

T.C.  
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DOĞAL KALÇA MAFSALI VE YAPAY  
PROTEZLERİNDE TEMAS MEKANİKLERİNİN  
BİLGİSAYAR DESTEKLİ İNCELENMESİ**

**DOKTORA TEZİ**

**Mak.Yük.Müh. Ahmet Çağatay ÇİLİNGİR**

**Enstitü Anabilim Dalı : MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ**  
**Enstitü Bilim Dalı : MAKİNA TASARIM VE İMALAT**  
**Tez Danışmanı : Prof. Dr. Vahdet UÇAR**

**Nisan 2008**

T.C.  
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DOĞAL KALÇA MAFSALI VE YAPAY  
PROTEZLERİNDE TEMAS MEKANİKLERİNİN  
BİLGİSAYAR DESTEKLİ İNCELENMESİ

DOKTORA TEZİ

Mak.Yük.Müh. Ahmet Çağatay ÇİLİNGİR

Enstitü Anabilim Dalı : MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ

Enstitü Bilim Dalı : MAKİNA TASARIM VE İMALAT

Bu tez 11 / 04 /2008 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Oybirliği ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Kemal DURAK  
Jüri Başkanı

Prof. Dr. Vahdet UÇAR  
Tez Danışmanı

Prof. Dr. Nurettin YAVUZ  
Üye

Doç. Dr. Recep KOZAN  
Üye

Yrd. Doç. Dr. Nursan DEDE ÇINAR  
Üye

## TEŞEKKÜR

Doktora çalıőmam boyunca beni yönlendiren, destekleyen, tavsiyelerde bulunan ve en önemlisi de bana bu olanağı tanıyan danıőman hocam Prof. Dr. Vahdet UÇAR' a çok teşekkür ederim. Çalıőmamın Leeds Üniversitesi/İngiltere'deki kısmında danıőmanlıđımı yapan Prof. Dr. ZhongMin Jin'e ve yine Leeds niversitesindeki araőtırmalarımnda bana büyük destek olan çalışma arkadaőım Dr. Ito UDOFIA'ya teşekkür ederim. Ayrıca İlgiltere'deki çalıőmamı NATO A2 bursu ile maddi olarak kısmen destekleyen TUBİTAK'a teşekkür ederim.

Fakat en önemlisi aileme; anneme, babama ve ablama teşekkür ediyorum, onların desteği olmasaydı bunu baőaramazdım. Teőekkürler.

Ve bu tezi, lisansüstü eğitimime devam edip akademik kariyer yapmamı tavsiye eden değerli büyüğüm Mehmet Ő. YEŐİLOĐLU'na ithaf ediyorum.

# İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	ii
İÇİNDEKİLER .....	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ .....	x
TABLolar LİSTESİ.....	xvi
ÖZET.....	xviii
SUMMARY.....	xix
BÖLÜM 1.	
GİRİŞ.....	1
BÖLÜM 2.	
LİTERATÜR TARAMASI.....	3
2.1. Kemik.....	3
2.1.1. Uyluk kemiği ve kalça mafsalının makro yapısı.....	3
2.1.2. Mikro-yapı.....	7
2.1.3. Ultra-yapı.....	9
2.1.4. Mekanik özellikler.....	11
2.1.4.1. Kortikal kemik.....	11
2.1.4.2. Kıkırdak altı kemik.....	13
2.1.4.3. Süngerimsi kemik.....	13
2.2. Kalça Mafsalının Yapısı.....	16
2.2.1. Sinoviyal mafsalın ana yapısı.....	16
2.2.2. Uyumsuzluk ve küresellik.....	18
2.2.3. Geometri.....	19
2.3. Biyomekanik.....	19

2.3.1. İnsan yürüyüşü.....	19
2.3.2. Hareket aralığı.....	21
2.3.3. Mafsal kuvvetleri.....	21
2.3.4. Kaslar.....	23
2.4. Mafsal Hastalıkları.....	25
2.4.1. Osteoartroz.....	25
2.4.2. İltihaplı romatizma.....	26
2.4.3. Eklem kaynaması.....	26
2.4.4. Avasküler nekroz.....	27
2.5. Kalça Yenileme.....	28
2.6. Mafsal Yenileme Malzemeleri.....	30
2.6.1. Biyo-malzemeler.....	30
2.6.2. Metaller.....	31
2.6.3. Polimerler.....	33
2.6.4. Kemik çimentoları.....	34
2.6.5. Seramikler ve camlar.....	35
2.6.6. Kompozitler.....	35

### BÖLÜM 3.

DOĞAL KALÇA MAFSALLARI.....	36
3.1. Giriş.....	36
3.2. Malzeme Ve Geometri.....	43
3.3. Eksen Simetri Sonlu Eleman Modelleri.....	44
3.3.1. Sonlu eleman analizleri.....	46
3.3.1.1. Sonlu eleman modellerinin karşılaştırılması.....	46
3.3.1.2. Ağ yapısı yoğunluğunun temas mekaniklerine etkisi.....	48
3.3.1.3. Kalça çukuru eklem kıkırdağı kalınlığının temas mekaniklerine etkisi.....	48
3.3.1.4. Yüklemenin temas mekaniklerine etkisi.....	49
3.3.1.5. Kalça mafsalında gerilme dağılımı.....	50
3.3.1.6. Kemik kalitesinin temas mekaniklerine etkisi.....	53
3.4. Anatomik Sonlu Eleman Modeli.....	54

3.4.1. BT taramalarından SE modelin elde edilmesi .....	55
3.4.2. Kalça mafsasında kas-iskelet yükleme durumu.....	57
3.4.2.1. Kas-iskelet modelinin düzenlenmesi.....	57
3.4.2.2. Kas-iskelet yüklerinin hesaplanması.....	59
3.4.2.3. Elde edilen kas-iskelet yükleme durumu.....	60
3.4.3. Sonlu eleman analizleri.....	61
3.5. Sonuçlar.....	64

## BÖLÜM 4.

KALÇA MAFSALINDA YARI YÜZEY YENİLEME.....	65
4.1. Giriş.....	65
4.2. Lineer Elastik Eksen Simetri Modelleri .....	70
4.2.1. Sonlu eleman yöntemi.....	71
4.2.2. Sonlu eleman analizleri.....	74
4.2.2.1. Sonlu eleman modellerinin karşılaştırılması.....	74
4.2.2.2. Radyal açıklığın temas mekaniklerine etkisi.....	76
4.2.2.3. Ağ yapısı yoğunluğunun temas mekaniklerine etkisi.....	77
4.2.2.4. Yüklemenin temas mekaniklerine etkisi.....	78
4.2.2.5. Eklem kırırdağı kalınlığının temas mekaniklerine etkisi.....	78
4.2.2.6. Mafsaldaki gerilme dağılımı.....	79
4.2.2.7. Kemik kalitesinin temas mekaniklerine etkisi.....	82
4.3. Anatomik Sonlu Eleman Modeli.....	83
4.4. Poro Elastik Eksen Simetri Modelleri.....	87
4.4.1. İki fazlı malzeme özellikleri.....	89
4.4.2. Temas yüzeyinde akış koşullarının belirlenmesi.....	90
4.4.3. Lineer elastik ve poro elastik modellerin karşılaştırılması.....	91
4.4.3.1. Radyal açıklığın temas mekaniklerine etkisi.....	92
4.4.3.2. Yüklemenin temas mekaniklerine etkisi.....	93
4.4.3.3. Mafsaldaki gerilme dağılımı.....	94
4.4.3.4. Eklem kırırdağı kalınlığının temas mekaniklerine etkisi.....	95

4.4.4. Sıvı basıncı dağılımı.....	95
4.5. Protez Malzemesinin Temas Mekaniklerine Etkisi.....	96
4.5.1. Malzeme ve geometri.....	97
4.5.2. Sonlu eleman analizleri.....	98
4.5.2.1. Radyal açıklığın temas mekaniklerine etkisi.....	99
4.5.2.2. Yüklemenin temas mekaniklerine etkisi.....	100
4.5.2.3. Gerilme dağılımı.....	100
4.5.2.4. Eklem kırırdağı kalınlığının temas mekaniklerine etkisi.....	101
4.6. Sonuçlar.....	103

## BÖLÜM 5.

KALÇA MAFSALINDA KOMPLE YÜZEY YENİLEME.....	106
5.1. Giriş.....	106
5.1.1. Kalça yüzey yenileme.....	110
5.2. Malzeme ve Geometri.....	113
5.3. Sonlu Eleman Metodu.....	116
5.3.1. Temas mekaniği modelleme.....	116
5.4. Eksen Simetri Sonlu Eleman Modelleri.....	119
5.4.1. Sonlu eleman modellerinin karşılaştırılması.....	123
5.4.2. Ağ yapısı yoğunluğunun temas mekaniklerine etkisi.....	124
5.4.3. Sonlu eleman modeli ve teorik modelin karşılaştırılması.....	125
5.4.4. Radyal açıklığın temas mekaniklerine etkisi.....	126
5.4.5. Yüklemenin temas mekaniklerine etkisi.....	128
5.4.6. Kemikteki gerilme dağılımı.....	129
5.4.7. Kemik kalitesinin temas mekaniklerine etkisi.....	132
5.4.8. Kalça çukuru kabı sabitlenmesinin temas mekaniklerine etkisi.....	133
5.4.9. Kalça çukuru kabı kalınlığının temas mekaniklerine etkisi ( $d_k$ ).....	135
5.4.10. Uyluk başı yarıçapının temas mekaniklerine etkisi ( $R_1$ ).....	136
5.5. Anatomik Sonlu Eleman Modeli.....	137
5.6. Sonuçlar.....	139

BÖLÜM 6.	
SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	141
6.1. Sonuçların Değerlendirilmesi.....	141
6.2. Öneriler.....	144
KAYNAKLAR.....	145
ÖZGEÇMİŞ.....	166



## SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

$\sigma_f$	: Maksimum gerilme
$\sigma_y$	: Akma gerilmesi
$\nu$	: Poisson oranı
$\mu$	: Sürtünme katsayısı
$u_\omega, u_\omega^\infty$	: Temas yüzeyinde ve referans sıvı basıncı
2B, 3B	: İki ve Üç boyutlu
a	: Yarı temas yarıçapı
AVN	: Avasküler nekroz
BT	: Bilgisayarlı tomografi
c	: Radyal açıklık
c.p.	: Saf maden
$d_0$	: Ortalama protez et kalınlığı
$d_1, d_2$	: Üst ve kenar kısımlarda protez et kalınlığı
E	: Elastik modül
F	: Abdüktör kuvveti
$\varepsilon_f$	: Kopma gerinimi
$\tau_f$	: Kopma kayma gerilmesi
G	: Kayma modülü
HA	: Hidroksiapatit
HDPE	: Yüksek yoğunluklu polietilen
$k_s$	: Sızıntı katsayısı
OA	: Osteoartrit, Osteoartroz
p	: Basınç dağılımı
$p_0$	: Maksimum temas basıncı
PCU	: Polikarbonat-üretan
PMMA	: Polimetilmetakrilit

POM	: Polioksümetil
PTFE	: Politetrafloretillen
PU	: Poliüretan
$R_1, R_2, R_e$	: Uyluk başı, Kalça çukuru ve eşdeğer yarıçaplar
$R_x, R_y$	: Yatay ve düşey mafsalsal temas kuvveti bileşenleri
SD	: Standart sapma
SE	: Sonlu elemanlar
t	: Eklem kıkırdağı kalınlığı
THA	: Total Hip Arthroplasty (Komple kalça yenileme ameliyatı)
THR	: Total Hip Replacement (Komple kalça yenileme)
UHMWPE	: Ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen
VH	: Vickers sertliği
$W, W_y$	: Vücut ağırlığı, yük
$\tau_y$	: Akma kayma gerilmesi
$\alpha_{eş}$	: Protez eğim açısı
$u_n$	: Temas yüzeyi normalinde sıvı hızı
$\varphi$	: Protez temas açısı

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1.	İnsana ait sağ uyluk kemiğinin ön (sol) ve arka (sağ) yüzeyleri....	5
Şekil 2.2.	Sol insan koksasının (leğen kemiği) yan (sol) ve orta (sağ) yüzeyleri.....	6
Şekil 2.3.	Uyluk üst kısmının bölmecik yapısı.....	6
Şekil 2.4.	Kemiğin mikro-yapısı.....	8
Şekil 2.5.	Dönen kontrplak yapısıyla osteon.....	8
Şekil 2.6.	Kolojen yapısı.....	10
Şekil 2.7.	İnsan kortikal kemiğinin gerilme-zorlanma karakteristiği.....	12
Şekil 2.8.	Numunenin çekme ve basma durumuna bağlı olarak trabeküler kemiğin akma zorlanması ve modülü.....	14
Şekil 2.9.	Süngerimsi kemiğin 0,3, 0,4 ve 0,5 bağıl yoğunlukları için gerilme-zorlanma grafiği.....	16
Şekil 2.10.	Kalça mafsalı.....	17
Şekil 2.11.	Uyluk başı (sol) ve kalça çukuruna (sağ) ait kırıklardaki kalınlık değişimi.....	17
Şekil 2.12.	İnsan yürüyüş çevriminin aşamaları.....	19
Şekil 2.13.	Yürüyüş sırasındaki yer tepki kuvvetleri.....	20
Şekil 2.14.	Sol bacadaki yüzeysel kaslar.....	24
Şekil 2.15.	Uyluk boynunun ön yüzeyinde yukarı ilerleyen atardamarlar.....	27
Şekil 2.16.	Kalça yenileme protez çeşitleri.....	29
Şekil 3.1.	Tipik eklem mafsalı diyagramı.....	36
Şekil 3.2.	Kalça mafsalının diyagramı.....	37
Şekil 3.3.	21 kas kuvvetinin, leğen kemiğine bağlanma yerleri.....	39
Şekil 3.4.	Kalça röntgen filmi üzerinde 17 anatomik noktanın gösterilmesi.	41
Şekil 3.5.	Kalça mafsalındaki anatomik parametreler.....	42

Şekil 3.6.	Doğal kalça mafsalsının 3B (2B modelin simetri ekseninden 360° döndürülmesiyle oluşturulan) eksen simetri modeli.....	44
Şekil 3.7.	Doğal kalça mafsalsının eksen simetri sonlu eleman modeli: yükleme ve sınır şartları.....	45
Şekil 3.8.	3B sonlu eleman modelinde kalça çukuru kıkırdak yüzeyinde temas basıncı (MPa) dağılımı.....	47
Şekil 3.9.	2B ve 3B sonlu eleman modelleri için kalça çukuru eklem kıkırdağı yüzeyinde meydana gelen temas basınç dağılımlarının karşılaştırılması.....	47
Şekil 3.10.	Ağ yapısı yoğunluğunun, eklem kıkırdağı yüzeyinde elde edilen temas basıncı (MPa) dağılımına etkisi.....	48
Şekil 3.11.	Kalça çukuru eklem kıkırdağı kalınlığının, eklem kıkırdağı yüzeyinde elde edilen temas basıncı (MPa) dağılımına etkisi.....	49
Şekil 3.12.	Normal kalça mafsalsında yürüyüş çevriminde oluşan maksimum temas basınçları.....	50
Şekil 3.13.	Uyluk kemiğinde elde edilen von Mises gerilme (MPa) dağılımları.....	51
Şekil 3.14.	Leğen kemiğinde elde edilen von Mises gerilme (MPa) dağılımları.....	52
Şekil 3.15.	Kemik kalitesinin azalmasının, elde edilen temas mekaniklerine etkisi.....	53
Şekil 3.16.	BT resimlerinin ScanIP'ye aktarılması.....	55
Şekil 3.17.	Kalça mafsalsının 3B dilimlenmesi.....	56
Şekil 3.18.	ScanIP programıyla BT taramalarından elde edilen uyluk ve leğen kemiği 3B modelleri.....	56
Şekil 3.19.	Kalça mafsalsının I-DEAS ile elde edilen sonlu eleman modeli.....	57
Şekil 3.20.	Kalça kas yapısı karmaşık (sol) ve basitleştirilmiş (sağ) modellerinin karşılaştırılması.....	58
Şekil 3.21.	Uyluk kemiği için geliştirilen yükleme durumu.....	60
Şekil 3.22.	Doğal kalça mafsalsının üç boyutlu anatomik sonlu eleman modeli.....	62
Şekil 3.23.	Kalça çukuru eklem kıkırdağı yatak yüzeyinde meydana gelen temas basıncı (MPa) dağılımları.....	63

Şekil 4.1.	A- Ameliyat öncesi ve B-Ameliyat sonrası hemi-yüzey yenileme röntgen filmleri.....	66
Şekil 4.2.	A- Sapsız ve B- Saplı uyluk başı yüzey yenileme protezi.....	67
Şekil 4.3.	A- Ficat-Arlet III. aşama osteonekroz kalça mafsali filmi. B- Uzun sap kullanılan uyluk başı implantı ile hemi yüzey yenileme yapıldıktan sonra kalça mafsalinın filmi.....	69
Şekil 4.4.	Yarı yüzey yenileme kalça mafsalinın 3B (2B modelin simetri ekseninden 360° döndürülmesiyle oluşturulan) eksen simetri modeli.....	72
Şekil 4.5.	Kalça yarı yüzey yenileme protezinin sonlu eleman modeli.....	72
Şekil 4.6.	Yüzey yenileme kalça mafsalinın yükleme ve sınır şartlarını gösteren 2B eksen simetri SE modeli.....	73
Şekil 4.7.	3B sonlu eleman modelinde kalça çukuru kıkırdak yüzeyinde temas basıncı (MPa) dağılımı.....	75
Şekil 4.8.	2B ve 3B sonlu eleman modelleri için kalça çukuru eklem kıkırdağı yüzeyinde meydana gelen temas basınç dağılımlarının karşılaştırılması.....	75
Şekil 4.9.	Radyal açıklıktaki değişimin, elde edilen temas basınç dağılımına etkisi.....	76
Şekil 4.10.	Ağ yapısı yoğunluğunun, eklem kıkırdağı yüzeyinde elde edilen temas basıncı (MPa) dağılımına etkisi.....	77
Şekil 4.11.	Kalça çukuru eklem kıkırdağına temas yüzeyi boyunca meydana gelen temas basıncı dağılımına mafsali yükünün etkisi.....	78
Şekil 4.12.	Kalça çukuru eklem kıkırdağı kalınlığının, eklem kıkırdağı yüzeyinde elde edilen temas basıncı (MPa) dağılımına etkisi.....	79
Şekil 4.13.	Uyluk kemiğinde elde edilen von Mises gerilme (MPa) dağılımları.....	80
Şekil 4.14.	Leğen kemiğinde elde edilen von Mises gerilme (MPa) dağılımları.....	81
Şekil 4.15.	Kemik kalitesinde azalmanın, temas mekaniklerine etkisi.....	82
Şekil 4.16.	Uyluk protezi katı modelinin, uyluk kemiği modeline uygulanması.....	83

Şekil 4.17.	Yarı yüzey yenileme kalça mafsalsının üç boyutlu anatomik sonlu eleman modeli.....	85
Şekil 4.18.	a) 3B anatomik ve b) 3B eksen simetri modellerinde eklem kıkırdağı yüzeyinde elde edilen temas basınç dağılımları.....	85
Şekil 4.19.	2B ve 3B eksen simetri ile 3B anatomik modellerde kıkırdak yüzeyinde elde edilen temas basınçlarının karşılaştırılması.....	86
Şekil 4.20.	Eklem kıkırdağının mikro-yapısı.....	88
Şekil 4.21.	Temas yüzeyinde akış koşullarının belirlemede kullanılan iki yöntemin karşılaştırılması.....	91
Şekil 4.22.	Lineer elastik ve poro elastik modellerle kıkırdak yüzeyinde elde edilen temas basıncı dağılımlarının karşılaştırılması.....	92
Şekil 4.23.	Lineer elastik ve poro elastik modellerle kıkırdak yüzeyinde elde edilen maksimum temas basınçlarının radyal açıklık ile değişimi.	93
Şekil 4.24.	Lineer elastik ve poro elastik modellerle kıkırdak yüzeyinde elde edilen maksimum temas basınçlarının yükleme ile değişimi.....	93
Şekil 4.25.	Yarı yüzey yenileme kalça mafsalında eklem kıkırdağı boyunca von Mises gerilme dağılımı.....	94
Şekil 4.26.	Lineer elastik ve poro elastik modellerle kıkırdak yüzeyinde elde edilen maksimum temas basınçlarının eklem kıkırdağı kalınlığıyla değişimi.....	95
Şekil 4.27.	Eklem kıkırdağı boyunca meydana gelen sıvı basıncı dağılımı.....	96
Şekil 4.28.	Polikarbonat-üretan temas yüzeyi ile modüler Ti-Al uyluk protezi.....	98
Şekil 4.29.	Metal-kıkırdak ve metal-polikarbonat üretan modeller için eklem kıkırdağı temas yüzeyinde elde edilen a)temas basıncı ve b)sıvı basıncı dağılımları.....	99
Şekil 4.30.	Eklem kıkırdağında elde edilen a) maksimum temas basıncı ve b) sıvı basıncına rayda açıklığın etkisi.....	99
Şekil 4.31.	Eklem kıkırdağında elde edilen a) maksimum temas basıncı ve b) sıvı basıncına yüklemenin etkisi.....	100
Şekil 4.32.	Eklem kıkırdağında elde edilen a) maksimum temas basıncı ve b) sıvı basıncına eklem kıkırdağı kalınlığının etkisi.....	101

Şekil 4.33.	Kıkırdağın tamamen bozulması durumunda kıkırdak altı kemik dokusu yüzeyinde meydana gelen temas basıncı dağılımı.....	102
Şekil 5.1.	Sağlıksız kalça mafsalinın komple kalça yenilemeden önceki ve sonraki diyagramı.....	106
Şekil 5.2.	Metal-metal ve metal-PTFE THR diyagramları.....	108
Şekil 5.3.	a) Kalça mafsalında tipik yüzey yenileme uygulaması, b) birinci nesil metal-polietilen ve c) ikinci nesil metal-metal yüzey yenileme protezleri.....	111
Şekil 5.4.	Tipik kalça yüzey yenileme protezi.....	114
Şekil 5.5.	Kalça yüzey yenileme protezleri yatak elemanlarının temel boyutları.....	115
Şekil 5.6.	Basit leğen kemiği ve uyluk kemiğine uygulanan yüzey yenileme protezlerinin 3B SE modeli.....	117
Şekil 5.7.	Komple yüzey yenileme için 3B anatomik SE modeli.....	118
Şekil 5.8.	Küre-düzlem ve küre-çukur modelleri arasında koordinatların dönüşümü.....	119
Şekil 5.9.	(a) Yüzey yenileme parçalarını ve (b) Yükleme yönünü gösteren kalça yüzey yenileme protezinin sonlu eleman modeli.....	120
Şekil 5.10.	Yükleme ve sınır şartlarını gösteren basit leğen ve uyluk kemiklerine yerleştirilmiş yüzey yenileme protezleriyle eksen simetri sonlu eleman modeli.....	121
Şekil 5.11.	Kalça çukuru kap modelinin farklı dış yarıçaplarının şematik gösterimi.....	122
Şekil 5.12.	3B modelde kalça çukuru kabındaki temas basıncı dağılımı.....	123
Şekil 5.13.	3B ve 2B Eksen simetri sonlu eleman modellerinde temas merkezi civarında oluşan temas basınç dağılımının karşılaştırılması.....	124
Şekil 5.14.	Kalça çukuru kabında elde edilen temas basıncı dağılımı üzerine mesh yoğunluğunun etkisi.....	125
Şekil 5.15.	Eksen simetri sonlu eleman ve Hertz modellerinde oluşan temas basıncı dağılımlarının karşılaştırılması.....	125
Şekil 5.16.	Radyal açıklıktaki değişimin, elde edilen temas basınç dağılımına etkisi.....	127

Şekil 5.17.	Uyluk başı ve kalça çukuru kabı arasında küçük radyal açıklık durumunda meydana gelen kenar temasının gösterilmesi.....	128
Şekil 5.18.	Kalça yüzey yenileme protezlerinde temas yüzeyi boyunca meydana gelen temas basıncı dağılımına mafsal yükünün etkisi...	129
Şekil 5.19.	Uyluk parçası ve uyluk kemiğinde oluşan von Mises gerilme (MPa) dağılımı.....	130
Şekil 5.20.	Kalça çukuru kabı ve basit leğen kemiği parçalarında meydana gelen von Mises (MPa) gerilme dağılımı.....	131
Şekil 5.21.	Sonlu eleman modelinde azaltılan kemik kalitesinin, temas basıncı dağılımına etkisi.....	132
Şekil 5.22.	Azaltılan kemik kalitesinin, kalça çukuru kabında meydana gelen yer değiştirmeye etkisi.....	133
Şekil 5.23.	Kap-kemik ara yüzeyinin bağlı ya da bağlı olmama durumları için yatak yüzeyindeki Temas basıncı dağılımlarının karşılaştırılması.....	134
Şekil 5.24.	Farklı kalça çukuru kap kalınlıklarıyla elde edilen temas basıncı dağılımlarının karşılaştırılması.....	135
Şekil 5.25.	Farklı uyluk başı yarıçaplarıyla kurulmuş sonlu eleman modellerinde meydana gelen temas basınçlarının karşılaştırılması.....	136
Şekil 5.26.	Kalça çukuru kabı yatak yüzeyinde meydana gelen temas basıncı (MPa) dağılımları.....	138



## TABLolar LİSTESİ

Tablo 2.1.	İnsan kortikal kemiğinin elastik özellikleri.....	12
Tablo 2.2.	İnsan kortikal kemiğinin dayanım özellikleri.....	13
Tablo 2.3.	İnsan süngerimsi kemiğinin mekanik özellikleri.....	15
Tablo 2.4.	Normal bir yetişkindeki kalça hareketi.....	21
Tablo 2.5.	Leğen kemiğinin hareket ettiren kaslar.....	24
Tablo 2.6.	İkincil osteoartrit'in bilinen nedenleri.....	25
Tablo 2.7.	Protezlerde kullanılan metal ve alaşımlarının mekanik özellikleri	32
Tablo 2.8.	PMMA Çimento mekanik özellikleri.....	34
Tablo 3.1.	Doğal kalça mafsalı bileşenlerine ait lineer elastik malzeme özellikleri.....	43
Tablo 3.2.	Farklı sonlu eleman modelleri için doğal kalça mafsalının bileşenlerinde meydana gelen maksimum von Mises gerilmeleri.	53
Tablo 3.3.	Sonuçta elde edilen kalça kasları için yapılan basitleştirmelerin özeti.....	59
Tablo 3.4.	Farklı sonlu eleman modelleri için doğal kalça mafsalının bileşenlerinde meydana gelen maksimum von Mises gerilmeleri.	63
Tablo 4.1.	Uyluk başı osteonekroz için Ficat ve Arlet sınıflandırma sistemi.	66
Tablo 4.2.	Yarı yüzey yenileme kalça mafsalının lineer elastik malzeme özellikleri.....	71
Tablo 4.3.	Farklı sonlu eleman modelleri için yarı yüzey yenileme kalça mafsalının bileşenlerinde meydana gelen maksimum von Mises gerilmeleri.....	82
Tablo 4.4.	3B Anatomik ve 2B ve 3B eksen simetri sonlu eleman modelleri için yarı yüzey yenileme kalça mafsalının bileşenlerinde meydana gelen maksimum von Mises gerilmelerinin karşılaştırılması.....	87

Tablo 4.5.	Lineer elastik ve poro elastik modeller ile yarı yüzey yenileme kalça mafsalsının çeşitli bileşenlerinde elde edilen maksimum von Mises gerilmeleri.....	94
Tablo 4.6.	Metal-kıkırdak ve Polikarbonat üretilen-kıkırdak modellerinde elde edilen maksimum von Mises gerilmelerinin karşılaştırılması.....	101
Tablo 5.1.	Kalça yüzey yenileme parçalarının ve altındaki kemiğin malzeme özellikleri.....	115
Tablo 5.2.	Kalça yüzey yenileme protezlerinin geometrik parametreleri.....	121
Tablo 5.3.	Çeşitli sonlu eleman modelleriyle elde edilen maksimum von Mises gerilmeleri.....	131
Tablo 5.4.	3B Anatomik ve 2B ve 3B eksen simetri sonlu eleman modelleri için komple yüzey yenileme kalça mafsalsının bileşenlerinde meydana gelen maksimum von Mises gerilmelerinin karşılaştırılması.....	139

## ÖZET

Anahtar kelimeler: Biyo-mekanik, Kalça eklemi, SE yaklaşımı, Temas mekaniği

Bu çalışmada doğal kalça mafsalı ve yapay yüzey yenileme protezlerinin üç boyutlu gerçek anatomik, iki ve üç boyutlu eksen simetri sonlu eleman modelleri oluşturularak temas mekanikleri incelenmiştir. Hesaplama zamanının kısalığı nedeniyle iki boyutlu eksen simetri sonlu eleman modelleri kullanılarak ağ yapısı yoğunluğu, yük artışı, radyal açıklık, eklem kıkırdağı veya kap kalınlığı gibi faktörlerin temas mekaniklerine etkisi araştırılmıştır.

Doğal kalça mafsalında incelenen parametreler arasında temas mekaniklerini en çok etkileyen faktörün yük artışı olduğu görülmüştür. Komple kalça yüzey yenilemede temas mekaniklerini en çok etkileyen parametrenin radyal açıklık olduğu belirlenmiştir. Kalça yarı yüzey yenilemede ise hem yükdeki hem de radyal açıklıkdaki artış, temas mekaniklerini önemli ölçüde etkilemiştir.

Kemik dokularında medyana gelen gerilmeler incelendiğinde yalnızca uyluk kısmına protez takılmasıyla bir miktar gerilme korunumu meydana geldiği komple kalça yüzey yenileme ile gerilme korunumunun biraz daha arttığı ancak elde edilen tüm bu değerlerin, komple kalça yenilemede elde edilen değerlerden düşük olduğu görülmüştür.

Klinik çalışmalar kalça yarı yüzey yenileme ameliyatları sonrasında metal proteze karşı doğal eklem kıkırdağının bozulduğunu ve bu durumun hastalarda ağrıyı çoğunlukla engelleyemediğini göstermiştir. Bu nedenle uyluk protezi temas yüzeyinde daha yumuşak olan elastomerik bir malzeme kullanılarak temas mekanikleri incelenmiş ve metal proteze göre temas basıncında önemli ölçüde azalma olduğu ortaya konulmuştur.

# **CONTACT MECHANICS ANALYSIS OF NATURAL HIP JOINTS AND THEIR ARTIFICIAL IMPLANTS**

## **SUMMARY**

Key Words: Biomechanics, Hip joint, FE method, Contact mechanics

Contact mechanics of natural hip joint and their artificial implants were investigated by using three dimensional anatomic and two and three dimensional axisymmetric finite element models in this study. Also two dimensional axisymmetric finite element models were created to investigate the effects of mesh size, loading, radial clearance, thickness of articular cartilage or cup etc. on contact mechanics of hip joint.

It was concluded that loading has the most significant effect on contact mechanics of natural hip joint, loading and radial clearance have the most significant effect on contact mechanics of hemi-resurfacing arthroplasty of hip joint and radial clearance has the most significant effect on contact mechanics of metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty.

Stress analysis on bone were demonstrated that the stress shielding was occurred by implanting of femoral component and stress shielding has increased by using prosthesis in both sides of hip joint. However, stress shielding observed in both hemi-resurfacing and total resurfacing arthroplasty was lower than observed in total hip replacements.

Clinical studies on hemi-resurfacing arthroplasty were indicated that a metal component on natural articular cartilage causes cartilage degeneration and thigh pain. Therefore, a compliant elastomeric material was applied to bearing surface of femoral component and a significant reduction in the predicted contact pressure on articular cartilage was observed by using this design.

## **BÖLÜM 1. GİRİŞ**

Osteoartrit (OA) genellikle bir kıkırdak hastalığı olarak ele alınmaktadır. Bununla birlikte OA'nın ilk belirtilerinin kemikle ilgili olduğu da düşünülmektedir. Eklem mafsalinın temas yüzeylerini örten kıkırdağın sağlığı, alttaki kemiğin mekanik özelliklerinden etkilenmektedir. Eğer kemik, üzerine gelen yükleri tolere edemeyecek duruma gelirse eklem kıkırdağında oluşan gerilmeler artacağından bu durum kıkırdak dokusunun bozulmasına yol açar. Kıkırdağın yapısında çok az sayıda hücre bulunur ve bunlar da kıkırdak altı kemik dokusuna yakın yerlerde dir. Bu nedenle eklem kıkırdağı bir kere bozulmaya başladığında yenilenmesi oldukça zordur. Sonuç olarak eklem kıkırdağının bozulmasına karşı yapılacak tedaviler sınırlıdır ve kalça mafsalinın protez kullanarak kısmen veya tamamen yenilenmesinden ibarettir.

Osteoartrit veya iltihaplı romatizma gibi hastalıklar sonucu bozulmuş kalça mafsalinın tedavisi için en etkin yol komple kalça yenileme ameliyatıdır (Total Hip Arthroplasty, THA). İşlevini kaybetmiş kalça mafsalinın protez kullanarak yenilenmesi ve böylece hastanın tekrar hareket edebilmesi ve ağrılarının giderilmesi sağlanır. Bu protezlerin başarılarına karşın kullanılan malzeme çifti arasındaki aşınma nedeniyle ömürleri, günümüz biyo-malzeme teknolojisine rağmen ortalama 20 yıl civarındadır. Bu nedenle komple kalça yenileme hastalarının yaş ortalaması 60 yaş civarında r ve daha genç hastalarda ikinci bir ameliyat gerekebilir. Ancak THA'da protezlerin yerleştirilmesi için önemli ölçüde kemik dokusu kesildiğinden ikinci bir ameliyatla protezlerin yerleştirilebilmesi için yeterli kemik kalmayabilir.

Bu durum cerrahları, klasik komple kalça yenileme ameliyatına alternatif bir yöntem geliştirmeye teşvik etmiştir. Bu yöntemlerden biri, daha sonraki muhtemel ameliyat için gerekli kemik dokusunu bırakan ve yalnızca hasara uğramış kıkırdağın temizlendiği kalça yüzey yenileme protezlerinin kullanılmasıdır. Komple kalça

yüzey yenilemede yalnızca uyluk başı ve kalça çukuru yüzeylerine protez yerleştirilir. Son zamanlarda metal-metal yatak çifti, komple kalça yüzey yenileme ameliyatlarında geniş ölçüde kullanılmaktadır.

Özellikle genç hastalarda osteonekroz gibi hastalıkların başlangıç aşamalarında yalnızca uyluk başı eklem kıkırdağının bozulması söz konusudur. Bu durumda sağlıklı olan kalça çukuru eklem kıkırdağının da çıkarılıp komple kalça yüzey yenileme ameliyatı gerçekleştirilmesi uygun olmayacaktır. Bu tip durumlarda kalça yarı-yüzey yenileme uygulanır. Kalça yarı-yüzey yenilemede yalnızca hastalıklı olan uyluk başı eklem kıkırdağı yerine uyluk başı protezi yerleştirilir böylece kalça çukuru kısmında doğal eklem kıkırdağı korunmuş olur.

Yüzey yenileme protezleri ile ilgili kısa vadeli raporlar oldukça ümit vericidir. Bununla beraber kalça yenileme protezlerinin uzun vadedeki davranışlarını daha iyi anlamamızı sağlayabilecek az sayıda mühendislik çalışması mevcuttur. Protez uygulandıktan sonra kalça mafsalının davranışını incelemek için öncelikle normal kalça mafsalındaki temas mekaniklerini bilmek gerekir. Böylece kullanılacak protezlerde, doğal kalçanın yönelimleri dikkate alınarak uygun tasarımlar yapılabilir.

Bu tez çalışması başlıca üç ana bölümden oluşmaktadır: Doğal kalça mafsalı, kalça yarı yüzey yenileme ve kalça komple yüzey yenileme. Bu üç farklı durum için oluşan temas mekaniklerinin incelenmesi için kalça mafsalına ait sonlu eleman modelleri oluşturularak analizler gerçekleştirilmiştir. Bunun için kalça mafsalının bilgisayarlı tomografi (BT) filmlerinden elde edilmiş üç boyutlu anatomik sonlu eleman modelinin yanında hesaplama süresini kısaltmak ve sonuçları karşılaştırmak için üç boyutlu ve iki boyutlu eksen simetri sonlu eleman modelleri de oluşturulmuştur.

## **BÖLÜM 2. LİTERATÜR TARAMASI**

### **2.1. Kemik**

Hayvanların iskelet yapısı milyonlarca yıllık doğal seleksiyonun sonucudur. Bunun sonucu olarak hareket sırasındaki yük iletimi ve dağılımı ve hayati organların korunması gibi problemler büyük ölçüde giderilmiştir. Kemik kelimesi hem iskeletin yapısal elemanlarını hem de bu elemanları meydana getiren malzemeyi ifade eder.

İnsan iskeletini oluşturan kemikler farklı şekil ve büyüklüktedir ve buna göre de vücutta farklı görevler üstlenirler. Örneğin eklemeleri oluşturan kemikler geniş bir hareket kabiliyetine ve meydana gelen büyük eğilme ve basma kuvvetlerini iletebilme özelliğine sahiptir. Bunun aksine kafatası, yaralanmalara karşı beyni korumak üzere gelişmiştir ve kutu şeklindedir. Orta kulaktaki kemikler insan vücudundaki en küçük kemiklerdir ve işlevi ise ses iletimini yerine getirmektir.

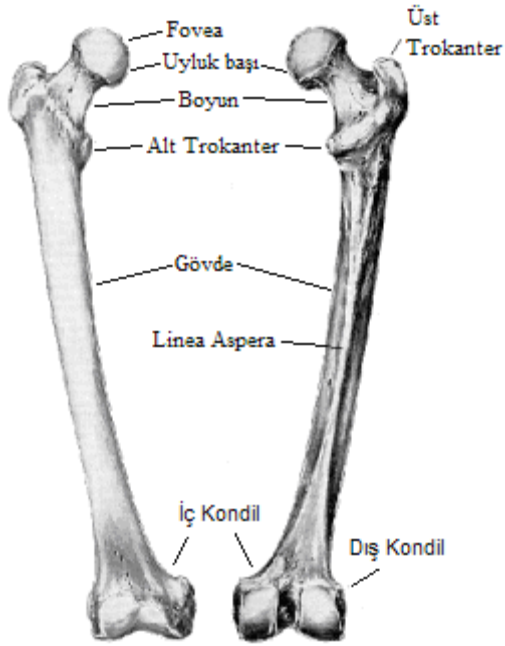
#### **2.1.1. Uyluk kemiği ve kalça mafsalının makro yapısı**

İnsan vücudunda başlıca iki kemik malzemesi mevcuttur. Kortikal, veya sert, kemik dokusu kemiğin yüzey tabakasını şekillendirir ve vücuttaki her kemiğin kabuğudur. Aynı zamanda vücuda gelen yükleri yataklayan kemiklerin uzun kuvvet kollarını oluşturur. Kabuğun eklem kırırdağını desteklediği yerdeki adına kırırdağ altı kemik dokusu denir ve ince bir kortikal kemik tabakası ve kireçli kırırdağ tabakasından oluşur. Süngerimsi kemik, uyluk gibi uzun kemiklerin ucunda bulunur ve omur ve leğen kemiği gibi diğer kemiklerin iç kısmını doldurur. Boru veya düzlemlerden oluşan hücreli bir yapıya sahiptir ve gözenekliliği %30 ila %90 arasına değişir. Genellikle uzay mühendisliğinde kullanılan sandviç bal peteği yapısına benzer

şekilde bu iki tip kemik dokusu kemiğin hafif olmasını sağlar. Bu yapı, eğilme zorlanması ve yük dağılımı bakımından en verimli yapıdır.

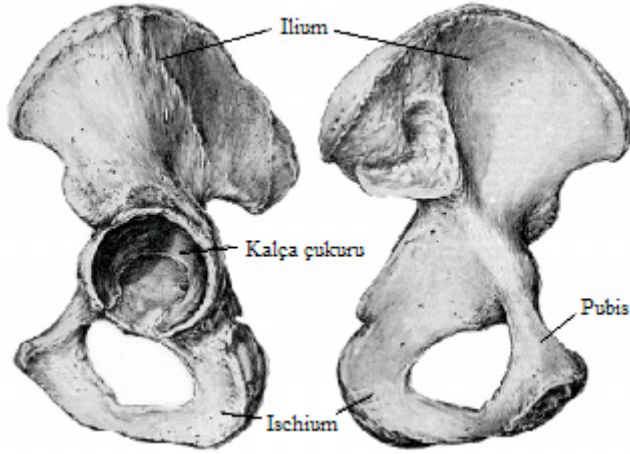
Çoğu uzun kemikte olduğu gibi uyluk kemiği, süngerimsi kemiği içeren geniş eklem uçlarıyla (epifiz) tüp şeklinde kortikal kemik gövdeden (diyafiz) meydana gelir (Şekil 2.1). Bu şekilde kortikal/süngerimsi yapının etkin bir kullanımı sağlanır. Epifizler çok farklı yönlerden gelen yükleri toplama ve aksel olarak yüklenen gövdeye iletme görevini üstlenirler. Bacak normal konumundayken uyluk gövdesi dik değildir: arkaya doğru yaklaşık  $5^\circ$  ve yana doğru yaklaşık  $6^\circ$  eğimlidir. Gövde düz değildir ve sagittal düzlemde dar bir 's' eğrisi çizer. Uyluk başının şekli küreye benzer ve kürenin üçte ikisi kadar büyüklüktedir. Küçük pürüzlü bir çukur (fovea) arka-alt bölgede bulunur ve burası uyluk başını besleyen kas ve damar bağlarının eklendiği bölgedir. Boyun eksenini uyluk başının geometrik merkezinden boynun en dar kısmının orta noktasına uzanan bir hattır ve gövde eksenine yaklaşık  $125^\circ$  açı yapar [1,2]. Bununla beraber komple kalça yenileme (THR) hastalarında ortalama açı yaklaşık  $130^\circ$  olmaktadır [3]. Bu açı erkek ve kadın leğen kemiklerinin farklılığından dolayı cinsiyete de bağlı olarak değişmektedir. Boynun, gövdeden öne doğru çapraz düzlemde orta-yan eksenle yaptığı açığa uyluk anteversiyonu denir. Bu açı oldukça değişkendir: normal bir kalçada ortalama anteversiyon  $13^\circ \pm 7^\circ$  olmaktadır [4] THR hastalarında ortalama anteversiyon oldukça yüksektir ve  $19^\circ \pm 9^\circ$  olmaktadır ve başka bir çalışmada ise ortalama  $24^\circ$  olup  $0^\circ$  ile  $45^\circ$  arasında değişim göstermektedir [3]. Boyun, büyük eksenini üst-ön'den alt-arkaya hizalanan bir elips şeklindedir. Ucu yaklaşık olarak uyluk başının merkeziyle aynı hizada olan büyük trokanter, uyluk gövdesinin yakın ucundan yana doğru uzanır. Abdüktör kasları için eklenme bölgesi oluşturur ve kalça mafsasında kasların meydana getirdiği momentleri artırır (Bölüm 2.3.4). Süngerimsi kemik dokusu, uyluk başını ve büyük trokanterden küçük trokanterin hizasına doğru olan bölgeyi doldurur. Uyluğun arka yüzünden başlayan bu küçük bölge, iliopsoas kas grubu için bağlanma bölgesidir. Uyluk gövdesinden uzaklaştıkça genişler ve iki kondil şeklinde çatallanır ve aynı zamanda süngerimsi kemik dokusuyla dolar. Bu biçim, diz mafsalı için eklem yüzeyi oluşturur.





Şekil 2.1. İnsana ait sağ uyluk kemiğinin ön (sol) ve arka (sağ) yüzeyleri [5]

İki koksadan meydana gelen leğen kemiği ince ve kavisli bir yapıya sahiptir (Şekil 2.2). İçi süngerimsi kemik dolu kortikal kabuk ile kaplı sandviç yapısı sayesinde eğilme yüklerini taşıması bakımından oldukça uygundur. Geniş yüzeyi omurgayı destekleyen ve kalça mafsalının hareketini oluşturan güçlü kaslar için bağlanma bölgeleri sağlar. Karın bölgesindeki organları destekleyen ve koruyan ikincil bir görevi daha vardır. Olgun bir yetişkindeki koksa, üç ayrı kemiğin birleşmesiyle şekillenir: ilium, ischium ve pubis. Bu üç kemik kalça mafsalı socketinin yani kalça çukurunun merkezinde birleşir. Normal kalça çukuru alt-orta kısmında geniş bir oyuk olan yarım küre şeklindedir. Alt-orta kısmı hariç çıkıntılı ve at nalı (hilal) şeklinde olan kalça çukuruna bağlı kırıldak altı kemik dokusuna sahiptir. Kalça çukurunun yönü ön-arka doğrultuda çekilen röntgenlerle genellikle anteversiyon ve eğik açılarla tanımlanır. Ne yazık ki radyologlar, cerrahlar ve anatomistler tarafından üç farklı açı tanımı yapılmaktadır [6]. Kalça çukuru düzleminin normali olan bu üç açı ölçüldüğünde [7] ve anteversiyon açısı  $24,3^{\circ} \pm 4,7^{\circ}$  olarak elde edilmiştir. Reynolds ve diğerleri bazı hastalarda kalça çukuru anteversiyonunu ölçmüşler ve azalan anteversiyon ile ( $21^{\circ}$  den  $14^{\circ}$  ye) kalça ağrısı arasında bir ilişki bulmuşlardır [8].



Şekil 2.2. Sol insan koksasının (leğen kemiği) yan (sol) ve orta (sağ) yüzeyleri [5]

Diğer bir özellik ise süngerimsi kemik dokusundaki bölmeciklerin yönü ve yoğunluğunun değişimidir. Örneğin uyluk başındaki bölmecik sistemi son derece organize edilmiştir çünkü bölmecikler maksimum gerilmelerle aynı yöndedir ve daha yüksek gerilme bölgelerinde daha kalındır (Şekil 2.3). Kesitte görüldüğü gibi kemikte iki kavis vardır; çekme olarak tanımlanan birincisi boynun üst kısmındaki kabuğa teğettir ve basma denilen ikincisi ise alt kabuğun içersine girmiştir ve aynı zamanda mahmuz olarak da bilinir. Benzer şekilde kalça çukurunun kenar bölgesindeki bölmecikler daha kalındır ve kenar bölgesi mafsallık kuvvetiyle doğrudan yüklendiği için kabuğun diğer bölgelerine göre daha yoğundur.



Şekil 2.3. Uyluk üst kısmının bölmecik yapısı

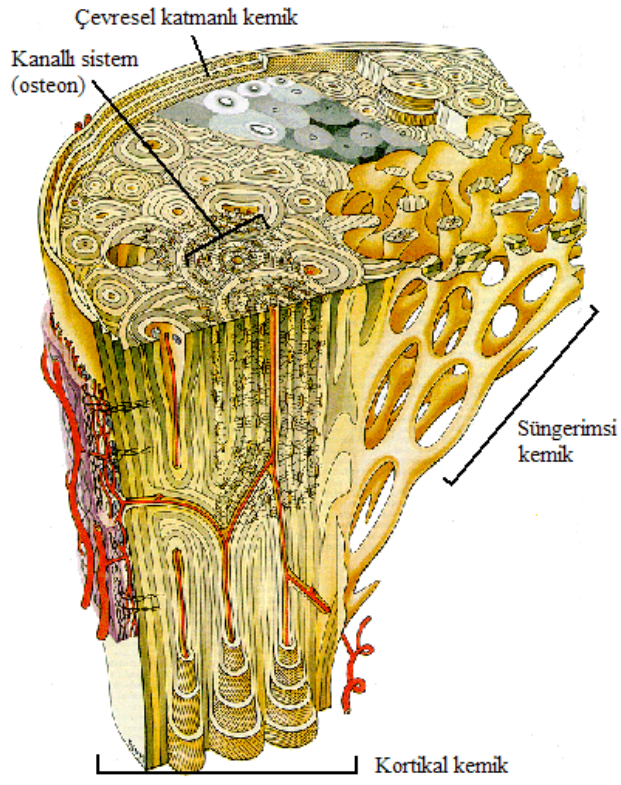
Günümüzde kabul edilen kompozit yapısına rağmen geniş mafsallarda yüzeylerindeki hesaplamaları basitleştirmesi nedeniyle 19. yüzyılda kullanılan grafik metoduna yeniden başvurulmaktadır [9]. Bu teori, aynı yükleme şartları altında aynı çerçevedeki homojen yapıda oluşan gerilmeleri verecek bir yapı önermektedir. Pauwels, insan diz mafsallı kesitindeki bölmecikli yapıya eş gerilme dağılımı oluşan elastik bir model ortaya koymuştur [10].

Süngerimsi kemikteki bölmecikler anatomik olarak buldukları bölgeye göre çubuk veya düzlem şeklindedirler. Bu nedenle kapalı hücreler genellikle küçük kan hücrelerine bağlı olmalarına karşın süngerimsi kemik dokusunun yapısı açık veya kapalı hücre olabilir. Hem süngerimsi hem de kortikal kemik dokusu oldukça damarlıdır ki bu da kemiğin hareketsiz bir doku olmadığını gösterir.

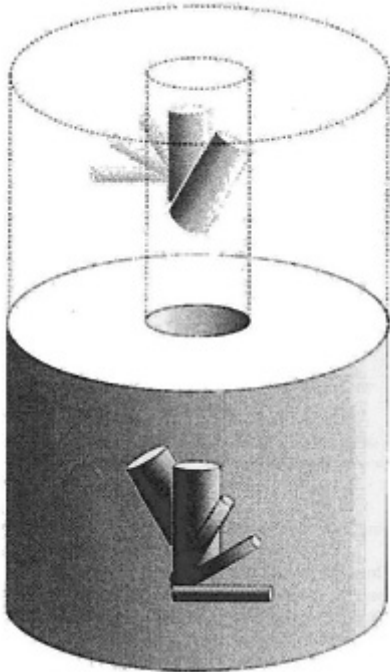
### **2.1.2. Mikro-yapı**

Kortikal ve süngerimsi kemik terimleri makro yapıyı göstermektedir. Mikro boyutta (Şekil 2.4) her ikisi de katmanlı ve örmeli karışımı bir kemik yapısına sahiptir.

Örmeli kemik hızla mineralleşebilir ve kemik kırılması sonrasında gelişirken şekillenebilir. Düzensiz, gevşek yapıda mineralleşmiş kolojen liflere sahiptir. Katmanlı kemik daha düzenli bir yapıya sahiptir ve mineralleşmiş kolojen lifler katman oluşturacak şekilde eksenel yönde hizalanmıştır. İnsanlarda bu katmanlar beş birimde gruplanarak her bir katman arasında liflerin 30° yön değiştirdiği ‘dönen kontrplak’ yapısını oluşturur (Şekil 2.5) [11]. İnsanlarda katmanlı kemik iki ana biçimde bulunur: osteonal ve çevresel. Çevresel katmanlı kemik endosteal ve periosteal yüzeylerde bulunur ve isminden de anlaşıldığı gibi kemiğin çevresini katmanlı levhalar halinde sarmaktadır.



Şekil 2.4. Kemğin mikro-yapısı [5]



Şekil 2.5. Dönen kontrplak yapısıyla osteon [12]

Osteon en ilginç kemik tipidir çünkü hem gelişim sırasında hem de kemiğin biçiminin değiştirilmesi sonucu olarak şekillenir. Levha katmanları, kan damarı etrafında her biri 3-7 µm kalınlığında yedi ila on iki adet eş merkezli silindir şeklinde sarılmıştır [5]. Bu silindirik motif, enine izotropik bir malzeme meydana getirerek kontrplak yapının asimetrikliğini bozar. İçersinde damar bulunduran tüp, Haversian kanal olarak bilinir ve hepsine kanallı sistem ya da osteon denilir. Çapları 120-200 µm ve uzunluğu 3-5 mm olan osteonlar, ana yatak yükü doğrultusundaki uzun eksen yönünde uzanırlar (uyuk gibi uzun kemik eksenini doğrultusunda). Haversian kanalları, Volkmann kanalları ile enine yönde bağlantılıdır fakat çoklu katmanla sarılı değildir. Şekil 2.4'deki kemik kesitinde enine mikro-röntgen, osteonlardaki kemik mineral yoğunluğunun çeşitliliğini gösterir ve burada daha yaşlı olan malzeme daha çok mineralleşmektedir.

Kemik malzemesinin katmanlı matrisinin içinde küçük boşluklar bulunur ve bunlar osteosit adı verilen olgun kemik hücrelerini içermektedir. Osteositlerin görevi tam olarak bilinmemekle birlikte kemik matrisinin yenilenmesi ve bakımından sorumlu olduğu düşünülmektedir. Boşluklar birbirleriyle bağlantılıdır ve uzun osteosit hücre yapısı, osteositler arası bağlantıya izin vermektedir. Kemikte iki tane daha hücre yapısı mevcuttur: osteoblast ve osteoklast. Osteoblast, kemik matrisinin sertleşmesi ve mineralleşmesinden sorumludur. Olgunlaşan ya da biçimi değiştirilen kemiğin yüzeyinde bulunur. Bir hipoteze göre osteositler, kemik matrisinin çevresini şekillendiren osteoblastlardır. Osteoklast ise daha geniş, çok çekirdekli hücrelerdir ve ameliyat sırasında kemik malzemesinin çıkarılmasında etkindir. Ameliyatla kemiğin biçimi değiştirilen bölgesinde yüzeyde bulunur.

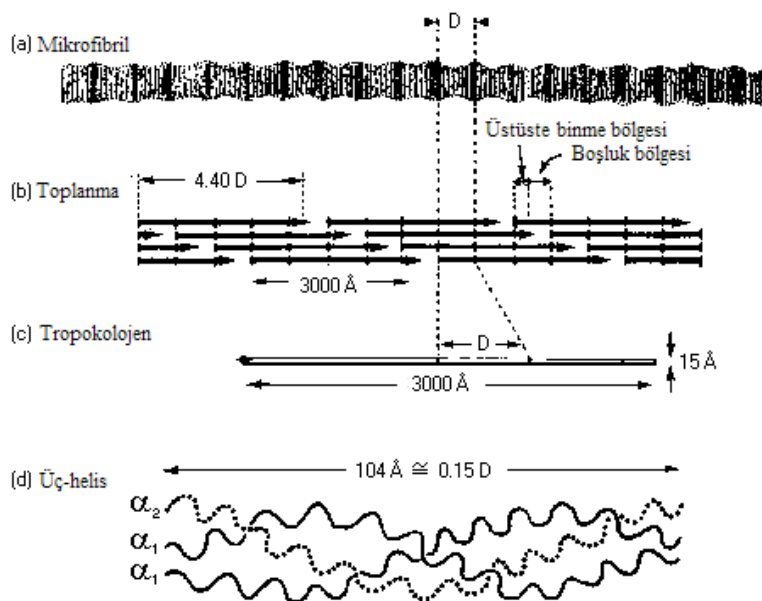
### 2.1.3. Ultra-yapı

Kemik malzemesi, organik matrisi besleyen mineral fazıyla kompozit bir yapıya sahiptir. Kortikal kemik yaklaşık %20 su, %45 kemik minerali ve %35 organik öz içerir [13]. Mineral faz, hidroksiapatit'in (HA) stokiometrik olmayan halindedir,  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ . HA'deki değişiklikler, hegzagonal simetri kristal yapısını değiştirmeden meydana gelebilir bu nedenle HA için uyumlu bir malzeme denilmektedir. En yaygın bileşenler, karbonat ( $\text{CO}_3^{2-}$ ) ve florid ( $\text{F}^-$ ) dir. Kemik

minerali, iyon deposu gibi görev yapan kan plazması ve doku sıvısındaki iyonik yapının normal şartlardaki devamlılığında önemli bir rol oynar. HA kristalleri, trombosit morfolojisi ve boyut aralığı olarak kemik konusu içerisinde tanımlanmıştır [11,14]. Uzunlukları 20-50 nm, genişlikleri 10-40 nm ve kalınlıkları 3-5 nm arasında değişmektedir.

Kemiğin organik bileşenini esas olarak kolojen oluşturur (ağırlığının %89'u) ve kalanı ise proteoglikanlar ve glikoproteinlerdir. Miktarları, kemiğin olgunlaşması ve daha kireçli hale gelmesiyle azalır. Bu moleküller kıkırdakta da bulunmaktadır ve burada dokunun mekanik davranışındaki rolleri çok daha önemlidir.

İnsan vücudundaki kolojenler çeşitli tiplerde bulunmaktadır fakat kemiğin organik matrisindeki ana bileşen I kolojenidir. Kolojenin yapısal düzeninin en altında, üç-helis molekülü tropokolojen gelir (Şekil 2.6d) ve I tipi kolojende üç helis de  $\alpha$  zinciri şeklindedir. Tropokolojen molekülleri, kolojen mikro-liflerde dereceli olarak bir araya toplanır (Şekil 2.6c). Moleküllerin kendileri 4,4 kat büyük olmalarına karşın 68 nm aralıklarla dizilirler (Şekil 2.6b). Mikro-lifler sırayla liflerin içersine toplanırlar. Tropokolojen moleküllerinin periyodik düzeni, liflere çizgili bir görünüm verir (Şekil 2.6a).



Şekil 2.6. Kolojen yapısı [13]

Weiner ve Wagner, kemik içyapısının düzeni için Angström seviyesi yerine mikron seviyesi önermiştir [11]. Küçük trombosit HA kristalleri kolojen lifler içerisinde paralel tabakalar şeklinde dizilmişlerdir. Bitişik toropokolojen molekülleri arasında boşluklar vardır ve bunlar bir lif içerisinde üç boyutlu kanallar şeklinde dizilmişlerdir [13]. Bununla birlikte olgun kemikteki kristaller bu boşluktan daha büyüktür. Bu kristallerin, etrafı saran tropokolojen moleküllerinin yerine geçtiği düşünülmektedir. Böylece kolojen matrise bir ön gerilme vermek için gerekli daraltma etkisi sağlanır.

Liflerle dolu bu HA dizileri, yukarıda bahsedilen kontraplak yapısı şeklinde bir katman oluşturur. Katmanlı kemiğin bir katmanında bitişik liflerdeki trombositler hizalanmıştır. Bununla birlikte bitişik katmanlar farklı kristal tabakası yönlerine sahiptir. Daha ince katmanlardaki (tavşan kemiğinde) lifler ve kristal tabakaları, katman sınırlarına paralel dizilmişken, daha kalın tabakalardaki lifler de paraleldir fakat kristal tabakaları, katman sınır düzleminin etrafını dolandır.

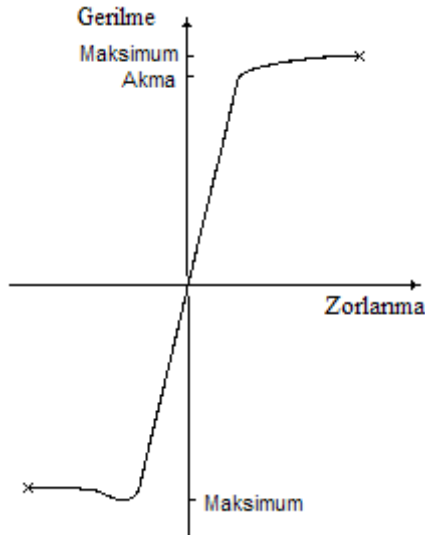
#### **2.1.4. Mekanik özellikler**

Yukarıda bahsedildiği gibi kemiğin yapısı, iskelet sistemindeki görevi ve konumuna bağlı olarak çok çeşitlilik göstermektedir. Bu nedenle mekanik özellikleri de çeşitlidir ve anatomik özellikleri, boyutları ve test edilen numunelerin yönelimleri hesaba katılmalıdır. Rapor edilen özellikleri incelendiğinde ortaya çıkan diğer bir problem de deney standartlarının ve protokollerinin çeşitlilik göstermesidir. Sonuçları etkileyen faktörler; numunelerin saklanması, hazırlık şartları ve deney ortamı olarak sayılabilir. Kemik, visko-elastik bir malzemedir bu nedenle zorlanma oranı da ölçülen özellikleri etkiler [15].

##### **2.1.4.1. Kortikal kemik**

Genel olarak kortikal kemiğin boyuna yöndeki (osteonlara paralel) Young's modülü, enine yöndeki Young's modülünden iki kat fazladır. Yönüne göre modülün değişimi, güçlendirilmiş kompozit basit lif modelleriyle elde edilen eğrilerle benzerlik göstermez [16]. Boyuna en büyük çekme dayanımı, enine yöndekinin 3 ila 10 katı büyüklüğündedir. Osteonlar arasındaki zayıf çimento doğrudan yüklenmediği sürece

boyuna ve enine en büyük basma dayanımları arasında çok az fark vardır. Kuru kemik, nemli kemikten daha sert ve dayanıklıdır. Nemli kortikal kemik için tipik bir gerilme-zorlanma eğrisi Şekil 2.7’de gösterilmiştir. Tablo 2.1 ve 2.2, sırasıyla kortikal kemiğin mekanik özellikleri için yapılan klasik çalışmalardan elde edilen elastik ve mukavemet verilerini göstermektedir.



Şekil 2.7. İnsan kortikal kemiğinin gerilme-zorlanma karakteristiği [17]

Tablo 2.1. İnsan kortikal kemiğinin elastik özellikleri [18]. İndisler: <sub>1</sub> - kemiğin uzun eksenine paralel, <sub>2</sub> - radyal, <sub>3</sub> - çevresel

Yazar	Konum ve Metod	Çekme Modülü (GPa) Ort. ± SD	Basma Modülü (GPa) Ort. ± SD	Kayma Modülü (GPa)
Reilly ve Burstein [17]	Uyluk Mekanik Deney	$E_{11} = 17.7 \pm 3.6$ , $E_{22} = 12.8 \pm 3.0$ , $\nu_{12} = 0.41 \pm 0.15$ , $\nu_{23} = 0.53 \pm 0.25$	$E_{11} = 18.2 \pm 0.85$ , $E_{22} = 11.7 \pm 1.01$ , $\nu_{12} = 0.38 \pm 0.15$ , $\nu_{23} = 0.63 \pm 0.20$	$G_{12} = 3.3 \pm 0.42$ (enine izotropi kabul edilmiş)
Ashman ve diğer., [19]	Femur Ultrason	$E_{11} = 20.0$ , $E_{22} = 12.0$ , $E_{33} = 13.4$ $\nu_{12} = 0.37$ , $\nu_{13} = 0.35$ , $\nu_{21} = 0.22$ , $\nu_{31} = 0.24$ , $\nu_{23} = 0.38$ , $\nu_{32} = 0.42$		$G_{12} = 5.6$ $G_{13} = 6.2$ $G_{23} = 4.5$
Reilly ve diğer., [20]	Uyluk Mekanik Deney	$E_{11} = 17 \pm 3.15$	Çekmeye göre önemli bir fark yok.	



Tablo 2.2. İnsan kortikal kemiğinin dayanım özellikleri [18]. İndisler:  $_1$  - kemiğin uzun eksenine paralel,  $_2$  - radyal,  $_3$  - çevresel.  $\sigma_y$  akma sınırı,  $\sigma_f$  maksimum dayanım,  $\epsilon_f$  kopma zorlanması,  $\tau_y$  ve  $\tau_f$  akma ve maksimum kayma gerilmeleri

Yazar	Konum ve Metod	Çekme Dayanımı (MPa), Kopma Zorlanması Ort. $\pm$ SD	Basma Dayanımı (MPa), Kopma Zorlanması Ort. $\pm$ SD	Kayma Dayanımı (MPa) Ort. $\pm$ SD
Reilly ve diğerleri [20]. Reilly ve Burstein, [17].	Uyluk Mekanik Deney	$\sigma_{y1} = 114 \pm 7.1,$ $\sigma_{f1} = 133 \pm 15.6,$ $\epsilon_{f1} = 0.038 \pm 0.006$ $\sigma_{f3} = 53 \pm 10.7,$ $\epsilon_{f3} = 0.007 \pm 0.0014$	$\sigma_{f1} = 205 \pm 17.3,$ $\epsilon_{f1} = 0.019 \pm 0.003$ $\sigma_{f3} = 131 \pm 20.7,$ $\epsilon_{f3} = 0.050 \pm 0.011$	$\tau_f = 67 \pm 3.5$
Cezayirlioğlu ve diğer. [21].	Uyluk Mekanik Deney	$\sigma_{y1} = 128 \pm 11.2,$ $\sigma_{f1} = 158 \pm 8.5,$ $\epsilon_{f1} = 0.042 \pm 0.0085$	$\sigma_{y1} = 180 \pm 12.5$ $\sigma_{f1} = 213 \pm 10.1$ $\epsilon_{f1} = 0.026 \pm 0.0056$	$\tau_y = 53 \pm 7.7$ $\tau_f = 71 \pm 7.8$

#### 2.1.4.2. Kıkırdak altı kemik

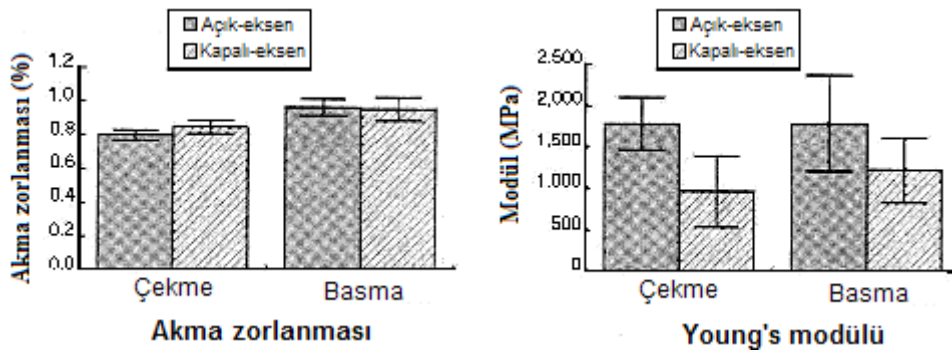
Bonfield ve diğerleri [22], osteoartris (OA) için yapılan yapay kalça yenileme ameliyatlarında çıkarılan uyluk başlarından ve kadavralara ait uyluk başlarından elde edilen kıkırdak altı kemiklerini karşılaştırdıkları mikro sertlik deneyleri gerçekleştirmişlerdir. Mikro sertliğin, yatak kuvvetiyle değişmediği ve OA ve normal kemikler arasında ve farklı OA'lar arasında değişim gösterdiği görülmüştür. Kadavraya ait kıkırdak altı kemiğin mikro sertliği yaklaşık 40 Vickers Sertliği (VH) ile en yüksek olandır. OA grubu için mikro sertlik değerleri 21 VH ile 30 VH arasında değişmektedir ve en düşük değer yaklaşık 15 VH ile kemik kaynaması (spodilit) grubunda görülmüştür.

