

T.C.  
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**EKLEM AŞINMA SİMÜLATÖRÜ TASARIMI,  
İMALATI VE KALÇA EKLEMİ UYGULAMASI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**İbrahim ÇINAR**

**Enstitü Anabilim Dalı : MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ**  
**Enstitü Bilim Dalı : MAKİNA TASARIM VE İMALAT**  
**Tez Danışmanı : Doc. Dr. Ahmet Çağatay ÇİLİNGİR**

**Mayıs 2019**

T.C.  
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

EKLEM AŞINMA SİMÜLATÖRÜ TASARIMI,  
İMALATI VE KALÇA EKLEMİ UYGULAMASI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İbrahim ÇINAR

Enstitü Anabilim Dalı

MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ

Enstitü Bilim Dalı

MAKİNA TASARIM VE İMALAT

Bu tez 23/05/2019 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oybirliği/oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Doc.Dr.  
Ahmet Çağatay ÇİLİNGİR  
Jüri Başkanı

Dr.Öğr.Üyesi  
Osman Hamdi METE  
Üye

Dr.Öğr.Üyesi  
Emre ESENER  
Üye

## **BEYAN**

Tez içindeki tüm verilerin akademik kurallar çerçevesinde tarafımdan elde edildiğini, görsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçların akademik ve etik kurallara uygun şekilde sunulduğunu, kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapılmadığını, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezde yer alan verilerin bu üniversite veya başka bir üniversitede herhangi bir tez çalışmasında kullanılmadığını beyan ederim.

İbrahim ÇINAR

07/05/2019

## TEŞEKKÜR

Bu alıŐma Sakarya Üniwerstesi Bilimsel AraŐtırma Projeleri Komisyonu Tarafından DesteklenmiŐtir. Proje Numaraları: 2013-01-06-030 ve 2013-01-06-031'dir.

Tasarım, imalat ve testler süresinde birlikte çalıŐtıĐımız Süleyman AYDIN, Ali ADAL, Mustafa Ramazan AKSÖZ, Sinan YILDIRIM'a yardımlarından dolayı minnet ve teŐekkürlerimi sunarım. Ayrıca bu çalışma süresince ve Sakarya Üniversitesi yüksek lisans eğitimim süresince bana örnek olan, mesleki bilgi ve becerisinin yanında, mütevazı ve sevecen kiŐiliĐiyle her zaman sayĐı ve sevgi ile hatırlayacağım, dürüslük ve alıŐkanlık gibi özelliklerin meslek hayatımda önemli yer tutmasını sağlayan Doc. Dr. Ahmet aĐatay ÇİLİNGİR'e sonsuz minnet ve teŐekkürlerimi sunarım.

## İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
İÇİNDEKİLER .....	ii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ .....	v
ŞEKİLLER LİSTESİ .....	vi
TABLolar LİSTESİ.....	viii
ÖZET.....	ix
SUMMARY .....	x
BÖLÜM 1.	
GİRİŞ .....	1
BÖLÜM 2.	
LİTERATÜR TARAMASI.....	4
2.1. Giriş .....	4
2.2. Kemik Dokusu.....	6
2.3. Eklem Kıkırdağı .....	8
2.3.1. Eklem kıkırdağının yapısı .....	9
2.3.2. Eklem kıkırdağının yağlama mekanizması .....	9
2.3.3. Eklem kıkırdağında aşınma .....	9
2.4. Kalça Eklemi .....	11
2.4.1. Asetabulum.....	12
2.4.2. Uyluk başı .....	13
2.4.3. Kalça eklemine saran kaslar ve kalça kapsülü.....	13
2.5. Diz Eklemi.....	14
2.6. Omurga Eklemi .....	15
2.7. Eklem Hastalıkları.....	16

2.7.1. Osteoartrit .....	16
2.7.2. İltihaplı eklem romatizması (Romatoid artrit) .....	17
2.7.3. Eklem donması.....	18
2.7.4. Avasküler nekroz.....	18
2.8. Eklem Simülatörleri .....	19
BÖLÜM 3.	
EKLEM BİYOMEKANİĞİ.....	23
3.1. Yürüyüş Biyomekaniği .....	23
3.2. Kalça Ekleminin Hareketleri.....	24
3.3. Diz Ekleminin Hareketi.....	26
3.4. Omurga Hareketleri.....	29
BÖLÜM 4.	
EKLEM SİMÜLATÖRÜ TASARIMI VE İMALATI .....	31
4.1. Yükleme (FZ) Mekanizması .....	31
4.2. İçe-Dışa Dönme (IE) Mekanizması.....	31
4.3. Fleksiyon-Ektansiyon (FE) Mekanizması.....	32
4.4. Abdüksiyon/Addüksiyon (AD) Mekanizması.....	33
4.5. Anterior/Posterior (AP) İlerleme Mekanizması .....	33
4.6. Simülatör Montajı .....	34
4.6.1. Şasi montajı.....	34
4.6.2. Motor ve millerin montajı .....	35
4.6.3. Hareket mekanizmalarının montajı .....	36
4.7. Ekrem Simülatörü Devreye Alma .....	38
BÖLÜM 5.	
EKLEM SİMÜLATÖR TESTLERİ .....	40
5.1. Giriş.....	40
5.2. Eklem Kıkırdağı Sürtünme Aşınma Deneyi.....	40
5.2.1. Deneyin hazırlanışı.....	40
5.2.2. Deney sonuçları.....	41

5.3. Kuzu Kalça Eklemi Simülatör Deneyi .....	44
5.3.1. Deneyin hazırlanışı.....	44
5.3.2. Deney sonuçları.....	45
5.4. Kuzu Diz Eklemi Simülatör Deneyi.....	47
5.4.1. Deneyin hazırlanışı.....	47
5.4.2. Deney sonuçları.....	48
BÖLÜM 6.	
SONUÇ VE ÖNERİLER .....	51
KAYNAKÇA.....	53
ÖZGEÇMİŞ .....	57

## SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

AD	: Abdüksiyon-Addüksiyon
ADL	: Günlük yaşamdaki aktiviteler
AP	: Anterior-Posterior
BO	: Basma ortası
BPK	: Baş parmak kalkış
BS	: Bonive serum
CoCr	: Kobalt-Krom
DB	: Düz basma
ECM	: Hücre dışı matris
FE	: Fleksiyon-Ekstansiyon
FZ	: Eksenel Yük
GAG	: Glikoz-amino-glikan
IE	: İçe-dışa dönme
PBS	: Tuzlu su
RA	: Romatoid artrit
ROM	: Hareket açıklığı
TK	: Topuk kalkması
TT	: Topuk teması



## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Kemik dokuları ve eklem kıkırdağı . . . . .	8
Şekil 2.2. Kalça eklemi genel görünümü . . . . .	12
Şekil 2.3. Kalça eklemi bağları a) Anterior (ön) b) Posterior (arka) görünüş . . . . .	13
Şekil 2.4. Diz eklemine (diz kapağı hariç) şematik olarak önden görünüşü . . . . .	14
Şekil 2.5. Omurganın yandan ve önden görünüşü . . . . .	16
Şekil 2.6. Sağlıklı ve ostreartritli kıkırdak . . . . .	17
Şekil 2.7. a) Sağlıklı kıkırdak b) Romatoid artritli kıkırdak . . . . .	18
Şekil 2.8. a) Sağlıklı kemik b) Avasküler nekrozlu kemik . . . . .	19
Şekil 2.9. ADL kalça simülatörü . . . . .	20
Şekil 2.10. ADL diz simülatörü . . . . .	20
Şekil 2.11. Vivo eklem simülatörü . . . . .	21
Şekil 3.1. Yürümenin fazları ve döngüdeki sürelerine oranları. TT:topuk teması, DB:düz basma, BO:basma ortası, TK:topuk kalkması, BPK:baş parmak kalkış . . . . .	24
Şekil 3.2. Yürüyüş sırasındaki yer tepki kuvvetleri . . . . .	24
Şekil 3.3. A) Abduksiyon ve B) adduksiyon hareketi . . . . .	25
Şekil 3.4. A) Fleksiyon hareketi. B) Ekstansiyon hareketi . . . . .	25
Şekil 3.5. İçe-dışa dönme hareketi . . . . .	26
Şekil 3.6. A) İnsan vücudundaki frontal (koronal veya ön), sagittal ve transvers (yatay veya enine) düzlemler. B) Diz eklemine altı serbestlik derecesinin tanımı . . . . .	27
Şekil 4.1. Yükleme FZ mekanizması a) Tasarım b) İmalatı . . . . .	31
Şekil 4.2. İçe-dışa dönme (IE) mekanizması a) Tasarımı b) İmalatı . . . . .	32
Şekil 4.3. Fleksiyon-Ekstansiyon (FE) mekanizması a) Tasarımı b) İmalatı . . . . .	32
Şekil 4.4. Abduksiyon/Adduksiyon (AD) mekanizması a) Tasarımı, b) İmalatı . . . . .	33
Şekil 4.5. Anterior/Posterior (AP) mekanizması a) Tasarımı, b) İmalatı . . . . .	34

Şekil 4.6. Makine şasisinin montajı .....	35
Şekil 4.7. Motor ve millerin montajı.....	36
Şekil 4.8. AP ve IE mekanizmalarının montajı.....	36
Şekil 4.9. FE mekanizmasının montajı .....	37
Şekil 4.10. AD mekanizmasının montajı .....	37
Şekil 4.11. Eklem aşınma simülatörü.....	38
Şekil 5.1. A) Kalıplara yerleştirilen kıkırdak pin ve plate numuneleri ve B) Numunelerin simülatöre yerleştirilmesi .....	41
Şekil 5.2. a) Dönme ve b) kayma hareketi konfigürasyonları.....	41
Şekil 5.3. Yağlayıcı olmayan ortamda elde edilen eklem kıkırdağı sürtünme ve aşınma miktarları .....	42
Şekil 5.4. Tuzlu su (PBS) ve bovine serum (BS) ortamında dönme ve kayma hareketleri için elde edilen eklem kıkırdağı sürtünme katsayıları.....	43
Şekil 5.5. Tuzlu su (PBS) ve bovine serum (BS) ortamında dönme ve kayma hareketleri için elde edilen aşınma miktarları.....	44
Şekil 5.6. a) Kuzu kalça eklemine kalıba yerleştirilmesi b) Kalıpların simülatör içerisinde bovine serum banyosuna yerleştirilmesi.....	45
Şekil 5.7. Kuru sürtünme ve Bonive serum ortamındaki kuzu kaça eklemine elde edilen sürtünme katsayıları .....	46
Şekil 5.8. a) Kuru sürtünme ve b) Bonive serum (BS) ortamında kuzu kalça eklemine yüzey aşınmasının fotoğrafları.....	46
Şekil 5.9. a) Kuzu diz eklemine kalıplara sabitlenmesi b) Kuzu diz eklemine simülatöre bağlanması .....	48
Şekil 5.10. Menisküslü ve menisküssüz durum için kuzu diz eklemine sürtünme katsayıları.....	49
Şekil 5.11. a) Menisküslü b) menisküssüz kuzu diz eklemi aşınma durumu.....	49

## TABLolar LİSTESİ

Tablo 2.1. ADL kalça simülatörü hareket aralıkları . . . . .	20
Tablo 2.2. ADL diz simülatörü hareket aralıkları . . . . .	21
Tablo 2.3. Vivo eklem simülatörü hareket açıklığı . . . . .	22
Tablo 3.1. Günlük yaşamın aktiviteleri için hareket aralığı yüzdesi . . . . .	30
Tablo 3.2. Her Spinal Seviyede Servikal Fleksiyon ve Uzatma için İntervertebral Angulasyonların Rapor Edilen Ortalama Değerlerin ve Standart Sapmaların Karşılaştırılması . . . . .	30
Tablo 4.1. Eklem aşınma simülatörünün teknik özellikleri . . . . .	39

## ÖZET

Anahtar kelimeler: Eklem simülatörü, kalça eklemi, eklem kıkırdağı, aşınma

Bu çalışmanın amacı; kalça, diz ve omurga eklemleri ve onların implantlarının aşınma davranışını incelemek için bir eklem aşınma simülatörü tasarlamak, imal etmektir. Ayrıca, imal edilen eklem aşınma simülatörünü test etmek amacıyla sığır eklem kıkırdağı numuneleri ve kuzu diz eklemi ile aşınma testleri gerçekleştirilmiştir.

Öncelikle kalça, diz ve omurga eklemlerinin anatomic ve biyomekanik özellikleri incelenerek tasarımı yapılacak eklem simülayörünün tasarım parametreleri belirlenmiştir. Bu amaçla eklem simülatörü imal eden firmaların simülatörleri de incelenerek tasarım fikri oluşturulmuştur. Daha sonra bilgisayar destekli olarak simülayör tasarımı yapılmıştır. Tasarımı tamamlanan simülaörün imalatı gerçekleştirilmiştir.

Simülatörün test edilmesi amacıyla üç farklı aşınma testi gerçekleştirilmiştir. İlk olarak, kayma ve dönme sürtünmesi ile eklem kıkırdağının aşınmasını değerlendirilmiştir. İkinci aşınma deneyinde kuzu kalça ekleminde yağlayıcının sürtünme ve aşınmaya etkisi de incelenmiştir. Bovine serumu kullanılarak bu solüsyonun kıkırdak aşınmasındaki etkisi araştırılmıştır. Üçüncü teste ise kuzu diz eklemlerinde menisküsün, aşınmaya etkisini incelemek amacıyla menisküslü ve menisküslü olmayan kuzu diz eklemleri eklem simülatörüne bağlanarak aşınma testleri gerçekleştirilmiştir.

# **JOINT WEAR SIMULATOR DESIGN, MANUFACTURE AND APPLICATION OF HIP JOINT**

## **SUMMARY**

Keywords: Joint Simulator, Hip Joint, Articular Cartilage, Wear

The aim of this study is to design, manufacture a joint wear simulator to examine the wear behavior of hip, knee and spine joints and their implants. In addition, cattle joint cartilage samples and lamb knee joint and wear tests were performed to test the manufactured joint wear simulator.

Firstly, the design parameters of the joint simulator are determined by examining the anatomical and biomechanical properties of the hip, knee and backbone joints. For this purpose, the simulators of the companies that produce joint simulators were examined and the idea of design was formed. Then computer-aided simulation design was made. The design of the completed simulation machine was completed.

Three different wear tests were carried out to test the simulator. First, the wear of the joint cartilage was evaluated by sliding and rotation friction. In the second abrasion experiment, the effect of lubricant on friction and wear on Lamb hip joint was also investigated. The effect of this solution on cartilage wear was investigated using bovine serum. In the third Test, wear tests were carried out by connecting meniscus and meniscus and meniscus and meniscus and meniscus and lamb knee joints to the joint simulator in order to examine the effect of meniscus on erosion in Lamb knee joints.

## BÖLÜM 1. GİRİŞ

Sinovyal eklemler gözenekli, hareketli ve dinamik yük taşıyan yapılardır. Eklem kıkırdağı çift fazlı bir malzemedir, iki farklı aşaması vardır. Bir hücre dışı matris (ECM) ve interstisyel sıvı [1]. ECM kollajenfibriller ve onun matrisi çok az hücreden oluşur. Eklem sıvısı bazı proteinler, lipidler ve öncelikle su içerir [2]. Bir yağlama maddesi olan sinovyal sıvı, sürtünme ve kıkırdak yüzeylerinin aşınmasını azaltır. Eklem kıkırdağının biotribolojik fonksiyonunun anlaşılması, kıkırdak hastalık süreçlerini değerlendirmek ve yeni tedavi yöntemleri geliştirmek, dejeneratif hastalıkları anlamak için önemlidir.

Sinoviyal eklemlerdeki düşük sürtünme ve aşınma birkaç mekanizma ile açıklanabilir; sürekli yağlanma, takviye yağlama ve iki fazlı yağlama [3]. Sürekli yağlanmada gerekli yağ yüklü bölgede sıvının sızması ile sağlanır. Eklem kıkırdağı içindeki sıvı yüzeye temas ederek hareket eder ve temas yüzeyleri arasında bir sıvı filmi meydana gelir. Bu nedenle yüksek basınçlarda bile düşük sürtünme elde edilir [4]. Yağlanmanın artması için sinovyal sıvı içindeki su eklem kıkırdağı ile filtre edilir. Eklem kıkırdağı için yağlama kendi üretilen katı faz ve sıvı faz oluşur. Bu yağlayıcılar hücre dışı matris ile dokuya yük geldiğinde temas yüzeylerindeki sürtünmelerin azalmasını sağlar. Eklem kıkırdağının düşük geçirgenliğine temas bölgesinin altında interstisyel sıvı basıncı sebebiyle interstisyel sıvı iki fazlı matris arasından iyi akamaz. Bu sebeple sürtünme katsayısında artma olabilir. Sürtünme katsayısı düşük veya yüksek olması bu sonuçlara bağlıdır [5].

Yağlama mekanizmasını açıklamak için eklem kıkırdağı ile ilgili çeşitli araştırmalar ile yapılmıştır. Bu araştırmalar ile yüklenme koşulları, kayma hızı, yağlayıcı özelliklerinin sürtünme katsayılarına etkilerini belirlemek istenmektedir. Çoğu deneysel çalışmalar ve test prosedürleri basitleştirmek için pin ve plaka örnekleri

kullanılarak yapılmıştır [6]. ForsterandFishersinoviyal sıvı ve Ringer çözeltisi içinde sığır eklem kıkırdağının sürtünme katsayısı 1996'da ölçmüştür.

Eklem sıvısı kullanılarak kıkırdak modelinin sürtünmesi, önemli ölçüde azaltılmıştır [7]. Malcolm, sürtünme katsayısının sinoviyal sıvı ve yüksek tuz oranı olan tuzlu su içinde zamanla ve yük ile arttığını 1976'da buldu [8]. Davis ve ark. (1979) ve Fung (1981) sinovyal sıvının fosfat tamponlu tuzlu suda daha iyi yağlama olduğu görmüştür [9].

Sinovyal eklem günlük aktivitelerde sürgülü ve yuvarlanan malzeme gibi çeşitli yükleme koşullarında çalışır. Bir dönme ve kayma konfigrasyonu gibi doğal mafsallı kıkırdak yüzeyler yağlanma testleri ile simüle edilebilir. Eklem yüzeyleri arasında temas eden alanlarda kayma ve dönme hareketi düzenli ve sabit olacaktır. Kayma testi yapılırken eklem fizyolojik kinematiği taklit edilebilir. Bununla birlikte dönme ve kayma yapılırken eklem kıkırdağının sınır yağlama modu da incelenebilir [8]. Karşılıklı yüzeyler dönme test konfigürasyonu sırasında temas halinde kalır ve yağlama mekanizması sıvı basıncı tarafından etkilenmektedir. Bu nedenle taklit dönme testi eklem kıkırdağı ara yüzünde sınır yağlama oluşur.

Protez uygulamalarında kullanılan metal alaşımların süresini arttırmak için yapılan çalışmalar gelişen tıp ve malzeme teknolojileriyle birlikte gelişmektedir. Metal alaşımlar vücut sıvısı içerisinde bulunan çeşitli iyonlar, proteinler ve minerallerle etkileşime girerek hem vücutta alerjik reaksiyonlara yol açmakta hem de erken aşınmaya maruz kalmaktadırlar. Aşınma sonrası biriken partiküller implantın gevşemesine yol açmaktadırlar. İmplant uygulamalarında paslanmaz çelik ve alaşımları, titanyum alaşımları, CoCr ve alaşımları kullanılır. Bu malzemelerin aşınma ve korozyon dayanımını arttırmak için seramik ince filme kaplama uygulanmaktadır.

Eklem kıkırdağında yağlamanın etkisini incelemek amacıyla bu proje kapsamında öncelikle bir eklem simülatörü tasarlanarak imalatı yapılmıştır. Daha sonra çok amaçlı olarak üretilen bu simülatör vasıtasıyla öncelikle kıkırdak pin-on-plate testleri

gerçekleştirilerek kıkırdağın biotribolojik özellikleri incelenmiştir. Son olarak kuzu kalça eklemi, simülatöre bağlanarak aşınma testleri gerçekleştirilmiştir.



