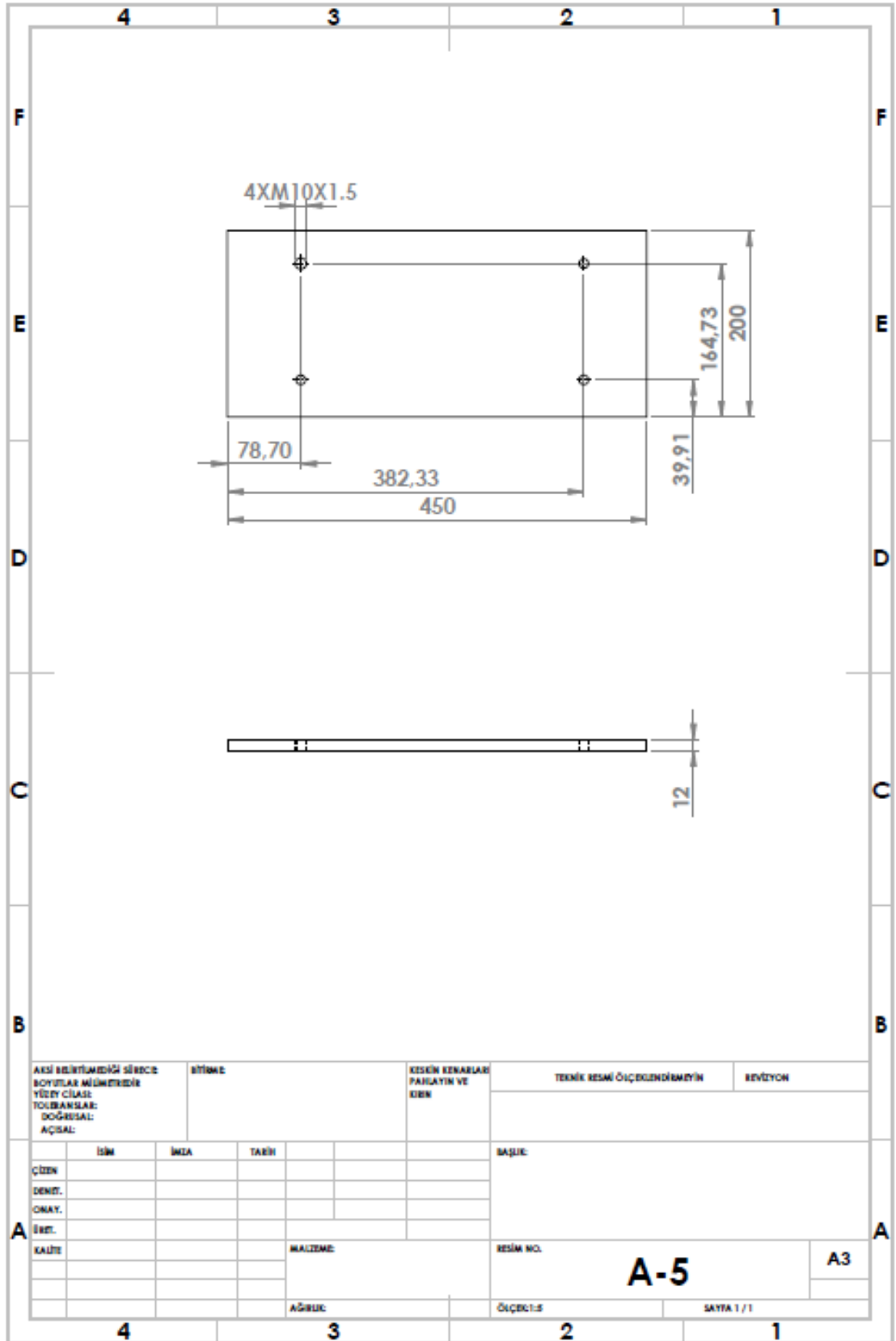




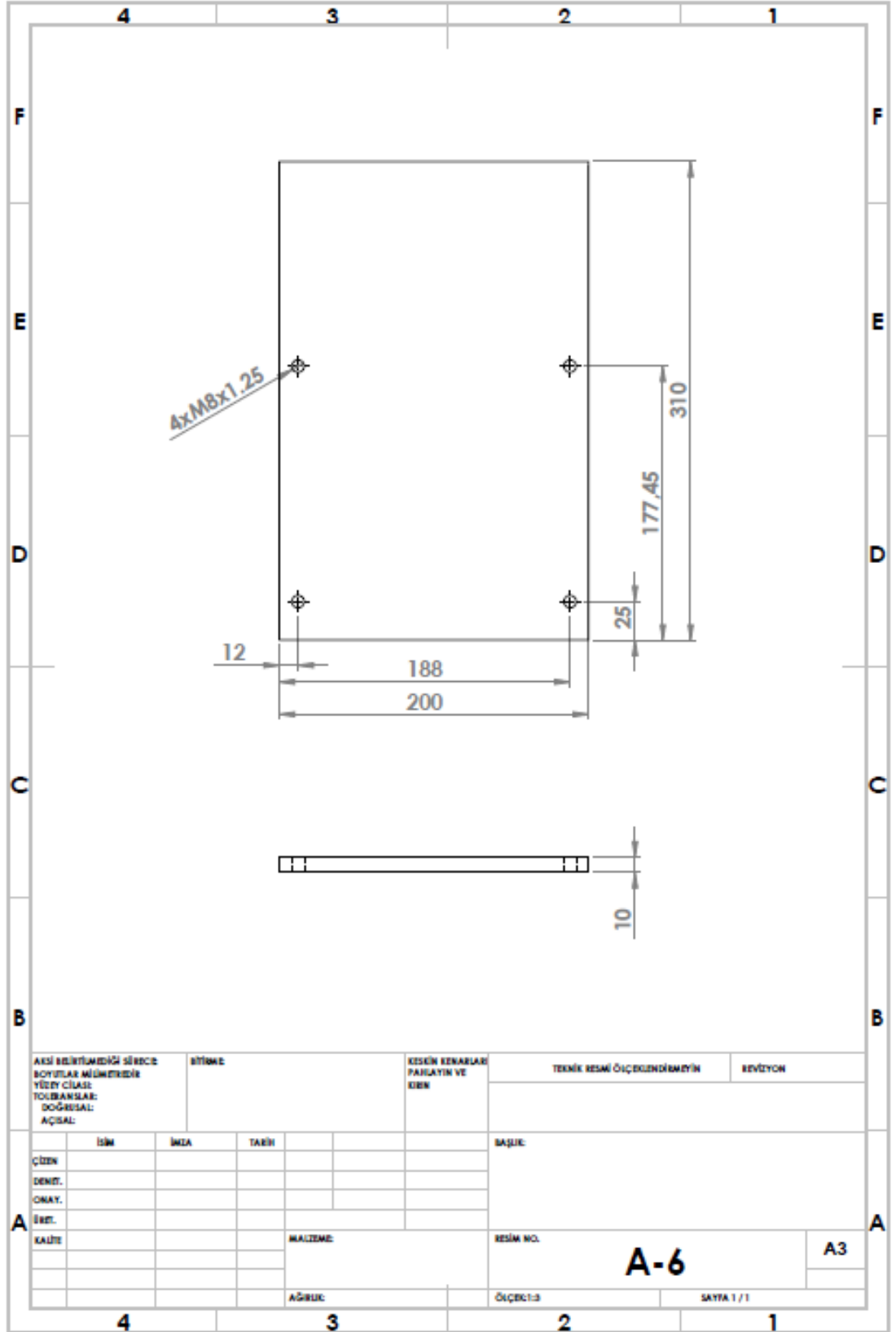
AKSI BELİRTİMİNDEN SİRCİCE BOYUTLAR MÜHÜRLENDİRİLE YERİNE ÇİZİLE TOLBANSALAR: DOĞRUSAL: AÇISAL:				SİTİME:		KESİCİN KESANLAR PAZLAYIN VE KİRİN		TEKNİK RESİM ÖLÇEK DÜZENDİRMEYİN		REVİZYON	
ÇİZEN				İSİM		İMZA		TARİH		BAŞLIK:	
DENET.											
ONAY.											
İŞLET.											
KALİTE						MALZEME:		RESİM NO.		A3	
								A-2			
						AĞIRLIK:		ÖLÇEK: 1:3		SAYFA 1 / 1	







AKSI BELİRTİLMEDİĞİ SÜRECE BOYUTLAR MÜHÜRLENDİRİLMİŞ YÜZET ÇİZİŞİ TOZUNANLILAR DOĞRUSAL AÇISAL				BİTİRME		KESİK KENARLAR PAHALATIN VE KİBİN		TEKNEK RESMİ ÖLÇÜKENDİRİLMİYİN		BİVİYON	
ÇİZEN		İSİM		İMZA		TARİH		BAŞLUC			
DENET.											
ONAY.											
İRET.											
KALİTE								MALZEME		RESİM NO.	
										A-5	
								AĞIRLIK		A3	
								ÖLÇÜK:5		SAYFA 1 / 1	