#### 2.1.4.3. Süngerimsi kemik

Mühendislik açısından süngerimsi kemik dokusu, hücreli bir katıdır ve birçok özelliği, köpükler için kullanılan mühendislik analizleriyle tanımlanabilir. Bu analizler köpüğün sertliği, yoğunluğu ve kopma gerilmesiyle ilgili basit ifadeleri verir. Hücreler ya tek boyutlu bir çubuk malzeme gibi açıktır ya da iki boyutlu düzlem malzeme gibi kapalıdır. Hücrelerin orantısal görünüşü de önemlidir. Hücrelerinin bir ekseni, diğer iki eksene göre çok daha uzun olan “bal peteği” biçimli malzemeler, hücrelerinin oranları yakın olan malzemelerden daha farklı davranış

sergilerler. Bu modeller ile deneysel veriler [23] kullanılarak elde edilen bağıntılar arasında iyi bir uyum vardır ve açık ve kapalı hücreli kemikler arasında açık bir ayrım olduğunu gösterir. Mekanik özellikleri Tablo 2.3’de gösterilmiştir.

Görüldüğü gibi süngerimsi kemiğin mukavemet özellikleri karmaşık ve anizotropiktir. Bununla beraber yapılan çalışmalar [24,25], hacim oranları, yapısı ve yükleme yönlerinde büyük farklılıklar olan numuneler için bile akma zorlanmasının nispeten değişmediğini göstermiştir (Şekil 2.8).



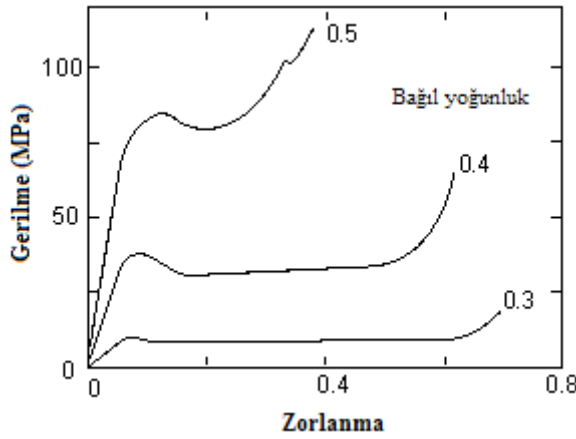
Şekil 2.8. Numunenin çekme ve basma durumuna bağlı olarak trabeküler kemiğin akma zorlanması ve modülü. Kapalı-eksen: numuneler esas trabeküler yönünden 30-40° kaçık. Hata oranı  $\pm 1$  SD [24]

Tablo 2.3, anatomik yerine göre süngerimsi kemiğin özelliklerinin geniş bir aralıkta değiştiğini göstermektedir. Bu durum, bu özelliklerin kemiğin hacim oranına ve yapısına oldukça bağlı olduğunu yansıtmaktadır. Trabeküler malzeme özelliklerini belirtmek için iki teknik kullanılmaktadır [18]. İlki standart mekanik deneylerin (çekme, eğilme ve burkulma) izole edilmiş trabeküle uygulanmasıdır. Bu teknikte son derece küçük numuneler kullanılır. İkinci yaklaşım ise süngerimsi kemik numunesinin detaylı bir sonlu eleman modelinin oluşturulması (mikro BT-taramalarından) ve yük altındaki davranışlarının karşılaştırılmasıdır. Daha sonra modelde sapmaların meydana geldiği kısımlar için bir Young's modülü değeri seçilebilir. Daha karmaşık analizler [34], bu tekniğin numunenin akma sınırını belirlemede de kullanılabileceğini göstermiştir. Her iki metotla elde edilen sonuçlar, süngerimsi kemik malzemesinin kortikal kemikten daha düşük bir Young's modülüne sahip olduğunu göstermektedir ve değerleri 1 ila 14 MPa arasında değişmektedir.

Tablo 2.3. İnsan süngerimsi kemiğinin mekanik özellikleri [26]. E basma sertliği ve  $\sigma$  maksimum basma dayanımıdır.  $E_{tens}$  çekme sertliği;  $\sigma_{UTS}$  maksimum çekme dayanımı. İndisler: 1- kemiğin boyuna olan eksenine paralel yön; 2- radyal ve 3- çevresel.

Yazar	Konum (n)	$E_{11}$ (MPa) Ort± SD	$\sigma_{11}$ (MPa) Ort± SD	Diğer parametreler Ort± SD
Tanner ve diğerleri [27]	Erkek uyluk başları normal (10)	110 (50 - 200)	10 (5 - 15)	
	Osteoartrit (15)	175 (100 - 250)	15 (10 - 21)	
Ashman ve diğerleri [19]	Üst tibia (3)	1107 (340 - 3350)		$E_{22} = 457$ (140–1750) $E_{33} = 346$ (110-1230)
Linde ve diğerleri [28]	Üst tibia (5)	267 (67 - 734)		$E_{22} = 84$ (17 - 493) $E_{33} = 83$ (18 - 481)
Röhl ve diğerleri [29]	Üst tibia (7)	489 ± 331	2.2 (0.5 - 5.6)	$E_{tens} = 487 \pm 329$ $\sigma_{UTS} = 2.54$ (0.9-5.38)
Deligianni ve diğer. [30]	Normal kadın uyluk başları	100 (25 - 175)	9 (3 - 15)	
	Osteoartrit	375 (175 - 575)	15 (10 - 20)	
Dalstra ve diğerleri [31]	Kalça çukuru	61 ± 48		$E_{22} = 42 \pm 29$ $E_{33} = 31 \pm 22$
Zysset ve diğerleri [32]	Üst tibia (6) Kıkırdakaltı	(32 - 1116)		$E_{22} = 8 - 1127$ $E_{33} = 3 - 226$
	Epifiz	(102 - 1726)		
Goulet ve diğerleri [33]	Çeşitli	287 (16 - 1113)	4.6 (0.5 - 14.5)	$E_{22} = 123$ (1 - 654) $E_{33} = 173$ (6 - 1524) $\sigma_{22} = 2.5$ (0.1 - 9.6) $\sigma_{33} = 1.6$ (1.11 - 2.54)

Süngerimsi kemik için basma gerilme zorlanma eğrisi, köpüklerinkine benzer. Kısa bir doğrusal bölge, Young's modülünü ifade etmektedir. Bundan sonra daha uzun ve sabite yakın bir gerilme bölgesi bulunur. Bu bölge malzeme içersindeki hücrelerin burkulma ve ezilme durumunu ifade etmektedir. Tam bir yoğunlaşma gerçekleştiğinde sertlik tekrar yükselir (Şekil 2.9). Akmadan kısa bir süre sonra kopma meydana gelir.



Şekil 2.9. Süngerimsi kemiğin 0,3, 0,4 ve 0,5 bağıl yoğunlukları için gerilme-zorlanma grafiği [23]

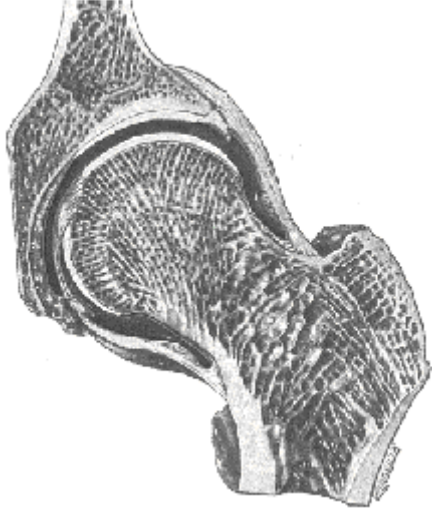
## 2.2. Kalça Mafsalının Yapısı

Mafsallar, iskelet sistemini oluşturan kemikler arasında bağıl hareket ve kuvvet iletimini sağlarlar. Mafsalların iki ana grubu bulunmaktadır: katı veya oynamaz eklem ve boşluklu veya oynar eklem. Oynamaz eklemler de kendi aralarında bağlandıkları doku tipine göre sınıflandırılırlar ve kafatası kemikleri arasındaki ve omurlar arasındaki bağları içerir. Aynı zamanda sinoviyal mafsallar olarak bilinen oynar eklemler ise daha büyük hareketlere izin verirler. Bu kısma ise uyluk ve kalça çukuru arasındaki sinoviyal mafsalı örnek olarak gösterilebilir.

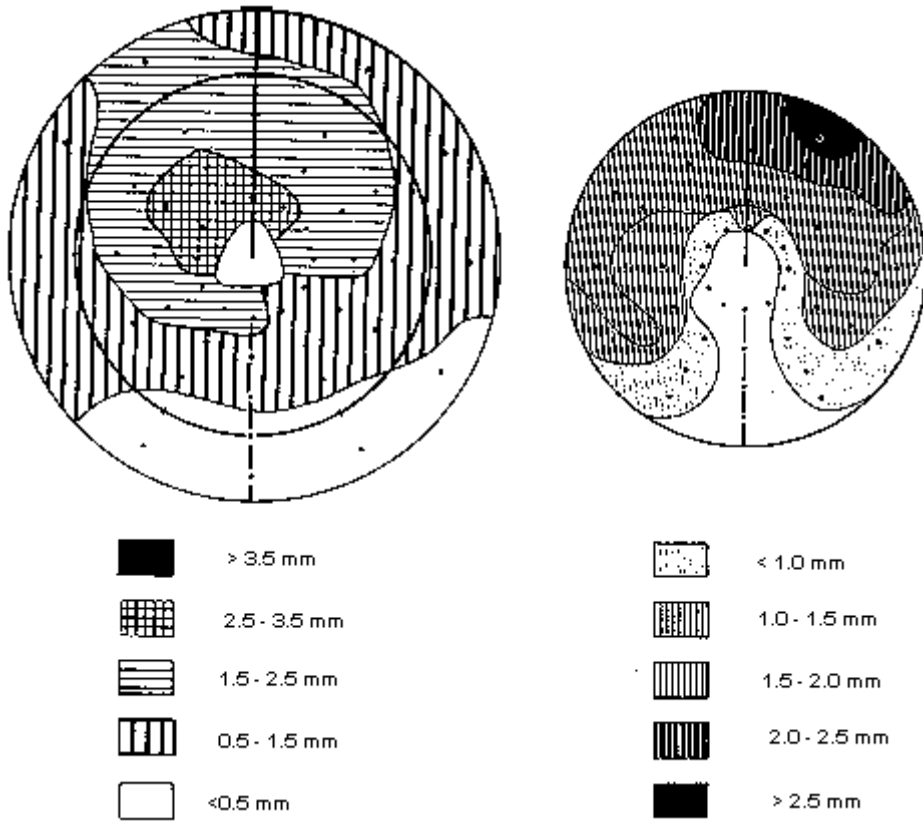
### 2.2.1. Sinoviyal mafsalın ana yapısı

Şekil 2.10, kalça mafsalını ve ona ait sinoviyal boşluğu, kapsülü, eklem kıkırdağını ve kıkırdak altı kemiği gösterir. Boşluk, düşük kayma oranında yüksek bir vizkoziteye sahip olan ve yüksek kayma oranıyla vizkozitesinde düşme görülen sinoviyal sıvı ile doludur [35]. Kalça mafsalındaki kapsül, mafsalın hareketini sınırlayan, eklem yüzeylerindeki teması koruyan ve çıkıkları önleyen bağlar içinde kalınlaşır. Kalça çukuru, kalça çukuru kenarı denilen kıkırdağın lifli kenarı ile üste, öne ve arkaya doğru derinleşir. Bu kenar aynı zamanda çapraz kalça çukuru bağı olarak kalça çukurunun alt kısmıyla bağlantı sağlar. Eklem kıkırdağı yarım ay şeklindeki yüzeyi örter. Uyluk başının bağı veya ligamentum teres, uyluk başındaki çukura (fovea) bağlanır ve kalça çukurunun her iki tarafında çapraz kalça bağına

sarılır. Eklem kıkırdağı, uyluk başını da örter. Şekil 2.11, uyluk ve kalça çukurundaki eklem kıkırdağının kalınlık değişimini göstermektedir.



Şekil 2.10. Kalça mafsalı [5]



Şekil 2.11. Uyluk başı (sol) ve kalça çukuruna (sağ) ait kıkırdaklardaki kalınlık değişimi [36]

### 2.2.2. Uyumsuzluk ve küresellik

Uyluk başı temas yüzeyi tam olarak küresel değildir. Daireye en yakın çap, boyun eksenine dik olan düzlemdeyken [37], en büyük eğrilik yarıçapı üst kısımdadır. Kalça çukuru röntgen filmlerinden ölçülen eklem kıkırdağı boyutları [38], küresellikten maksimum sapmanın  $\pm 150 \mu\text{m}$  olduğunu göstermiştir. Kıkırdak altı yüzeyde ise bu sapma  $\pm 500 \mu\text{m}$  dir. Diğer bir yaklaşım, temas yüzeylerinin küreselliğinden ziyade birbirleriyle uyumsuzluğunu ölçmektir. Uyumsuzluk, yük uygulanmamış temas yüzeylerinin, temas dışında kalma derecesidir. Bir temas alanı çalışması [39], vücut ağırlığının yaklaşık %50'sinin üzerinde bir yük uygulandığında tam bir temasın gerçekleştiğini göstermektedir. Son zamanlardaki çalışmalar [40,41], iki tip temas dağılımı tanımlamıştır, her ikisi de yarım ay şeklindeki yüzeyin dış kenarından başlar ve yükün artmasıyla fossaya yaklaşır. Bazı kalçalarda tek merkezli bir yapı vardır ve temas, kalça çukurunun ortasından başlayarak yarım ay yapının uçlarına doğru ilerler. Bazı kalçalarda ise iki merkezli yapı görülür ve ilk temas yarım ay yapının uçlarında başlayarak yükün artmasıyla merkeze doğru ilerler. Kalçadaki uyumsuzluğun yaşla azaldığı ifade edilmiştir ve bu durumda tek merkezli temas, kıkırdak bozulmasına ve osteoartroz başlangıcına neden olabilir.

Lazennac ve diğerleri, tek ayak ve iki ayak üzerinde durma şartlarında oluşan yükleme koşulları için kalça çukurunun şeklindeki değişimi deneysel olarak incelemişlerdir [42]. Çalışma sonunda uyumluluk için bir eşik kuvveti belirlemişler ve bu kuvvetin, vücut ağırlığının yaklaşık %30'u olduğunu hesaplamışlardır. Ay şeklindeki kıkırdak yüzeyi, yüksüz durumdan vücut ağırlığının %30'u yüke geçerken uyluk eklem yüzeyine yaklaşmaktadır. Uyum sağlandıktan sonra, tekrar uzaklaşmaya başlamıştır.

Kıkırdağı aşırı yüklerden korumak ve beslenme ve yağlamayı sağlayan sinoviyal sıvının dolaşımını sağlamak amacıyla kalça mafsalının birbirine uymayan yapıda olduğu tahmin edilmektedir. Temas alanı, yük ile artar böylece en büyük yüklerde gerilmeler kıkırdağın tamamına eşit olarak dağılır. Birbirine tam olarak uygun olan kalça mafsallarında temas alanı, yüklemeye artmaz ve hatta kalça çukurunun kutuplarında kıkırdağın deformasyonundan dolayı azalabilir.

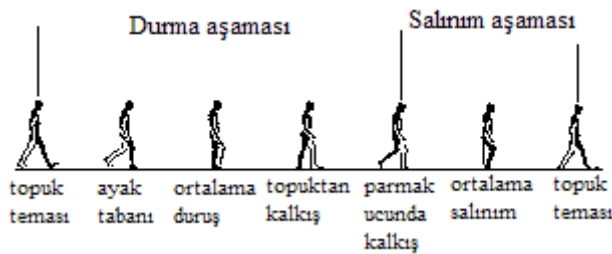
### 2.2.3. Geometri

Sap kullanılan kalça protezi tasarımı çalışmalarında üst uyluğun yapısı daha çok ele alınırken [1,2,43,44], kalça çukurunun kesin şekli ise ancak son zamanlardaki çalışmalarda ilgi konusu olmuştur. Kalça çukurunun yönü ve uyluk boynu ile üç boyuttaki ilişkisi de kalça mafsalinın geometrisiyle ilgili önemli parametrelerdir. Bu parametreler, hareket aralığını ve kalça çukuru protezi için uygun boşluğun olup olmadığını göstermektedir.

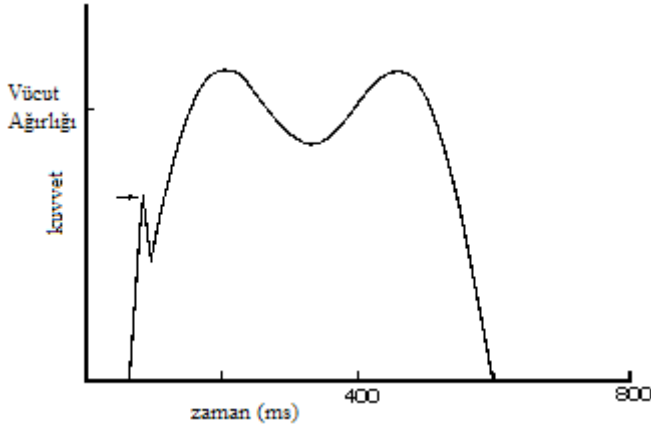
## 2.3. Biyomekanik

### 2.3.1. İnsan yürüyüşü

Yürüyüş, çevrimlere ayrılarak tanımlanır. Tam bir çevrimde vücut ve uzuvlar başlangıç konumlarına ve hareketlerine geri döndüğünden iki adım vardır (Şekil 2.12) [45]. Bir çevrimde her bir bacak, iki aşamayı gerçekleştirir: durma aşaması ve salınım aşaması. Yürümede durma fazları örtüşürken yani iki ayak üzerinde durma söz konusuysa, koşmada yerle temasın kesilmesi durumu olduğundan durma fazları farklı zamanlarda gerçekleşir. Durma aşamasının başlangıcında topuk teması gerçekleşir ve bu da geçici kuvvet artışına neden olur. Vücudun yavaşlamasıyla yer tepki kuvvetleri vücut ağırlığının hemen üzerine yükselir böylece Şekil 2.13'deki iki maksimum noktalı kuvvet-zaman grafiği ortaya çıkar.



Şekil 2.12. İnsan yürüyüş çevriminin aşamaları [45]



Şekil 2.13. Yürüyüş sırasındaki yer tepki kuvvetleri [45]

Canlı organizmalara ait tüm sistemlerde olduğu gibi gerçekleştirilen hareketin amacı minimum enerji ile maksimumu hareket elde etmektir. Yürüyüş çevriminde harcamaları azaltmak için, vücudun ağırlık merkezinin değişimini tüm yönlerde minimize etmek gerekir. Bunu sağlamak için insan yürüyüşünde altı mekanizma veya faktör vardır. Leğen kemiğinin dikey eksen etrafında dönüşü, uzun bir adım için kalçaya gereken bükülme ve uzama açısını azaltır ve bu da sırayla kalçanın ve bedenin dikey hareketini azaltır. Leğen kemiğinin dönüşü, kalça mafsalındaki iç ve dış dönme hareketleriyle sağlanır. İkinci faktör, salınım aşamasındaki bacak tarafında leğen kemiğinin aşağıya doğru inmesidir. Bu eğilme, ortalama duruş aşamasında ağırlık merkezinin yükselmesini azaltır. Eğilmenin gerçekleşmesi, kalça mafsalının dışa ve içe hareketine ve yere değmesini önlemek için salınım yapan bacağın bükülmesine bağlıdır. Diğer üç faktör durma aşamasında uygun bacak uzunluğunu değiştirir. Dizin bükülmesi uzunluğu azaltırken, topuğun şekli ve ayağın bükülmesi ise artırır. Son faktör ise ağırlık merkezinin yana doğru hareketini azaltır. Uyluğun içeri doğru hareket sırasındaki şekli ve dizin açılara göre konumlanması, ayaklar arasındaki mesafeyi azaltır böylece dengeyi sağlamak için vücudun sallanmasını azaltır.

Bu yüzden yürüyüş sırasında uyluk başının kalça çukuru içersindeki hareketi karmaşıktır. Uyluğun, bükülme-uzama, içe-dışa açılma ve içe-dışa dönme hareketleri eş zamanlı olarak meydana gelir. Uyluk boynunun uyluğa sabit bir açıda olması, belirli bir uzuv hareketinin etkisinin görülebilirliğini daha da zor yapar.



### 2.3.2. Hareket aralığı

Normal bir kalça mafsasında hem yumuşak hem de sert kemik dokusu, hareket aralığını sınırlar. Herhangi bir yöndeki etkisi bilinmemektedir. Kalça mafsasının hareketi, hastalığı anlamak ve kalça yenileme ameliyatının başarısını ölçmek için klinik açıdan değerlendirilir. Tablo 2.4, normal bir yetişkindeki hareket aralığını göstermektedir.

Tablo 2.4. Normal bir yetişkindeki kalça hareketi (Derece) [46]

Hareket	Ortalama dönme $\pm$ SD		
	(Boone 1979) [47]	(Roach 1991) [48]	(Roass 1982) [49]
Uzama	12 $\pm$ 5.4	19 $\pm$ 8	9 $\pm$ 5.2
Bükülme	121 $\pm$ 6.4	121 $\pm$ 13	120 $\pm$ 8.3
Dışa açılma	41 $\pm$ 6.0	42 $\pm$ 11	39 $\pm$ 7.2
İçe açılma	27 $\pm$ 3.6	-	31 $\pm$ 7.3
İçe dönme	44 $\pm$ 4.3	32 $\pm$ 8	33 $\pm$ 8.2
Dışa dönme	44 $\pm$ 4.8	32 $\pm$ 9	34 $\pm$ 6.8

### 2.3.3. Mafsal kuvvetleri

Uyluk başı ve kalça çukuru arasındaki kuvvetler iki yöntemle belirlenebilir. İlk olarak yer tepki kuvveti yürüyüş sırasında hesaplanır ve yürüyüşün video analizleriyle birleştirilir [50]. Bu analiz, uzuvların hareketini izler ve bağların ve kasların tutunma yerleriyle ilgili tahminler yaparak mafsaldaki tepki kuvvetlerini bulmak için yürüyüş sırasında kas hareketlerinin zamanlamasını belirler. Uzuvların geri kalan kısımları ise gerekli kabulleri ortaya çıkarır: herhangi bir anda kasların neden olduğu kuvvetlerin çok düşük olduğu kabul edilir. Bu kabul, zıt yönde hareket eden kasları incelerken doğru sonuçlar vermez. Bunu hesaba katmanın bir yolu, kemiklerde oluşan kuvvetleri dâhil etmekle sağlanabilir [51]. Zıt yöndeki hareketler, kemiğin yüksek gerilme değerlerinden korunması olarak yorumlanmıştır.

İkinci yöntemde, ölçüm aygıtları yerleştirilmiş bir protez, mafsaldaki yükleri doğrudan ölçmek için uygulanır [52-55]. Brand ve diğerleri [55], ayrıca yaptıkları ölçüm aygıtlı protez çalışmasını, eş zamanlı yürüyüş analizi çalışmasıyla da

doğrulamışlardır. Diğer yandan yaptıkları kabuller tartışmaya açıktır. Ölçüm aygıtları yerleştirilmiş protezler kalçadaki gerçek kuvvetleri ölçer fakat her bir çalışmada yalnızca birkaç denek analiz edilebilmektedir. Bu deneklerden toplanan veriler, genel bir karakteristiği yansıtmayabilir. Yürüyüş sırasında ölçüm aygıtları yerleştirilmiş bir protez ile ölçülen kuvvetler, yer tepki kuvvetinde görülen çift maksimumlu eğriyi verir. En büyük kuvvetlerin yönleri uyluk kemiğine bağlı olarak küçük bir değişim göstermektedir ve büyüklükleri normal yürüyüş sırasında genellikle vücut ağırlığının üç katı kadardır. Hızlı yürüme ve koşma, kuvvet büyüklüklerinin değerini vücut ağırlığının beş katına kadar çıkarabilir. Merdivenden inme sırasında, merdivenden çıkmaya göre daha yüksek mafsalsal kuvvetleri meydana gelir ve bunlar sırasıyla normal yürümedekinin %20 ve %10 üzerinde gerçekleşmektedir [56]. Deneğin tökezlemesi durumunda oluşan en büyük kuvvetler, vücut ağırlığının dokuz katına kadar çıkabilmektedir.

Uyluk koordinat sistemine göre yürüyüş analizi verilerinden ölçülen veya hesaplanan kalça mafsalsal kuvvetlerinin, kalça çukurundaki etkilerini anlayabilmek için leğen kemiği koordinat sistemine göre dönüştürülebilir. Witte ve diğerleri [7] ve Pedersen ve diğerleri [57], kalça çukurunun nispeten küçük bir alanında değişen kuvvet vektörlerini hesapladılar. Bununla birlikte Pedersen ve diğerleri [57], kuvvetin önden arkaya doğru düzgün bir şekilde ilerlediğini gösterirken, Witte ve diğerleri [7] ise kuvvetin, topuk temasında arka bölgede, sonra ilk maksimum kuvvette ön bölgede, ikinci maksimumda yine arka bölgede ve son olarak parmak ucunda kalkış aşamasında ise tekrar arka bölgede yoğunlaştığını hesaplamışlardır.

Uyluk boyun bölgesinde kas bağlanma bölgeleri bulunmadığından buradaki gerilme dağılımı, mafsalsal tepki kuvvetlerinin yönü ve konumuna göre belirlenir. Uyluk boyun kısmında kuvvet, hafifçe bükülerek yönlenir. Bununla birlikte uyluğun kalan kısmı ise analiz için oldukça karmaşıktır. Kasların neden olduğu kuvvetlerin büyüklüğü, yönü ve zamanlaması konusu tartışmaya açıktır. Uyluğun eğilmeye mi yoksa doğrudan basmaya mı maruz olduğu da tartışmalıdır. Alt uzuvların kas-iskelet sistemi, çekme-basma yapılarıyla karşılaştırılmıştır [58]. Uyluk eşit sert kemik dokusu kalınlığıyla dairesel bir kesite sahiptir. Eğilmede, doğal eksenden uzaklaştıkça kalınlaşan sert dokuyla eliptik kesit daha etkin olur. Bununla birlikte

Cristofolini [59], Taylor ve diğlerleri [60], eğilmenin yönünün yürüyüş sırasında oldukça değıştığını ve dairesel kesitin hala en etkin olduğunu göstermişlerdir. Tek ayaküstünde durma aşamasına ait röntgen filmlerinden yapılan ölçümlerde görülen sapmaların büyüklüğünün, eğilme gerilim dağılımı kabul edilerek yapılan hesaplamalardakinden daha küçük olduğu görülmüştür [60]. Bu durum, tek ayaküstünde durma aşamasında uyluğun yalnızca basma kuvveti ile yüklendiği sonucunu göstermektedir.

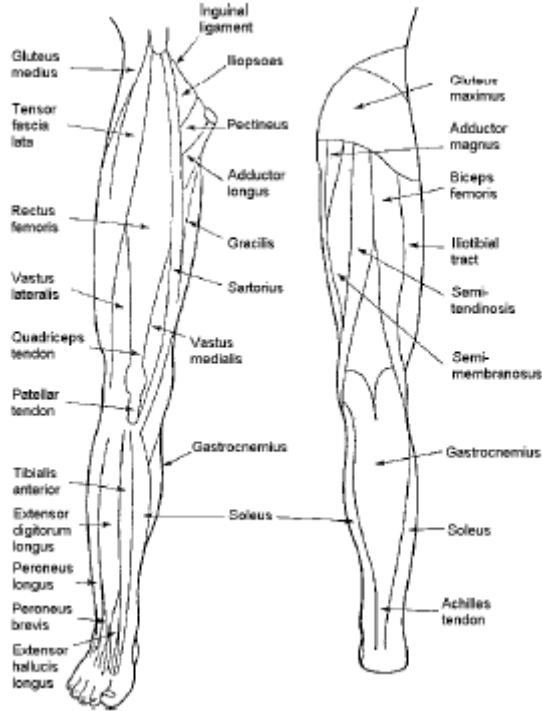
#### 2.3.4. Kaslar

Kaslar ve değışken vücut ağırlığı yürüyüş sırasında kalça mafsasında büyük kuvvetler oluşturur. Bu nedenle, kalça mafsalı saran kasların anatomik fonksiyonlarını anlamak önemlidir. Tablo 2.5, her bir kasın hareketlerini detaylı olarak göstermektedir. Ayrıca Şekil 2.14, alt uzva ait yüzeysel kasların konumlarını gösterir. Aynı kasın farklı kısımları farklı hareketler gerçekleştirebilir ve belirli bir kas, tanımlanan serbestlik derecelerinin üçünde de hareket gerçekleştirebilir. Başka bir zorluk ise, kasların yürüyüş çevrimi sırasında zıt yönde hareket etmeleridir. Kasların bu zıt yönde hareketleri, kemiğin yüksek gerilme değerlerinden korunmasıyla ilgili olmayabileceği ihtimaline karşın, yürüyüş çevriminin tüm aşamalarında kasların, uyluk ve leğen kemiklerinde oluşan gerilmeleri azalttığı kesindir [61,62].

McLeish ve Charnley [63], kalça mafsasında mafsal kuvvetleri ve kasların basit bir modelini ortaya koymuşlardır. Analizleri ön düzlemde sınırlandırılmıştır fakat ortopedik protez tasarımı ve cerrahi teknikler açısından oldukça etkili olmaya devam etmektedir. İdeal sürtünmesiz kalça mafsalı için vücut ağırlığını, abdüktör kas hareketini ve mafsal tepki kuvvetini hesaba katarak kuvvet ve moment dengesini ele almışlardır. Vücut ağırlığına göre abdüktör kas kuvvetlerinin 1,0 ila 1,8 kat ve mafsal kuvvetlerinin 1,8 ila 2,7 kat arasında değıştığını bulmuşlardır. Bu model aynı zamanda mafsal merkeziyle kas bağlanma noktaları arasındaki kısa mesafenin çok büyük mafsal tepki kuvvetlerine yol açacağını göstermek için de kullanılmıştır [64].

Tablo 2.5. Leğen kemiğini hareket ettiren kaslar

Kas / Grup	Hareket
Gluteal grup	
G. maximus	Uzama, dışa dönme
G. medius	Abdüksiyon, içe dönme
G. minimus	Abdüksiyon, içe dönme
Tensor fasciae latae	Abdüksiyon, bükülme, içe dönme
Obturator	Dışa dönme
Piriformis	Dışa dönme
Addüktör grup	
A. brevis	Addüksiyon
A. longus	Addüksiyon, bükülme, içe dönme
A. magnus	Addüksiyon, bükülme (ön parçası), uzama (arka parçası)
Pectineus	Bükülme, addüksiyon
Gracilis	Addüksiyon
Iliopsoas group	
Iliacus	Bükülme
Psoas major	Bükülme
Biceps femoris	Addüksiyon, uzama
Semimembranosus	Addüksiyon, uzama, içe dönme
Semitendinosus	Addüksiyon, uzama, içe dönme
Sartorius	Bükülme, dışa dönme
Rectus femoris	Bükülme



Şekil 2.14. Sol bacadaki yüzeysel kaslar [45]

## 2.4. Mafsal Hastalıkları

Bu bölüm kalça mafsalının fonksiyonlarının bozulmasına yol açabilen durumları kısaca ortaya koymaktadır.

### 2.4.1. Osteoartroz

Osteoartroz (OA) terimi, eklem kıkırdağının bozulması, normal yapısının ve fonksiyonlarının giderek azalması olarak tanımlanabilir. Örneğin İngiltere’de yetişkin nüfusunun yarıdan fazlasının bir veya daha fazla mafsalında bu hastalık görülmektedir ve yaşın artmasıyla daha da yaygın hale gelmektedir [65].

Osteoartrit, eklem kıkırdağının giderek kaybolmasından meydana gelir. Bu durum, kıkırdağın onarılmaya çalışılması, kıkırdak altı kemiğin yeniden şekillenmesi ve sertleşmesi ve kıkırdak altı kemik kistlerinin ve sınırlı osteofitin oluşmasına neden olur. OA teşhisi; mafsal ağrısı, hareketin kısıtlanması ve biçim bozukluğu gibi belirtilerin görülmesine göre yapılır. Hastalık en çok ayak, diz, kalça, omur ve el mafsallarında meydana gelir. Özellikle tanımlanabilir bir nedenin bulunmaması durumunda (birincil OA) çok yaygın şekilde gelişir. İkincil OA, bir mafsal yaralanması veya enfeksiyonu sonucu olarak gelişebilir. Kalıtsal, gelişimsel, metabolik ve sinirsel bozukluklar da ikincil OA’nın nedeni olarak ele alınabilir. Tablo 2.6 bazı bilinen mafsal bozulma nedenlerini göstermektedir.

Tablo 2.6. İkincil osteoartrit’in bilinen nedenleri [65].

<b>Neden</b>	<b>kabul edilen mekanizma</b>
Eklem içi kırılma	eklem kıkırdağının veya mafsal uyumsuzluğunu bozar
Yüksek yoğunlukta darbe yükü	eklem kıkırdağının veya kıkırdak altı kemiği bozar
Bağ zedelenmeleri	mafsal dayanıksızlığı
Gelişimsel ve kalıtsal displazi	anormal şekilli mafsal veya eklem kıkırdağı
Aseptik nekroz	eklem yüzeyinin ve mafsal uyumsuzluğunun bozulması
Paget’s hastalığı	yeniden şekillenme nedeniyle mafsalın uyumsuzluğu veya çarpılması
Mafsal enfeksiyonu	eklem kıkırdağının yok olması
Hemofili	mafsal içi kanamalar
Sinirsel artropati (şeker hastalığı dahil)	mafsalda his ve hareket kaybı – darbe yükü, mafsal dayanıksızlığı, kırılma artışı

İkincil OA başlangıç yaşı altta yatan nedenlere bağlıdır ve bu nedenle yaşlılarda olduğu gibi çocuklarda ve genç yetişkinlerde de gelişebilir. Buna karşın birincil OA'nın yayılması ve yaştan artması arasında kuvvetli bir ilişki vardır. Bununla beraber OA, normal bir aşınma veya bozulma gibi görülemez çünkü daha yaşlı bireylerin eklem kıkırdağında görülen değişiklikler, osteoartrit bulunan kişilerde görülenlerden farklıdır. Mafsalın kullanımı, yaşlanma ve mafsal bozulması arasında basit bir ilişki yoktur.

OA'nın eklem yüzeyinde görülebilen ilk belirtileri, kıkırdağın yüzeysel bölgelerde yarıklı bir yapı göstermeye başlamasıdır. Hastalığın yüzeyde daha fazla ilerlemesiyle yarıklar derinleşerek küçük bozulmalar oluşur. Sonunda yarıklar, kıkırdağın altı kemiğe kadar ulaşır ve kıkırdağ, lifli uçlarından yırtılmaya başlar. Birincil OA'da hem kalça çukuru hem de uyluk başında kıkırdağ bozulmasının aşamaları tanımlanmıştır [66]. Bu aşamalar, ilerleyen ve ilerlemeyen değişiklikler olarak iki kısma ayrılabilir. İlerlemeyen değişikliklerin, yükün etki etmediği bölgelerde meydana geldiği tahmin edilmektedir.

#### **2.4.2. İltihaplı romatizma**

İltihaplı romatizma, bağışıklık sisteminde nedeni bilinmeyen fakat kalıtsal olan bozulmadır. Eklem kıkırdağını ve etkilenen mafsala ait kemiği imha edebilen enzimlerin salgılanmasıyla ortaya çıkar. Bu hastalık İngiltere'deki kadınların %5'ini ve erkeklerin ise %2'sini etkilemektedir fakat bunların yalnız %25'i ağır belirtiler ve fonksiyon kaybı göstermektedir. Çocuklarda ve gençlerde nadiren görülen ve kalıcı hasar bırakan bir hastalıktır.

#### **2.4.3. Eklem kaynaması**

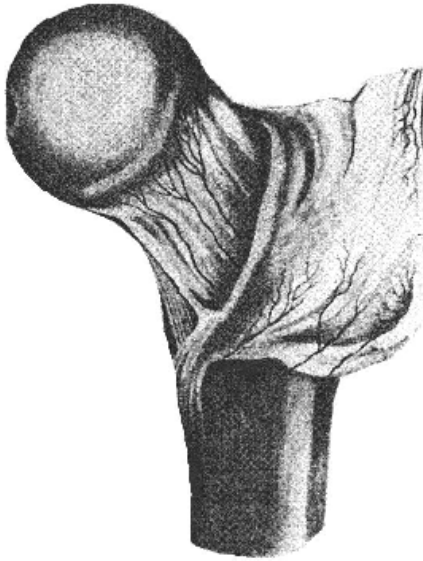
Diğer bir iltihaplı bozulma olan eklem kaynaması, etkilenen mafsala yakın kısımlardaki eklenme bölgelerinde bağların sertleşmesidir. Ağır vakalarda bu durum hareket kaybına neden olur. Başlıca sacro-iliac ve omurgadaki mafsalları etkilemesine karşın kalça ve diz mafsallarında da sıklıkla görülür. Bu hastalığın oluş

sıklığı erkeklerde %0,5 ve kadınlarda %0,05 olmakta ve genç yaşlarda başlayabilmektedir.

#### 2.4.4. Avasküler nekroz

Kemik, canlı bir dokudur ve bu nedenle kan ile beslenmesi gerekir. Eğer kemiğe olan kan desteği kesilirse kemik hücreleri ölür ve böylece avasküler nekroz (AVN) gerçekleşir. Hücre ölümüyle etrafındaki canlı doku, kemik malzemesini yeniden biçimlendirmeye çalışır. Bununla beraber, osteoblast ve osteoklast hareketleriyle kemik hücrelerinin yeniden koordinasyonu sağlanamadığından ölü kemiğin mekanik olarak çökmesiyle sonuçlanır. AVN, uyluk başı ve sandal şeklindeki kemikler gibi hassas kan desteği sağlanan bölgelerde meydana gelir.

Ligamentum teres, kan damarları içerir fakat yetişkin uyluk başı için ana besleme, kas eklenme bölgesine yakın uyluk boynunu çevreleyen atardamarlar ile olur [5]. Bu atardamar halkasından yükselen kollar uyluk boynu yüzeyi boyunca geçerek uyluk başının içine girer (Şekil 2.15) [67]. Bu damarlar komple kalça yenileme ameliyatı sırasında kesilirler. Eğer yüzey yenileme ameliyatlarında olduğu gibi uyluk başı korunabilirse, bu bölgeye olan kan desteği önemli ölçüde korunabilir.



Şekil 2.15. Uyluk boynunun ön yüzeyinde yukarı ilerleyen atardamarlar [67]

## 2.5. Kalça Yenileme

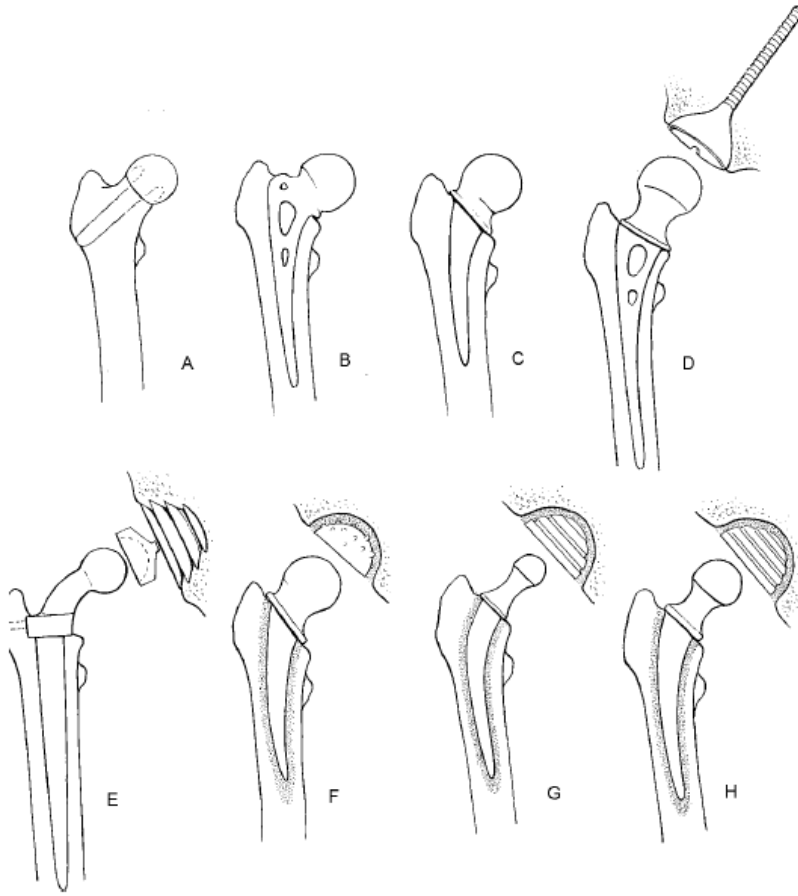
Kalça bozukluklarının tedavisi on dokuzuncu yüzyılın başlarından itibaren sürekli olarak gelişmiştir. Victoria çağında cerrahi tedavi kıkırdak ve kemikteki hastalıklı kısımların kesilmesiyle gerçekleştirilirdi. Eklem yüzeylerinde lif ya da kemik aşınması sonucu mafsaldaki hareketliliğin kaybolması, ameliyatı gerekli kılmaktaydı. Bu işlemde eklem yüzeyleri bir malzemeye ayrılırdı [68].

Smith-Petersen, yirminci yüzyılın başlarında yaptıkları çalışmalarda anatomik cerrahi bir yaklaşım ortaya koymuşlar ve bu yaklaşım büyük bir travma olmaksızın kalça çukuru ve uyluk başına müdahaleyi sağlamıştır [69]. Yaptığı çalışmada içersinde sıvı ve zar bulunan sinoviyal kapsüle benzer şekilde camdan bir kapsülle yaralı bölge sarmıştır. Böylece cam kapsül içersinde hasarlı kıkırdak yüzeyleri tamir olup ve daha sonra bu kapsül çıkarılabilir. Ne yazık ki cam sık sık kırıldığından farklı malzemeler kullanarak deneyler yaptılar ve nihayet 1929'da Vitalyum kullanarak diş uygulamalarında Co-Cr-Mo alaşımını ortaya koydular. 1938'deki Smith-Petersen ameliyatlarından beri geçici kalıplama ile kıkırdak tedavisi yöntemi kullanılmamaktadır.

Hem uyluk hem de kalça çukuru kısmına protez yerleştirilen komple kalça yenilemenin (THR) kökeni, büyük ölçüde Philip Wiles'a dayanmaktadır [70]. 1938'de Londra Middlesex Hastanesinde altı ameliyat gerçekleştirdi. Paslanmaz çelik protezler kullandı ve kalça çukuru protezini vidalarla bağlarken uyluk protezini ise uyluk boynuna doğru civata yerleştirip bunu da vidalarla uyluk kemiğine tutturdu. Diğer ilk THR'ler Coutts tarafından Boston'da ve Haboush tarafından New York'da denenmiştir. Bunlar Co-Cr protezleri, polimetilmetakrilit (PMMA) ile sabitleyerek kalça mafsalına uygulamışlardır [70]. Kısa saplı Judet PMMA uyluk başı protezi, 1948'de çok yaygın bir şekilde kullanıldı [71]. Bu protez ve sonraki tasarımlar en azından kısa vadede insan vücudunda plastiklerin kullanılabileceğini göstermiştir. 1950'lerde görülen saplı metal uyluk protezleri meduler kanal içersine yerleştirilmek üzere tasarlanmıştır. Austin Moore ve Thompson yarı-mafsal yenilemeleri bunlara örnektir.



1950'lerden itibaren THR'ler yatak çiftine göre iki gruba ayrılabilir: metal-metal ve metal-polimer. Metal-metal tasarımcıları; McKee, Watson-Farrar, Ring, Scales ve Müller'dir. Bu ilk protezlerin çoğu Thompson ve Moore yarı mafsal yenileme protezlerinden uyarlanmıştır. Klinik tecrübelerin ardından tasarımdaki değişimler birçok istenmeyen özellikleri ortadan kaldırmıştır. Bu tasarımların bazıları Şekil 2.16'da gösterilmiştir [64].



Şekil 2.16. Kalça yenileme protez çeşitleri: A Judet, B Moore, C Thompson, D Ring, E Sivash, F McKee-Farrar, G Charnley, H Müller [64]

THR'de metal-polimer çiftinin geçmişi Charnley'nin başarılarıyla doludur [72,73]. Hayvan mafsallarının yağlama durumu ile ilgili araştırması düşük sürtünmeli bir tasarım geliştirmesini sağlamıştır. Yatak malzemesi olarak politetrafloretillen (PTFE) kullanarak yaptığı denemeler sonrasında yüksek yoğunluklu polietilen (HDPE) geliştirmiş ve THR'de kemik çimentosu (PMMA) kullanılmasını ortaya koymuştur. Charnley'nin geliştirdiği protezler bundan önceki küçük uyluk başlı protezlerden tamamen farklıdır [72].

## 2.6. Mafsal Yenileme Malzemeleri

### 2.6.1. Biyo-malzemeler

Bir malzemenin, insan vücudunda başarılı bir şekilde kullanılabilmesi için iki şartı karşılaması gerekir [74]. Birincisi, fizyolojik ortamda belirli olan işlevini (yük taşıma, ses iletimi gibi) yerine getirebilmesidir. Malzeme aynı zamanda biyo-uyumluluk da göstermelidir. Bu karmaşık bir gereksinimdir çünkü malzeme ve onun biyolojik ortamı arasındaki etkileşim belirlenen görevini engellememelidir. Uyum sorunu, canlı dokunun yapay modelinin hem biyolojik hem de mekanik olarak kaba olması nedeniyle meydana gelir.

Yük taşıma, protez ile doku arasında yük iletimi ve hareket, mafsal yenilemede kullanılan protez malzemeleri için gerekli üç fonksiyonu tanımlar. Yürüme sırasında kalça protezinde oluşan yük 3 kN civarındadır [54]. Bu da aksel olarak THR uyluk boynuna yüklendiğinde 100 mm<sup>2</sup> alanda 30 MPa gerilme meydana getirir. Bununla birlikte yükleme genellikle eğilme şeklinde etki eder bu nedenle gerilmeler çok daha fazla olabilir. Bu büyüklükteki gerilmelere dayanabilecek pek çok malzeme olmasına karşın biyolojik olarak uyumlu olan birkaç tanesi mevcuttur ve bunlar da yılda  $3 \times 10^6$  çevrimle 20 yıllık ömre sahiptirler [75]. Protezi çevreleyen kemik dokusuna olan yük iletimi, canlı organizmayla protez ara yüzeyi için gerekli mukavemeti belirler. Protez-kemik ara yüzeyinin dayanımı dokunun, protez malzemesine tepkisine bağlıdır. Ara yüzeyde eşit bir yük dağılımı oluşturmak için, kemiğinin sertliğine yakın malzeme kullanılması gerekir. Mafsal yenileme, düşük aşınma ve sürtünmeye sahip yatak malzemesi çifti gerektirir. Yatak çiftinin aşınma direnci birçok mekanik özelliğe bağlı olarak tanımlanır.

Fiziksel ortam zordur ve yabancı cisimlere karşı vücut kendini savunmak için iyi bir donanıma sahiptir. Bu yüzden yalnızca en etkisiz olan malzemeler protezlerde kullanılmaya uygundur. Bununla birlikte hiçbir malzeme vücudun hiç tepki göstermeyeceği kadar etkisiz değildir. Biyo-aktif bir malzeme ile onu çevreleyen doku birbirini yararlı bir şekilde etkiler. Uzun süreli biyolojik uyum, malzeme

bozulması ve doku tepkisi gibi iki konuya ayrılabilir. Malzemenin korozyonu, bozulmanın en açık şeklidir.

Doku tepkisi, protez-doku etkileşiminin en karmaşık kısmıdır. Proteze hem yakından hem de uzaktan tepkiler gelir. Yakın tepkiler normal bir yara iyileşme işlemi şeklinde ele alınabilir [74]. Bu durum, örtüşen iki aşamadan oluşur. İlk aşamada hücreler yaralı bölgeye çekildiğinden ateşlenme oluşur. Hasara uğrayan doku ve ölü hücreler alınır ve mikrop gibi yabancı cisimler bağışıklık sisteminin saldırısına uğrar. İkinci aşama olan onarım, yaralı bölgede hücre yenilenmesiyle başlar ve yeni bağ dokusunun oluşumuyla devam eder. Yaralı bölgedeki bir protez, ateşlenme sürecini uzatacaktır ve en kötüsü sürekli tahriş kaynağı olarak davranacaktır.

Bozulma sonucu çıkan parçacıklar da yakın tepkilere neden olabilir. Metallerin korozyonu ve polimerlerin bozulması ile çıkan parçacıklar bölgesel hücre faaliyetine engel olabilir. Bu biriken parçacıklar, protezin neden olduğu ateşlenmenin şiddetini arttırır. Protez malzemesinin bozulmasıyla oluşan parçacıkların özellikle eriyebilir olanları kan dolaşımına girebilir ve böylece vücuttaki pek çok organ ve dokuyu etkileyebilir. Metal iyonları hiçbir atık kalmadan boşaltılabilir veya belirli dokularda biriktirilebilir. Oluş sıklığının azaltıldığı belgelenmiş olmasına karşın [76-78], metal iyonlarının çeşitli organlarda birikmesi kansere neden olabilir.

### **2.6.2. Metaller**

Metaller ve alaşımları yük taşımak için gerekli gerilme, tokluk ve yorulma direncine sahiptirler. Sertleştirilebilir ve düşük pürüzlülük ve yüksek toleransla yüzeyleri işlenebilir. Bununla birlikte kötü çevre koşullarında çoğu metal aşınır ve altın ve platin gibi bazı aşınmayanları ise yapısal kullanım için çok yumuşaktır. Bu yüzden korozyona uğrayan metaller, korozyon miktarı mekanik işlevini tehlikeye atmayacak kadar küçükse kullanılır. Günümüzde kullanılan üç metal alaşımı mevcuttur ve bunların mekanik özellikleri Tablo 2.7’de gösterilmiştir.

Tablo 2.7. Protezlerde kullanılan metal ve alaşımlarının mekanik özellikleri:  $\sigma_{0,2}$ ; %0,2 akma sınırı,  $\sigma_c$ ; maksimum çekme gerilmesi,  $\epsilon$ ; % kopma uzaması, E; Young's Modülü

Metal Alaşımı	$\sigma_{0,2}$ (MPa)	$\sigma_c$ (MPa)	% $\epsilon$	E (GPa)	Kaynak
Paslanmaz Çelik					
316L tavllanmış	170	480	40	190	ASTM F138 (1986)
316L soğuk işlenmiş	310	655	28	2004	ASTM F138 (1986)
Ortron 90	810	1150	15		[79]
Duplex (2205)	550	800	25		[80]
Kobalt Krom					
Döküm Co-Cr-Mo	450	655	8	2484	ASTM F75 (1982)
Dövme Co-Cr-W-Ni	310	860	30	2424	ASTM F90 (1982)
Dövme Co-Ni-Cr-Mo tavllanmış	241-448	793-1000	50	2284	ASTM F562 (1984)
soğuk işlenmiş	1586	1793	8		ASTM F562 (1984)
Titanyum					
c.p.	100-225	240-370		120	[81]
Ti-6Al-4V	800-900	900-1000		115	[82]

Düşük maliyet ve imalat kolaylığı paslanmaz çeliği protez malzemesi olarak çekici kılmaktadır. Paslanmaz çeliğin içeriğindeki krom (en az %12 oranında) sayesinde malzeme yüzeyinde oksitlenme önlenir. Molibden ise yorulma aşınmasına karşı direnci artırır. Charnley protezlerinin imalatında östenit yapıdaki paslanmaz çelik kullanılır.

Kobalt-krom ilk Vitalyum alaşımı olarak diş protezlerinde kullanılmıştır. Sıcak izostatik presleme (HIP), alaşımın yorulma dayanımını artırır ve gözenekliliği önler. Bu önemlidir çünkü Co-Cr-Mo sapların başarısı, kalıp kusurlarından kaynaklanan yorulma çatlak başlangıcına bağlıdır [83]. Kobalt-nikel alaşımı da protez malzemesi olarak kullanılır. Bu alaşıma MP35N adı verilir ve MP çok fazlı olduğunu belirtir.

Titanyum hem ticari olarak saf halde (c.p.) kaplama olarak hem de %6 alüminyum ve %4 vanadyum katılarak alaşım olarak yük taşıma amaçlı kullanılmaktadır. Yeterli mukavemet ve korozyon direncine sahip başka Ti alaşımları da mevcuttur fakat bunlar yaygın olarak kullanılmaz. Titanyum alaşımların yorulma özellikleri mikro yapıya bağlıdır. C.p. Titanyum malzemesi kullanılan protezler kemiğe yerleştirildiklerinde kemik dokusu protez etrafında şekillenir ve böylece protezi yerine sabitler [83]. Bu olay c.p. Ti malzemede, Co-Cr, paslanmaz çelik ve hatta Ti-6Al-4V alaşımına göre daha iyi meydana gelmektedir.

### 2.6.3. Polimerler

Polimerler mafsalsal protez malzemeleri için gerekli üç özellikten ikisini karşılamaktadır. Bunlar; yük dağılımını sağlaması ve yüzeylerin eş çalışmasıdır. Komple kalça yenileme (THR) uyluk saplarında olduğu gibi yük taşıma uygulamaları için sertlikleri kemiğinkinden çok daha az olduğundan genellikle metallere birlikte kullanılırlar. Bununla birlikte, kemiğin şekline uygun kalıplanan ve doğal yerinde sertleşen bir polimer (PMMA gibi) iyi bir yük dağılımı da sağlayabilir. Polimer yatak yüzeyleri düşük sürtünme üretir ve yatak çiftinde dışı için, erkeğe göre daha az sertlikteki bir malzeme kullanıldığı geleneksel mühendislik tasarımına uygundur.

Poliyeten ilk olarak 1939'da düşük yoğunluklu olarak üretilmiş ve 1950'lerde Yüksek Yoğunluklu Poliyeten (HDPE) ortaya çıkarılmıştır [84]. Charnley, protez malzemesi olarak HDPE'yi kullanmaya 1960'larda başladı [73]. Ultra Yüksek Moleküler Ağırlıkta PE (UHMWPE), HDPE'den daha düşük yoğunlukta ve kristal yapıda olmasına rağmen çok daha büyük ortalama molekül ağırlığına sahiptir. Kristalleşme derecesindeki artış, sertliği ve akma dayanımını artırır fakat tokluğu azaltır. Bununla birlikte moleküler ağırlığın artması, çekme ve darbe mukavemetlerini iyileştirir. UHMWPE için kullanılan üretim metodu, malzeme özelliklerini ve homojenliğini belirler. UHMWPE, kalça çukuru kabı ve kap yuvaları ve diz mafsalları için kaval düzlemleri için kullanılır. En önemli özellikleri aşınma ve sürünme direncidir. UHMWPE malzemelerde abrazyon ve adhezyon aşınmaları meydana gelir. Adhezif aşınma sonucunda, sert malzemeye karşı poliyeten yüzeyden parça koparak birikir. Abrazif aşınma ise hasara uğrayan metal yüzeylerinden kaynaklanır.

Polioksimetilen (POM) olarak da bilinen Poliasetal, birkaç farklı mafsalsal yenileme protezi ve aynı zamanda kalp kapakçıkları için kullanılmıştır. Izoelastik komple kalça yenileme protezinin sap kısmı, temperlenmiş titanyum çekirdek ve poliasetal kılıftan imal edilmiştir. Bu tasarımla uylukta oluşan gerilme korunumu azaltılmıştır [85].

Poliüretan (PU), kalça çukuru kabı için yuva malzemesi olarak kullanılmıştır [86]. Kalça simülatörü aşınma deneyleri PU yuva ile kaplanmış metal kalça çukuru kaplarının, UHMWPE kaplara göre daha düşük aşınma oranlarıyla sıvı film yağlama üretebildiğini göstermiştir. Smith ve diğerleri [87], PU yataklardaki yağlama sisteminin, klasik UHMWPE yataklardakine göre tam sıvı filme daha yakın olduğunu göstermişlerdir.

#### 2.6.4. Kemik çimentoları

Kemik çimentosunun temel görevi kemik ve protez arasındaki boşluğu doldurarak protezi sabitlemek ve protezden kemiğe yük iletimini sağlamaktır [83]. Polimetilmetakrilit (PMMA) yaklaşık 40 yıldır kemik çimentosu olarak kullanılmaktadır ve yapısı çok az değişmiştir. PMMA ameliyat sırasında bir katalizör ve aktivatör ile bir sıvı monomer içeren polimer tozu karışımı ile hazırlanır. Karıştırma işlemi çimentoyu zayıflatan hava kabarcıklarını önlemek için vakum altında gerçekleştirilir. Bununla birlikte, polimer çekme ile malzeme hazırlanırken her zaman büyük gözenekler oluşmaktadır. PMMA'nın mekanik özelliklerini (Tablo 2.8) bir dizi fiziksel faktör belirler. Bu faktörler; toz büyüklük dağılımı, toz/sıvı oranı ve moleküler ağırlığıdır. Malzemenin gözenekliliği, baryum-sülfat parçacıklarının varlığı ve kemik-çimento ara yüzünün pürüzlülüğü gibi faktörlerin hepsi, kemik çimentosunda çatlak başlangıcı için muhtemel nedenleri oluşturmaktadır. PMMA kırılma bir malzemedir ve basma dayanımı çekmeden daha fazladır. Bu nedenle yorulma hasarı başlıca mekanik problem olarak görülebilir. Bununla birlikte kritik çatlak büyüklüğünü ve gerilme şiddetini kesin olarak belirleyen çalışmalar henüz gerçekleştirilmemiştir.

Tablo 2.8. PMMA Çimento mekanik özellikleri:  $\sigma_c$ ;maksimum çekme gerilmesi;  $\sigma_b$ ;maksimum basma gerilmesi [83]

Özellik	Aralık
Çekme modülü / GPa	1.6 - 2.6
$\sigma_c$ / MPa	24 - 48
% kırılma uzaması	5 - 10
$\sigma_b$ / MPa	77 - 92

### 2.6.5. Seramikler ve camlar

Bileşiklerinin oksitlenmiş durumları nedeniyle seramik ve camların doğal kimyasal dengeleri, onları fizyolojik ortamda kullanmak için ilgi çekici malzemeler yapmaktadır [83]. Mühendislik seramikleri son derece serttir ve düşük yüzey aşınması sağlamak için yüzeyleri parlatılabilir. Seramikler ve camlar, aynı zamanda biyoaktif özellikler sergileyebilirler. Yük yataklamak için kullanılan tek parça seramiklerin başlıca dezavantajı kırılğan olmasıdır. Seramiğin mukavemeti, en geniş çatlağın boyutuyla belirlenir. Mühendislik seramikleri metalden daha serttir bu da protez-kemik ara yüzeyinde gerilme dağılımı problemini arttırır.

Alümina, zirkonya ve SiAlON (Silikon Alüminyum Oksinitrit) biyoinert seramikler olarak sınıflandırılabilir. Mafsal yenilemede başlıca uygulama biçimleri kaplama veya kompozitlerin içersine katılmak suretiyle gerçekleştirilir. Bununla birlikte AW cam seramiği kemik dolgu malzemesi olarak başarılı bir şekilde kullanılmaktadır [88]. Hydroxyapatite (HA),  $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ , biyo-malzeme olarak kullanılır çünkü malzeme yapısı, kemiğin malzeme yapısına yakın olduğundan daha iyi bir doku bağı meydana gelebilir.

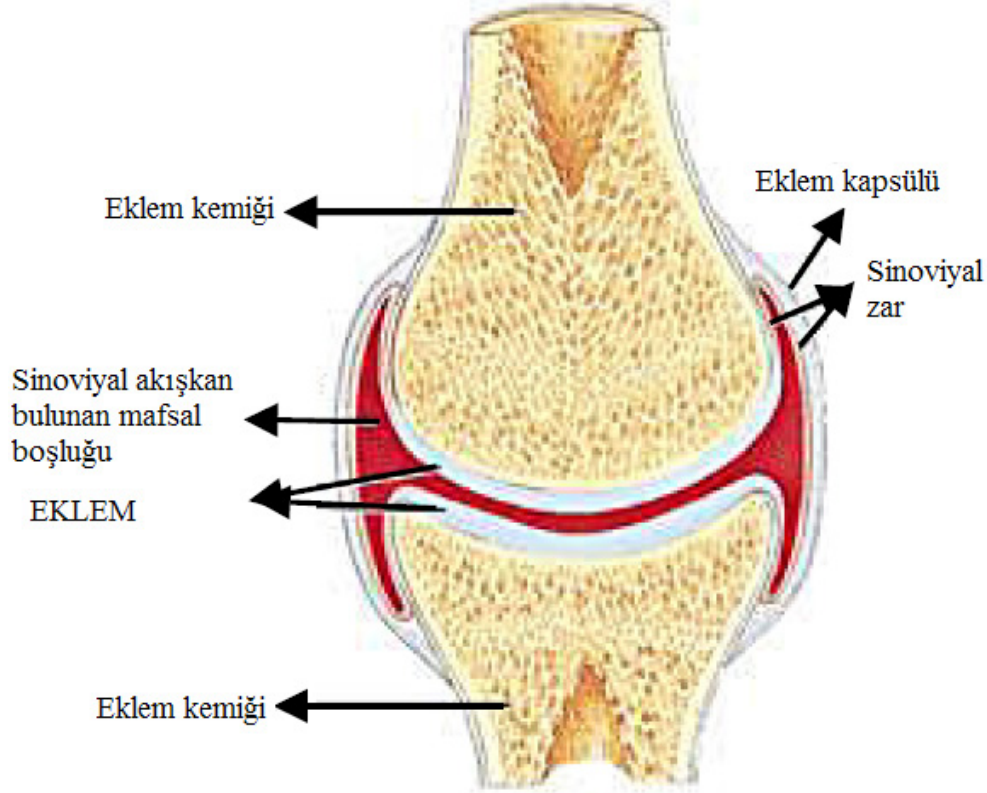
### 2.6.6. Kompozitler

Mafsal yenilemede kompozit malzeme kullanmak, yukarıda tanımlanan üç fonksiyondan ikisini yerine getirmeyi sağlar: yükü yataklamak ve yükü iletmek. Mafsal yenilemede kompozitlerin en önemli avantajı uygulamada kullanılacak malzeme özelliklerini uygun hale getirme kabiliyetidir. Yük taşıyan kompozitler kemiğe yakın sertlikte üretilebilirler. Diğer bir olasılık malzeme içersinde sertliğin değişkenliğidir böylece sertlik dağılımının optimize edildiği bir tasarım kullanılabilir [89]. Biyoaktif seramikler yapısal kullanım için yeterince dayanıklı değildir bu nedenle dayanıklı olan malzemelerin içersine katılırlar. HAPEX™, kemik yenileme için Bonfield ve diğerleri [90] tarafından HA ve HDPE kullanılarak geliştirilen böyle bir malzemedir. Hacminin %40'ı HA olan HAPEX™, klinik olarak yükün az olduğu orta kulak kemiği protezleri gibi uygulamalarda kullanılır [91,92].

## BÖLÜM 3. DOĞAL KALÇA MAFSALLARI

### 3.1. Giriş

Eklem mafsalları, insan vücudunda serbestçe hareket eden mafsallardır (Şekil 3.1). Bununla beraber yatak yüzeylerinin şekli ve eklem kemiklerini birlikte tutan bağ ve kaslar ile hareketi kısıtlanır. Eklem kemikleri, eklem yüzeylerinin hareketini kolaylaştıran ve minimum aşınma ve sürtünme sağlayan pürüzsüz eklem kıkırdağı ile kaplıdır. Eklem boşluğu, lifli eklem kapsülü ile kaplıdır ve kapsülün iç yüzeyi, sinoviyal zar ile örtülüdür. Sinoviyal zar, mafsal boşluğunda bulunan yağlayıcıyı yani sinoviyal akışkanı salgılar.