## **BÖLÜM 2. LİTERATÜR TARAMASI**

### **2.1. Giriş**

Kinesiyoloji, insan hareketlerini inceleyen bilim dalıdır ve biyomekanik ise kinesiyoloji biliminin birçok akademik alt bilim dallarından biridir. Kinesiyolojide biyomekanik, insan hareketlerinin kesin olarak tanımlanmasını ve insan hareketlerinin nedenlerinin incelenmesini içermektedir. Biyomekanik çalışmaları, kinesiyolojinin birçok işkolu için bir mesleki uygulama alanıdır. Hareket tekniğini öğreten bir beden eğitimsi veya koç ve atletizm antrenörü veya sakatlıkları iyileştiren fizyoterapist, nitelikli bir şekilde hareketi analiz edebilmek için biyomekaniği kullanır.

Çoğu insan; durmak, yürümek veya merdiven çıkmak gibi pek çok günlük hareketi yapmak konusunda son derece kabiliyetlidir. Ne yazık ki modern yaşam, düşük fiziksel hareket ile ilgili bazı kronik hastalıkları önlemek için yeterli hareketleri yapmamıza engel olmaktadır [10]. Neyse ki, çoğu insan hareket uzmanı, faydalı fiziksel hareket yapmaları açısından insanlara yardımcı olur. Beden eğitimcileri, koçlar, atletizm antrenörleri, kondisyonerler, kişisel eğitimciler ve fizyoterapistlerin hepsi fiziksel hareketlerden yarar sağlamaları için insanlara yardım eder. Bu insan hareketi uzmanları, kinesiyolojide lisans eğitimine güvenir ve tipik olarak biyomekanikteki sınıf çalışmalarını kullanırlar. Kinesiyoloji; genel olarak insan hareketini inceleyen ana bilim dalıyken biyomekanik ise; hareketi ve canlılardaki hareketin nedenlerini inceler. Biyomekanik, en etkin ve en güvenli hareket şekilleri, teçhizatları ve insan hareketini geliştirmek için gerekli alıştırmalarla ilgili temel bilgi sağlar. Yani; kinesiyoloji uzmanları, insanların günlük hareket problemlerini çözer ve bunun için kullandıkları en önemli araçlardan biri biyomekaniktir.

Biyomekanik; mekanik bilimini kullanarak canlıların hareketlerinin incelenmesi olarak tanımlanmıştır [11]. Mekanik, hareketi tanımı ve kuvvelerin hareketi nasıl oluşturduğu ile ilgilenen bir fizik dalıdır. Canlılarda hareketi oluşturan kuvvetler, büyüme ve gelişme için veya sakatlanmaya neden olacak şekilde dokuların aşırı yüklenmemesi için sağlıklı bir uyarıcıdır. Biyomekanik canlıların nasıl hareket ettiğini ve kinesiyojoloji uzmanlarının hareketi nasıl geliştirebildiğini veya daha güvenli hale getirebildiğini anlamak için gerekli kavramsal ve matematiksel araçlar sağlar.

Kinesiyojoloji yunanca iki kelimedenden oluşmaktadır: “hareketin incelenmesi”. SFEED için çoğu Amerikan yüksek öğrenim programı şu anda bölüm ismi olarak “kinesiyojoloji” terimini kullanmaktadır çünkü bu terim insan hareketini inceleyen akademik çalışma alanı olarak bilinmektedir [12]. Terminolojideki bu değişiklik kafa karıştırabilir çünkü “kinesiyojoloji”, aynı zamanda yirminci yüzyılın ilk yarısında bir fiziksel eğitim derecesi için genellikle gerekli olan uygulamalı anatomiye temel bir dersin adıdır. Kinesiyojolojinin bu eski anlamı günümüzde dahi kullanılmaya devam etmektedir. Tahminen biyomekanik terimi yalnızca son zamanlarda (1970’lerden beri) bilimsel bir uzmanlık alanı olarak kabul edilmeye başlanmıştır [13].

İnsanlar hareket kabiliyetlerini geliştirmek için yardıma ihtiyaç duyarlar ve bu yardım insan vücudunun “neden” ve “nasıl” hareket ettiğini bilmeyi gerektirmektedir. Biyomekanik, bu “ne çalışır” ve “neden” sorularını cevaplamak için gerekli kabiliyeti ve bilgiyi kinesiyojoloji uzmanlarına verdiğiinden dolayı biyomekanik insan hareket problemlerini çözmek için önemli bir bilim dalı olmaktadır. Bununla birlikte, biyomekanik kinesiyojoloji uzmanlarının araç çantası içerisinde pek çok spor ve insan hareketini inceleyen bilimsel araçlardan biridir.

Önemli olan, tüm alt bilim dallarından alınan bilgilerin profesyonel uygulamalar ile birleştirilmesi gerektiğidir çünkü insan hareket problemlerinin birbiriyle ilgili çok yönü mevcuttur. Kinesiyojoloji uzmanı olarak karşılaştığınız insan hareket problemlerinin en önemli kısmı, profesörlerin sınavlarda sorduğu şu “şaşırtmaca” sorular gibi olacaktır: birçok faktöre bağlıdır ve basit, iki yönlü (siyah/beyaz)

cevaplara meydan okumaya eğilimlidir. Bu disiplinler arası yaklaşımdır ve bu, insanlara daha etkin ve güvenli bir şekilde yardım etmek için en iyi müdahale yolunu bulmanın esasıdır. Gerçek kinesiyojji uzmanlarının hareketi etkileyen birçok faktörü birleştirebilirken meslek dışından olanların tipik olarak olaylara zamanın bir etkisi olarak baktığını ileri sürmüştür [14]. Ne yazık ki, yüksek öğrenimde kinesiyojji eğitimi ile ilgili bu disiplinler arası yaklaşımın anlaşılması zor olmuştur [15]. İnsan hareket problemleriyle ilgili bazı örneklere bakarsak, burada biyomekanik bilgisinin nitelikli analizin içersine katılmasının özellikle önemli olduğunu görürüz.

## 2.2. Kemik Dokusu

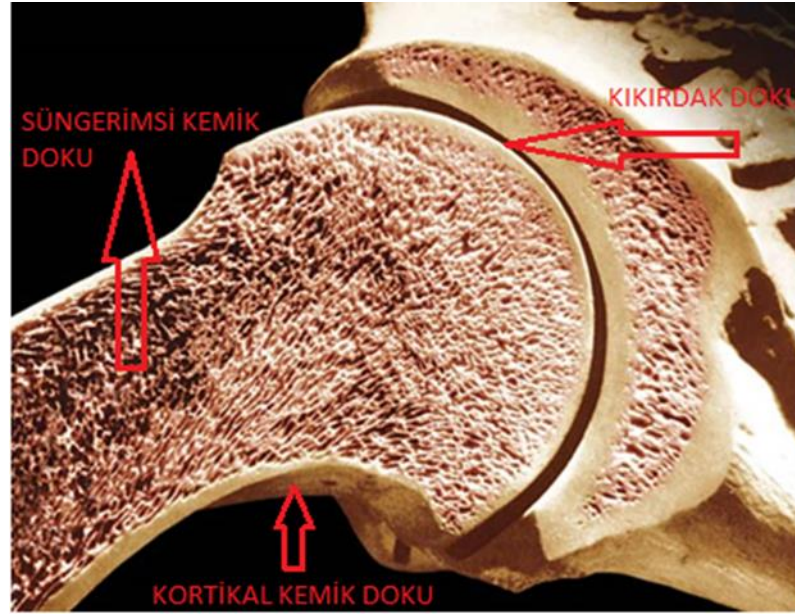
İskelet sisteminin amacı iç organları korumak, kasların bağlanması için rijit bağlantı bölgeleri sağlamak, kasların ve vücudun hareket etmesini kolaylaştırmaktır. Kemik, bu görevi yerine getirmesine için eşsiz yapısal ve mekanik özelliklere sahiptir. Kemik, diş minesini ve dentinden sonra vücudun en sert yapısıdır. Vücuttaki en dinamik ve metabolik açıdan etkin dokulardan biridir ve yaşam boyu etkin kalır. Kendi kendini yenileyebilir ve mekanik etkiler karşısında özelliklerini ve biçimini değiştirebilir. Örneğin; kullanılmadığında veya çok kullanıldığında kemik yoğunluğunun değiştiği görülmektedir. Ayrıca kırık tedavisi sırasında kemiğin şeklinin değiştiği de görülebilir. Yani kemik, üzerine etki eden mekanik yüklere karşı adaptasyon gösterir [16].

Kemik dokusu, destekleyici ve koruyucu özelliğine uygun olarak katı formda özel bir bağ dokusudur. Diğer bağlayıcı dokular gibi hücreler, organik bir hücre dışı lif matrisi ve hücrelerin oluşturduğu temel malzemedan meydana gelir. Kemiğin ayırt edici özelliği mineral tuz biçiminde yüksek miktarda inorganik malzeme içermesidir [17]. Kemiğin inorganik bileşeni dokuyu sert ve eğilmez yaparken organik bileşen kemiğe esneklik verir. Normal insan kemiğinin inorganik ve mineral bölümü esas olarak sentetik hidroksiapatit kristaller şeklinde kalsiyum ve fosfattan oluşur [18]. Ağırlığının %10'unu su oluştururken %60'ını oluşturan bu mineraller kemiğe katı yoğunluğunu verir. Ağırlıklı olarak Tip-1 kolajen olan organik matris geri kalan %30'unu oluşturur. Bu malzemelerin hacim açısından oranları yaklaşık %40 mineral,

%25 su ve %35 kolajendir. Kemik, vücuttaki başta kalsiyum olmak üzere gerekli mineraller için bir depo görevi yapar. Kemik hücrelerine ev sahipliği yapan ve besinleri kemik dokusuna taşıyan kanal ve boşluklarda az miktarda su bulunmasına rağmen kemikteki suyun çoğu organik matriste, kolajen liflerin arasında ve kemik kristallerini saran kabukta bulunur [16].

Kemik minerali, çeşitli yönlerde dizilmiş olan kolajen liflerin (%90 ağırlıkta Tip-1) içerisine gömülmüştür. Bu kolajen lifler gerilmeye karşı dayanıklıdır [19]. Vücudun evrensel temel yapıtaşı olan kolajen, diğer iskelet yapılarının da temel lifli bileşenidir. Mineralli kolajen liflerinin etrafındaki jelatinli temel malzeme esas olarak proteoglikan (PGs) yapısında bulunan glikoz-amino-glikan (GAG) denilen protein polisakaritlerden oluşur. GAGlar, mineralli kolajen lif tabakaları arasında birleştirici bir malzeme görevi yapar ve hücre dışı matrisin yaklaşık %5'ini oluşturur [16].

Makroskobik düzeyde, bütün kemikler iki tür kemik dokusunda oluşur: kortikal kemik ve gözenekli kemik (Şekil 2.1.). Kortikal kemik dış kabuğu (korteks) oluşturur ve fildişine benzeyen yoğun bir yapıya sahiptir. Bu kabuğun içindeki gözenekli kemik yumuşak dokulu bir yapıdadır ve gözenekler arasındaki boşluk kırmızı ilikle dolar. Gözenekli kemik dokusu da içi içe tabalar şeklinde dizilmiştir ancak havers kanalları bulunmaz. Kemik hücreleri, kırmızı ilik içinden geçen kan damarlarından beslenirler. Kortikal kemik daima gözenekli kemiği sarar ancak her kemikte homojen olmayan kalınlıktadır. Mikroskobik düzeyde ise kemik iki şekilde bulunur: örgülü ve tabakalı kemik. Örgülü kemik olgunlaşmamış kemiktir ve embriyo, yeni doğan vs. kemiklerde görülür. Tabakalı kemik doğumdan bir ay sonra oluşmaya başlar ve etkin bir şekilde örgülü kemiğin yerini alır, bu da kemiğin daha olgun olması anlamına gelir [16].



Şekil 2.1. Kemik dokuları ve eklem kıkırdağı [20].

### 2.3. Eklem Kıkırdağı

İnsan vücudunda üç tip eklem bulunmaktadır: lifli, kıkırdaklı ve sinoviyal. Bunların yalnızca bir tanesi yani sinoviyal veya diartrodyal eklem, büyük oranda hareket olanağı sağlar. Genç, normal eklemlerde eklem kemiklerinin ucundaki diartrodyal eklem; hiyalin eklem kıkırdağı adı verilen ince (1-6 mm), yoğun, şeffaf, beyaz bağ dokusu ile örtülüdür. Eklem kıkırdağı, bir ömür boyunca herhangi bir hasar oluşmadan yüksek yüklere dayanabilen çok özel bir dokudur. Bununla birlikte fizyolojik olarak izole edilmiş bir dokudur ve kan damarları, lenf kanalları ve sinir sistemi ile bağlantısı bulunmaz. Ayrıca, hücre yoğunluğu da diğer dokulara oranla çok daha azdır [16,21].

Diartrodyal mafsallardaki eklem kıkırdağının iki ana fonksiyonu vardır: (1) eklem yüklerini geniş bir alana yayarak eklem yüzeylerinin temasıyla oluşan gerilmeleri azaltmak ve (2) minimum sürtünme ve aşınmayla eklem yüzeylerinin birbirlerine göre bağıl hareketine izin vermek [16,22,23].

### 2.3.1. Eklem kıkırdağının yapısı

Kondrositler, eklem kıkırdağında az sayıda bulunan hücrelerdir ve doku hacminin %10'dan daha azını oluştururlar [21]. Seyrek dağılımına rağmen kondrositler; hücre dışı matrisin (ECM) organik kısmını meydana getirir [24]. Organik matris, konsantr proteoglikan (PG) çözeltisi içinde dağılan yoğun, ince bir kolajen lif (çoğunlukla tip II kolajendir, az miktarda da tip V, VI, IX ve XI bulunmaktadır) ağından meydana gelir [25]. Normal eklem kıkırdağında kolajen miktarı, ıslak ağırlığın %15 -%22'si ve PG miktarı ıslak ağırlığın %4-%7'si aralığındadır; kalan %60-%85 ise su, inorganik tuzlar ve az miktarda diğer matris proteinleri, glikoproteinler ve yağlardır[26]. Önemli ölçüde dayanım sağlayan bu yapısal ağı oluşturan kolajen lifler ve PG, eklem kıkırdağına uygulanan yüklerin sebep olduğu mekanik iç gerilmeleri taşıyan yapısal bileşenlerdir. Bundan başka su ile beraber bu yapısal bileşenler, dokunun biyomekanik davranışını belirler [16].

### 2.3.2. Eklem kıkırdağının yağlama mekanizması

Sinoviyal eklemler çok farklı yükleme koşullarına maruz kalmaktadır ve bu olağan koşullar altında kıkırdak yüzeyi çok küçük aşınmaya uğrar. Çeşitli yükler altında sağlıklı kıkırdağın sergilediği düşük aşınma, karmaşık yağlama mekanizmalarının eklem içerisinde ve doku yüzeyinin içerisinde gerçekleştiğini gösterir. Bu mekanizmalar; eklem kıkırdağı temas yüzeyleri arasında meydana gelen sıvı-film yağlaması ve hareket ve yükleme sırasında yüzey üzerinde adsorbe edilen sınır yağlamadır. Sıvı-film yağlamada, ince bir sıvı katmanı temas yüzeylerini ayırır. Sınır yağlamada ise yağ molekülleri temas yüzeylerine tutunarak yağlama sağlar. Farklı koşullar altında her iki yağlama tipi de eklem kıkırdağında görülmektedir. Sağlıklı sinoviyal eklemlerde ortalama sürtünme katsayısı 0.02 civarındadır [16].

### 2.3.3. Eklem kıkırdağında aşınma

Aşınma; mekanik hareket nedeniyle katı yüzeylerden istenmeyen malzeme kopmasıdır. Aşınmanın iki bileşeni vardır: yatak yüzeylerinin karşılıklı hareketi

sonucu oluşan yüzeyler arası aşınma ve yük altında yatakların deforme olmasıyla oluşan yorulma aşınması [16].

Yüzeyler arası aşınmada iki yüzey arasında bir yağlayıcı olmaksızın birbirleriyle doğrudan temas etmesiyle meydana gelir. Bu tip aşınmanın iki şekli vardır: adhezyon ve abrazyon. Adhesif aşınmada yüzeyle temas geçerek yüzey pürüzlülükleri birbirine yapışarak parça koparır. Abrasif aşınmada ise sert malzemenin, yumuşak malzemeyi çizmesiyle oluşur. Eklem kıkırdağında doğrudan temas fazla gerçekleşmediğinden dolayı yüzeyler arası aşınma az miktarda görülür. Çünkü daha önce de bahsedildiği gibi eklem kıkırdağı çalışırken birkaç yağlama modu gerçekleşmektedir. Ancak bozulmuş sinoviyal eklemlerde adhesif veya abrasif aşınma görülebilir. Kıkırdağın hasar görmesi veya incilmesi neticesinde, eklem yüzeylerini ayıran yağlayıcı kolaylıkla uzaklaşabilir. Yağlayıcı sıvının yüzeylerden ayrılmasıyla pürüzler arasında doğrudan temas ihtimali artar ve abrazyon olayı hızlanır [16].

Yorulma aşınması, yüzey-yüzeye temas sonucu oluşmaz ancak tekrarlı yük altında temas yüzeyinde mikroskobik hasarın yığılmasıyla oluşur. Nispeten kısa sürede yüksek yüklerin tekrarlı uygulanması veya düşük yüklerin uzun bir süre tekrarlı uygulanması sonucu yatak yüzeyleri hasara uğrar. Bu tip yorulma aşınması, iyi yağlanmış yüzeylerde de gerçekleşebilir. Sinoviyal eklemlerde, eklem yükleri tekrarlı olarak etki ettiğinden dolayı eklem kıkırdağında değişken gerilmeler oluşur (deformasyon). Ayrıca dönme ve kayma sırasında kıkırdak yüzeyinin yüklendiği temas alanının belirli bir bölümü içe-dışa doğru hareket eder ve böylece hareketli eklemlerde değişken gerilmeler oluşur. Eklem kıkırdağına etki eden yükler, kolajen-PG matris tarafından ve matris içerisinde hareket eden sıvı tarafından karşılanır. Eklem bu tekrarlı hareketi ve yüklenmesi sonucu katı matriste değişken gerilmeler oluşur ve dokular arası sıvı da sürekli çıkış-emilme hareketi yapar. Bu durum eklem kıkırdağında yorulma hasarına yol açma ihtimali olan iki mekanizmayı ortaya çıkarır: kolajen-PG katı matrisin bozulması ve PG “erozyonu” [16].

İlk olarak; kolajen-PG matrisin tekrarlı gerilmesi kolajen liflerini, PG makro moleküllerini ve/veya bu iki bileşen arasındaki bağlantıyı bozar. Bu konudaki en

yaygın hipotez; kolajen liflerinin çekme hasarı sonucu kıkırdak yorulmasının meydana gelmesidir. Ayrıca yaşlanma ve hastalık gibi nedenlerden PG miktarının azalmasıyla da doku hasarı artar [27,28,29]. İkinci olarak; dokular arası sıvının tekrarlı ve yüksek miktarda çıkışı ve geri emilmesi, bozulan PG lerin ECM'den atılmasına (erozyonu) neden olur. Bu durum, dokunun rijitliği azaltır ve geçirgenliği arttırır. Böylece dokular arası sıvının gerilme korunumu etkisi ortadan kalkarak kıkırdak bozulmasına yol açar [16].