4	3	2	1
F			F
E			E
D			D
C			C
B			B
AKSI BELİRTİMEDİĞİ SİBİCE SİYEMELER MÜDÜRLÜĞÜNE YERİNE ÇİZİMİ TOĞRANSLAR: AÇISAL:		SİTİME:	KESİM KIRAZLARI PARLAYIN VE KİRİN
		TEKNİK RESİM ÖLÇÜĞÜNÜZÜMÜZÜN	KİMYON
ÇİZEN	İSİM	İMZA	TARİH
DENET.			
ONAY.			
İBET.			
KALİTE			
		MALZEME:	RESİM NO.
		AĞIRLIK:	ÖLÇÜĞÜZÜMÜZ
			SAYFA 1 / 1
4	3	2	1

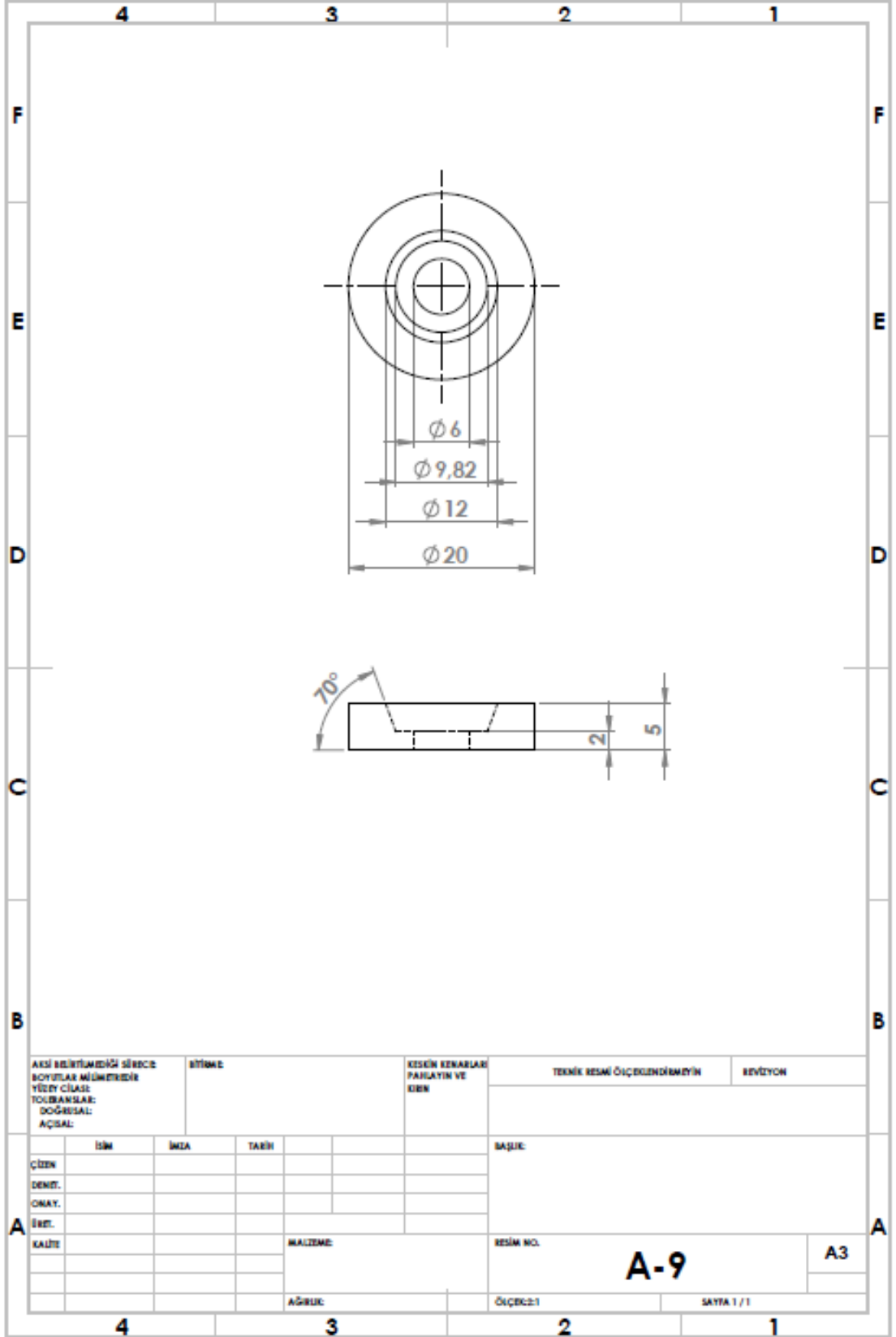
450

200

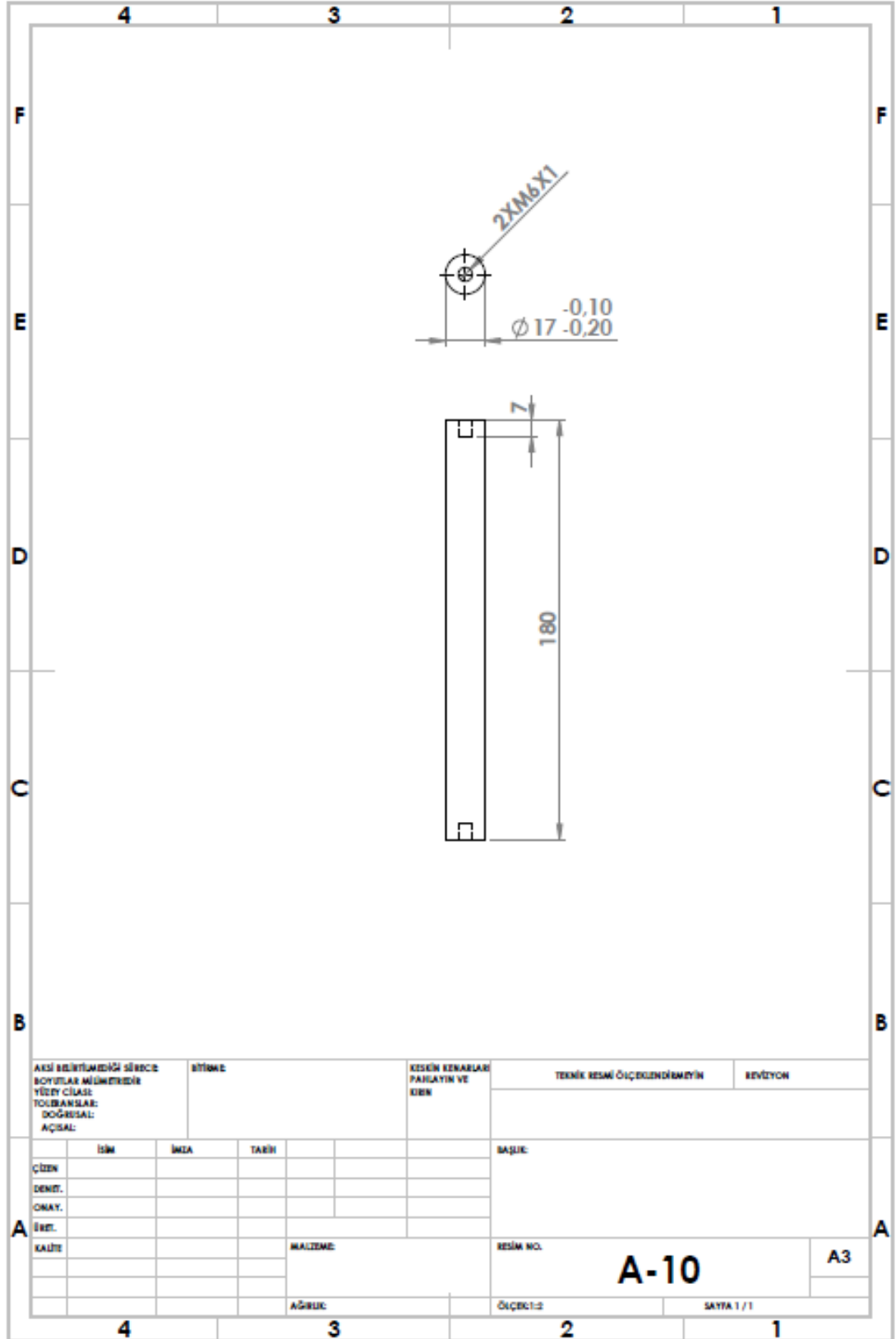
12

A-7

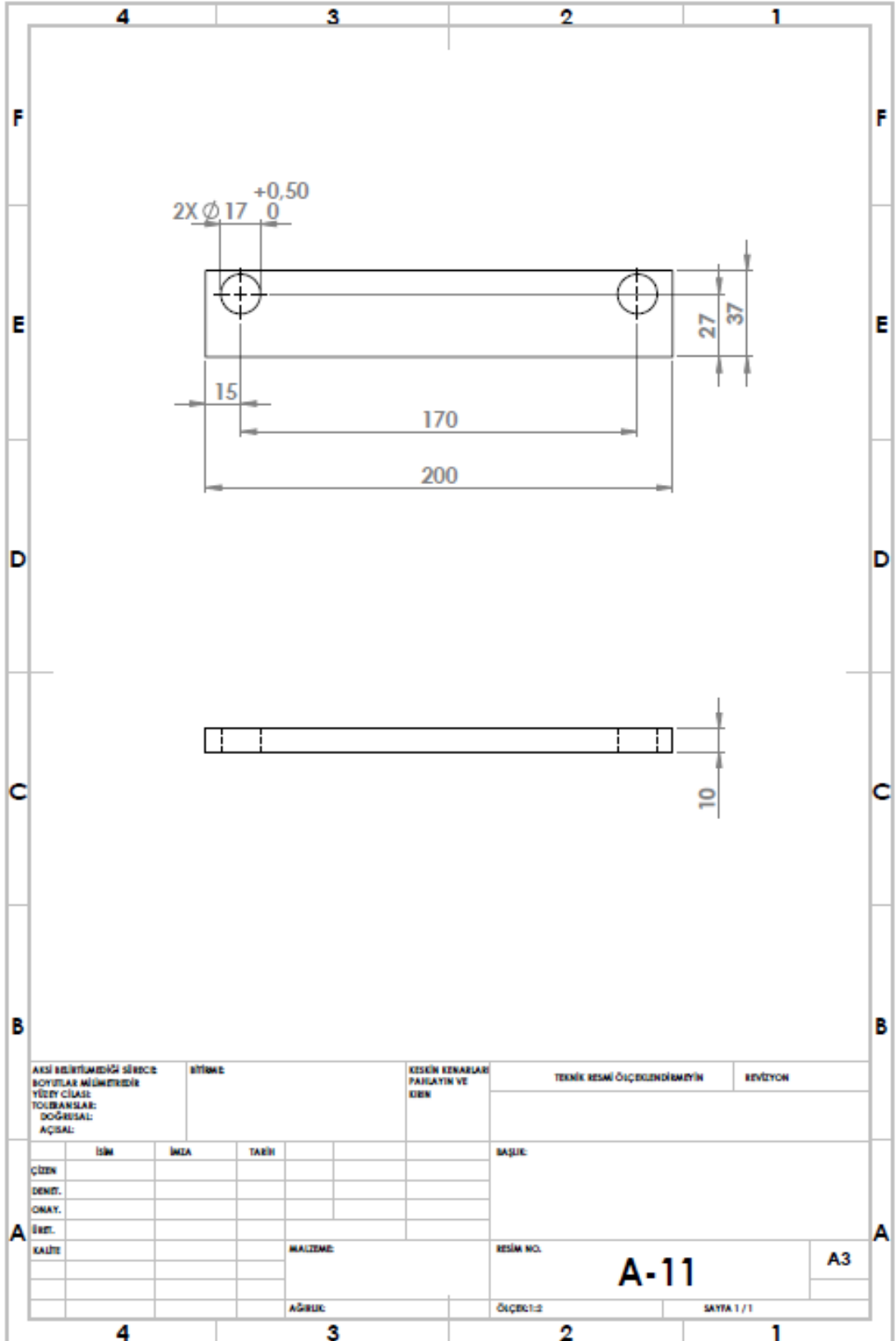
A3



AKSI BELİRTİLMEDİĞİ SÜNCDE BOYUTLAR MİLMETREDEDİR YÜZÜY CİLASE TOLRANSLAR: DOĞRUSAL: AÇISAL:				BİTİMİNE		KESİM KENARLARI PAKLAYIN VE KIRIN		TEKNİK RESİM ÖLÇEKLENDİRMEYİN		REVİZYON	