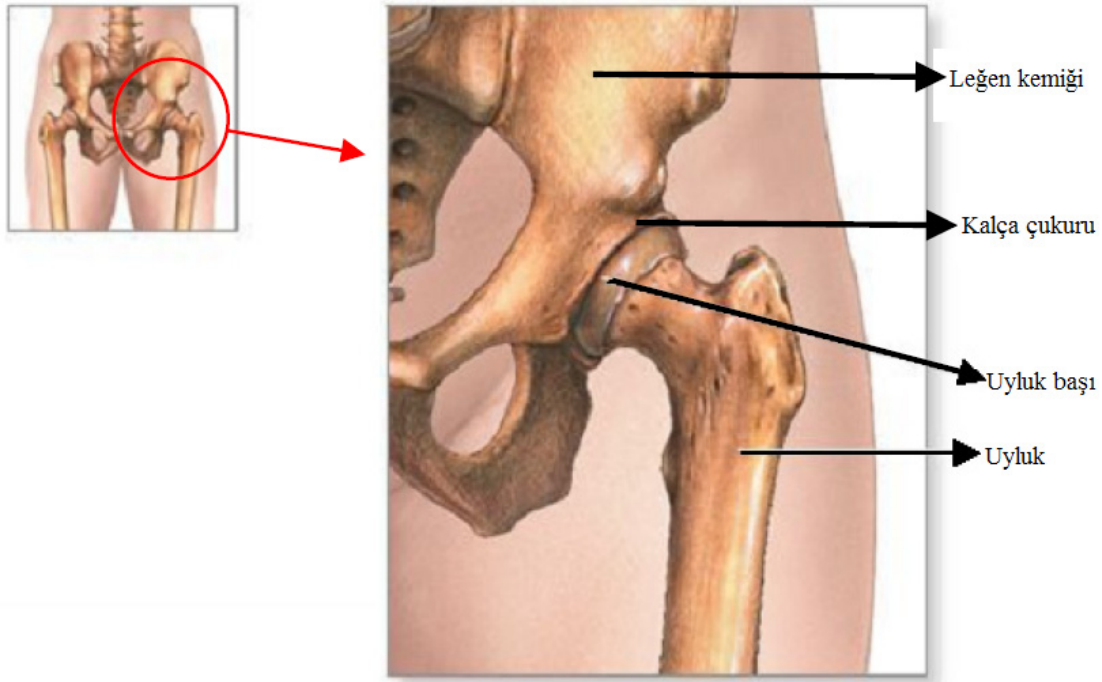
Şekil 3.1. Tipik eklem mafsalı diyagramı [93]



Sinoviyal akışkan, kan plazmasının yapısıyla benzerdir fakat aynı zamanda sinoviyal akışkanın vizkozitesini belirleyen hiyalüronik asit gibi organik bileşenler de içerir. Mafsal yağlayıcısı görevinden başka sinoviyal akışkan aynı zamanda eklem kıkırdağı için gerekli beslenmeyi sağlar. Sinoviyal akışkan, Newtoniyen olmayan davranış gösterir. Bununla beraber sabit yürüme şartlarında sinoviyal akışkan, Newtoniyen akışkan gibi davranır [94,95].

Kemik, insan vücudunun başlıca elemanıdır ve süngerimsi kemik denilen içi boş bir matrise sahiptir. Süngerimsi kemik gözeneklidir ve kortikal kemik denilen yoğun ve sert bir tabakayla kaplıdır.

Şekil 3.2’de gösterildiği gibi kalça mafsali, uyluk başı ve leğen kemiğindeki kalça çukuru ile şekillenen bir yapıya sahiptir. Kalça mafsali, gövde ağırlığıyla oluşan yatak yüklerinin bacaklara iletilmesini sağlar. Mafsalın bu yapısı, üç eksenli harekete izin verir [96]: bükülme/uzama, abdüksiyon/addüksiyon ve önemli derecede uyluğun içeri/dışarı dönmesi. Kalça mafsali çok kararlıdır ve bu kararlılık, eklem yüzeylerinin geometrisine, bağlara ve mafsali birleştiren kaslara uygun olarak sağlanır.



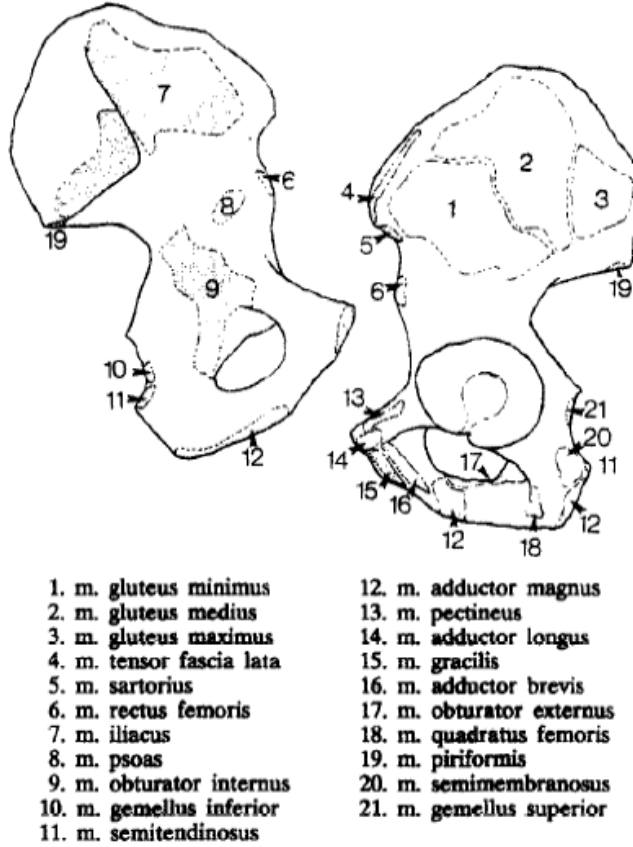
Şekil 3.2. Kalça mafsalinın diyagramı [97]

Eklem mafsallarındaki yük iletiminin değerlendirilmesi, ortopedik biyomekaniğin başlıca problemlerinden biridir. Mafsala etki eden fizyolojik kuvvetler literatürde uzun süredir mevcuttur [52]. Ayrıca yürüyüş analizleri sonucu mafsal ve kas kuvvetlerinin hesaplanmasıyla ilgili çalışmalarda yapılmıştır [98]. Bozucu mafsal hastalıklarıyla ve çeşitli protezlerin performansıyla direk ilgili olduğundan kalçadaki yük dağılımı üzerine yoğun çalışmalar gerçekleştirilmiştir [99-102]. Sonlu elemanlar (SE) tekniğinin uygulanması, karmaşık gerilmelerin detaylı olarak tanımlanmasını sağlamıştır. Temas gerilme dağılımı, kıkırdak mekaniklerini veya yüzey yenileme artroplastisini anlamak için önemlidir.

Leğen kemiğinin içyapısı düşük yoğunlukta yumuşak kemik dokusundan (süngerimsi kemik) oluşur bu da yüksek yükleri sönmlemesine yardımcı olur. Dış kısım ise tamamen ince bir sert kabuk tabakasıyla (kortikal kemik) kaplıdır [31]. Bu sandviç yapısından başka leğen kemiğinin temel mekanikleri pek bilinmemektedir. Normal şartlar iyi anlaşılmasa leğen kemiği ve kalça çukurundaki yük aktarımı ve gerilme dağılımı için deneysel ve SE çalışmaları başarılı olmaz.

Dalstra ve Huiskes yaptıkları çalışmada leğen kemiğinin temel mekaniklerini, SE modeliyle elde etmişlerdir. Eğer normal yükleme koşullarında leğen kemiğinin davranışı anlaşılabilirse, sonraki çalışmalarda kalça çukuruna kap implantı yerleştirilmesiyle olabilecek farklılıklar tahmin edilebilir. Model sürtünmesiz olarak kurulmuş, eklem kıkırdağı modellenmemiş böylece uyluk başı, kıkırdak altı kemik tabakasıyla dolaylı temasta gösterilmiştir [103].

Şekil 3.3'de 21 kas kuvvetinin nerelere etkidiği gösterilmiştir. İki boyutlu çalışmalar leğen kemiğinin mekaniklerini yeterli şekilde göstermez. Çünkü asimetrik modelde kap 360° alınır fakat gerçekte tam bir daire değildir o yüzden eksen simetri model yönelimleri verebilir ama detaylı değerlendirme için üç boyutlu model gereklidir [104].



Şekil 3.3. 21 kas kuvvetinin, leğen kemiğine bağlanma yerleri [104]

Dalstra ve Huijskes'nin sonuçları, maksimum gerilmelerin kalça çukurunun üst duvarında oluştuğunu göstermiştir bu da onun kalça mafsalındaki yük aktarım mekanizmasındaki önemini gösterir. Temas gerilmesinin maksimum değerini, ayakta durma aşamasında 9 MPa ölçmüşler. Bu değer, diğer sonlu eleman çalışmalarına göre biraz daha yüksek olsa da gerçekçi gözükmektedir. Analizler yükün büyük kısmının sert kemik kabuğu içinden aktarıldığını göstermiştir. Sert kabuktaki gerilmeler, iç kısımlara göre yaklaşık 50 kat fazladır. Kalça mafsal kuvvetinin büyüklüğü değişken olsa da yönü (normal yürüyüş boyunca) kabın ön-arka çeyrek dairesinde kalmıştır [103].

Tek ayaküstünde durma sırasındaki mafsal için maksimum basınç 9 MPa hesaplanmıştır. Kas kuvvetleri, leğen kemiğindeki yük aktarımını dengeleme rolü üstlenir. Analizler kas kuvvetleri olmadığında, olduğu duruma göre bazı bölgelerdeki gerilmelerin daha yüksek olduğunu göstermiştir [103].

Brown ve Digioia çalışmalarında uyluk başı kısmında malzeme özellikleri parametrik olarak değiştiğinden, doğal kalça mafsalsındaki gerilme dağılımı üzerine çalışmak için doğrusal olmayan iki boyutlu SE modeli kullanılmışlardır. Burada Sert kemik dokusu ve eklem kıkırdağı, homojen, izotropik ve lineer elastik kabul edilmiştir. Yumuşak kemik dokusu ise lineer elastik, izotropik ve bölgesel olarak homojen olarak alınmıştır [105].

Geometrik basitleştirmeler kullanılmasına rağmen mafsaldaki temas gerilmeleri, normal kalça mafsalı için yapılan önceki deneysel çalışmalarla uyumlu sonuçlar vermiştir. Kıkırdak altı kemik dokusunun elastik modülünün artması ya da kalınlaştırılması gibi değişimlerin, hesaplanan temas gerilme dağılımı üzerine çok küçük etkisi olduğu bulunmuştur. Kıkırdağın modülünün artması, verilen bir deformasyon için yükün artmasına neden olur. Fakat gerilme dağılımı, sonuçta artan yükün büyüklüğüyle neredeyse doğru orantılı olarak artar. Sürtünme katsayısının artmasının, normal temas gerilmeleri veya tüm yük iletimi üzerine önemli bir etkisi olmamıştır.

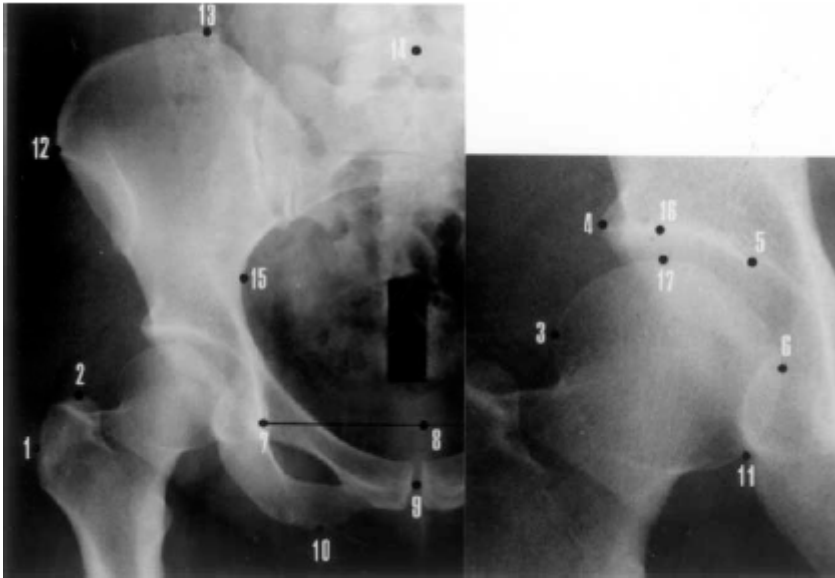
Brown ve Shaw yaptığı çalışmada on yedi adet taze kadavradan alınan kalça mafsallarından doğrudan ölçüm yaparak mafsaldaki temas gerilme dağılımı verilerini toplamışlardır. Yerel gerilmeleri, uyluk başına yerleştirilen 24 adet transdüser ile ölçmüşlerdir. Sonuçta yerel temas gerilmesi büyüklüğünün, genellikle uygulanan 1000 N'un üzerindeki mafsal yükleriyle neredeyse doğrusal olarak arttığı ve maksimum yerel gerilme bölgelerinin, genelde kalça çukuru kubbesinin altında meydana geldiği görülmüştür. 2700 N mafsal yükü için ortalama temas gerilmesi ve maksimum yerel temas gerilmesi 68 ayrı yükleme denemesinin ortalaması alınarak sırasıyla 2,92 ve 8,8 MPa elde edilmiştir [106].

Hodge ve diğerleri, insanın eklem kıkırdağına etkileyen basınçları, canlı organizmada ölçmüşlerdir. Ameliyat, iyileşme, rehabilitasyon ve normal faaliyetler süresince ameliyattan sonra bir yıldan fazla bir süre için veriler elde edilmiştir [53]. Yapılan deneylerde yürüme ve koşma hareketleri boyunca insan kalça mafsalsındaki max basıncın, vücut ağırlığının 2,5-5,8 katı arasında değiştiği belirlenmiştir [107,108].

Kalçadaki kuvvet, vücut ağırlığının 2,6 katıyken kıkırdaktaki max basınç 6,78 MPa (ort 2,14 MPa) olarak elde edilmiştir [109].

Genda ve diğerleri, hastanın kalça mafsalındaki temas basınç/kuvvet dağılımı üzerine çalışmak için kolay ve pratik bir analiz tekniği geliştirmişler böylece anormal biyomekanik şartların ve anatomik deformasyonların temas gerilmesi üzerine etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmada 12 anatomik ve 7 biyomekanik parametre hesaplanmış ve parametreler arası ilişki incelenmiştir. 3B geometri, uyluk ve kalça çukuru küresel kabul edilerek 2B radyograflardan elde edilmiştir [110].

Şekil 3.4'de radyograf üzerinde 17 anatomik nokta gösterilmiş ve bu noktalar: 1- büyük trochanter'in en dış noktası, 2- büyük trochanter'in en üst noktası, 3- uyluk başının dış sınırı, 4- kalça çukurunun dış kenarı, 5- sourcil çizgisinin orta kenarı, 6- uyluk başının orta sınırı, 7- kalça çukurunun alt kenarı, 8- sağ ve sol kalça çukurlarının alt kenarlarını birleştiren çizginin orta noktası, 9- kasık kemiğinin merkezi, 10- leğen kemiğinin alt sınırı, 11- uyluk başı alt sınırı ve kalça çukuru alt kenarının kesim noktası, 12- leğen kemiğinin en dış sınırı, 13- leğen kemiğinin en üst sınırı, 14- beşinci omurun merkezi, 15- kalça kemiğinin iç kenarı üzerinde 12 nolu noktaya en yakın nokta, 16- kalça çukurunun üst sınırı ve 17- uyluk başının üst sınırı.



Şekil 3.4. Kalça röntgen filmi üzerinde 17 anatomik noktanın gösterilmesi [110]

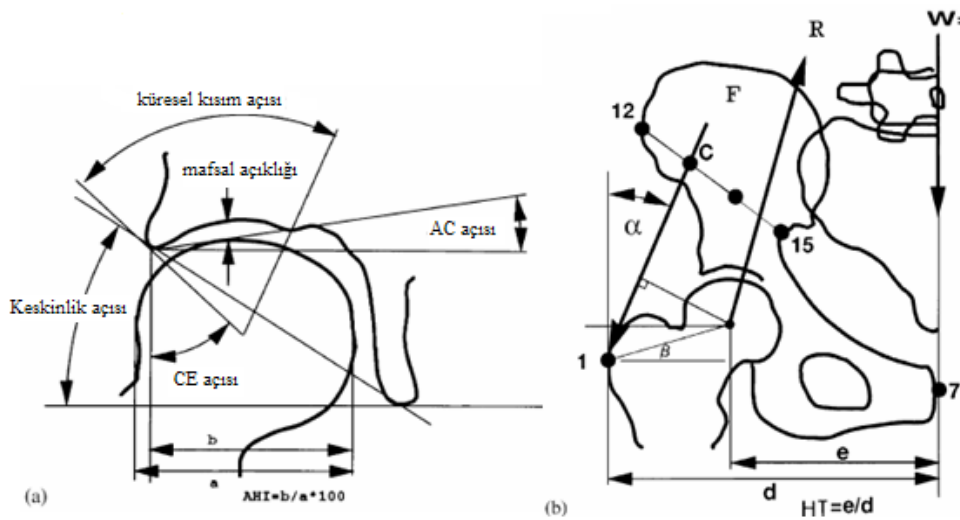
Uyluk başı-trochanter oranı, uyluk başı yarıçapı, leğen kemiği uzunluğu, mafsalsal temas alanı, maksimum temas basıncı, abduktör kuvveti ve mafsalsal temas kuvveti erkek ve kadınlarda önemli ölçüde fark etmektedir. Osteotomi (kemik kesilmesi), mafsalsal temas kuvvet ve basınç dağılımını değiştirir. Bu nedenle ameliyatın planlanması, simülasyonu çok iyi yapılmalıdır. Şekil 3.5’de çeşitli anatomik parametreler verilmiştir ve bu parametrelere temas kuvveti ve abduktör kuvveti Denklem 1, 2 ve 3 kullanılarak hesaplanmaktadır [109].

$$R_x = \frac{W.HT.\sin \alpha}{(\cos \alpha - \sin \alpha.\tan \beta).(1 - HT)} \quad (3.1)$$

$$R_y = \frac{W.HT.\cos \alpha}{(\cos \alpha - \sin \alpha.\tan \beta).(1 - HT)} + W \quad (3.2)$$

$$F = \frac{R_x}{\sin \alpha} = \frac{R_y - W}{\cos \alpha} \quad (3.3)$$

Burada  $R_x$ ,  $R_y$  mafsalsal temas kuvvetinin yatay ve düşey bileşenleri,  $F$  abduktör kuvveti,  $W$  vücut ağırlığının  $5/6$ ’sı,  $HT$  uyluk başı-trochanter oranı ( $e/d$ ),  $\alpha$  abduktör kuvveti açısı ve  $\beta$  ise kalça mafsalsal merkezini 1 nolu noktayla birleştiren çizginin yatayla yaptığı açıdır. Bu parametreler Şekil 3.5’de verilmiştir.



Şekil 3.5. Kalça mafsalsalındaki anatomik parametreler [109]

### 3.2. Malzeme Ve Geometri

Genda ve diğçerleri, doğal kalça mafsalsının anatomik ve biyomekanik özelliklerini inceledikleri çalışmalarında uyluk başı yarıçapını bayanlarda ortalama olarak  $23,8\pm 1,7$  mm ve erkeklerde  $26,0\pm 1,5$  mm ölçmüşlerdir. Bu nedenle, bu çalışmada kullanılacak doğal kalça mafsalı sonlu eleman (SE) modellerinde uyluk başı yarıçapı 25.0 mm olarak ele alındı. Ayrıca doğal kalça mafsalında uyluk başı ile kalça çukuru arasındaki yarıçapsal açıklık sıfır olduğundan kalça çukurunun yarıçapı da 25.0 mm olarak alındı. Bununla birlikte, sonlu eleman modellerinde kalça çukuru ve uyluk başı tam küresel olarak kabul edildi [109].

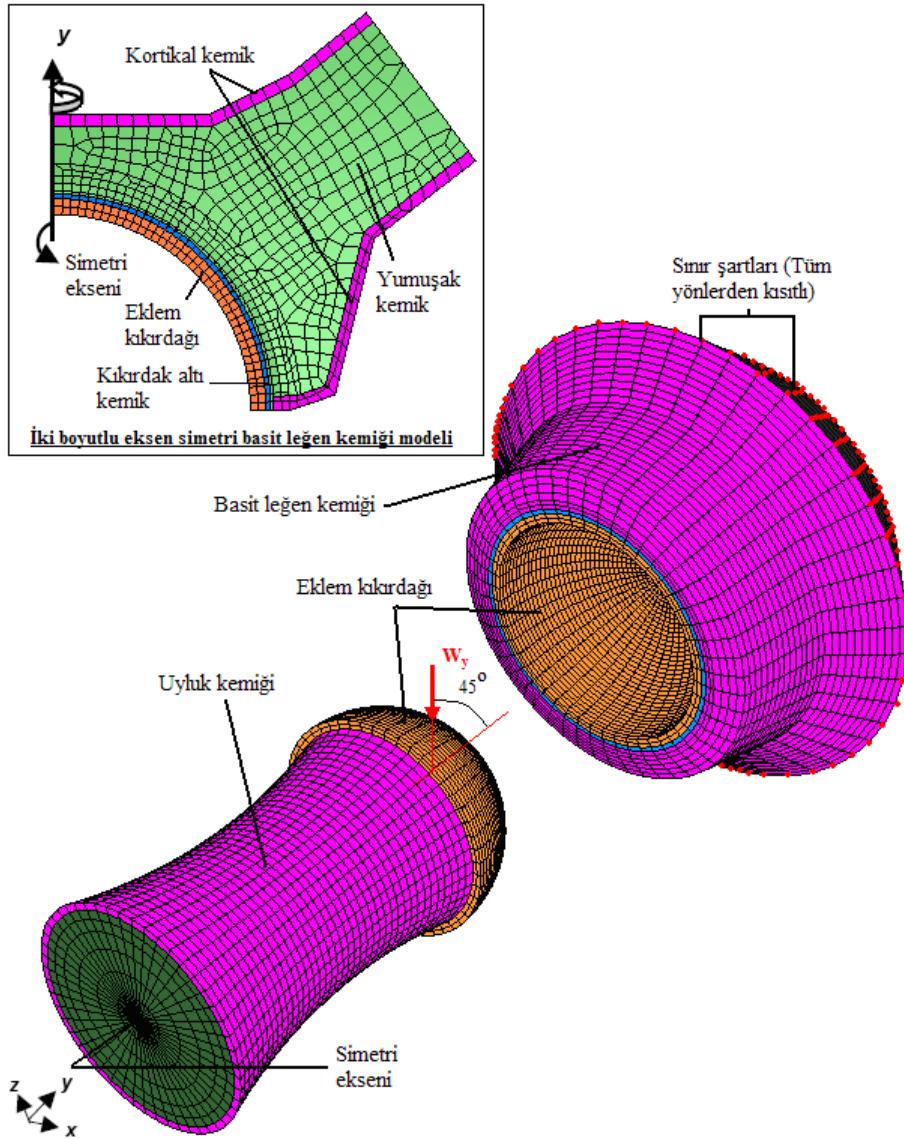
Kemik dokusu, yumuşak kemik dokusunun etrafını 1,5 mm kalınlığında kortikal kemik dokusu kaplayacak şekilde modellendi [110]. Eklem kıkırdağı ise 2 mm nominal kalınlıkta ve lineer elastik özellikte olduğđ kabul edildi [111]. Eklem kıkırdağının altında bulunan kıkırdak altı kemik dokusu ise 0,6 mm kalınlığında alındı [112]. Sonlu eleman modeli kurulan doğal kalça mafsalına ait bileşçenlerin Elastisite modülü ve Poisson's oranı olarak malzeme özellikleri Tablo 3.1'de gösterildi [106].

Tablo 3.1. Doğal kalça mafsalı bileşçenlerine ait lineer elastik malzeme özellikleri [106]

Malzeme		Elastik Modülü, E (MPa)	Poisson's Oranı, $\nu$
Kortikal kemik	Sağlıklı kemik	17000	0.3
	2 kat azaltılmış kemik kalitesi	8500	0.3
	4 kat azaltılmış kemik kalitesi	4250	0.3
Yumuşak kemik	Sağlıklı kemik	800	0.2
	2 kat azaltılmış kemik kalitesi	400	0.2
	4 kat azaltılmış kemik kalitesi	200	0.2
Kıkırdak altı kemik dokusu		2000	0.3
Eklem Kıkırdağı		10.35	0.45

### 3.3. Eksen Simetri Sonlu Eleman Modelleri

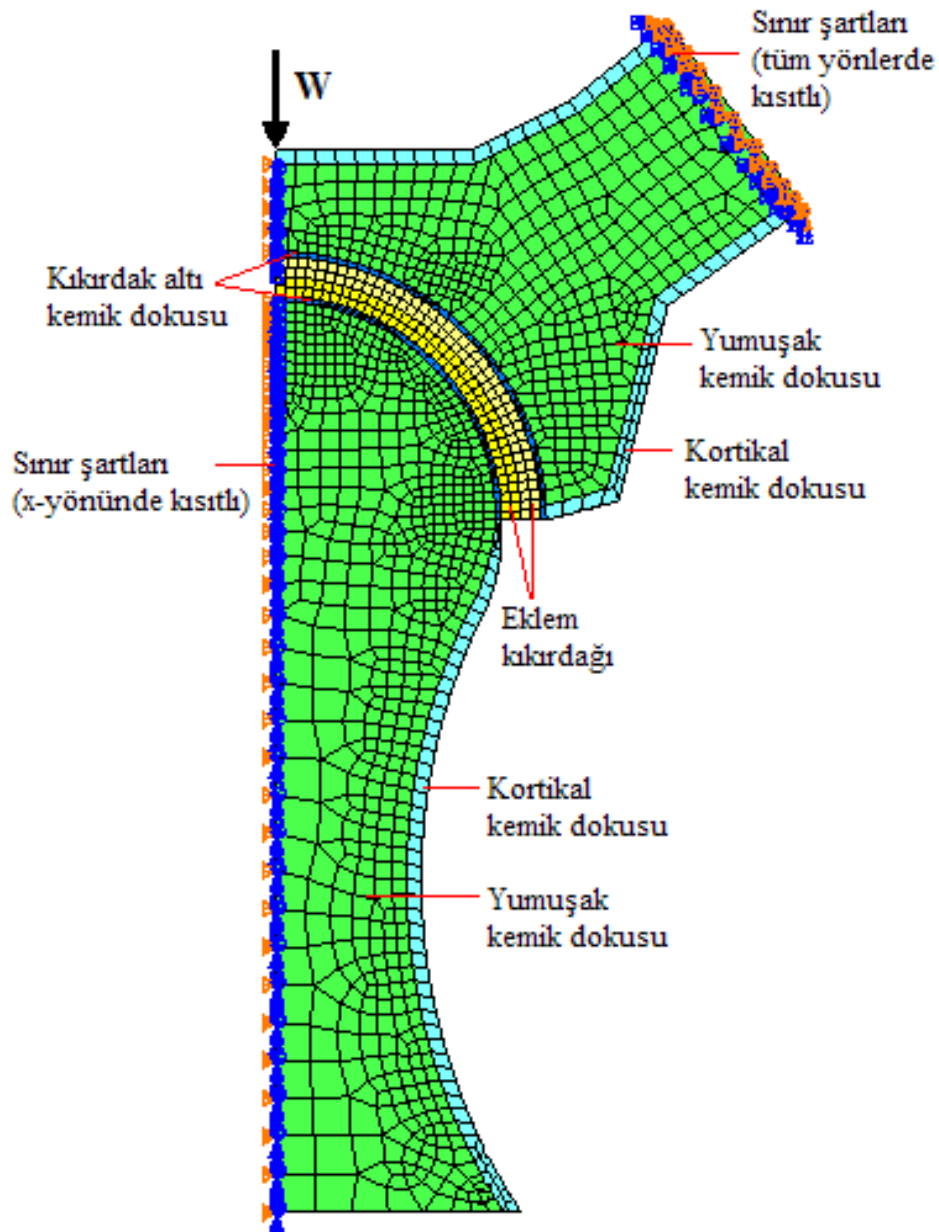
Şekil 3.6’da gösterildiği gibi leğen kemiğinin basit kesit geometrisi kullanılarak iki ve üç boyutlu (3B) eksen simetri sonlu eleman modelleri kuruldu [105]. Daha karmaşık olan gerçek leğen kemiği geometrisiyle karşılaştırıldığında tam doğru olmamasına rağmen basit leğen kemiği geometrisinin daha kolay modellendiğini ve daha hızlı çözümlendiğini önceki çalışmalar göstermiştir [105,106,113]. Uyluk kemiğinin yalnızca baş-boyun kısmı modellendi çünkü diğer bölgeler, uyluğun üst kısmına uzak olduğundan temas mekaniklerine etkisi yoktur [114].



Şekil 3.6. Doğal kalça mafsalının 3B (2B modelin simetri ekseninden 360° döndürülmesiyle oluşturulan) eksen simetri modeli



Temas mekaniği analizleri için birkaç sonlu eleman modeli oluşturuldu. Tüm sonlu eleman modelleri I-DEAS (Versiyon 11) ile kurulup, ağ yapısı oluşturuldu ve çözümler ise ABAQUS (Versiyon 6.5) kullanılarak gerçekleştirildi. Temas mekaniği analizleri için Şekil 3.6'da gösterildiği gibi 2B modelinin simetri ekseninde döndürülmesiyle 3B eksen simetri modeli elde edildi. 3B modelin çözümlenmesi için gerekli süre nispeten uzun olduğundan dolayı Şekil 3.7'de görülen basit kalça mafsalsının 2B eksen simetri modeli de oluşturuldu ve sonraki parametrik çalışmalar için benimsendi.



Şekil 3.7. Doğal kalça mafsalsının eksen simetri sonlu eleman modeli: yükleme ve sınır şartları

Simetri nedeniyle kalça mafsalı 2B sonlu eleman modelinin yalnızca yarım kesiti modellendi. Simetri ekseninde bulunan tüm düğüm noktaları yatay hareketi engellenip yalnızca dikey ekseninde harekete izin verecek şekilde sınırlandı. Leğen kemiğinin üst kısmı ise tüm yönlerden sınırlandırılarak sabitlendi. Uyluk kemiği ve leğen kemiği eklem kıkırdaklarının arasındaki yatak yüzeylerini modellemek için temas elemanları kullanıldı. Temas yüzeyleri, iyi yağlama koşullarını göstermek amacıyla sürtünmesiz olarak kabul edildi. Ayrıca, yükleme, kemik kalitesi ve kıkırdak kalınlığı gibi tasarım değişkenlerinin temas mekaniklerine etkisi de incelendi.

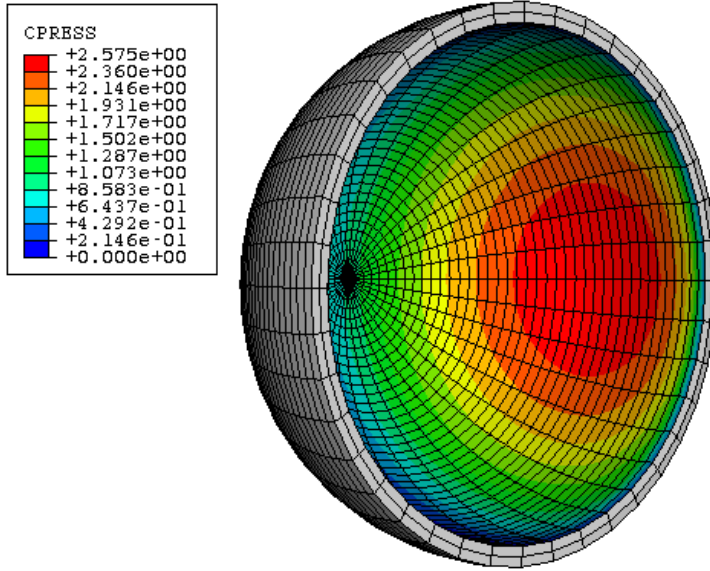
8-düğüm noktalı '*brick*' (C3D8) ve 6-düğüm noktalı '*wedge*' (C3D6) elemanlardan oluşan 3B sonlu eleman modeli ve 4-düğüm noktalı eksen simetri elemanlar (CAX4) ise 2B eksen simetri sonlu eleman modelinin ağ yapısını oluşturmada kullanıldı. 3B kalça mafsalı sonlu eleman modeli toplam 52800 eleman ve 60100 düğüm noktası ve 2B eksen simetri modeli ise 1371 eleman ve 1647 düğüm noktasından meydana geldi. Bileşke mafsallı kuvveti (W), Şekil 3.6'da gösterildiği gibi simetri eksenine 45° açı yapacak şekilde uyluk başından uygulandı. 2B eksen simetri modelinde ise yük, Şekil 3.7'deki gibi simetri eksenine doğrultusunda uygulandı. Nominal bileşke mafsallı kuvveti, yürüyüş çevriminin ayakta durma evresinde meydana gelen maksimum temas kuvvetini göstermek için 2500 N (vücut ağırlığının yaklaşık üç katı) olarak seçildi [115,116]. Ayrıca yürüyüş çevriminin çeşitli evrelerini göstermek amacıyla farklı yüklemelerin etkisi de incelendi.

### 3.3.1. Sonlu eleman analizleri

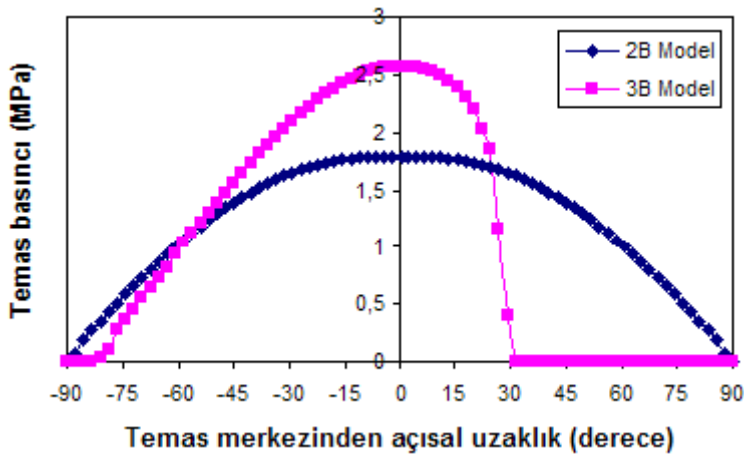
#### 3.3.1.1. Sonlu eleman modellerinin karşılaştırılması

Kalça çukuru eklem kıkırdağı temas yüzeyinde meydana gelen temas basıncı dağılımı Şekil 3.8'de gösterildi. Şekil 3.9'da ise 3B ve 2B eksen simetri modellerinde elde edilen temas basınçlarının karşılaştırılması görülmektedir. İki model ile elde edilen temas basıncı dağılımları benzerlik göstermesine karşın maksimum temas basınçları arasındaki fark yaklaşık %44 olarak elde edildi. İki model arasındaki bu fark, 3B modelde yüklemenin anatomik olarak 45° açı yapacak şekilde

uygulanmasından kaynaklanabilir çünkü 3B modelde yükleme anatomik olarak gerçeğe uygun bir şekilde uygulandığından Şekil 3.8'den görüldüğü gibi maksimum temas basıncının meydana geldiği bölge değişir. Bununla beraber basitliği ve kısa analiz zamanı nedeniyle 2B eksen simetri modellerini, tasarım değişkenlerini inceleyerek karşılaştırma yapmak amacıyla kullanmak uygun olur.



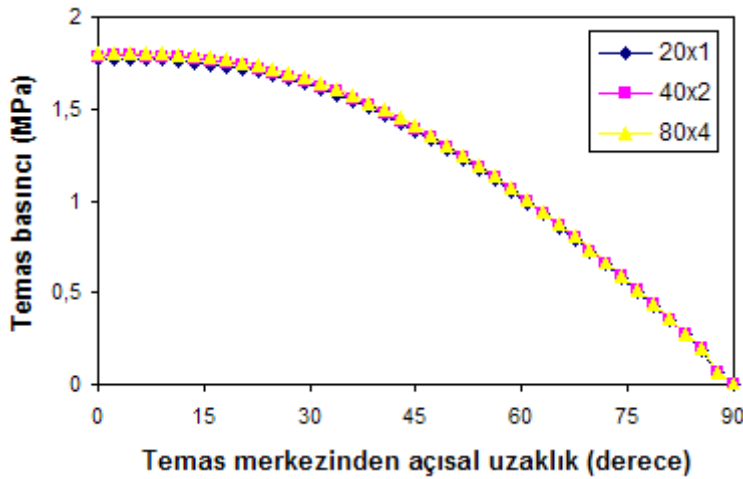
Şekil 3.8. 3B sonlu eleman modelinde kalça çukuru kırıkta olduğu yüzeyinde temas basıncı (MPa) dağılımı (W=2500 N)



Şekil 3.9. 2B ve 3B sonlu eleman modelleri için kalça çukuru eklem kırıkta olduğu yüzeyinde meydana gelen temas basınç dağılımlarının karşılaştırılması (W=2500 N)

### 3.3.1.2. Ağ yapısı yoğunluğunun temas mekaniklerine etkisi

2B eksen simetri modeli kullanılarak ağ yapısı yoğunluğunun, eklem kıkırdağı yüzeyinde temas mekaniklerine etkisi incelendi. Eklem kıkırdağının ağ yapısı radyal ve çevresel olarak kaba ağ yapısını göstermek için  $20 \times 1$ , orta yoğunlukta  $40 \times 2$  ve hassas ağ yapısında  $80 \times 4$  eleman olacak şekilde üç farklı yoğunlukta ağ yapıları oluşturuldu. Modelin kalan kısımları için de ağ yapısı, bu üç farklı yoğunluğa bağlı olarak arttırıldı. Şekil 3.10, her bir ağ yapısı yoğunlu için eklem kıkırdağında elde edilen temas basınçlarını göstermektedir.



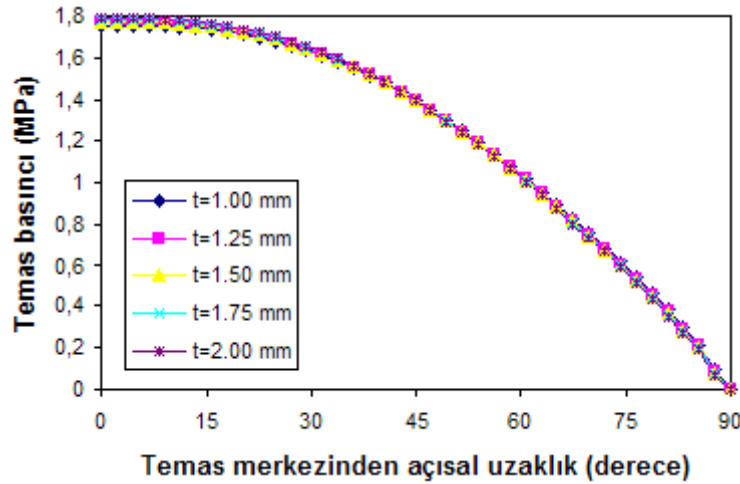
Şekil 3.10. Ağ yapısı yoğunluğunun, eklem kıkırdağı yüzeyinde elde edilen temas basıncı (MPa) dağılımına etkisi (W=2500 N)

Şekil 3.10'dan da görüldüğü gibi üç farklı ağ yapısı yoğunluğuyla elde edilen temas basınçları arasında çok küçük bir fark vardır. Ağ yapısı yoğunluğu  $80 \times 4$  olan model en hassas olmasına rağmen  $80 \times 4$  ve  $40 \times 2$  ağ yapısı yoğunluklarında elde edilen maksimum temas basınçları arasındaki farkın yaklaşık olarak %0,8 olduğu görüldü. Bu nedenle sonraki sonlu eleman analizlerinde  $40 \times 2$  ağ yapısı yoğunluğundaki model benimsenip kullanıldı.

### 3.3.1.3. Kalça çukuru eklem kıkırdağı kalınlığının temas mekaniklerine etkisi

Kıkırdak yüzeyinde elde edilen temas basıncı dağılımına, kalça çukuru eklem kıkırdağı kalınlığının etkisi Şekil 3.11'de gösterildi. Shepherd ve Seedhom yaptıkları

bir çalışmada, kalça çukurunun üst, ön ve arka bölümleri olduğunu ve bu bölgelerdeki ortalama kırıkdağı kalınlığının sırasıyla 1,24-2,25 mm, 1,20-1,71 mm, ve 1,24-1,85 mm arasında değiştiğini göstermişlerdir [111]. Bu nedenle eklem kırıkdağı kalınlığının temas basıncına etkisini görmek için kırıkdağı kalınlığı 1 mm ile 2 mm arasında değiştirildi.



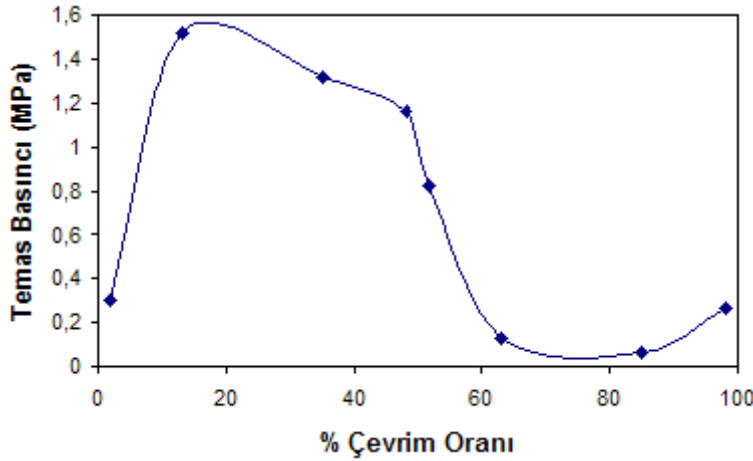
Şekil 3.11. Kalça çukuru eklem kırıkdağı kalınlığının, eklem kırıkdağı yüzeyinde elde edilen temas basıncı (MPa) dağılımına etkisi (W=2500 N, c=0,5 mm)

Şekil 3.11'de görüldüğü gibi kalça çukuru eklem kırıkdağı kalınlığının, temas mekaniklerine önemli bir etkisi yoktur. Eklem kırıkdağı kalınlığının nominal değeri olan 2 mm'den 1 mm'ye düşürülmesiyle elde edilen maksimum temas basıncı yalnızca %2 azaldı. Bu sonuçla, doğal kalça mafsalında kırıkdağı tamamen bozulmadığı sürece en önemli işlevi olan gelen yükü sönümleyip kemiklere olan etkisini azaltmayı yerine getirebildiği söylenebilir.

#### 3.3.1.4. Yüklemenin temas mekaniklerine etkisi

Yürüyüş çevrimi sırasında doğal kalça mafsalında meydana gelen maksimum temas basıncına, kalça temas kuvvetlerinin etkisi Şekil 3.12'de gösterildi. Özellikle yürüyüş çevrimi aşamalarında meydana gelen iki maksimum temas kuvveti nedeniyle temas basıncının maksimum değerlere eriştiği görülmektedir. Bu nedenle mafsal temas kuvvetinin artmasıyla; temas basıncının da arttığı söylenebilir. Ayrıca yürüyüş çevriminde bu maksimumların gerçekleştiği aşamalar arasında eklem kırıkdağına

meydana gelen temas basınçları 1-1,5 MPa arasında elde edildi. Bu değerler Day ve diğerlerinin [117] yaptıkları çalışmada deneysel olarak 2-3 MPa arasında hesapladıkları temas basıncı değerlerinden farklıdır. Bu farkın örneğin 3B yerine basit 2B eksen simetri modelinin kullanılması gibi sonlu eleman yönteminde yapılan bazı kabullerden kaynaklandığı söylenebilir.



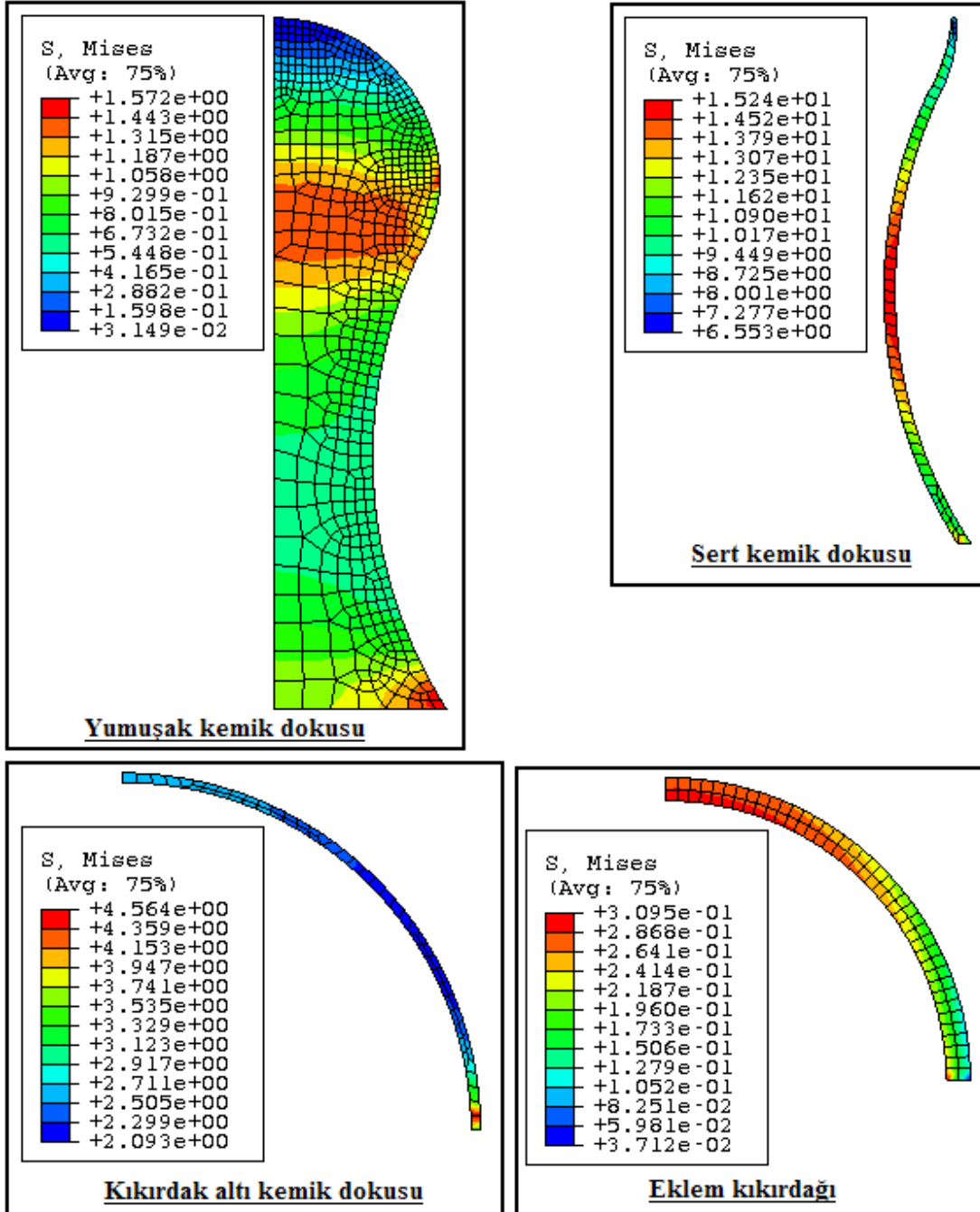
Şekil 3.12. Normal kalça mafsalında yürüyüş çevriminde oluşan maksimum temas basınçları

### 3.3.1.5. Kalça mafsalında gerilme dağılımı

Şekil 3.13 ve 3.14 sırasıyla uyluk kemiği ve leğen kemiğinin çeşitli bileşenlerindeki von Mises gerilme (MPa) dağılımlarını göstermektedir. Tüm kalça mafsalına bakıldığında maksimum gerilme, uyluk kemiği sert kemik dokusunda meydana geldi ve 15,2 MPa olarak elde edildi. Bu değer, Dalstra ve Huiskes'in leğen kemiğinde yük dağılımını inceledikleri çalışmada elde ettikleri değerlerle (ortalama 15 MPa) uyum içersindedir [103]. Yumuşak kemik dokusunda ise maksimum gerilmeler leğen kemiğinde temas bölgesinin hemen üzerinde ve uyluk kemiğinde ise uyluk başı ile boyun bölgesi arasında meydana geldi ve maksimum von Mises gerilmesi 1,83 MPa olarak elde edildi.

Kıkırdak altı kemik dokusu ve eklem kıkırdağındaki gerilme dağılımları da Şekil 3.13'de gösterildi. Kıkırdak altı kemik dokusunda maksimum gerilmeler uyluk kemiği için 4,56 MPa ve leğen kemiği için 3,29 MPa olarak elde edildi. Eklem

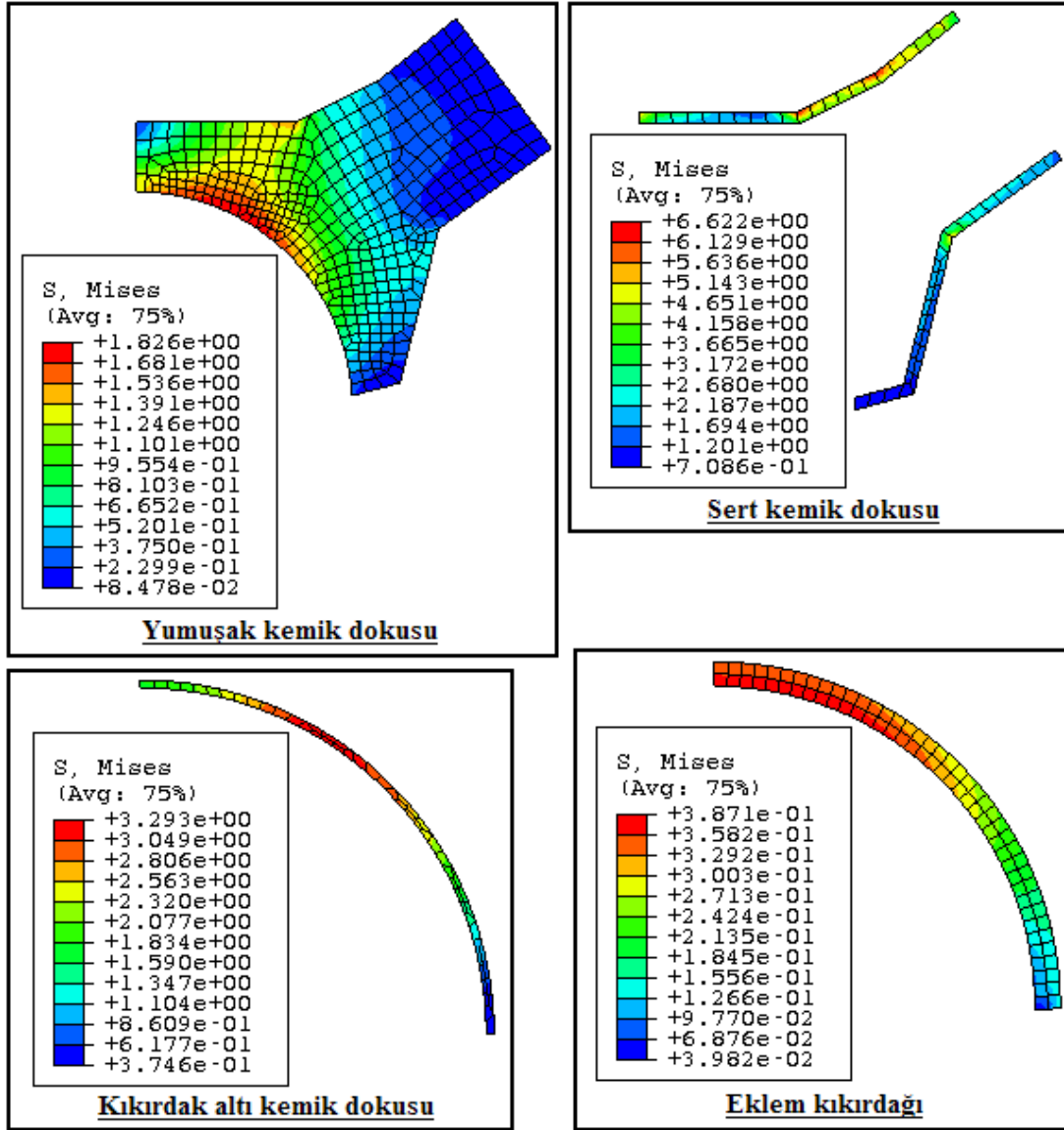
kıkırdağında maksimum gerilmelerin ise uyluk kemiği için 0,31 MPa ve leğen kemiği için ise 0,39 MPa olduğu görüldü.



Şekil 3.13. Uyluk kemiğinde elde edilen von Mises gerilme (MPa) dağılımları (W=2500 N)

Farklı sonlu eleman modelleri için doğal kalça mafsalsının bileşenlerinde meydana gelen maksimum von Mises gerilmeleri (MPa) Tablo 3.2’de gösterildi. Sert kemik

dokusunda elde edilen maksimum gerilme değeri, sert kemik dokusu için literatürde raporlanan maksimum basma gerilmesinden (yaklaşık 200 MPa) [118] ve yorulma dayanımından ( $10^7$  çevrimde 40-80 MPa arasında) [18] küçüktür.



Şekil 3.14. Leğen kemiğinde elde edilen von Mises gerilme (MPa) dağılımları (W=2500 N)

Yapılan Sonlu Elemanlar çalışması sonucu 2B ve 3B eksen simetri modelleriyle elde edilen temas basınç değerleri farklılık gösterdi. Bunun nedeni olarak 3B modelde yüklemenin, fizyolojik olarak gerçeğe yakın uygulanması gösterilebilir. Ancak kolay modellenmesi ve sonuçların hızlı elde edilmesi nedeniyle 2B eksen simetri



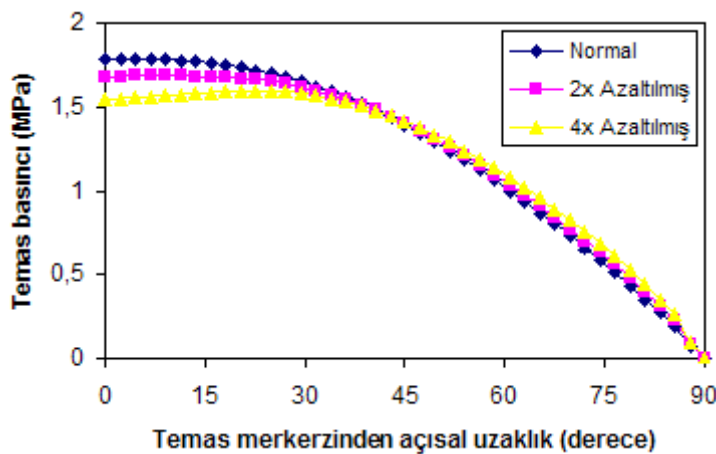
modellerini, anatomik ve biyomekanik parametrelerin temas mekaniklerine etkisini inceleyen karşılaştırmalı çalışmalarda kullanmak uygundur.

Tablo 3.2. Farklı sonlu eleman modelleri için doğal kalça mafsalsının bileşenlerinde meydana gelen maksimum von Mises gerilmeleri (W=2500 N)

Bileşen	Maksimum von Mises gerilmeleri (MPa)							
	Sert kemik dokusu		Yumuşak kemik dokusu		Eklem kıkırdağı		Kıkırdak altı kemik dokusu	
	<i>Uyluk</i>	<i>Leğen</i>	<i>Uyluk</i>	<i>Leğen</i>	<i>Uyluk</i>	<i>Leğen</i>	<i>Uyluk</i>	<i>Leğen</i>
<b>3B Eksen simetri</b>	75,81	26,05	4,55	4,84	2,56	1,44	6,72	7,81
<b>2B Eksen simetri</b>	15,24	6,62	1,57	1,83	0,31	0,39	4,56	3,29
<b>2 kat düşük kemik kalitesi</b>	15,23	6,39	1,57	1,79	0,38	0,38	4,58	3,25
<b>4 kat düşük kemik kalitesi</b>	15,22	6,20	1,57	1,74	0,50	0,40	4,61	3,18

### 3.3.1.6. Kemik kalitesinin temas mekaniklerine etkisi

Şekil 3.15 kemik kalitesinin, kalça çukuru eklem kıkırdağının yüzeyinde meydana gelen temas basıncı dağılımına etkisini göstermektedir. Kemik kalitesinin etkisini görmek için sert kemik dokusu, yumuşak kemik dokusu ve kıkırdak altı kemik dokusunun elastik modülü normal değerlerinin 2 ve 4 katı azaltıldı [119]. Böylece osteoporoz gibi hastalıkların ve yaşlanmanın, kemiklerin bozulmasına etkisi hesaba katıldı [120].



Şekil 3.15. Kemik kalitesinin azalmasının, elde edilen temas mekaniklerine etkisi (W=2500 N)

Şekil 3.15’de görüldüğü gibi kemik kalitesinin azaltılması, eklem kıkırdağı yüzeyinde elde edilen maksimum temas basıncını nispeten az etkiledi. Kemik kalitesindeki 4 katlık bir azalma, elde edilen maksimum temas basıncında yalnızca %12’lik bir azalmaya neden oldu. Ayrıca Tablo 3.2’den görüldüğü gibi doğal kalça mafsasında elde edilen von Mises gerilmeleri üzerinde de çok küçük bir etkisi oldu. Bununla birlikte unutmamak gerekir ki, kemik hastalığı neticesi meydana gelen kemik kalitesindeki bir azalma, aynı zamanda kemiğin dayanımını da azaltmaktadır.

### 3.4. Anatomik Sonlu Eleman Modeli

Biyolojik yapıların mekanik özelliklerini incelemek için sonlu eleman yöntemi son yıllarda artarak kullanılmaktadır. Bilgisayarlı Tomografi (BT), kemik yapılarının sonlu eleman modelini oluşturmak için önemli kolaylıklar sağlamaktadır. Bilindiği gibi BT resimleri, kemik geometrisi için oldukça kesin bilgiler vermektedir. Ayrıca yapılan çalışmalar da BT resimlerinin, kemik dokusunun mekanik özellikleriyle ilgili olduğunu göstermiştir. Sonlu eleman ağ yapısı bir kez oluşturulduğunda her bir eleman için malzeme özellikleri tanımlanmalıdır.

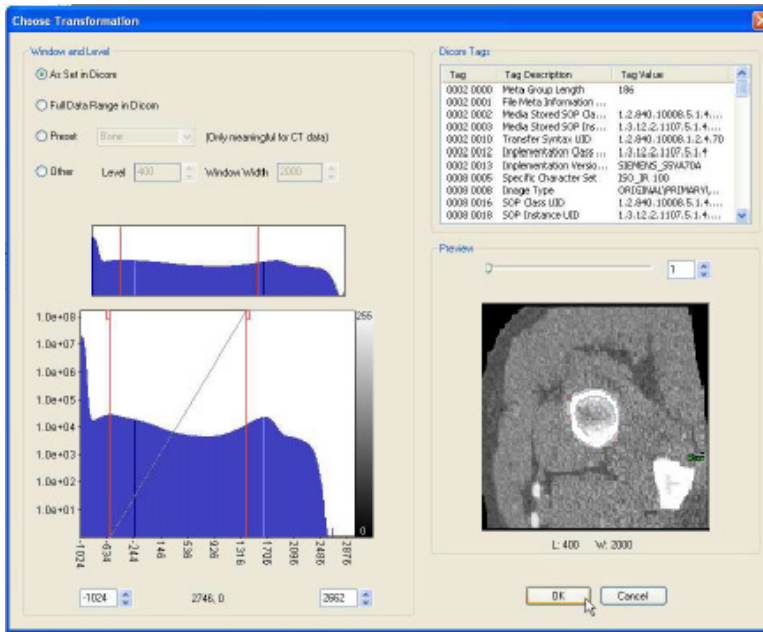
Normal bir kemik modellendikten sonra, daha önce yayınlanmış deneysel çalışmalarda farklı kemik dokuları için verilen ortalama değerler kullanılabilir [121-123]. Aksi durumda eğer belirli bir kemik modeli ele alınacaksa mekanik özellikler BT verilerinden elde edilebilir. Kemikteki gerilme dağılımının, kemik dokusunun mekanik özellikleriyle son derece ilgili olduğu gösterilmiştir [124,125].

Kas-iskelet sistemine etki eden yükler ile ilgili en son bilgiler hala sınırlıdır. Uyluğa etki eden yüklerde kasların önemli etkileri olduğuna dair kuvvetli deliller varken [62,126] gerçekte meydana gelen kuvvetleri elde etmek oldukça zordur. Günümüze kadar gerçek kas kuvvetlerinin ölçülmesi neredeyse imkânsızdı. Zira özellikle etik nedenler, insanlarda kas kuvvetlerini belirlemeye yönelik yöntemleri kullanmayı zorlaştırmıştır. Bu yüzden kas kuvvetlerini tahmin etmenin tek yolu bilgisayar analizlerinden geçmektedir. Bazı çalışmalarda kalçadaki kuvvet dağılımını belirlemek ve yükleme şartlarını simüle etmek için optimizasyon algoritmaları kullanılmıştır [127,128].

Bu çalışmada doğal kalça mafsalının üç boyutlu anatomik modeli BT taramalarından elde edildi, daha sonra I-DEAS (Versiyon 11) ile yeniden modellenip ağ yapısı oluşturuldu ve son olarak ABAQUS (Versiyon 6-5) ile sonlu eleman analizleri yapıldı. Kalça mafsalı, kas ve trokanter altı kuvvetler ile yüklendi.

### 3.4.1. BT taramalarından SE modelin elde edilmesi

Uyluk ve leğen kemiklerinin üç boyutlu anatomik modelleri, ScanIP resim işleme programı kullanılarak BT taramalarından elde edildi. Bir kalça mafsalına ait DICOM (121 BT resmi) verileri, Şekil 3.16’da gösterildiği gibi programa aktarıldı.

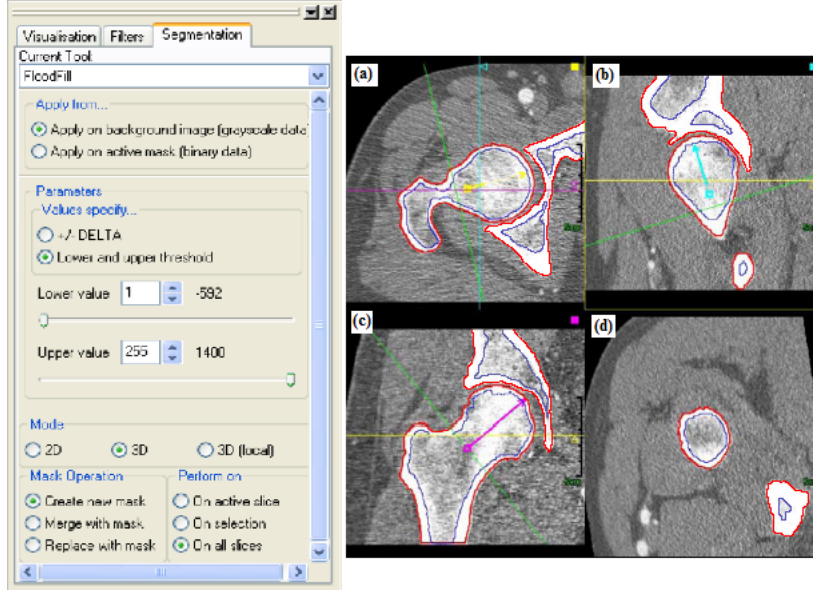


Şekil 3.16. BT resimlerinin ScanIP’ye aktarılması

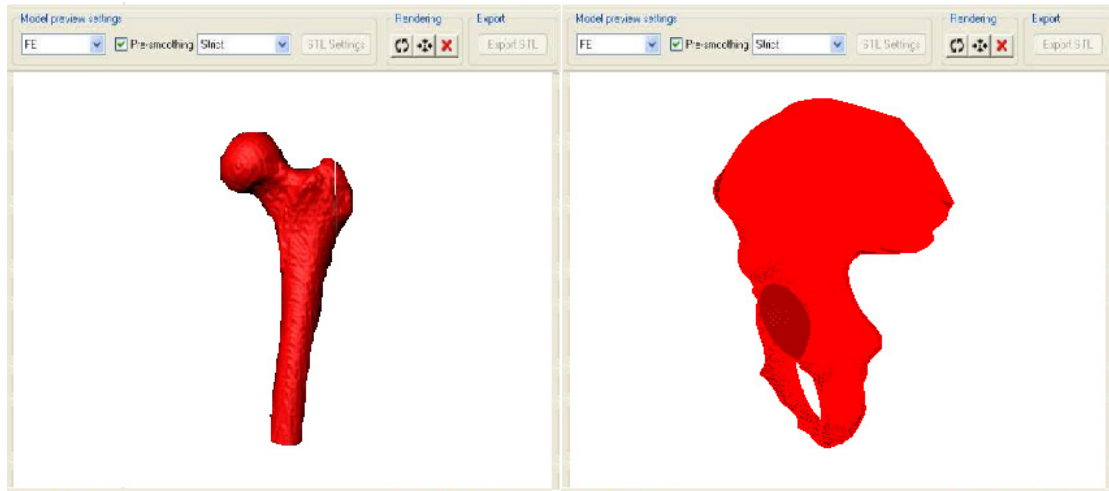
Resim işlemenin en önemli kısmı dilimlere ayırma ve maske oluşturmaktır. ScanIP programında FloodFill dilimleme özelliği, BT tarama resimlerine uygulanır. Bu durumda farklı kemik yapıları, farklı yoğunluklara sahiptir bu yüzden sert kemik ve yumuşak kemik dokuları için farklı yoğunluk aralıkları uygulanır ve Şekil 3.17’de gösterildiği gibi iki kemik dokusu için iki farklı maske oluşturulur.