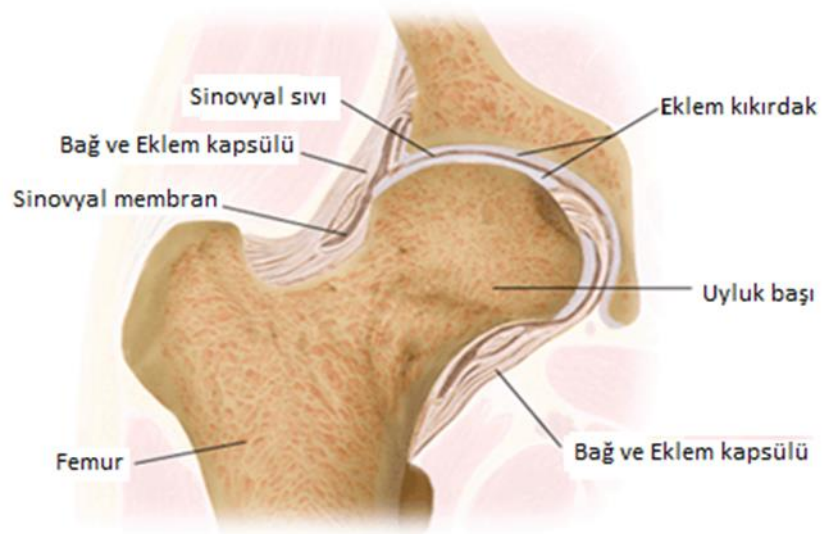
Hasara ve kıkırdak aşınmasına yol açan üçüncü bir mekanizma ise sinoviyal eklemin darbe yüküne maruz kalmasıdır. Yüklemeden sonra çıkan sıvının, yük kalktıktan sonra tekrar eklem kıkırdağına dağılması belirli bir zaman alır ve etkilenen bölgede gerilme azalması oluşur. Bu gerilme azalması olayı hızlı bir şekilde gerçekleşir. Ancak darbeye olduğu gibi yükler çok hızlı bir şekilde uygulanırsa, sıvının dokuya yeniden dağılması için yeterli zaman olmaz ve kolajen-PG matrisinde üretilen yüksek gerilmeler hasara yol açar [16].

#### **2.4. Kalça Eklemi**

Kalça ekleminin başlıca görevi; yürüme, koşma ve merdiven çıkma gibi günlük aktiviteler sırasında baş, kollar ve gövdenin ağırlığını desteklemektir. Gövde ve alt ekstremité arasında yük iletme kabiliyeti, insan vücudunun normal fonksiyonu için yaşamsal önemdedir. Eklem top-soket yapısı, hareket sırasında doğal bir kararlılık sağlar. Kalça sakatlanması veya hastalıkları oldukça yaygındır ve kalçanın dengesizliği, eklemin kıkırdak ve kemik dokusu üzerindeki gerilme dağılımını değiştirir. Bu durum artrite neden olur ve yürüme, giyinme, araç sürme ve yük taşıma gibi aktiviteler sırasında fonksiyon kaybına yol açar.

Kalça eklemi; leğen kemiği asetabulumu (kalça çukuru), uyluk başı ve uyluk boynundan oluşur ve asetabular labrum, eklem kapsülü ve birçok güçlü kas tarafından kontrol edilir ve korunur (Şekil 2.2.). Tüm bu yapıların birlikte çalışmasıyla kalça eklemi kararlı, esnek ve dayanıklı yapıya sahip olur.





Şekil 2.2. Kalça eklemi genel görünümü [30].

#### 2.4.1. Asetabulum

Asetabulum; top-soket yapıdaki kalça ekleminin çukur olan kısmıdır. Alt kısmındaki asetabular yarık nedeniyle tam olarak küresel değildir ve bu yüzden at nalı şeklinde bir görüntüsü vardır (Şekli 2.2.). Asetabulumun yüzeyini örten eklem kıkırdağı, çevresel ve yana (dışa) doğru kalınlaşır. Eklem teması asetabulumun at nalı şeklindeki hyalin kıkırdak bölgesinin çevresinde meydana gelir. Asetabular labrum; asetabulumun kenar kısmının etrafını saran fibrokartilajinöz (lifli kıkırdak) dir ve asetabular yarığa bağlanarak uyluk başının aşağıya kaymasını önleyen transvers asetabular bağ ile karışır.

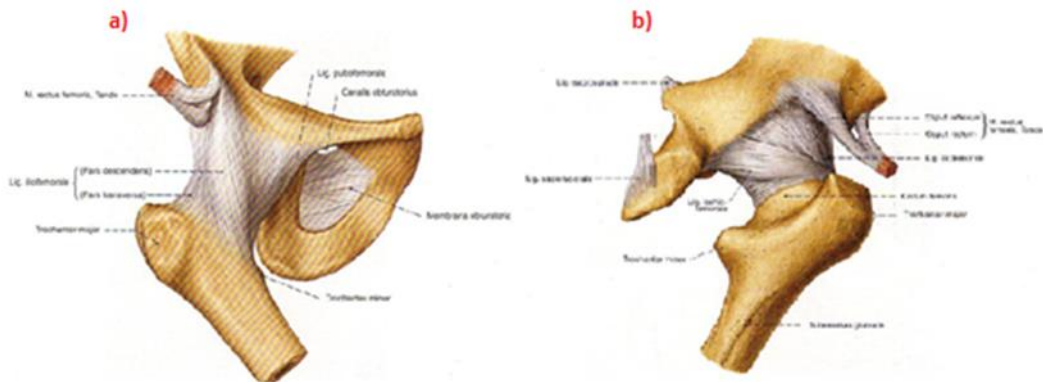
Asetabular labrum; kalça ekleminin düzgün çalışması için çok önemlidir. Labral doku; esas olarak fibro-kıkırdaktan yapılmıştır. Labrum; aşırı hareketlerde uyluk başının harekete dahil olmasında önemli rol oynar. Eklem kapsülü ile birlikte labrum, bükülme sırasında yük taşıma görevi de yapar. Eklem kararlılığında ve bütünlüğünü korumadaki rolü nedeniyle labrumda meydana gelecek bir hasar, kalça ekleminin kararsızlığına ve aşırı hareket yapmasına neden olabilir. Böyle bir kararsızlık; eklem kapsül dokusunu işlevsiz hale getirir ve anormal yük dağılımına neden olur.

### 2.4.2. Uyluk başı

Uyluk başı; top-soket şeklindeki kalça eklemine konveks olan kısmıdır ve üçte iki küre görünümündedir (Şekil 2.2.). Uyluk başını örten eklem kıkırdağı; orta (iç) – merkez yüzeyde yani ligamentum teresin bağlandığı fovea etrafındaki bölgede en kalındır ve çevre kısmında en incedir. Kalınlıktaki bu değişkenlik nedeniyle uyluk başının farklı bölgelerindeki dayanım ve rijitlik de değişkenlik gösterir. Daha önce de belirtildiği gibi kalça eklemine eklem kıkırdağı visko-elastiktir. Bu durum, uygulanan yükün büyüklüğüne bağlı olarak uyluk başındaki yük dağılımını etkiler. Düşük yüklerde yükü karşılayan alan, uyluk başının hilal şeklindeki yüzeyinin etrafıdır. Ancak yük arttığında bu bölge, bu yüzeyin merkezine ve ön-arka uçlarına doğru kayar.

### 2.4.3. Kalça eklemine saran kaslar ve kalça kapsülü

Üç kapsül bağından oluşan kalça kapsülü, kalça eklemi için önemli bir dengeleyicidir. Kapsül bağı, üç bağdan oluşur ve bunların ikisi öne, biri ise arkaya doğrudur (Şekil 2.3.). Etkin gerilmelerin olduğu ön-üst kısımda kapsül kalınlaşır ve arka-alt kısımda nispeten incilir ve gevşekleşir. Kapsül bağları; uyluk boynunun etrafını saat yönünde sarar yani kalça eklemine uzaması ve içe dönmesi sırasında gerilir ve bükülmesi ve dışa dönmesi sırasında ise gevşer.

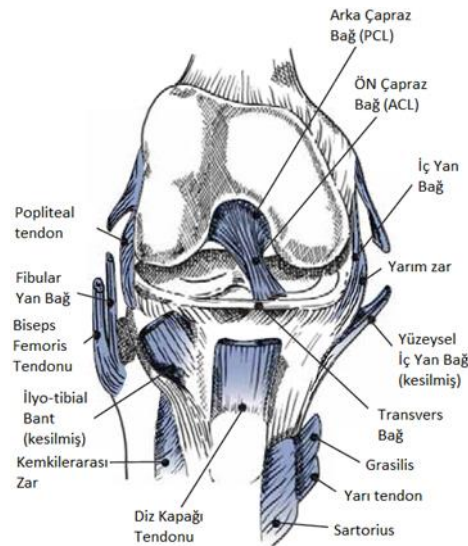


Şekil 2.3. Kalça eklemi bağları a) Anterior (ön) b) Posterior (arka) görünüş [31].

Dizden, ayak ve ayak bileğine kadar tüm kasların; kalça eklemine çalışmasına etkisi bulunmaktadır. Örneğin; dizdeki zayıf kuadriseps kasları ve kısa ayak bileği kası nedeniyle uyluk başının ön kısmında bir kuvvet etkisi meydana gelir. Böylece uyluk başının ön kısmı, asetabulum üzerine baskı yapar. Uyluk boynundan uyluk başına ve oradan da asetabulumu kuvvetlerin etkin bir şekilde iletilmesi; bunların birbirlerine göre anatomik konumlarına bağlıdır. Bu yapının üç boyutlu doğası gereği temas ve kuvvet iletimi, kişiden kişiye değişiklik gösterebilir. Kuvvet iletimi aynı zamanda çeşitli aktivitelerden ve eklem hastalıklarından etkilenebilir.

## 2.5. Diz Eklemi

Diz eklemi; yükleri iletir, vücudun konumlanmasını ve hareketini kolaylaştırır, momentumun korunmasını sağlar ve bacağın hareket etmesi için gereken momentleri oluşturur. İnsan dizi vücuttaki en büyük ve muhtemelen en karmaşık eklemdir ve tibiyofemoral (kaval-uyluk) ve patellofemoral (diz kapağı-uyluk) eklemleri olmak üzere iki eklem yapısından oluşur (Şekil 2.4.). Tibiyofibular (kaval-fibula) eklemi de önemli bir role sahip olmakla birlikte harekete katkısı yoktur. Diz; kuvvetlere ve momentlere dayanır, vücudun en uzun iki kuvvet kolu (kaval ve uyluk kemiği) arasında yerleşmiştir ve bu nedenle sakatlığa müsait bir eklemdir[16].



Şekil 2.4. Diz eklemine (diz kapağı hariç) şematiği olarak önden görünüşü [32].

Diz özellikle eklemlerin biyomekanik analizi için çok uygundur çünkü bu analizler diz özelinde basitleştirilerek yararlı veriler elde edilebilir. Diz hareketi üç düzlemde eş zamanlı olarak gerçekleşse de hareketin önemli bir kısmı sagittal düzlemde meydana gelir. Aynı şekilde diz üzerine birçok kas etki etmekle birlikte kuadriseps kas grubu, dize etki eden toplam kas kuvvetinin en büyük bölümünden sorumludur. Böylece temel biyomekanik analizlerin, tek bir düzlemdeki harekete ve tek bir kas grubunun ürettiği kuvvete indirgenerek yapılması durumunda dahi diz hareketinin anlaşılması ve dize etki eden kuvvet ve momentlerin belirlenmesi için yeterli veri elde edilebilmektedir[16].

## 2.6. Omurga Eklemi

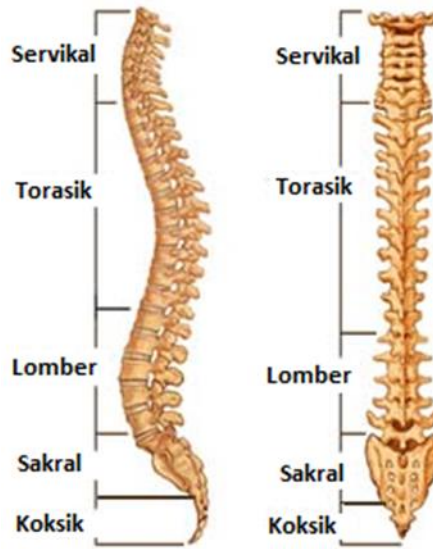
Omurga biyomekanikliğinin bilgisi, yirminci yüzyılın ikinci yarısında katlanarak ilerledi. Omurganın iki sütunlu bir modeli tanımlandı ve daha sonra üç sütunlu bir model spinal stabilite ilkelerini daha rafine etti [33,34]. Bilgisayar çağı, modern biyomekanik modelleme için güçlü yöntemler üretti ve cerrahlara implantasyondan önce bir yapının stabilitesini değerlendirme yeteneği sağladı. Biyomekanik çalışmaların günümüz proliferasyonu nedeniyle, servikal biyomekanik bilginin uygulanması birçok endüstriyi kapsar ve daha etkili olan geliştirilmiş tıbbi teşhisleri ve tedaviyi destekler.

İnsan omurgası, asıl işlevleri omuriliği korumak ve yükleri baş ve gövdeden pelvise aktarırken, aynı anda harekete izin vermek ve gövdeye istikrar sağlamak olan karmaşık bir yapıdır. 24 vertebranın her biri, üç düzlemde harekete izin vermek için bitişik olanlarla birleşir. Omurga intervertebral disklerden, çevredeki bağlardan ve kaslardan stabilite kazanır; diskler ve bağlar içsel stabilite sağlar, kaslar dışsal destek sağlar.

Birinin omurgasının uzunluğu yüksekliklerine bağlıdır. Ortalama uzunluk erkeklerde 71 cm, kadınlarda 61 cm'dir. Omurganın birçok işlevi vardır: başınızın, gövdenizin ve kollarınızın ağırlığını taşır ve vücudunuzun her yönde hareket etmesine izin verir. Omurganın bazı bölümleri diğerlerinden daha esnektir. En esnek kısım servikal

omurgadır (boyun bölgesi). Omurgayı oluşturan kemikler, omurilik kanalından geçen omuriliği de korur.

Yan taraftan bakıldığında, sağlıklı bir yetişkin omurgada dört hafif doğal eğri vardır (Şekil 2.5.): omurga eğrisinin servikal (boyun) ve lomber (alt sırt) bölümleri içe doğru ve torasik (üst sırt) ve sakral (omurganın alt kısmı) bölümleri dışa doğru eğri. Bu s-şekilli eğrilik omurga istikrarlı yapar: eğer bir dik konumda olduğunda dengenizi tutmaya yardımcı olur, yürürken bir amortisör gibi davranır ve omurga bireysel kemikleri korur (vertebra) kırıkları.



Şekil 2.5. Omurganın yandan ve önden görünüşü [35].

## 2.7. Eklem Hastalıkları

Bu bölümde eklemlerin fonksiyonlarını bozabilecek hastalıklar ortaya konulacaktır.

### 2.7.1. Osteoartrit

Dejeneratif eklem hastalığı veya dejeneratif artrit denilen, osteoartrit (eklem kireçlenmesi) eklemlerin en sık görülen kronik bir hastalıktır. Normal eklemlerde, kıkırdak adı verilen sağlam, lastik bir malzeme her kemiğin ucunu kaplar. Kıkırdak, eklem hareketi için pürüzsüz, kayma yüzeyi sağlar ve kemikler arasında bir yastık

görevi görür. Osteoartritte kıkırdak parçalanır, ağrıya, şişmeye ve eklemi hareket ettirmede sorunlara neden olur (Şekil 2.6.). Osteoartrit herhangi bir eklemi etkileyebilir, ancak çoğunlukla dizler, kalçalar, alt sırt ve boyun, parmakların küçük eklemleri ve başparmak ve başparmağın tabanlarında görülür. Semptomlar normalde 40 yaşından sonra başlar, ancak travmatik bir yaralanmadan sonra gençleri etkileyebilir. 50 yaşından sonra erkeklere göre kadınları etkileme olasılığı daha yüksektir. Semptomlar yavaş ilerler ve işyeri engelliliğine ve yaşam kalitesinin azalmasına neden olur.

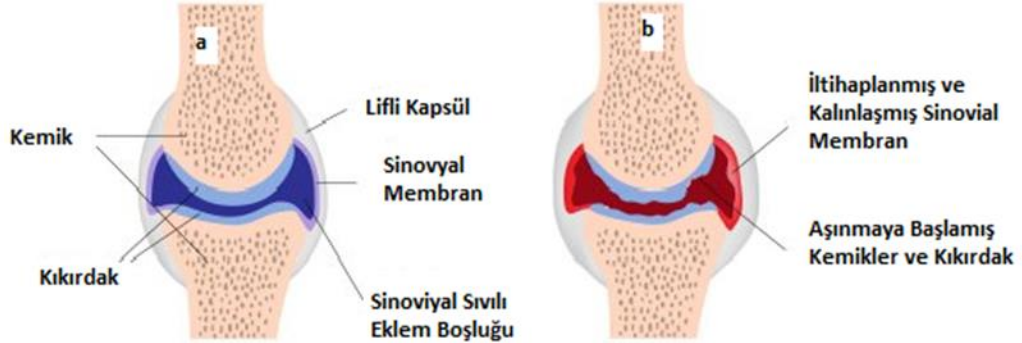


Şekil 2.6. Sağlıklı ve osteoartritli kıkırdak [36].

### 2.7.2. İltihaplı eklem romatizması (Romatoid artrit)

Romatoid artrit uzun süreli, ilerleyici ve engelleyici bir otoimmün hastalıktır. Eklemlerde ve diğer vücut organlarında iltihaplanma, şişlik ve ağrıya neden olur. Eklemlerin yapısının bozulmasına, kemiklerin aşınıp sinovial membranın kalınlaşmasına neden olur (Şekil 2.7.). Romatoid artrit (RA) genellikle önce el ve ayakları etkiler, ancak herhangi bir eklemden oluşabilir. Genellikle vücudun her iki tarafındaki aynı eklemleri içerir. Yaygın semptomlar, özellikle sabahları kalktıktan veya bir süre oturduktan sonra sert eklemleri içerir. Bazı insanlar genellikle

yorgunluk ve genel olarak hasta olma hissi yaşarlar. Romatoid Artrit Destek Ağı, RA'nın dünya nüfusunun yüzde 1'ini etkilediği tahmin edilmektedir.



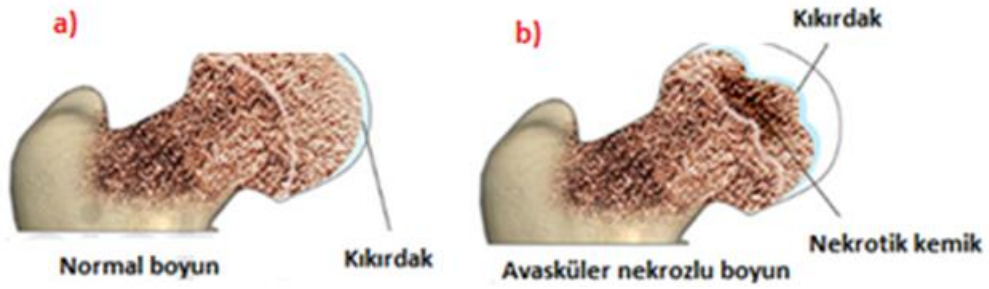
Şekil 2.7. a) Sağlıklı kıkırdak b) Romatoid artritli kıkırdak [37].

### 2.7.3. Eklem donması

Diğer bir iltihaplı bozulma olan eklem kaynaması, etkilenen mafsala yakın kısımlardaki eklenme bölgelerinde bağların sertleşmesidir. Ağır vakalarda bu durum hareket kaybına neden olur. Başlıca sacro-iliac ve omurgadaki mafsalları etkilemesine karşın kalça ve diz mafsallarında da sıklıkla görülür. Bu hastalığın oluş sıklığı erkeklerde %0,5 ve kadınlarda %0,05 olmakta ve genç yaşlarda başlayabilmektedir.

### 2.7.4. Avasküler nekroz

Avasküler nekroz, kan dolaşımının olmaması nedeniyle kemik dokusunun ölümüdür. Avasküler nekroz, genellikle kemiğin sonunda çökmesine zorlayan kemikteki küçük kırılmalara neden olur (Şekil 2.8.). Kemiğe bir bölüme giden kan temini, kırık veya çıkık eklemler durumunda da kesilir. Avasküler nekroz veya osteonekroz, aşırı alkol alımı ve uzun süreli ve yüksek doz steroid ilaçlarıyla da ilişkilidir. Bu durum daha yaygın olarak kalça eklemine etkiler ve herhangi birisinde ortaya çıkabilir. Avasküler nekroz daha sık 30 ve 60 yaş grubundaki erkekleri etkiler.