ÇİZEN				BAŞLUC:							
DENET:											
ONAY:											
İRET:											
KALİTE				MALZEME:				RESİM NO.			
								A-9			
				AĞIRLIK:				ÖLÇEK:1			
								SAYFA 1 / 1			

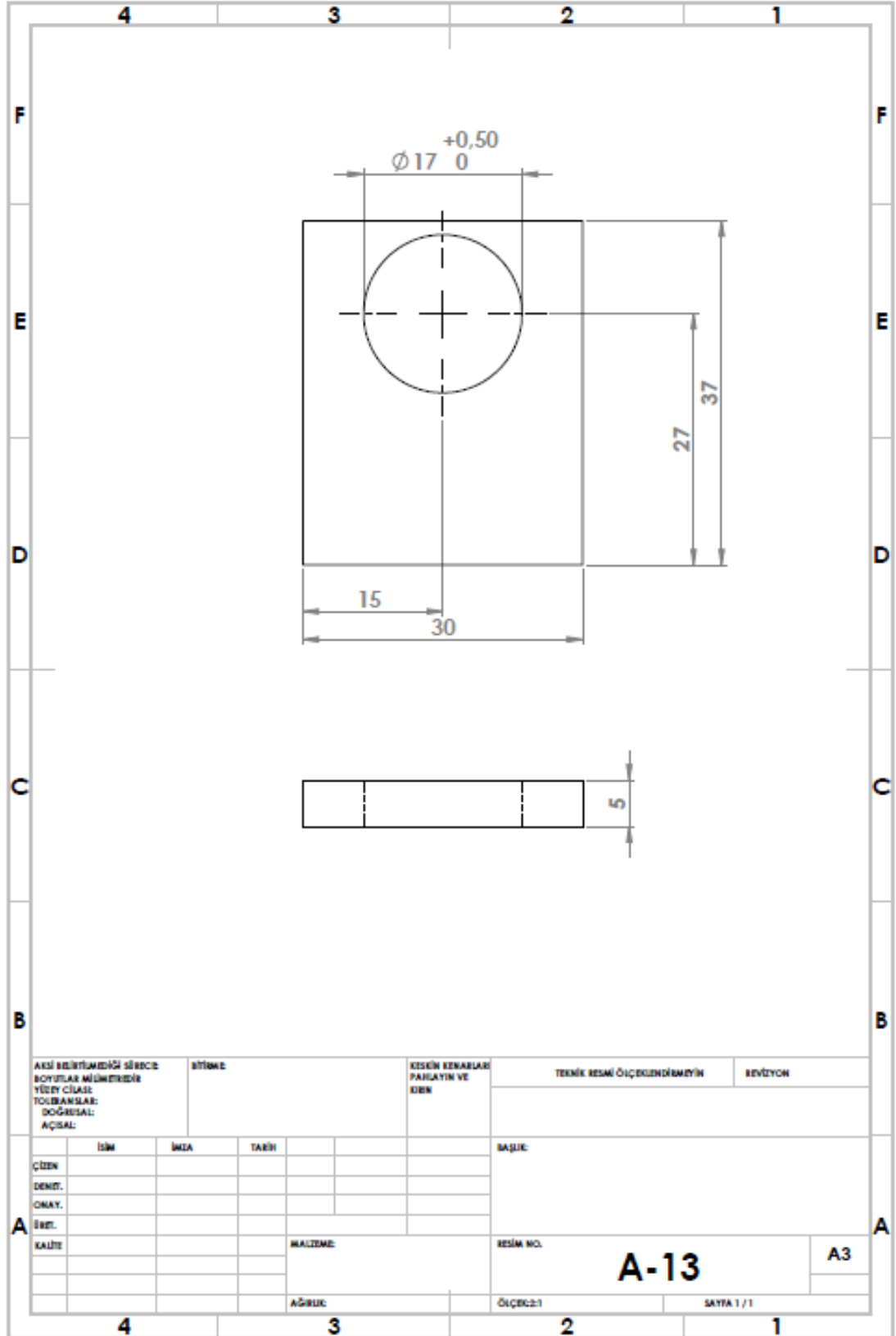


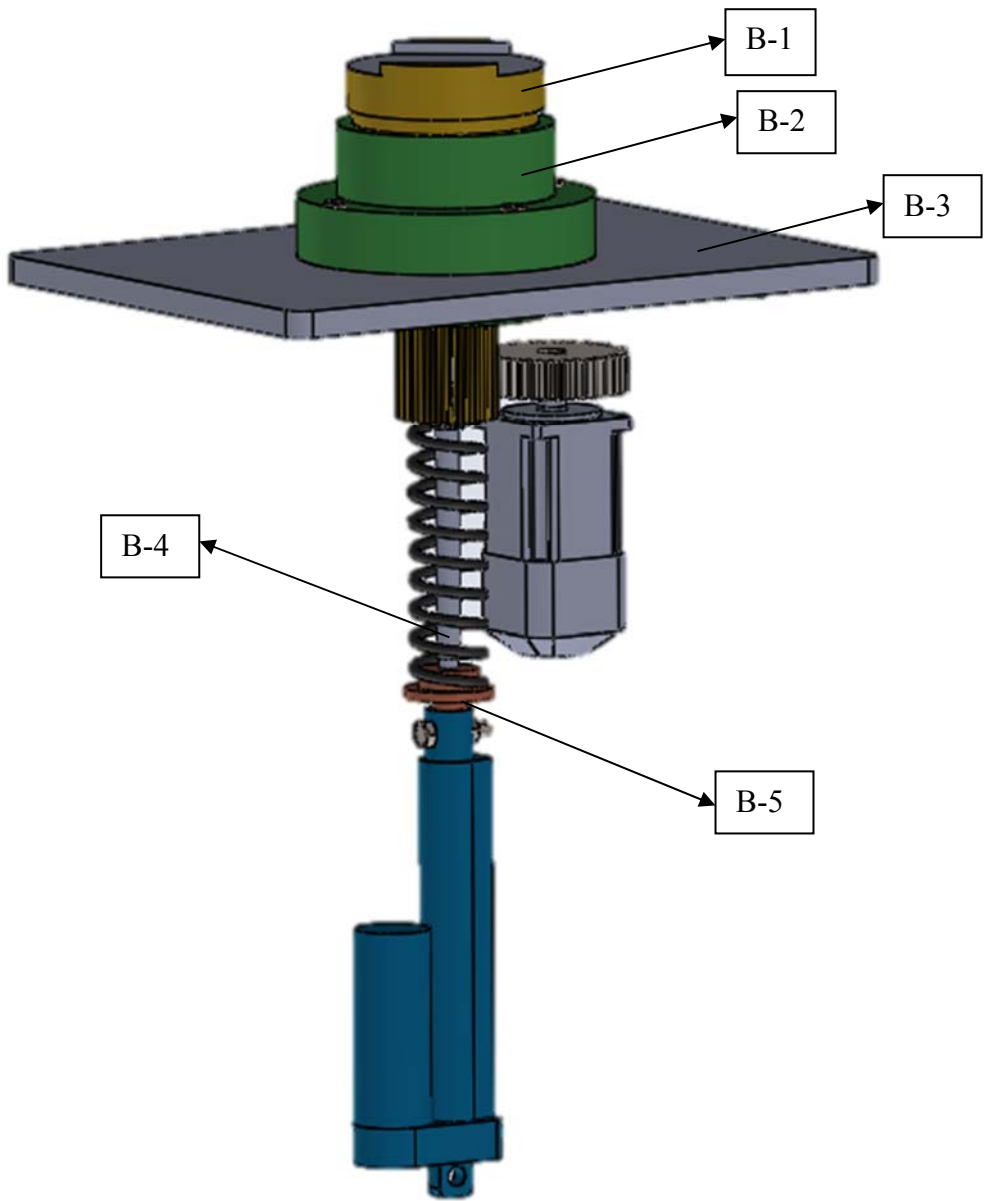
AKSI BÖLÜMÜNDÜĞÜ SİRCİ BOYUTLAR MİLMETREDE YÜZÜYÜZÜSÜ TOĞRANSLAR: DOĞRANSLAR: AÇISAL:		SİTİME:		KESİM KENARLAR PAHAYIN VE KİRİ		TEKNİK RESİM ÖLÇEKZİNDİRMEYİN		REVİZYON	
İSİM		İMZA		TARİH		BAŞLİK			
ÇİZEN									
DENET.									
ONAY.									
İSRET.									
KAÜTE						MALZEME		RESİM NO.	
								A-10	
						AĞIRLIK		ÖLÇEK: 1:1	
								SAYFA 1 / 1	