Dilimlere ayırma işleminden sonra ScanIP programı içerisinde maske dosyalarında “Toggle Visible” seçilir sonra 3B görünüşte “FE” (Sonlu Eleman) özelliği seçilerek

“Strict” ve “Pre-smoothing” seçenekleri aktif hale getirilir. Böylece 3B görünüş yenilenecek Şekil 3.18’de görüldüğü gibi katı modeller oluşturulur.

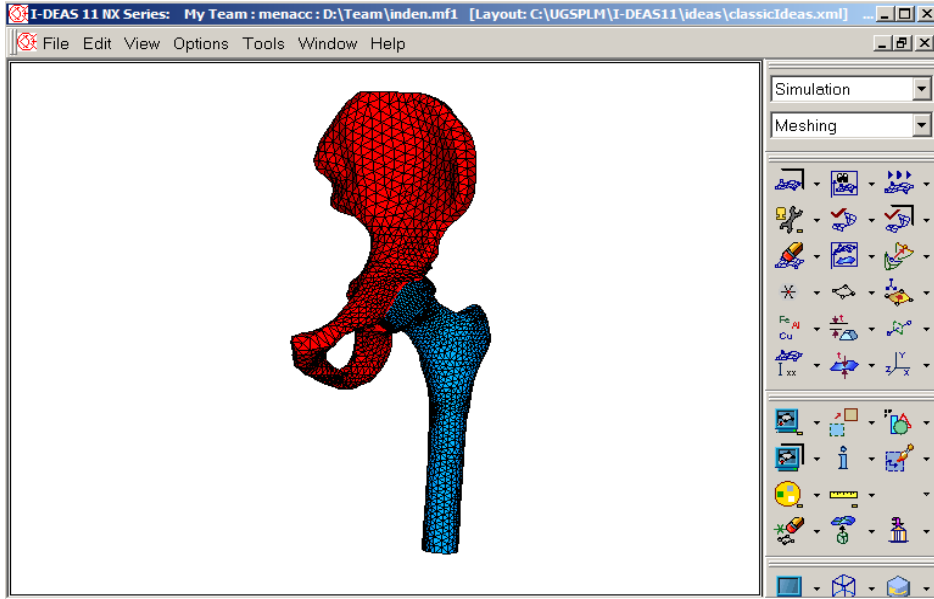


Şekil 3.17. Kalça mafsalsının 3B dilimlenmesi: a) çapraz; b) sagittal; c) koronal ve d) eğik BT resimleri. Sert kemik dokusu dış yüzeyi kırmızı ve yumuşak dokunun dışı mavi ile gösterilmiştir. Eğik görünüşün resimlere dik konumu yeşil çizgiyle gösterilmiştir



Şekil 3.18. ScanIP programıyla BT taramalarından elde edilen uyluk ve leğen kemiği 3B modelleri

ScanIP resim işleme programıyla uyluk ve leğen kemiği katı modelleri oluşturulduktan sonra bu modeller IGES formatına dönüştürülerek I-DEAS programıyla açılırlar ve düzenlenip ağ yapısı oluşturularak kalça mafsalsının sonlu eleman modeli Şekil 3.19’da görüldüğü gibi elde edilir.



Şekil 3.19. Kalça mafsalının I-DEAS ile elde edilen sonlu eleman modeli

Son olarak elde edilen kalça mafsalı sonlu eleman modeli, ABAQUS veri dosyasına dönüştürülerek yükleme ve sınır şartları verilir ve Sonlu Elemanlar analizleri için hazır hale getirilir.

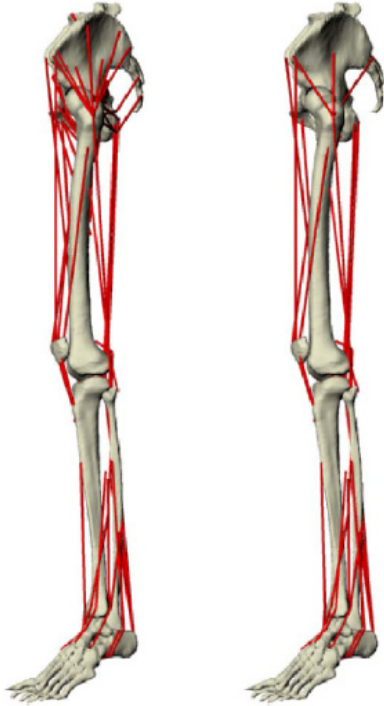
### 3.4.2. Kalça mafsalında kas-iskelet yükleme durumu

Kalçadaki gerçek yükleme koşullarına benzer basitleştirilmiş bir model oluşturmak için daha önce yapılmış yürüyüş ve merdiven çıkma çalışmalarından elde edilen veriler kullanıldı [129]. Deneysel olarak elde edilen bu yürüyüş ve merdiven çıkma analiz verileriyle kalça mafsalında oluşan kuvvetler belirlenir.

#### 3.4.2.1. Kas-iskelet modelinin düzenlenmesi

İlk olarak kalçadaki karmaşık kas yapısının basitleştirilmesi gerekmektedir böylece kas liflerinin sayısı azaltılır (Şekil 3.20). Basitleştirilmiş kas-iskelet modeli temel olarak “tek mafsal kası” olarak adlandırılır örneğin kaslar yalnızca kalça mafsalına yayılırlar. Bu basitleştirmede gluteus kasının benzer işlevleri olan tüm lifleri (gluteus maksimus, medius ve minimus), tek bir noktadan etki eden bir adet “abduktör kası”

adı altında toplanır. Benzer bir işlem de adduktor kaslarına (adductus brevis, magnus ve longus) uygulanarak tek bir “adduktor kası” olarak indirgenir.



Şekil 3.20. Kalça kas yapısı karmaşık (sol) ve basitleştirilmiş (sağ) modellerinin karşılaştırılması. Karmaşık modelde birkaç kas lifiyle gösterilen ve geniş eklenme alanları olan kalça kasları, basitleştirilmiş kas modeli elde etmek için toplanmıştır (Tablo 3.3’de detaylı olarak verilmiştir). Kalça mafsalları yüklerine çok az etkisi olan kaslar çıkarılarak toplam kas lifi sayısı daha da azaltılmıştır

Hem kalça hem de diz mafsallına yayılan kaslar genellikle çift-eklemli ya da “çift mafsallı kas” olarak bilinirler. Bu çift mafsallı kasları, hareket işlevlerini yapmakta önemli bir rol oynarlar [130-132] ve bu nedenle gerçeğe benzer yükleme koşullarını oluşturmakta önemlidirler. Bu çift mafsallı kaslarından biceps femoris, semitendinosus, semimembranosus, rectus femoris, gracilis ve sartorius kaslarına buradaki tüm kas grupları, kalça mafsallı kuvvetine katkıda bulunurlar fakat uyluk kemiğinin üst kısmında eklenme yerleri olmadığından kemiğe doğrudan kuvvet uygulamaz. Yürüyüş çevrimi boyunca kas-iskelet yükleme durumunu hesaplamak için bu kas-iskelet yapıları detaylı olarak ele alınırken, bunların uyluğun üst kısmındaki yüklemeye etkisi uyluk başında meydana gelen belirli bir mafsallı temas kuvveti olarak modellenilebilir böylece çalışmanın karmaşıklığı artırılmamış olur.

Modelde ele alınan kasların sayısını olabilecek en düşük sayıya azaltmak için farklı durumlardaki mafsalsal temas kuvvetleri hesaplanmıştır. Bunun için küçük kuvvetler doğuran kas grupları kademeli olarak modelden çıkarılır ve böylece fizyolojik olmayan kalça mafsalsal yükleri hesaplanır. Geriye kalan kas yapısı orijinal modeldeki gibi bırakılır [129].

### 3.4.2.2. Kas-iskelet yüklerinin hesaplanması

Yürüyüş analizlerinden elde edilen verilere dayanan mafsalsal kuvvetleri, kas kuvvetleri ve mafsalsal temas kuvvetleri, yukarıda tanımlandığı gibi kalça kas yapısının hem karmaşık hem de basitleştirilmiş modelleri kullanılarak hesaplanır. Kas-iskelet modelinin düzenlenmesi kısmında belirtilen ve uyluğun üst kısmı için son olarak elde edilen yükleme durumu en basitleştirilmiş kas yapısı olarak ele alınır. Böylece geliştirilen bu kas modeli (Şekil 3.20 ve Tablo 3.3), yürüyüş analizlerine dayanarak gerçeğe yakın kalça mafsalsal yüklerini veren en basit kalça kas modelini ortaya koymaktadır.

Tablo 3.3. Sonuçta elde edilen kalça kasları için yapılan basitleştirmelerin özeti

Karmaşık Model	İşlem	Basitleştirilmiş Model
gluteus medius gluteus minimus gluteus maximum	birleştirme	abdüktör
adductor magnus adductor longus adductor brevis	birleştirme	addüktör
ilio-tibial tract	Değişiklik yok	ilio-tibial tract
tensor fascia latae	Değişiklik yok	tensor fascia latae
iliacus psoas major pectineus gemelli inferior & superior obturator externus & internus piriformis	çıkarma	----

### 3.4.2.3. Elde edilen kas-iskelet yükleme durumu

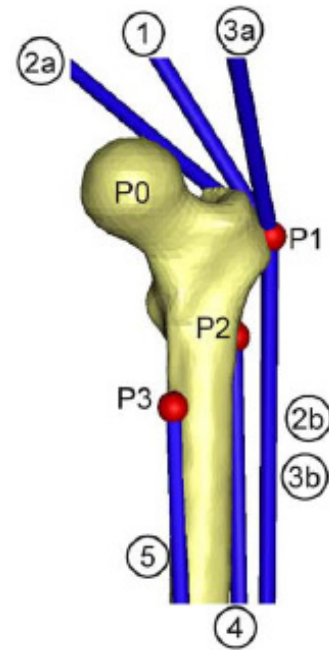
Yürüyüş ve merdiven çıkma analizleri sayesinde kas-iskelet yükleme durumu hesaplandı. Yürüyüş ve merdiven çıkma analizleriyle tek bir anda elde edilen maksimum kalça temas kuvveti, yükleme durumunu tanımlamak için ele alındı. Yürüyüş için üç ve merdiven çıkma için dört adet kas, uyluğun üst kısmına uygulanan kuvvetleri meydana getirir (Şekil 3.21).

Yürüyüş (Vücut ağırlığı, W=836 N)

Kuvvet	x	y	z	Etki noktası
Kalça temas	-54.0	-32.8	-229.2	P0
Kalçada sonuçta oluşan*	-8.1	-12.8	-78.2	P0
Abdüktör (1)	58.0	4.3	86.5	P1
Tensor fascia latea, iç kısım (3a)	7.2	11.6	13.2	P1
Tensor fascia latea, dış kısım (3b)	-0.5	-0.7	-19.0	P1
Vastus lateralis (4)	-0.9	18.5	-92.9	P2

Merdiven çıkma (Vücut ağırlığı, W=847 N)

Kuvvet	x	y	z	Etki noktası
Kalça temas	-59.3	-60.6	-236.3	P0
Kalçada sonuçta oluşan*	-13.0	-28.0	-70.1	P0
Abdüktör (1)	70.1	28.8	84.9	P1
Ilio-tibial tract, iç kısım (2a)	10.5	3.0	12.8	P1
Ilio-tibial tract, dış kısım (2b)	-0.5	-0.8	-16.8	P1
Tensor fascia latea, iç kısım (3a)	3.1	4.9	2.9	P1
Tensor fascia latea, dış kısım (3b)	-0.2	-0.3	-6.5	P1
Vastus lateralis (4)	-2.2	22.4	-135.1	P2
Vastus medialis (5)	-8.8	39.6	-267.1	P3



Koordinatlar

Nokta	x	y	z
P0	0.00	0.00	0.00
P1	-67.83	-12.04	-35.45
P2	-49.40	-5.01	-79.52
P3	-18.79	8.82	-106.23

Şekil 3.21. Uyluk kemiği için geliştirilen yükleme durumu. Kuvvetler (vücut ağırlığının yüzdesi olarak) ve koordinatlar (milimetre olarak) uyluğun koordinat sisteminde verilmiştir [54]. Kalça temas kuvveti, P0 ile gösterilen koordinat sisteminin merkezine etki eder. Kasların bağlanma noktaları P1-P3 aralığında gösterilmiştir. Kalçada sonuçta oluşan kuvvet, vücudun ağırlığından dolayı kalça mafsasında oluşan yükü tanımlayan kuvettir. Kalça temas kuvveti, kalçada sonuçta oluşan kuvvet ve tüm tek ve çift mafsallı kas kuvvetlerinin toplamıdır. Bu nedenle kalça temas kuvveti uyluk başına doğrudan uygulandığında, bu kuvvet ayrıca uygulanmak zorunda değildir.



### 3.4.3. Sonlu eleman analizleri

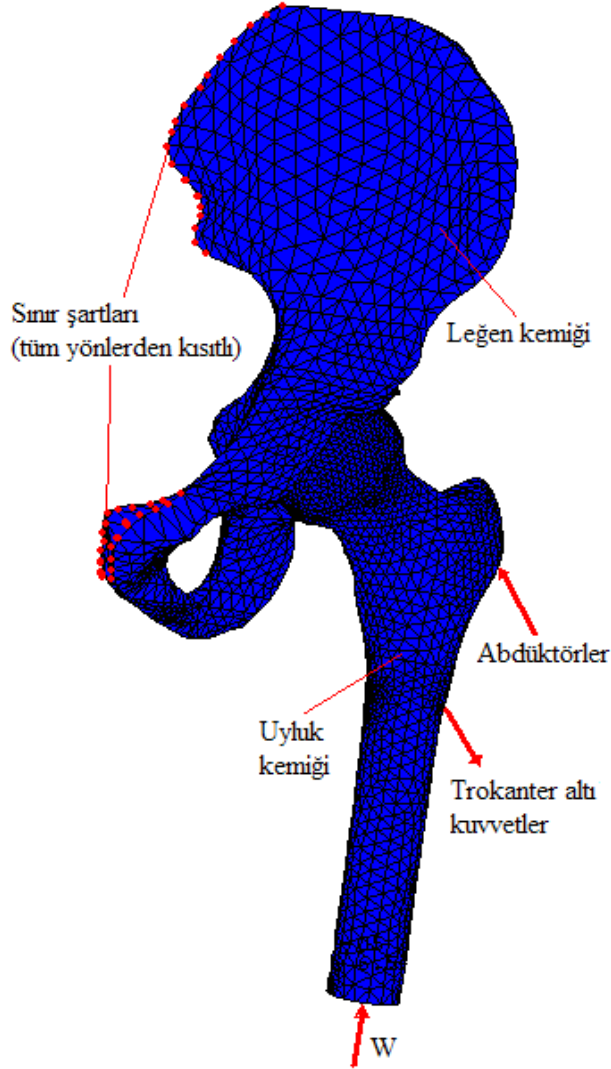
Daha önce de belirtildiği gibi doğal kalça mafsasında ortalama uyluk başı yarıçapı kadınlarda  $23.8 \pm 1.7$  mm ve erkeklerde ise  $26.0 \pm 1.5$  mm olarak ölçülmüştür [109]. Anatomik model ile eksen simetri modellerini karşılaştırmak için, BT taramalarından elde edilen anatomik model uyluk başı yarıçapı 25 mm olacak şekilde I-DEAS ile düzenlendi. Doğal kalça mafsasını meydana getiren elemanlarına (sert ve yumuşak kemik dokuları, kıkırdak altı kemik dokusu ve eklem kıkırdağı) ait malzeme özellikleri, Bölüm 3.3'de gösterilen eksen simetri modellerinde kullanılanlarla aynı alındı. Üç boyutlu anatomik kalça mafsalı modeli I-DEAS ile düzenlenip ağ yapısı oluşturulduktan sonra ABAQUS programı ile analizi yapıldı.

Kalça çukuru ve uyluk kısımlarındaki eklem kıkırdaklarının yatak yüzeyleri arasında meydana gelen teması belirlemek için temas elemanları kullanıldı. Ayrıca yatak yüzeyindeki temas, iyi yağlama koşullarını göstermek için sürtünmesiz olarak kabul edildi. 3B anatomik sonlu eleman modeli, 3-düğüm noktalı kabuk (S3), 4- düğüm noktalı lineer tetrahedron (C3D4), 8-düğüm noktalı 'brick' (C3D8) ve 6-düğüm noktalı 'wedge' (C3D6) elemanlardan oluşmaktadır.

Nominal kalça kuvveti vücut ağırlığının yaklaşık dört katı olacak şekilde 3200 N olarak seçildi [115,116]. Aynı zamanda kas ve trokanter altı kuvvetler de modele uygulandı ve leğen kemiği Şekil 3.22'de görüldüğü gibi tüm yönlerden sınırlandı.

Analiz tamamlandıktan sonra leğen kemiğinde sabitlenen kısımda oluşan toplam tepki kuvvetlerini incelemek için ABAQUS sonuç dosyasına bakılır. Nominal mafsalsal kuvveti olarak 3200 N uygulanmasına karşın kas kuvvetlerinin etkisiyle leğen kemiğine aktarılan yük miktarlarının X-yönünde 547 N, Y-yönünde 710 N ve Z-yönünde ise 230 N olduğu görüldü. Başka bir deyişle uygulanan mafsalsal kuvvetinin yaklaşık 1/3'ü leğen kemiğine iletiliği görüldü. Bu nedenle 3B anatomik modeli ve eksen simetri modellerini karşılaştırabilmek için bu yükler, eksen simetri modellerine de uygulandı. Ayrıca 2B eksen simetri modelinde kuvvet tek yönde uygulandığından bu kuvvetlerin bileşkesi olarak yaklaşık 925 N etki ettirilir. Anatomik ve eksen

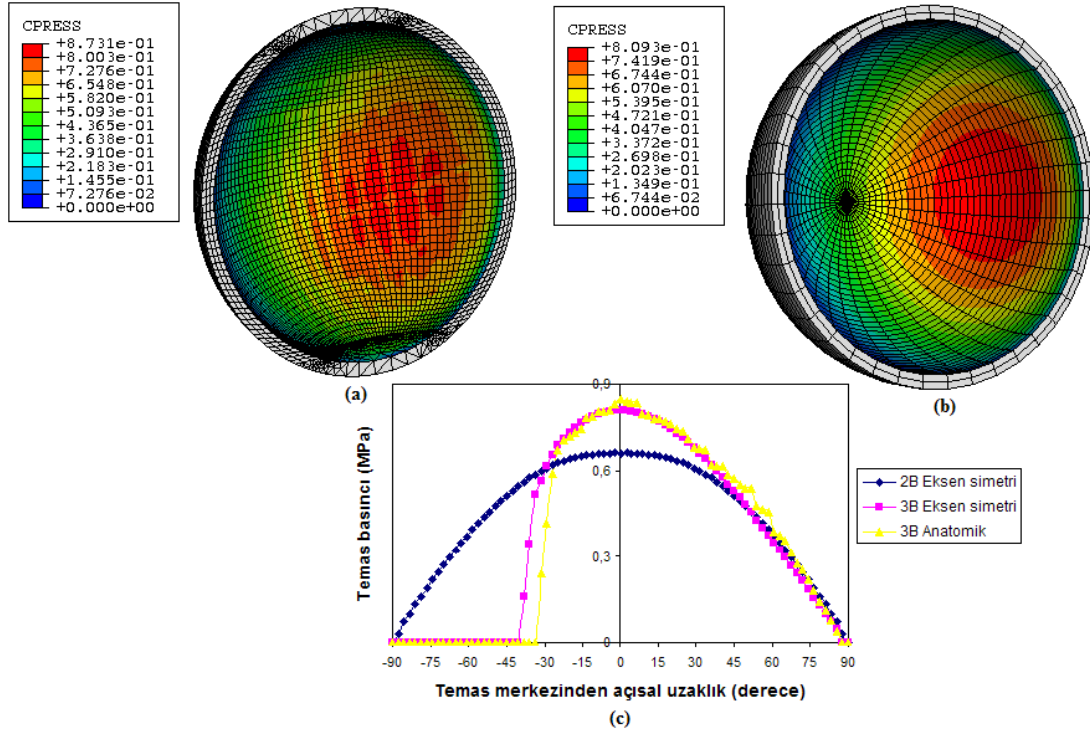
simetri modelleri için kalça çukuru eklem kıkırdağının yatak yüzeyinde meydana gelen temas basıncı dağılımlarının karşılaştırılması Şekil 3.23’de gösterildi.



Şekil 3.22. Doğal kalça mafsalsının üç boyutlu anatomik sonlu eleman modeli

3B anatomik kalça mafsalı sonlu eleman modeliyle kalça çukuru eklem kıkırdağının yatak yüzeyinde meydana gelen temas basıncı 0,87 MPa olarak elde edildi. 3B eksen simetri modelinde ise temas basıncının yaklaşık %7 farkla 0,81 MPa olduğu ve 2B eksen simetri modelinde ise bu farkın yaklaşık %32 ile 0,66 MPa olduğu görüldü. 2B eksen simetri modelindeki bu farkın yapılan basitleştirmeler ve uygulanan yükün tek boyuta indirgenmesinden kaynaklandığı söylenebilir. Bununla birlikte çeşitli biyomekanik ve anatomik değişkenlerinin, elde edilen temas basıncına etkisini

görmek için yapılan karşılaştırmalı çalışmada 2B eksen simetri modelinin kullanılması, modellenmesindeki kolaylık ve kısa çözümleme süresi gibi nedenlerden uygundur.



Şekil 3.23. Kalça çukuru eklem kıkırdağı yatak yüzeyinde meydana gelen temas basıncı (MPa) dağılımları: a) 3B anatomik model, b) 3B Eksen simetri modeli ve c) 3B Anatomik, 2B ve 3B eksen simetri modellerin karşılaştırılması (W=3200 N ve kas ve trokanter altı kuvvetler)

Farklı sonlu eleman modelleri için doğal kalça mafsalsının bileşenlerinde meydana gelen maksimum von Mises gerilmeleri Tablo 3.4'de gösterilmektedir.

Tablo 3.4. Farklı sonlu eleman modelleri için doğal kalça mafsalsının bileşenlerinde meydana gelen maksimum von Mises gerilmeleri. (W=3200 N, kas ve trokanter altı kuvvetler)

Bileşen	Maksimum von Mises gerilmeleri (MPa)							
	Sert kemik dokusu		Yumuşak kemik dokusu		Eklem kıkırdağı		Kıkırdak altı kemik dokusu	
	Uyluk	Leğen	Uyluk	Leğen	Uyluk	Leğen	Uyluk	Leğen
<b>3B Anatomik</b>	53,47	14,69	3,33	0,48	1,06	0,37	3,22	3,67
<b>3B Eksen simetri</b>	27,13	7,57	1,44	1,41	0,66	0,43	2,17	2,26
<b>2B Eksen simetri</b>	5,62	2,44	0,58	0,68	0,11	0,15	1,68	1,22

Tablo 3.4'den de görüldüğü gibi farklı sonlu eleman modelleriyle doğal kalça mafsasında elde edilen gerilme dağılımları önemli farklılıklar göstermektedir. Bu nedenle eksen simetri modellerini temas mekaniklerini incelemek için kullanmanın uygun olduğu ancak gerilme analizleri yapılması isteniyor ise özellikle anatomik modellerin kullanılmasının gerçeğe daha yakın sonuçlar vereceği söylenebilir.

### 3.5. Sonuçlar

Bu bölümde doğal kalça mafsalının iki ve üç boyutlu eksen simetri modelleri ve bilgisayarlı tomografi taramalarından elde edilen üç boyutlu anatomik modeli oluşturularak uyluk ve kalça çukuru eklem kıkırdakları arasında meydana gelen temas sonlu eleman yöntemiyle incelendi. Ayrıca ağ yapısı yoğunluğu, eklem kıkırdağı kalınlığı, yükleme ve kemik kalitesi gibi biyomekanik ve anatomik değişkenlerin elde edilen temas basınçları üzerine etkisi de incelendi.

Yapılan sonlu elemanlar analizleri sonucu incelenen parametreler içersinde; ağ yapısı yoğunluğu, eklem kıkırdağı kalınlığı ve kemik kalitesinin, kıkırdak üzerindeki temas basıncı dağılımına önemli bir etkide bulunmadıkları görüldü. Yürüyüş çevrimi sırasında kalça mafsasında meydana gelen yüklerin artmasıyla maksimum temas basıncının da arttığı görüldü. Bu nedenle doğal kalça mafsalı için incelenen değişkenler arasında temas mekaniklerini etkileyen en önemli unsurun yükleme durumu olduğu görüldü.

Farklı sonlu eleman modelleriyle yapılan analizler, basitleştirmeler yapılarak elde edilen eksen simetri modellerinin temas mekanikleri çalışmalarında gerçek modele yakın değerler verdiğini ancak mafsal üzerindeki gerilme dağılımlarının önemli farklılıklar gösterdiğini ortaya koydu. Bu nedenle kemik modelinde gerilme analizi çalışmaları yapılması durumunda üç boyutlu anatomik modellerin daha gerçekçi sonuçlar verdiği sonucuna varılabilir. Bununla birlikte temas mekaniklerinin incelendiği çalışmalarda elde edilen sonuçlar ise benzerlik göstermektedir. Bu yüzden kolay modellenebilmesi ve çözüm sürelerinin kısalığından dolayı eksen simetri modellerin, temas mekaniği çalışmalarında ve özellikle karşılaştırmalı parametrik çalışmalarda kullanılabilceği söylenebilir.

## **BÖLÜM 4. KALÇA MAFSALINDA YARI YÜZEY YENİLEME**

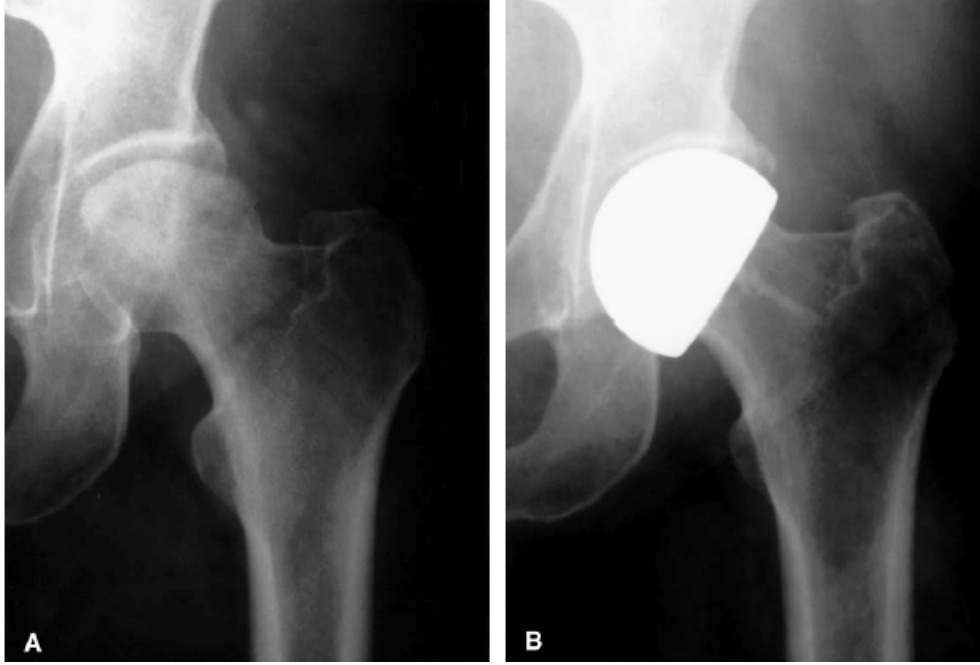
### **4.1. Giriş**

Osteonekroz gibi hastalıklar neticesi kemik dokusu bir kere yok olmaya başlayınca tedavisi çok zordur. Bu yüzden genellikle komple yapay kalça mafsalı ameliyatı (THR) uygulanır. Günümüzde komple yapay kalça mafsalı ameliyatları (THR) başarılı sonuçlar vermektedir. Ancak genç hastaların, THR'de dikkatli olmaları gerekir çünkü yan etkileri fazladır ve osteoliz gelişebilir [133]. Ayrıca THR, gençlerde yaşlılar kadar tatmin edici olmamaktadır çünkü 16-18 yılda tekrar bir ameliyat gerektirir (%50-92) [134]. Bu yüzden genç hastalarda gelecekteki muhtemel operasyonlar için kemik stokunun tüketilmediği bir yöntem gerekmektedir.

Genç hastalarda uyluk başındaki çürümenin (Osteonekroz) tedavisi için ünipolar-bipolar yarı artroplasti, osteotomi ve THR gibi çeşitli yöntemler vardır [134]. Yapılacak tedaviyi de hastanın yaşı, yaranın büyüklüğü, hastalığın aşaması ve cerrahın tercihi belirler. Çürüyen uyluk başı durumunda genç hastalar için çözüm zordur. Çürüme küçükse (<200° Kerboul açısı) osteotomi iyi bir seçenektir [134]. Ağrıyı dindirdiği için THR nispeten tercih edilebilir. Fakat genç hastalarda THR'nın, yan etki ve yenileme oranları yüksektir. Yarı yüzey yenileme, makul yaklaşımlardan biridir. Yan etki oranı düşük, sonuçlar nispeten güvenilirdir [135]. Ayrıca ileride gerekirse THR yapılmasına engel teşkil etmez.

Yüzey yenilemede, kemikten çok daha az parça kesilir böylece gelecekteki olası bir ameliyat için yeterli kemik kalır. Yapay kalça mafsalı ameliyatlarında kullanılan implantları: kullanılan malzemeye, tasarıma, boyutlarına, sabitleme şekline, yüzey işlemeye ve kullanılan aletlere göre sınıflandırabiliriz. Yarı-yüzey yenileme ameliyatlarında yalnızca hastalıklı olan uyluk başına yüzey yenileme yapılır ve kalça

çukuruna bir yenileme yapılmaz yani mafsalsın leğen kemiği tarafı doğal kıkırdaktır (Şekil 4.1).



Şekil 4.1. A- Ameliyat öncesi ve B-Ameliyat sonrası hemi-yüzey yenileme röntgen filmleri

Yarı-yüzey yenileme genelde Ficat III. aşama ve IV. aşamanın başlarında yapılır. Ficat ve Arlet, osteonekroz için sınıflandırma sistemleridir. Tablo 4.1’de Ficat ve Arlet aşamaları gösterilmiştir [136].

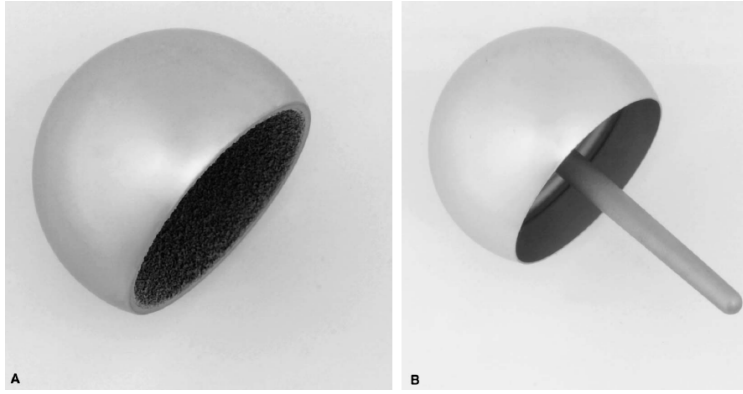
Tablo 4.1. Uyluk başı osteonekroz için Ficat ve Arlet sınıflandırma sistemi

AŞAMA	Uyluk Başının Röntgen Filmi Görünümü
I	Normal
II	Kist ve/veya Osteonekroz ile ilgili yaralar; uyluk başının dış hatları normal; kıkırdak altında kırılma yok.
III	Hilal şekli veya kıkırdak altında çökme
IV	Mafsals boşluğunun daralması, kalça çukurunda ikinci derece değişimler (kist, uç osteofitler ve kıkırdağın bozulması)

Yarı yüzey yenilemede kap kullanılmadığı için uyluk başı küçük olmak zorunda değildir. Bu nedenle de uyluk boynuna daha az çentik açılır. Yarı-artroplastinin olumsuz yanlarından biri ise ağrıyı ne kadar dindireceğini tahmin etmenin güç olmasıdır. Çünkü Co-Cr/Kıkırdak ikilisi ağrıya ve kıkırdağın aşınmasına neden

olmaktadır. Yarı yüzey yenilemeden sonra raporlanmış başlıca yan etkiler: implant gevşemesi, uyluk boyun kırılması, kap aşınması ve sürekli ağrıdır [137].

Yarı-yüzey yenilemenin en zor yanı implantın uygun konumda kalmasını sağlamaktır. Çünkü çürümüş dokunun altında yeterli kemik olmayabilir. Grecula ve diğerlerinin, sap kullanılan ve sap kullanılmayan yüzey yenileme ameliyatı yapılmış iki hasta grubu üzerinde yaptıkları çalışma, Şekil 4.2.B’de gösterilen küçük sapın, konumlama için çok faydalı olduğunu göstermiştir. Ayrıca uyluk boyun kırılmalarını önlemek için de yararlıdır fakat yine de yarı-artroplastide ağrının ne kadar dindirileceği hala belirsizdir [138].



Şekil 4.2. A- Sapsız ve B- Saplı uyluk başı yüzey yenileme protezi

Kıkırdak bozulmasının oluşum mekanizmasıyla ilgili az şey bilinmektedir. Mekanik [139] ve biyokimyasal [140] çalışmalar yapılsa da başlangıç nedeni hala bilinmemektedir. Yarı artroplasti için kıkırdak bozulması önemli bir konudur. Protez başın, kıkırdağın içine ilerlemesi, metal baş ve doğal kalça çukurunun uyumsuzluğu nedeniyle oluşan aşırı basınca bağlanabilir [141]. Dalldorf ve diğerleri implant sonrasında zamanla, bozulma miktarı arasında pozitif bir ilişki olduğunu göstermiştir [142].

McGibbon ve diğerleri 32 ay üzerinde yarı artroplasti yapılan bir hastada kalça çukurunda oluşan temas basınçlarını ölçmüşler ve hasta öldükten sonra sol (yarı artroplasti) ve sağ (kontrol) kalça çukurlarını çıkararak kıkırdak bozulmasını incelemiştir. Yürüyüş sırasında en yüksek temas basınçları (4,5-6,5 MPa), kalça

çukurunun üst kısmında ölçülmüş ve ameliyattan sonra yıllık yaklaşık 1MPa oranda azaldığı görülmüş. Kalça çukur yüzeyindeki basınçla, kırıldak bozulma miktarının doğru orantılı olduğu görülmüştür [143].

Beaule ve diğerleri yarı yüzey yenilemede kalça çukuru kırıldak kalitesinin önemli bir etken olduğunu ayrıca kırıldak ve metal arasındaki sertlik farkı ve yağlama gibi nedenlerden yarı yüzey yenilemede ağrının dindirilmesinin kesin olmadığını belirtmişlerdir [144].

Gabriel ve Trousdale yarı yüzey yenilemede sap kırılması için yayınladıkları raporda hatanın, implantı yeterince sabitleyecek kadar kemik kalmaması olabileceğini belirtmişlerdir [145]. Çözüm olarak daha uzun ve geniş sap kullanılabileceğini çünkü bu tip 238 prosedürde uyluk kısmında bir sorun hiç görülmediğini ve genelde hatanın kalça kısmında meydana geldiğini ifade etmişlerdir. Yarı yüzey yenilemede sap kırılmasıyla ilgili Stem ve diğerleri yayınladıkları raporda da uyluk parçasını tutması için yeterli kemik olmadığını belirtmişlerdir [146].

Scott ve diğerleri, uyluk boynunun kırılması sık rastlanan bir durum olduğundan yapıştırmasız yarı-artroplastiye göre yapıştırmalı yarı-artroplastinin, kırılmaya karşı daha başarılı olduğunu, hareket kabiliyetinin daha yüksek, ağrının daha az ve revizyon oranının daha düşük olduğunu belirtmişlerdir [147].

Şekil 4.3.A'da Ficat III. aşama osteonekroz kanıtı gösteren bir kalça mafsalinin röntgen filmi görülmektedir. Şekil 4.3.B'de ise uyluk başı implantında uzun ve kalın sap kullanılarak yapılmış bir yarı kalça yüzey yenilemeden sonra kalça mafsalinin röntgen filmi görülmektedir.

Nelson ve diğerleri, uyluk başları Ficat 3. ve 4. aşamalarda olan 14 hasta (21 kalça) için yapıştırmalı titanyum kabukla yüzey yenileme yapmışlar ve %82 başarı sağlamışlardır. Bu nedenle bu çalışmanın, yarı-artroplasti, komple mafsal artroplastisi veya bipolar artroplastiye alternatif olabileceğini belirtmişlerdir [148]. Yalnızca uyluk başının yüzey yenilemesi daha az işlem gerektirir ve geriye daha fazla kemik kalır. Yine yüksek yoğunluklu polietilen kullanılmadığı için, THR'de



görülen aşınma nedenli osteolisis de önlenmiş olur. Ayrıca uyluk boynuna çentik açılmaz ve atardamarlar zedelenmez [149]. Bu yüzden yalnızca uyluk başının yüzey yenilemesi, osteonekroz için korunumlu bir yöntem olarak görünmektedir ve özellikle genç hastalarda yararlıdır. Bu işlemin sakıncası ise, kıkırdağın biyokimyasal değişiklikler göstermesi ve kıkırdağın üzerine yerleşen metalin sonunda onu aşındırarak bozulmaya neden olmasıdır. Bu prosedür osteonekroz hastalarında en az 5 yıllık bir başarı göstermiştir.



Şekil 4.3. A- Ficat-Arlet III. aşama osteonekroz kalça mafsali filmi. B- Uzun sap kullanılan uyluk başı implantı ile hemiyüze yenileme yapıldıktan sonra kalça mafsalinin filmi

Daha düşük elastisite modülüne sahip malzemelerde de sürtünme katsayısı daha düşük olur. Bu nedenle poliüretan elastomer kaplama ile düşük sürtünme elde edilir. Genellikle yarı-artroplastide uyluk başı implant malzemesi olarak Co-Cr alaşımı kullanılır fakat bu malzemeye karşı kıkırdağın bozulduğu görülmüştür [150]. Yarı artroplasti için Co-Cr nin kusurlarından kaçınmak için seramik [151] ve düşük elastisite modüllü malzemeler [152] kullanılması önerilir. Bir yarı artroplasti çalışmasında kıkırdağa karşı Co-Cr ve oksitlenmiş zirkonyum kullanılarak karşılaştırılmıştır [151]. Neticede Co-Cr kullanıldığında oluşan aşınmanın çok daha fazla olduğu görülmüştür. Başka bir çalışmada Co-Cr ye göre elastisite modülü 1/10 olan Tivanium (Ti-6Al-4V) malzemesi kullanılmış ve kıkırdağın bozulmasında ve aşınmada önemli derecede azalma olduğu görülmüştür [150]. Sonuç olarak kıkırdağın modülüne yakın yumuşak bir malzeme kullanmak; kıkırdağ ve protez

arasındaki temas gerilmelerini azaltır böylece implant ömrü artar. Yarı artroplastide yumuşak yataklar özellikle de poliüretan elastomer kullanmak tercih edilebilir. Elastomerlerin dezavantajı ise başlangıç sürtünme katsayılarının yüksek ve yorulma dayanımlarının düşük olmasıdır.

Cameron ve diğerleri yapay kalça mafsallarında yatak malzemesi olarak Poliüretan elastomer (PU) Koretan 80A (Corvita) incelemişler ve yumuşak yatak tabakası olarak uygunluğunu ortaya koymuşlardır [153]. Bu nedenle kalça mafsallarında yarı-metal yüzey yenilemede görülen kıkırdak aşınmasının üstesinden gelmek için uyluk başı implantı poliüretan elastomer ile kaplanarak performansı incelenebilir.

#### 4.2. Lineer Elastik Eksen Simetri Modelleri

Yarı yüzey yenileme ameliyatlarında kullanılacak olan uyluk protezi, doğal uyluk başıyla aynı çapta, bir boy küçük ve iki boy küçük olacak şekilde bulundurulur ve ameliyat sırasında deneme yapılarak en uygun protez kullanır. Ayrıca Genda ve diğerleri yaptıkları çalışmada uyluk başı yarıçapını bayanlarda ortalama olarak  $23,8 \pm 1,7$  mm ve erkeklerde  $26,0 \pm 1,5$  mm ölçmüşlerdir [109]. Bu nedenle kurulacak olan sonlu eleman modelleri için doğal kalça çukuru yarıçapı ( $R_2$ ) 25 mm alınarak, kullanılacak olan uyluk protezi için nominal yarıçap ( $R_1$ ) bir boy küçük alınarak 24,5 mm olarak belirlendi. Bu durumda kalça çukuru ile uyluk protezi arasındaki yarıçapsal açıklık ( $c$ ) 0,5 mm olarak elde edilir:

$$c = R_2 - R_1 \quad (4.1)$$

Kemik dokusu, yumuşak kemik dokusunun etrafını 1,5 mm kalınlığında kortikal kemik dokusu kaplayacak şekilde modellendi [110]. Eklem kıkırdağı ise 2 mm nominal kalınlıkta ve lineer elastik özellikte olduğu kabul edildi [111]. Eklem kıkırdağının altında bulunan kıkırdak altı kemik dokusu ise 0,6 mm kalınlığında alındı [112]. Sonlu eleman modeli kurulan yarı yüzey yenileme kalça mafsalına ait bileşenlerin Elastisite modülü ve Poisson's oranı olarak malzeme özellikleri Tablo 4.2'de gösterilmektedir [110,119,154].

Tablo 4.2. Yarı yüzey yenileme kalça mafsalsının lineer elastik malzeme özellikleri

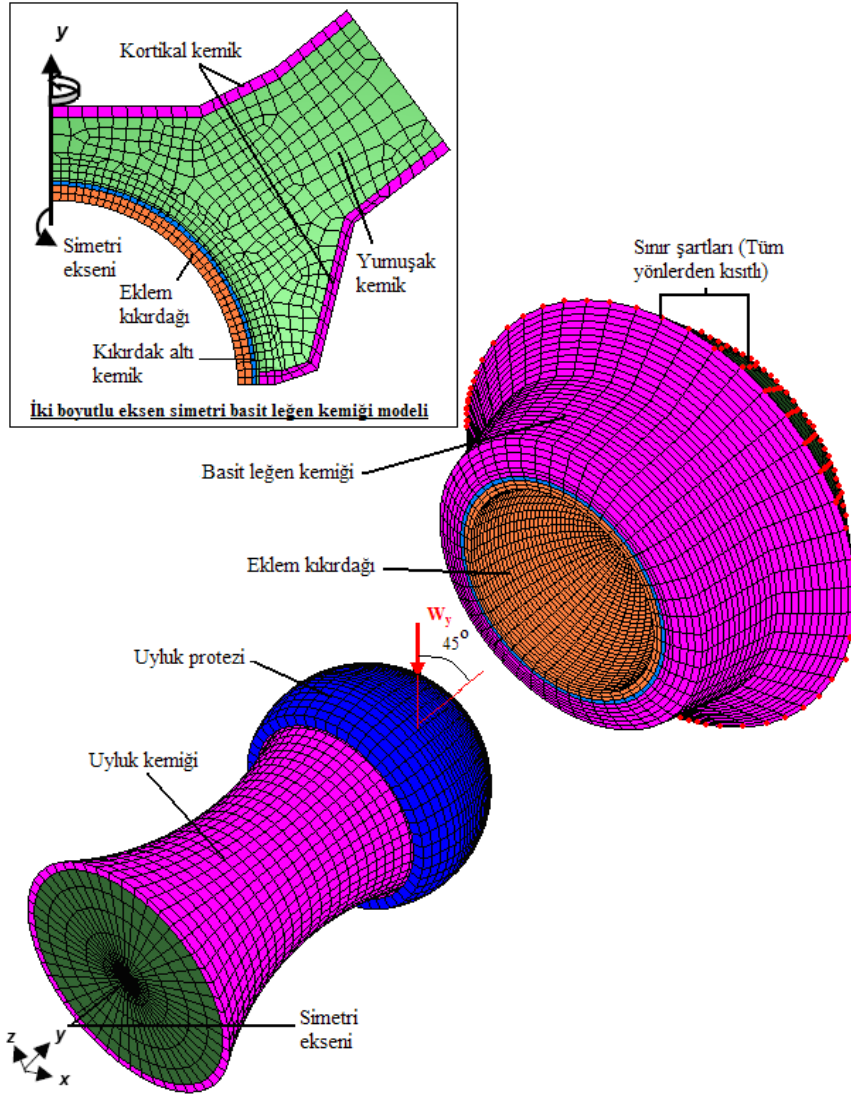
Malzeme		Elastik Modülü, E (MPa)	Poisson's oranı, $\nu$
<b>Kortikal kemik [154]</b>	Sağlıklı kemik	17000	0.3
	2x Azaltılmış kalite	8500	0.3
	4x Azaltılmış kalite	4250	0.3
<b>Süngerimsi kemik [154]</b>	Sağlıklı kemik	800	0.2
	2x Azaltılmış kalite	400	0.2
	4x Azaltılmış kalite	200	0.2
<b>Eklem Kıkırdağı [154]</b>		10.35	0.45
<b>Uyluk protezi (Ti-Al)</b>		110000	0.33
<b>Kıkırdak altı kemik [110]</b>		2000	0.3
<b>PMMA Çimento [119]</b>		2270	0.23

#### 4.2.1. Sonlu eleman yöntemi

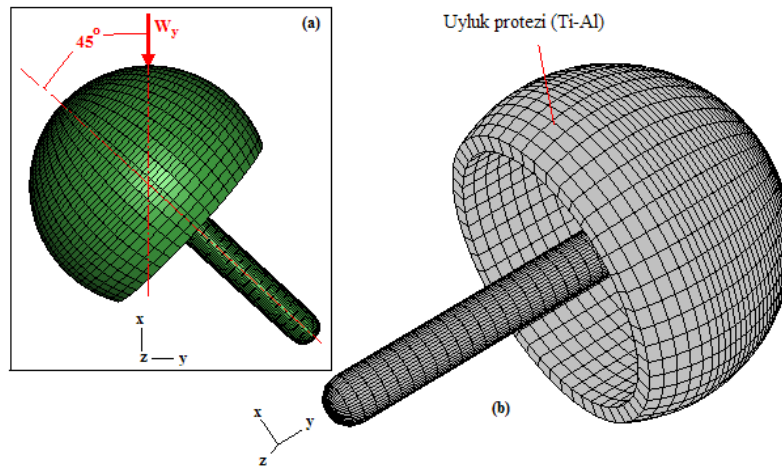
Şekil 4.4'de görüldüğü gibi basitleştirilmiş leğen kemiği geometrisi kullanılarak yarı yüzey yenileme kalça mafsali için iki ve üç boyutlu eksen simetri sonlu eleman modelleri oluşturuldu. Daha karmaşık olan gerçek leğen kemiğine göre, geometrik olarak tam doğru olmamasına rağmen Bölüm 3'de de belirtildiği gibi basit leğen kemiği geometrisinin modellenmesi kolay ve analizleri çok daha hızlıdır [105,106,113]. Yatak yüzeyinin temas mekaniklerini etkilemediği için uyluk kemiğinin yalnızca baş-boyun bölgesi modellendi [114].

Temas mekaniği analizleri için birkaç sonlu eleman modeli oluşturuldu. Tüm sonlu eleman modelleri I-DEAS (Versiyon 11) ile kurulup, ağ yapısı oluşturuldu ve çözümler ise ABAQUS (Versiyon 6.5) kullanılarak gerçekleştirildi. Şekil 4.5'de, kalça mafsalında yarı yüzey yenilemede kullanılan uyluk protezinin sonlu eleman modeli gösterilmektedir.

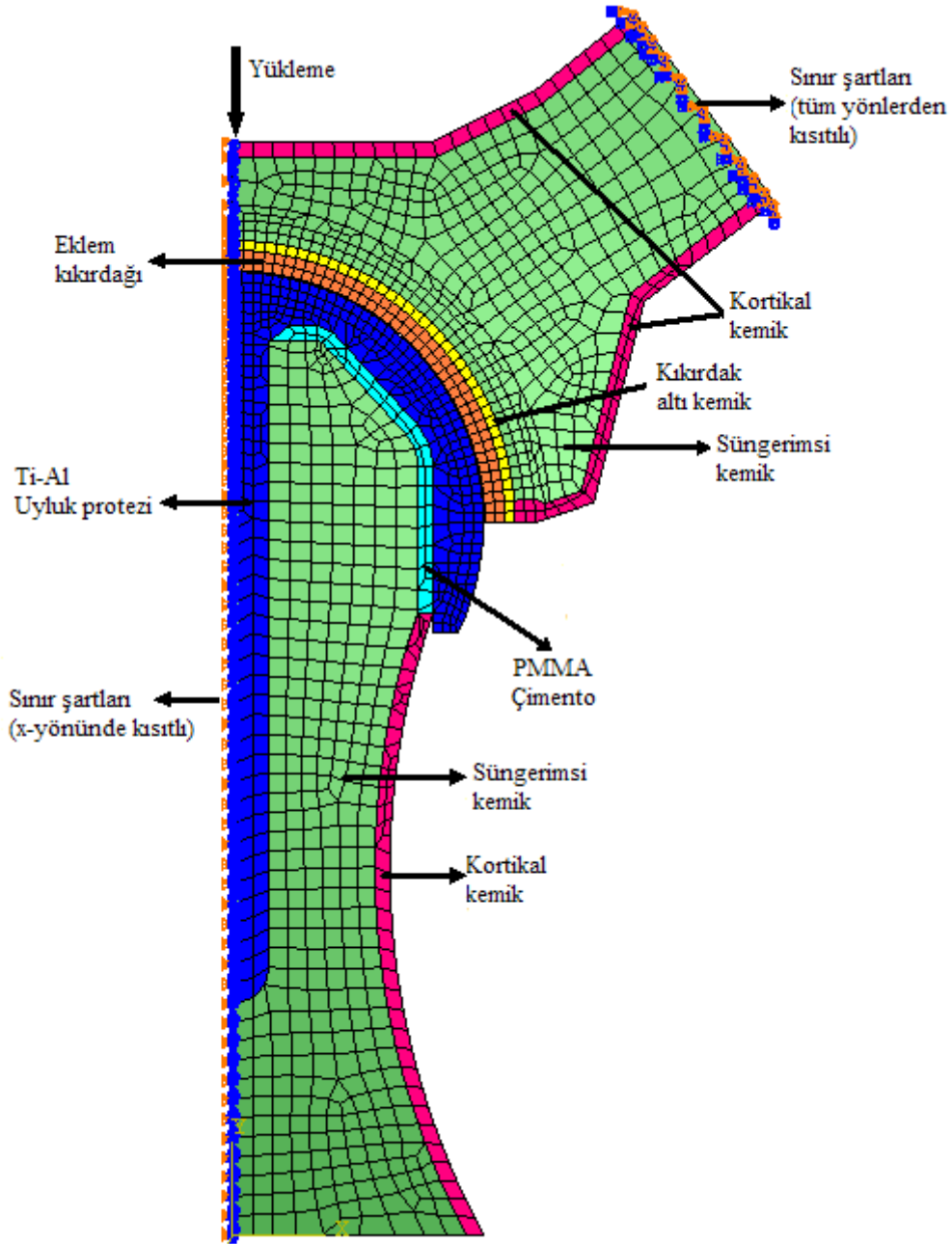
Temas mekaniği analizleri için Şekil 4.4'de gösterildiği gibi 2B modelinin simetri ekseninde döndürülmesiyle 3B eksen simetri modeli elde edilmiştir. 3B modelin çözümlenmesi için gerekli süre nispeten uzun olduğundan dolayı Şekil 4.6'da görülen basit yarı yüzey yenileme kalça mafsalsının 2B eksen simetri modeli oluşturuldu ve sonraki biyomekanik ve anatomik faktörleri inceleyen karşılaştırmalı çalışmalar için benimsendi.



Şekil 4.4. Yarı yüzey yenileme kalça mafsalsının 3B (2B modelin simetri ekseninden 360° döndürülmesiyle oluşturulan) eksen simetri modeli



Şekil 4.5. Kalça yarı yüzey yenileme protezinin sonlu eleman modeli; a)yükleme yönü, b)Ti-Al alaşımı protez



Şekil 4.6. Yüzey yenileme kalça mafsalsının yükleme ve sınır şartlarını gösteren 2B eksen simetri SE modeli

Simetri nedeniyle yarı yüzey yenileme kalça mafsalı 2B eksen simetri SE modelinin yalnızca yarım kesiti modellendi. Simetri ekseninde bulunan tüm düğüm noktaları yatay eksenindeki hareketi engellenip yalnızca dikey ekseninde harekete izin verecek şekilde sınırlandırıldı. Leğen kemiğinin üst kısmı ise tüm yönlerden sınırlandırılarak sabitlendi. Uyluk protezi ve leğen kemiği eklem kıkırdağı arasındaki yatak yüzeyini modellemek için temas elemanları kullanıldı. Temas yüzeyleri, iyi yağlama

koşullarını göstermek amacıyla sürtünmesiz olarak kabul edildi. Ayrıca, yarıçapsal açıklık, ağ yapısı yoğunluğu, yükleme, kemik kalitesi ve kırıkta kalınlığı gibi biyomekanik ve anatomik tasarım değişkenlerinin temas mekaniklerine etkisi de incelendi.

8-düğüm noktalı '*brick*' (C3D8) ve 6-düğüm noktalı '*wedge*' (C3D6) elemanlardan oluşan 3B sonlu eleman modeli ve 4-düğüm noktalı eksen simetri elemanlar (CAX4) ise 2B eksen simetri sonlu eleman modelinin ağ yapısını oluşturmakta kullanıldı. 3B kalça mafsali sonlu eleman modeli toplam 52542 eleman ve 58073 düğüm noktası ve 2B eksen simetri modeli ise 1328 eleman ve 1856 düğüm noktasından oluşmaktadır. Bileşke mafsali kuvveti (W), Şekil 4.5'de gösterildiği gibi simetri eksenine 45° açı yapacak şekilde uyluk başından uygulanır. 2B eksen simetri modelinde ise yük, Şekil 4.6'daki gibi simetri eksenine doğrultusunda uygulanır. Nominal bileşke mafsali kuvveti, yürüyüş çevriminin ayakta durma evresinde meydana gelen maksimum temas kuvvetini göstermek için 2500 N (vücut ağırlığının yaklaşık üç katı) olarak seçildi [115,116]. Yürüme çevriminin çeşitli safhalarında meydana gelen mafsali yüklerinin temas mekaniklerine etkisini incelemek amacıyla 800 N (vücut ağırlığı) ile 5000 N (vücut ağırlığının yaklaşık 6 katı) değişen yükler de uygulandı.

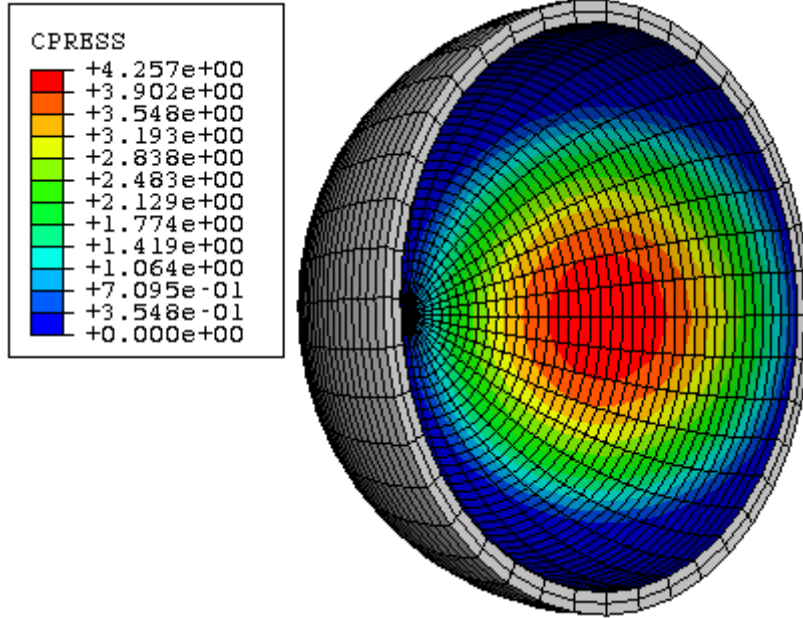
#### **4.2.2. Sonlu eleman analizleri**

##### **4.2.2.1. Sonlu eleman modellerinin karşılaştırılması**

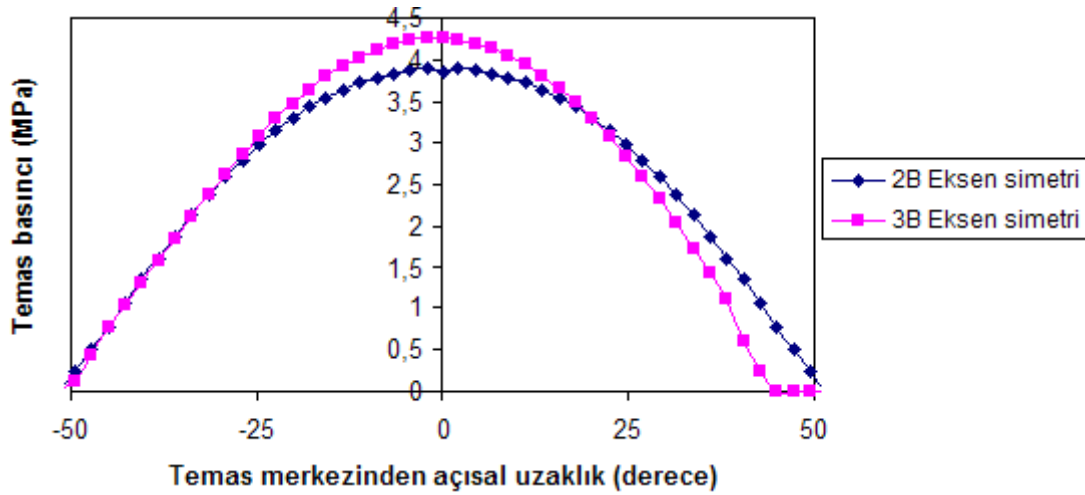
Yarı yüzey yenileme modelinde kalça çukuru eklem kırıkdağı temas yüzeyinde meydana gelen temas basıncı dağılımı Şekil 4.7'de gösterilmektedir. Şekil 4.8'de ise 3B ve 2B eksen simetri modellerinde elde edilen temas basınçlarının karşılaştırılması görülmektedir.

İki model ile elde edilen temas basıncı dağılımları arasında iyi bir uyum görüldü ve maksimum temas basınçları arasındaki fark yaklaşık %9 olarak elde edildi. Küçük olmasına rağmen bu fark, 3B modelde yüklemenin anatomik olarak 45° açı yapacak şekilde uygulanmasından kaynaklanabilir çünkü 3B modelde yükleme anatomik olarak gerçeğe uygun bir şekilde uygulandığından Şekil 4.7'den görüldüğü gibi

maksimum temas basıncının meydana geldiği bölge değişir. Aynı zamanda her iki model için elde edilen temas basınçlarının nispeten yakın bir yarıçapta dağıldıkları görülmektedir. Bu yüzden kalça mafsali protezlerinin temas mekanikleriyle ilgili daha fazla parametrik çalışma için eksen simetri modeli kullanmak uygundur.



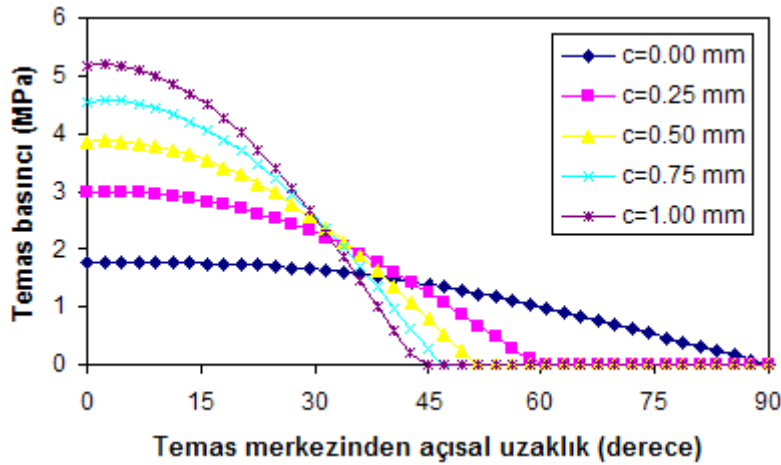
Şekil 4.7. 3B sonlu eleman modelinde kalça çukuru kırıkdağı yüzeyinde temas basıncı (MPa) dağılımı (W=2500 N)



Şekil 4.8. 2B ve 3B sonlu eleman modelleri için kalça çukuru eklem kırıkdağı yüzeyinde meydana gelen temas basınç dağılımlarının karşılaştırılması (c=0,5mm, W=2500 N)

#### 4.2.2.2. Radyal açıklığın temas mekaniklerine etkisi

Uyluk başı ile kalça çukuru arasındaki radyal açıklığın değişmesinin, elde edilen temas basıncı dağılımına etkisi Şekil 4.9'da gösterilmektedir. Daha önce de bahsedildiği gibi yarı yüzey yenileme kalça ameliyatları sırasında doğal uyluk başı ile aynı çapta ve 1 ve 2 boy küçük protezler alınarak deneme yoluyla mafsala uygulanır. Bu nedenle uyluk protezi ve kalça çukuru eklem kıkırdağı arasındaki radyal açıklık 0,00 mm ile 1,00 mm arasında değiştirilerek radyal açıklığın etkisi incelendi.



Şekil 4.9. Radyal açıklıktaki değişimin, elde edilen temas basıncı dağılımına etkisi (W=2500 N)

Şekil 4.9'dan da görüldüğü gibi uyluk protezi ve eklem kıkırdağı arasındaki radyal açıklığın artmasıyla, eklem kıkırdağı yatak yüzeyinde elde edilen maksimum temas basıncı değerleri önemli ölçüde arttı. Aynı zamanda elde edilen temas yarı açısında da önemli ölçüde bir azalma meydana geldi (88°'den 43°'ye). Bu durumda kenar temasının meydana gelme durumu azalacağından kenar temasına dayalı ağrı riski de azaltılmış olur [138,155].

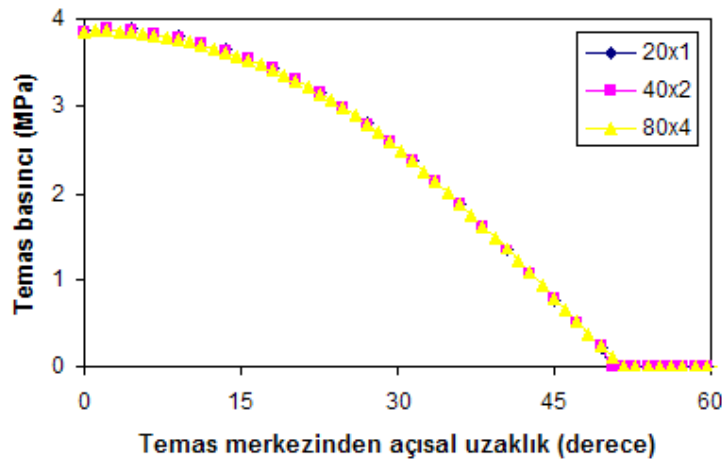
Bu çalışmada radyal açıklığın 0,00 mm'den 1,00 mm'ye çıkmasıyla eklem kıkırdağı yüzeyinde elde edilen maksimum temas basıncı yaklaşık 3-kat (c=0,0 mm için 1,76 MPa ve c=1,0 mm için 5.22 MPa) arttı. Radyal açıklığın artmasıyla, temas basıncının artmasının nedeni uyluk protezi ve eklem kıkırdağı arasındaki uygunluğun



azalmasıdır başka bir deyişle Şekil 4.9’da görüldüğü gibi yükün etki ettiği temas alanı azaldığından temas basıncı artar.