Şekil 2.8. a) Sağlıklı kemik b) Avasküler nekrozlu kemik [38].

## 2.8. Eklem Simülatörleri

Simulatör çalışmaları temel implantlar ve yeni implant tipleri alınırken klinik çalışması öncesi hatanın riskini minimuma indirmek için ortaya çıkmıştır. Simulatör gelişme tarihi araştırmalar tarafından yönlendirilmiştir. Simulatörlerin amacı doğal mafsalin tamamen vektörlere bağlı bir şekilde kontrolünü sağlamak ve testlere tabi tutmaktır. Bu testlerde çeşitli kinematik yükler ve sinoviyal sıvılar denir. Bu testerle insan vücudünün hareketine en yakın hareketleri taklit edip gerçekçi sonuçlar alınmaya çalışılmıştır.

ADL kalça simülatörü kalça implant ve malzemelerinin değerlendirilmesinde güvenilir bir simülatördür (Şekil 2.9.). 6 istasyonlu olan bu simülatör günlük yaşam faaliyetlerine ilişkin hareketleri kolayca karşılayabilecek yetenektedir. Genelde protez denemelerinde uzman gerekirken bu cihazın geniş hareket aralığı ve kolay ayarlanması sayesinde daha kolay ve daha güvenli sonuçlara ulaşılabilmektedir (Tablo 2.1.).





Şekil 2.9. ADL kalça simülatörü [39].

Tablo 2.1. ADL kalça simülatörü hareket aralıkları [39].

DOF	Özellik	Yorum
Eksenel yük	$\pm 4500$ N ( $\pm 1000$ lb)	$\pm 25$ mm ( $\pm 1$ inch)
Fleksiyon	$\pm 50$ degrees	20 N-m (180 in-lb)
IE rotasyonu	$\pm 20$ degrees	8 N-m (70 in-lb)
Abduksiyon	$\pm 20$ degrees	20 N-m (180 in-lb)

ADL diz simülatörü diz implantlarının testlerinde kullanılan 3 eksenli bir simülatördür (Şekil 2.10.). Bu simülatörde günlük yaşamda karşılaştığımız (yürüme, koşma vb.) hareketleri kolaylıkla test edebileceğimiz açılar ve kuvvetleri kolaylıkla karşılayabilmektedir (Tablo 2.2.). Kolay ayarlanabilmesi ve manuel olarak belirli periyotlarda sonuca götürebildiği için testleri yapmayı kolaylaştıran bir cihazdır.



Şekil 2.10. ADL diz simülatörü [39].

Tablo 2.2. ADL diz simülatörü hareket aralıkları [39].

DOF	Özellik	Yorum
Eksenel yük	4500 N (1000 lb)	$\pm 25$ mm ( $\pm 1$ inch)
Fleksiyon	$\pm 100$ derece	80 N-m (700 in-lb)
IE rotasyon	$\pm 20$ derece	40 N-m (350 in-lb)
AP hareketi	$\pm 25$ mm	2000 N (450 lb)
ML hareketi	$\pm 6$ mm	Serbest hareket
Valgus rotasyon	$\pm 7$ derece	Serbest hareket

VİVO eklem simülatörü ortak eklem simülatörü olarak tasarlanmış bir simülatördür (Şekil 2.11.). Gerçeğe en yakın sonuçları yakalamak için kinetik ve kinematik gerçekçiliği önemli ölçüde artıran bir cihazdır. VİVO dünyanın ilk tam hızlı, 6 ekseninde de eklem protezlerinin yanı sıra biyolojik eklem örneklerini de test yapabilen makinesidir. 6 ekseninde de tüm hareketleri ölçülebilen ve kontrol edilebilen bir cihazdır (Tablo 2.3.). Piyasada incelediğimiz eklem simülatörülerinin yüksek maliyetleri sebebiyle düşük maliyetli bir cihaza ihtiyaç olduğunu tespit ederek bu konuda çalışmaya başladık.



Şekil 2.11. Vivo eklem simülatörü [39].

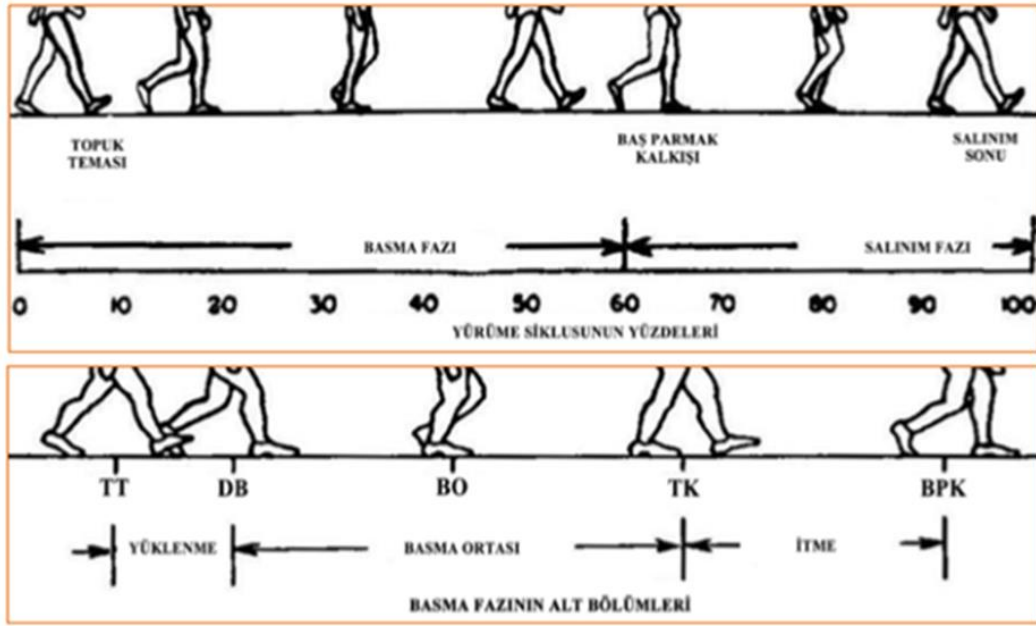
Tablo 2.3. Vivo eklem simülâtörü hareket açıklığı [39].

<b>Serbestlik Derecesi / Eksen</b>	<b>Specification</b>
Eksenel yük	±4500N
ML / AP yükü	±1000N
Moment yeteneği	±80 N-m FE
	±60 N-m FE
	±50 N-m FE
Flexiyon/Ektensiyon	200° (Kartezyen)
	110° (Grood & Suntay)
İç/Dış ROM	±40 derece
Abduksiyon/Adduksiyon	±25 derece
Dikey hareket	50 mm strok
ML / AP translation	50 mm çapta çalışma alanı

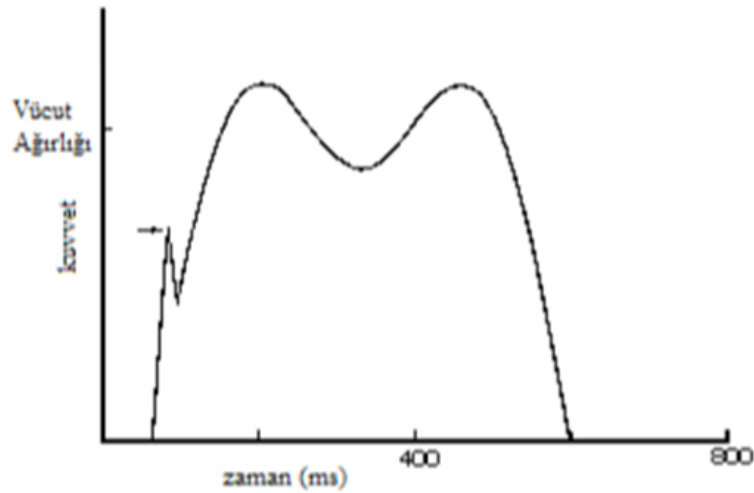
## **BÖLÜM 3. EKLEM BİYOMEKANİĞİ**

### **3.1. Yürüyüş Biyomekanığı**

Teknolojinin gelişmesi ile insan vücuduna ve hareketlerine olan ilgi artmış biyolojiye daha uygun yeni implantların geliştirilmesi hedefini ortaya çıkmıştır. Bu amaçla insanın temel hareketi olan yürüyüş birçok açıdan incelenmeye başlanmıştır. Temel olarak yürüyüş çevrimlere ayrılarak incelenir. Tam bir çevrim uzuvun başlangıç noktasına geri dönmesi ile tamamlanır. Yürüme döngüsü iki fazdan oluşur. Bunlar duruş ve salınım fazlarıdır (Şekil 3.1.). Yürüyüşde durma fazı söz konusu iken koşmada iki ayak yerden kesildiği için çevrimler farklı zamanlarda gerçekleşir. Durma aşamasının başlangıç noktası topuk temasıdır. Burada geçici kuvvet artışı olur. Vücudun yavaşlamasıyla yer tepki kuvvetleri vücut ağırlığının hemen üzerine yükselir böylece Şekil 3.2.'deki iki maksimum noktalı kuvvet-zaman grafiği ortaya çıkar [40].



Şekil 3.1. Yürümenin fazları ve döngüdeki sürelerine oranları. TT:topuk teması, DB:düz basma, BO:basma ortası, TK:topuk kalkması, BPK:baş parmak kalkışı [38].

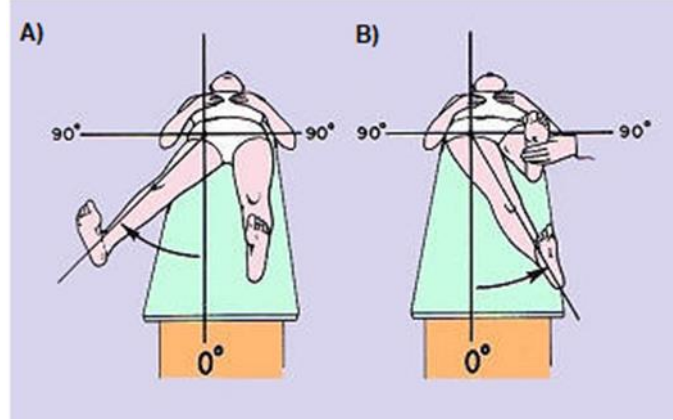


Şekil 3.2. Yürüyüş sırasındaki yer tepki kuvvetleri [40].

### 3.2. Kalça Eklemine Hareketleri

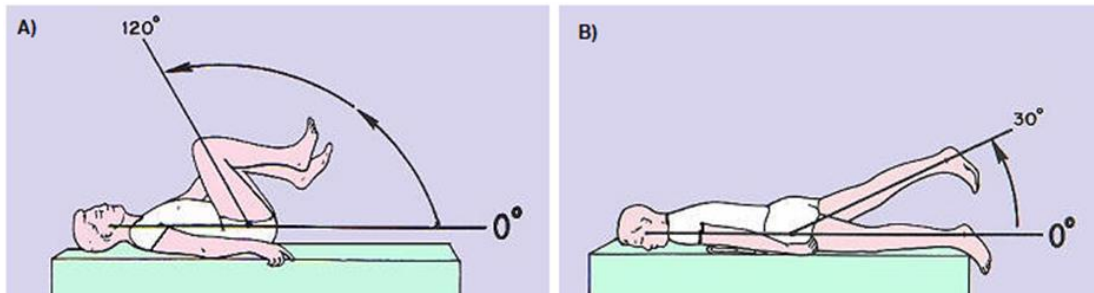
Kalça vücudun en büyük ve hareketli eklemidir. Kalça eklemi uyluk kemiğinin leğen kemiği ile birleştiği bölgeye denir. Kalça eklemi klasik bir top ve yuva tipi eklemden oluşur. Kalça eklemine başlıca görevi yürüme, koşma ve merdiven çıkma gibi başlıca aktiviteler esnasında gövdenin ağırlığını desteklemek ve dengelemektir. Gövde ve alt ekstrem arasında kuvvet iletimi vücudun normal fonksiyonu için hayati önem taşır. Kalça eklemine hareketlerini aşağıdaki gibi sıralayabiliriz.

Abduksiyon: Kalçanın vücudun orta yüzeyden dışarı doğru hareket etmesidir. Kalçanın abduksiyonu 45 derecedir (Şekil 3.3. A). Adduksiyon: Kalçanın vücudun orta yüzeyinden içeri doğru hareket etmesidir. Kalçanın adduksiyonu 40 derecedir (Şekil 3.3. B).



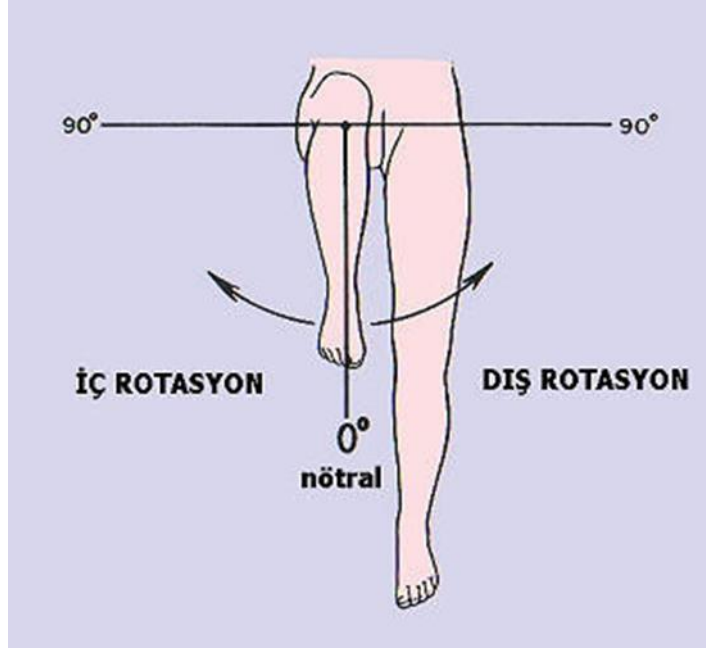
Şekil 3.3. A) Abduksiyon ve B) adduksiyon hareketi [41].

Fleksiyon: Kalçanın vücudun ön yüzeyine doğru çekilme veya kaldırma hareketidir. Kalçanın tam fleksiyonu  $130 \pm 5$  derecedir (Şekil 3.4. A). Ekstansiyon: Kalçanın vücudun arka yüzeyine doğru çekilme veya kaldırma hareketidir. Kalçanın ekstansiyon hareketi yaklaşık  $25 \pm 5$  derecedir (Şekil 3.4. B).



Şekil 3.4. A) Fleksiyon hareketi. B) Ekstansiyon hareketi [41].

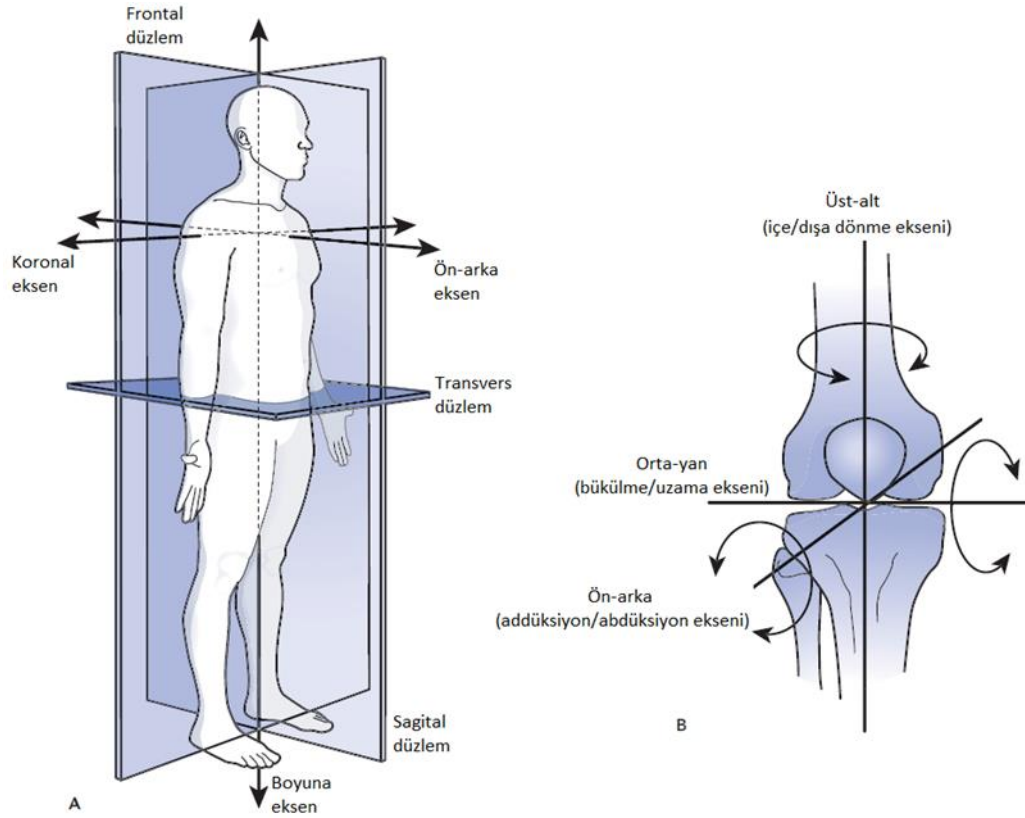
İçe-dışa dönme: Kalçanın içe ve dışa döndürülme hareketidir (Şekil 3.5.). Kalçanın iç rotasyonu ayakta dururken 35 derece uyruk fleksiyon konumuna geçtiğinde ise 40 derecedir. Kalçanın dış rotasyonu ise ayakta dururken 45 derece, uyruk fleksiyon pozisyonuna 50 alındığında derecedir.



Şekil 3.5. İçe-dışa dönme hareketi [41].

### 3.3. Diz Eklemine Hareketi

Kinematik, eklemde üç düzlemdeki hareketini tanımlar: sagittal, transvers (yatay veya enine) ve frontal (koronal veya ön) (Şekil 3.6. A ve B). Eklemde hareket aralığının klinik ölçümleri yapılırken dizin serbest halde ayakta dururken ki konumu, sıfır konumu olarak tanımlanır. Dizi oluşturan iki eklemde özellikle tibiyo-femoral eklem, eklem hareketinin analizi için uygundur. Eklem yüzeyindeki bağıl yuvarlanma ve kayma hareketlerinin analizi, eklemde tüm hareketi ve yüzey geometrisi üzerinden gerçekleştirilebilir. Hareket aralığındaki veya eklem yüzeyi hareketindeki herhangi bir engel, eklemde yük dağılımını bozar ve kötü sonuçlar doğurur. Örneğin menüsküs yırtığı hem tibiyo-femoral hem de patello-femoral eklem hareketinde anormalliğe sebep olur ve daha sonra eklemde bozulmasına yol açabilir[16].



Şekil 3.6. A) İnsan vücudundaki frontal (koronal veya ön), sagittal ve transvers (yatay veya enine) düzlemler. B) Diz eklemdeki altı serbestlik derecesinin tanımı [32].

Bir eklemin herhangi bir düzlemdeki hareket aralığı, açıölçer ile yaklaşık olarak ölçülebilir. Diz için kaval ve uyluk kemiklerinin boyuna eksenine açıölçer yerleştirilerek bu ölçüm gerçekleştirilir. Daha kesin ölçümler için elektrogoniometri (elektronik açı ölçümü), röntgenografi (röntgen filmi), fluorosopi, stereofotogrametri veya deri işaretleyicilere yardımıyla fotoğraf ya da video görüntüleme gibi tekniklerden yararlanır. Uyluk eksenini; uyluk başının merkezi ile alt kondillerin merkezi arasındaki çizgi olarak tanımlanır. Kaval kemiği eksenini ise üst kaval kemiğinin merkezinden ayak bileği merkezine doğru uzanır[16].