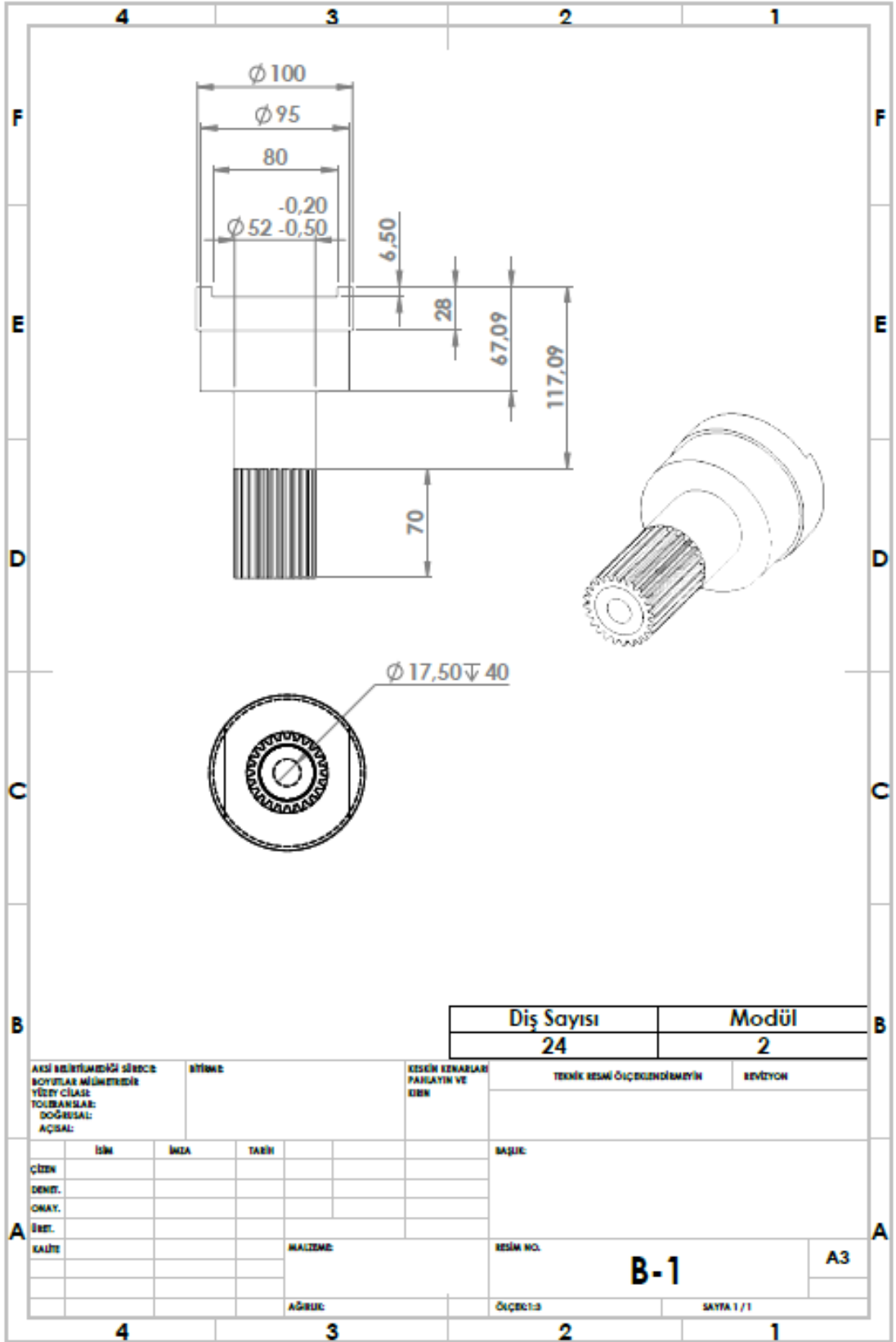


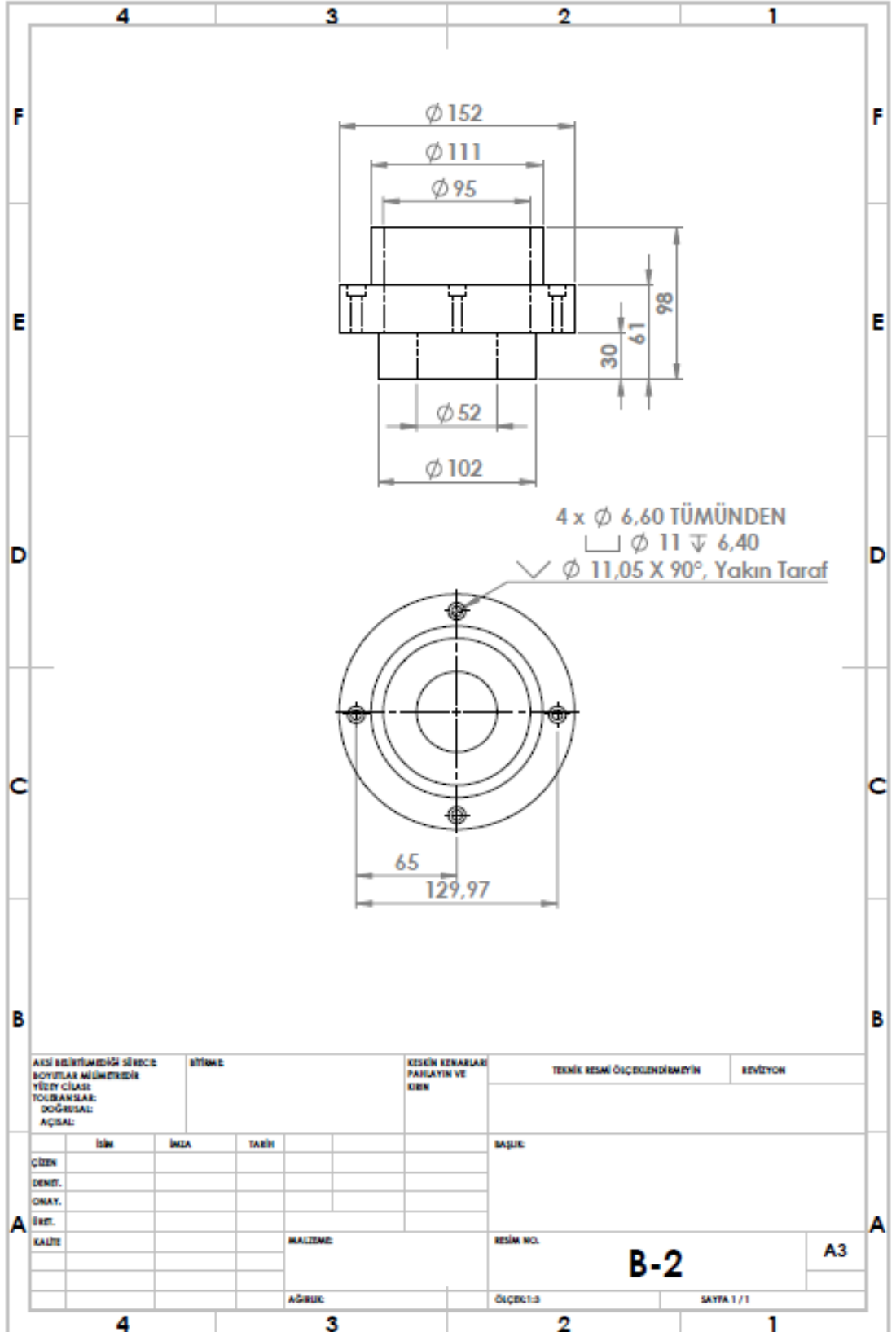
4	3	2	1
F			F
E			E
D			D
C			C
B			B
AKSI BİRTÜMLÜĞÜ SİRCİCE BOYUTLAR MİMMETREDE YÜZÜ ÇİZİLİ TOLERANSLAR: DOĞRUSAL: AÇISAL:		İTİMAE	KESİM KENARLARI PARKLATIN VE KIRIN
		TEKNİK RESİM ÖLÇEKLERİNİ YAZIN	KİMLİK
ÇİZEN	İSİM	İMZA	TARİH
DENET.			
ONAY.			
İŞLET.			
KALİTE			
		MALZEME:	RESİM NO.
		AĞIRLIK:	ÖLÇEK: 1:1
		SAYFA 1 / 1	A3
4	3	2	1