#### 4.2.2.3. Ağ yapısı yoğunluğunun temas mekaniklerine etkisi

2B eksen simetri modeli kullanılarak ağ yapısı yoğunluğunun, eklem kıkırdağı yüzeyinde temas mekaniklerine etkisi incelendi. Böylece eksen simetri modelin doğruluğu üzerine daha fazla veri elde edildi. Eklem kıkırdağının ağ yapısı radyal ve çevresel olarak kaba ağ yapısını göstermek için  $20 \times 1$ , orta yoğunlukta  $40 \times 2$  ve hassas ağ yapısında  $80 \times 4$  eleman olacak şekilde üç farklı yoğunlukta ağ yapıları oluşturuldu. Modelin kalan kısımları için de ağ yapısı, bu üç farklı yoğunluğa bağlı olarak arttırıldı. Şekil 4.10, her bir ağ yapısı yoğunlu için eklem kıkırdağında elde edilen temas basınçlarını göstermektedir.

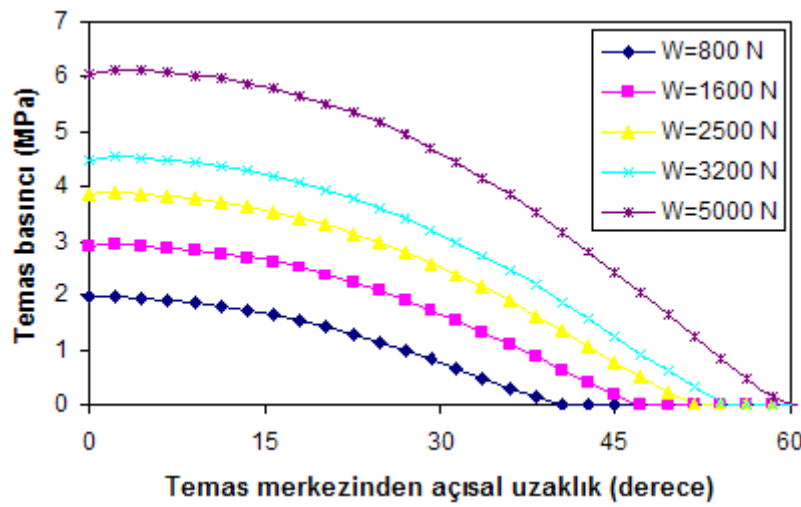


Şekil 4.10. Ağ yapısı yoğunluğunun, eklem kıkırdağı yüzeyinde elde edilen temas basıncı (MPa) dağılımına etkisi ( $c=0,5$  mm;  $W=2500$  N)

Şekil 4.10'dan de görüldüğü gibi üç farklı ağ yapısı yoğunluğuyla elde edilen temas basınçları arasında çok küçük bir fark vardır. Ağ yapısı yoğunluğu  $80 \times 4$  olan model en hassas olmasına rağmen  $80 \times 4$  ve  $40 \times 2$  ağ yapısı yoğunluklarında elde edilen maksimum temas basınçları arasındaki farkın yaklaşık olarak %0,7 olduğu görüldü. Bu nedenle sonraki sonlu eleman analizlerinde  $40 \times 2$  ağ yapısı yoğunluğundaki model benimsenip kullanıldı.

#### 4.2.2.4. Yüklemenin temas mekaniklerine etkisi

Kalça mafsalsal kuvvetlerinin, yatak yüzeyinde meydana gelen temas basıncına etkisi Şekil 4.11’de gösterilmektedir. Mafsala uygulanan yükler 800 N’den nominal yük olan 2500 N’a ve maksimum 5000 N’a aralığında değişmektedir. Bu değerler yürüyüş çevriminin çeşitli aşamalarını göstermek amacıyla seçildi [116]. Şekil 4.11, uygulanan yükteki artışa bağlı olarak yatak yüzeyi boyunca oluşan temas basıncı dağılımının önemli ölçüde arttırdığını göstermektedir.



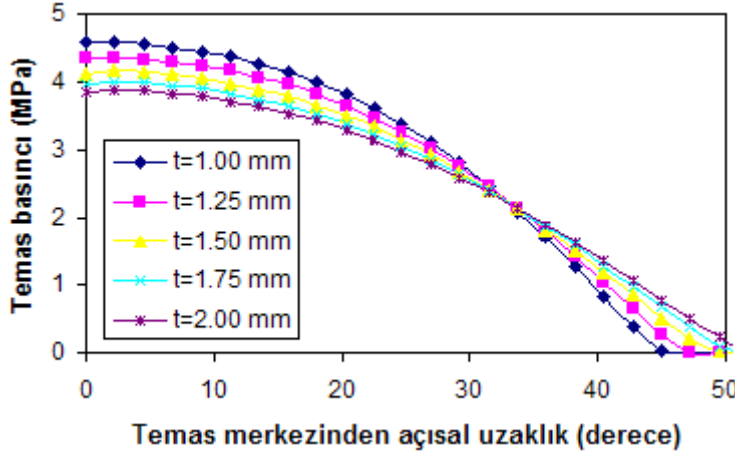
Şekil 4.11. Kalça çukuru eklem kıkırdağına temas yüzeyi boyunca meydana gelen temas basıncı dağılımına mafsalsal yükünün etkisi ( $c=0.5$  mm)

Yatak yüzeyi boyunca değişen yüklerin temas basıncı dağılımı üzerine önemli bir etki yaptığı görüldü. Yükü 800 N’den 5000 N’a yaklaşık 6 kat arttırmak eklem kıkırdağı yüzeyinde elde edilen maksimum temas basıncını yaklaşık 3 kat (1,96 MPa’dan 6,13 MPa’a) arttırdı. Aynı zamanda temas yarı açısı da Şekil 4.11’de görüldüğü gibi yaklaşık  $38^\circ$ ’den  $58^\circ$ ’ye arttı.

#### 4.2.2.5. Eklem kıkırdağı kalınlığının temas mekaniklerine etkisi

Kıkırdağı yüzeyinde elde edilen temas basıncı dağılımına, kalça çukuru eklem kıkırdağı kalınlığının etkisi Şekil 4.12’de gösterilmektedir. Bölüm 3’de de bahsedildiği gibi Shepherd ve Seedhom’un kalça mafsalsalında kıkırdağı kalınlıklarını ölçmek için yaptıkları çalışmaya dayanarak eklem kıkırdağı kalınlığının temas

basıncına etkisini görmek için kırıkta kalınlığı 1 mm ile 2 mm arasında değiştirildi [111].

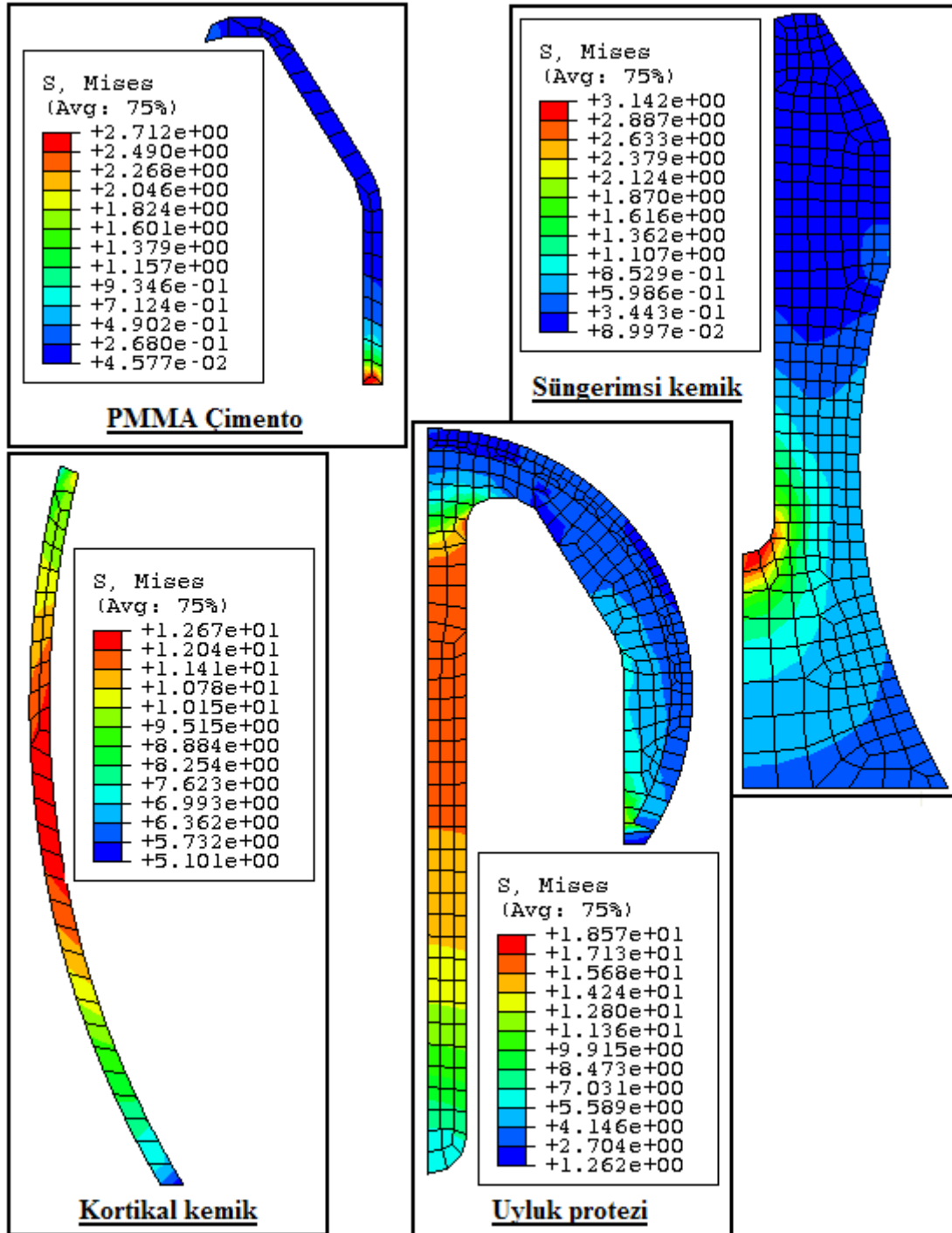


Şekil 4.12. Kalça çukuru eklem kırıkta kalınlığının, eklem kırıkta yüzeyinde elde edilen temas basıncı (MPa) dağılımına etkisi (W=2500 N, c=0,5 mm)

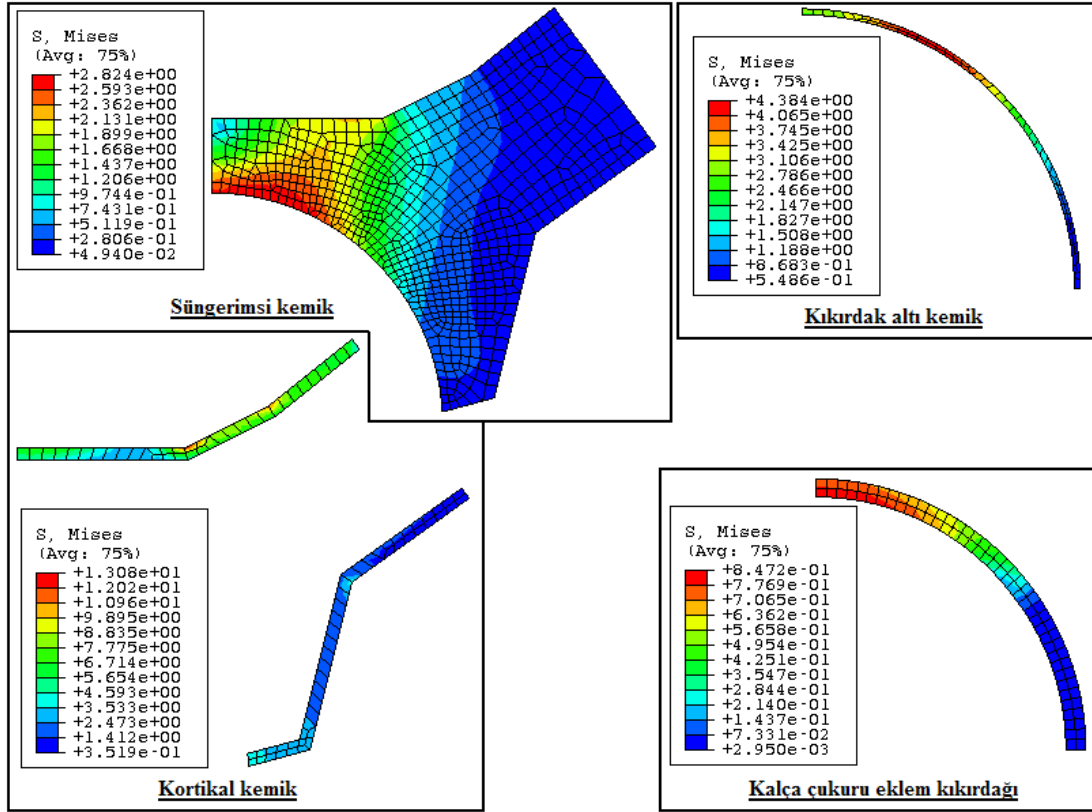
Eklem kırıkta kalınlığının nominal değeri olan 2 mm'den, 1 mm'ye azalmasıyla eklem kırıkta yatak yüzeyinde meydana gelen maksimum temas basıncı yaklaşık %18 arttı. Maksimum temas basıncı 2 mm kalınlık için 3,89 MPa elde edilirken 1 mm kalınlık için 4,59 MPa olduğu görüldü. Ayrıca kırıkta kalınlığının 2 mm'den 1 mm'ye azalmasıyla elde edilen temas alanı yaklaşık %19 (1436 mm<sup>2</sup>'den 1205 mm<sup>2</sup>'ye) azaldı.

#### 4.2.2.6. Mafsaldaki gerilme dağılımı

Şekil 4.13 ve 4.14 sırasıyla uyluk kemiği ve leğen kemiğinin çeşitli bileşenlerindeki von Mises gerilme (MPa) dağılımlarını göstermektedir. Kemikteki maksimum gerilme, uyluk kemiği kortikal kemik dokusunda meydana geldi ve 12,67 MPa olarak elde edildi. Bu değer, Dalstra ve Huiskes'in leğen kemiğinde yük dağılımını inceledikleri çalışmada elde ettikleri değerlerle uyum içersindedir [103]. Yumuşak kemik dokusunda ise maksimum gerilmeler leğen kemiğinde temas bölgesinin hemen üzerinde ve uyluk kemiğinde ise uyluk protezi sapının uç kısmıyla temasta olan bölgede meydana geldi ve maksimum von Mises gerilmesi 3,14 MPa olarak elde edildi.



Şekil 4.13. Uyluk kemiğinde elde edilen von Mises gerilme (MPa) dağılımları (c=0,5mm;W=2500 N)



Şekil 4.14. Leğen kemiğinde elde edilen von Mises gerilme (MPa) dağılımları ( $c=0,5\text{mm}$ ;  $W=2500\text{ N}$ )

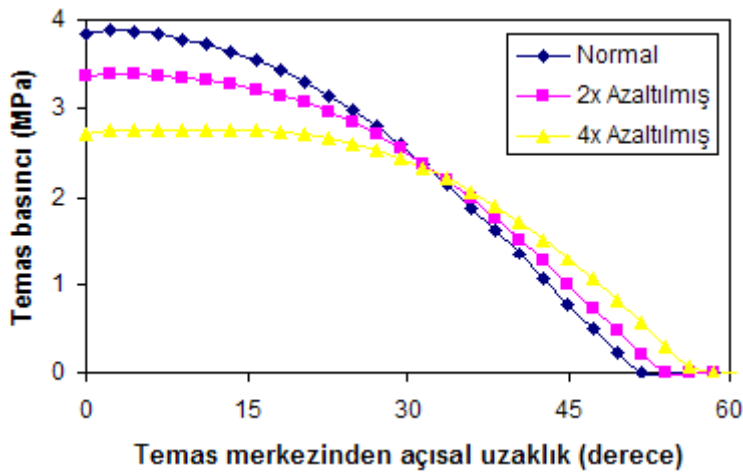
Farklı sonlu eleman modelleri için yarı yüzey yenileme kalça mafsalinın bileşenlerinde meydana gelen maksimum von Mises gerilmeleri (MPa) Tablo 4.3'de verildi. Kortikal kemik dokusunda elde edilen maksimum gerilme değeri, sert kemik dokusu için literatürde raporlanan maksimum basma gerilmesinden (yaklaşık 200 MPa) [118] ve yorulma dayanımından ( $10^7$  çevrimde 40-80 MPa arasında) [18] küçüktür. 3B eksen simetri modelinde yükleme, fizyolojik olarak gerçeğe yakın yapıldığından gerilme değerleri farklılık gösterdi. Ancak temas mekanik analizi arasında görülen uyum, kolay modellenmesi ve sonuçların hızlı elde edilmesi nedeniyle 2B eksen simetri modellerinin temas mekaniklerini incelemek için kullanılabilirliğini göstermektedir.

Tablo 4.3. Farklı sonlu eleman modelleri için yarı yüzey yenileme kalça mafsalsının bileşenlerinde meydana gelen maksimum von Mises gerilmeleri ( $c=0,5$  mm;  $W=2500$  N)

Bileşen	Maksimum von Mises gerilmeleri (MPa)							
	Kortikal k.		Süngerimsi k.		Kıkırdak	PMMA Çimento	Kıkırdak altı kemik	Uyluk protez
	Uyluk	Leğen	Uyluk	Leğen				
3B Eksen simetri	80,95	24,54	6,22	4,14	1,0	7,82	6,48	44,91
2B Eksen simetri	12,67	13,08	3,14	2,82	0,85	2,71	4,38	18,57
2 kat düşük kemik kalitesi	12,62	11,68	3,37	2,61	0,73	3,92	4,18	20,85
4 kat düşük kemik kalitesi	12,59	10,12	3,50	2,30	0,64	6,18	3,89	22,57

#### 4.2.2.7. Kemik kalitesinin temas mekaniklerine etkisi

Şekil 4.15 kemik kalitesinin, kalça çukuru eklem kıkırdağının yüzeyinde meydana gelen temas basıncı dağılımına etkisini göstermektedir. Kemik kalitesinin etkisini görmek için sert kemik dokusu, yumuşak kemik dokusu ve kıkırdak altı kemik dokusunun elastik modülü normal değerlerinin 2 ve 4 katı azaltıldı [119].



Şekil 4.15. Kemik kalitesinde azalmanın, temas mekaniklerine etkisi ( $c=0,5$  mm;  $W=2500$  N)

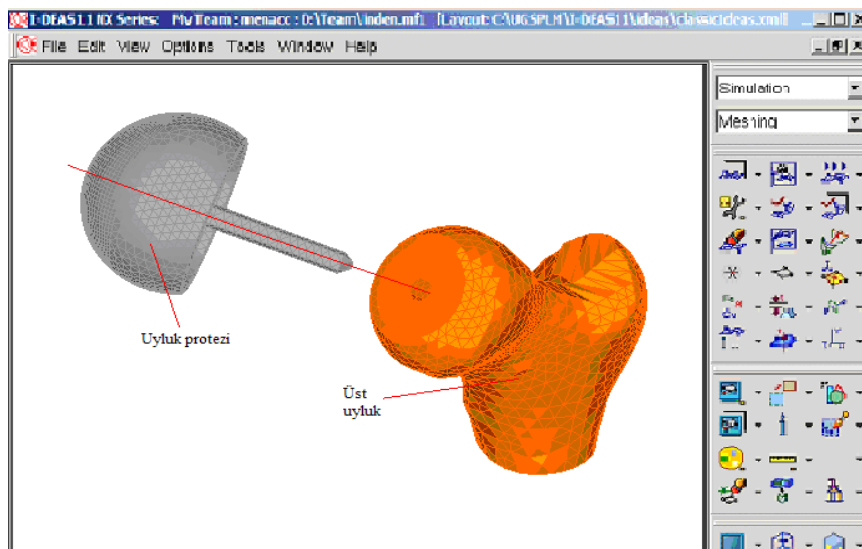
Şekil 4.15'de görüldüğü gibi kemik kalitesinin azaltılması, eklem kıkırdağı yüzeyinde elde edilen maksimum temas basıncını önemli ölçüde etkiledi. Kemik kalitesindeki 4 katlık bir azalma, elde edilen maksimum temas basıncında yaklaşık %40'lık bir azalmaya neden oldu. Bununla birlikte Tablo 4.3'den görüldüğü gibi doğal kalça mafsalsında elde edilen von Mises gerilmeleri üzerinde çok küçük bir

etkisi oldu. Ancak unutmamak gerekir ki, kemik hastalığı neticesi meydana gelen kemik kalitesindeki bir azalma, aynı zamanda kemiğin dayanımını da azaltmaktadır.

Eksen simetri modelleri için yapılan basitleştirmeler nedeniyle bu kısımdaki çalışmaların bazı sınırlamaları bulunmaktadır. Bu nedenle eksen simetri modelleriyle elde edilen sonuçların, bilgisayarlı tomografi resimleriyle oluşturulan anatomik kalça modeli ile elde edilecek sonuçlarla doğrulanması gerekmektedir. Ayrıca bu kısımda eklem kırıkdağı lineer elastik olarak kabul edildi. Fakat gerçekte eklem kırıkdağı iki fazlı bir yapıya sahip olduğundan lineer elastik modellerle elde edilen sonuçların, poro elastik bir çalışmayla da doğrulanması gerekmektedir.

### 4.3. Anatomik Sonlu Eleman Modeli

Bölüm 3'te bilgisayarlı tomografi verilerinden elde edilen anatomik kalça mafsali katı modelinde Şekil 4.16'da görüldüğü gibi I-DEAS programında değişiklikler yapılarak uyluk üst kısmına uyluk yüzey yenileme protezi yerleştirilir. Leğen kemiği kısmında ise bir değişiklik yapılmaz. Daha sonra elde edilen bu modelin ağ yapısı oluşturularak sonlu eleman analizi yapılmak üzere ABAQUS programına aktarılır. Böylece yarı yüzey yenileme kalça mafsalina ait anatomik sonlu eleman modeli elde edilir.



Şekil 4.16. Uyluk protezi katı modelinin, uyluk kemiği modeline uygulanması

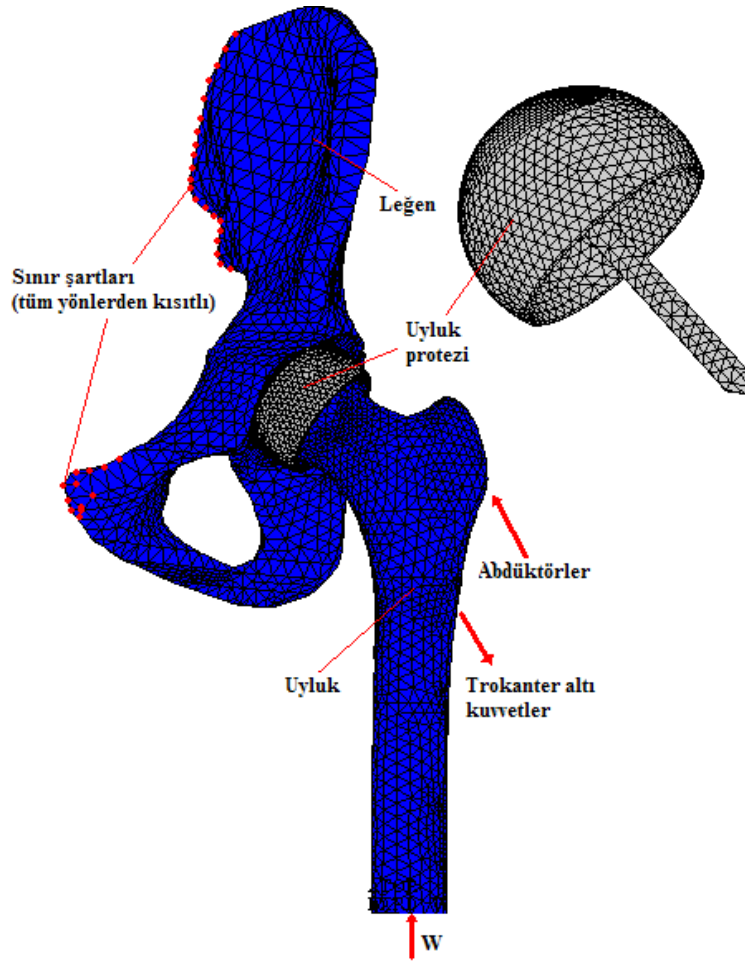
Anatomik model ile eksen simetri modellerini karşılaştırmak için, BT taramalarından elde edilen anatomik modelde uyluk protezinin çapı 49 mm olacak şekilde I-DEAS ile düzenlendi. Yarı yüzey yenileme kalça mafsallını meydana getiren elemanlara ait malzeme özellikleri, Tablo 4.2’de gösterilen eksen simetri modellerinde kullanılanlarla aynı alındı.

Kalça çukuru ve uyluk protezi yatak yüzeyi arasında meydana gelen teması belirlemek için temas elemanları kullanıldı. Ayrıca yatak yüzeyindeki temas, iyi yağlama koşullarını göstermek için sürtünmesiz olarak kabul edildi. 3B anatomik sonlu eleman modeli, 3-düğüm noktalı kabuk (S3), 4- düğüm noktalı lineer tetrahedron (C3D4), 8-düğüm noktalı ‘*brick*’ (C3D8) ve 6-düğüm noktalı ‘*wedge*’ (C3D6) elemanlardan oluşmaktadır.

Nominal kalça kuvveti vücut ağırlığının yaklaşık dört katı olacak şekilde 3200 N olarak seçildi [115,116]. Aynı zamanda kas ve trokanter altı kuvvetler de modele uygulandı ve leğen kemiği Şekil 4.17’de görüldüğü gibi tüm yönlerden kısıtlandı.

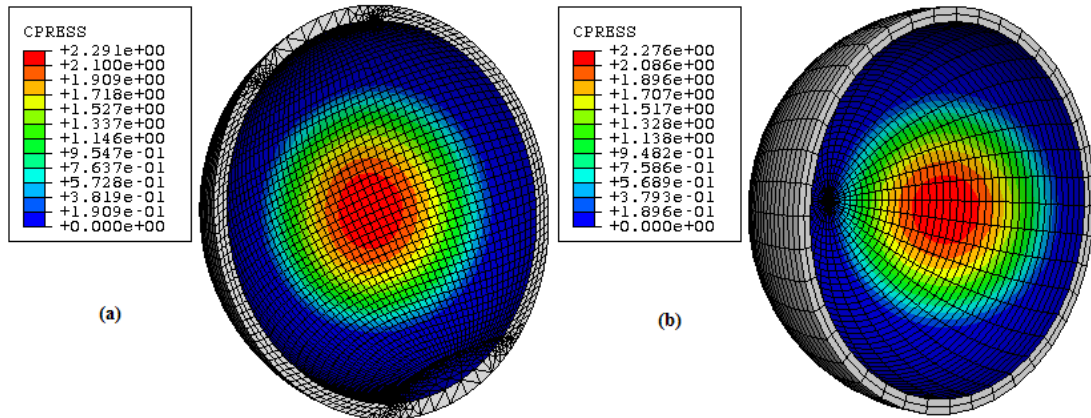
Analiz tamamlandıktan sonra leğen kemiğinde sabitlenen kısımda oluşan toplam tepki kuvvetlerini incelemek için ABAQUS sonuç dosyasına bakılır. Nominal mafsallı kuvveti olarak 3200 N uygulanmasına karşın kas kuvvetlerinin etkisiyle leğen kemiğine aktarılan yük miktarlarının X-yönünde 553 N, Y-yönünde 717 N ve Z-yönünde ise 233 N olduğu görüldü. Başka bir deyişle uygulanan mafsallı kuvvetinin yaklaşık 1/3’ü leğen kemiğine iletildiği söylenebilir. Bu nedenle 3B anatomik modeli ve eksen simetri modellerini karşılaştırabilmek için bu yükler, eksen simetri modellerine de uygulandı. Ayrıca 2B eksen simetri modelinde kuvvet tek yönde uygulandığından bu kuvvetlerin bileşkesi olarak yaklaşık 930 N’luk bir yük etki ettirildi.





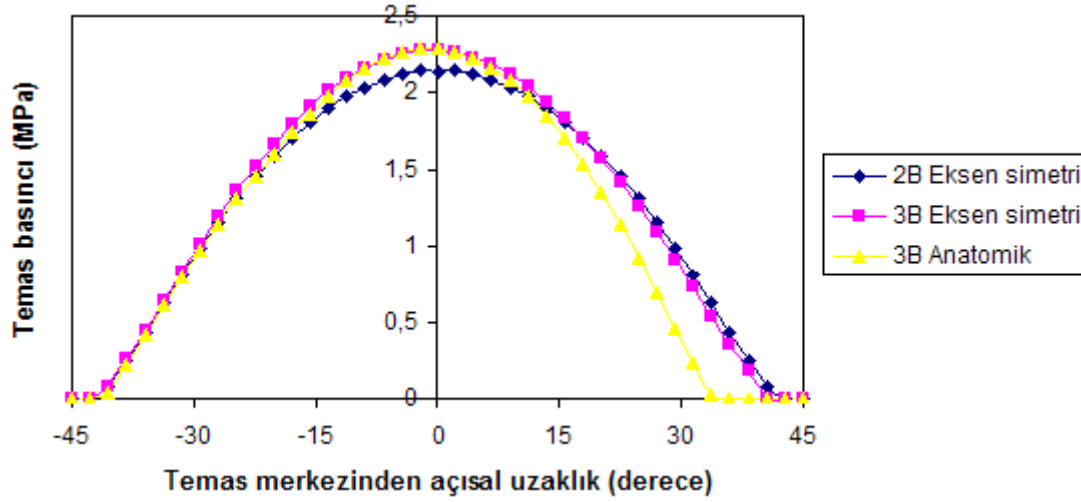
Şekil 4.17. Yarı yüzey yenileme kalça mafsalsının üç boyutlu anatomik sonlu eleman modeli

Şekil 4.18, 3B anatomik ve 3B eksen simetri modelleriyle kalça çukuru eklem kıkırdağı yüzeyinde elde edilen temas basıncı dağılımını göstermektedir.



Şekil 4.18. a) 3B anatomik ve b) 3B eksen simetri modellerinde eklem kıkırdağı yüzeyinde elde edilen temas basıncı dağılımları (c=0,5 mm; W=3200 N, kas ve trokanter altı kuvvetler)

Şekil 4.19'da ise 3B modellerde temas merkezinden kesit alınarak bu hat üzerindeki düğüm noktalarındaki temas basınç değerleri, sonuç dosyasından okunarak 2B modeliyle elde edilen değerlerle karşılaştırması gösterilmektedir.



Şekil 4.19. 2B ve 3B eksen simetri ile 3B anatomik modellerde kıkırdak yüzeyinde elde edilen temas basınçlarının karşılaştırılması (c=0,5 mm; W=3200 N, kas ve trokanter altı kuvvetler)

3B anatomik yarı yüzey yenileme kalça mafsali sonlu eleman modeliyle kalça çukuru eklem kıkırdağının yatak yüzeyinde meydana gelen temas basıncı 2,29 MPa olarak elde edildi. 3B eksen simetri modelinde ise temas basıncının yaklaşık %0,5 farkla 2,28 MPa olduğu ve 2B eksen simetri modelinde ise bu farkın yaklaşık %7 ile 2,14 MPa olduğu görüldü. Tüm modeller arasında görülen bu uyum temas mekanikleri için eksen simetri modellerini kullanmanın uygun olduğunu göstermektedir. Çünkü modellemedeki kolaylık ve hızlı çözüme ulaşması gibi nedenler 2B eksen simetri modelinin en önemli avantajlarıdır.

Farklı sonlu eleman modelleri için yarı yüzey yenileme kalça mafsalinin bileşenlerinde meydana gelen maksimum von Mises gerilmeleri Tablo 4.4'de gösterilmektedir.

Tablo 4.4. 3B Anatomik ve 2B ve 3B eksen simetri sonlu eleman modelleri için yarı yüzey yenileme kalça mafsallının bileşenlerinde meydana gelen maksimum von Mises gerilmelerinin karşılaştırılması (c=0,5 mm; W=3200 N, kas ve trokanter altı kuvvetler)

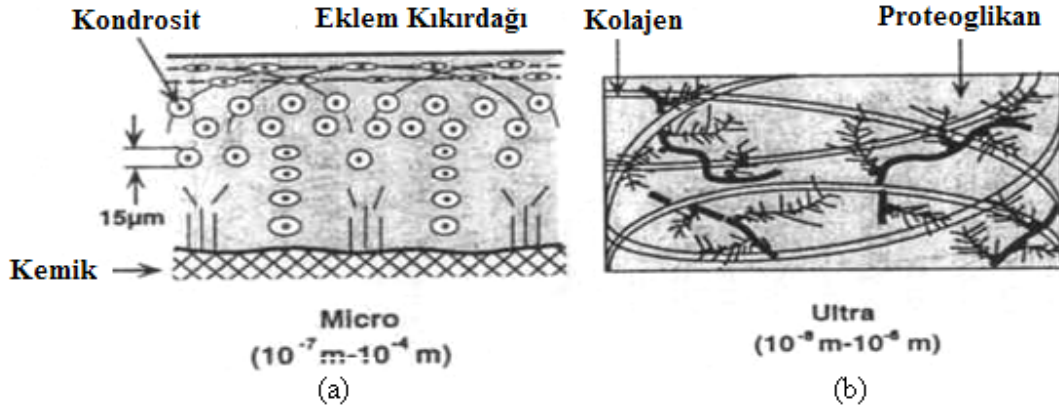
Bileşen	Maksimum von Mises gerilmeleri (MPa)							
	Kortikal k.		Süngerimsi k.		Kıkırdak	PMMA Çimento	Kıkırdak altı kemik	Uyluk protez
	Uyluk	Leğen	Uyluk	Leğen				
<b>3B Anatomik</b>	39,24	17,68	3,35	2,21	0,58	1,24	4,22	17,43
<b>3B Eksen simetri</b>	29,64	7,75	2,32	2,06	0,57	2,91	2,93	16,53
<b>2B Eksen simetri</b>	6,47	6,87	1,19	1,42	0,51	0,99	1,97	7,22

Tablo 4.4'den de görüldüğü gibi farklı sonlu eleman modelleriyle yarı yüzey yenileme kalça mafsallında elde edilen gerilme dağılımları farklılıklar göstermektedir. Bu nedenle eksen simetri modellerini temas mekaniği çalışmalarında kullanmanın uygun olduğu ancak gerilme analizleri için özellikle anatomik modellerin kullanılmasının gerçeğe daha yakın sonuçlar vereceği söylenebilir.

#### 4.4. Poro Elastik Eksen Simetri Modelleri

Eklem kıkırdağı, eklemlerdeki kemikleri örten yarı saydam bir tabakadır. Serbestçe hareket eden mafsallın en önemli bileşeni kıkırdaktır çünkü yatak yüzeylerinde çok düşük sürtünme ve böylece düşük aşınma sağlar [156]. Eklem kıkırdağı, yatağa gelen basma kuvvetlerini iletir ve dağıtır. Eklem kıkırdağında sinir yoktur ve belki kemiğe bitişik derin yerlerde birkaç kıkırdak hücresi (kondrosit) olabilir (Şekil 4.20.a). Doku nispeten az sayıda hücreye sahiptir. Kıkırdağın matris yapısı büyük miktarda su içerir (%60 - %85). Alttaki kemikten kolajen kemer şeklinde dikey yükselen lifler kıkırdak yüzeyine paralel kavis yapar (Şekil 4.20.b). Bu kolajen kemerler, hidratlı (su ile karışık) kıkırdağa sıkıca bağlanarak alttaki kemiğe tuttururlar.

Kıkırdağın elastik matrisinden dolayı yük uygulandığında ani deformasyon oluşur sonra sürünme fazı başlar. Bunun nedeni de kıkırdak matrisinden, sinoviyal sıvı etrafına sıvı hareketidir. Bu iki fazdan [157] dolayı yük altında kıkırdak ya vizkoelastik [158] ya da poroelastik [159] davranış sergiler. Yük çekilince proteoglikanlar suyu tekrar kıkırdak matrisine çeker.



Şekil 4.20. Eklem kıkırdağının mikro-yapısı

Kıkırdağın hasarı, bu yapının bozulmasıyla olur [160]. Yüzeyde pürüzler ve çatlaklar oluşur ve bir kere hasara uğradığında bir daha yenilenmesi çok zordur. Çünkü kanla beslenmez, nispeten az hücreye sahiptir ve bu nedenle hasara uğrayan kolajen kemer yapısının yenilenme imkânı olmaz.

Eklem kıkırdağı, kemikleri koruyan yatak malzemesi olduğundan en önemli fonksiyonu, statik ve orta dereceli quasi statik yükler altında deforme olarak yüksek temas gerilmelerinden [161] mafsal kemiklerini korumasıdır [162,163]. Normal olarak bir ömür boyunca neredeyse sürtünmesiz bir temas sağlar. Eklem mafsallarının bir başka görevi de, yükleri ileterek kemik ve kas-iskelet sistemi arasındaki hareketi desteklemektir.

Mafsallara etki eden yükler, vücut ağırlığının birkaç katına çıkabilir [164]. Mafsalların hareketi, eklemlerdeki kemik yüzeylerini kaplayan kıkırdağın tabakasının kayma ve yuvarlanma hareketleriyle sağlanır. Eklem kıkırdağının başarılı teorik modeli, Mow, Lai ve yardımcılarının çalışmalarıyla tanımlanmıştır [157,165,166]. Bu çalışmalarda dokunun kinetik ve denge tepkilerini tanımlayan iki fazlı modelde sıvı faz birleştirilmiştir. İki faz teorisini kullanarak Lai ve Mow [167], iki fazlı kıkırdağın yüzeyinde parabolik yük dağılımı neticesi kıkırdağdaki gerilme ve akış bölgelerini analiz etmişlerdir.

Kıkırdağın, yüklemeye karşısındaki tepkisine yönelik çalışmalar birkaç araştırmacı tarafından yapılmıştır. Anormal doku gerilmelerinin [168] oluştuğu bölgede meydana

gelen kırıkta bozulmasını açıklamak için bazı hipotezler geliştirilmiştir [169]. Kırıkta için Bölüm 4.2. ve Bölüm 4.3.'de yapılanlara benzer elastik modellerin kullanıldığı çalışmalar da yapılmıştır. Fakat bu elastik modellerde kırıkta yaklaşık %80'inin oluşturan aradaki sıvının etkisi hesaba katılmamıştır [170]. Bu nedenle poroelastik [171] ve iki faz karışımı bir model [157] eklem kırıkta en doğru bir şekilde temsil edecektir. Doğrusal iki fazlı teoride kırıkta, lineer elastik ve sıkıştırılmaz katı faz (kolojen matris, proteoglikan molekülleri ve kırıkta hücreleri) ile sıkıştırılmaz sıvı fazın (esas olarak aradaki su) karışımı olarak modellenir [157,172].

#### 4.4.1. İki fazlı malzeme özellikleri

Poro elastik ve iki fazlı analizler için Şekil 4.6'da gösterilen ve lineer elastik analizlerde kullanılan SE modeli kullanıldı. Bununla birlikte eklem kırıkta oluşturan elemanlar için poro elastik elemanlar (CAX4RP) kullanılarak malzeme özellikleri de değiştirildi.

İki fazlı eklem kırıkta 2 mm kalınlığında [111] ve malzeme özellikleri 0,54 MPa Young modülü ve 0,08 Poisson's oranı ile modellendi. Ayrıca iki fazlı poro elastik malzeme özellikleri olarak kırıkta geçirgenliği  $4.0 \times 10^{-3} \text{ mm}^3/\text{Ns}$  ve başlangıç sıvı oranı ise 4.0 (%80 - %20 sıvı/katı oranı) alındı [173]. Yarı yüzey yenileme kalça mafsala ait diğer malzeme özellikleri ise Tablo 4.2'de lineer elastik model için kullanılanlarla aynıdır.

Yük, yer değiştirme yoluyla uygulandı. Bunun için her analizden sonra sonuç dosyasına bakılarak sabitlenen leğen kemiğindeki toplam tepki kuvveti okundu ve toplam tepki kuvveti, nominal yük olan 2500 N'a erişinceye kadar analizler tekrarlandı. Yer değiştirme 2s boyunca %10 artışla uygulandı. Karşılaştırma amacıyla tüm yükleme ve sınır şartları, lineer elastik modelde kullanılanlarla aynı alındı.

#### 4.4.2. Temas yüzeyinde akış koşullarının belirlenmesi

Temas basıncı, sıvı basıncı ve temas alanı gibi temas değişkenleri, sonuç dosyasından okunabilir. İki fazlı poro elastik sonlu eleman modelinde temas yüzeyindeki akış koşullarının belirlenmesi önemlidir. Bunun için iki yöntem kullanıldı:

1. Tüm temas yüzeyini sızdırmaz olarak kabul etmek (ABAQUS varsayılan ayarları kullanarak).
2. Temasa bağlı akış koşullarını belirlemek (ABAQUS \*FLOW komutunu kullanarak)

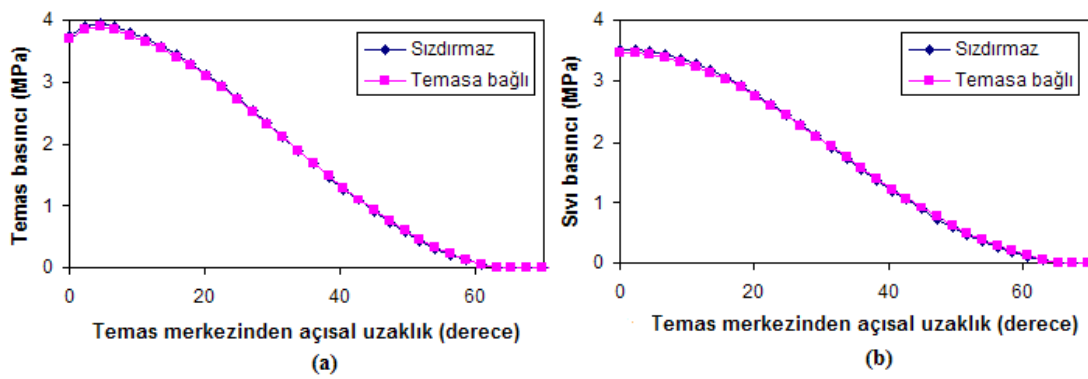
Birinci yöntem, iki fazlı eklem kıkırdağının temas yüzeyindeki akış koşullarını belirlemede en hızlı ve en kolay yöntemdir. Çünkü tek bir analizle sonuca ulaşılabilmektedir. Ancak ikinci yöntem ile doğrulanması gerekmektedir. İkinci yöntemde yüzey şartları sıvı akışının, temas anında yüzeydeki sıvı basıncı ( $u_\omega$ ) ile bir referans sıvı basıncı ( $u_\omega^\infty$ ) arasındaki farkla orantılı olduğunu belirtir [174]:

$$v_n = k_s (u_\omega - u_\omega^\infty) \quad (4.2)$$

Burada  $v_n$ , temas yüzeyinin normali yönündeki sıvı hızı ve  $k_s$ , sızıntı katsayısıdır. Uyluk protezi, eklem kıkırdağı üzerindeki bir düğüm noktasıyla temas ettiğinde bu düğüm noktası üzerinde sıvı hızı sıfır olur eğer temas yoksa bu durumda düğüm noktasındaki sıvı basıncı sıfır olur. Bu bilgidен hareket ederek her bir analizden sonra sonuç dosyasından temas düğüm noktaları okunarak bu düğüm noktaları için akış koşulları değiştirilir. Giriş ve çıkış şartları eşitlenene kadar tekrarlı analizler yapılır [173].

Şekil 4.21.a'da eklem kıkırdağı yüzeyinde elde edilen temas basıncı dağılımı için kullanılan iki akış koşulu belirleme yönteminin karşılaştırılması gösterilmektedir. Temas merkezindeki temas basıncı 3,75 MPa olarak elde edildi. Maksimum temas basıncının yerinin, temas merkezinden farklı olmasının nedeni eksen simetri sonlu eleman modelindeki sayısal hatalardan kaynaklanmaktadır. Eklem kıkırdağı temas

yüzeyindeki temas alanı ise  $2213 \text{ mm}^2$  olarak elde edildi. İki fazlı poro elastik modelleme için akış koşullarını belirlemede kullanılan iki yöntem arasında iyi bir uyum olduğu görüldü. İki yöntemle elde edilen maksimum temas basınçları arasındaki fark yaklaşık %1 olarak elde edildi. Bu sonuçlar, McGibbon ve diğerlerinin kalça yarı yüzey yenilemede temas basınçlarını deneysel olarak 4,5-6,5 MPa arasında ölçtükleri çalışmalarıyla farklılık göstermektedir [143]. Bunun nedeni olarak 2B modelde yapılan basitleştirmeler gösterilebilir.

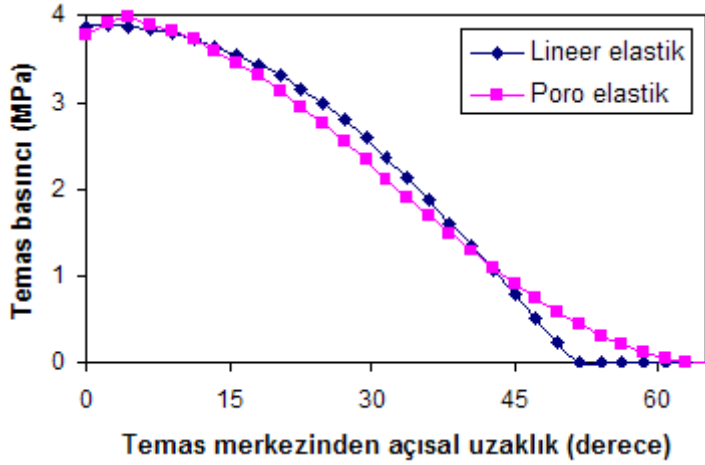


Şekil 4.21. Temas yüzeyinde akış koşullarının belirlemede kullanılan iki yöntemin karşılaştırılması: a) kalça çukuru eklem kıkırdağı yüzeyindeki temas basıncı (MPa) dağılımı, b) sıvı basıncı (MPa) dağılımı ( $W=2500 \text{ N}$  ve  $c=0,5 \text{ mm}$ )

Sıvı basıncı, poro elastik sonlu eleman analizlerinde önemli parametrelerden biridir ve akışkanın yükü karşılaması ve sürtünme ile doğrudan ilgilidir. Bu nedenle eklem kıkırdağı yüzeyindeki sıvı basıncı dağılımını da incelendi ve temas yüzeyindeki akış koşullarını belirlemede kullanılan her iki yöntemle elde edilen sıvı basınçlarının karşılaştırılması Şekil 4.21.b'de gösterildi. Birinci ve ikinci yöntem için elde edilen maksimum sıvı basınçları sırasıyla 3,52 MPa ve 3,48MPa olarak elde edildi ve her iki modelde de temas merkezinde meydana geldi.

#### 4.4.3. Lineer elastik ve poro elastik modellerin karşılaştırılması

Şekil 4.22, lineer elastik ve poro elastik modeller ile eklem kıkırdağı yüzeyinde elde edilen temas basıncı dağılımlarının karşılaştırmasını göstermektedir.



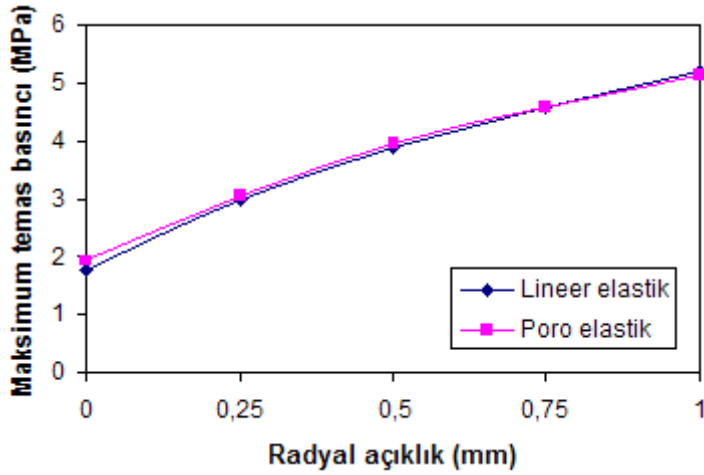
Şekil 4.22. Lineer elastik ve poro elastik modellerle kıkırdak yüzeyinde elde edilen temas basıncı dağılımlarının karşılaştırılması ( $W=2500$  N,  $c=0,5$  mm)

Şekil 4.22'den de görüldüğü gibi her iki model ile elde edilen temas basıncı dağılımları arasında iyi bir uyum görüldü. Her iki modelde de eksen simetri modelindeki sayısal hatalardan dolayı maksimum temas basıncı, temas merkezinin biraz dışarısında meydana geldi. Temas merkezindeki temas basınçları ise lineer elastik model için 3,85 MPa ve poro elastik model için 3,77 MPa olarak elde edildi ve iki model arasındaki farkın yalnızca yaklaşık %2 olduğu görüldü. Temas yarı açıları ise lineer elastik modelde  $50^\circ$  iken poro elastik modelde  $43^\circ$  olarak elde edildi.

#### 4.4.3.1. Radyal açıklığın temas mekaniklerine etkisi

Lineer elastik ve poro elastik modeller ile eklem kıkırdağında elde edilen maksimum temas basınçlarına radyal açıklığın etkisi Şekil 4.23'de gösterildi. Uyluk protezi ile eklem kıkırdağı arasındaki radyal açıklık 0,00 mm ile 1,00 mm arasında değiştirildi. Her iki modelle elde edilen maksimum temas basınçları arasında iyi bir uyum olduğu görüldü ve iki model ile 0,00 mm radyal açıklık için elde edilen maksimum temas basınçları arasındaki fark %8 iken 1,00 mm için arasındaki fark yalnızca %2'dir.

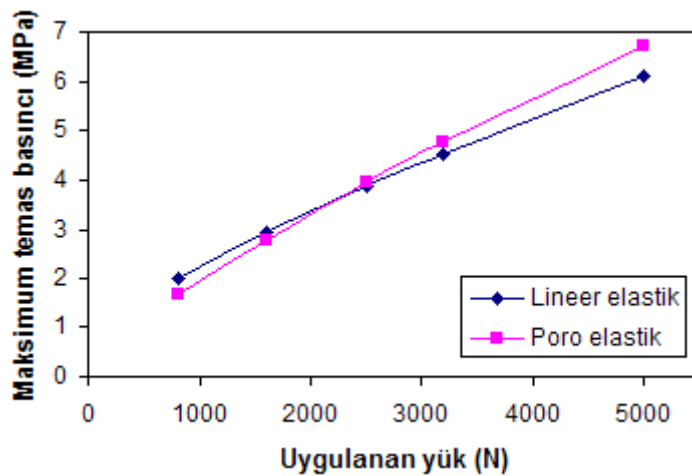




Şekil 4.23. Lineer elastik ve poro elastik modellerle kıkırdak yüzeyinde elde edilen maksimum temas basınçlarının radyal açıklık ile değişimi ( $W=2500$  N)

#### 4.4.3.2. Yüklemenin temas mekaniklerine etkisi

Lineer elastik ve poro elastik modellerde yüklemenin etkisini görmek için modellere 800 N (yaklaşık vücut ağırlığı) ile 5000 N (vücut ağırlığının yaklaşık 6 katı) arasında yükler uygulandı. Şekil 4.24'de her iki model ile elde edilen maksimum temas basınçlarının yüklemeye değişimi görülmektedir. Şekil 4.24'den de görüldüğü gibi yük arttıkça, poro elastik modelle elde edilen maksimum temas basınçları, lineer elastik modelle elde edilen temas basınçlarına göre daha büyük bir artış gösterdi. Başka bir deyişle yük arttıkça iki fazlı eklem kıkırdağının yükü sönmleme kabiliyeti azalmakta fakat bu etki lineer elastik modelle tam olarak görülememektedir.



Şekil 4.24. Lineer elastik ve poro elastik modellerle kıkırdak yüzeyinde elde edilen maksimum temas basınçlarının yüklemeye değişimi ( $c=0,5$  mm)

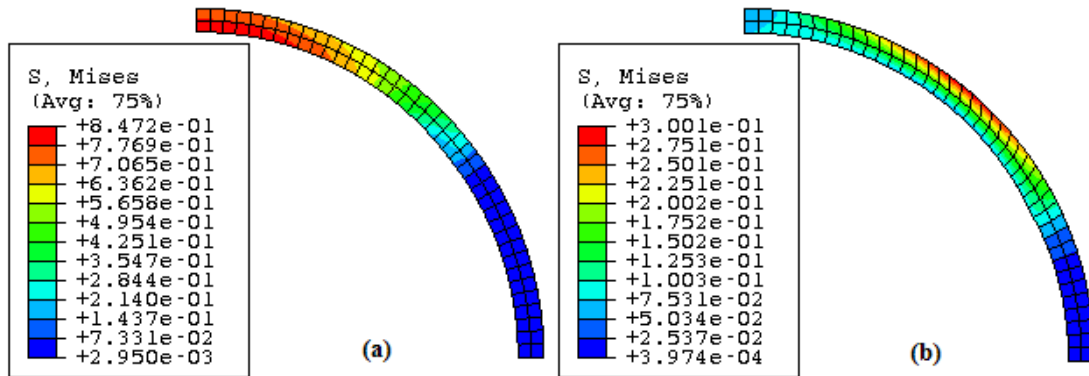
#### 4.4.3.3. Mafsaldaki gerilme dağılımı

Tablo 4.5, 2500 N yükleme altında yarı yüzey yenileme kalça mafsalı için kurulan lineer elastik ve poro elastik sonlu eleman modelleriyle elde edilen von Mises gerilmelerinin karşılaştırmasını göstermektedir. Tablo 4.5'den görüldüğü gibi her iki model ile elde edilen von Mises gerilemeleri arasında iyi bir uyum olduğu görüldü. Bununla birlikte eklem kırırdağında elde edilen maksimum von Mises gerilmesinin poro elastik modelde yaklaşık 3 kat daha az olduğu görülmektedir. Bunun nedeni poro elastik modelde eklem kırırdağının iki fazlı olarak ele alınması ve bu nedenle malzeme özelliklerinin farklı olmasıdır.

Tablo 4.5. Lineer elastik ve poro elastik modeller ile yarı yüzey yenileme kalça mafsalının çeşitli bileşenlerinde elde edilen maksimum von Mises gerilmeleri (W=2500 N, c=0,5 mm)

Bileşen	Maksimum von Mises gerilmeleri (MPa)							
	Kortikal k.		Süngerimsi k.		Kıkırdak	PMMA Çimento	Kıkırdak altı kemik	Uyluk protez
	Uyluk	Leğen	Uyluk	Leğen				
Lineer elastik	12,67	13,08	3,14	2,82	0,85	2,71	4,38	18,57
Poro elastik	13,54	11,55	2,91	2,94	0,30	2,39	4,40	17,64

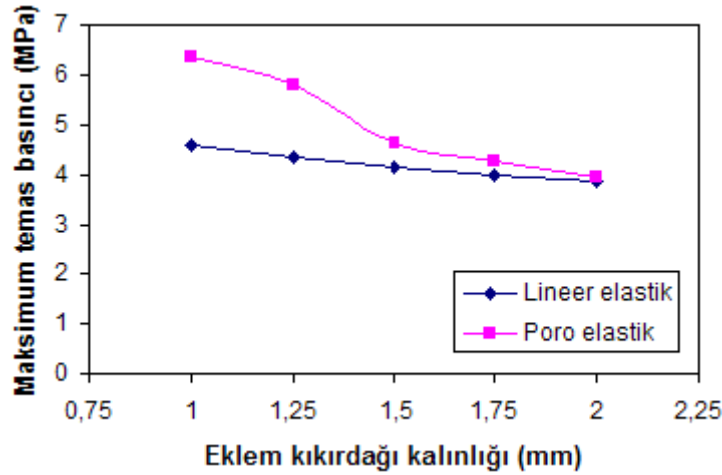
Şekil 4.25.a ve 4.25.b'de sırasıyla lineer elastik ve poro elastik modeller ile eklem kırırdağı boyunca gerilme dağılımları görülmektedir. Şekil 4.25'den de görüldüğü gibi maksimum gerilmelerin oluştuğu bölge de poro elastik modelde değişti. Bunun nedeni olarak, poro elastik modelde eklem kırırdağı içindeki sıvı fazın da hesaba katılmış olması gösterilebilir.



Şekil 4.25. Yarı yüzey yenileme kalça mafsalında eklem kırırdağı boyunca von Mises gerilme dağılımı: a)Lineer elastik model, b) poro elastik model (W=2500 N, c=0,5 mm)

#### 4.4.3.4. Eklem kıkırdağı kalınlığının temas mekaniklerine etkisi

Şekil 4.26, lineer elastik ve poro elastik modellerle eklem kıkırdağında elde edilen maksimum temas basınçlarının kıkırdak kalınlığıyla değişimini göstermektedir.

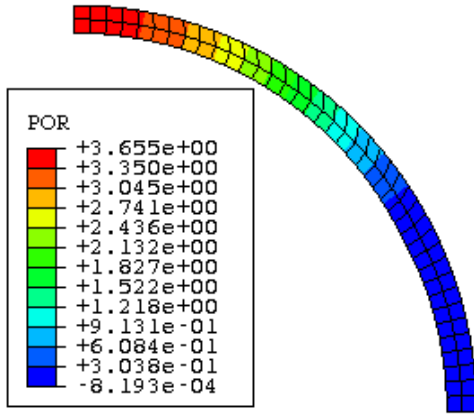


Şekil 4.26. Lineer elastik ve poro elastik modellerle kıkırdak yüzeyinde elde edilen maksimum temas basınçlarının eklem kıkırdağı kalınlığıyla değişimi ( $W=2500$  N,  $c=0,5$  mm)

Eklem kıkırdağı kalınlığının nominal değeri olan 2 mm' den, 1 mm' ye azalmasıyla elde edilen maksimum temas basıncı lineer elastik modelde yaklaşık %18 oranında artarken, poro elastik modelde yaklaşık %60 oranında arttı. Poro elastik modelde kıkırdağın sıvı fazı da hesaba katıldığı için lineer elastik modele göre daha gerçekçi sonuçlar vermektedir. Bu nedenle kıkırdağın bozularak kalınlığının azalması, temas mekaniklerini gerçekte çok daha fazla etkilemektedir.

#### 4.4.4. Sıvı basıncı dağılımı

Poro elastik modellemede iki fazlı eklem kıkırdağında sıvı basıncı önemli bir temas değişkenidir. Bu nedenle Şekil 4.27'de eklem kıkırdağı boyunca meydana gelen sıvı basıncı dağılımı gösterilmektedir. Eklem kıkırdağında maksimum sıvı basıncı 3,66 MPa olarak elde edildi.



Şekil 4.27. Eklem kıkırdağı boyunca meydana gelen sıvı basıncı dağılımı (W=2500 N, c=0,5 mm)

#### 4.5. Protez Malzemesinin Temas Mekaniklerine Etkisi

Tek taraflı yarı yüzey yenileme ameliyatlarından sonra kalça çukuru aşınma oranı zamanla artmaktadır. Bu durum, 2 yılda %7 ile [175], 2 yıl 8 ayda %10 ile [176], 3 yılda %11 ile [177] ve 5 yılda %24 ile [178] raporlanmıştır. Yarı yüzey yenileme söz konusu olduğunda kıkırdak bozulması önemli bir klinik konudur. Protez başının kalça çukuru kıkırdağını aşındırması çoğu yarı yüzey yenilemenin birincil problemidir [141,179,180] ve bu durum metalik protez ile doğal kalça çukurunun birbirlerine uygun olmamasına bağlanabilir [181].

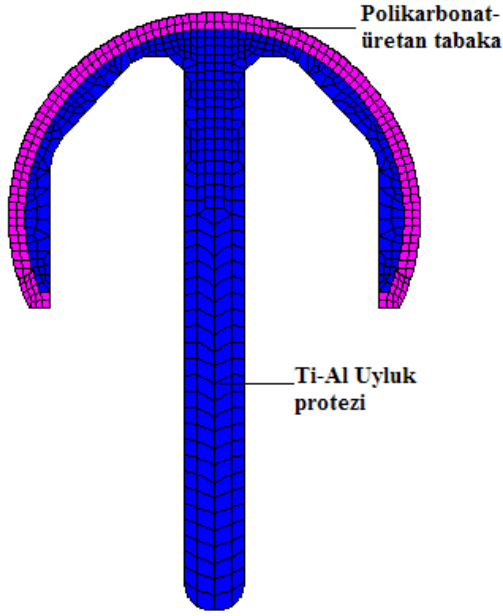
Yarı yüzey yenilemenin problemlerinden biri de ağrıyı tam olarak dindirip dindiremeyeceğinin tahmin edilememesidir. Bu, hastanın yarı yüzey yenileme ameliyatı için gösterdiği belirtilerin geç teşhis edilmesiyle ilgili olabilir ve kalça çukurunun ilk bozulma başlangıcında geometrisinin tam olarak küresel olmamasından veya hastaya bağlı başka nedenlerden kaynaklanabilir. Metalik proteze karşı hiyalin kıkırdak büyük ihtimalle ağrı ve eklem kıkırdağının bozulmasının nedenidir. Yarı yüzey yenileme ile ilgili daha önceden yayınlanan raporlar protez gevşemesi, uyluğun boyun kısmından kırılması, kalça çukuru aşınması ve ağrının dindirilememesi gibi problemleri içermektedir [135,137,148,182,183]. Yarı yüzey yenilemeden sonra kıkırdak için yapılan doku analizleri, zamanla kıkırdak bozulmasının doğru orantılı olduğunu göstermektedir [142,184].

Yarı yüzey yenileme protezlerinin imalatında tipik olarak kobalt-krom veya titanyum alaşımları kullanılır. Bununla beraber bu metalik malzemelere karşı kırıkdağın bozulması, köpekler üzerinde kapılan deneysel yarı yüzey yenileme doku çalışmaları ile gösterilmiştir [150,185,186]. Metalik protezden kaynaklanan hataları önlemek veya azaltmak amacıyla seramik [151] veya düşük elastik modüllü malzemeler [150,152,187,188] alternatif olarak yarı yüzey yenilemede kullanılmak üzere önerilmiştir. Cook ve diğerleri [150], köpek yarı yüzey yenileme modeli üzerinde yaptıkları çalışmada Ti6AL4V, CoCr ve düşük sıcaklıkta izotropik pirolitik karbon malzemelerini karşılaştırmışlar ve elastik modülü azaltmanın, kırıkdağın bozulması ve aşınmasını azaltmada önemli bir etkisi olduğu sonucuna varmışlardır.

Amstutz ve diğerleri, kalça mafsallarında yarı yüzey yenileme ameliyatı sonrası yenileme yaptıkları tüm hastalarda problemin kırıkdağın aşınması olduğunu göstermişlerdir [189,190]. Biyomekanik açısından elastik modülü kırıkdağınkine yakın olan daha yumuşak malzemeler kullanmak, protez ve kırıkdağın arasında oluşan temas gerilmelerinin azalmasına neden olabilir böylece kırıkdağın ve yarı yüzey yenilemenin ömrü uzayabilir [187]. Bu çalışmanın amacı ise kalça mafsalı yarı yüzey yenilemede metal ve poli-karbonat üretilen gibi biyo-malzemelerin, temas mekaniklerine etkisini karşılaştırmaktır.

#### 4.5.1. Malzeme ve geometri

Daha önce yarı yüzey yenileme kalça mafsalı lineer elastik ve poro elastik sonlu eleman modelleri bu çalışmada da kullanıldı. Ancak burada uyluk protezi modeli düzenlenerek Şekil 4.28'de gösterildiği gibi 2 mm kalınlığında polikarbonat üretilen yatak yüzeyi uygulandı. Ayrıca eklem kırıkdağı da iki fazlı kabul edilerek poro elastik sonlu eleman modeli kullanıldı. Elastomerik malzeme olarak kullanılan Bionate Polikarbonat-Üretilen (PCU), 90 Shore A için malzeme özellikleri: elastik modülü 40 MPa, Poisson's oranı ise 0,3 alındı.

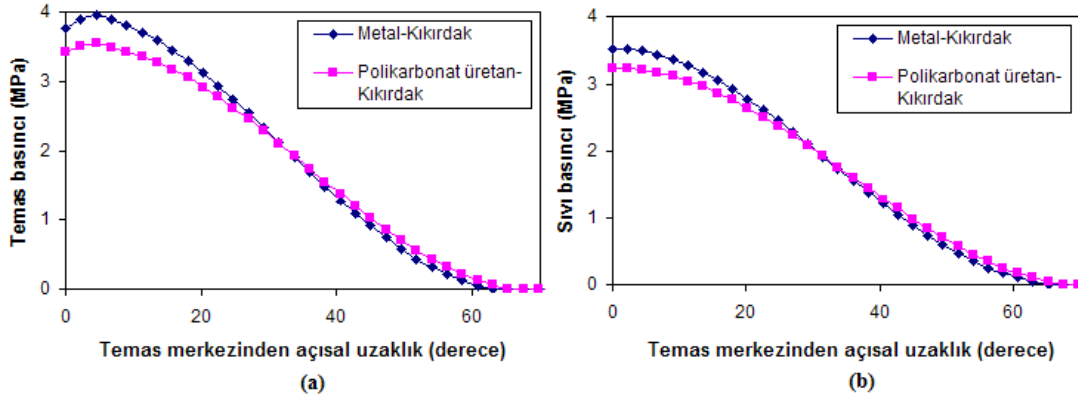


Şekil 4.28. Polikarbonat-üretan temas yüzeyi ile modüler Ti-Al uyluk protezi

Metal-kıkırdak ve polikarbonat üretan – kıkırdak modellerini karşılaştırabilmek için aynı yükleme ve sınır şartları modellere uygulandı. Yürüyüş çevrimindeki en büyük yükü göstermek amacıyla nominal yük olarak 2500 N (vücut ağırlığının yaklaşık 3 katı) seçildi [54,115,116,191]. Yüklemenin etkisini görmek amacıyla 800 N ile 5000 N arasında farklı yükler etki ettirildi [115,116]. Ayrıca kıkırdak kalınlığı ve radyal açıklığın da temas mekaniklerine etkileri incelendi. Temas basıncı, sıvı basıncı ve temas alanı gibi temas değişkenleri, sonlu eleman modelinde okunabilmektedir.