Tibiyofemoral eklemden hareket üç düzlemde gerçekleşse de hareketin büyük bir bölümü sagittal düzlemde meydana gelir. Bu düzlemde tam uzamadan, tam bükülmeye kadar gerçekleşen hareket genellikle  $3^\circ$  aşırı uzama ( $-3^\circ$  bükülme) ile  $155^\circ$  bükülme arasındadır. Tam bükülmeye orta-arka uyluk korteksi, menüsküsün arka kısmına çarpar. Aktif hareket; istirahat halindeyken (veya ekleme herhangi bir yük gelmediği durumda), kişinin bir hareket gerçekleştirmek için kas kuvveti



uygulamasıdır. Pasif hareket ise; ölçüm yapan kişinin hafif yük uygulayarak uzama veya bükülme hareketi yaptırmasıdır[16].

Transvers düzlemdeki içe-dışa dönme hareketi; hareket sırasında değişkenlik gösterir ve dönme serbestliği olarak düşünülebilir. Buna laksite (gevşeklik) denilir ve her bir laksite eğrisi, hareketi sınırlayan tendon, bağ, menüsküs gibi yumuşak dokuların özelliklerini yansıtan bir histerezis (gecikme) döngüsü şeklindedir. İlk olarak dokular zorlama ile rijitleşir yani uzadıkça daha rijit hale gelir. İkinci olarak dokular visko-elastiktir yani uzama zaman bağlıdır ve orijinal şekline dönmesinde bir gecikme olur. Herhangi bir bükülme açısında, bir dönme açısı meydana gelir ve eğer dönme içeri doğruysa dışa doğru, dışa doğruysa içe doğru bir döndürme momenti uygulanır. Bükülme açılarına karşılık meydana gelen bu dönme açılarına içe-dışa dönme gevşekliği denir. Dönme laksitesi dizin bükülmesiyle artar ve 30°-40° bükülmede maksimuma ulaşır. Diz bu konuma geldiğinde kaval kemiğinin dışa dönmesi 18° ve içe dönmesi 25° dir. Bundan sonra içe-dışa dönme miktarı sabit kalır ve 120° den sonra azalmaya başlar[16].

Frontal düzlemdeki abdüksiyon-addüksiyon (varus-valgus) hareketi, eklemin bükülme miktarından benzer şekilde etkilenir. Dizin tam uzaması, frontal düzlemdeki hareketi neredeyse tamamen engeller. Pasif abdüksiyon ve addüksiyon, dizin 30° bükülmesine kadar artar fakat maksimum birkaç dereceye ancak ulaşır. Dizin 30° nin üzerinde bükülmesiyle frontal düzlemdeki hareket yumuşak dokuların sınırlayıcı etkilerinden dolayı tekrar azalmaya başlar. Varus dönmesi valgustan daha büyüktür çünkü iç yan bağlar, dış yan bağlardan daha rijittir. Bununla birlikte çalışma sırasında diz etrafındaki aksenal kuvvetler ve kas hareketleri, varus-valgus dönmesini genellikle engeller[16].

Çeşitli aktiviteler sırasında tıbyofemoral eklemin hareket aralığı, kinematik analiz ile belirlenebilir. Topuk basmada, hareketin başlangıcında (çevrimin %0'ı) tam uzama görülür. Vücut ağırlığının etki etmeye başlamasıyla bükülme açısı artarak yaklaşık 15° ye ulaşır ve sonra tekrar neredeyse 0° ye düşer. Sonra salınım fazının başlamasına

kadar bükülme hızla artar ve salınım fazının ilk bölümünde yaklaşık 60° maksimum bükülme görülür[16].

### 3.4. Omurga Hareketleri

Herhangi bir eklemdede olduğu gibi omurganın aktif hareketi sinirlerin ve kasların koordineli etkileşimi ile üretilir. Agonistik kaslar (ana taşıyıcılar) hareketi başlatır ve yürütür, antagonistik kaslar ise hareketi kontrol eder ve değiştirir, her iki grubun birlikte kasılması omurgayı dengeler. Hareket aralığı, omurganın çeşitli seviyelerinde farklılık gösterir. İki omur arasındaki hareket küçüktür ve bağımsız olarak gerçekleşmez. Tüm omurga hareketleri birkaç hareket bölümünün birleşik hareketinden oluşur. Gövdenin hareketini etkileyen iskelet yapıları; göğüs hareketini sınırlayan göğüs kafesi ve eğik hareketlerle gövde hareketlerini artıran leğen kemiğidir.

Kinematik, diğer ilgili kuvvetleri dikkate almadan katı cisimlerin hareketini incelemektir. Omurga kinematığı, çeşitli omurga birimlerinde meydana gelen fizyolojik ve patolojik hareketleri tanımlar. Her hareket birimi, bitişik iki omurdan ve ara yumuşak dokulardan oluşur.

Laboratuvar ortamında otopsi materyali veya radyografi ölçümleri kullanılarak yapılan çeşitli araştırmalar, bireysel hareket bölümlerinin hareket aralığı için farklı değerler göstermiştir, ancak omurganın farklı seviyelerinde bağıl hareket miktarı üzerinde bir uyum söz konusudur. Karmaşıklığı nedeniyle, tek bir birimdeki hareketin klinik olarak ölçülmesi zordur. Omurganın normal fonksiyonel hareket aralığı için yaklaşık değerler verilebilir. Bir elektrogoniyometre ile günlük yaşam aktiviteleri sırasında normal hareketi incelemiştirler [42]. Tablo 3.1. genel aktiviteler için toplam aktif hareket aralığını göstermektedir.

Tablo 3.1.N Günlük yaşamın aktiviteleri için hareket aralığı yüzdesi [32].

ADL	Fleksiyon/Ekstansiyon	Yanal bükme	Eksenel dönme
Oturmak	37	20	12
Ayakta durmak	39	14	10
Bükme	59	29	18
Yürüme	11	19	19
Merdiven Çıkma	13	22	20
Merdiven İnme	11	21	18

Servikal hareket aralığının ölçülmesi, radyografik incelemelere veya ölüm sonrası incelemelere dayanmaktadır. Servikal omurga hareketinin incelenmesi için klinik olarak kullanılan eğimölçerler ve çeşitli optoelektronik ve elektromanyetik cihazlar tam olarak kesin sonuçlar vermez; özellikle, birleşik hareketler yetersiz ölçülür [43]. Birimlerin dönme ve ilerleme hareketi için yapılan çalışmaların bir özeti Tablo 3.2.'de sunulmaktadır.

Tablo 3.2. Her Spinal Seviyede Servikal Fleksiyon ve Uzatma için İntervertebral Angulasyonların Rapor Edilen Ortalama Değerlerin ve Standart Sapmaların Karşılaştırılması [32].

İntervertebral Angulasyon	C2-3 Angulasyon			C3-4 Angulasyon	
	n	Derece	s.d.	Derece	s.d.
Penning, L. (1978) [44]	20	12	-	18	-
Dvorak, J., Froehlich, D., Penning, L., et al. (1988) [45]	28	10	2,5	15	3
Frobin, W., Leivseth, G., Biggemann, M., et al. (2002) [46]	*	8,2	3,3	14,2	4,4
Reitman, C. A., Mauro, K. M., Nguyen, L., et al. (2004) [47]	140	9,9	3,7	15,2	3,2

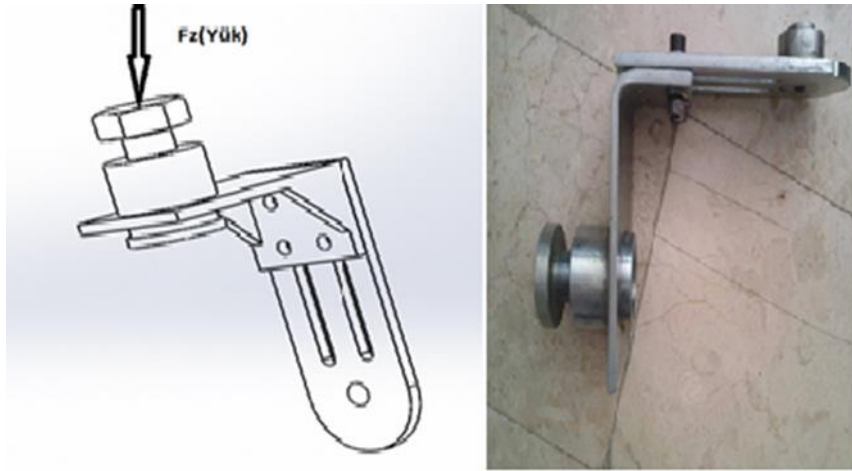
Seviyeye göre değişir: C2-3: n = 91; C3.4: n = 126; C4-5: n = 128; C5-6: n = 119; C6-7: n = 33

C4-5 Angulasyon		C5-6 Angulasyon		C6-7 Angulasyon	
Derece	s.d.	Derece	s.d.	Derece	s.d.
20	-	20	-	15	-
19	3,5	20	3,5	19	3,5
16,3	5,2	16,6	6,3	10,9	6,5
16,9	3,8	15,8	4,2	13,5	5,3

## BÖLÜM 4. EKLEM SİMÜLATÖRÜ TASARIMI VE İMALATI

### 4.1. Yükleme (FZ) Mekanizması

Ortalama yük olarak 4500 N yük ve  $\pm 55$  Nm döndürme momenti oluşturmak üzere tasarlanmıştır. Bu kuvvet ve moment Bölüm 3’de belirtildiği gibi yürüyüşün biyomekaniğinde eklemlerin karşılaştığı maksimum kuvvet ve momente göre seçilmiştir. Simülátörde ekleme uygulanacak aksenal yük (yani vücut ağırlığını ifade eden yük) bir cıvata mekanizmasının sıkılması ile elde edilecektir (Şekil 4.1.). Uygulanan yükün miktarı ise simülátöre monte edilen yük hücresi yardımıyla okunarak istenilen yüke geldiğinde cıvata sabitlenecektir.

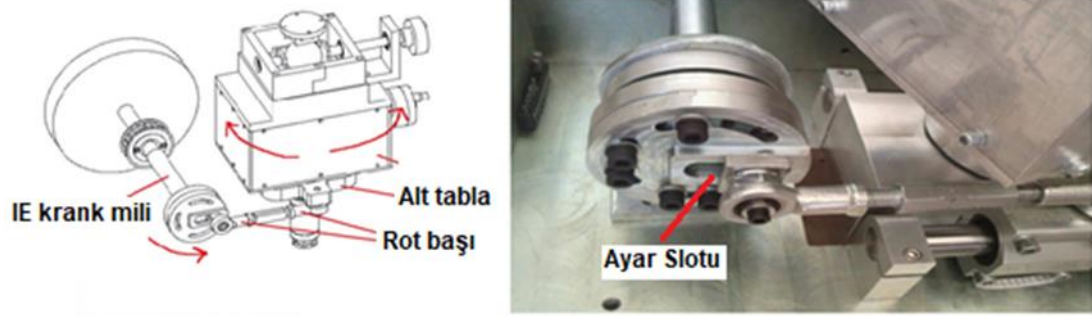


Şekil 4.1. Yükleme FZ mekanizması a) Tasarım b) İmalatı

### 4.2. İçe-Dışa Dönme (IE) Mekanizması

Motordan tahrik alan IE krank şaftının ucundaki pime bağlı olan bir rot bağlantısıyla dönme hareketini alt tabla adındaki parçaya aktarır. Alt tablaya bağlı olan rot bağlantısının eksenini, IE krank şaftının ucundaki rot bağlantısının eksenine diktir. Bu şekilde alt tabla dönme eksenini, IE krank şaftı dönme eksenine dik olmuş olur. Alt

tablaya aktarılan bu dönme hareketi civatalar yardımıyla AD yatakları adı verilen parçalara aktarılır. Şekil 4.2.'de görüldüğü gibi rot bağlantısının konumu, bir slot içerisinde ayarlanarak eksantriklik değiştirilebilir ve böylece istenilen aralıkta içe-dışa dönme açısı ( $\pm 25^\circ$ ) uygulanabilmektedir. İçe-dışa dönme (IE) hareketi bu şekilde elde edilir.



Şekil 4.2. İçe-dışa dönme (IE) mekanizması a) Tasarımı b) İmalatı

### 4.3. Fleksiyon-Ekstansiyon (FE) Mekanizması

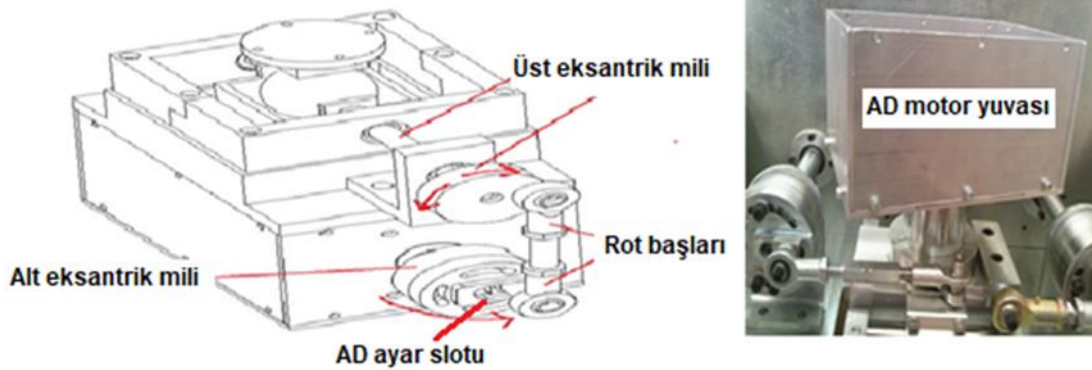
Motordan dönme hareketini alan, IE krank mili dönme hareketini bir kasnak ve triger kayışı yardımıyla fleksiyon-ekstansiyon (FE) alt miline aktarmaktadır. FE alt mil, IE krank milinden aldığı dönme hareketini rot bağlantısı yardımıyla FE üst miline aktarır. FE üst mili diğer ucundan FZ mekanizmasının slotlu parçasına kama ve civata ile bağlanmıştır. Böylece FE üst mili dönme hareketini kama yardımıyla FZ mekanizmasına aktarmış olur. Yani FE üst mili kaç derece dönerse FZ slotlu parça o kadar döner. Slotun en son noktasına getirilmesiyle elde edilen eksantriklik sayesinde makinada  $\pm 50^\circ$  fleksiyon-ekstansiyon hareketi elde edilebilmektedir (Şekil 4.3.). Bu şekilde Fleksiyon-Ekstansiyon hareketi elde edilir.



Şekil 4.3. Fleksiyon-Ekstansiyon (FE) mekanizması a) Tasarımı b) İmalatı

#### 4.4. Abdüksiyon/Addüksiyon (AD) Mekanizması

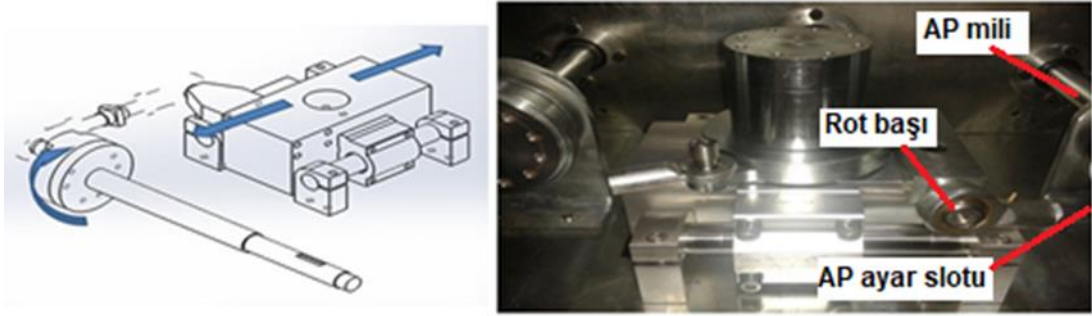
Abdüksiyon/Addüksiyon (AD) mekanizması için ana motordan ayrı bir motor kullanılarak Şekil 4.4.'de görüldüğü gibi motora kama ile bağlı olan alt eksantrik parka, motordan aldığı dönme hareketini rotlar yardımıyla üst eksantrik parçaya aktarır. Üst eksantrik parçada kama bağlantısı ile dönme hareketini AD şaftına aktarır. Alt eksantrik parça motordan aldığı tahrikle herhangi bir yönde tam dönüş yaparken, üst eksantrik parça rotlarla aldığı bu hareket nedeniyle saat yönü ve tersi yönü olmak üzere iki yönde dönmektedir. Burada alt eksantrik parçanın eksantrikliği ayar slotu ile  $\pm 25^\circ$  olacak şekilde ayarlanabilmektedir. Böylece AD hareketi sağlanmış olur.



Şekil 4.4. Abdüksiyon/Addüksiyon (AD) mekanizması a) Tasarımı, b) İmalatı

#### 4.5. Anterior/Posterior (AP) İlerleme Mekanizması

Anterior/Posterior (AP) yani öne-arkaya yönde doğrusal hareket sağlayacak olan mekanizma özellikle diz eklemine fleksiyon/ekstansiyon dönme hareketi ile birlikte gerçekleşen öne-arkaya yöndeki ilerleme hareketini de simüle etmek amacıyla tasarlanarak imalatı gerçekleştirilmiştir (Şekil 4.5.). AP mili üzerindeki slot ayarlı eksantrik mekanizma sayesinde  $\pm 25$  mm öne-arkaya ilerleme hareketi sağlanabilmektedir.



Şekil 4.5. Anterior/Posterior (AP) mekanizması a) Tasarımı, b) İmalatı

## 4.6. Simülasyon Montajı

### 4.6.1. Şasi montajı

Şasinin çelik parçaları kaynakla birleştirilmiştir. Alt tabla şasiye sabitlenerek U profil ile alt tablaya bağlanmıştır. Ön ve arka dik tabla U profile bağlanmıştır. Dik tablalar 4 adet bayrak şasiye monte edilmiştir. Mekanizmaları taşıyan ve makinan gövdesini oluşturan iskeletin imalatında her parçanın ayrı ayrı sökölüp takılabilir olması için her parçanın civatalı montaj esasına uygun şekilde üretimi yapılmıştır. Ön ve arka duvarlar 650x450x15 mm ebatlarındaki 1040 çelik levhadan CNC dik işleme frezede birbirinin simetrisi olacak şekilde imal edilmiştir. Yüzeyleri korozyona dayanımını arttırmak için galvaniz kaplama yapılmıştır. Alt tablaya ön ve arka duvarlar, AP ve IE mekanizma şaftlarının yatakları, bayraklar, motor tablası, ayaklar bağlanmıştır. Üzerinde AP mekanizmasının alüminyum taşıyıcı gövdesinin hareket edeceği kanal açılmıştır. 450x650x19 mm ebatlarında 1040 çelik malzemesi olan levhadan CNC dik işleme merkezinde imal edilmiştir. Ön, arka duvarı ve alt tablayı birbirine bağlayan UPN100X650 profil kullanılmıştır. 40x40x120 mm ebatlarındaki 5 mm et kalınlığındaki kare profilin alt ucuna, üzerinde 4 adet 8,5 mm civata deliği bulunan 100x100x10 mm kare plaka ve üst ucuna ise üzerinde 4 adet 8,5 mm civata deliği bulunan 100x60x10 mm ebatlarındaki dikdörtgen plaka kaynatılmıştır. Daha sonra bu ayaklar üst uçtan alt tablaya civata ile bağlanmıştır ve iki adet üretilmiştir. 200x200mm ikizkenar üçgen şeklinde 15mm kalınlığındaki bayraklar ön ve arka duvarlara destek elemanı olarak tasarlanmıştır. Plakadan lazer kesim ile istenen ölçüye getirilmiş ve üzerine bağlantı noktalarından dış açılmıştır ve 4 adet üretilmiştir. 266x610 mm ebatlarında 40 mm uzunluğundaki profil, motorun

sabitlenip montaj edileceği elemandır ve malzemesi 1040 çeliğinden imal edilmiş olup, üzerindeki cıvata delikleri CNC dik işleme merkezinde frezeleme yöntemiyle imal edilmiştir (Şekil 4.6.).