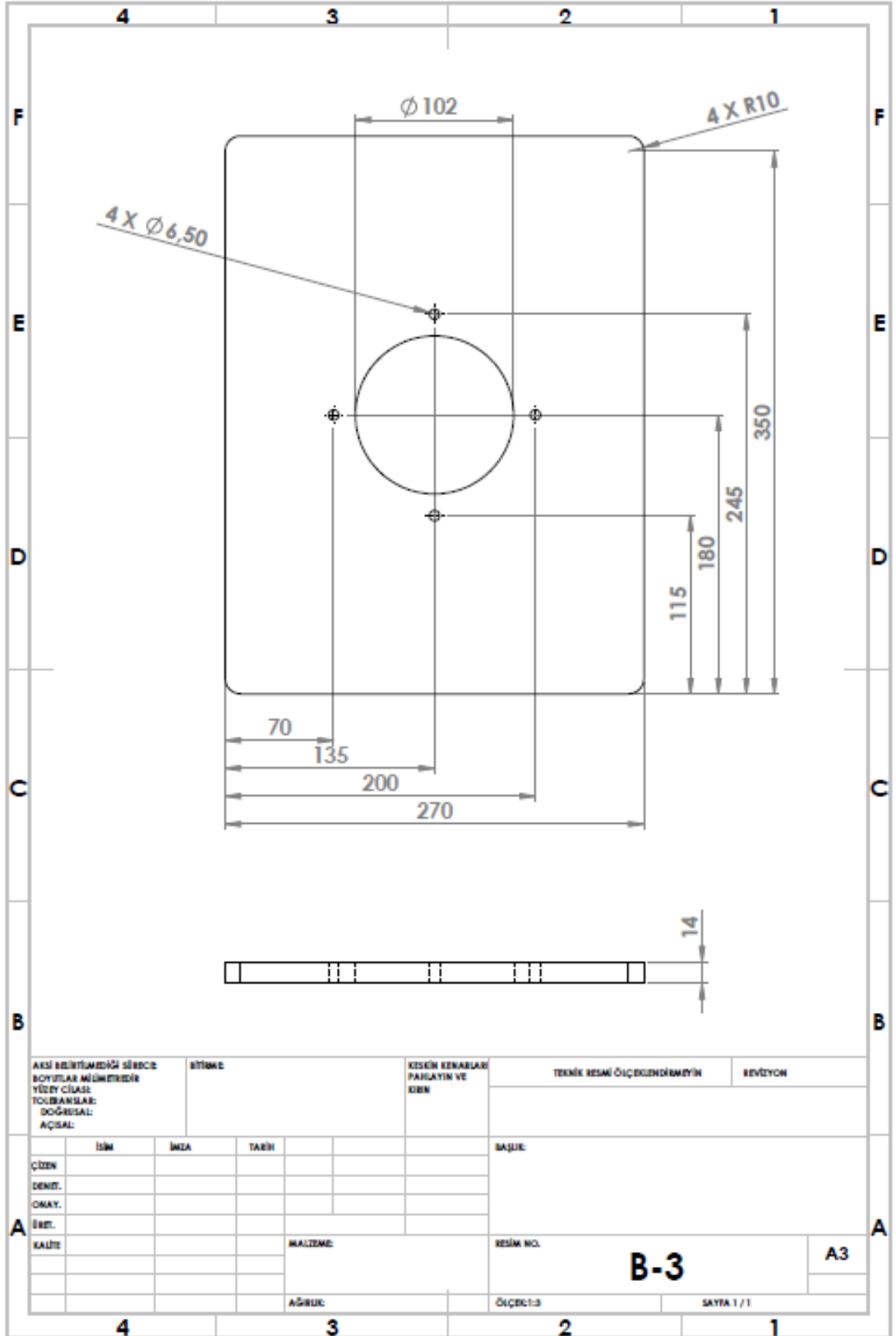
Technical drawing of a shaft with a diameter of 17mm and a length of 120mm. The drawing shows a cross-section with a diameter of 17mm and a length of 120mm. The shaft is shown in a perspective view with a diameter of 27mm at the ends.

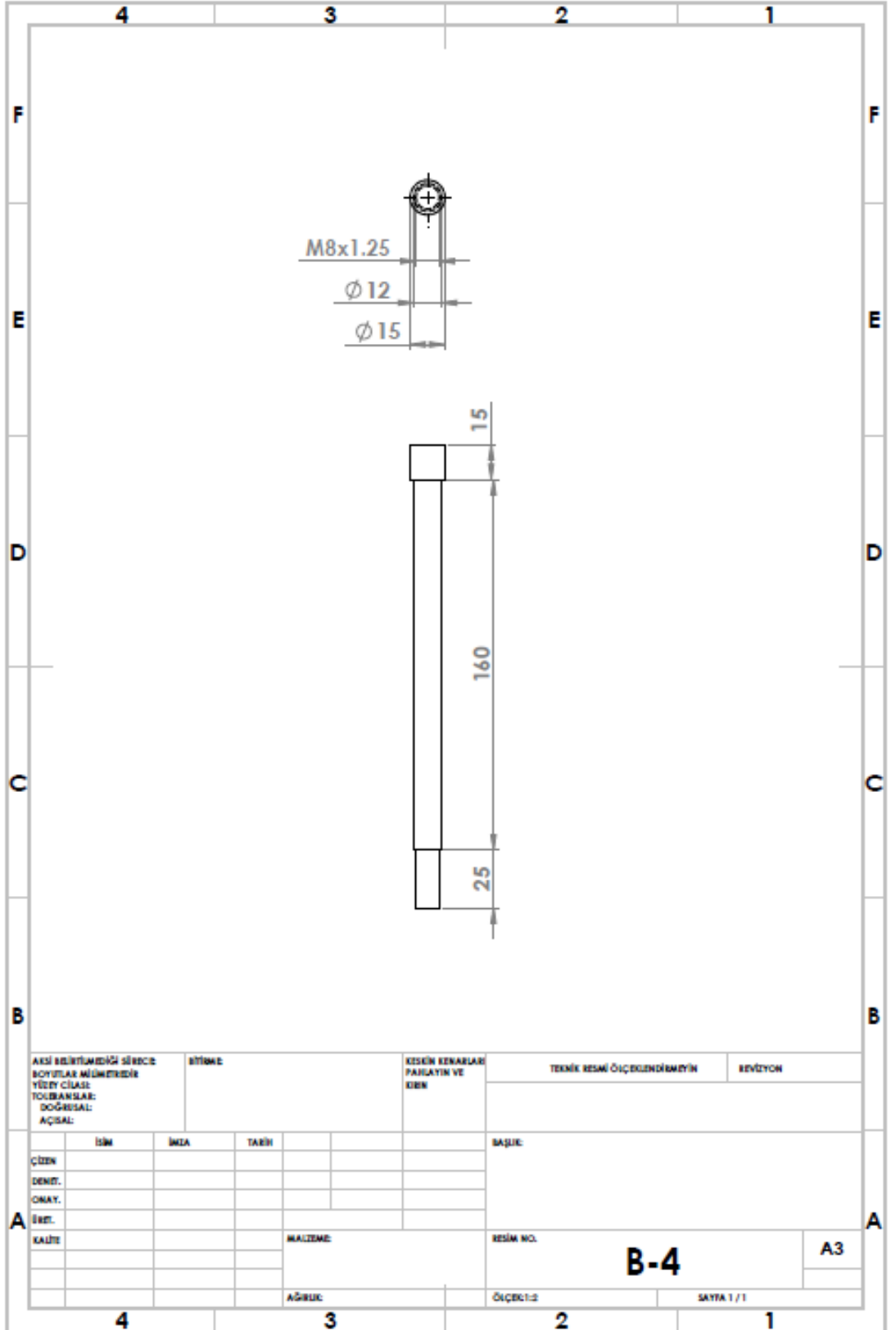












AKSI BELİRTMEDİĞİ SÜRECE
BOYUTLAR MİLMETRELER
YERİ YERİNE
TOLERANSLAR:
DOĞRUSAL:
AÇISAL:

ŞİME

KESİK KENARLAR
PAZLAYIN VE
KIRIN

TEKNİK RESİM ÖLÇEKLERİNİN

REVİZYON

İSİM	İMZA	TARİH			
ÇİZEN					
DENET.					
ONAY.					
İBRET.					