#### 4.5.2. Sonlu eleman analizleri

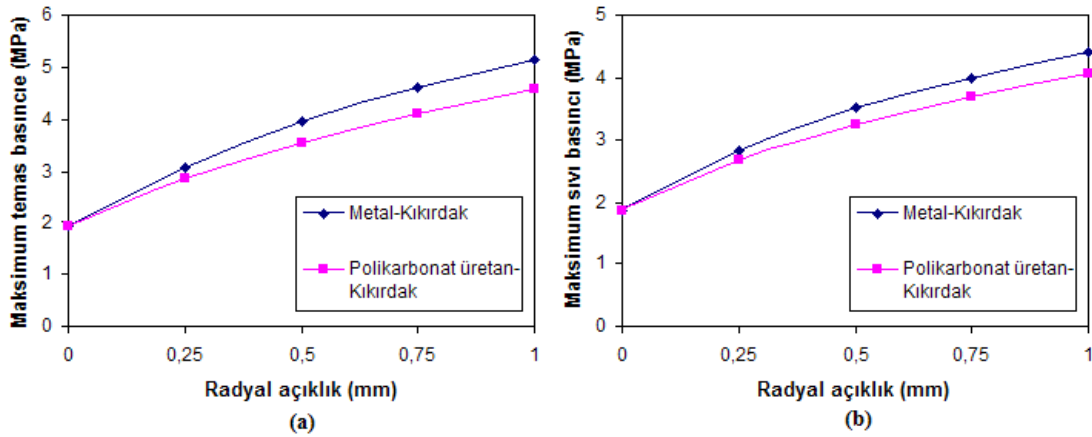
Şekil 4.29.a, metal ve polikarbonat üretan gibi farklı biyo-malzemeler için eklem kıkırdak yüzeyinde meydana gelen temas basıncı dağılımlarının karşılaştırılmasını göstermektedir. Temas merkezinde elde edilen temas basıncı, metal-kıkırdak yerine polikarbonat üretan- kıkırdak yatak çifti kullanılmasıyla yaklaşık %12 azaldı. Ayrıca Şekil 4.29.b'de gösterildiği gibi sıvı basıncı da yaklaşık %9 azaldı. Eklem kıkırdağı temas yüzeyindeki temas basıncı ise bu çalışmada  $2353 \text{ mm}^2$  olarak elde edilirken metal-kıkırdak yatak çifti için bu değer  $2213 \text{ mm}^2$  olarak bulundu.



Şekil 4.29. Metal-kıkırdak ve metal-polikarbonat üretan modeller için eklem kıkırdağı temas yüzeyinde elde edilen a) temas basıncı ve b) sıvı basıncı dağılımları ( $W=2500$  N ve  $c=0,5$  mm)

#### 4.5.2.1. Radyal açıklığın temas mekaniklerine etkisi

Nominal yük olan 2500 N için farklı biyo-malzemelerde eklem kıkırdağı ile uyluk protezi arasındaki radyal açıklığın, elde edilen maksimum temas basıncı sıvı basıncına etkileri Şekil 4.30'da gösterilmektedir. Eklem kıkırdağı ile uyluk protezi arasındaki radyal açıklık 0,00 mm ile 1,00 mm arasında değiştirildi.



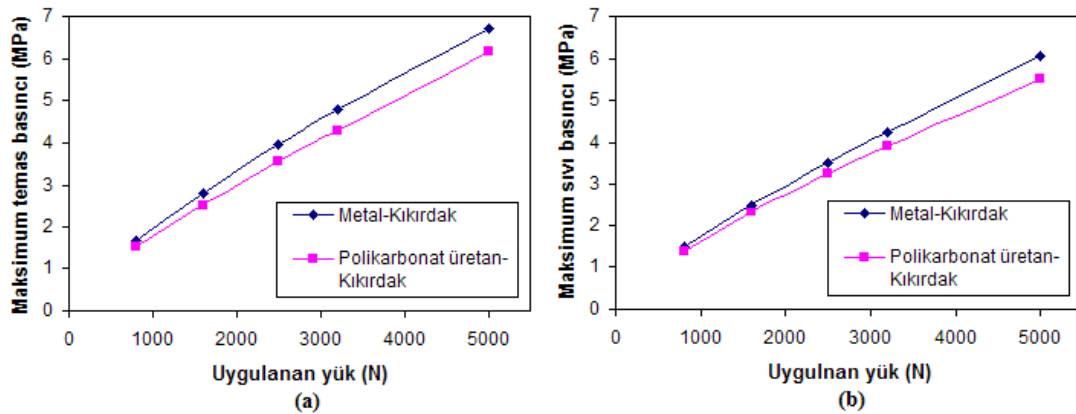
Şekil 4.30. Eklem kıkırdağında elde edilen a) maksimum temas basıncı ve b) sıvı basıncına radyal açıklığın etkisi: Metal-kıkırdak ve Polikarbonat üretan-kıkırdak modellerin karşılaştırılması ( $W=2500$ N)

Şekil 4.30' dan da görüldüğü gibi metal yerine daha yumuşak olan elastomerik malzeme kullanmak, elde edilen maksimum temas basıncı ve sıvı basıncına radyal açıklığın etkisinde önemli bir değişikliğe neden olmadı. Radyal açıklığın 0,00 mm olması durumunda daha yumuşak yatak malzemesi kullanarak temas ve sıvı

basınçlarındaki azalma yaklaşık %1 iken, 0,50 mm radyal açıklık için bu azalma miktarı yaklaşık %12 oldu. Ayrıca radyal açıklığın nominal değeri olan 0,50 mm'den arttırılması ile elde edilen temas mekanikleri, farklı yatak malzemeleri kullanılmasından çok fazla etkilenmedi (Şekil 4.30).

#### 4.5.2.2. Yüklemenin temas mekaniklerine etkisi

Kalça mafsals kuvvetlerinin, yatak yüzeyinde meydana gelen maksimum temas basıncı ve maksimum sıvı basıncına etkilerinin metal-kıkırdak ve polikarbonat üretilen-kıkırdak modelleri için değişimi Şekil 4.31'de gösterilmektedir. Mafsala uygulanan yükler 800 N'dan nominal yük olan 2500 N'a ve maksimum 5000 N'a değişmektedir. Bu değerler yürüyüş çevriminin çeşitli aşamalarını göstermek amacıyla seçildi [116]. Şekil 4.31, genel olarak tüm yüklemelerde iki farklı biyo-malzeme modeli arasındaki farkın yaklaşık %12 olduğunu gösterdi.



Şekil 4.31. Eklem kıkırdağında elde edilen a) maksimum temas basıncı ve b) sıvı basıncına yüklemenin etkisi: Metal-kıkırdak ve Polikarbonat üretilen-kıkırdak model karşılaştırması ( $c=0,5$  mm)

#### 4.5.2.3. Gerilme dağılımı

Tablo 4.6, 2500 N nominal yükleme altında farklı iki biyo-malzeme modelinde meydana gelen maksimum von Mises gerilmelerinin karşılaştırmasını göstermektedir. Tablo 4.6'dan da görüldüğü gibi metal-kıkırdak ve polikarbonat üretilen-kıkırdak kalça yarı yüzey yenileme modelleriyle elde edilen maksimum von Mises gerilmeleri birbirlerine oldukça yakındır. Bu nedenle yapılan çalışmadan,



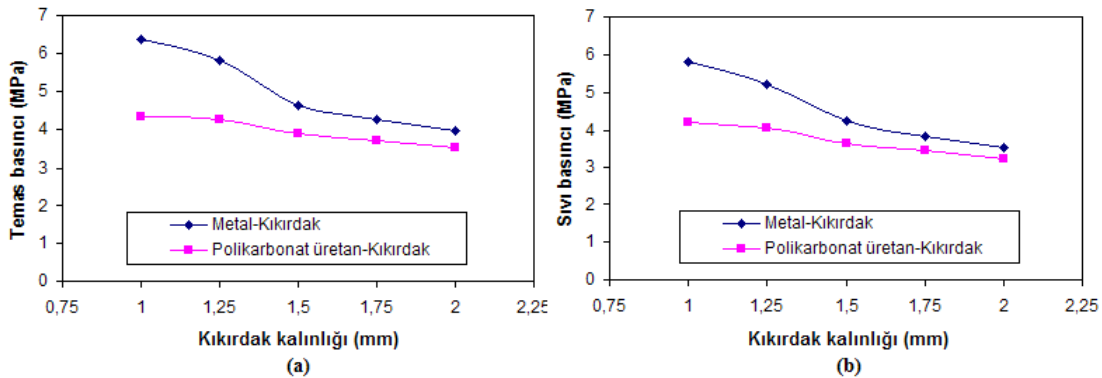
uyluk protezleri için farklı malzemeler kullanmanın, elde edilen gerilmelere önemli bir etkisi olmadığı sonucu çıkarılabilir.

Tablo 4.6. Metal-kıkırdak ve Polikarbonat üretilen-kıkırdak modellerinde elde edilen maksimum von Mises gerilmelerinin karşılaştırılması (W=2500 N, c=0,5 mm)

Bileşen	Maksimum von Mises Gerilmeleri (MPa)							
	Kortikal kemik		Süngerimsi ke.		Kıkırdak	PMMA Çimento	Kıkırdak altı	Uyluk protezi
Model	Uyluk	Leğen	Uyluk	Leğen				
Metal -Kıkırdak	13.54	11.55	2.91	2.94	0.30	2.39	4.40	17.64
Polikarbonat üretilen- Kıkırdak	13.51	10.96	2.93	2.78	0.27	2.47	4.25	16.99

#### 4.5.2.4. Eklem kıkırdağı kalınlığının temas mekaniklerine etkisi

Şekil 4.32, metal-kıkırdak ve polikarbonat üretilen-kıkırdak biyo-malzeme modelleri için kalça çukuru eklem kıkırdak kalınlığının azalmasıyla, maksimum temas basıncı ve maksimum sıvı basıncı değişimlerini göstermektedir.



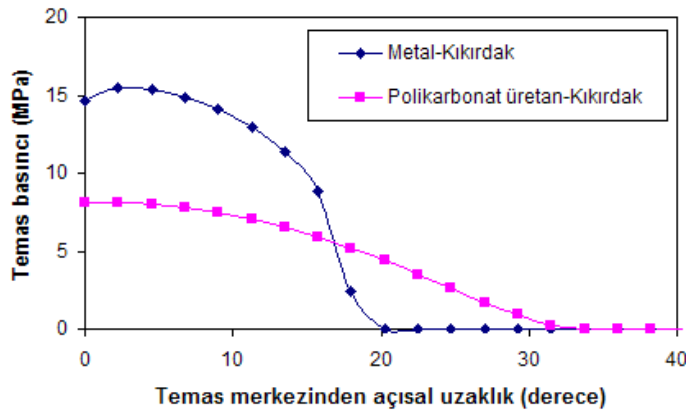
Şekil 4.32. Eklem kıkırdağında elde edilen a) maksimum temas basıncı ve b) sıvı basıncına eklem kıkırdağı kalınlığının etkisi: Metal-kıkırdak ve Polikarbonat üretilen-kıkırdak model karşılaştırması (W=2500 N, c=0,5 mm)

Yatak yüzeyinde yumuşak malzeme kullanılması durumunda kıkırdak kalınlığının 2 mm' den 1 mm'ye düşürülmesi ile elde edilen maksimum temas basıncı yaklaşık %22 oranında artarken, metal yatak yüzeyi kullanıldığında ise yaklaşık %60 oranında bir artış görüldü. Aynı zamanda metal yatak malzemesi yerine daha yumuşak olan polikarbonat üretilen kullanılmasıyla 2 mm kıkırdak kalınlığı için elde edilen temas basıncında yaklaşık %12 azalma sağlanırken 1 mm kıkırdak kalınlığında elde edilen azalma yaklaşık %47 oldu (Şekil 4.32.a).

Yatak yüzeyinde yumuşak malzeme kullanılması, kıkırdak kalınlığının 2 mm' den 1 mm'ye düşürülmesi ile elde edilen maksimum sıvı basıncını yaklaşık %29 oranında arttırırken, metal yatak yüzeyi kullanıldığında ise bu artış yaklaşık %65 oranında oldu. Aynı zamanda metal yatak malzemesi yerine daha yumuşak olan polikarbonat üretan kullanılmasıyla 2 mm kıkırdak kalınlığı için elde edilen temas basıncında yaklaşık %9 azalma sağlanırken 1 mm kıkırdak kalınlığında elde edilen azalma yaklaşık %39 oldu (Şekil 4.32.b).

Bu nedenle kalça yarı yüzey yenileme için yatak yüzeyinde yumuşak malzeme kullanmanın, kıkırdağın bozulmasıyla elde edilen maksimum temas basıncı ve maksimum sıvı basıncı değerlerini önemli ölçüde azaltacağı sonucuna varılabilir. Bu sonuçtan yola çıkarak eklem kıkırdağının tamamen bozulması durumu da göz önüne alındı.

Eklem kıkırdağının nominal kalınlığını 2 mm ve radyal açıklığı da 0,5 mm olarak ele aldığımızdan kıkırdağın tamamen bozulması durumunda radyal açıklık toplam 2,5 mm olacaktır ve uyluk protezi, kıkırdak altı kemik dokusuyla temas halinde bulunacaktır. Böyle bir durumda farklı biyo-malzemelerin, kıkırdak altı kemik dokusu yüzeyindeki temas basıncı dağılımına etkisi Şekil 4.33'de gösterilmektedir.



Şekil 4.33. Kıkırdağın tamamen bozulması durumunda kıkırdak altı kemik dokusu yüzeyinde meydana gelen temas basıncı dağılımı: Metal-kıkırdak ve polikarbonat üretan-kıkırdak modellerin karşılaştırılması (W=2500 N)

Şekil 4.33'den de açıkça görüldüğü gibi metal yerine polikarbonat üretan yatak malzemesi kullanılmasıyla kıkırdak altı kemik dokusunda elde edilen maksimum

temas basıncı yaklaşık 2 kat (metal-kıkırdak teması için 15,5 MPa iken polikarbonat üretan-kıkırdak teması için 8,1 MPa) azaldı.

#### 4.6. Sonuçlar

Bu bölümde yarı yüzey yenileme kalça mafsalı için iki ve üç boyutlu eksen simetri modelleri ile üç boyutlu anatomik model kurularak doğal eklem kıkırdağı ile uyluk protezi arasındaki temas SE yöntemiyle incelendi. Bununla birlikte gerçekte sıvı ve katı olmak üzere iki fazlı olan eklem kıkırdağının etkisini görebilmek için poro elastik eksen simetri modelleri de kurularak lineer elastik modeller ile karşılaştırıldı. Son olarak uyluk protezi malzemesinin, temas mekaniklerine etkisini incelemek için uyluk protezi temas yüzeyinde elastomerik yatak malzemesi kullanıldı.

Lineer elastik sonlu eleman çalışmasında 2B ve 3B eksen simetri modelleri arasında yaklaşık %9 farkla iyi bir uyum olduğu görüldü. Ayrıca eklem kıkırdağında elde edilen temas mekaniklerine en büyük etkiyi yük artışı ve radyal açıklığın yaptığı görüldü. Radyal açıklık arttıkça temas alanı küçüldüğünden temas basıncı da artmaktadır. Eklem kıkırdağının kalınlığının 2 mm'den 1 mm'ye azalmasıyla temas basıncı yaklaşık %18 oranında arttı. Ayrıca ağ yapısı yoğunluğunun ve kemik kalitesinin temas mekanikleri üzerinde çok önemli bir etkisi olmadığı görüldü. Yarı yüzey yenileme kalça mafsalı oluşturulan bileşenlerde elde edilen gerilme değerleri ise 2B ve 3B modellerde önemli farklılıklar gösterdi. Bunun nedeni olarak da 2B modelde yapılan bazı basitleştirmeler söylenebilir.

Eksen simetri modellerinin doğruluğunu görebilmek amacıyla üç boyutlu anatomik yarı yüzey yenileme kalça mafsalı modeli de kurularak temas mekanikleri karşılaştırıldı. Elde edilen değerler incelendiğinde 2B ve 3B eksen simetri modelleriyle 3B anatomik model arasında iyi bir uyum olduğunu görüldü. Bu nedenle modellenmesinin kolaylığı ve analizlerin hızlı yapılması nedeniyle eksen simetri modellerinin, temas mekaniği analizlerinde kullanılması uygun olacaktır. Ancak mafsaldaki gerilme dağılımları incelendiğinde modeller arasında önemli farklar olduğu görüldü. Bu sonuç da gerilme analizleri yapılması durumunda

anatomik modellerin kullanılmasının gerçeğe daha yakın sonuçlar vereceğini göstermektedir.

Lineer elastik modellerde doğal eklem kıkırdağı lineer elastik olarak ele alındı fakat gerçekte yaklaşık %80'i su olan iki fazlı bir yapıya sahiptir. Bu nedenle yarı yüzey yenileme kalça mafsalı için iki fazlı poro elastik sonlu eleman modelleri kurularak lineer elastik modellerin doğrulaması yapıldı. Öncelikle temas yüzeyindeki akış koşullarını belirlemek için iki yöntem geliştirildi. İlk yöntemde tüm temas yüzeyi sızdırmaz olarak kabul edilerek analizler yapıldı. İkinci yöntemde ise temasa bağlı akış belirlenerek tekrarlı analizler yapıldı. Sonuç olarak her iki yöntemle elde edilen sonuçların iyi bir uyum içerisinde olduğu görüldü ve bu nedenle daha kolay ve hızlı sonuç veren birinci yöntemin, sonraki çalışmalarda kullanılmasının uygun olduğu sonucuna varıldı.

Lineer elastik ve poro elastik modeller karşılaştırıldığında iki model arasındaki en önemli farkın, eklem kıkırdağının kalınlığının değiştirilmesiyle ortaya çıktığı görüldü. Eklem kıkırdağının kalınlığı 2 mm'den 1 mm'ye düşürülmesiyle lineer elastik modelde temas basıncı yaklaşık %18 artarken poro elastik modelde bu artış yaklaşık %60 oldu. Poro elastik model daha gerçekçi olduğundan eklem kıkırdağı kalınlığının gerçekte temas mekaniklerini çok daha fazla etkilediği sonucuna varılabilir. Ayrıca poro elastik modelde eklem kıkırdağında elde edilen maksimum gerilme değeri yaklaşık 3 kat azaldı ve maksimum gerilmenin olduğu bölge de poro elastik modelde değişti. Bunun nedeni olarak, poro elastik modelde eklem kıkırdağı içindeki sıvı fazın da hesaba katılmış olması gösterilebilir.

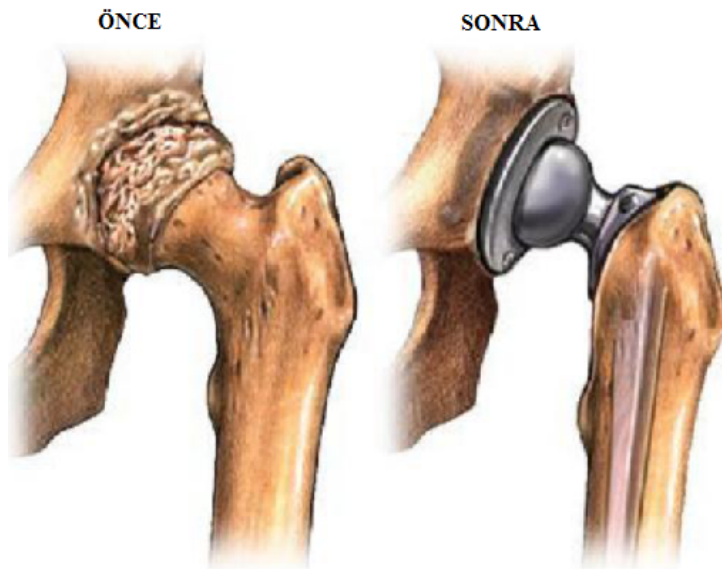
Daha önce yarı yüzey yenileme kalça mafsallarıyla yapılan çalışmalar yarı yüzey yenilemedeki en önemli sorunun metal proteze karşı doğal kıkırdağın bozulması ve buna bağlı olarak da hastalarda sürekli bir ağrı meydana gelmesi olduğunu ortaya koymuştur. Bu nedenle uyluk protezi temas yüzeyinde daha yumuşak bir malzeme kullanılarak temas mekaniklerine etkisi incelendi. Bu amaçla protez yüzeyinde 2 mm kalınlığında elastomerik tabaka uygulandı. Metal yatak malzemesi yerine daha yumuşak olan polikarbonat üretan kullanılmasıyla 2 mm kıkırdağ kalınlığı için elde edilen temas basıncında yaklaşık %12 azalma sağlanırken 1 mm kıkırdağ

kalınlığında elde edilen azalma yaklaşık %47 oldu. Bu nedenle kalça yarı yüzey yenileme için yatak yüzeyinde yumuşak malzeme kullanmanın, kırdağın bozulmasıyla elde edilen maksimum temas basıncı ve maksimum sıvı basıncı değerlerini önemli ölçüde azaltacağı sonucuna varılabilir. Ayrıca kırdağın tamamen bozulması durumunda uyluk protezi ile kırdağın altı kemik dokusu temas edecektir. Bu durumda uyluk protezi temas yüzeyinde metalik malzeme yerine polikarbonat-üretan tabaka kullanılarak, maksimum temas basıncı yaklaşık 2 kat azaltıldı.

## BÖLÜM 5. KALÇA MAFSALINDA KOMPLE YÜZEY YENİLEME

### 5.1. Giriş

Sinoviyal mafsalların, yüksek dinamik yükler ve küçük kayma hızları gibi nispeten zor çalışma koşullarında ömür boyu başarılı ve etkin çalışabilen olağan üstü yataklar oldukları söylenebilir. Ne yazık ki, osteoartrit, romatoid artrit, travma veya doğuştan olan kusurlar gibi hastalıklar bu mafsalları hasara uğratar. Osteoartrit, muhtemelen en yaygın artrit şeklidir ve eklem kıkırdağının aşınma ve yıpranması neticesi hastada aşırı ağrıya ve hareket kısıtlamalarına neden olur. Mafsallardaki bu fonksiyon kaybı bazen tıbbi olarak kontrol edilebilir ancak bazı durumlarda cerrahi müdahale gereklidir. Örneğin daha şiddetli osteoartrit durumlarında komple mafsal artroplasti yapılması gerekir. Bu durumda Şekil 5.1’de kalça mafsalı için görüldüğü gibi sinoviyal mafsalın her iki eklem yüzeyinin de yapay protezlerle yenilenmesi söz konusudur.



Şekil 5.1. Sağlıksız kalça mafsalının komple kalça yenilemeden önceki ve sonraki diyagramı [97]

Kalça artroplastinin tarihi boyunca yataklama için pek çok malzeme kullanılmıştır, örneğin: cam, akrilik, fildişi, metaller, plastikler ve seramikler gibi [71,192]. 1938'de John Wiles, paslanmaz çelik kalça çukuru ve uyluk elemanları kullanarak bir kalça mafsalı komple yeniledi. Thompson, akrilik yapıştırıcı kullanarak sabitlenen ortasında kavisli bir sapla Co-Cr-Mo uyluk parçası geliştirdi [193]. 1950'lere kadar çoğu kalça artoplasti işlemi, sadece uyluk kısmında yenileme içeriyordu ve problemler kalça çukurlarında bir yenileme gerçekleştirilmemişti. Bu durum, hem uyluk hem de kalça çukuru kısımlarının yenilenmesini içeren yeni komple yapay kalça mafsalı (THR) tasarımlarının araştırılmasını ve geliştirilmesini sağladı.

Böyle bir çalışmada McKee-Farrar, 1951'de Norwich, UK'de paslanmaz çelik kullanarak metal-metal THR yapmışlardır [194]. Bununla beraber ameliyattan sonra bir yıl içinde bu yapay mafsalların çoğu gevşemiştir. Sonra 1953'de McKee, geliştirilmiş Thompson Co-Cr-Mo alaşımı uyluk parçası ve kalça çukuruna vidalanmış Co-Cr-Mo kalça çukuru kabı kullandı [194]. Malzeme olarak Co-Cr-Mo alaşımı seçilmiştir çünkü diğer benzer metal çiftlerden farklı olarak korozyona karşı direnci daha fazladır. 1960'da, Charnley kalça çukuru kabı için akrilik sabitlemeyi geliştirdikten sonra McKee kalça çukuru parçasını yenileyerek şimdiki saplama kullanılan modeli geliştirdi böylece kemik yapıştırıcısıyla daha güvenli bir sabitleme sağlandı (Şekil 5.2.a). McKee-Farrar kalça protezleri için yapılan ameliyat sonrası izleme çalışmalarının kısa vadedeki ilk sonuçları [194] umut vericiydi fakat 1960'ların sonları ve 1970'lerin başlarında erken aseptik gevşemeden dolayı bu metal-metal sistemler terkedildi [195-197]. Bu başarısızlığın en büyük nedeni; nispeten büyük yatak elemanları kullanılması sonucu oluşan yüksek sürtünme momenti ve de bu protezlerde gözlenen ekvatorial temastı [198]. Bu protezlerde erken hatalara neden olan diğer faktörler şöyle sıralanabilir: tasarım kusurları, çarpma, önerilen cerrahi tekniklerin yetersiz uygulanması ve yetersiz yüzey işleme gibi o zamanki yetersiz imalat teknikleri [193,195,198,199]. Bu McKee-Farrar metal-metal sistemleri yüksek hata oranları nedeniyle yerini, Charnley tarafından geliştirilen daha uygun, düşük sürtünme oranlı metal-polietilen yataklara bırakmıştır.

1958'de, Wrigthington, UK'de Charnley, metal-polietilen yataktan oluşan farklı bir tip THR (Şekil 5.2.b) geliştirdi [200]. O zamanki mühendislik sanayisinde düşük

sürtünme ve kendi kendini yağlama özelliğinden dolayı kuru yatak elemanı olarak polimer malzemelerin kullanılmasına artan bir ilgi vardı. Charnley, THR'de polimerleri kullanmanın, büyük ölçüde metal-metal yataklarda görülen aşınma problemini çözeceğini belirtti. Charnley ilk olarak kalça çukuru kabı için poli-tetra-flor-etilen (PTFE) ve uyluk başı için paslanmaz çelik kullandı. PTFE seçilmişti çünkü o zaman üretilen malzemeler içinde en düşük kuru sürtünme katsayısı gösteren PTFE idi. Sürtünme momentini daha fazla azaltmak için küçük bir uyluk başı (22.225 mm) seçilmişti. Bu malzeme kombinasyonu ve uyluk başı büyüklüğü, mekanik gevşemeyi minimize etmek için kolay hareket sağlayan ve sabitlenen parça ve kemikteki şekil değiştirmelerini azaltan düşük sürtünmeli artroplastisi (LFA) prensibinin temeliydi. Ne yazık ki bu mafsallar, PTFE kapların hızlı aşınmasından dolayı iki yıl içinde başarısızlığa uğradılar [200]. PTFE mükemmel sürtünme özelliklerine sahip olmasına rağmen aşınma özellikleri son derece zayıftı.



(a) McKee-Farrar protezi



(b) Charnley protezi

Şekil 5.2. Metal-metal McKee-Farrar [201] ve metal-PTFE Charnley [202] THR diyagramları

PTFE kapların başarısızlığından sonra 1962'de Charnley PTFE'den daha fazla aşınma direnci olduğu bilinen yüksek yoğunlukta polietilen kullandı. Bu metal-polietilen çiftinin son kırk yılda son derece başarılı olduğu ispatlanmıştır. Metal-polietilen sistemlerin başarısına rağmen şu anki yerleşmiş kanı bu malzeme çiftinin,



osteolizin bir sonucu olarak başarısızlığa meyilli olduğudur. Osteoliz, protezin etrafındaki dokuda biriken polietilen aşınma parçacıklarının etkisiyle meydana gelir [203-206]. Bu metal-polietilen THR'lerin başarısızlığı öncelikle kalça çukuru kabının aseptik gevşemesinden dolayıdır. Çıkarılan polietilen soketlerden elde edilen doku araştırmaları, protez etrafındaki dokuların iltihaplandığını ve ortaya çıkan polietilen parçacıklarının, doku hücrelerinin içine yerleştiğini göstermiştir [197]. Araştırmacılar başlangıçta protez etrafındaki dokuda iltihaplanmaya, kullanılan akrilik yapıştırıcıdan kaynaklanan aşınma parçacıklarının neden olduğunu düşündüler ki bu durum yapıştırmasız sabitlenen mafsal tasarımlarının geliştirilmesine yol açmıştır. Günümüzde polietilen aşınma parçacıklarının neden olduğu osteolizin, klasik metal-polietilen THR'lerdeki gevşeme hatasının başlıca nedeni olduğu kabul edilmektedir [204,206-208]. Ayrıca, ameliyat sonrasında zamanla, polietilen aşınmada bir artış olduğu gösterilmiştir [205] ve bu da hata oranında artışa neden olur.

Bu durum, THR için alternatif yatak çiftlerini araştırmaya yönlendirdi ve 1960'larda büyük ölçüde başarısızlığa uğrayan metal-metal yatak sistemlerinin yeniden gelişmesine yol açtı. 1960'lardan sonra terk edilen metal-metal yatakların yeniden incelenip ilk tasarım kusurları ayıklandıktan sonra, önemli bir aşınma, yatak sarması, yüzey çizilmesi gibi bir kanıt rastlanmadı ve doku incelemeleri, protez etrafındaki doku hücrelerinde büyük bir birikimin olmadığını gösterdi. [193,197,199,209]

Ayrıca ameliyattan sonra 20 yılın üzerinde metal-metal ve metal-polietilen yatak kombinasyonlarıyla ilgili yapılan karşılaştırmalı çalışmalar metal-metal yatakların, metal-polietilen protezlere göre 100 kattan daha az hacimsel aşınmaya sahip olduğunu göstermiştir [210,211]. Bundan başka ilk nesil THR'lerden alınan derslerin bir sonucu olarak etkin yağlama ve yeterli performans için imalat işleminin, günümüz yüksek imalat teknolojisiyle kolaylıkla yapılabilen daha küçük açıklık, daha hassas yüzey işleme ve kesin tolerans elde etmekte önemli olduğu belirtilmiştir. Tüm bu faktörler, aşınma parçacıklarını daha fazla minimize eder. Böylece metal-polietilen kombinasyonuna alternatif olarak metal-metal yatakların kullanılmasına yönelik düşünceleri destekler.

Seramik-seramik kombinasyonu ve son zamanlardaki çapraz bağlı polietilen kaba karşı metal veya seramik uyluk başı gibi diğer alternatif yatak çiftleri de THR'de kullanılmak üzere geliştirilmiştir. Bu yatak kombinasyonları ve metal-metal THR'ler, metal-polietilenden çok daha düşük aşınma oranları göstermiştir [208,212-215].

### 5.1.1. Kalça yüzey yenileme

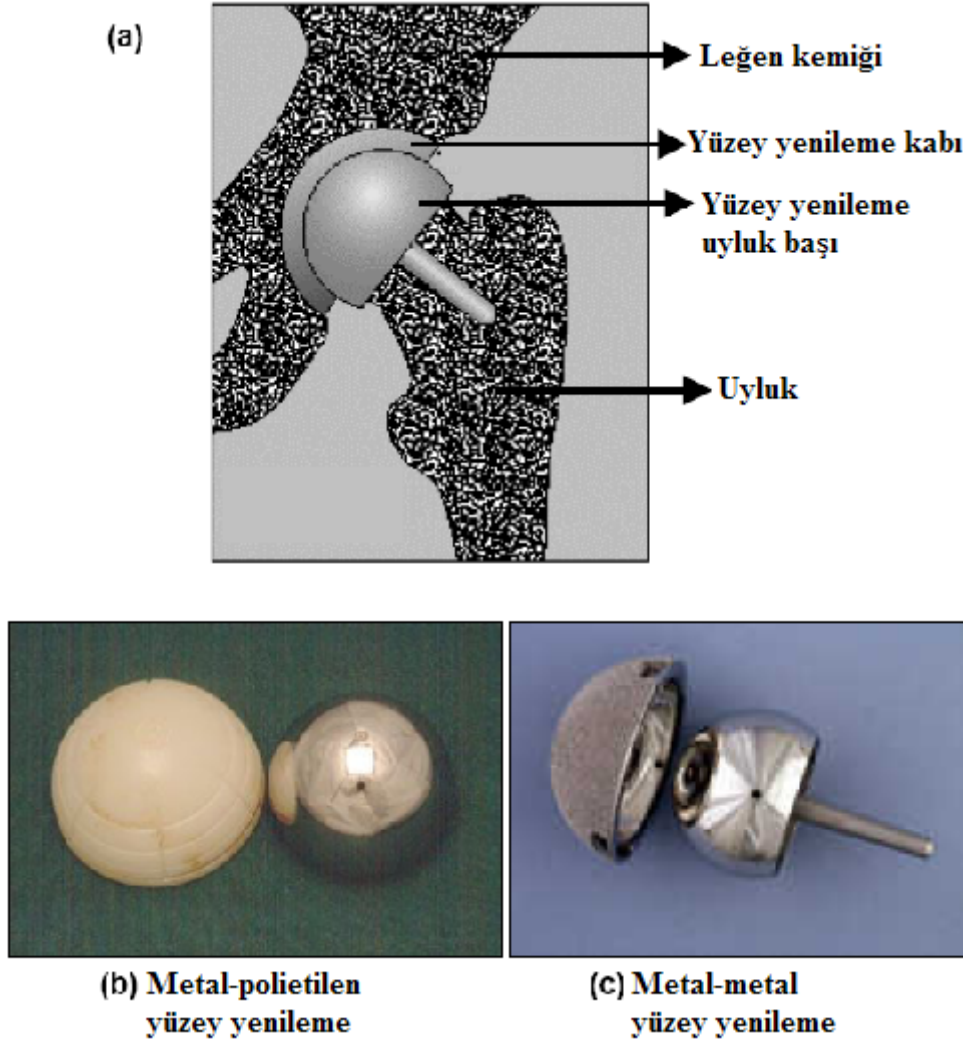
Elli yaşından daha genç hastalarda komple yapay kalça yenileme, klasik THR'lerde hedeflenen 15-20 yıllık başarı oranlarından dolayı [203] cerrahlar için klinik problemler gösterir [209,216]. Bu nedenle daha genç hastalar için muhtemelen ikinci bir ameliyat gerekecektir [217]. Bu yüzden asıl olan ya hastanın ömrü boyunca kullanabileceği ya da muhtemel ikinci operasyon için kemik stokunu koruyacak bir protez geliştirmektir. Kalça yüzey yenileme artroplastisi, komple yapay kalça yenilemeye göre bu alternatifi vermektedir.

Kalça yüzey yenileme artroplastisi, kalça çukuru ve uyluk başının yalnızca hastalıklı veya hasara uğramış yüzeylerinin yenilendiği böylece özellikle uyluk kısmında daha fazla kemik stoku sağlayan, kemiği koruyan bir işlem olarak tanımlanabilir. Şekil 5.3.a, kemiğe uygulanan tipik kalça yüzey yenileme protezleri diyagramını göstermektedir.

Yüzey yenileme işlemi, doğal mafsalsal geometrisini, biyomekaniklerini ve fizyolojik yüklemeyi koruduğundan kalça artroplastisinin gelişiminde önemli bir aşamadır [114] ve geniş yatak yüzeyleri kullanmanın, hareket aralığını ve mafsalsal dengesini geliştirdiğine böylece çıkma ve gevşeme riskini azalttığına inanılır [190,218]. Artan denge ve hareket aralığı, özellikle daha aktif hastalar için çekicidir. Bu nedenle kalça yüzey yenileme artroplastisi, daha genç ve daha aktif hastalar için önerilmiştir [216,190,219].

Muller 1967'de daha genç hastalarda kullanmak için metal-metal (Co-Cr-Mo) kalça yüzey yenileme sistemini tasarladı [197]. Bununla birlikte o zamanki THR'ler için metal-polietilen kombinasyonunun popüleritesinden dolayı bu metal-metal sistemi

değiştirilerek kalça yüzey yenileme tasarımlarında kullanmak için metal-polietilen kombinasyonu benimsendi [190]. Şekil 5.3.b'de Wagner metal-polietilen yüzey yenileme gösterilmiştir [220].



Şekil 5.3. a) Kalça mafsasında tipik yüzey yenileme uygulaması [221], b) birinci nesil metal-polietilen ve c) ikinci nesil metal-metal yüzey yenileme protezleri [222]

İlk yüzey yenileme tasarımları, yüzey yenileme işleminin terk edilmesine neden olan başarısız sonuçlar göstermiştir [190,211]. Bu ilk yüzey yenileme tasarımlarındaki başarısızlıklar yüzey yenileme işleminin kendisinden ziyade öncelikle yatak malzeme kombinasyonunun (metal uyluk başına karşı polietilen kap) seçimiyle ilgili problemlere bağlanmıştır [211,190]. Bu protezlerle, klasik metal-polietilen THR'lerde olduğu gibi osteolize neden olan polietilen aşınması ve parça gevşeme problemleri meydana gelmiştir [204,206]. Bundan başka daha büyük çaplı yatak

yüzeyleri kullanmak da muhtemelen bu metal-polietilen yüzey yenilemelerin gevşemesine neden olan sürtünme momentlerinin artmasına yol açmıştır [223].

Birinci nesil metal-polietilen kalça yüzey yenileme protezlerinin başarısızlığından dolayı kalça yüzey yenileme artroplastisi için metal-metal yatak çifti yeniden ortaya çıkmıştır. Bu tip yataklarla ilgili bazı klinik ve biyomekanik çalışmalar olmasına rağmen kalça çukuru kap kalınlığı ve uyluk başı çapı gibi tasarım parametrelerinin ve kemik, yapıştırıcı gibi alttaki destek yapılarının yatak yüzeyindeki temas mekanikleri veya bu protezlerin uzun süreli başarısı üzerine etkisine dair çok fazla çalışma bulunmamaktadır. Metal-polietilen yüzey yenileme sistemlerinin terk edilmesinden ve metal-metal THR'lerin yeniden geliştirilmesinden sonra metal-metal yatak kombinasyonu son 10-15 yılda kalça yüzey yenilemeler için de benimsenmiştir [190,211,219,220]. Bu yeni metal-metal yüzey yenileme kombinasyonları McMinn [219] ve Wagner [220] tarafından geliştirilmiştir. McMinn ve Wagner yüzey yenileme protezleri, daha sonra kalça çukuru kısmında hidroksi-apatit kaplama ve uyluk parçasında yapıştırıcı kullanılarak yenilenmiştir [219]. Uyluk parçasının aynı zamanda, hizalamaya ve başlangıçtaki dengeye yardımcı olması için orta kısmında konik bir sap vardır.

Kemik dokusundaki doğal gerilmeleri değiştiren ve kemiğin yeniden biçimlenmesine neden olan bir implant geliştirilmiştir [103,110]. Bu nedenle implant, yükün büyük bölümünü üzerine alır ve protez etrafındaki kemik dokusundaki gerilmeler azalır. Buna gerilme korunumu denir ve özellikle zayıf kemiklerde implantı başarısızlığa uğratan kemik kırılması veya implant gevşemesi gibi uzun vadeli sorunlara neden olur.

Bu nedenle yüksek kemik kalitesi, yalnızca protezin güvenli sabitlenmesi için değil aynı zamanda mükemmel performans ve uzun ömür için de şarttır. Kemik kalitesinin yaşla ve osteoporoz gibi hastalıklarla azaldığı belirtilmiştir [18]. Kemik kalitesinin azalması, kötü yağlama ve artan aşınma nedeniyle yatak yüzeylerinin tribolojik performansı üzerine önemli bir etkiye sahiptir. Kalça yüzey yenileme artroplastide kalça çukuru kısmının sabitlenmesi genellikle kabın, kalça çukuruna pres geçmesi şeklinde gerçekleştirilir [219]. Kemik dokusunun, gözenekli kalça çukuru proteziyle

uyumu da önemlidir çünkü protezin, kalça çukuru içindeki devamlılığını sağlar. Bu çalışmada kalça çukuru kabı ve leğen kemiği ara yüzeyindeki kemik kalitesinin temas mekanikleri üzerine etkisi de incelendi.

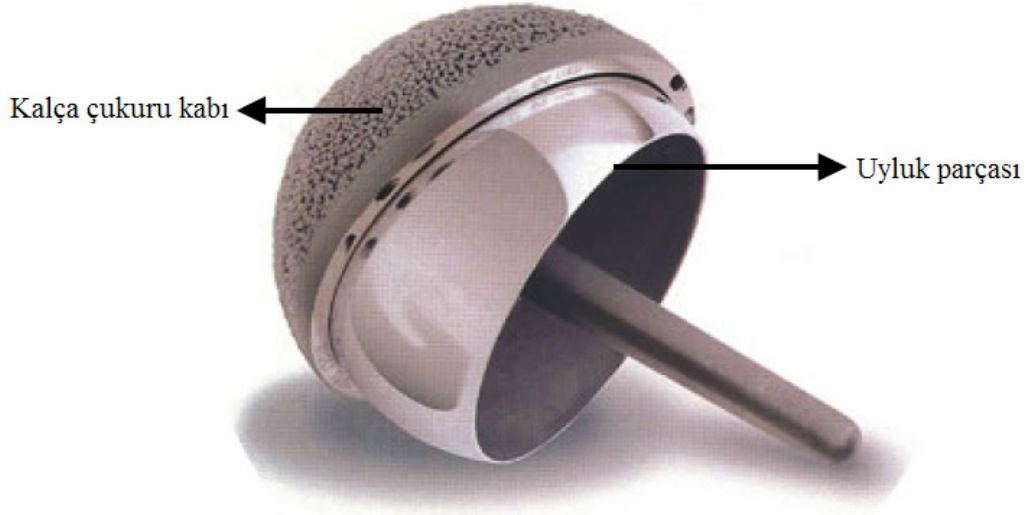
Cerrahi kaygılardan başka radyal açıklık, uyluk başı çapı ve kalça çukuru kap kalınlığı gibi çeşitli tasarım parametreleri de klinik performans ve protezin uzun vadedeki başarısı üzerine etkiye sahip olabilir [214,226]. Yürüyüş çevrimi sırasında değişen kalça mafsali temas kuvvetlerinin etkisi gibi yatak yüzeylerinin temas mekanikleri üzerine bu tasarım parametrelerinin etkileri de incelendi.

Teorik temas mekaniği çalışmaları, analitik ve sayısal olarak yapılabilir. Analitik yöntemler genellikle daha az karmaşık ve basit durumlarda kullanılır. Bununla beraber kalça protezlerinin zor geometrilerinde olduğu gibi daha karmaşık durumlar için sonlu eleman ve sonlu fark yöntemleri gibi sayısal metotlar kullanılır. Sonlu eleman metodu, sayısız yapay kalça mafsali gerilme analizleri için kullanılmıştır [60,227,228].

## 5.2. Malzeme Ve Geometri

Bu çalışmada ele alınan metal-metal kalça yüzey yenileme protezleri için başlıca iki önemli üreticinin mevcut tasarımları incelendi (Cormet<sup>®</sup> kalça yüzey yenileme sistemleri, üretici; Corin Medical Ltd. (UK), ve Birmingham kalça yüzey yenileme protezleri, üretici; Midland Medical Technology (UK)). Hem uyluk parçası hem de kalça çukuru kabı için de kobalt-krom alaşımı malzeme kullanıldı. Metal malzemelerin detaylı malzeme özellikleri dikkate alınmadı. Kullanılan kalça yüzey yenileme protezi tasarımlarından biri Şekil 5.4'de gösterilmektedir.

Kalça çukuru kabının dış yüzeyi gözenekli ve sıkı geçme olacak şekilde ele alındı. Uyluk parçasının ise baş kısmı büyük ve hizalama, başlangıç dengesi ve baş-boyun arasında bağlantı amacıyla sap kısmı kısa ve orta kısmı konik olarak tanımlandı [219] ve kemiğe, polimetilmetakrilit (PMMA) çimentoyla sabitlendi.



Şekil 5.4.] Tipik kalça yüzey yenileme protezi [229]

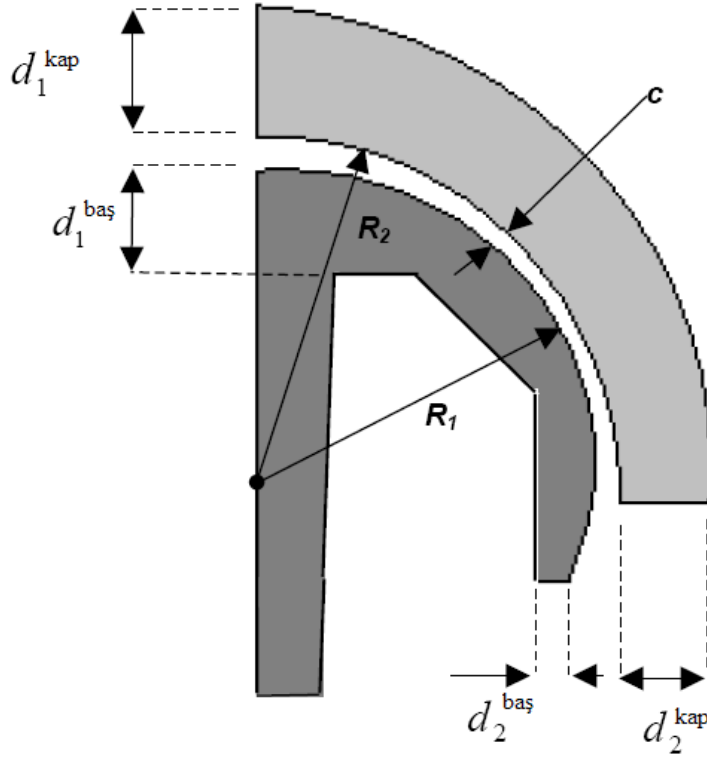
Bu çalışma için uyluk başı yarıçapı ( $R_1$ ) 25 mm ve buna bağlı olarak kalça çukuru kabı yarıçapı ( $R_2$ ) 25.15 mm olan orta boylu kalça mafsalı yüzey yenileme protezi seçildi. Uyluk parçası ve kalça çukuru kabı arasındaki çapsal açıklık ( $c$ ), 0.15 mm olarak belirlendi:

$$c = R_2 - R_1 \quad (5.1)$$

Uyluk parçasının ve kalça çukuru kabının kalınlıkları üniform değildir ve üst kısımları, yanlara göre daha kalındır. Nominal ortalama kalınlıklar kalça çukuru kabı için 5.34 mm ve uyluk parçası için 4.84 mm olarak hesaplandı. Yüzey yenileme protezlerinin boyutlarını gösteren şema, Şekil 5.5'de gösterilmektedir. Protezlerin ortalama kalınlıkları şöyle hesaplanır:

$$\frac{1}{2}(d_1 + d_2) \quad (5.2)$$

burada  $d_1$  ve  $d_2$ , Şekil 5.5'de gösterildiği gibi sırasıyla üst ve kenardaki et kalınlıklarıdır.



Şekil 5.5. Kalça yüzey yenileme protezleri yatak elemanlarının temel boyutları

Protezler, yumuşak doku etrafını örten 1.5 mm kalınlığındaki kortikal dokudan [103,110] oluşan kemiğe yerleştirildi. Uyluk parçası, uyluk başına PMMA kemik çimentosuyla sabitlendi. Uyluk tarafındaki çimento kalınlığı 1-1.5 mm arasında değişmektedir [154,190,230]. Tüm bu bileşenlerin malzeme özellikleri Tablo 1’de verilmektedir.

Tablo 5.1. Kalça yüzey yenileme parçalarının ve altındaki kemiğin malzeme özellikleri [103,119]

Malzeme		Elastik Modülü, E (GPa)	Poisson's Oranı, $\nu$
<b>Kobalt Krom Alaşımı</b>		210	0.3
<b>Kortikal kemik</b>	<b>Sağlıklı kemik</b>	17	0.3
	Kemik kalitesi azaltılmış (2x)	8.5	0.3
	Kemik kalitesi azaltılmış (4x)	4.25	0.3
<b>Süngerimsi kemik</b>	<b>Sağlıklı kemik</b>	0.8	0.2
	Kemik kalitesi azaltılmış (2x)	0.4	0.2
	Kemik kalitesi azaltılmış (4x)	0.2	0.2
<b>PMMA Yapıştırıcı</b>		2.27	0.23

### 5.3. Sonlu Eleman Metodu

Temas mekanikleri için sonlu elemanlar yöntemi kullanıldı. Şekil 5.6'da gösterildiği gibi basitleştirilmiş leğen kemiği geometrisi kullanılarak iki ve üç boyutlu sonlu eleman modelleri oluşturuldu [105,231]. Daha karmaşık olan gerçek leğen kemiğine göre geometrik olarak aynı olmamasına karşın daha önceki çalışmalarda görüldüğü gibi basit leğen kemiği geometrisinin modellenmesi daha kolay ve analizi daha hızlıdır [105,113,231]. Uyluğun üst kısmından uzak olan bölgeler, temas mekaniklerini fazla etkilemediği için yalnızca uyluk başı ve boyun kısmı modellendi [114,232].

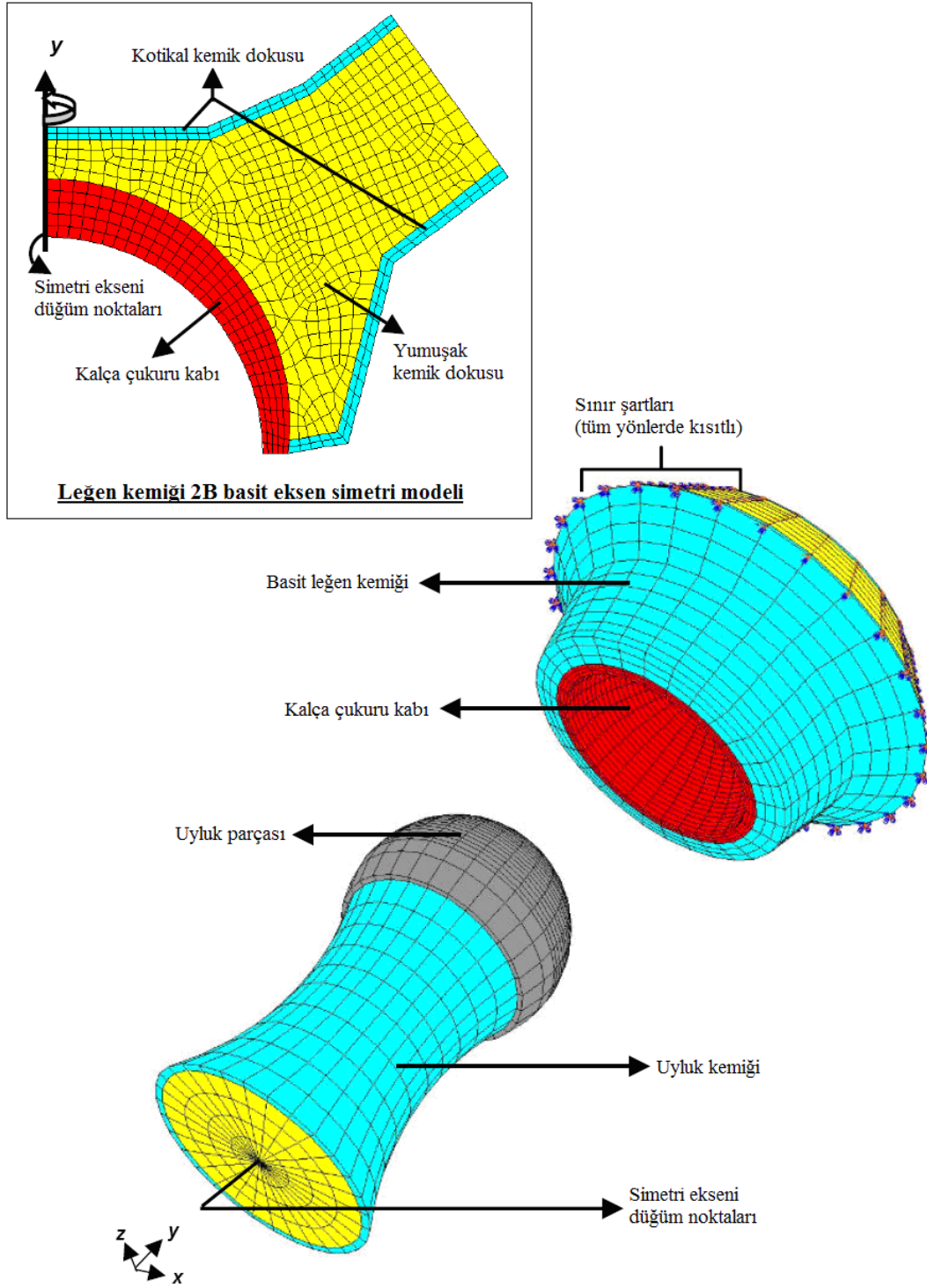
Temas mekanikleri için birkaç sonlu eleman modeli oluşturuldu ve tüm modeller I-DEAS (Versiyon 11) kullanılarak tasarlanıp ağ yapısı oluşturuldu ve analizler ABAQUS (Versiyon 6.5-5) ile yapıldı.

#### 5.3.1. Temas mekaniği modelleme

Temas mekaniği analizleri için, 2-boyutlu eksen simetri modeli, Şekil 5.6'da görüldüğü gibi simetri ekseninden döndürülerek 3-boyutlu eksen simetri modeli elde edildi.

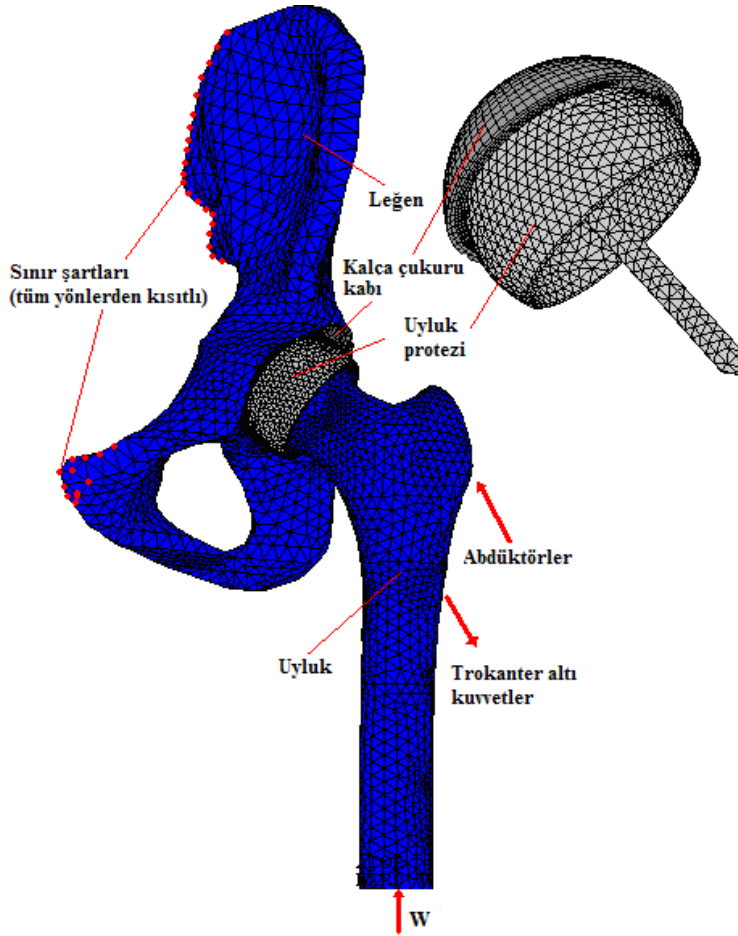
Leğen kemiğinin üst-dış kısmını oluşturan bölgedeki düğüm noktaları tüm yönlerden kısıtlanarak sınır şartları uygulandı (Şekil 5.6). Simetri eksenindeki düğüm noktaları da yalnızca yatay eksenle sınırlandırıldı. Temas mekaniği çalışmalarında parametrik analizler için çeşitli sonlu eleman modelleri oluşturuldu.





Şekil 5.6. Basit leğen kemiği ve uyluk kemiğine uygulanan yüzey yenileme protezlerinin 3B SE modeli (2B eksen simetri modelin simetri ekseninden döndürülmesiyle elde edilmiştir)

Karşılaştırma amacıyla Bölüm 4’de kullanılan 3B anatomik yarı yüzey yenileme sonlu eleman modelinde düzenleme yapıldı ve kalça çukuruna kap protezi eklenerek komple yüzey yenileme için anatomik sonlu eleman modeli oluşturuldu (Şekil 5.7).



Şekil 5.7. Komple yüzey yenileme için 3B anatomik SE modeli

Ayrıca Hertz temas teorisine dayalı analitik model de, temas basıncı ve temas alanını belirlemede kullanıldı. Teorik model, yarı-sonsuz katı küre-düzlem varsayımına dayandırıldı (Şekil 5.8 (a)) ve aşağıdaki denklemler kullanılarak çeşitli parametreler hesaplandı:

$$R_e = \frac{R_1 R_2}{c} \quad (5.3)$$

burada  $R_e$ , eşdeğer yarıçaptır. Yarı temas yarıçapı (a), aşağıdaki denklemlerle bulunabilir:

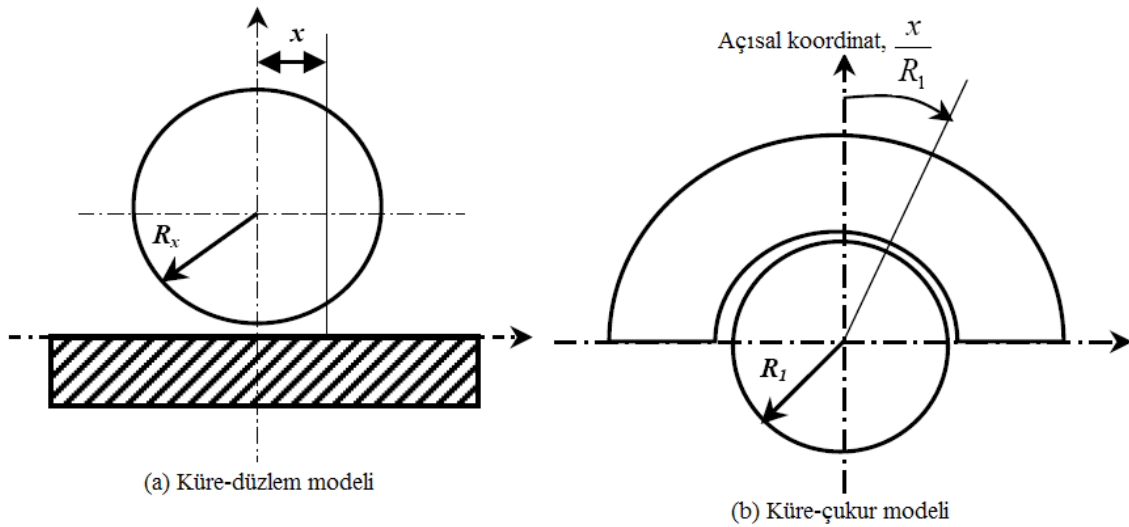
$$a = \left[ \frac{3w_y R_x (1 - \nu^2)}{2E} \right]^{1/3} \quad (5.4)$$

burada  $E$  ve  $\nu$ , sırasıyla yatak malzemelerinin elastik modülü ve Poisson's oranıdır;  $w_y$ , yatak yüzeyine uygulanan normal kuvvettir. Maksimum temas basıncı ( $p_0$ ) ve basınç dağılımı ( $p$ ), daha sonra aşağıdaki denklemlerle bulunabilir:

$$p_0 = \frac{3w_y}{2\pi a^2} \quad (5.5)$$

$$p = p_0 \left[ 1 - \left( \frac{x}{a} \right)^2 \right]^{1/2} \quad (5.6)$$

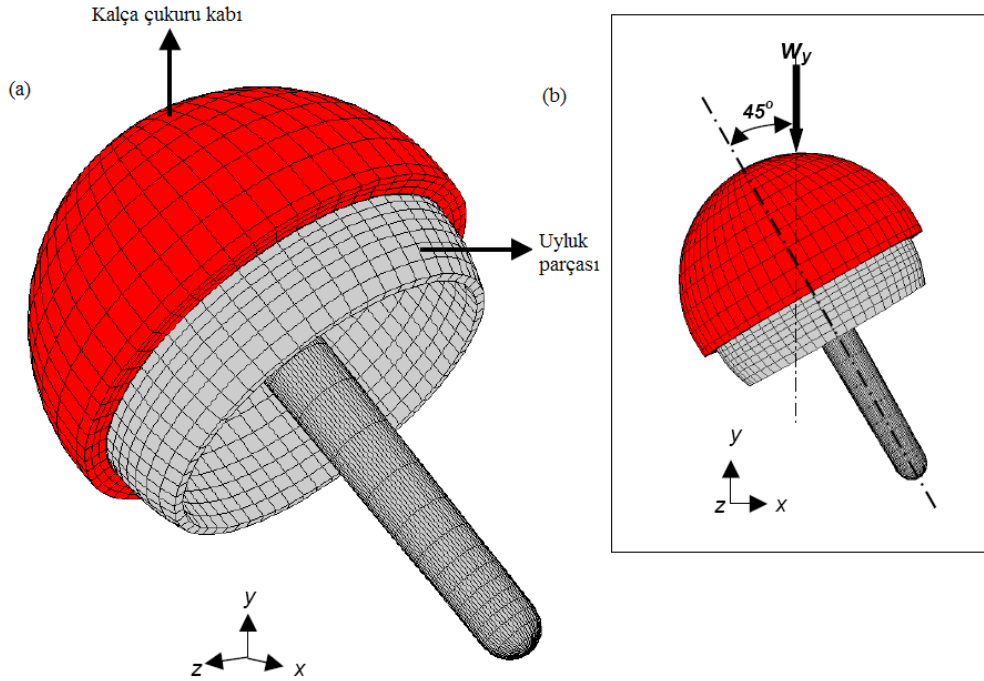
Küre-çukur geometrisiyle karşılaştırmak amacıyla yatay eksen ( $x$ ) ve temas yarıçapı, Şekil 5.8. (a) ve (b)'de görüldüğü gibi uyluk başı yarıçapı kullanılarak açısal koordinata ve temas yarı açısına dönüştürüldü.



Şekil 5.8. Küre-düzlem ve küre-çukur modelleri arasında koordinatların dönüşümü

#### 5.4. Eksen Simetri Sonlu Eleman Modelleri

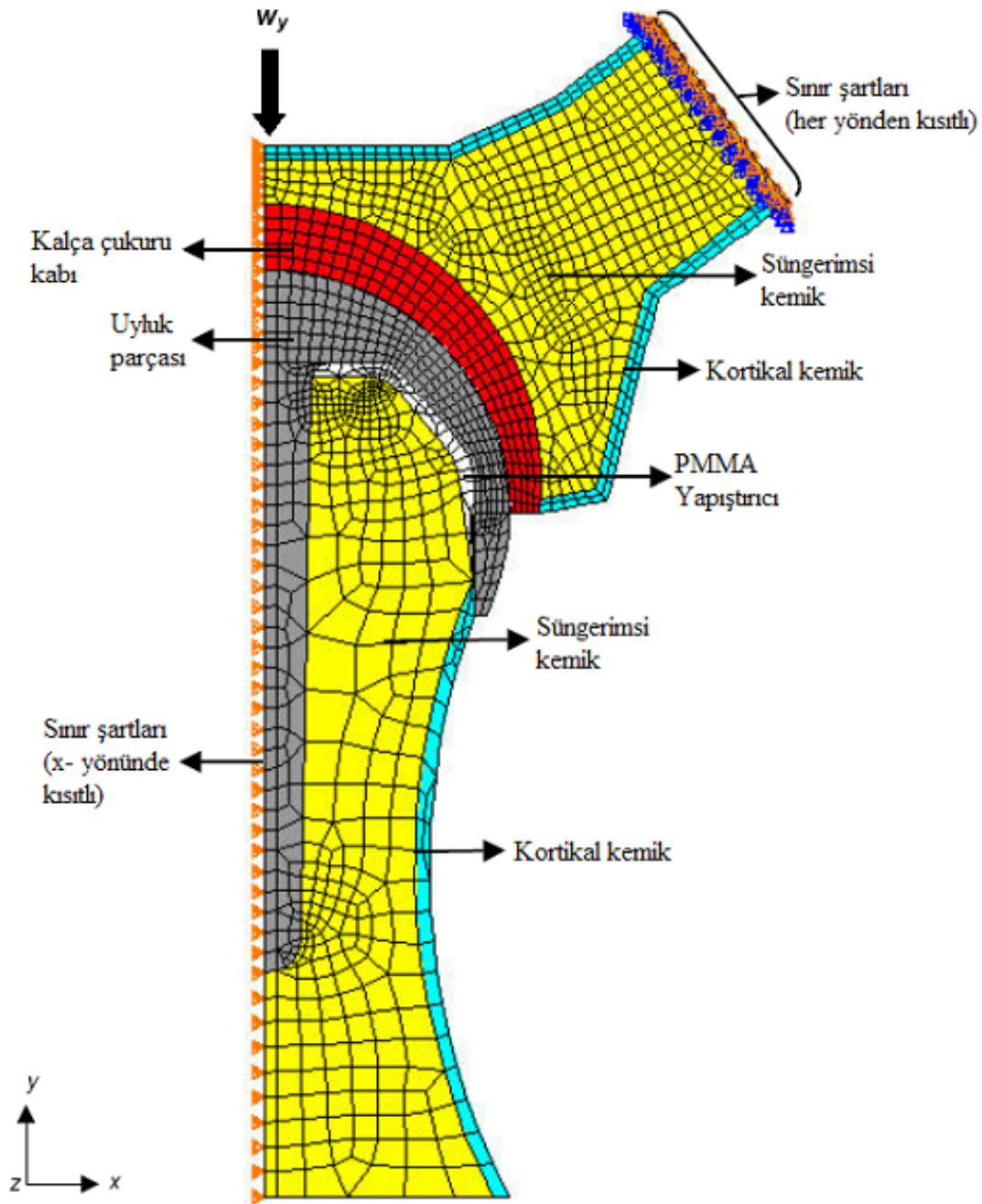
Şekil 5.9'de metal-metal kalça yüzey yenileme protezinin sonlu eleman modeli görülmektedir. 3B sonlu eleman analizleri için gerekli hesaplama zamanı nispeten uzun olduğu için Şekil 5.10'da gösterildiği gibi 2D eksen simetri basit kemik modeli de geliştirildi ve daha fazla parametrik analiz yapabilmek için kullanıldı.