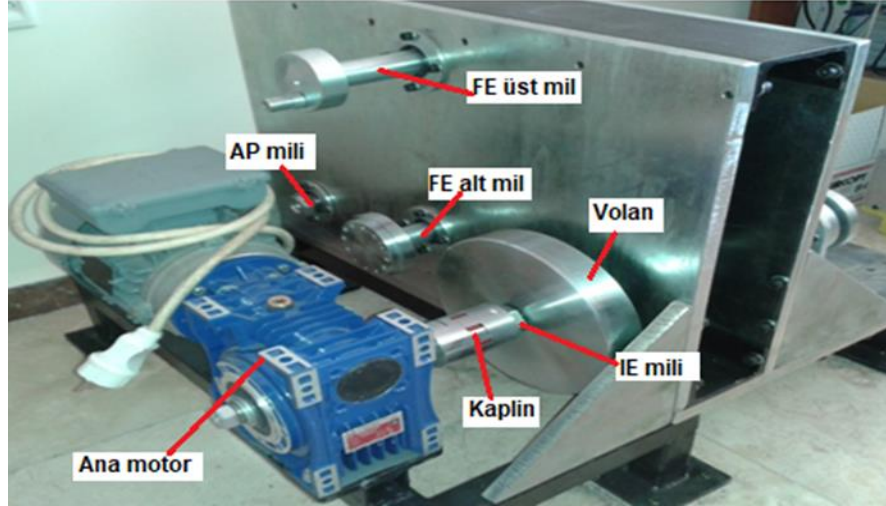


Şekil 4.6. Makine şasisinin montajı

#### 4.6.2. Motor ve millerin montajı

Ana motor ile aktarılan döndürme momentinin kararlılığını sağlamak ve titreşimleri absorbe etmek amacıyla kullanılan 220 mm çapındaki volan, IE krank miline kama ile bağlanır. HRC C30 esnek bir kaplin kullanılarak motor ile mil arasındaki bağlantı sağlanmış olur. Parçalara tahrik verecek ana motor, 0.37kW gücündedir (Şekil 4.7.). Motordan gelen tahriki diğer mekanizmalara aktarmak için B16H075-3BF seri numaralı dişli kasnaklar kullanılmıştır. Kasnaklar arasındaki hareket iletimini sağlamak için 225H ve 270H dişli kayışlar kullanılmıştır.

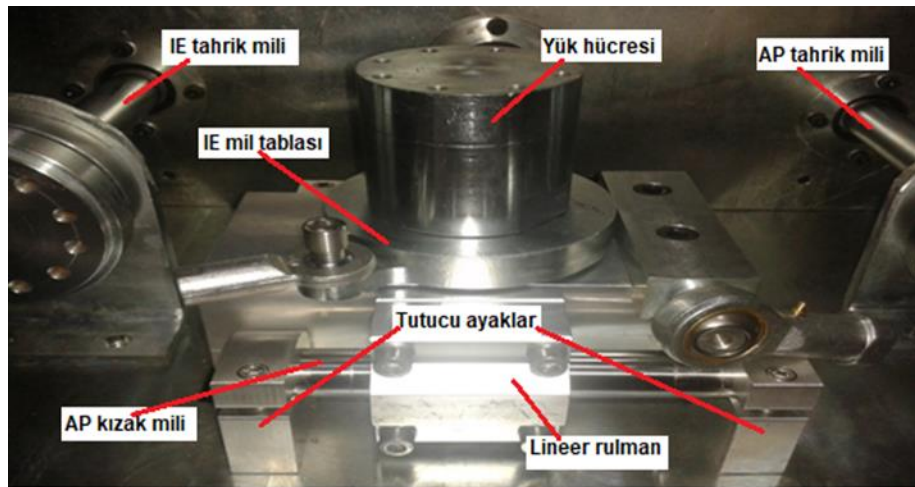




Şekil 4.7. Motor ve millerin montajı

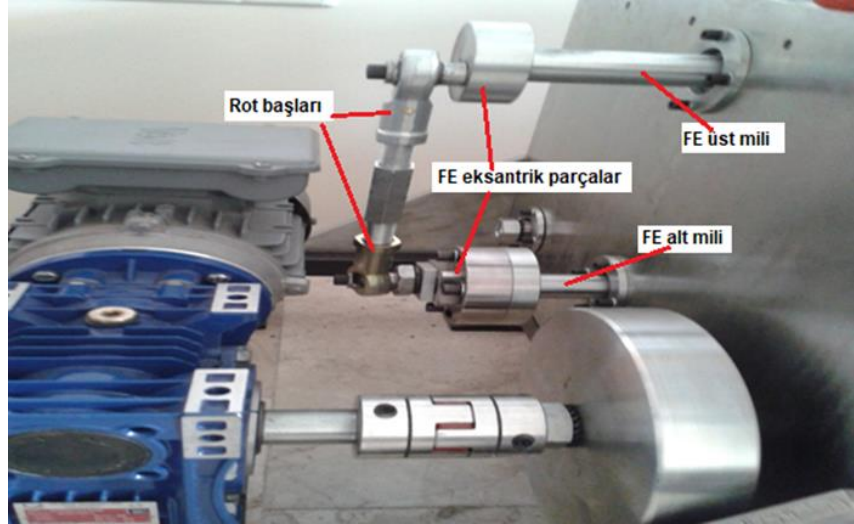
#### 4.6.3. Hareket mekanizmalarının montajı

AP mekanizmasındaki ayaklar CNC frezede işlenmiştir. Tutucu ayaklar alt tablaya cıvata ile bağlanarak sabitlenmiştir. Şekil 4.8.'de görüldüğü gibi AP mekanizmasının kızak milleri, lineer rulman içersinden geçirilerek tutucu ayaklara takılmıştır. Tutucu ayakların üst kısmından, kızak milleri cıvata ile sabitlenmiştir. Yük hücresi ve AD mekanizmasının bağlanacağı alüminyum kütük lineer rulmanlara cıvata ile bağlanmıştır. Alüminyum kütüğün içine rulmanlar ve çelik manşon sıkı geçme ile takılarak IE hareketini verecek olan mil ve mil tablası için bir yataklama elde edilmiştir. Rulmanlar tablalara takılmıştır ve kapaklarla sabitlenmiştir. Böylelikle IE ve AP mekanizmalarının, simulator gövdesine montajı gerçekleştirilmiştir.



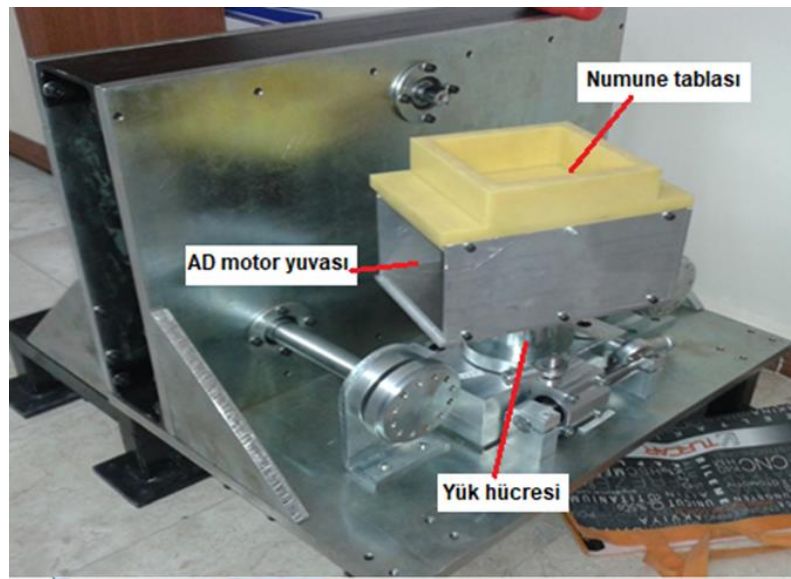
Şekil 4.8. AP ve IE mekanizmalarının montajı

Şekil 4.9.'da görüldüğü gibi FE üst mili ve alt mili, rot başlarıyla birbirine bağlanmıştır. IE milinden gelen tahrik dişli kasnak ve kayışla FE alt miline bağlanmıştır. FE alt milinin dönmesiyle eksantrik mekanizma sayesinde FE üst mili sağa-sola hareket ederek fleksiyon-ekstansiyon hareketi elde edilmiş olur.



Şekil 4.9. FE mekanizmasının montajı

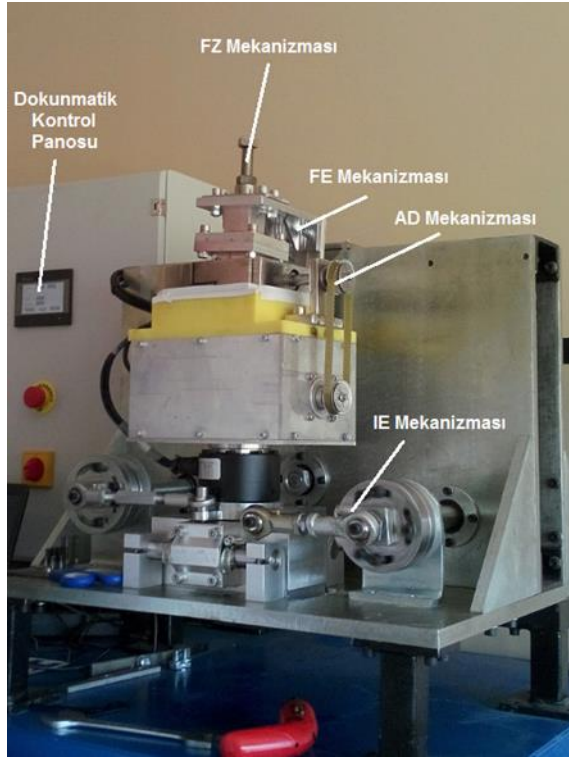
AD mekanizmasının motor yuvasını oluşturan alüminyum tablaları Şekil 4.10.'da görüldüğü gibi civatalar yardımıyla birleştirilmiştir ve yük hücreğine bağlanmıştır. Yapılacak deneylerde kullanılacak numunelerin yerleştirileceği kestamit parka, AD motor yuvasının üzerine Şekil 4.10.'da görüldüğü gibi monte edilmiştir.



Şekil 4.10. AD mekanizmasının montajı

#### 4.7. Ekrem Simülatorü Devreye Alma

Tasarımı yapılan ana şase ve hareket mekanizmaları piyasada imal ettirilerek montajı yapılmıştır. Simülatorü oluşturan parçaların sökülür-takılır olması için parçalar cıvata ile birleştirilmiştir. Tüm parçaların imalatı ve montajı tamamlandıktan sonra eklem simülatorünün PLC kontrol ünitesi, bağlantıları ve yazılımları piyasada yaptırılarak cihaz, deney yapılacak duruma getirilmiştir (Şekil 4.11.).



Şekil 4.11. Eklem aşınma simülatorü

Deney düzeneği normal şartlarda eklemlerin karşılaşılabileceği her türlü hareketi yapabilecek şekilde tasarlanmıştır. Ekleme deney esnasında uygulanacak çevrim sayısı, kuvvet ve hız PLC kontrol ünitesi yardımıyla kontrol edilmektedir. Gerçeğe yakın sonuçları alabilmek için deney esnasında eklemler özel bir solisyon içinde test edilebilecek şekilde deney cihazı tasarlanmıştır. Sonuç olarak imlatı tamamlanan ve çalışır hale getirilen eklem simülatorü ile gerek doğal kalça, diz ve omurga eklemleri gerekse bunların implatları için aşınma testleri yapılabilmektedir. Üretimi tamamlanmış eklem aşınma simülatorünün teknik özellikleri Tablo 4.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Eklem aşınma simülatörünün teknik özellikleri

Hareket Mekanizması	Hareket Aralığı
Eksenel Yük (FZ)	$\pm 4500$ N
İçe/Dışa Dönme (IE)	$\pm 25^\circ$
IE Momenti	$\pm 25$ N.m
Fleksiyon/Ekstansiyon (FE)	$\pm 50^\circ$
Abdüksiyon/Addüksiyon (AD)	$\pm 25^\circ$
Öne/Arkaya İlerleme (AP)	$\pm 25$ mm

## **BÖLÜM 5. EKLEM SİMÜLATÖR TESTLERİ**

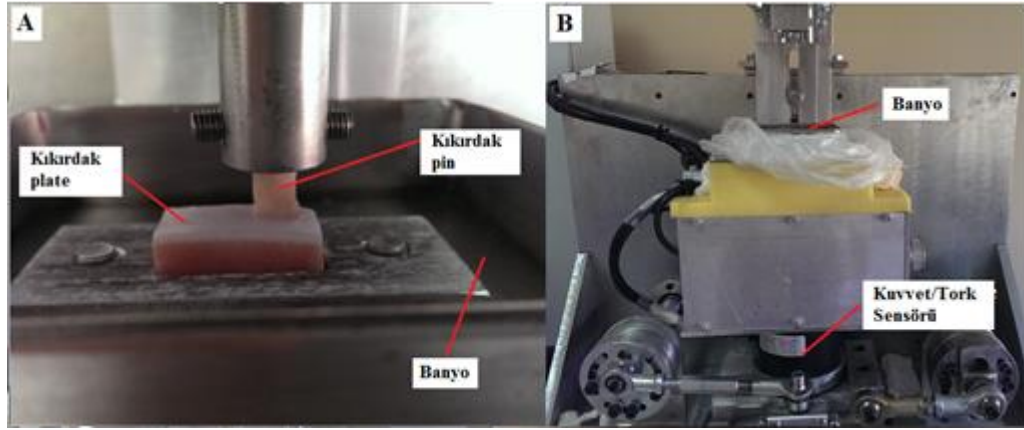
### **5.1. Giriş**

Montajı ve testleri biten eklem simülatörü test etmek amacıyla kıkırdak pin-on-plate testleri gerçekleştirilerek kıkırdağın biotribolojik özellikleri incelenmiştir. Daha sonra kuzu kalça eklemi, simülatöre bağlanarak aşınma testleri gerçekleştirilmiştir. Son olarak çok amaçlı olarak üretilen bu simülatör vasıtasıyla menüsküslü ve menüsküslü olmayan doğal diz mafsalının basit fizyolojik yükler altında ve yürüyüş çevrimine bağlı hareket aralığında tribolojik tepkisi (sürtünme ve aşınma) incelenmiştir.

### **5.2. Eklem Kıkırdağı Sürtünme Aşınma Deneyi**

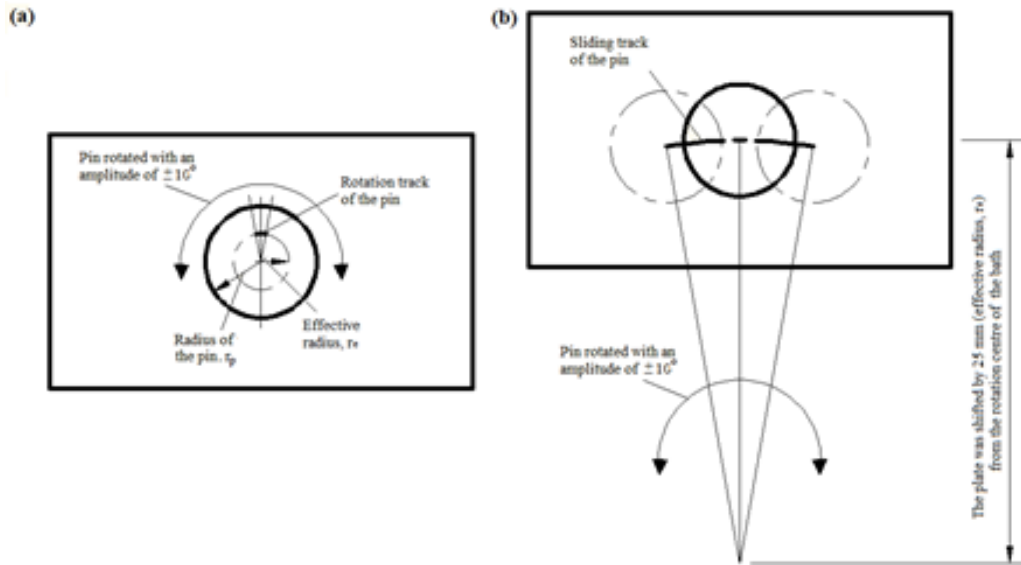
#### **5.2.1. Deneyin hazırlanışı**

İmalatı tamamlanan çok amaçlı eklem simülatöründe ilk olarak sığır eklem kıkırdağından elde edilmiş pin ve plate numuneleri ile sürtünme-aşınma çalışması gerçekleştirilmiştir. Bu kapsamda sığır diz eklemleri kasaptan alınarak kemik testeresi ile 15x25x15 mm boyutlarında kıkırdak parçaları hazırlanmıştır. Ayrıca panç matkap ucu ile 6,4 mm çapında ve 20 mm uzunluğunda kıkırdak pimler hazırlanmıştır ve derin dondurucuda dondurulmuştur. Deney için pin ve plate kıkırdak numuneleri bir gün önceden derin dondurucudan çıkarılarak tuzlu su çözeltisinde bekletilmiştir. Daha sonra hazırlanan kalıplara yerleştirilerek simülatöre bağlanmıştır (Şekil 5.1.).



Şekil 5.1. A) Kalıplara yerleştirilen kıkırdak pin ve plate numuneleri ve B) Numunelerin simülatöre yerleştirilmesi

Deney kapsamında yağlayıcı olmadan ve yağlayıcı ortamında kıkırdağın tribolojik davranışı incelenmiştir. Yağlayıcı olarak tuzlu su çözeltisi ve proje kapsamında alınan bovine serum kullanılmıştır. Ayrıca kayma ve dönme hareketinin aşınmaya etkisini görmek amacıyla iki farklı deney konfigürasyonu geliştirilmiştir (Şekil 5.2.).

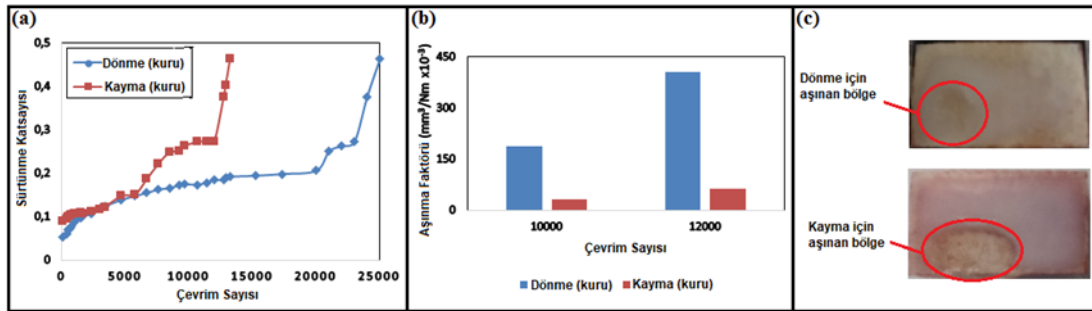


Şekil 5.2. a) Dönme ve b) kayma hareketi konfigürasyonları

### 5.2.2. Deney sonuçları

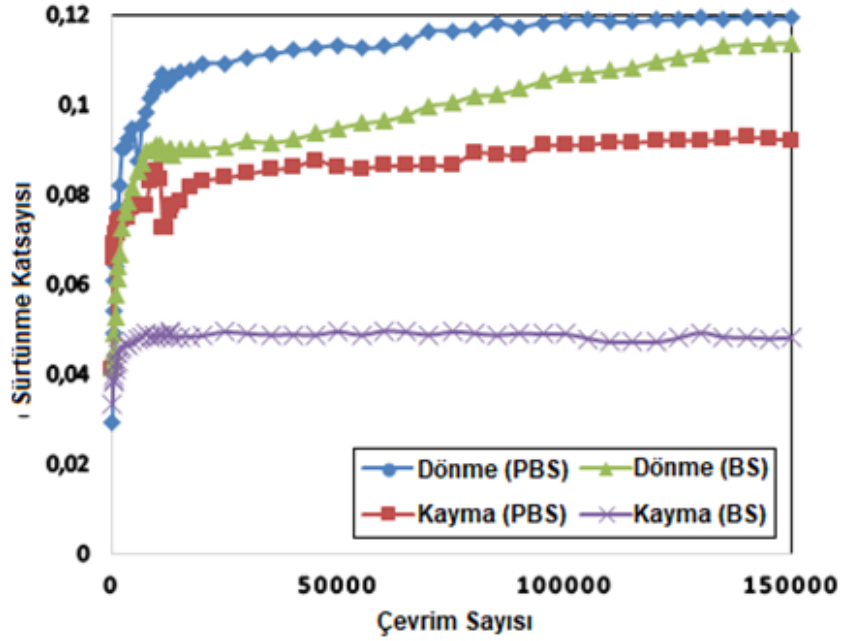
Yağlayıcı bulunmayan ortamda (kuru sürtünme) yapılan iki deney konfigürasyonu için de sürtünme katsayısı verileri bilgisayara aktarılmıştır. İlk 6000 çevrim için dönme veya kayma hareketleri için elde edilen sürtünme katsayısı değerlerinde

önemli bir fark gözlenmemiştir (Şekil 5.3. a). Bununla birlikte kayma hareketi için yaklaşık 12 000 çevrimde eklem kıkırdağı tamamen aşınmıştır. Dönme hareketi için ise kıkırdağın tamamen aşınması 23 000 çevrimde gözlenmiştir. Yağlamasız durumda 10 çevrim sonunda elde edilen sürtünme katsayıları dönme için 0,18 ve kayma için 0,26 olmuştur. Kuru sürtünmede dönme ve kayma hareketleri için aşınma faktörleri de hesaplanmıştır ve Şekil 5.3. b'de gösterilmiştir. Ayrıca aşınan yüzeylerin fotoğrafları da Şekil 5.3. c'de görülmektedir. Kuru sürtünmede kayma hareketi için aşınma faktörü (10 000 çevrimde  $33.62 \times 10^{-3} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ ), dönme hareketi için hesaplanan aşınma faktöründen (10 000 çevrimde  $187.6 \times 10^{-3} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ ) yaklaşık 5,6 kat daha düşüktür. Bunun nedeni kayma hareketinde kayma mesafesi 174,5 m iken dönme hareketinde 11,5 m olmasıdır.