BAŞLIK

KALİTE	MALZEME	AĞIRLIK

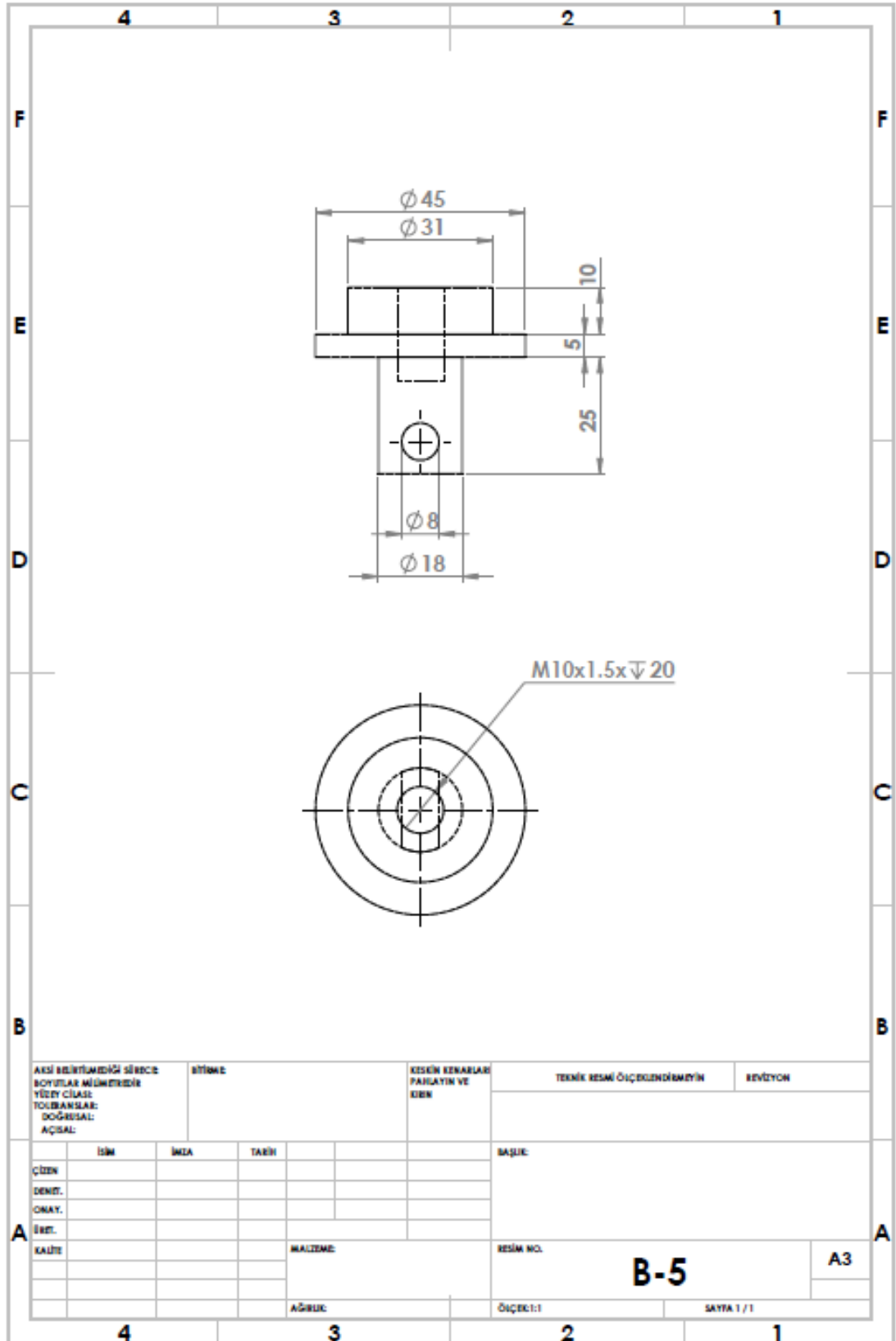
RESİM NO.

B-4

A3

ÖLÇEK:1:2

SAYFA 1 / 1



AKSI BİRTÜMÜDÜĞÜ SİRCE BOYUTLAR MİLMETREDE YÜZÜ ÇİZİLİ TOLERANSLAR: DOĞRUSAL: AÇISAL:		BİRİM:		KESİK KENARLAR PANTAYIN VE DİRİ:		TEKNİK RESİM ÖLÇEKZENDİRMEYİN		REVİZYON	
İSİM		İNŞA		TARİH		BAŞLIK:			
ÇİZEN									
DENET.									
ONAY.									
İŞLET.									
KALİTE						MALZEME:		RESİM NO.	
								B-5	
						AĞIRLIK:		ÖLÇEK:1	
								SAYFA 1 / 1	

EK 8

Tibial dönme hareketi için hesaplamalar

Tibial int./ext. rota- tion	RADYAN	w=dradyan/dt	Tibila rot.	açısai ivme	Tork	Trms
degrees	radyan	rad/sn	W	rad/sn^2	J*a	Nm
1,57	0,027475	0	0	0	0	0
1,87	0,032725	0,525	-0,1082025	52,5	0,19425	0,000377
1,87	0,032725	0	0	0	-0,19425	0,000377
1,7	0,02975	-0,2975	0,14875	-29,75	-0,11008	0,000121
1,36	0,0238	-0,595	0,3894275	-59,5	-0,11008	0,000121
0,54	0,00945	-1,435	1,1392465	-143,5	-0,3108	0,000966
0,26	0,00455	-0,49	0,443205	-49	0,34965	0,001223
-0,01	-0,000175	-0,4725	0,46092375	-47,25	0,006475	4,19E-07
-0,26	-0,01707125	-1,689625	1,689625	-168,9625	-0,45034	0,002028
-0,49	-0,0175	-0,042875	0,04241195	-4,2875	0,609298	0,003712
-0,68	-0,017311	0,0189	-0,0180854	1,89	0,022857	5,22E-06
-0,85	-0,01674575	0,056525	-0,051059	5,6525	0,013921	1,94E-06
-0,99	-0,01580775	0,0938	-0,0777321	9,38	0,013792	1,9E-06
-1,09	-0,01450225	0,13055	-0,0957715	13,055	0,013598	1,85E-06
-1,16	-0,012838	0,166425	-0,1029339	16,6425	0,013274	1,76E-06
-1,19	-0,01082375	0,201425	-0,09753	20,1425	0,01295	1,68E-06
-1,2	-0,0084735	0,235025	-0,0779343	23,5025	0,012432	1,55E-06
-1,18	-0,005803	0,26705	-0,0431019	26,705	0,011849	1,4E-06
-1,13	-0,0028245	0,29785	0,00747604	29,785	0,011396	1,3E-06
-1,05	0,00043925	0,326375	0,07405449	32,6375	0,010554	1,11E-06
-0,95	0,00397075	0,35315	0,15637482	35,315	0,009907	9,81E-07
-0,83	0,007749	0,377825	0,25363392	37,7825	0,00913	8,34E-07
-0,69	0,01174775	0,399875	0,36428613	39,9875	0,008158	6,66E-07
-0,54	0,0159425	0,419475	0,48684269	41,9475	0,007252	5,26E-07
-0,37	0,0203105	0,4368	0,61955712	43,68	0,00641	4,11E-07
-0,2	0,024822	0,45115	0,75924034	45,115	0,00531	2,82E-07
-0,03	0,02945075	0,462875	0,90376344	46,2875	0,004338	1,88E-07
0,15	0,03416875	0,4718	1,04994372	47,18	0,003302	1,09E-07
0,33	0,0389445	0,477575	1,1939375	47,7575	0,002137	4,57E-08
0,51	0,04375	0,48055	1,33333403	48,055	0,001101	1,21E-08
0,67	0,0485555	0,48055	1,46447613	48,055	0	0
0,83	0,05333125	0,477575	1,58416403	47,7575	-0,0011	1,21E-08
0,98	0,05804925	0,4718	1,68979888	47,18	-0,00214	4,57E-08
1,12	0,062678	0,462875	1,77716228	46,2875	-0,0033	1,09E-07