Şekil 5.9. (a) Yüzey yenileme parçalarını ve (b) Yükleme yönünü gösteren kalça yüzey yenileme protezinin sonlu eleman modeli

Simetriden dolayı eksen simetri sonlu eleman modeli için yalnızca yarım kesit yeterlidir. Sonuçta simetri eksenini boyunca tüm düğüm noktaları yanal hareketi önleyecek ve yalnızca dikey harekete izin verecek şekilde sınırlandırıldı. Hem uyluk başı hem de kalça çukuru kabının yatak yüzeyini modellemek için temas elemanları kullanıldı. Yatak yüzeyindeki temas, iyi yağlama koşullarını göstermek için sürtünmesiz olarak kabul edildi. İmplant-kemik, implant-yapıştırıcı ve yapıştırıcı-kemik ara yüzeyleri birbirlerine tamamen bağlı olarak kabul edildi [233]. Kap-kemik ara yüzeyinin ise bağlı olmadığı kabul edildi ve 0.6 değerindeki oldukça yüksek sürtünme katsayısı uygulanarak temas elemanları modellendi [234].

Radyal açıklık, uyluk başı çapı ve kalça çukuru kap kalınlığı gibi tasarım parametrelerinin ve kemik kalitesinin etkisini inceleyen parametrik bir çalışma da gerçekleştirildi. İncelenen her bir parametre için farklı bir sonlu eleman modeli oluşturuldu ve kullanılan parçaların geometrik özellikleri Tablo 5.2'de gösterilmektedir.

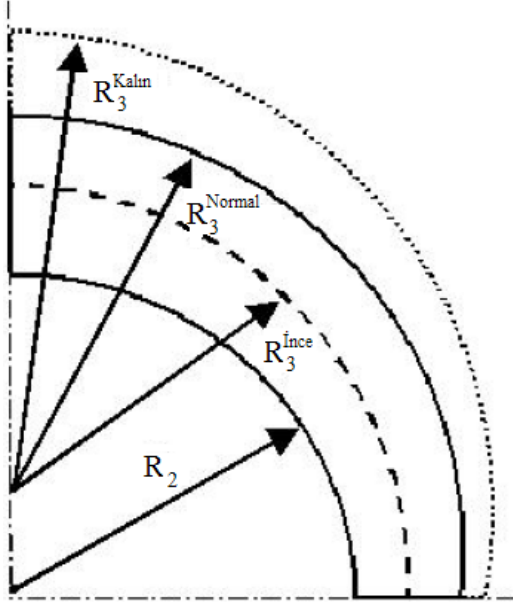


Şekil 5.10. Yükleme ve sınır şartlarını gösteren basit leğen ve uyluk kemiklerine yerleştirilmiş yüzey yenileme protezleriyle eksen simetri sonlu eleman modeli

Tablo 5.2. Kalça yüzey yenileme protezlerinin geometrik parametreleri

Parça		Yarıçap (mm)	Ortalama cidar kalınlığı, $d_0$ (mm)
Uyluk başı	Büyük	29	5.34
	Normal	25	
	Küçük	21	
Kalça çukuru kabı	Kalın	25.15	6.84
	Normal		4.84
	İnce		2.14

Kap cidar kalınlığının etkisini incelemek için kalça çukuru kabının dış yarıçapı Şekil 5.11'deki gibi ayarlandı. Daha sonra kutup ve yan kısmın kalınlıklarının ortalaması alınarak kalınlık hesaplandı.

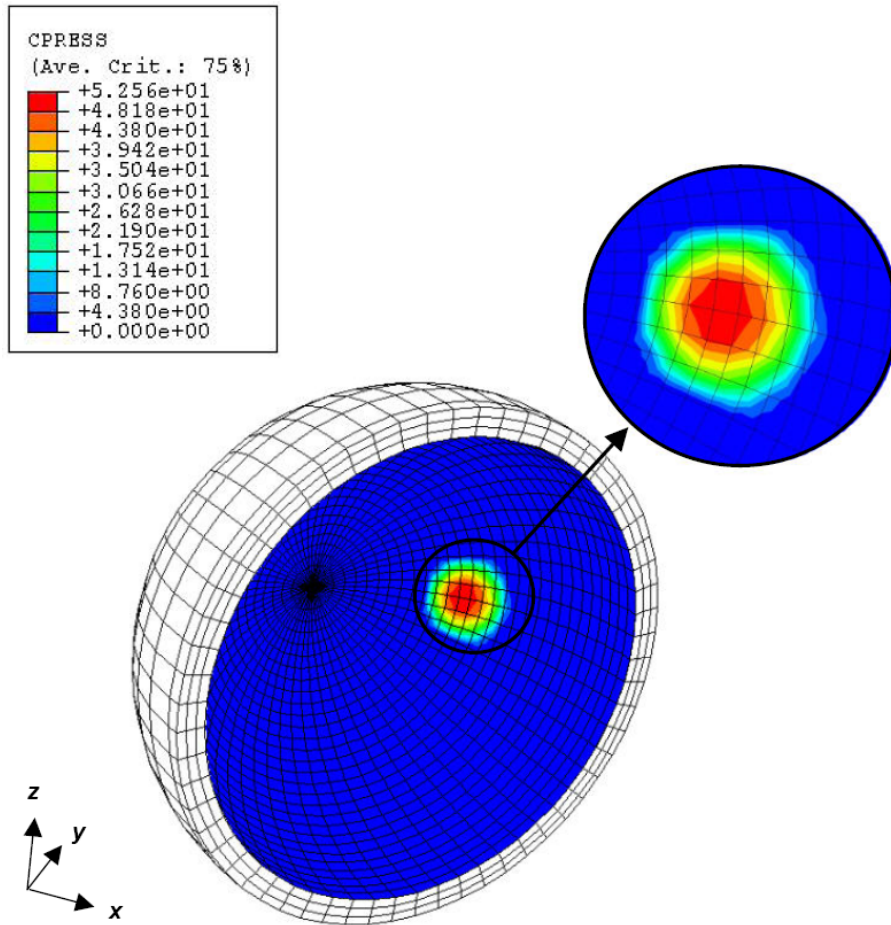


Şekil 5.11. Kalça ukuru kap modelinin farklı dış yarıçaplarının Şematik gösterimi

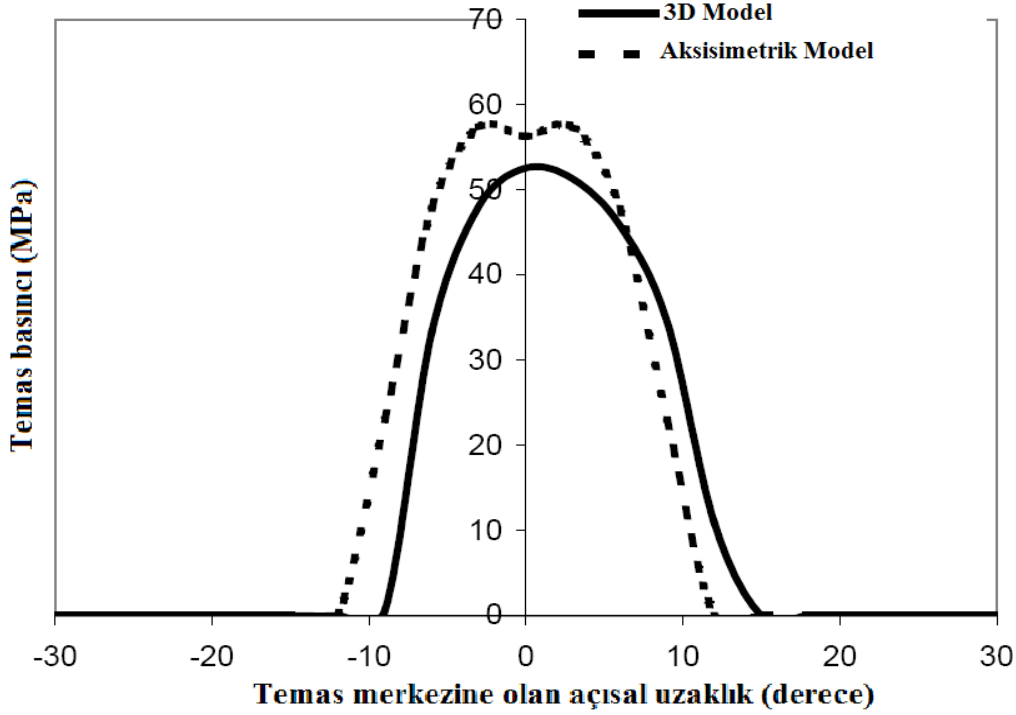
3B sonlu eleman modeli, kemik ve protez parçaları ağ yapıları 8- düğüm noktalı 'brick' (C3D8) ve 6- düğüm noktalı 'wedge' (C3D6) elemanlarından oluşmaktadır. 2B eksen simetri sonlu eleman modeli ise 4- düğüm noktalı eksen simetri (CAX4) elemanları kullanılarak ağ yapıları oluşturuldu. 3B sonlu eleman mafsal modeli için toplam 37920 eleman ve 39985 düğüm noktası ve eksen simetri model için 1516 eleman ve 1634 düğüm noktası kullanıldı. Şekil 5.9.b'de gösterildiği gibi mafsal kuvveti, protezin kutup kısmından 45° açıyla uyluk başı boyunca uygulandı. Eksen simetri sonlu eleman modeli için ise yk, Şekil 5.10'da grldği gibi protezin kutup kısmı boyunca uygulandı. Yürüyüş evriminin ayakta durma aşaması sırasında oluşan maksimum kalça temas kuvvetini göstermek amacıyla nominal yük, 2500 N (insan ağırlığının yaklaşık üç katı) olarak seçildi [115]. Yürüyüş evriminin çeşitli aşamalarındaki mafsal kuvvetlerinin etkisini incelemek için 800 N (insan ağırlığı) ile 5000 N arasında değişen çeşitli yükler de uygulandı. Tüm sonlu eleman modelleri I-DEAS programı kullanılarak elde edilip ağ yapısı oluşturuldu ve ABAQUS programı ile analizler yapıldı.

#### 5.4.1. Sonlu eleman modellerinin karşılaştırılması

3B analizlerde kalça çukuru kabı üzerinde oluşan temas basınç dağılımı Şekil 5.12’de gösterilmektedir. Şekil 5.13 ise 3B ve 2B eksen simetrik sonlu eleman modellerinden elde edilen temas basınçlarının karşılaştırmasını göstermektedir. Elde edilen maksimum temas basınçları arasında %8’lik bir farkla her iki model arasında iyi bir uyum olduğu görüldü. Küçük olmasına rağmen bu fark, kalça çukuru kabının üniform olmayan cidar kalınlığına bağlanabilir. Çünkü kutup bölgesinden yükleme yapılan eksen simetri modelde buradaki cidar kalınlığı (6.75 mm), kutup bölgesinden 45° açıyla yükleme yapılan 3B modelde bu bölgedeki cidar kalınlığından (5.6 mm) daha büyüktür. Aynı zamanda her iki model için elde edilen temas basınçlarının nispeten yakın bir yarıçapta dağıldıkları görüldü. Bu yüzden kalça mafsali protezlerinin temas mekanikleri ile ilgili daha fazla parametrik çalışma için eksen simetri modeli kullanmak uygundur.



Şekil 5.12. 3B modelde kalça çukuru kabındaki temas basınç dağılımı ( $c=0.15$  mm,  $W_y=2500$  N)



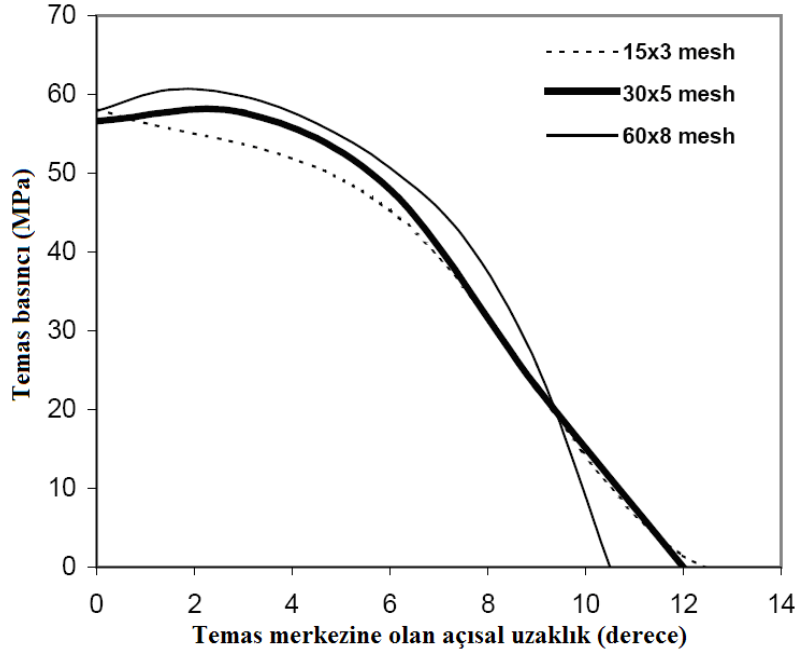
Şekil 5.13. 3B ve 2B Eksen simetri sonlu eleman modellerinde temas merkezi civarında oluşan temas basınç dağılımının karşılaştırılması ( $c=0.15$  mm,  $W_y=2500$  N)

#### 5.4.2. Ağ yapısı yoğunluğunun temas mekaniklerine etkisi

Yatak yüzeyinde belirlenen temas parametreleri üzerine ağ yapısı yoğunluğunun etkisini inceleyerek eksen simetri modelin doğruluğu üzerine daha fazla veri elde edildi. Kalça çukuru kabının ağ yapısı yoğunluğu sırasıyla çevresel olarak ve radyal olarak 30x5'den, 15x3 ve 60x8 yoğunluklarına değiştirildi. Diğer parçalardaki ağ yapısı yoğunlukları da bunlara bağlı olarak değiştirildi. Şekil 5.14, her bir ağ yapısı yoğunluğu ile kurulan modeller için elde edilen temas basınçlarının karşılaştırmasını göstermektedir.

Şekil 5.14'da üç model arasında elde edilen temas basınçlarında çok küçük bir fark gözlemlendi. 60x8 yoğunluğu en büyük hassasiyete sahip olmasına karşın 60x8 ve 30x5 yoğunluklarıyla elde edilen maksimum temas basınçları arasındaki fark yalnızca %5 oldu. Bu nedenle sonraki analizlerde 30x5 ağ yapısı yoğunluğundaki model benimsendi ve kullanıldı.

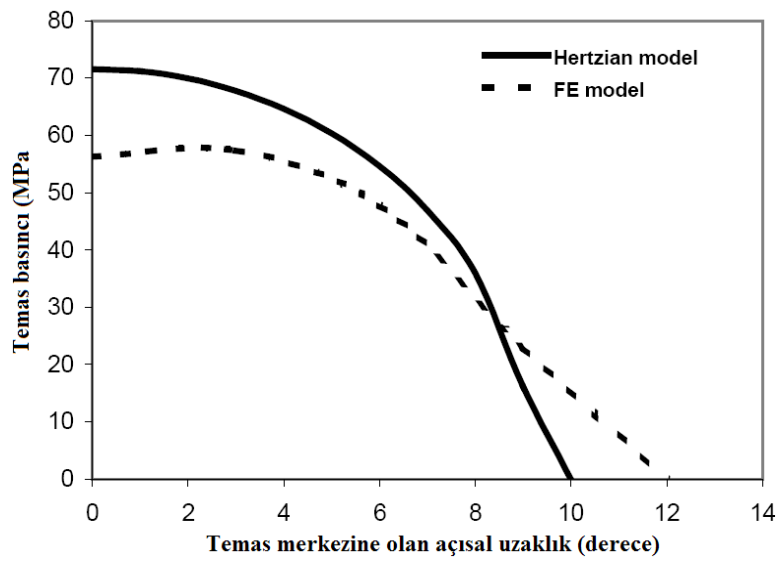




Şekil 5.14. Kalça çukuru kabında elde edilen temas basıncı dağılımı üzerine mesh yoğunluğunun etkisi ( $c=0.15$  mm,  $W_y=2500$  N)

#### 5.4.3. Sonlu eleman modeli ve teorik modelin karşılaştırılması

Şekil 5.15, sonlu elemanlar (SE) modeli ve Hertz temas teorisine dayanan analitik modelinde yatak yüzeyinde oluşan temas basıncı dağılımlarının karşılaştırmasını göstermektedir.



Şekil 5.15. Eksen simetri sonlu eleman ve Hertz modellerinde oluşan temas basıncı dağılımlarının karşılaştırılması ( $c=0.15$  mm,  $W_y=2500$  N)

Şekil 5.15’de görüldüğü gibi sonlu eleman modeliyle elde edilen temas basıncı dağılımı, teorik Hertz modeli ile elde edilenden daha düşüktür. Sonlu eleman modelinde oluşan temas açısı (5.24 mm olan temas yarıçapına karşılık  $12^\circ$ ), Hertz modelinde oluşandan (4.36 mm olan temas yarıçapına karşılık  $10^\circ$ ) biraz daha fazladır.

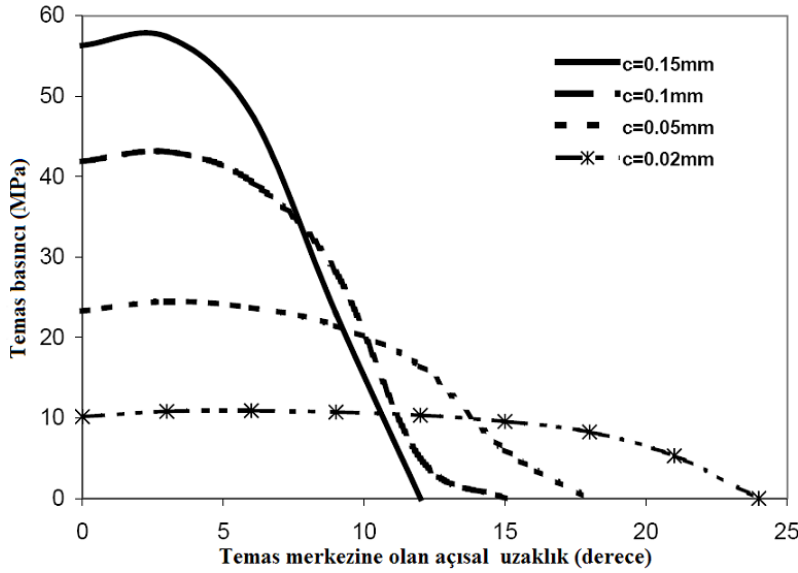
Hertz temas teorisinin yatak yüzeyi boyunca temas basıncını belirlemede kullanılabilmesine rağmen bu metodun bazı sınırları vardır çünkü çoğunlukla metal temas yüzeyinin altındaki metal olmayan malzemeler dikkate alınmaz. Sonlu eleman modeli ve Hertz temas modeli arasındaki bir karşılaştırma, elde edilen temas basınçları arasında yaklaşık %20’lik bir fark gösterdi. Bu fark, metalik kalça çukuru kabı ve uyluk başı altındaki metal olmayan malzemelere bağlanabilir. Özellikle sonlu eleman modelinde ele alınan kemik ve yapıştırıcı gibi metal olmayan malzemeler deforme olabilir böylece yükün bir kısmını absorbe edip yatak yüzeyi boyunca daha geniş olan bölgeye doğru dağıtabilir. Bu durum, sonlu eleman modelinde gözlenen daha düşük basınç dağılımını izah etmektedir.

#### **5.4.4. Radyal açıklığın temas mekaniklerine etkisi**

Uyluk başı ile kalça çukuru kabı arasındaki radyal açıklığın değişiminin, elde edilen temas basıncı dağılımına etkisi Şekil 5.16’de gösterilmektedir. Radyal açıklık nominal değeri olan 0.15 mm’den 0.02 mm’ye düşürüldüğünde Şekil 5.16’den de görülebildiği gibi temas alanındaki artışa bağlı olarak temas basınç dağılımında önemli bir azalma gerçekleşti.

Metal-metal kalça mafsalı protezleri için literatürde 0.003 mm ile 0.35 mm arasında değişen radyal açıklıklar alındı [235]. Uyluk başı ile kalça çukuru kabı arasındaki radyal açıklığı düşürmek, aşınmayı azaltıp yağlamayı iyileştirdiğinden metal-metal mafsallı protezlerinin uzun vadede başarısı için en önemli hususlardan biri olarak belirtilmiştir [236]. Bu çalışmada radyal açıklığı nominal değeri olan 0.15 mm’den 0.02 mm’ye düşürmek elde edilen maksimum temas basıncının yaklaşık %80 azalmasına neden oldu. Temas basıncındaki azalma Şekil 5.15’de görüldüğü gibi öncelikle, yükün daha geniş bir alana yayılmasına neden olan uyluk başı ile kalça

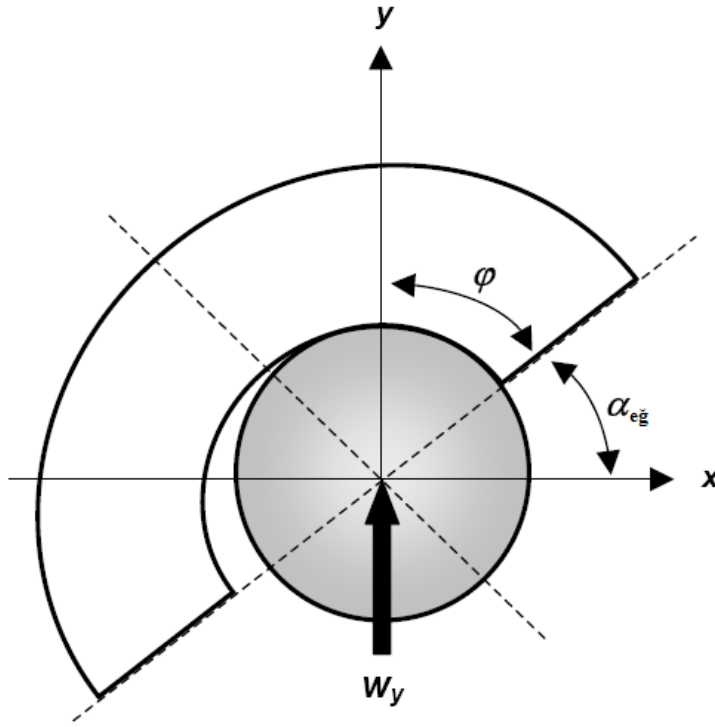
çukuru kabı arasındaki uygunluğun artmasından dolayıdır. Temas açısının 0.15 mm radyal açıklık için  $12^\circ$  (5.24 mm) değerinden 0.02 mm'ye düşürülen radyal açıklık için  $24^\circ$  (10.47 mm) değerine yükseldiği görülebilir.



Şekil 5.16. Radyal açıklıktaki değişimin, elde edilen temas basınç dağılımına etkisi ( $W_y=2500$  N)

Bu çalışmada kenar kısmında herhangi bir temas gözlenmemesine rağmen radyal açıklığı küçük olan protezlerde bu bölgeye dikkat edilmelidir. Çünkü radyal açıklığın azalmasıyla temas alanı büyüdüğünden temas alanının yeterince büyük olması durumunda ekvator bölgesinde de temas gerçekleşebilir [199]. Örneğin  $45^\circ$  eğim açısıyla ( $\alpha_{eg}$ ) ve  $\phi$  temas açısıyla yerleştirilmiş bir kalça çukuru kabını ele alalım (Şekil 5.17). Temas açısının  $45^\circ$ 'ye erişmesi veya aşması durumunda Şekil 5.17'de gösterildiği gibi kalça çukurunun kenarında temas gerçekleşebilir. Ekvatorial temas gerçekleşmesi komple yapay kalça protezlerinde aşınmayı artırır bu da metal-metal protezlerin uzun vadedeki başarısını etkileyen nedenlerden biridir [237].

Metal-metal kalça protezlerinde küçük radyal açıklık, bu protezlerin yağlama kabiliyetini artırdığından önemli bir tasarım esassıdır [238]. Artan yağlama bu yataklarda aşınma gelişimini sınırlar. Bununla beraber eğer ekvatorial temas gerçekleşirse bu durum yağlayıcının yatak dışına çıkmasına ve kap kenarında gerilme yığılmalarına neden olur [239].



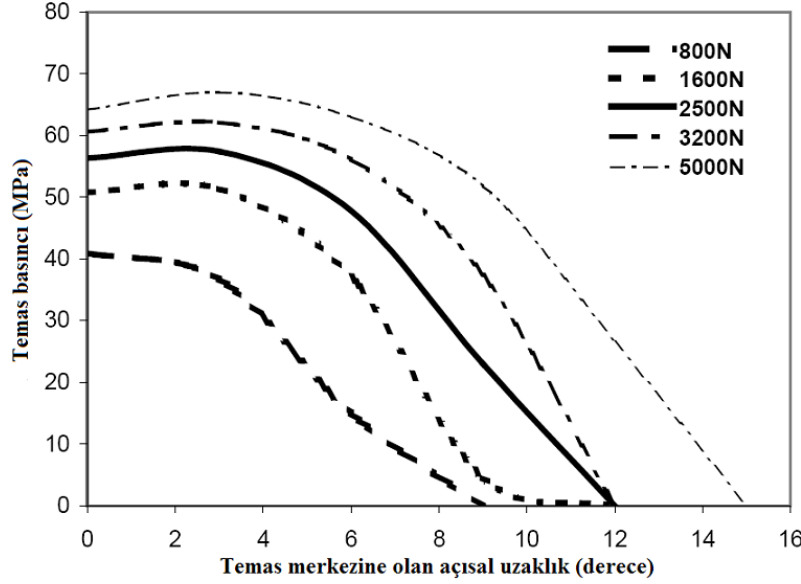
Şekil 5.17. Uyluk başı ve kalça çukuru kabı arasında küçük radyal açıklık durumunda meydana gelen kenar temasının gösterilmesi

#### 5.4.5. Yüklemenin temas mekaniklerine etkisi

Kalça mafsallı kuvvetlerinin, yatak yüzeyinde meydana gelen temas basıncına etkisi Şekil 5.18’de gösterilmektedir. Mafsala uygulanan yükler 800 N’den nominal yük olan 2500 N’a ve maksimum 5000 N’a değişmektedir. Bu değerler yürüyüş çevriminin çeşitli aşamalarını göstermek amacıyla seçildi [116]. Şekil 5.18, uygulanan yükteki artışa bağlı olarak yatak yüzeyi boyunca oluşan temas basıncı dağılımının arttığını göstermektedir.

Yatak yüzeyi boyunca değişen yüklerin temas basıncı dağılımı üzerine nispeten küçük bir etki yaptığı görüldü. Yükü 800 N’den 5000 N’a yaklaşık 6 kat arttırmak maksimum temas basıncını yalnızca yaklaşık %39 arttırdı. Uygulanan yükteki benzer bir artışın Hertz temas modeliyle elde edilen maksimum temas basıncını %84 arttırdığını da belirtmek gerekir. Bu durum, sonlu eleman modelinde hesaba katılan fakat Hertz modelinde ihmal edilen kemik gibi yatak elemanlarının altındaki metal olmayan malzemelerin önemli etkisini göstermektedir. Altta kemiğin etkisi 5000 N yük uygulandığı durumda sonlu elemanlar modeli ve Hertz modelinin karşılaştırması

yapılarak daha iyi görülebilir. Hertz teorisiyle hesaplanan maksimum temas basıncı 143 MPa iken, sonlu eleman modeliyle elde edilen temas basıncı 67 MPa oldu.



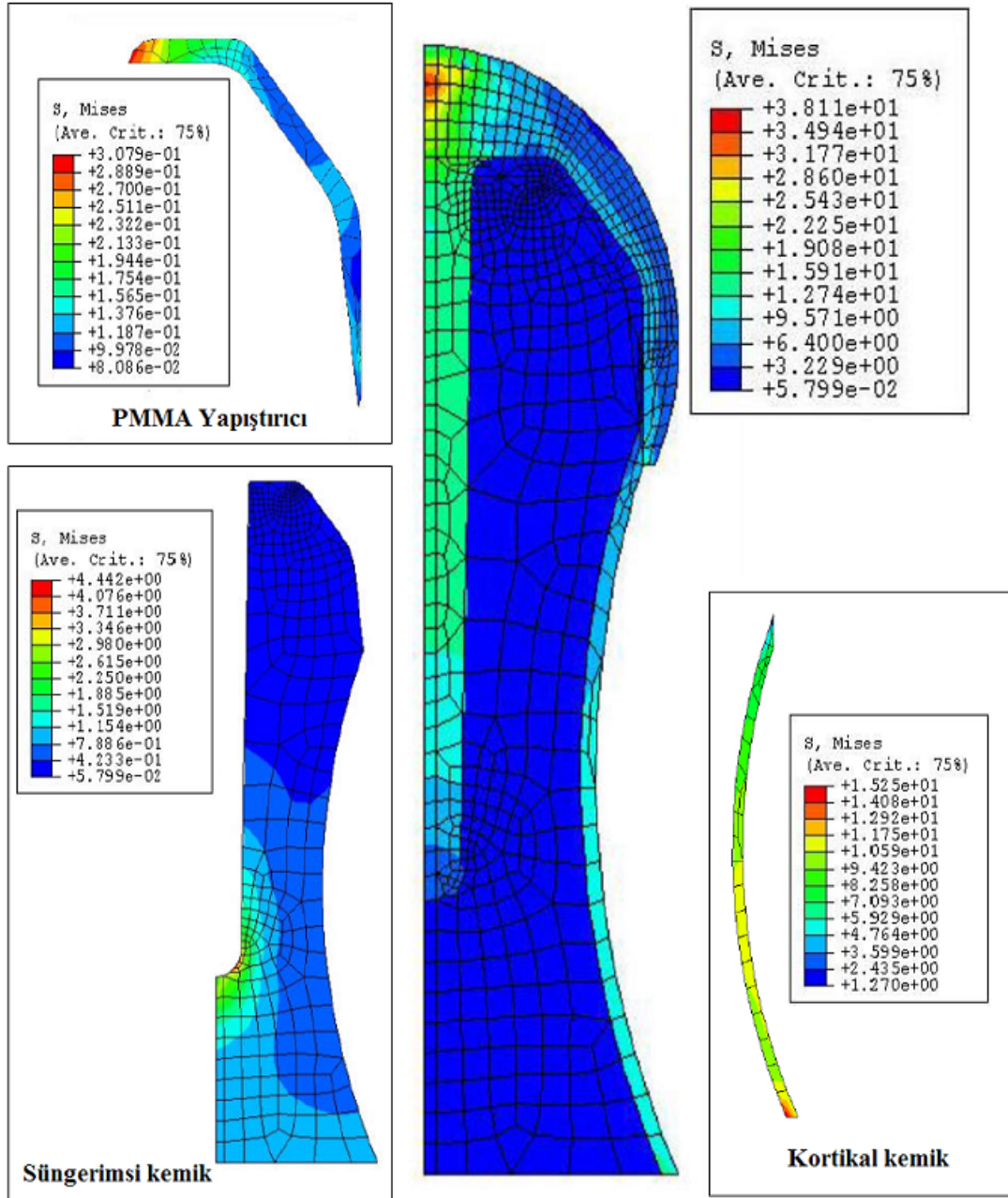
Şekil 5.18. Kalça yüzey yenileme protezlerinde temas yüzeyi boyunca meydana gelen temas basıncı dağılımına mafsal yükünün etkisi ( $c=0.15$  mm)

#### 5.4.6. Kemikteki gerilme dağılımı

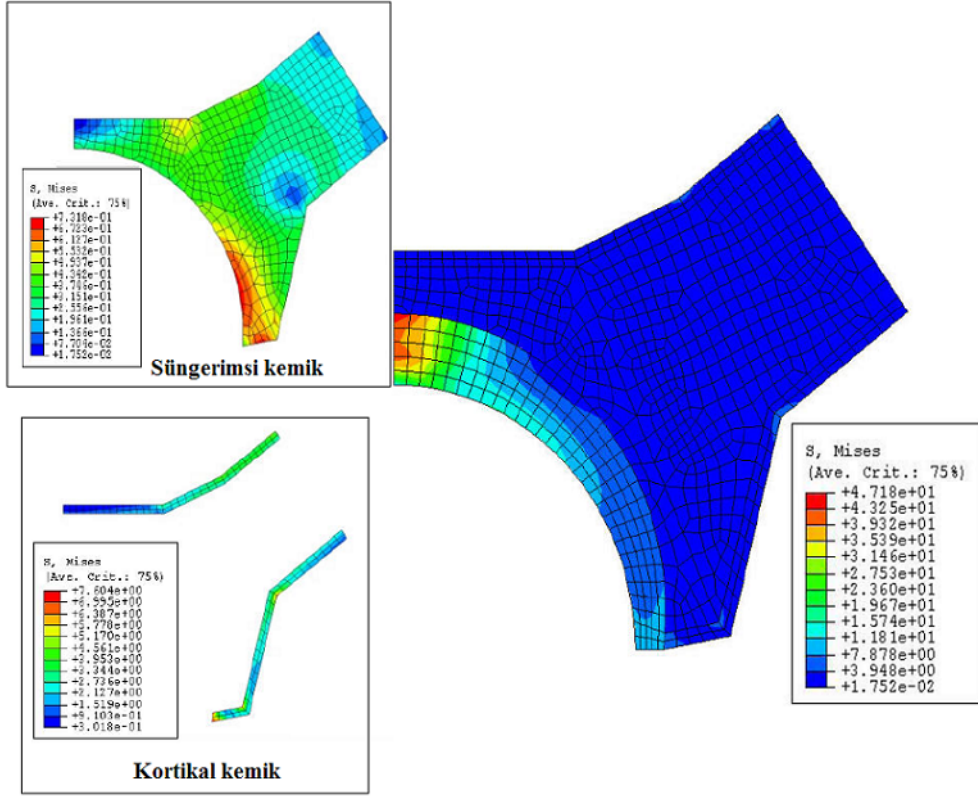
Şekil 5.19 ve 5.20, yüzey yenileme protezleri ile uyluk ve leğen kemiklerindeki von Mises gerilme dağılımlarını göstermektedir. Maksimum gerilmeler leğen kemiğinde, kalça çukuru kenarı civarında ve uyluk kemiğinde, uyluk boyun kısmının tabanında meydana geldi.

Gerilme korunumu meydana gelir çünkü öncelikle yükü yataklama görevi olan kemik, yapay protezler uygulandıktan sonra daha az gerilmeye maruz kalır. Bu durum kemik dokusunun hareketsizliğine yol açarak kemik dokusu kaybına neden olur ve sonunda implant gevşemesi meydana gelir. Çalışmalar, kalça yüzey yenilemeyle kemikte gerilme korunumu meydana geldiğini göstermiştir [240]. Bu çalışmada ele alınan metal-metal kalça yüzey yenileme protezlerinin etrafındaki kemik dokusunda gerilme korunumu meydana geldiği belirlenmesine rağmen raporlanan bazı klasik komple yapay kalça yenilemelerde (THR) meydana gelenden daha az olduğu görüldü (5 MPa'dan az [241] ve 4-14 MPa arasında [154]). Bu

çalışma, kalça yüzey yenileme ile ilgili literatürdeki bazı çalışmalarla da tutarlılık göstermektedir [114,242]. Çeşitli sonlu eleman modellerinde farklı parçalarda meydana gelen maksimum von Mises gerilmeleri Tablo 5.3'de gösterilmektedir.



Şekil 5.19. Uyluk parçası ve uyluk kemiğinde oluşan von Mises gerilme (MPa) dağılımı ( $c=0.15$  mm,  $W_y=2500$  N)



Şekil 5.20. Kalça çukuru kabı ve basit leğen kemiği parçalarında meydana gelen von Mises (MPa) gerilme dağılımı ( $c=0.15$  mm,  $W_y=2500$  N)

Tablo 5.3. Çeşitli sonlu eleman modelleriyle elde edilen maksimum von Mises gerilmeleri ( $c=0.15$  mm,  $W_y=2500$  N)

Elde Edilen Maksimum von Mises Gerilmeleri (MPa)							
Parça	Kortikal kemik		Süngerimsi kemik		Kalça çukuru kabı	Uyluk parçası	Yapıştırıcı
	Uyluk	Leğen	Uyluk	Leğen			
<b>Model</b>	Uyluk	Leğen	Uyluk	Leğen			
<b>3B Eksen simetri</b>	22.49	12.27	5.17	1.08	63.35	39.29	0.91
<b>2B Eksen simetri</b>	14.76	7.18	4.42	0.74	47.17	37.92	0.31
<b>Bağlı olmayan kap</b>	14.75	6.30	4.41	1.04	48	37.78	0.31
<b>Düşürülen kemik kalitesi (2x)</b>	14.67	7.91	4.74	0.77	47.58	38.23	0.31
<b>Düşürülen kemik kalitesi (4x)</b>	14.68	8.27	4.81	0.79	47.78	38.21	0.59

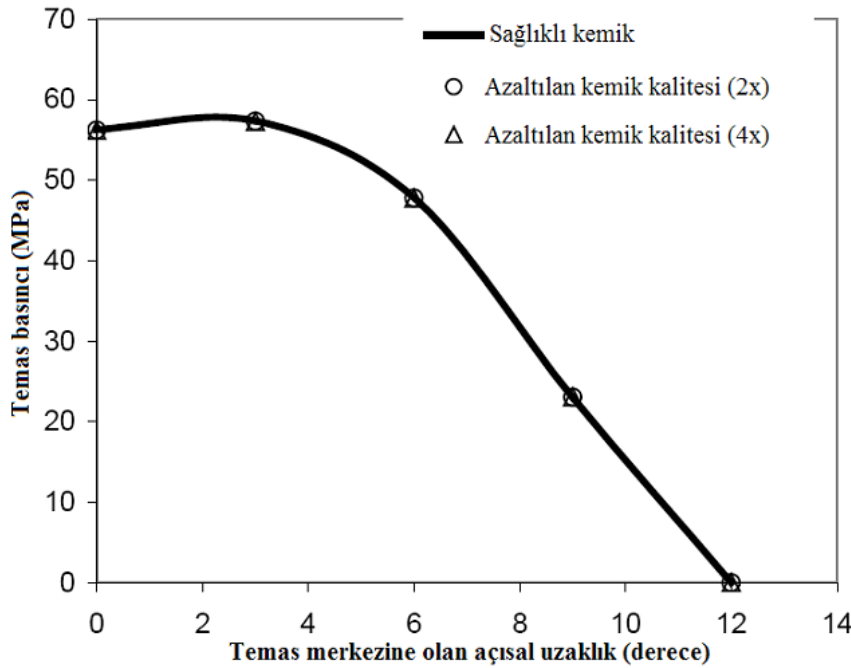
Kortikal kemikte görülen gerilmeler, kortikal kemik için raporlanan maksimum basma dayanımının [118] ve aynı zamanda  $10^7$  çevrimde 40-80 MPa olan yorulma gerilmesinin altındadır [18]. Bu çalışmayla kemik dokusu için elde edilen gerilmeler, kemiğin maksimum dayanımlarından oldukça düşük olmasına rağmen periyodik

mafsal kuvvetlerinin birleşik hareketine ve özellikle uyluk kemiğindeki gerilme korunumu etkisine dair uzun vadede bazı kaygılar mevcuttur. Bu durum, uyluk boynu kırılmalarına ve düşük kaliteli kemik söz konusu ise implantın başarısızlığına neden olabilir.

#### 5.4.7. Kemik kalitesinin temas mekaniklerine etkisi

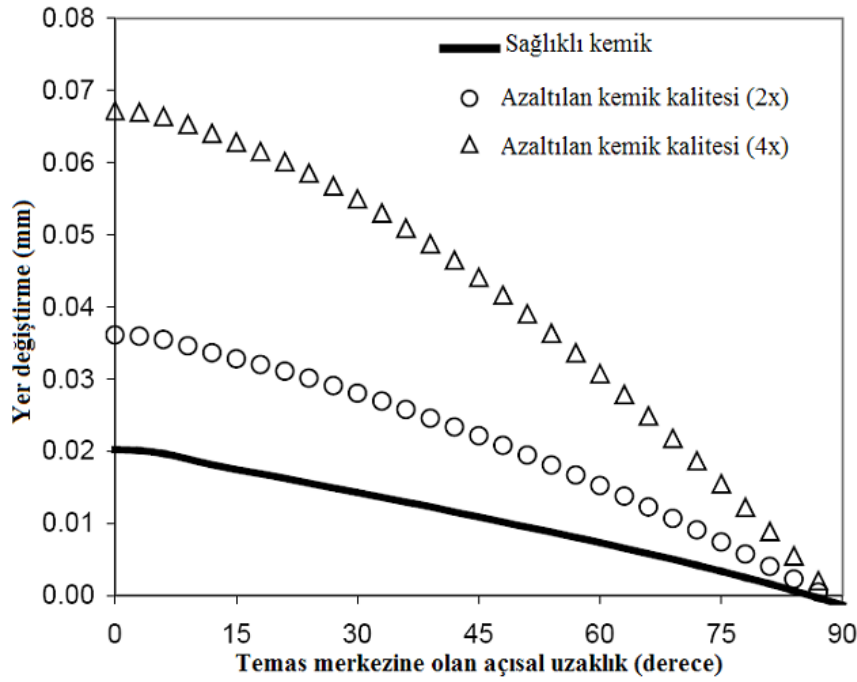
Şekil 5.21, kemik kalitesinin kalça yüze yenileme protezlerinde yatak yüzeyi boyunca meydana gelen temas basıncı dağılımı üzerine etkisini ve Şekil 5.22 farklı kemik kalitesi modellerinde kalça çukuru kabının dikey yer değiştirmesinin karşılaştırılmasını göstermektedir.

Kemik kalitesi incelenirken süngerimsi ve kortikal kemiklerin elastik modülleri, yaşlanma ve osteoporoz gibi hastalıklarla kemik kalitesinin bozulmasını [18] göstermek için normal değerlerinden [103] 2 ve 4 kat azaltıldı. Şekil 5.21’de kemik kalitesinin azaltılmasıyla yatak yüzeyinde meydana gelen temas basıncı dağılımının neredeyse değişmediği dikkate değerdir.



Şekil 5.21. Sonlu eleman modelinde azaltılan kemik kalitesinin, temas basıncı dağılımına etkisi (c=0.15 mm,  $W_y=2500$  N)





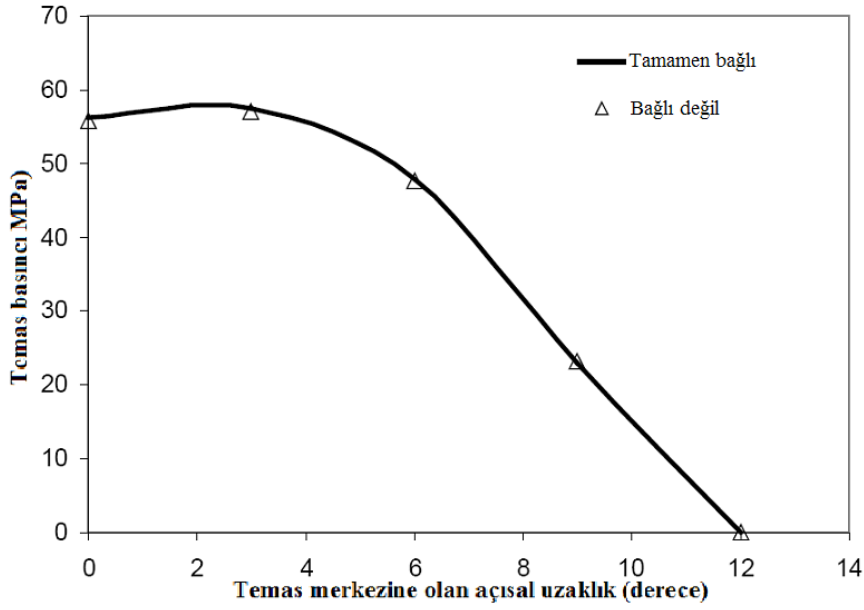
Şekil 5.22. Azaltılan kemik kalitesinin, kalça çukuru kabında meydana gelen yer değiştirmeye etkisi( $c=0.15$  mm,  $W_y=2500$  N)

Tablo 5.3'de görüldüğü gibi kemik kalitesinin, kortikal ve süngerimsi kemiklerde meydana gelen gerilmelere etkisi de küçüktür. Bu durum kemiğin yük taşıma görevini üstlenen nispeten sert metalik yatak malzemelerinin etkisini göstermektedir. Bununla beraber hastalıklı kemikte meydana gelen kemik kalitesi azalmasının genellikle kemiğin mukavemetini azalttığını da unutmamak gerekir. Bunun gibi implantın, kemiğe gömülme riski de daha fazladır.

Şekil 5.22, azalan kemik kalitesi ile kemik içindeki yer değiştirmelerde artış meydana geldiğini göstermektedir. Bu da protezin, kemiğe gömülme riskini önemli ölçüde arttırarak gevşeme veya implantın başarısızlığına neden olabilir [154,233,242].

#### 5.4.8. Kalça çukuru kabı sabitlemesinin temas mekaniklerine etkisi

Şekil 5.23, kap-kemik ara yüzeyinin bağlı ya da bağımsız sabitleme koşullarının yatak yüzeyi boyunca temas basıncı dağılımına etkisini göstermektedir.

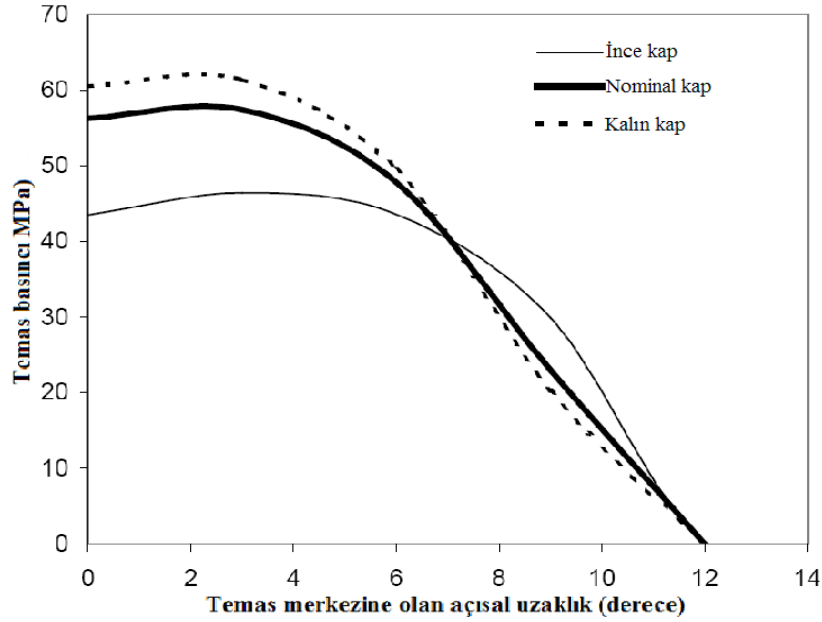


Şekil 5.23. Kap-kemik ara yüzeyinin bağlı ya da bağlı olmama durumları için yatak yüzeyindeki temas basıncı dağılımlarının karşılaştırılması ( $c=0.15$  mm,  $W_y=2500$  N)

Şekil 5.23'de kap-kemik ara yüzeyindeki sınır şartlarının tamamen bağlı durumdan bağlı olamama durumuna değişmesinin, yatak yüzeyinde oluşan temas basıncı dağılımına görünürde bir etkisi olmadığını gösterdi. Bağlı durum ameliyat sonrası uzun vadede oluşan osteointegrasyon (kemiğin, metalik parçalar içersinde içeri doğru büyümesi) durumunu simüle eder ve bağlı olmama durumu ise ameliyat sonrası kısa vadede osteointegrasyon başlangıç öncesi durumunu gösterir. Sonlu eleman modelinde bağlı olmama durumunu simüle etmek için kap-kemik ara yüzeyine nispeten büyük sürtünme katsayısı (0.6) uygulandı [234]. Sürtünme katsayısı şimdiki klinik veya önceki çalışmalarda kullanılan değerlerden daha büyük seçildi (0-0.25 [154] ve 0.1-0.5 [243]). Bağlı olmayan ara yüzey, kap-kemik ara yüzeyindeki mikro hareketleri arttırabilir veya bu durum, kemiğin içeri doğru büyümesini önlemek gibi belirli bir anlam ifade edebilir. Böyle bir durum önceki yapıştırılmalı metal-metal yüzey yenileme tasarımlarında görüldüğü gibi kalça çukuru kabının gevşemesine neden olabilir [240].

#### 5.4.9. Kalça çukuru kabı kalınlığının yemas mekaniklerine etkisi ( $d_k$ )

Şekil 5.24, kalça çukuru kabı kalınlığının, yatak yüzeyinde temas basıncı dağılımına etkisini göstermektedir. Ortalama kap kalınlığının azalmasıyla meydana gelen temas basıncının da azaldığı görüldü.



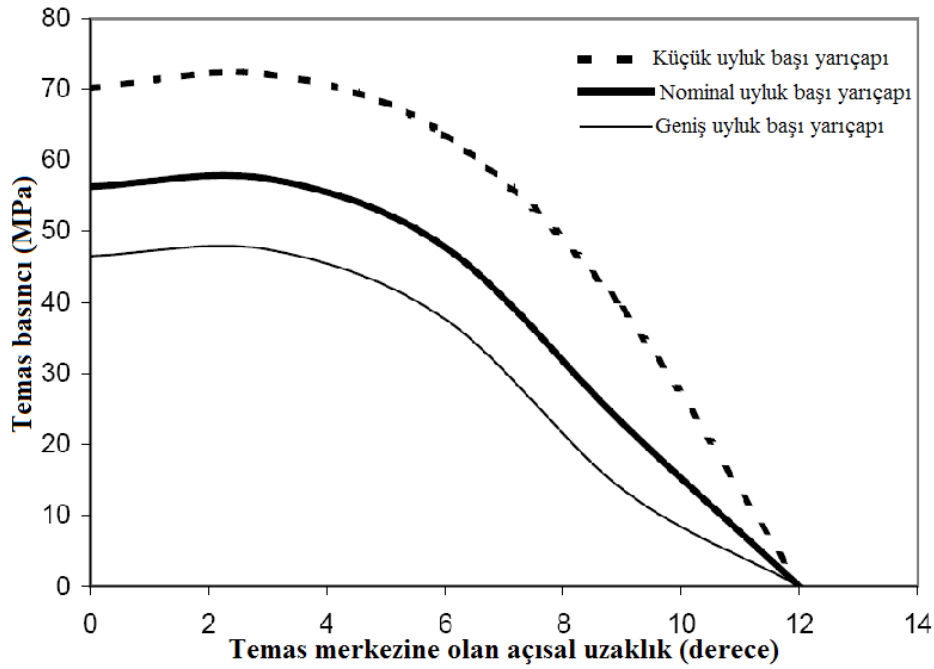
Şekil 5.24. Farklı kalça çukuru kap kalınlıklarıyla elde edilen temas basıncı dağılımlarının karşılaştırılması ( $c=0.15$  mm,  $W_y=2500$  N, İnce kap [ $d_k=2.14$  mm], Nominal kap [ $d_k=4.84$  mm], Kalın kap [ $d_k=6.84$  mm])

Kalça çukuru kap kalınlığının kalın kaptan ( $d_k=6.84$  mm) ince kaba ( $d_k=2.14$  mm) düşürülmesi, elde edilen maksimum temas basıncının %24 azalmasına neden oldu. Bu durum büyük ölçüde, kalça çukuru kap kalınlığının azalmasıyla alttaki kemik ve yapıştırıcı etkisinin artmasından dolayı gerçekleşti. Daha ince kabuk kullanılmasıyla alttaki metal olmayan yapıların deformasyonunun çok daha belirgin hale geldiği görüldü [244]. Muhtemelen temas yüzeyi boyunca yetersiz düğüm noktalarından dolayı Şekil 5.24'de görülmemesine karşın artan deformasyon genellikle temas alanının büyümesine yol açmalıdır. Temas gerilmelerinde görülen azalmadan büyük ölçüde artan deformasyon sorumludur ve yatak ara yüzeyinde meydana gelen yağ film kalınlığını da arttırması muhtemeldir.

Yağlamayı geliştirme ve temas basıncını düşürmesi gibi potansiyel faydalarından dolayı ince kalça çukuru kabı kullanılması daha arzu edilir olmasına karşın kalça çukurunun, uyluk başını sıkıştırabilme olasılığından dolayı dikkatli olunması gerekir. Çünkü bu durum aşınmayı, sürtünmeyi, yağlayıcı sızmasını sonunda protezin başarısızlığa uğraması riskini artırır.

#### 5.4.10. Uyluk başı yarıçapının temas mekaniklerine etkisi

Yüzey yenileme modelinde yatak yüzeyi boyunca meydana gelen temas basıncı dağılımına, uyluk başı boyutunun etkisi Şekil 5.25’de gösterilmektedir.



Şekil 5.25. Farklı uyluk başı yarıçaplarıyla kurulmuş sonlu eleman modellerinde meydana gelen temas basınçlarının karşılaştırılması ( $c=0.15$  mm,  $W_y=2500$  N, Küçük uyluk başı yarıçapı [ $R_1=21$  mm], Nominal uyluk başı yarıçapı [ $R_1=25$  mm], Geniş uyluk başı yarıçapı [ $R_1=29$  mm])

Uyluk başı yarıçapının 21 mm küçük yarıçaptan 29 mm geniş yarıçapa arttırılmasıyla elde edilen maksimum temas basıncının %34 azaldığı Şekil 5.25’den görülebilir. Bu azalma büyük ölçüde artan temas yüzeyindeki yük dağılımına bağlanabilir.

Kalça yüzey yenileme için geniş yatak yarıçapı kullanmanın en büyük avantajlarından biri doğal kalça mafsalı geometrisini bozmamasıdır [114]. Bu

durumda hareket aralığı ve mafsalsal dengesi korunur ve böylece protezin yerinden çıkma ya da çarpılma riski sınırlanmış olur [190]. Bununla beraber geniş yataklı metal-metal kalça yüzey yenilemelerini kullanmak, artan sürtünme momentlerine dair kaygıları arttırdı. Bu sürtünme momentleri ters yönde etkilediği için protezin gevşemesine neden olur [223] ve uyluk parçasının sabitlendiği yapıştırıcıdan ayrılmasına yol açar. Fakat yapılan çalışmalar klinik olarak geniş uyluk başı yarıçapının, küçük olana göre daha başarılı olduğunu göstermiştir [199] ve geniş metal-metal yatak çifti kullanılmasıyla oluşan yüksek sürtünme momentleri, başarısını engellememiştir [245].

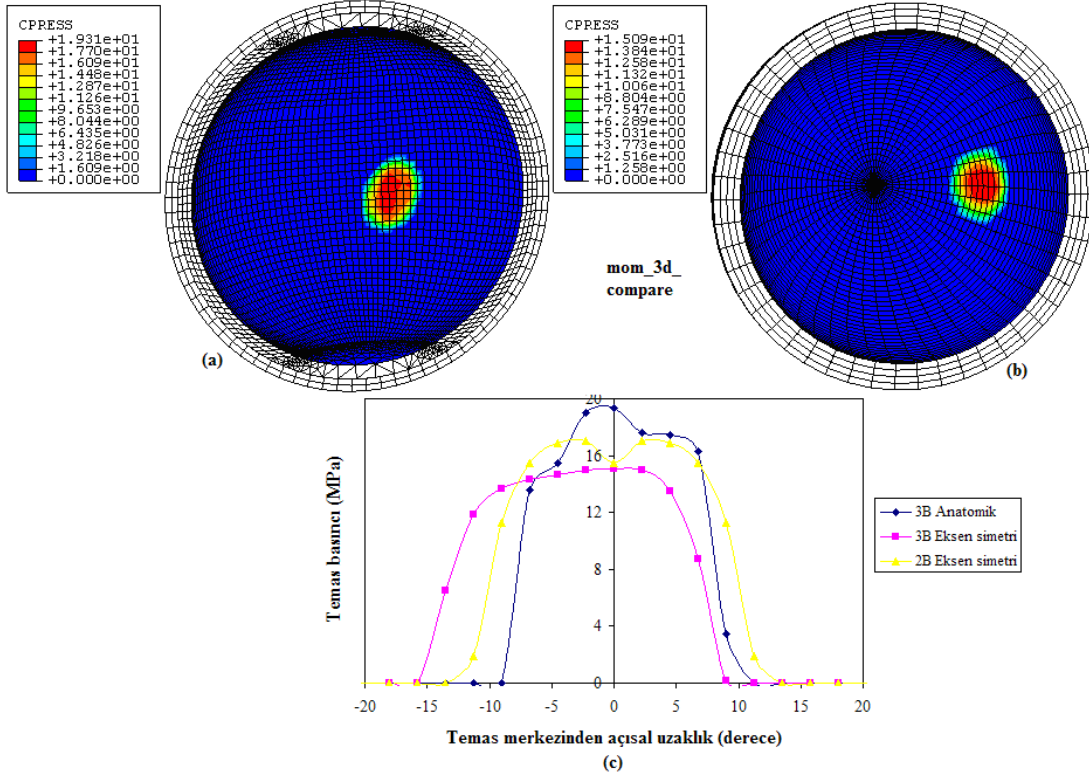
Ayrıca geniş yataklı kalça yüzey yenilemeleri kullanmak kayma hızının artmasıyla yağlamanın iyileştirilmesi gibi daha fazla tribolojik avantaj gösterir ve etkin yarıçap arttığından temas basıncı da azalır [226].

### 5.5. Anatomik Sonlu Eleman Modeli

Kalça çukuru kabı ve uyluk parçası arasında meydana gelen teması belirlemek için temas elemanları kullanıldı. Ayrıca yatak yüzeyindeki temas, iyi yağlama koşullarını göstermek için sürtünmesiz olarak kabul edildi. 3B anatomik sonlu eleman modeli, 3-düğüm noktalı kabuk (S3), 4- düğüm noktalı lineer tetrahedron (C3D4), 8-düğüm noktalı 'brick' (C3D8) ve 6-düğüm noktalı 'wedge' (C3D6) elemanlardan oluşmaktadır.

Nominal kalça kuvveti vücut ağırlığının yaklaşık dört katı olacak şekilde 3200 N olarak seçildi [115,116]. Aynı zamanda kas ve trokanter altı kuvvetler de modele uygulandı ve leğen kemiği Şekil 5.7'de görüldüğü gibi tüm yönlerden sınırlandırıldı. Bölüm 3'de de açıklandığı gibi nominal mafsalsal kuvveti olarak 3200 N uygulanmasına karşın kas kuvvetlerinin etkisiyle leğen kemiğine aktarılan yük miktarlarının X-yönünde 553 N, Y-yönünde 717 N ve Z-yönünde ise 233 N olduğu görüldü. Başka bir deyişle uygulanan mafsalsal kuvvetinin yaklaşık 1/3'ü leğen kemiğine iletilmektedir. Bu nedenle 3B anatomik modeli ve eksen simetri modellerini karşılaştırabilmek için bu yükler, eksen simetri modellerine de uygulandı. Ayrıca 2B eksen simetri modelinde kuvvet tek yönde uygulandığından bu

kuvvetlerin bileşkesi olarak yaklaşık 930 N etki ettirilir. Anatomik ve eksen simetri modelleri için kalça çukuru kap protezi yatak yüzeyinde meydana gelen temas basıncı dağılımlarının karşılaştırılması Şekil 5.26'da gösterilmektedir.



Şekil 5.26. Kalça çukuru kabı yatak yüzeyinde meydana gelen temas basıncı (MPa) dağılımları: a) 3B anatomik model, b) 3B Eksen simetri modeli ve c) 3B Anatomik, 2B ve 3B eksen simetri modellerin karşılaştırılması (W=3200 N ve kas ve trokanter altı kuvvetler)

3B anatomik kalça mafsali sonlu eleman modeliyle kalça çukuru kabı yatak yüzeyinde meydana gelen temas basıncı 19,31 MPa olarak elde edilmiştir. 3B eksen simetri modelinde ise temas basıncının yaklaşık %28 farkla 15,09 MPa olduğu ve 2B eksen simetri modelinde ise bu farkın yaklaşık %13 ile 17,03 MPa olduğu görüldü.

Komple yüzey yenileme kalça mafsali için 3B anatomik ve 2B ve 3B eksen simetri modelleriyle elde edilen temas basınçları farklılıklar gösterdi. Ayrıca Tablo 5.4'den de görüldüğü gibi tüm mafsalda elde edilen von Mises gerilme dağılımları da farklı sonlu eleman modelleri için önemli farklılıklar gösterdi. Bu nedenle komple yüzey yenileme sonlu eleman çalışmalarında fizyolojik açıdan gerçek değerlere yakın sonuçlar elde etmek amacıyla anatomik model tercih edilmelidir.

Tablo 5.4. 3B Anatomik ve 2B ve 3B eksen simetri sonlu eleman modelleri için komple yüzey yenileme kalça mafsalsının bileşenlerinde meydana gelen maksimum von Mises gerilmelerinin karşılaştırılması (c=0,5 mm; W=3200 N, kas ve trokanter altı kuvvetler)

Elde Edilen Maksimum von Mises Gerilmeleri (MPa)							
Parça	Kortikal kemik		Süngerimsi kemik		Kalça çukuru kabı	Uyluk parçası	Yapıştırıcı
	Uyluk	Leğen	Uyluk	Leğen			
Model							
3B Anatomik							
3B Eksen simetri							
2B Eksen simetri							

## 5.6. Sonuçlar

Metal-metal kalça yüzey yenileme protezlerinin temas mekanikleri, sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak analiz edildi. Uyluk başı ve kalça çukuru kabı arasındaki teması simüle etmek için üç boyutlu ve iki boyutlu eksen simetri sonlu eleman modelleri geliştirildi. Radyal açıklık, kemik kalitesi, yükleme, kap-kemik ara yüzeyi sabitleme koşulları, kalça çukuru kap kalınlığı ve uyluk başı yarıçapının, elde edilen yatak temas basınçlarına etkileri analiz edildi. Uyluk başı ve kap arasındaki radyal açıklığın azalmasının yatak yüzeyi boyunca elde edilen temas basıncı dağılımına en büyük etkiyi yaptığı görüldü. Kemik ve yapıştırıcı gibi alttaki yapıların önemi, temas basıncının azalmasına yardımcı faktörler olarak belirtildi.

Ele alınan kalça yüzey yenileme protezlerinde kemik dokusunda gerilme korunumu meydana geldiği görüldü. Bununla beraber gerilme korunumu, literatürde klasik THR'ler için raporlananlardan daha az olduğu belirlendi. Kemik kalitesi ve kalça çukuru kabı sabitlenmesinin, elde edilen temas basıncı dağılımına etkisinin az olduğunun görülmesine karşın eğer düşük kalitedeki kemiğe uygulanmışsa protez, kemiğe gömülebilir veya osteointegrasyon hatası meydana gelebilir. Temas mekaniği analizleri aynı zamanda, kalça çukuru kabı kalınlığının azalmasının, uyluk başı yarıçapının artması gibi elde edilen temas basıncı dağılımının azalmasına önemli bir etkisinin olduğunu da gösterdi.

Bununla beraber küçük radyal açıklık, ince kalça çukuru kabı ve geniş uyluk başı gibi çok istenen tasarım parametreleri kombinasyonu, protezin başarısız olmasına

neden olabileceği için bu tip protezlerin tasarımında dikkatli olunması gerekir. Bu durumda başarısızlığa neden olabilecek durumlar şunlardır:

- 1 Temas alanının artmasının, kenar temasına yol açması.
- 2 Çok ince ve esnek yüzey yenileme kabıyla uyluk başının sıkışması.
- 3 Geniş yataklı protezlerde yüksek sürtünme momentlerinin oluşmasının, nispeten ince yatak elemanları boyunca gerilmelerin daha fazla iletilmesine ve protezin çökmesine neden olması.