Şekil 5.3. Yağlayıcı olmayan ortamda elde edilen eklem kıkırdağı sürtünme ve aşınma miktarları

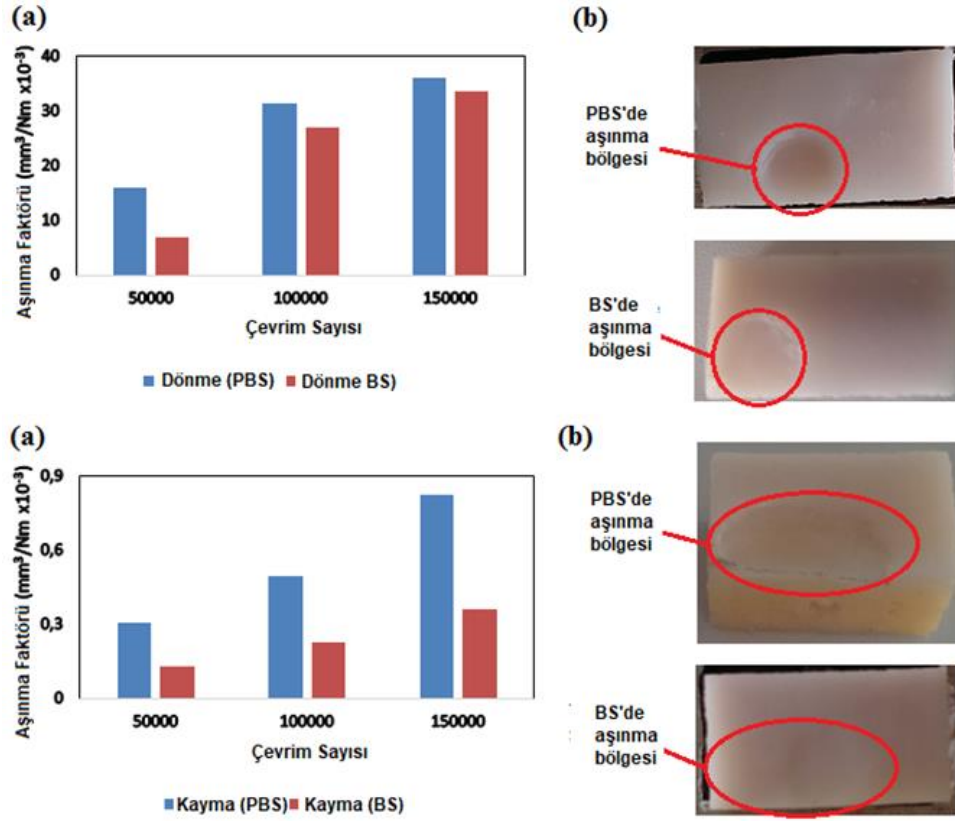
Şekil 5.4.'te tuzlu su (PBS) ve bovine serum (BS) ortamında sığır eklem kıkırdağının sürtünme katsayısındaki değişim gösterilmiştir. En düşük sürtünme katsayısı, BS ortamında kayma hareketi için 0,04 olarak elde edilmiştir ve bu değer sürtünme katsayısı 0,03 ile 0,05 arasında elde eden Northwood vd (2007) [48] ve Schmidt vd (2007) [49]'in çalışmaları ile uyumludur. PBS ortamında kayma hareketi için sürtünme katsayısı 0,08 olarak elde edilmiştir ki bu sonuçlar da önceki çalışmalarda elde edilen 0,065-0,096 aralığında bulunmaktadır [49-52].



Şekil 5.4. Tuzlu su (PBS) ve bovine serum (BS) ortamında dönme ve kayma hareketleri için elde edilen eklem kıkırdağı sürtünme katsayıları

Şekil 5.5. a, yağlayıcı kullanılması durumunda dönme ve kayma hareketleri için eklem kıkırdağının hesaplanan aşınma faktörlerini göstermektedir. Aynı zamanda kıkırdak üzerinde aşınan bölgelerin fotoğrafları da Şekil 5.5. b'de gösterilmiştir. 50 000 çevrim sonrasında, BS ortamında dönme için hesaplanan aşınma faktörü ( $6,81 \times 10^{-3} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ ), PBS ortamındakine göre ( $16,13 \times 10^{-3} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ ) yaklaşık %58 daha azdır. Bununla birlikte bu fark 150 000 çevrim sonrasında yaklaşık %7'ye düşmüştür. Bu sonuçlar, sürtünme katsayısındaki artışla uyum içerisindedir. Ayrıca kayma hareketi için PBS ve BS ortamında hesaplanan aşınma faktörleri arasındaki fark tüm çevrimlerden sonra yaklaşık %57'de neredeyse sabit kalmıştır. Bu sonuçlar da aynı zamanda sürtünme katsayısındaki değişimlerle uyum içerisindedir.





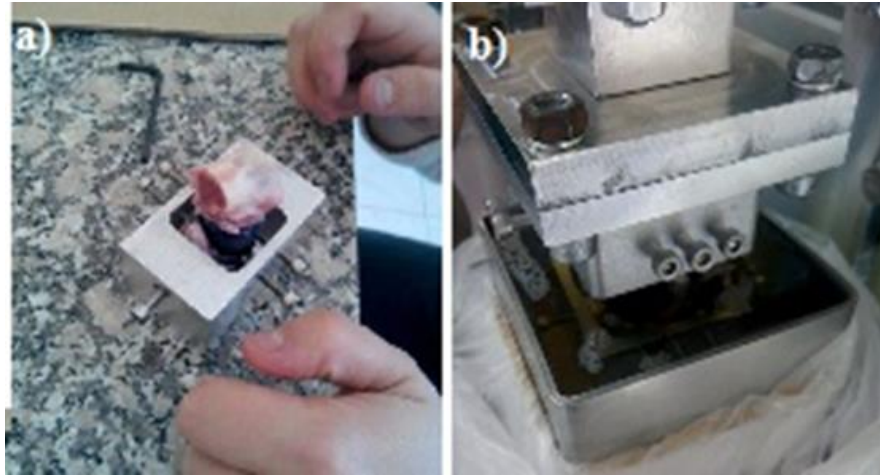
Şekil 5.5. Tuzlu su (PBS) ve bovine serum (BS) ortamında dönme ve kayma hareketleri için elde edilen aşınma miktarları

### 5.3. Kuzu Kalça Eklemi Simülâtör Deneyi

#### 5.3.1. Deneyin hazırlanışı

Kemikler test esnasında bir kalıbın içerisinde çalışacağı için kalıpların tasarımı yapılarak alüminyum kütükler malzemeler satın alınarak tasarlanan kalıplarının imalatı yaptırıldı. Kalıplar hazırlandıktan sonra, kemiklerin kalıp içerisine oturacak yerlerinin uygun geometrilere getirilmesi için kemiğin test edilecek bölgesi dışındaki yerler kemik testeresi ile uygun geometride kesilerek biçimlendirilmiştir. Eklem çalışırken kaç çevrim yapacağı, ne kadar yüke maruz kalacağı deney düzeneğinin kontrol panosundan ayarlanabilmektedir. Bu deney düzeneğinde yapılacak deneylerin gerçeğe en uygun şekilde yapılabilmesi için deney sırasında eklem özel bir solüsyon olan sığır serumu içerisinde yapılmıştır.

Bu çalışma sırasında kemiklerin aşınan yüzeylerinin tespiti amacıyla kemik yüzeylerinin üzerinde bulunan kırıkta bulunan yüzeylere Hint mürekkebi sürülerek bu yüzeylerin boyanması sağlanmıştır. Deney sonunda aşınan yüzeyler bu sayede tespit edilecektir. Kemiğe yapılan tüm bu işlemler sonunda kemiğin, yapılan Alüminyum kalıp içerisine yerleştirilme işlemine geçilmiştir. Bu yerleştirilme esnasında eklem parçalarını kalıp içine sabitlemek için civatalar kullanılmıştır (Şekil 5.6. a). Monte etme işlemi sonucunda gerekli kontroller yapılarak kemiklerin tam olarak oturduğundan emin olunduktan sonra kalıp ile kemik arasında kalan boşluğa sığır serumu dökülmüştür (Şekil 5.6. b). Tüm kontroller yapıldıktan sonra deney düzeneği çalışmaya bırakılmış, deney 20 000 çevrim içerisinde 500 Newton yüke göre yapılmıştır. Kalça eklemine verilen hareket açıları ise FE hareketi için  $\pm 23^\circ$ , AD hareketi için  $\pm 23^\circ$  ve IE hareketi için  $\pm 5^\circ$  olarak uygulanmıştır.

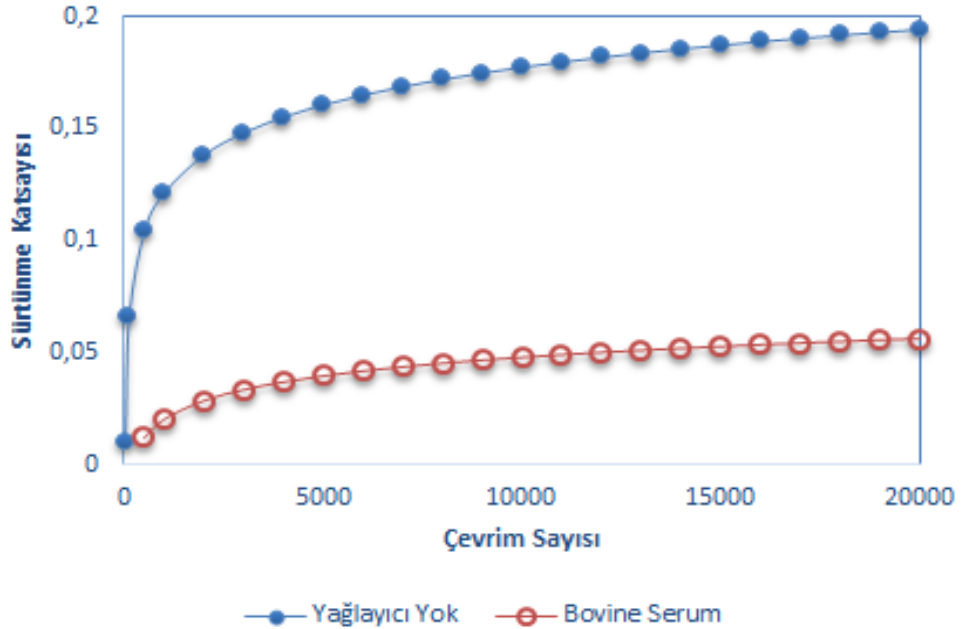


Şekil 5.6. a) Kuzu kalça eklemine kalıba yerleştirilmesi b) Kalıpların simülör içerisinde bonive serum banyosuna yerleştirilmesi

### 5.3.2. Deney sonuçları

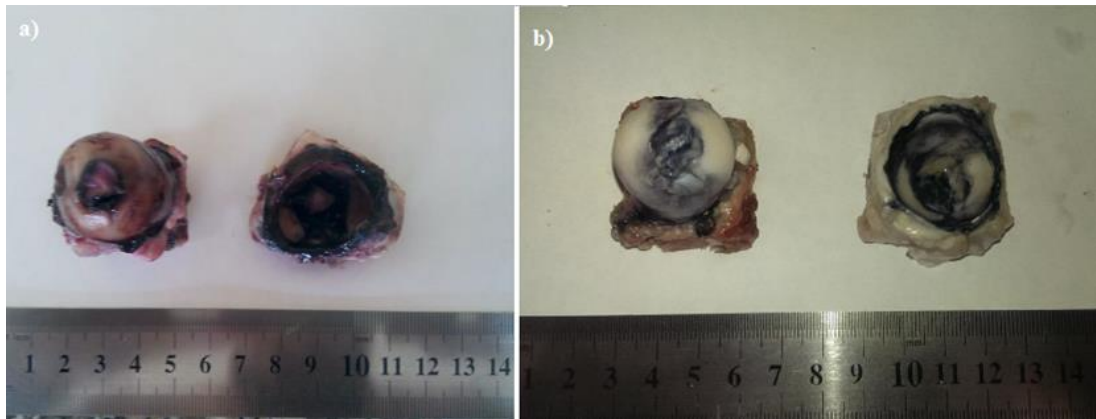
20 000 çevrim sonunda deneyin bitmesiyle birlikte kalıplar deney düzeneğinden ayrılarak eklem parçalarını sökme işlemine başlanmıştır. Deney süresince bilgisayar yardımıyla sürtünme katsayısı verileri de elde edilmiştir. Oluşturulan sürtünme katsayısı-çevrim grafiği Şekil 5.7.'de gösterilmiştir. Şekil 5.7.'den de anlaşılacağı üzere yapılan deneylerde sığır serumu kullanılarak 20 000 çevrim için sürtünme değerleri belirlenmiştir. Sığır serum kullanıldığında sürtünme katsayısı 0,05 iken; sığır serumu kullanılmadığında sürtünme değerleri 0,2 mertebelerine kadar

ulaşmaktadır. 20 000 çevrim için sığır serumu kullanılması sürtünme katsayısı dörtte bir oranına kadar düşürmektedir.



Şekil 5.7. Kuru sürtünme ve Bonive serum ortamındaki kuzu kaça ekleminde elde edilen sürtünme katsayıları

Kuzu kalça ekleminin tribolojik özelliklerini değerlendirmek amacıyla yalnızca sürtünme katsayıları hesaplanmamış aynı zamanda temas yüzeylerindeki değişimler de incelenmiştir. Bunun için temas yüzeyleri hint mürekkebiyle boyanmış ve deney sonucunda mürekkebin açıldığı bölgeler belirgin bir şekilde açık bir şekilde ortaya çıkmıştır (Şekil 5.8.).



Şekil 5.8. a) Kuru sürtünme ve b) Bonive serum (BS) ortamında kuzu kalça ekleminde yüzey aşınmasının fotoğrafları

Simülâtör deneyinden sonra kuru sürtünme durumunda kalça eklemünde temas bölgelerinde eklem kırırdağının tamamen aşındığı ve kırırdak altı kemik dokusunun ortaya çıktığı gözlemlenmiştir. Yağlayıcı kullanılması durumunda ise temas bölgelerinde, kuru sürtünmeye göre hint mürekkebinin daha az kaybolduğu ve eklem kırırdağının tamamen yok olmadığı görülmüştür.

#### **5.4. Kuzu Diz Eklemi Simülâtör Deneyi**

##### **5.4.1. Deneyin hazırlanışı**

Kemikler test esnasında bir kalıbın içerisinde çalışacağı için kalıpların tasarımı yapılarak alüminyum kütükler malzemeler satın alınarak tasarlanan kalıplarının imalatı yaptırıldı. Kalıplar hazırlandıktan sonra, kemiklerin kalıp içerisine oturacak yerlerinin uygun geometrilere getirilmesi için kemiğin test edilecek bölgesi dışındaki yerler kemik testeresi ile uygun geometride kesilerek biçimlendirilmiştir. Eklem çalışması sırasında kaç çevrim yapacağı, ne kadar yüke maruz kalacağı deney düzeneğinin kontrol panosundan ayarlanabilmektedir. Bu deney düzeneğinde yapılacak deneylerin gerçeğe en uygun şekilde yapılabilmesi için deney sırasında eklem özel bir solüsyon olan sığır serumu içerisinde yapılmıştır.

Bu çalışma sırasında kemiklerin aşınan yüzeylerinin tespiti amacıyla kemik yüzeylerinin üzerinde bulunan kırırdak yüzeylere Hint mürekkebi sürülerek bu yüzeylerin boyanması sağlanmıştır. Deney sonunda aşınan yüzeyler bu sayede tespit edilecektir. Kemiğe yapılan tüm bu işlemler sonunda kemiğin, yapılan Alüminyum kalıp içerisine yerleştirilme işlemine geçilmiştir. Bu yerleştirilme esnasında eklem parçalarını kalıp içine sabitlemek için civatalar kullanılmıştır (Şekil 5.9. a). Monte etme işlemi sonucunda gerekli kontroller yapılarak kemiklerin tam olarak oturduğundan emin olunduktan sonra kalıp ile kemik arasında kalan boşluğa sığır serumu dökülmüştür (Şekil 5.9. b). Tüm kontroller yapıldıktan sonra deney düzeneği çalışmaya bırakılmış, deney 150 000 çevrim içerisinde 500 Newton yüke göre yapılmıştır. Diz eklemine, FE hareketi için  $0-46^\circ$ , Öne-Arkaya İlerleme hareketi için  $\pm 5$  mm ve IE hareketi için  $\pm 2^\circ$  uygulanmıştır.