1,24	0,0671895	0,45115	1,84475235	45,115	-0,00434	1,88E-07
1,34	0,0715575	0,4368	1,89077616	43,68	-0,00531	2,82E-07
1,43	0,07575225	0,419475	1,91163147	41,9475	-0,00641	4,11E-07
1,49	0,079751	0,399875	1,90864336	39,9875	-0,00725	5,26E-07
1,54	0,08352925	0,377825	1,87964159	37,7825	-0,00816	6,66E-07
1,56	0,08706075	0,35315	1,82274841	35,315	-0,00913	8,34E-07
1,57	0,0903245	0,326375	1,74010095	32,6375	-0,00991	9,81E-07
1,55	0,093303	0,29785	1,63346897	29,785	-0,01055	1,11E-06
1,51	0,0959735	0,26705	1,50042043	26,705	-0,0114	1,3E-06
1,45	0,09832375	0,235025	1,34753934	23,5025	-0,01185	1,4E-06
1,36	0,100338	0,201425	1,1740459	20,1425	-0,01243	1,55E-06
1,26	0,10200225	0,166425	0,9824567	16,6425	-0,01295	1,68E-06
1,14	0,10330775	0,13055	0,77767329	13,055	-0,01327	1,76E-06
1	0,10424575	0,0938	0,56178696	9,38	-0,0136	1,85E-06
0,84	0,104811	0,056525	0,33915	5,6525	-0,01379	1,9E-06
0,66	0,105	0,0189	0,11216016	1,89	-0,01392	1,94E-06
0,48	0,103852	-0,1148	-0,6590209	-11,48	-0,04947	2,45E-05
0,28	0,1004605	-0,33915	-1,840601	-33,915	-0,08301	6,89E-05
0,07	0,09497425	-0,548625	-2,7471848	-54,8625	-0,07751	6,01E-05
-0,15	0,0876295	-0,734475	-3,3051375	-73,4475	-0,06876	4,73E-05
-0,38	0,07875	-0,88795	-3,4870684	-88,795	-0,05679	3,22E-05
-0,61	0,06872425	-1,002575	-3,3221325	-100,2575	-0,04241	1,8E-05
-0,85	0,057988	-1,073625	-2,8841862	-107,3625	-0,02629	6,91E-06
-1,08	0,047012	-1,0976	-2,275215	-109,76	-0,00887	7,87E-07
-1,32	0,03627575	-1,073625	-1,6104375	-107,3625	0,008871	7,87E-07
-1,55	0,02625	-1,002575	-0,9951559	-100,2575	0,026288	6,91E-06
-1,78	0,0173705	-0,88795	-0,5087066	-88,795	0,042411	1,8E-05
-2	0,01002575	-0,734475	-0,1905228	-73,4475	0,056786	3,22E-05
-2,22	0,0045395	-0,548625	-0,0359898	-54,8625	0,068765	4,73E-05
-2,43	0,001148	-0,33915	0	-33,915	0,077506	6,01E-05
-2,64	0	-0,1148	0	-11,48	0,08301	6,89E-05
-2,83	0	0	0	0	0,042476	1,8E-05
-3,02	0	0	0	0	0	0
-3,19	0	0	0	0	0	0
-3,36	0	0	0	0	0	0
-3,52	0	0	0	0	0	0
-3,67	0	0	0	0	0	0
-3,81	0	0	0	0	0	0
-3,94	0	0	0	0	0	0
-4,07	0	0	0	0	0	0
-4,2	0	0	0	0	0	0

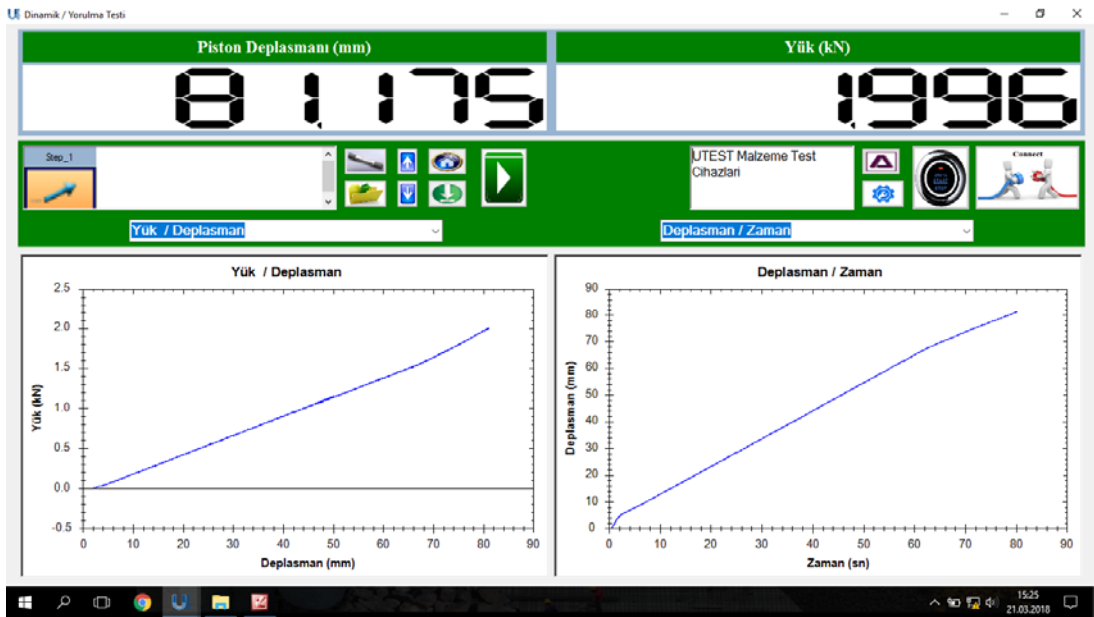
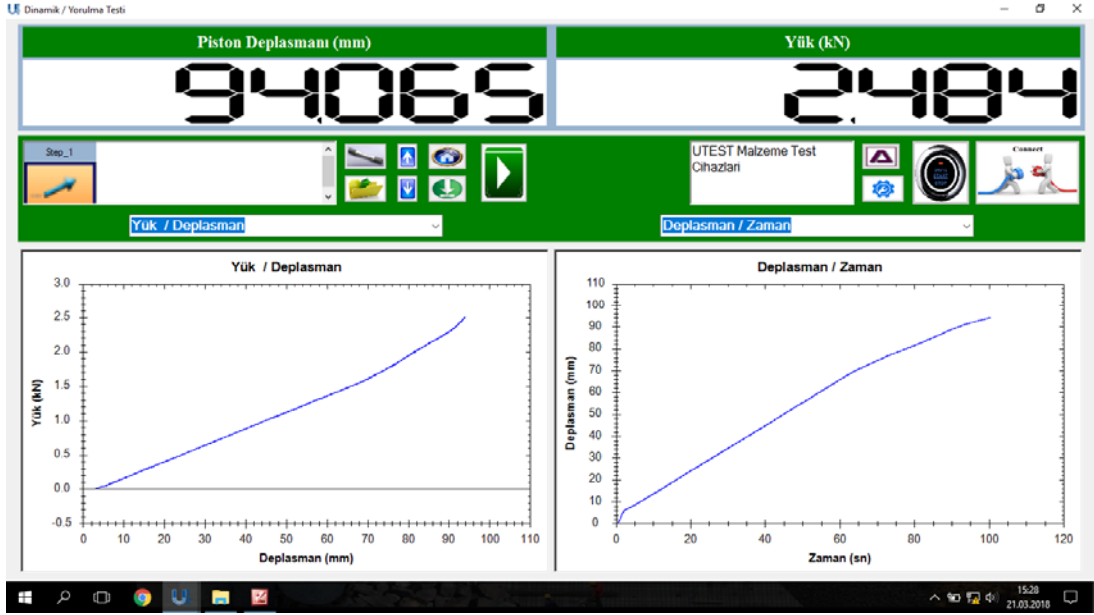
-4,32	0	0	0	0	0	0
-4,44	0	0	0	0	0	0
-4,56	0	0	0	0	0	0
-4,68	0	0	0	0	0	0
-4,8	0	0	0	0	0	0
-4,92	0	0	0	0	0	0
-5,04	0	0	0	0	0	0
-5,16	0	0	0	0	0	0
-5,29	0	0	0	0	0	0
-5,4	0	0	0	0	0	0
-5,51	0	0	0	0	0	0
-5,6	0	0	0	0	0	0
-5,68	0	0	0	0	0	0
-5,72	0	0	0	0	0	0
-5,72	0	0	0	0	0	0
-5,66	0	0	0	0	0	0
-5,53	0	0	0	0	0	0
-5,3	0	0	0	0	0	0
-4,94	0	0	0	0	0	0
-4,44	0	0	0	0	0	0
-3,75	0	0	0	0	0	0
-2,83	0	0	0	0	0	0
-1,64	0	0	0	0	0	0
-0,13	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0

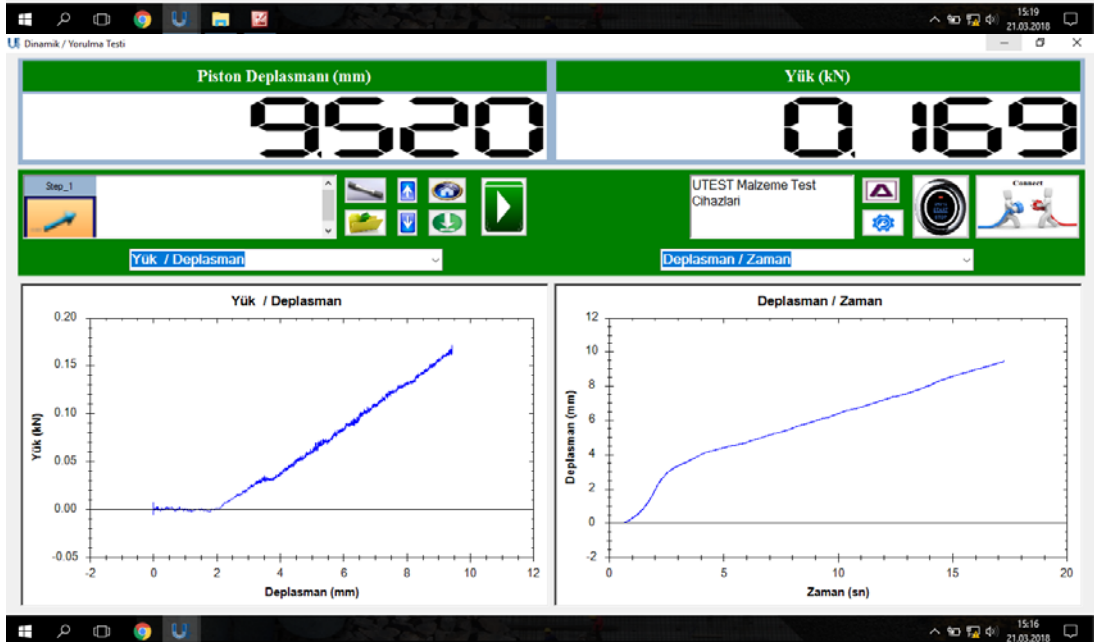
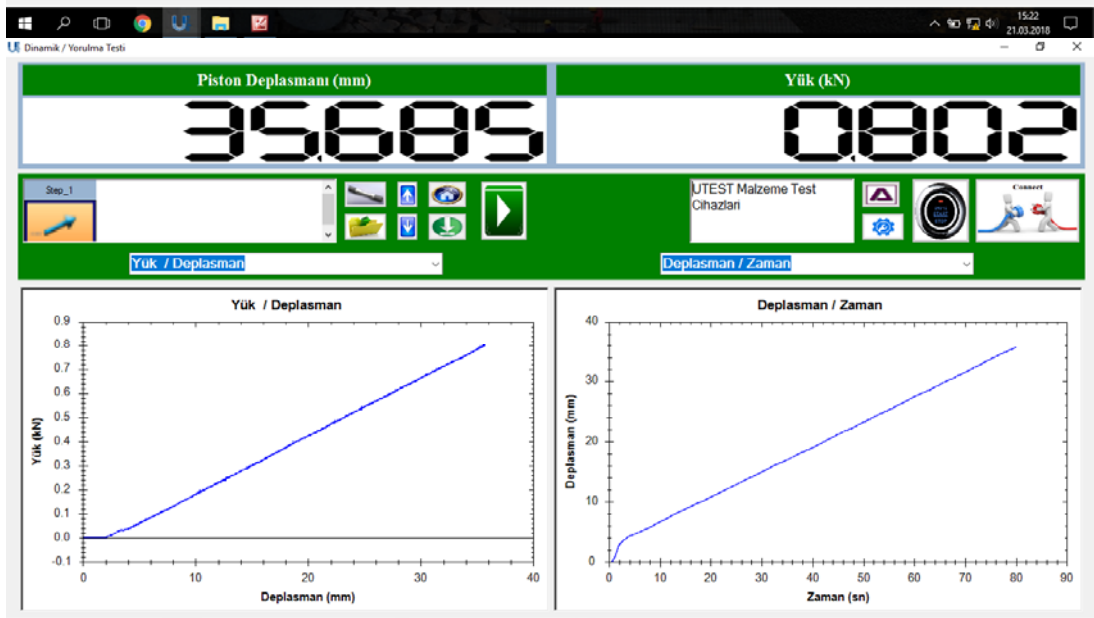
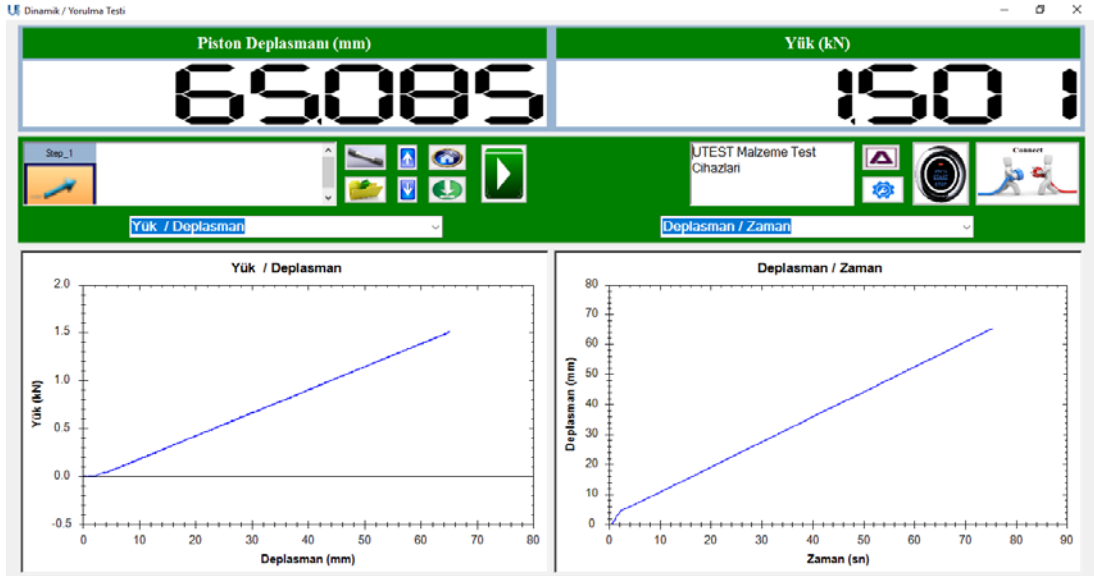
0,1394

Trms= 0,37

EK 9

Bası Yayı dinamik yorulma tets sonuçları





ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : ENDER EMİR
Doğum Yeri ve Tarihi : MALATYA 19/08/1993
Tel : 0539 236 6776
Mail : enderemir44@gmail.com
Adres : PAŞAKÖŞKÜ MAHALLESİ MEHMET AKİF
ERSOYCADDESİ AÇELYA APARTMANI NO:66DİARE NO:16 KAT:3 MALATYA

EĞİTİM

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

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

İnönü Üniversitesi İngilizce Hazırlık Eğitimi (2011)

STAJ

ASELSAN ELEKTRONİK SANAYİ ve TİCARET A.Ş.

ULUSAL HAKEMLİ DERGİLERDE YAYINLANAN MAKALELER

Erkan BAHÇE, A. Kemal ASLAN, M: Sami GÜLER, Neşe ÇAKIR, **Ender EMİR**, “ Kalça Protezinin Aşınma Özellikleri Üzerinde Çoklu Tabakalı Kaplanmasının Etkilerinin Sonlu Elemanlar Metoduyla Nümerik Analizi”, Ordu Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi, 2017; 7(2): 201-214, e-ISSN: 2146-6459

Erkan BAHÇE, Mehmet Sami GÜLER, **Ender EMİR**, Cihan ÖZEL, “CoCrMo Tibial Komponentin Karbür Takım ile İşlenmesinde Yüzey Özelliklerinin Araştırılması”, Ordu Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi, 2018; 8(1):16-30, e-ISSN: 2146-6459

ULUSLARARASI BİLİMSEL TOPLANTILARDA SUNULAN VE BİLDİRİ KİTAPLARINDA (PROCEEDINGS) BASILAN BİLDİRİLER :

Ali Kemal Aslan, Erkan BAHÇE, **Ender Emir**, Caner Cengiz Turan, “Finite Element Modelling and Analysis of Multilayer Ceramic Coated Femur-Insert Component”, International Conference On Advances And Innovations In Engineering, Icaie 2017, 1006-1011 (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)

Erkan BAHÇE, Ali Kemal Aslan, **Ender Emir**, Neşe Çakır, Canet Cengiz Turan “Finite Element Modelling And Investigation Of The Effects Of The TaB₂ Coating On Wear Properties Of The Different Implant Materials”, International Conference On Tribology, 2017/ Kapadokya, 576-583 (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)

E. Bahçe, **E. Emir**, A. Kemal Aslan, T. Koca, “Investigation of Surface Qualities of CoCrMo Alloy Using Turning-Grinding Method”, International Advanced Technologies Symposium, 2017/ Elazığ, 1496-1501 (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)

A. Kemal Aslan, N. Çakır, E. Bahçe, **E. Emir**, N. Özdemir; “ANSYS Analyze of the Effect of Coating of Ti6Al7Nb Femoral Head with TiN/CrN/TiB₂ on the Wear Properties”, International Advanced Technologies Symposium, 2017/ Elazığ, 2525-2530 (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)

Ender EMİR, Erkan BAHÇE, Ali Kemal ASLAN, Mehmet Sami GÜLER; “ Investigation Of The Effect Of Machining Parameters On The Surface Roughness While Lathing CoCrMo Alloy”, International Academic Reserch Congress, 2017/ Alanya (Kabul Edildi) (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)

Caner Cengiz TURAN, Erkan BAHÇE, **Ender EMİR**, Ali Kemal ASLAN, “Creation Of The 3D CAD Model Of Femur Component Using Reverse Engineering And Manufacturing With Rapid Prototyping”, International Academic Reserch Congress, 2017/ Alanya (Kabul Edildi) (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)

BİLGİSAYAR BİLGİSİ

Microsoft Office

AutoCAD

SolidWorks

ANSYS

Abaqus

SERTİFİKALAR

İŞ SAĞLIĞI VE GÜVENLİĞİ SERTİFİKA'SI (ASELSAN A.Ş. TARAFINDAN)

YABANCI DİL SERTİFİKASI (İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ TARAFINDAN)

INTRODUCTION TO CREO PARAMETRIC 4.0