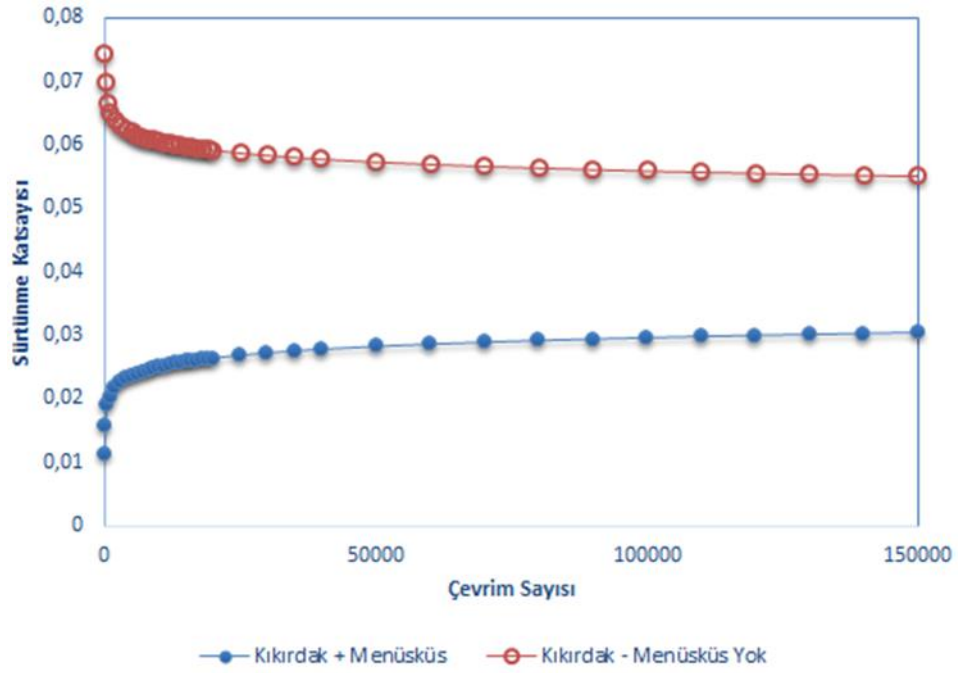


Şekil 5.9. a) Kuzu diz eklemine kalıplara sabitlenmesi b) Kuzu diz eklemine simülatöre bağlanması

#### 5.4.2. Deney sonuçları

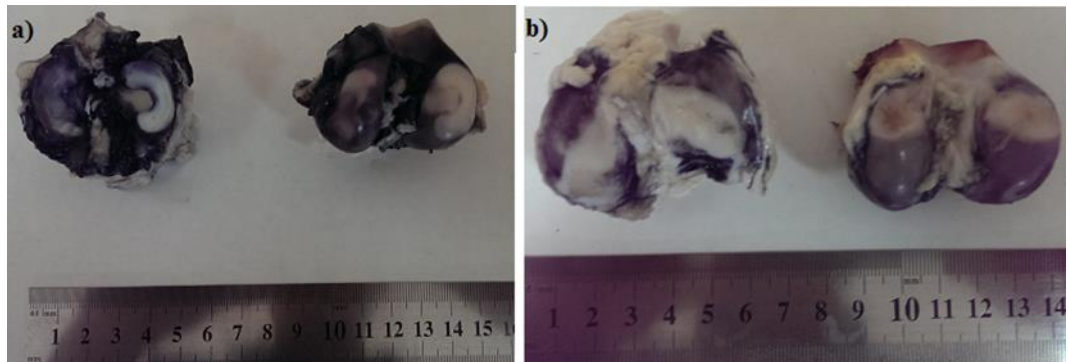
Deney kapsamında tasarımı ve imalatı gerçekleştirilen eklem simülatörü ile kuzu diz eklemi, simülatöre bağlanarak temel diz eklem hareketleri olan Flexiyon-Ektensiyon (FE), Anterior-Posterior İlerleme (AP) ve İçe-Dışa Dönme (IE) hareketleri uygulanmış ve diz eklemine sürtünme-aşınma davranışı incelenmiştir. Deneyler bovine serum yağlayıcı ortamında gerçekleştirilmiştir.

150 000 çevrim sonunda deneyin bitmesiyle birlikte kalıplar deney düzeneğinden ayrılarak eklem parçalarını sökme işlemine başlanmıştır. Deney süresince bilgisayar yardımıyla sürtünme katsayısı verileri de elde edilmiştir. Oluşturulan sürtünme katsayısı-çevrim grafiği Şekil 5.10.'da gösterilmiştir. Menüsküslü durumda sürtünme katsayısı yaklaşık olarak 0,03 değerinde ve menüsküssüz durumda ise 0,052 civarında olduğu görülmüştür. McCann vd (2009) [54] de yaptıkları çalışmada benzer şekilde menüsküs olmadığında sürtünme katsayısının arttığını göstermiştir.



Şekil 5.10. Menüsküslü ve menüsküssüz durum için kuzu diz eklemine sürtünme katsayıları

Kuzu diz eklemine menüsküsün aşınma miktarına etkisini değerlendirmek amacıyla yalnızca sürtünme katsayıları hesaplanmamış aynı zamanda temas yüzelerindeki değişimler de incelenmiştir. Bunun için temas yüzeyleri hint mürekkebiyle boyanmış ve deney sonucunda mürekkebin açıldığı bölgeler belirgin bir şekilde açık bir şekilde ortaya çıkmıştır (Şekil 5.11.).



Şekil 5.11. a) Menüsküslü b) menüsküssüz kuzu diz eklemi aşınma durumu

Simülasyon deneylerinden sonra diz eklemine menüsküsün bulunması durumunda özellikle medial bölümde hint mürekkebinin silinmiş olmasına karşın önemli bir aşınma meydana gelmediği bununla birlikte menüsküs olmadığı durumda ise bazı bölgelerde eklem kıkırdağının tamamen aşınıp kıkırdak altı kemik dokusunun ortaya

çıkıldığı görülmüştür. Bu da menüsektomi yapılan hastalarda kıkırdak dejenerasyonunun artması ile diz implant uygulaması ihtimalinin arttığı sonucuna varılabilir.

## BÖLÜM 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Proje kapsamında öncelikle farklı eklemlerin hareketlerinin uygulanabileceği ve böylece gerek doğal eklemlerde gerekse eklem implantlarındaki sürtünme-aşınma davranışlarının incelenebileceği çok amaçlı bir eklem simülatörü tasarlanarak imalatı gerçekleştirilmiştir. Tasarım esnasında testlerini yapmayı hedeflediğimiz eklemler göz önüne alınarak FZ, IE, FE, AD ve AP mekanizmaları bir makinede çalışabilecek hale getirilmiştir. İmalatı gerçekleştirilen bu simülatör ile diz, kalça, omurga, omuz, ayak bileği gibi diğer eklemlerin ve bu eklemlere uygulanan implantların da sürtünme-aşınma deneyleri gerçekleştirilebilecektir. Çalışma esnasında bu simülatörde eklem kıkırdağı sürtünme aşınma, kuzu kalça eklemi simülatör ve kuzu diz eklemi simülatör deneyleri yapılmıştır.

Hem eklem simülatörünün denenmesi hem de eklem kıkırdağının sürtünme-aşınma davranışının incelenmesi amacıyla ilk olarak pin-on-plate çalışması gerçekleştirilmiştir. Bu amaçla sığır eklem kıkırdağından hazırlanan numunelere dönme ve kayma hareketleri uygulanarak hem yağlayıcı olmaksızın hem de tuzlu su ve bovine serum ortamında eklem kıkırdağının sürtünme katsayısı ve aşınma miktarları incelenmiştir. Deneyler sonucunda kayma hareketi altında, bovine serum ortamında eklem kıkırdağında belirgin bir hasar oluşmadığı gözlenirken yağlayıcı olmayan ortamda kıkırdağın tamamen aşındığı gözlemlenmiştir. Yağlayıcı bulunduğu kayma hareketinde elde edilen sürtünme katsayısı ve aşınma faktörü değerleri, dönme hareketinde elde edilenlerden daha düşüktür. Bunun muhtemel nedeni, kayma hareketi sırasında pin ve plate numunelerinin birbirine göre hareketi nedeniyle yük uygulanan kısımların yük kalktıktan sonra tekrar yağlayıcı ile dolması ve bunun da sürtünme katsayısını ve buna bağlı aşınmayı azaltmasıdır. Bununla birlikte dönme hareketinde yükleme bölgesi değişmediğinden yağlayıcı bu bölgeden



dışarı hareket ederek sürtünme katsayısının ve buna bağlı olarak aşınmanın artmasına neden olmaktadır.

Daha sonra kasaptan taze olarak elde edilen kuzu kalça eklemleri ile eklem simülatörü çalışması gerçekleştirilmiştir. Kuzu kalça eklemi oluşturulan asetabulum ile uyluk başı bölgeleri, hazırlanan kalıplara ayrı ayrı sabitlenerek bu kalıplar simülatöre bağlanmıştır. Simülatörün PLC ekranından kalça eklemine fleksion-ektension, abduction-adduction ve internal-external rotation hareketleri girilerek deneyler gerçekleştirilmiştir. İki adet deney konfigürasyonu uygulanmış ve yağlayıcı bulunmaması durumunda ve bovine serum ortamında kalça eklemine sürtünme ve aşınma davranışı incelenmiştir. Yapılan deneylerde 20 000 çevrim sonrasında yağlayıcı olmayan ortamda kalça eklemi sürtünme katsayısının yaklaşık 0,2 ye çıktığı bununla birlikte bovine serum ortamında ise sürtünme katsayısının yaklaşık 0,05 civarında olduğu görülmüştür. Kalça eklemine aşınma bölgeleri incelendiğinde ise yağlayıcı bulunmadığında eklemi kaplayan kıkırdağın tabakasının tamamen aşınıp kıkırdak altı kemik dokusunun ortaya çıktığı gözlenmiştir.

Son olarak kuzu diz eklemleri ile eklem simülatörü çalışması gerçekleştirilmiştir. Kuzu diz eklemi oluşturulan alt uyluk ile üst kaval kemikleri, hazırlanan kalıplara ayrı ayrı sabitlenerek bu kalıplar simülatöre bağlanmıştır. Menüsküsün etkisini incelemek amacıyla ilk çalışmada menüsküs korunarak diz eklemi bütün halinde kalıplara bağlanmıştır. İkinci çalışmada ise bir neşter yardımıyla menüsküs alınarak eklem kıkırdağı açığa çıkarılmıştır. Simülatörün PLC ekranından kalça eklemine fleksion-ektension, anterior-posterior translation ve internal-external rotation hareketleri girilerek deneyler gerçekleştirilmiştir. Yapılan deneylerde 150 000 çevrim sonrasında menüsküslü durumda diz eklemi sürtünme katsayısının yaklaşık 0,03 değerinde olduğu ve menüsküsün alınması durumunda bu değer yaklaşık 0,052'ye yükseldiği görülmüştür. Diz eklemine aşınma bölgeleri incelendiğinde ise menüsküsün eklemi koruduğu ve önemli bir aşınma meydana gelmediği bununla birlikte menüsküsün çıkarılmasıyla bazı bölgelerde eklem kıkırdağının tamamen aşındığı ve kıkırdak altı kemik dokusunun ortaya çıktığı gözlenmiştir.

## KAYNAKÇA

- [1] Mow V C, Kuei S C, Lai, W M, Armstrong C G. Biphasic creep and stress relaxation of articular cartilage in compression: theory and experiments. *J. Biomechanical Engineering*, 1980, 102, 73–84.
- [2] Mavraki A, Cann P M. Friction and lubricant film thickness measurements on simulated synovial fluids. *Proc. Inst. Mech. Engs., Part J, J Eng. Tribology*, 2009, 223 (J3), 325-335.
- [3] Caligaris M, Ateshian G A. Effects of sustained interstitial fluid pressurization under migrating contact area, and boundary lubrication by synovial fluid, on cartilagefriction. *OsteoarthritisCartilage*, 2008, 16, 1220-1227.
- [4] Ateshian G A. The role of interstitial fluid pressurization in articular cartilage lubrication. *J Biomechanics*, 2009, 42(9), 1163-1176.
- [5] Ateshian G A. A theoretical formulation for boundary friction in articular cartilage. *J. Biomech. Eng.*, Trans ASME 1997, 119, 81-86.
- [6] Swanson S A V. Adult Articular Cartilage, eds. M. A. R. Freeman (Pitman Medical, London, 1979), 415.
- [7] Forster H, Fisher J. The influence of loading time and lubricant on the friction of articular cartilage. *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]*, 1996, 210, 109-119.
- [8] Malcom L L. An experimental investigation of the frictional and deformational responses of articular cartilage interfaces to static and dynamic loading. Ph.D. thesis, 1976, University of California, San Diego.
- [9] Fung Y C. *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. New York: Springer-Verlag 1981.
- [10] U. S. Department of Health and Human Services. Physical activity and health: A report of the surgeon general Atalanta: U.S. Department of Health and Human Services, Centers for Disease Control and Prevention, National Center for Chronic Disease Prevention and Health Promotion, 1996
- [11] Hatze, H(1974). The meaning of the term: “Biomechanics.” *Journal of Biomechanics*, 7, 189-190.

- [12] Corbin, C., & Eckert, H.M. (1990). The evolving undergraduate major. 61st Annual Meeting of American Academy of Physical Education Papers. April, 18-19, 1989, Boston, MA.
- [13] Atwater, A.E.(1980). Kinesiology/biomechanics: Perspectives and trends. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 51, 193-218.
- [14] Dotson, C. O. (1980). Logic of questionable density. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 51, 23–36.
- [15] Harris, J.C. (1993). Using kinesiology: A comparison of applied veins in the subdisciplines. *Quest*, 45, 389-412.
- [16] Çilingir, A.Ç. Doku ve Eklem Mekaniği, Sakarya Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Bölümü, Ders Notu
- [17] Currey, J.D. (2002). *Bones: Structure and Mechanics*. Princeton, NJ: Princeton University Press.
- [18] *Bones: Structure and Mechanics*, John D. Currey Princeton University Press, 2002
- [19] Bartel, D.L, Davy, D.T., Keaveny, T.M. (2006). *Orthopaedic Biomechanics: Mechanics and Design in Musculoskeletal Systems*. New York: Pearson Prentice Hall
- [20] <http://www.biyolojisisitesi.net/uniteler/destek-ve-hareket/sungerimsi-kemik.html> Erişim Tarihi: 01.10.2018
- [21] Stockwell, R.S. (1979). *Biology of Cartilage Cells*. Cambridge, UK: Cambridge University Press.
- [22] Helminen, H.J., Kiviranta, I., Tammi, M., et al. (Eds.) (1987). *Joint Loading: Biology and Health of Articular Structures*. Bristol, UK: Wright and Sons, Publishers.
- [23] Ateshian, G.A., Warden, W.H., Kim, J.J., et al. (1997). Finite deformation biphasic material properties of bovine articular cartilage from confined compression experiments. *J Biomech*, 30, 1157.
- [24] Fosang, A.J., Hardingham, T.E. (1996). Matrix proteoglycans. In W.D. Comper (Ed.) *Extracellular Matrix* (Vol. 2). Amsterdam, x Netherlands: Harwood Academic Publishers, 200–229.
- [25] Bateman, J F., Lamande, S.R., Ramshaw, J.A.M. (1996). Collagen superfamily. In W.D. Comper (Ed.): *Extracellular Matrix* (Vol. 2). Amsterdam, Netherlands: Harwood Academic Publishers, 2267.

- [26] Mow, V.C., Ratcliffe, A. (1997). Structure and function of articular cartilage and meniscus. In V.C. Mow, W.C. Hayes (Eds.). *Basic Orthopaedic Biomechanics* (2nd ed.). Philadelphia: Lippincott–Raven Publishers, 113–177.,
- [27] Buckwalter, J.A., Glimcher, M.J., Cooper, R.R., ve arkl. (1995). Bone biology. Part I: Structure, blood supply, cells, matrix and mineralization. Part II: Formation, form, remodelling and regulation of cell function. (Instructional Course Lecture). *J Bone Joint Surg*, 77A, 1256–1289.
- [28] Muir, H. (1983). Proteoglycans as organizers of the extracellular matrix. *Biochem Soc Trans*, 11, 613.
- [29] Sweet, M.B.E., Thonar, E.J.-M.A., Marsh, J. (1979). Age-related changes in proteoglycan structure. *Arch Biochem Biophys*, 198, 439–448.
- [30] [www.eklem.org/kalca-eklemi.html](http://www.eklem.org/kalca-eklemi.html) , Erişim Tarihi: 20.04.2019
- [31] J. Sobotta, 1903, İnsan Anatomisi Atlası 1-2-3
- [32] Margareta Nordin Victor H. Frankel, *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*
- [33] Holdsworth, F.W. (1963). Fractures, dislocations, and fracturedislocations of the spine. *J Bone Joint Surg Br*, 45B, 6–20.
- [34] Denis, F. (1983) The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. *Spine*, 8, 817–831
- [35] <https://www.spineuniverse.com/anatomy/vertebral-column>, Erişim Tarihi: 23.04.2019
- [36] <https://reachmd.com/news/review-stages-of-osteoarthritis-of-the-knee/506/> Erişim Tarihi : 28.04.2019
- [37] <https://www.birmingham.ac.uk/research/activity/mds/projects/ii/rapid/what.aspx> Erişim Tarihi: 29.04.2019
- [38] <https://www.epainassist.com/joint-pain/avascular-necrosis-or-osteonecrosis> Erişim Tarihi: 28.04.2019
- [39] [www.amti.biz/tms-guide.aspx#](http://www.amti.biz/tms-guide.aspx#), Erişim Tarihi: 10.04.2019
- [40] Çilingir, A. Ç. Doğal kalça mafsalı ve yapay protezlerinde temas mekaniklerinin bilgisayar destekli incelenmesi, Sakarya Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Bölümü, Doktora Tezi. 2008
- [41] [http://tuncaycentel.com/mov\\_hip1.htm](http://tuncaycentel.com/mov_hip1.htm) Erişim Tarihi: 30.04.2019

- [42] Bible, J.E., Biswas, D.B.A., Miller, C.P., et al. (2010). Normal functional range of motion of the lumbar spine during 15 activities of daily living. *J Spinal Disord Tech*,23, 106–112.
- [43] Roozmon, P., Gracovetsky, S. A., Gouw, G. J., et al. (1993). Examining motion in the cervical spine. I: Imaging systems and measurement techniques.*J Biomed Eng*,15, 5–12.
- [44] Penning, L. (1978). Normal movements of the cervical spine. *Am J Roentgenol*,130, 317–326.
- [45] Dvorak, J., Froehlich, D., Penning, L., et al. (1988). Functional radiographic diagnosis of the cervical spine: Flexion/extension. *Spine*,13, 748–755.
- [46] Frobin, W., Leivseth, G., Biggemann, M., et al. (2002). Sagittal plane segmental motion of the cervical spine. A new precision measurement protocol and normal motion data of healthy adults.*Clin Biomech*,17, 21–31.
- [47] Reitman, C. A., Mauro, K. M., Nguyen, L., et al. (2004). Intervertebral motion between flexion and extension in asymptomatic individuals. *Spine*,29, 2832–2843.
- [48] Northwood E, Fisher J. A multi-directional in vitro investigation into friction, damage and wear of innovative chondroplasty materials against articular cartilage. *Clinical Biomechanics*, 2007, 22, 834-842.
- [49] Schmidt T A, Sah R L. Effect of synovial fluid on boundary lubrication of articular cartilage. *Osteoarthritis and Cartilage*, 2007, 15, 35-47.
- [50] Merkher Y, Sivan S, Etsion I, Maroudas A, Halperin G, Yosef A. A rational human joint friction test using a human cartilage-on-cartilage arrangement. *Tribology Letters*, 2006, 22(1), 29-36.
- [51] Tao C, Dangsheng X. Biotribological Properties of Natural Swine Joint Cartilage. Proceedings of CIST 2008, Beijing, China.
- [52] Lopes J L, Machado J M, Castanheira L, Granja P L, Gama F M, Dourada F, Gomes J R. Friction and wear behavior of bacterial cellulose against articular cartilage. *Wear*, 2011, 271, 2328-2333.
- [53] Stachowiak G W, Batchelor A W, Griffiths L J. Friction and wear changes in synovial joints, *Wear*, 1994, 171(2), 135-142.
- [54] McCann L, Ingham E, Jin Z, Fisher J. Influence of the meniscus on friction and degradation of cartilage in the natural knee joint. *Osteoarthritis and Cartilage*, 2009, 17, 995-1000.

## **ÖZGEÇMİŞ**

İbrahim ÇINAR 25.02.1990'da Bolu'da doğdu. İlk, orta ve lise eğitimini Bolu'da tamamladı. 2008 yılında İzzet Baysal Anadolu Lisesi'nden mezun oldu. 2008 yılında başladığı Mustafa Kemal Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü'nü 2012 yılında bitirdi. 2012 yılında Sakarya Üniversitesi Makine Tasarım ve İmalat Bölümü'nde yüksek lisans eğitimine başladı. Çeşitli firmalarda görev yaptıktan sonra 2015-2016 yıllarında askerlik görevini yaptı. Şu an 2017 yılında göreve başladığı Yıldız Yatırım Holding bünyesinde Mudurnu Tesisinde mekanik bakım mühendisi olarak görev yapmaktadır.