Tüm bu faktörlerin kombinasyonu aşınmanın artmasına ve protezin gevşemesine yol açar. Ayrıca metal-metal yüzey yenileme protezlerinin optimum performansı için gerekli hususlar ve ultra ince yüzey pürüzlülüğü, küresellik ve tolerans gibi imalat parametreleri de bu protezlerin performansını geliştirmeye katkıda bulunur.

Komple yüzey yenileme kalça mafsalı için kurulan 3B anatomik ve 2B ve 3B eksen simetri modellerinin karşılaştırılması sonucu, elde edilen temas mekanikleri arasında önemli farklar görüldü. Bu nedenle fizyolojik açıdan gerçek değerlere yakın sonuçlar elde etmek amacıyla anatomik model tercih edilmelidir. Ancak temas mekaniklerine etki eden çeşitli faktörleri incelerken sonuçlar arasında karşılaştırma yapıldığı için modellenmesi kolay ve hızlı sonuçlar veren eksen simetri modelleri kullanılabilir.



## **BÖLÜM 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER**

### **6.1. Sonuçların Değerlendirilmesi**

Bu çalışmada, özellikle genç ve daha aktif hastalarda meydana gelen kalça rahatsızlıklarını tedavi etmek için Komple Kalça Yenileme modeli yerine alternatif ve koruyucu bir yöntem olan Kalça Yüzey Yenileme modeli önerildi. Kalça mafsalları için yüzey yenileme kavramı yeni olmamasına karşın, metal-metal komple yüzey yenileme son zamanlarda ortaya çıkmıştır. Daha önce kullanılan metal-polietilen yatak çiftinin aşınma nedeniyle başarısızlığa uğramasının ardından, özellikle Co-Cr-Mo alaşımıyla üretilen son dönem metal protezler oldukça iyi ve kısa vadeli klinik sonuçlar göstermiştir. Bu nedenle protezlerin uzun vadeli davranışlarını tahmin etmek amacıyla mühendislik çalışmalarına da ihtiyaç duyulmaktadır.

Bu çalışmada öncelikle doğal kalça mafsalında eklem kıkırdağı yüzeyinde meydana gelen temas mekanikleri, Sonlu Elemanlar Yöntemi kullanılarak incelendi. Daha sonra, yalnızca uyluk başı protezi kullanılan kalça yarı-yüzey yenileme durumunda kalça çukuru eklem kıkırdağı yüzeyindeki temas mekanikleri incelendi. Son olarak komple kalça yüzey yenileme durumu için sonlu eleman modelleri geliştirilerek kap malzemesi yüzeyinde temas mekaniği çalışmaları gerçekleştirildi.

Sonlu eleman çalışmaları için, öncelikle bilgisayarlı tomografi (BT) resimlerinden elde edilen anatomik kalça mafsalının katı modeli oluşturuldu. Anatomik modelde kalça çukuru ve uyluk başı yarım küre olarak kabul edildi. Kalça yarı-yüzey yenileme için uyluk başı yeniden modellenerek protez parçası monte edildi. Komple kalça yenileme için ise ayrıca kalça çukuru tarafı da düzenlenerek kalça çukuru kabı monte edildi. Böylelikle üç farklı durum için de sonlu eleman modelleri geliştirildi.

Temas mekaniklerine; ağ yapısı yoğunluğu, yükleme, radyal açıklık, kıkırdak veya kalça çukuru kabı kalınlığı, gibi parametrelerin etkilerini incelemek için kalça mafsalının eksen simetri modelleri de oluşturuldu. Eksen simetri modellerinde yalnızca kalça çukuru, ile uyluk başı ve boyun kısımları modellendi. Anatomik model ile eksen simetri modelleriyle elde edilen temas mekanikleri sonuçları karşılaştırıldığında modeller arasında iyi bir uyum olduğu yalnız gerilme değerlerinde farklılıklar olduğu görüldü. Bu nedenle temas mekaniği çalışmaları için kısa hesaplama süresi ve modelleme kolaylığı gibi nedenlerden eksen simetri modellerin kullanılmasının uygun olduğu görüldü.

Doğal kalça mafsalı için yapılan sonlu elemanlar analizleri; ağ yapısı yoğunluğu, eklem kıkırdağı kalınlığı ve kemik kalitesinin, kıkırdak üzerindeki temas basıncı dağılımına önemli bir etkide bulunmadığını gösterdi. Yürüyüş çevrimi sırasında kalça mafsalında kuvvetlerinin artmasıyla, elde edilen maksimum temas basıncının da arttığı görüldü. Bu nedenle doğal kalça mafsalında incelenen parametreler arasında temas mekaniklerine en büyük etkiyi yapan faktörün yükleme durumu olduğu belirlendi.

Kalça yarı-yüzey yenilemede incelenen parametreler arasında eklem kıkırdağında elde edilen temas mekaniklerini en çok etkileyen faktörlerin; yükleme durumu ve radyal açıklık olduğu görüldü. Uyluk başı ile kalça çukuru arasındaki radyal açıklık yani çap farkı arttıkça, temas alanı azalacaktır. Bu nedenle temas basıncı da artar. Kalça yarı yüzey yenilemede, eklem kıkırdağı kalınlığının 2 mm'den 1 mm'ye düşmesiyle temas basıncı yaklaşık %18 oranında arttı. Ayrıca incelenen diğer parametrelerden ağ yapısı yoğunluğu ve kemik kalitesinin ise eklem kıkırdağında elde edilen temas mekanikleri üzerinde çok önemli bir etkisi olmadığı görüldü. Yarı yüzey yenileme kalça mafsalını oluşturan bileşenlerde elde edilen gerilme değerleri ise 2B ve 3B modellerde önemli farklılıklar gösterdi. Bunun nedeni ise muhtemelen 3B modelde fizyolojik olarak gerçeğe daha yakın yükleme yapılmasıdır.

Kalça mafsalı yarı-yüzey yenileme çalışmasında eklem kıkırdağı için hem lineer elastik hem de poro elastik iki fazlı malzeme özellikleri kullanılarak iki model karşılaştırıldı. İki model arasındaki en önemli farkın, eklem kıkırdağının kalınlığının

azalmasıyla ortaya çıktığı görüldü. Her iki modelde de eklem kıkırdağının kalınlığı 2 mm'den 1 mm'ye düşürüldü. Bu durumda lineer elastik model kullanılarak yapılan analizlerde maksimum temas basıncı yaklaşık %18 artmıştır. Ancak iki fazlı poro elastik model kullanıldığında maksimum temas basıncındaki bu artışın yaklaşık %60 olduğu görüldü. Başka bir deyişle poro elastik modelde eklem kıkırdağının sıvı fazı da hesaba katıldığında daha gerçekçi sonuç vermektedir. Bu nedenle gerçekte eklem kıkırdağı kalınlığının, kıkırdağın temas mekaniklerini çok daha fazla etkilediği sonucuna varılabilir. Ayrıca poro elastik modelde eklem kıkırdağı içindeki sıvı faz da hesaba katıldığından eklem kıkırdağındaki maksimum gerilme değerinin yaklaşık 3 kat az olduğu görüldü.

Yarı yüzey yenileme kalça mafsallarıyla yapılan klinik çalışmalarda en önemli sorun metal proteze karşı doğal kıkırdağın bozulması ve buna bağlı olarak da hastalarda sürekli bir ağrı meydana gelmesidir. Bu nedenle protez yüzeyinde 2 mm kalınlığında elastomerik tabaka uygulanarak metal yatak malzemesi ile daha yumuşak olan polikarbonat üretan malzemenin, eklem kıkırdağı temas mekaniklerine etkileri karşılaştırıldı. Sonuçta yapılan yeni tasarım ile 2 mm kıkırdağ kalınlığı için elde edilen temas basıncında yaklaşık %12 azalma sağlanırken 1 mm kıkırdağ kalınlığında elde edilen azalma yaklaşık %47 oldu. Bu nedenle kalça yarı yüzey yenileme için yatak yüzeyinde yumuşak malzeme kullanmanın, kıkırdağın bozulmasıyla elde edilen maksimum temas basıncı ve maksimum sıvı basıncı değerlerini önemli ölçüde azaltacağı sonucuna varılabilir. Ayrıca kıkırdağın tamamen bozulmasıyla gerçekleşen uyluk protezi - kıkırdağ altı kemik dokusu teması durumunda metal yerine polikarbonat-üretan malzeme kullanılmasıyla elde edilen temas basıncı yaklaşık 2 kat azaltıldı.

Metal-metal kalça yüzey yenileme protezlerinde uyluk başı ve kap arasındaki radyal açıklığın azalmasının yatak yüzeyi boyunca elde edilen temas basıncı dağılımına en büyük etkiyi yaptığı görüldü. Kemik ve yapıştırıcı gibi alttaki yapıların önemi, temas basıncının azalmasına yardımcı faktörler olarak belirtildi.

Yapılan sonlu elemanlar analizleri sonucu elde edilen gerilme değerleri karşılaştırıldığında yarı-yüzey yenilemede kemik dokusunda gerilme korunumu

meydana geldiği ve komple kalça yenilemede gerilme korunumunun biraz daha arttığı görüldü. Ancak hem yarı hem de komple yüzey yenileme için elde edilen gerilme korunumunun, literatürde klasik THR'ler için raporlananlardan daha az olduğu belirlendi.

## 6.2. Öneriler

Bu çalışmanın, kullanılan sonlu eleman modellerinde yapılan kabullerden dolayı bazı sınırlamaları mevcuttur. Öncelikle doğal kalça mafsasında ve yarı yüzey yenilemede mafsalsal temas yüzeyleri gerçekte tam küresel olmamasına karşın, uyluk başı ve kalça çukuru tam küresel alındı. Ayrıca üç boyutlu modellerde eklem kıkırdağı ve kemik dokuları elastik malzeme olarak modellendi. Gerçekte eklem kıkırdağı iki boyutlu eksen simetri modelinde ele alındığı gibi iki fazlıdır. Bu nedenle gelecekte özellikle doğal kalça mafsalsal için iki fazlı, homojen olmayan ve anizotropik malzeme özellikleriyle ve gerçek mafsalsal geometrisiyle daha gerçekçi sonlu eleman modelleri kurularak burada yapılan basitleştirmelerin temas mekaniklerine etkisi incelenebilir.

Kalça yarı-yüzey yenileme çalışmasında polikarbonat-üretan kaplı temas yüzeyi ile yeni uyluk protezi ortaya konularak bu tasarımın kıkırdak yüzeyinde elde edilen temas basıncını azaltmakta başarılı olduğu ortaya konuldu. Bundan sonraki çalışmalarda bu tasarım için sürtünme ve aşınma çalışmaları gerçekleştirilerek tasarımın uygunluğu test edilebilir.

Metal-metal komple kalça yüzey yenileme çalışması için ise cerrahi işlemlerin, protezin başarısında çok önemli olduğu belirtilmiştir. Bu nedenle bundan sonraki temas mekanikleri çalışmalarında özellikle kap-kemik ara yüzeyinde meydana gelen mikro-hareketlerin protezin başarısına etkisi incelenebilir. Ayrıca komple kalça yenileme için diğer bir yatak malzemesi çifti olarak seramik-seramik tasarımlar da önerilmiştir. Tüm bu malzeme çiftleri için sürtünme-aşınma davranışları hem deneysel olarak hem de sonlu elemanlar yöntemiyle incelenebilir.

## KAYNAKLAR

- [1] NOBLE, P.C., ALEXANDER, J.W., LINDAHL, L.J., YEW, D.T., GRANBERRY, W.M., TULLOS, H.S., "The Anatomic Basis of Femoral Component Design", *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 235:148-165, 1988
- [2] SUGANO, N., NOBLE, P.C., KAMARIĆ, M.S., "Predicting the Position of the Femoral Head Center", *Journal of Arthroplasty*; 14:102-107, 1999
- [3] HUSMANN, O., RUBIN, P.J., LEYVRAZ, P.F., ROGUIN, B.D., ARGENSON, J.N., "Three-dimensional Morphology of the Proximal Femur", *Journal of Arthroplasty*; 12:444-450, 1997
- [4] REIKERÅS, O., BJERKREIM, I., KOLBENSTVEDT, A., "Anteversion of the Acetabulum and Femoral Neck in Normals and in Patients with Osteoarthritis of the Hip", *Acta Orthopaedica Scandinavica*; 54:18-23, 1983
- [5] *Gray's Anatomy*. 37<sup>th</sup> ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1989
- [6] MURRAY, D.W., "The Definition and Measurement of Acetabular Orientation", *Journal of Bone and Joint Surgery*; 75-B:228-232, 1993
- [7] WITTE, H., ECKSTEIN, F., RECKNAGEL, S., "A Calculation of the Forces Acting on the Human Acetabulum during Walking", *Acta Anatomica*:160(4):269-280, 1997
- [8] REYNOLDS, D., Lucas, J., Klaue, K., "Retroversion of the Acetabulum: A Cause of Hip Pain"., *Journal of Bone and Joint Surgery*, 81-B(2):281-288, 1999.
- [9] MAKIYAMA, A.M., PLATTS, M.J., "Topology Design for Composite Components of Minimum Weight", *Applied Composite Materials*; 3:29-41, 1996
- [10] PAUWELS, F., "Biomechanics of the Locomotor Apparatus", Chapter 19. Berlin: Springer-Verlag, 1980
- [11] WEINER, S., WAGNER, HD., "The Material Bone: Structure-Mechanical Function Relations", *Annual Review of Materials Science*; 28:271-298, 1998

- [12] WEINER, S., TRAUB, W., WAGNER, HD., "Lamellar Bone: Structure-Function Relations", *Journal of Structure Biology*; 126:241-255, 1999
- [13] VAUGHAN, JM., *The Physiology of Bone*. 2nd ed. Oxford: Clarendon Press, 1975
- [14] WEINER, S., PRICE, PA., "Disaggregation of Bone into Crystals", *Calcified Tissue International*; 39:365-375, 1986
- [15] CARTER, DR., HAYES, WC., "Bone Compressive Strength: the Influence of Density and Strain Rate", *Science*; 194(4270):1174-1176, 1976
- [16] BONFIELD, W., GRYNPAS, MD., "Anisotropy of the Young's Modulus of Bone", *Nature*; 270:453-454, 1977
- [17] REILLY, DT., BURSTEIN, AH., "The Elastic and Ultimate Properties of Compact Bone Tissue", *Journal of Biomechanics*; 8:393-405, 1975
- [18] CURREY, JD., "Mechanical Properties of Vertebrate Hard Tissues", *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H*; 212:399-411, 1998
- [19] ASHMAN, RB., COWIN, SC., VAN BUSKIRK, WC., RICE, JC., "A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone", *Journal of Biomechanics*, Vol:17: 5, S: 349-361, 1984
- [20] REILLY, DT., BURSTEIN, AH., FRANKEL, VH., "The Elastic Modulus for Bone", *Journal of Biomechanics*; 7:271-275, 1974
- [21] CEZAYIRLIOGLU, H., BAHNIUK, E., DAVY, DT., HEIPLE, G., "Anisotropic yield behavior of bone under combined axial force and torque", *Journal of Biomechanics*, Vol:18: 1, S: 61-69, 1985
- [22] BONFIELD, W., COOMBS, RRH., DOYLE, C., SHARP, DJ., TANNER, KE., "Mechanical Properties of Subchondral Bone from Normal and Osteoarthrotic Human Femoral Heads", In: Bergmann G, Kölbl R, Rohlmann A, eds. *Biomechanics: Basic and Applied Research*. Dordrecht, Martinus Nijhoff; 213-218, 1987
- [23] GIBSON, LJ., "The Mechanical Behaviour of Cancellous Bone", *Journal of Biomechanics*; 18:317-328, 1985
- [24] CHANG, WCW., CHRISTENSEN, TM., PINILLA, TP., KEAVENY, TM., "Uniaxial Yield Strains for Bovine Trabecular Bone are Isotropic and Asymmetric", *Journal of Orthopaedic Research*; 17:582-585, 1999

- [25] KEAVENY, TM., NIEBUR, GL., YEH, OC., MORGAN, EF., "Micromechanics and Trabecular Bone Strength", Proceedings of the 12<sup>th</sup> Conference of the European Society of Biomechanics, Dublin; 5-6, 2000
- [26] TAYLOR, M., "Finite Element Analysis of Cancellous Bone Stresses Within an Implanted Femur and Their Relationship to Implant Migration", PhD Thesis, University of London, 1997
- [27] TANNER, KE., SHARP, DJ., DOYLE, C., COOMBS, RRH., BONFIELD, W., "Osteoarthritis and the Mechanical Behaviour of Trabecular Bone in the Human Femoral Head", *Implant Materials in Biofunction*. Eds. de Putter C, de Lange GL, de Groot K, Lee AJC. In *Advances in Biomaterials*, vol. 8. Elsevier, Amsterdam; 423-428, 1988
- [28] LİNDE, F., NØRGAARD, P., HVID, I., ODGAARD, A., SØBALLE, K., "Mechanical Properties of Trabecular Bone", Dependency on Strain Rate. *Journal of Biomechanics*; 24(9):803-809, 1991
- [29] RØHL, L., LARSEN, E., LİNDE F., ODGAARD A., JØRGENSEN, J., "Tensile and compressive properties of cancellous bone", *Journal of Biomechanics*, Vol:24:12, s: 1143-1149, 1991
- [30] DELIGIANNI, D., TANNER, KE., MISSIRLIS, Y., BONFIELD, W., "Trabecular bone of the human femoral head in females", *Journal of Biomechanics*, Vol:24: 6, s: 454, 1991
- [31] DALSTRA, M., HUISKES, R., ODGAARD, A., van ERNING, L., "Mechanical and textural properties of pelvic trabecular bone", *Journal of Biomechanics*, Vol: 26: 4-5, s: 523-535, April-May 1993
- [32] ZYSSET, PK., SONNY, M., HAYES, WC., "Morphology-mechanical property relations in trabecular bone of the osteoarthritic proximal tibia", *The Journal of Arthroplasty*, Vol: 9: 2, s: 203-216, April 1994
- [33] GOULET, RW., GOLDSTEIN, SA., CIARELLI, MJ., KUHN, JL., BROWN, MB., FELDKAMP, LA., "The relationship between the structural and orthogonal compressive properties of trabecular bone", *Journal of Biomechanics*, Vol: 27: 4, s: 375-377, April 1994
- [34] NIEBUR, GL., FELDSTEIN, MJ., YUEN, JC., CHEN, TJ., KEAVENY, TM., "High-Resolution Finite Element Models with Tissue Strength Asymmetry Accurately Predict Failure of Trabecular Bone", *Journal of Biomechanics*; 33:1575-1583, 2000
- [35] FISHER J., "Tribology of Natural and Artificial Joints", In: Hughes SPF, McCarthy ID, eds. *Sciences Basic to Orthopaedics*. London, W.B.Saunders, (16); 240-249, 1997

- [36] KURRAT, HJ., OBERLÄNDER, W., "The Thickness of the Cartilage in the Hip Joint", *Journal of Anatomy*; 126(1):145-155, 1978
- [37] CLARKE, IC., AMSTUTZ, HC., "Human hip joint geometry and hemiarthroplasty selection", In: *The Hip*. St. Louis, C.V.Mosby; 63-89, 1975
- [38] RUSHFELDT, PD., MANN, RW., HARRIS, WH., "Improved Techniques for Measuring In Vitro the Geometry and Pressure Distribution in the Human Acetabulum - 1. Ultrasonic Measurement of Acetabular Surfaces, Sphericity and Cartilage Thickness", *Journal of Biomechanics*; 14:253-260, 1981
- [39] GREENWALD, AS., O'CONNOR, JJ., "The Transmission of Load Through the Human Hip Joint", *Journal of Biomechanics*; 4:507-528, 1971
- [40] ECKSTEIN, F., EISENHART-ROTHE, RV., LANDGRAF, J., ADAM, C., LOEHE, F., MÜLLER-GERBL, M., PUTZ, R., "Quantitative Analysis of Incongruity, Contact Areas and Cartilage Thickness in the Human Hip Joint", *Acta Anatomica*; 158:192-204, 1997
- [41] EISENHART-ROTHE, RV., ECKSTEIN, F., MÜLLER-GERBL, M., LANDGRAF, J., ROCK, C., PUTZ, R., "Direct Comparison of Contact Areas, Contact Stress and Subchondral Mineralization in Human Hip Joint Specimens", *Anatomy and Embryology*; 195:279-288, 1997
- [42] LAZENNAC, JY., LAUDET, CG., GUÉRIN-SURVILLE, H., ROY-CAMILLE, R., SAILLANT, G., "Dynamic Anatomy of the Acetabulum: An Experimental Approach and Surgical Implications", *Surgical and Radiologic Anatomy*; 19:23-30, 1997
- [43] RUBIN, PJ., LEYVRAZ, PF., AUBANIAC, JM., ARGENSON, JN., ESTÈVE, P., ROGUIN, BD., "The Morphology of the Proximal Femur", *Journal of Bone and Joint Surgery*; 74-B:28-32, 1992
- [44] SKITTIDES, P., IOANNIDES, T., VANDERSLOTEN, J., MARSH, R., "Design principles of hip prostheses based on the endosteal and periosteal geometry of the hip", 356-360, 1994
- [45] WHITTLE, MW., *Gait Analysis: An Introduction*. Butterworth Heinemann, 1991
- [46] American Academy of Orthopedic Surgeons. *The Clinical Measurement of Joint Motion*. American Academy of Orthopedic Surgeons; 102, 1994
- [47] BOONE, DC., AZEN, SP., "Normal Range of Motion of Joints in Male Subjects", *Journal of Bone and Joint Surgery*; 61-A:756-759, 1979



- [48] ROACH, KE., MILES, TP., "Normal Hip and Knee Active Range of Motion: The Relationship to Age", *Physical Therapy*; 71:656-665, 1991
- [49] ROASS, A., ANDERSSON, GB., "Normal Range of Motion of the Hip and Knee and Ankle Joints in Male Subjects 30-40 Years of Age", *Acta Orthopaedica Scandinavica*; 53:205-208, 1982
- [50] PAUL, JP., "Techniques of Gait Analysis", *Proceedings of the Royal Society of Medicine*; 67:401-404, 1974
- [51] DOBREV, RA., "Method for Evaluation of the Supportive Muscle Activity in the Human Hip", *Personal Communication*, 2000
- [52] RYDELL, NW., "Forces Acting on the Femoral Head-Prosthesis. A Study on Strain Guage Supplied Prostheses in Living Persons", *Acta Orthopaedica Scandinavica*; 37:1-132, 1966
- [53] HODGE, WA., CARLSON, KL., FIJAN, RS., BURGESS, RG., RILEY, PO., HARRIS, WH., MANN, RW., "Contact Pressures from an Instrumented Hip Endoprosthesis", *Journal of Bone and Joint Surgery*; 71-A:1378-1385, 1989
- [54] BERGMANN, G., GRAICHEN, F., ROHLMANN, A., "Hip Joint Loading Measured During Walking and Running, Measured in Two Patients", *Journal of Biomechanics*; 26:969-990, 1993
- [55] BRAND, RA., PEDERSEN, DR., DAVY, DT., KOTZAR, GM., HEIPLE, KG., GOLDBERG, VM., "Comparison of Hip Force Calculations and Measurements in the Same Patient", *Journal of Arthroplasty*; 45-51, 1994
- [56] BERGMANN, G., GRAICHEN, F., ROHLMANN, A., "Is Staircase Walking a Risk for the Fixation of Hip Implants?", *Journal of Biomechanics*; 28:535-553, 1995
- [57] PEDERSEN, DR., BRAND, RA., DAVY, DT., "Pelvic Muscle and Acetabular Contact Forces During Gait", *Journal of Biomechanics*; 30(9):959-965, 1997
- [58] LING, RSM., O'CONNOR, JJ., TUNG-WU, L., LEE, AJC., "Muscular Activity and the Biomechanics of the Hip", *Hip International*; 6:91-105, 1996
- [59] CRISTOFOLINI, L., "Muscular Activity and the Biomechanics of the Hip", *Hip International*; 7:39-41, 1997
- [60] TAYLOR, M., TANNER, KE., FREEMAN, MAR., YETTRAM, AL., "Stress and Strain Distribution Within the Intact Femur: Compression or Bending?", *Medical Engineering and Physics*; 18:122-131, 1996

- [61] DALSTRA, M., "Biomechanical Aspects of the Pelvic Bone and Design Criteria for Acetabular Prostheses", PhD Thesis, University of Nijmegen, 1993
- [62] DUDA, GN., HELLER, M., ALBINGER, J., SCHULZ, O., SCHNEIDER, E., CLAES, L., "Influence of Muscle Forces on Femoral Strain Distribution", *Journal of Biomechanics*; 31:841-846, 1998
- [63] MCLEISH, RD., CHARNLEY, J., "Abduction forces in the one-legged stance", *Journal of Biomechanics*, Vol:3: 2, s: 191-194, March 1970
- [64] EFTEKHAR, NS., *Total Hip Arthroplasty*, St Louis, C.V. Mosby, Vol. I; s:6-7, 1993
- [65] BUCKWALTER, JA., MANKIN, HJ., "Articular Cartilage Part II: Degeneration and Osteoarthritis, Repair, Regeneration, and Transplantation", *Journal of Bone and Joint Surgery*; 79-A:612-632, 1997
- [66] BYERS, PD., CONTEMPONI, CA., FARKAS, TA., "A Post Mortem Study of the Hip Joint", *Annals of the Rheumatic Diseases*; 29:15-31, 1970
- [67] American Academy of Orthopedic Surgeons. *Anatomy and Blood Flow*. In: Urbaniak JR, Jones J-P, eds. *Osteonecrosis: Etiology, Diagnosis, and Treatment*. Rosemont, Ill, American Academy of Orthopedic Surgeons, s:5-9, 1997
- [68] BLACK, J., SHOLTES, V., "Biomaterial Aspects of Surface Replacement Arthroplasty of the Hip", *Orthopedic Clinics of North America*; 13:709-728, 1982
- [69] SMITH-PETERSEN, MN., "Evolution of Mould Arthroplasty of the Hip Joint", *Journal of Bone and Joint Surgery*; 30-B:59-75, 1948
- [70] EFTEKHAR, NS., "A Historical Note on the Development of Hip Arthroplasty", In: *Principles of Total Hip Arthroplasty*. Saint Louis, C.V. Mosby; 1-8, 1978
- [71] JUDET, J., JUDET, R., "The Use of an Artificial Femoral Head for Arthroplasty of the Hip Joint", *Journal of Bone and Joint Surgery*; 32-B:166-173, 1950
- [72] CHARNLEY, J., "Arthroplasty of the Hip: A New Operation", *The Lancet*; 1129-1132, 1961
- [73] CHARNLEY, J., "Tissue Reactions to Polytetrafluorethylene", *The Lancet*; 1379, 1963

- [74] WILLIAMS, DF., "Biofunctionality and Biocompatibility", In: Williams DF, ed. Medical and Dental Materials. Weinheim, VCH,:2-27, 1992
- [75] WALLBRIDGE, N., DOWSON, D., "The Walking Activity of Patients with Artificial Hip Joints", Engineering in Medicine; 11:95-96, 1982
- [76] LEWOLD, S., OLSSON, H., GUSTAFSON, P., RYDHOLM, A., LIDGREN, L., "Overall Cancer Incidence Not Increased after Prosthetic Knee Replacement: 14,551 Patients Followed for 66,622 Person-Years", International Journal of Cancer; 68:30-33, 1996
- [77] VISURÌ, T., PUKKALA, E., PAAVOLAINEN, P., PULKKINEN, P., RÌSKA, EN., "Cancer Risk After Metal on Metal and Polyethylene on Metal Total Hip Arthroplasty", Clinical Orthopaedics and Related Research; 329s:S280-S289, 1996
- [78] PAAVOLAINEN, P., PUKKALA, E., PULKKINEN, P., VISURÌ, T., "Cancer Incidence in Finnish Hip Replacement Patients From 1980 to 1995", Journal of Arthroplasty; 14:272-280, 1999
- [79] PÌLLIAR, RM., WEATHERLY, GC., "Developments in Implant Alloys", In: Williams DF, ed. CRC Critical Reviews in Biocompatibility:371-403, 1986
- [80] SMÌTH, GDW., Stainless Steels, Lecture Course: Engineering Alloys, Oxford, 1995
- [81] HOWATSON, AM., LUND, PG., TODD, JD., Engineering Tables and Data. 2nd edition. London: Chapman & Hall, 1994
- [82] FRAKER, AC., "Corrosion of Metallic Implants and Prosthetic Devices", In: Ohio, Amercian Society for Metals; 1324-1335, 1992
- [83] KOHN, DH., DUCHEYNE, P., "Materials for Bone and Joint Replacement", In: Williams DF, ed. Medical and Dental Materials. Weinheim, VCH:33-109, 1992
- [84] DOWSON, D., "Friction and Wear of Medical Implants and Prosthetic Devices", In: Friction, Lubrication and Wear Technology. Ohio, American Society for Metals; 656-664, 1992
- [85] MORSCHER, EW., DÌCK, W., "Cementless Fixation of "Isoelastic" Hip Endoprosthesis Manufactured from Plastic Materials", Clinical Orthopaedics and Related Research; 176:77-87, 1983
- [86] BÌGSBY, RJA., AUGER, DD., JÌN, ZM., DOWSON, D., HARDAKER, CS., FÌSHER, JA., "Comparative Tribological Study of the Wear of Composite Cushion Cups in a Physiological Hip Joint Simulator", Journal of Biomechanics; 31:363-369, 1998

- [87] SMİTH, SL., ASH, HE., UNSWORTH, AA., “Tribological Study of UHMWPE Acetabular Cups and Polyurethane Compliant Layer Acetabular Cups”, *Journal of Biomedical Materials Research*; 53:710-716, 2000
- [88] YAMAMURO, T., SHİKATA, J., KAKUTANİ, Y., YOSHİİ, S., KİTSUGİ, T., ONO, K., “Novel Methods for Clinical Applications of Bioactive Ceramics”, In: Ducheyne P, Lemons JE, eds. *Bioceramics: Material Characteristics Versus In Vivo Behaviour*. New York, Annals of New York Academy of Sciences:107, 1988
- [89] KUIPER, J., “Numerical Optimization of Artificial Hip Joint Designs”, PhD Thesis, University of Nijmegen, 1993
- [90] BONFIELD, W., BOWMAN, J., GRYPAS, MD., “Composite Materials for Use in Orthopaedics”, UK patent no. GB2085461B; 1980
- [91] TANNER, KE., DOWNES, RN., BONFIELD, W., “Clinical Application of Hydroxyapatite-Reinforced Polyethylene”, *British Ceramic Transactions*; 93:104-107, 1994
- [92] DORNHOFFER, JL., “Hearing Results with the Dornhoffer Ossicular Replacement Prostheses”, *Laryngoscope*; 108(4):531-536, 1998
- [93] <<http://www.bmb.psu.edu/courses/bisci004a/bone/fig81.jpg>> Sinoviyal mafsal: Mart 2005
- [94] COOKE, AF., DOWSON, D, WRİGHT, V., “The Rheology of Synovial Fluid and Some Potential Synthetic Lubricants for Degenerate Synovial Joints”, *Engineering in Medicine* 7, s:66-72, 1978
- [95] YAO, JQ., LAURENT, MP., JOHNSON, TS., BLANCHARD, CR., CROWNİNSHİELD, RD., “The Influences of Lubricant and Material on Polymer/Cocr Sliding Friction.”, *Wear*: 255(1-6), s:780-784, 2003
- [96] PALASTANGA, N., FİELD, D., SOAMES, R., “Anatomy & Human Movement; Structure & Function.”, 3. Baskı., Butterworth Heinemann, 1998
- [97] <<http://education.adam.com>> Kalça Mafsalı: 12-03-2005
- [98] SEIREG, A. VE ARKIVAR, RJ., “The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking.”, *J. Biomechanics* 8, 89-102, 1975
- [99] CROWNİNSHİELD, RD., BRAND, RA., JOHNSTON, RC. VE MİLROY, JC., “An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty”, *J. Bone Jt Surg.* 62A, 68-78, 1980

- [100] BROWN, TD., MUTSCHLER, TA. ve FERGUSON, AB. Jr., "A non-linear finite element analysis of some early collapse processes in femoral head osteonecrosis.", *J. Biomechanics* 15, 705-715, 1982
- [101] OONISHI, H., "Three-dimensional finite element analysis of the pelvis and ceramic acetabulum.", *Transactions of the 27th Orthopaedic Research Society. ORS. Chicago*, 1981
- [102] PEKMAN, WM. ve BROWN, TD., "A finite element analysis of acetabular reconstruction following metastatic bone loss.", 1983 *Biomechanics Symposium*, pp. 43-46, American Society of Mechanical Engineers, New York, 1983
- [103] DALSTRA, M. ve HUIJKES, R., "Load transfer across the pelvic bone.", *J. Biomechanics* 28, 715-724, 1995
- [104] KOENEMAN, JB., HANSEN, TM. ve BERES, K., "Three dimensional finite element analysis of the hip joint.", *Trans. ORS* 14, 223, 1989
- [105] BROWN, TD. ve DÍGÍOÍA, AM., "A contact-coupled finite element analysis of the natural adult hip", *J. Biomechanics* 17, 437-448, 1984
- [106] BROWN, TD. ve SHAW, DT., "In vitro contact stress distributions in the natural human hip.", *J. Biomechanics* 16, 373-384, 1983
- [107] PAUL, JP., in *Biomechanics and Related Bio-Engineering Topics*, ed. Kenedi, R.M. (Pergamon, London), 369-380. 1965
- [108] BROWN, RH., *Trans. Orthop. Res. Soc.* 10, 283, 1985
- [109] GENDA, E., IWASAKI, N., LI, G., MACWILLIAMS, BA., BARRANCE, PJ. ve CHAO, EYS., "Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing effect of gender and anatomic parameters", *J. of Biomechanics* 34, 895-905, 2001
- [110] THOMPSON, MS., NORTHMORE-BALL, MD. ve TANNER, KE., "Effects of Acetabular Resurfacing Component Material and Fixation on the Strain Distribution in the Pelvis.", *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]*, sayı: 216(4), s:237-245, 2002
- [111] SHEPHERD, DE., SEEDHOM, BB., "Thickness of human articular cartilage in joints of the lower limb.", *Ann Rheum Dis.*, 58:27-34, 1999
- [112] WEI, HW., SUN, SS., JAO, SHE., YEH, CR., ve CHENG, CK., "The influence of mechanical properties of subchondral plate, femoral head and neck on dynamic stress distribution of the articular cartilage", *Med. Eng. & Physics*, 27, s:295-304, 2005

- [113] RAPPERPORT, DJ., CARTER, DR. ve SCHURMAN, DJ., "Contact Finite-Element Stress-Analysis of Porous Ingrowth Acetabular Cup Implantation, Ingrowth, and Loosening.", *Journal of Orthopaedic Research* 5(4): pp548-561, 1987
- [114] MUNTING, E. ve VERHELLEN, M., "Fixation and Effect on Bone Strain Pattern of a Stemless Hip Prosthesis.", *Journal of Biomechanics* 28(8): pp949-961, 1995
- [115] BERGMANN, G., DEURETZBACHER, G., HELLER, M., GRAÏCHEN, F., ROHLMANN, A., STRAUSS, J. ve DUDA, GN., "Hip Contact Forces and Gait Patterns from Routine Activities.", *Journal of Biomechanics* 34(7): pp859-871, 2001
- [116] STANSFIELD, BW. ve NICOL, AC., "Hip Joint Contact Forces in Normal Subjects and Subjects with Total Hip Prostheses: Walking and Stair and Ramp Negotiation.", *Clinical Biomechanics* 17(2): pp130-139, 2002
- [117] DAY, WH., SWANSON, SAV. ve FREEMAN, MAR., J., *Bone Jt. Surg. Br.*, Vol:57, pp:302-313, 1975
- [118] HAYES, WC. ve BOUXSEIN, ML., "Biomechanics of Cortical and Trabecular Bone: Implications for Assessment of Fracture Risk.in *Basic Orthopaedic Biomechanics.*", 2nd. Edition., Mow, V. C. and Hayes, W.C., Philadelphia, Lippincott-Raven., s: 69-111, 1997
- [119] MANTELL, SC., CHANDA, H., BECHTOLD, JE. ve KYLE, RF., "A Parametric Study of Acetabular Cup Design Variables Using Finite Element Analysis and Statistical Design of Experiments.", *Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of the Asme*, Vol: 120(5), pp: 667-675, 1998
- [120] WIRTZ, DC., SCHIFFERS, N., PANDORF, T., RADERMACHER, K., WEICHERT, D. ve FORST, R., "Critical Evaluation of Known Bone Material Properties to Realize Anisotropic Fe-Simulation of the Proximal Femur.", *Journal of Biomechanics* 33(10): pp1325-1330, 2000
- [121] HOBATHO, MC., DARMANA, R., PASTOR, P., BARRAU, JJ., LAROZE, S., MORUCCI, JP., "Development of a three-dimensional finite element model of a human tibia using experimental modal analysis.", *J. Biomech.*, Vol: 24(6), pp:371-383, 1991
- [122] STOLK, J., VERDONSCHOT, N., HUISKES, R., "Hip-joint and abductor-muscle forces adequately represent in vivo loading of a cemented total hip reconstruction.", *J. Biomech.*, Vol:34(7), pp:917-926, 2001

- [123] TAYLOR, D., KUIPER, JH., "The prediction of stress fractures using a 'stressed volume' concept.", *J. Orthop. Res.*, Vol:19(5), pp:919–926, 2001
- [124] EDİDİN, AA., TAYLOR, DL., BARTEL, DL., "Automatic assignment of bone moduli from CT data: a 3-d finite element study", 37th Ann. Meet. of the Orth. Rsrch. Soc., vol: 16, pp: 491, Anaheim, California, 1991
- [125] MERZ, B., NIEDERER, P., MULLER, R., RUEGSEGGER, P., "Automated finite element analysis of excised human femora based on precision-QCT.", *J. Biomech. Eng.*, Vol:118(3), pp:387–390, 1996
- [126] DUDA, GN., "Influence of muscle forces on the internal loading in the femur during gait.", Technische Universit.at Hamburg-Harburg, 1996
- [127] COLLINS, JJ., "The redundant nature of locomotor optimization laws.", *Journal of Biomechanics*, Vol: 28, pp:251–267, 1995
- [128] GLITSCH, U., BAUMANN, W., "The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity.", *Journal of Biomechanics*, Vol:30, pp:1123–1131, 1997
- [129] HELLER, MO., BERGMANN, G., DEURETZBACHER, GD. URSELEN, L., POHL, M., CLAES, L., HAAS, NP., DUDA, GN., "Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing.", *Journal of Biomechanics*, Vol: 34, pp: 883–893, 2001
- [130] van I. SCHENAU, GJ., DORSSERS, WM., WELTER, TG., BEELEN, A., de GROOT, G., JACOBS, R., "The control of mono-articular muscles in multijoint leg extensions in man." *Journal of Physiology*, Vol: 484 (Pt1), pp: 247–254, 1995
- [131] HEISE, GD., MORGAN, DW., HOUGH, H., CRAIB, M., "Relationships between running economy and temporal EMG characteristics of bi-articular leg muscles.", *Internations Journal of Sports Medicine*, Vol: 17, pp: 128–133, 1996
- [132] van BOLHUIS, BM., GIELEN, CC., van I. SCHENAU, GJ., "Activation patterns of mono-and bi-articular arm muscles as a function of force and movement direction of the wrist in humans.", *Journal of Physiology*, Vol: 508, pp: 313–324, 1998
- [133] PISTON, RW., ENGH, CA., DE CARVALHO, PI., ve SUTHERS K., "Osteonecrosis of the femoral head treated with total hip arthroplasty without cement.", *J. Bone Joint Surg.* 72A:2, 1994

- [134] KERBOUL, M., THOMİNE, J., POSTEL, M., ve D'AUBİGNE', RM., "The conservative surgical treatment of idiopathic aseptic necrosis of the femoral head.", *J. Bone Joint Surg.*, 56B, 291–296, 1974
- [135] HUNGERFORD, MW., MONT, MA., SCOTT, R., FİORE, C., HUNGERFORD, DS., ve KRACKOW, KA., "Surface replacement hemiarthroplasty for the treatment of osteonecrosis of the femoral head.", *J. Bone Joint Surg. Am.* 80, 1656, 1998
- [136] FİCAT, RP., ve ARLET, J., "Functional investigation of bone under normal conditions.", In *Ischemia and Necrosis of Bone*, 29-52. Edited by D. S. Hungerford. Baltimore, Williams and Wilkins, 1980
- [137] BEAULE', PE., SCHMALZRIED, TP., ve CAMPBELL, P, et al., "Duration of symptoms and outcome of hemiresurfacing for hip osteonecrosis.", *Clin. Orthop.* 385, 104, 2001
- [138] GRECULA, MJ., THOMAS JA., ve KREUZER, SW., "Impact of Implant Design on Femoral Head Hemiresurfacing Arthroplasty", *Clin. Orthop.* 418, 41-47, 2004
- [139] GUİLAK, F., RATCLİFFE, A., LANE, N., ve diğeri., "Mechanical and biochemical changes in the superficial zone of articular cartilage in canine experimental osteoarthritis.", *J. Orthop. Res.* 12, 474, 1994
- [140] POOLE, AR., RİZKALLA, G., IONESCU, M., ve diğeri. "Osteoarthritis in the human knee: a dynamic process of cartilage matrix degradation, synthesis and reorganization." *Agents Actions* 39 (Suppl), 3, 1993
- [141] KOFOED, H., ve KOFOD, J., "Moore prosthesis in the treatment of fresh femoral neck fractures: a critical review with special attention to secondary acetabular degeneration." *Injury* 14, 53i, 1983
- [142] DALLDORF, PG., BANAS, MP., HİCKS, DG., ve PELLEGRİNİ, VD., "Rates of degeneration of human acetabular cartilage after hemiarthroplasty." *J. Bone Joint Surg. [Am]* 77, 877, 1995
- [143] MCGİBBON, CA., KREBS, DE., TRAHAN, CA., TRİPPEL, SB., ve MANN, RW., "Cartilage Degeneration in Relation to Repetitive Pressure", *The Journal of Arthroplasty* 14, 52-58, 1999
- [144] BEAULÉ, PE., LEE, JL., LE DUFF, MJ., AMSTUTZ, HC., ve EBRAMZADEH, E., "Orientation of the Femoral Component in Surface Arthroplasty of the Hip", *J. Bone and Joint Surgery*, Sayı 86A, s: 2015-2021, 2004
- [145] GABRIEL, JL. ve TROUSDALE, RT., "Stem Fracture After Hemiresurfacing for Femoral Head Osteonecrosis", *The Journal of Arthroplasty* 18, 96-99, 2003



- [146] STEM, E., DUFFY, G., BLASSER, K., ve O'CONNOR, MI., "Stem Fracture of Conserve Hemiarthroplasty", *The Journal of Arthroplasty* 19, 923-926, 2004
- [147] SCOTT, S., MCCASKIEB, AW., CALDER, SJ., WİLDİN, C. ve GREGG, PJ., "Current cementing techniques in hip hemi-arthroplasty", *Injury, Int. J. Care Injured*, Sayı:32, s: 461-464, 2001
- [148] NELSON, CL., WALZ, BH. ve GRUENWALD, JM., "Resurfacing of Only the Femoral Head for Osteonecrosis", *The Journal of Arthroplasty* 12, 736-740, 1997
- [149] AMSTUTZ, HC., DOREY, E., ve O'CARROLL, PF., "THARIES resurfacing arthroplasty: evolution and long-term results.", *Clin. Orthop.* 213, 92, 1986
- [150] COOK, SD., THOMAS, KA. ve KESTER, MA., "Wear characteristics of the canine acetabulum against different femoral prostheses.", *J. Bone Jt. Surg.*, 71B, 189-197, 1989
- [151] PATEL, AM. ve SPECTOR, M., "Tribological evaluation of oxidized zirconium using an articular cartilage counterface: a novel material for potential use in hemiarthroplasty.", *Biomaterials*, 18, 441-447, 1997
- [152] CHANG, Y., OKA, M., GU, H., KOBAYASHİ, M., TOGUCHİDA, J., NAKAMURA, T. ve HAYAMİ, T., "Histologic comparison of tibial articular surfaces against rigid materials and artificial articular cartilage.", *J. Biomed. Mater. Res.* 37, 51-59, 1997
- [153] KHANA, I., SMİTHB, N., JONESC, E., FİNCHD, DS. ve CAMERON, RE., "Analysis and evaluation of a biomedical polycarbonate urethane tested in an in vitro study and an ovine arthroplasty model. Part I: materials selection and evaluation", *Biomaterials*, Sayı:26, s:621-631, 2005
- [154] TAYLOR, M., TANNER, KE., FREEMAN, MAR. ve YETTRAM, AL., "Cancellous bone stresses surrounding the femoral component of a hip prosthesis: an elastic-plastic finite element analysis", *Med. Eng. Phys.*, 17(7), 544-550, 1995
- [155] BEAULE, PE., AMSTUTZ, HC., DUFF, ML. ve DOREY, F., "Surface arthroplasty for osteonecrosis of the hip", *J. Arthroplasty*, Vol 19, No 8, Suppl 3, pp. 54-58, 2004
- [156] DOWSON, D., LONGFIELD, MD., WALKER, PS. ve WRİGHT, V., "An investigation of the friction and lubrication in human joints.", *Proc. Instn Mech. Engrs*, Part 3N, 182, 68-76, 1968

- [157] MOW, VC., KUEI, SC., LAI, WM. ve ARMSTRONG, CG., “Biphasic creep and stress relaxation of articular cartilage in compression: theory and experiments.” *J. Biomech. Engng.*, 102, 73–84, 1980
- [158] HAYES, WC. ve MOCKROS, LF., “Viscoelastic properties of human articular cartilage.”, *J. Appl. Physiol.*, 31, 562–568, 1971
- [159] Mccutchen, CW., “Cartilage is poroelastic, not viscoelastic.”, *J. Biomechanics* 15, 325–327, 1982
- [160] ADAMS, MA., MERRILL, AK. ve KERIN, AJ., “Mechanically induced proteoglycan loss from damaged articular cartilage in-vitro.”, *Trans. Orthop. Res. Soc.* 43, 409, 1997
- [161] WEIGHTMAN, B. ve KEMPSON, GE., “Load carriage. In *Adult Articular Cartilage*”, (Ed. M. A. R. Freeman), 291–331 (Pitman Medical, London), 1979
- [162] OLOYEDE, A. ve BROOM, ND., “Complex nature of stress inside loaded articular cartilage.”, *Clin. Biomechanics*, 9, 149–156, 1994
- [163] OLOYEDE, A. ve BROOM, ND., “Stress-sharing between the fluid and solid components of articular cartilage under varying rates of compression.”, *J. Connecting Tissue Res*, 30, 127–141., 1993
- [164] ANDRIACCHI, TP. ve MIKOSZ, RP, “Musculoskeletal dynamics, locomotion and clinical applications.”, *Basic Orthopaedic Biomechanics*, 51-92, Raven Press, New York, 1991
- [165] MOW, VC., KWAN, MK., LAI, WM. ve HOLMES, MH., “A finite deformation theory for nonlinearly permeable soft hydrated biological tissues.”, *Frontiers in Biomechanics*, 153-179, Springer, New York, 1986
- [166] MOW, VC. ve LAI, WM., “Recent developments in synovial joint biomechanics.”, *SIAM Rev.* 22, 275-317, 1980
- [167] LAI, WM. ve MOW, VC., “Flow fields in a single layer model of articular cartilage created by a sliding load.”, *ASME Adv. Bioengng.*, 101-104, 1979
- [168] MOW, VC., RATCLIFFE, A. ve POOLE, AR., “Cartilage and diarthrodial joints as paradigm for hierarchical materials and structures.”, *Biometaterials*, 13, 67-97, 1992
- [169] KELLY, PA. ve O’CONNOR, JJ., “Transmission of rapidly applied loads through articular cartilage, Part I: Uncracked Cartilage.”, *Proc. Inst. Mech. Engrs.*, 210, 27-37, 1996

- [170] ATESHIAN, GA. ve WANG, H., "A theoretical solution for the moving contact of cylindrical biphasic articular cartilage layers.", *J. Biomech.*, 28, 1341-1355, 1995
- [171] van der VOET, AF., SHRIVE, NG. ve SCHANCHAR, NS., "Numerical modelling of articular cartilage in synovial joints: Poroelasticity and boundary conditions.", *Rec. Adv. In Comp. Meth. In Biomech. And Biomed. Engng.*, Books and Journals International, Ltd., UK, 200-209, 1993
- [172] KENYON, DE., "The theory of an incompressible solid-fluid mixture.", *Arch. Rat. Mech. Anal.*, 62, 131-147, 1976
- [173] WARNER, MD., TAYLOR, WR. ve CLIFT, SE., "Finite element biphasic indentation of cartilage: a comparison of experimental indenter and physiological contact geometries", *Proc. Instn. Mech. Engrs.*, 215, 487-496, 2001
- [174] FEDERICO, S., HERZOG, W. ve WU, JZ., "Effect of fluid boundary conditions on Joint contact mechanics and applications to the modeling of osteoarthritic joints", *J. Biomech. Eng.*, 126(2), pp.220-225, 2005
- [175] SIKORSKI, JM. ve BARRINGTON, R., "Internal fixation versus hemiarthroplasty for the displaced subcapital fracture of the femur", *1. Bone joint Surg.* 63B, 357, 1981
- [176] MEYER, S., "Prosthetic replacement in hip fractures: a comparison between the Moore and Christiansen endoprotheses", *Clin. Orfhop. Rel. Res.*, 160,57, 1981
- [177] D'ARCY, J. ve DEVAS, M., "Treatment of fractures of the femoral neck by replacement with the Thompson prosthesis", *1. Bone Joint Surg.* 58B, 279, 1976
- [178] WHITTAKER, RP., ABESHAUS, MM., SCHOLL, HW. ve diğerleri., "Fifteen years' experience with metallic endoprosthesis replacement of the femoral head for femoral neck fractures", *1. Trauma* 12, 799, 1972
- [179] ANDERSON, LD, HAMSA, WR, WARING, TL, "Femoral-head prostheses: a review of 356 operations and their results", *J Bone Joint Surg [Am]*, 46:1049, 1964
- [180] SALVATI, EA, WILSON, PD, "Long-term results of femoralhead replacement", *J Bone Joint Surg [Am]*, 55:516, 1973
- [181] HARRIS, WH., RUSHFELDT, PD., CARLSON, CE., ve diğerleri., "Pressure distribution in the hip and selection of hemiarthroplasty", *The Hip. Proceedings of the Third Open Scientific Meeting/The Hip Society*, CV Mosby, St Louis, 1975

- [182] CABANELA, ME., “Femoral endoprotheses and total hip replacement for avascular necrosis.”, *Semin Arthroplasty* 9, 253, 1998
- [183] TOOKE, SM., AMSTUTZ, HC., ve DELAUNAY, C., “Hemiresurfacing for femoral head osteonecrosis.”, *J. Arthroplasty* 2, 125, 1987
- [184] MANKIN, HJ., DORFMAN, H., LIPPIELLO, L., ZARINS, A., “Biochemical and metabolic abnormalities in articular cartilage from osteoarthritic human hips”, II. Correlation of morphology with biochemical and metabolic data, *J Bone Joint Surg [Am]*, 53:523, 1971
- [185] CRUESS, RL., KWOK, DC., DUC, PN., LECAVALIER, MA. ve DANG, G., “The response of articular cartilage to weight bearing against metal. A study of hemiarthroplasty of the hip in dog.”, *J. Bone Jt. Surg.*, 66B, 592–597, 1984
- [186] LABERGE, M., BOBYN, JD., DROUIN, G. ve RIVARD, CH., “Evaluation of metallic personalized hemiarthroplasty: a canine patellofemoral model.”, *J. Biomed. Mater. Res.* 26, 239–254, 1992
- [187] MEDLEY, JB., PILLIAR, RM., WONG, EW., ve STRONG, AB., “Hydrophilic polyurethane elastomers for hemiarthroplasty: a preliminary in vitro wear study.”, *J. Engng. Medicine*, 9(2), 59–65, 1980
- [188] JENNINGS, LM. ve FISHER, J., “A biomechanical and tribological investigation of a novel compliant all polyurethane acetabular resurfacing system”, *Proc. Int. Conf. Engineers and Surgeons Joined at the Hip, IMechE, C601/032/2002*
- [189] AMSTUTZ, HC., GRIGORIS, P., SAFRAN, MR., GRECUŁA, MJ., CAMPELL, PA. ve SCHMALZRIED, TP., “Precision-fit surface hemiarthroplasty for femoral head osteonecrosis”, *British Edit. Soc. Bone and Joint Surgery, Vol.76-B, No 3*, pp. 423-427, 1994
- [190] AMSTUTZ, HC., GRIGORIS, P., ve DOREY, FJ., “Evolution and future of surface replacement of the hip”, *J. Orth. Sci.*, 3, pp.169-186, 1998
- [191] HURWITZ, DE., FOUCHER, KC. ve ANDRIACCHI, TP., “A new parametric approach for modeling hip forces during gait”, *J. Biomech.*, 2003, 36, 113–119
- [192] CHARNLEY, J., “Total Prosthetic Replacement of the Hip.”, *Triangle* 8(6), s:211-6, 1968
- [193] AMSTUTZ, HC. ve GRIGORIS, P., “Metal on Metal Bearings in Hip Arthroplasty.”, *Clinical Orthopaedics & Related Research*, (329. Sayı), s:S11-34, 1996

- [194] MCKEE, GK. ve WATSON-FARRAR, J., "Replacement of Arthritic Hips by the Mckee-Farrar Prosthesis.", *Journal of Bone and Joint Surgery*, Sayı:48B(2), s:245-259, 1966
- [195] WILSON, JN., ve SCALES, JT., "Loosening of Total Hip Replacements with Cement Fixation.", *Clinical Findings and Laboratory Studies, Clinical Orthopaedics & Related Research*, Sayı:72, s:145-60, 1970
- [196] WALKER, PS., ve GOLD, BL., "The Tribology (Friction, Lubrication and Wear) of All-Metal Artificial Hip Joints.", *Wear*, Sayı: 17, s:285-299, 1971
- [197] MULLER, ME., "The Benefits of Metal-on-Metal Total Hip Replacements.", *Clinical Orthopaedics & Related Research*, Sayı:311, s:54-9, 1995
- [198] SCALES, JT., KELLY, P. ve GODDARD, D., "Friction Torque Studies of Total Joint Replacements. The Use of a Simulator.", *Annals of the Rheumatic Diseases*, Sayı:28(5), s:30-35, 1969
- [199] MCKELLOP, H., PARK, SH., CHİESA, R., DOORN, P., LU, B., NORMAND, P., GRİGORİS, P. ve AMSTUTZ, H., "In Vivo Wear of Three Types of Metal on Metal Hip Prostheses During Two Decades of Use.", *Clinical Orthopaedics & Related Research*, S:329, s:128-140, 1996
- [200] CHARNLEY, J., "An Artificial Bearing in the Hip Joint: Implications in Biological Lubrication.", *Federation Proceedings*, Sayı:25(3), s:1079-1081, 1966
- [201] <<http://www.hip-clinic.com/en/html/metal.html>> Mckee-Farrar protezi. Mart 2005
- [202] <[www.maitriseorthop.com/corpusmaitri/orthopaedic/mo83\\_delaunay/delaunay\\_us.shtml](http://www.maitriseorthop.com/corpusmaitri/orthopaedic/mo83_delaunay/delaunay_us.shtml)>, Delaunay, Christian -The Charnley Classic LFA, Mart 2005
- [203] KOBAYASHİ, S., EFTEKHAR, NS., TERAYAMA, K. ve JOSHI, RP., "Comparative Study of Total Hip Arthroplasty between Younger and Older Patients.", *Clinical Orthopaedics & Related Research*, Sayı:339, s:140-51, 1997
- [204] REVELL, PA., AL-SAFFAR, N. ve KOBAYASHİ, A., "Biological Reaction to Debris in Relation to Joint Prostheses.", *Journal of Engineering in Medicine*, Sayı:211(2), s:187-197, 1997
- [205] JOSHI, RP., EFTEKHAR, NS., MCMAHON, DJ. ve NERCESSİAN, O. A., "Osteolysis after Charnley Primary Low-Friction Arthroplasty. A Comparison of Two Matched Paired Groups.", *Journal of Bone & Joint Surgery - British Sayı: 80(4)*, s:85-90, 1998

- [206] INGHAM, E. ve FİŞHER, J., “Biological Reactions to Wear Debris in Total Joint Replacement.”, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H-Journal of Engineering in Medicine, Sayı:214(H1), s:21-37, 2000
- [207] BAUER, TW. ve SCHİLS, J., “The Pathology of Total Joint Arthroplasty.Ii. Mechanisms of Implant Failure.”, Skeletal Radiology, Sayı:28(9), s:483-497, 1999
- [208] CLARKE, IC., GOOD, V., WILLİAMS, P., SCHROEDER, D., ANİSSİAN, L., STARK, A., OONİSHİ, H., SCHULDİES, J. ve GUSTAFSON, G., “Ultra-Low Wear Rates for Rigid-on-Rigid Bearings in Total Hip Replacements.”, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H- Journal of Engineering in Medicine, Sayı:214(H4), s:331-347, 2000
- [209] HİGUCHİ, F., INOUE, A. ve SEMLİTSCH, M., “Metal-on-Metal Cocrmo Mckee-Farrar Total Hip Arthroplasty: Characteristics from a Long-Term Follow-up Study.”, Archives of Orthopaedic & Trauma Surgery, Sayı:116(3), s:121-124, 1997
- [210] DOORN, PF., MİRRA, JM., CAMPBELL, PA. ve AMSTUTZ, HC., “Tissue Reaction to Metal on Metal Total Hip Prostheses.”, Clinical Orthopaedics & Related Research., Sayı:329, s:187-205, 1996
- [211] SCHMALZRIED, TP., SZUSZCZEWICZ, ES., AKİZUKİ, KH., PETERSEN, TD. ve AMSTUTZ, HC., “Factors Correlating with Long Term Survival of Mckee-Farrar Total Hip Prostheses.”, Clinical Orthopaedics & Related Research, Sayı:329, s:48-59, 1996
- [212] WROBLEWSKİ, BM., SİNEY, PD., DOWSON, D. ve COLLİNS, SN., “Prospective Clinical and Joint Simulator Studies of a New Total Hip Arthroplasty Using Alumina Ceramic Heads and Cross-Linked Polyethylene Cups.”, Journal of Bone & Joint Surgery – British, Sayı:78(2), s:280-285, 1996
- [213] SEMLİTSCH, M. ve WILLERT, HG., “Clinical Wear Behaviour of Ultra-High Molecular Weight Polyethylene Cups Paired with Metal and Ceramic Ball Heads in Comparison to Metal-on-Metal Pairings of Hip Joint Replacements.”, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers., Part H - Journal of Engineering in Medicine, Sayı:211(1), s:73-88, 1997
- [214] GOLDSMİTH, AA., DOWSON, D., ISAAC, GH. ve LANCASTER, J G., “A Comparative Joint Simulator Study of the Wear of Metal-on-Metal and Alternative Material Combinations in Hip Replacements.”, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H, Journal of Engineering in Medicine, Sayı:214(1), s:39-47, 2000

- [215] RİES, MD., SCOTT, ML. ve JANİ, S., “Relationship between Gravimetric Wear and Particle Generation in Hip Simulators: Conventional Compared with Cross-Linked Polyethylene” J Bone Joint Surg Am, 83(90022), s:116-122, 2001
- [216] VALE, L., WYNESS, L., MCCORMACK, K., MCKENZİE, L., BRAZZELLİ, M. ve STEARNS, SC., “A Systematic Review of the Effectiveness and Cost-Effectiveness of Metal-on-Metal Hip Resurfacing Arthroplasty for Treatment of Hip Disease.”, Health Technol Assess, 6(15), s:1-109, 2002
- [217] TORCHİA, ME., KLASSEN, RA. ve BIANCO, AJ., “Total Hip Arthroplasty with Cement in Patients Less Than Twenty Years Old. Long-Term Results.”, J Bone Joint Surg Am 78(7), s:995-1003, 1996
- [218] NOBLE, P., PARAVİC, V. ve ISMAİLİ, S., “Are Big Heads the Solution to Dislocation after Total Hip Replacement?”, Ortopedik Araştırma Topluluğu 48. yıllık toplantısı tutanağı, Dallas, Texas, USA, 2002
- [219] MCMİNN, D., TREACY, R., LİN, K. ve PYNSENT, P., “Metal on Metal Surface Replacement of the Hip. Experience of the McMinn Prosthesis.”, Clinical Orthopaedics & Related Research, Sayı:329, s:89-98, 1996
- [220] WAGNER, M. ve WAGNER, H., “Preliminary Results of Uncemented Metal on Metal Stemmed and Resurfacing Hip Replacement Arthroplasty.”, Clinical Orthopaedics and Related Research, Sayı:329, s:78-88, 1996
- [221] <<http://www.resurfacingofthehip.com>>, Yüzey Yenileme Konsepti, Mart, 2005
- [222] <<http://www.midmedtec.co.uk-hipconcepts.htm>>, Wagner Yüzey Yenileme Protezleri., Temmuz, 2005
- [223] SAIKKO, V., “A Simulator Study of Friction in Total Replacement Hip Joints.” Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers,. Part H - Journal of Engineering in Medicine. Sayı: 206(4), s:201-211, 1992
- [224] COATHUP, MJ., BLUNN, GW., FLYNN, N., WILLİAMS, C. ve THOMAS, NP., “A Comparison of Bone Remodelling around Hydroxyapatite-Coated, Porous-Coated and Grit-Blasted Hip Replacements Retrieved at Post-Mortem.”, Journal of Bone & Joint Surgery – British, Sayı: 83(1), s:118-123, 2001
- [225] MACDONALD, SJ., MCCALDEN, RW., CHESS, DG., BOURNE, R. B., RORABECK, CH., CLELAND, D. ve LEUNG, F., “Metal-on-Metal Versus Polyethylene in Hip Arthroplasty: A Randomized Clinical Trial.”, Clinical Orthopaedics & Related Research, 406, s:282-296, 2003

- [226] JİN, ZM. ve DOWSON, D., “A Full Numerical Analysis of Hydrodynamic Lubrication in Artificial Hip Joint Replacements Constructed from Hard Materials.”, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Bölüm C- Journal of Mechanical Engineering Science, sayı: 213(4), s:355-370, 1999^
- [227] HUIJKES, R., STRENS, PH., van HECK, J. ve SLOOFF, TJ., “Interface Stresses in the Resurfaced Hip. Finite Element Analysis of Load Transmission in the Femoral Head.”, Acta Orthopaedica Scandinavica, 56(6): pp. 474-478, 1985
- [228] GROSS, S. ve ABEL, EW., “A Finite Element Analysis of Hollow Stemmed Hip Prostheses as a Means of Reducing Stress Shielding of the Femur.”, Journal of Biomechanics 34(8): pp995-1003, 2001
- [229] Birmingham yüzey yenileme protezi, <<http://www.thunderballhip.50mpe.com>>, Nisan, 2005
- [230] MAİ, MT., SCHMALZRIED, TP., DOREY, FJ., CAMPBELL, PA. ve AMSTUTZ, HC., “The Contribution of Frictional Torque to Loosening at the Cement-Bone Interface in Tharies Hip Replacements.”, The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume 78(4): pp505-511, 1996
- [231] PEDERSEN, DR., CROWNİNSHİELD, RD., BRAND, RA. ve JOHNSTON, RC., “An Axisymmetric Model of Acetabular Components in Total Hip Arthroplasty.”, Journal of Biomechanics 15(4): pp305-315, 1982
- [232] SHYBUT, GT., ASKEW, MJ., HORİ, RY. ve STULBERG, SD., “Theoretical and Experimental Studies of Femoral Stresses Following Surface Replacement Hip Arthroplasty.”, Proceedings of the Institute of Medicine of Chicago 33(3): pp95-106, 1980
- [233] WATANABE, Y., SHİBA, N., MATSUO, S., HİGUCHİ, F., TAGAWA, Y. ve INOUE, A., “Biomechanical Study of the Resurfacing Hip Arthroplasty: Finite Element Analysis of the Femoral Component.”, The Journal of Arthroplasty, sayı:15(4), s: 505-511, 2000
- [234] SHİRAZİ-ADL, A., DAMMAK, M. ve PAİEMENT, G., “Experimental Determination of Friction Characteristics at the Trabecular Bone/Porous-Coated Metal Interface in Cementless Implants.”, Journal of Biomedical Materials Research, sayı: 27(n 2), s: 167-175, 1993
- [235] KOTHARİ, M., BARTEL, DL. ve BOOKER, JF., “Surface Geometry of Retrieved Mckee-Farrar Total Hip Replacements.”, Clinical Orthopaedics and Related Research, sayı: 329, s: 141-147, 1996



- [236] JİN, ZM., DOWSON, D. ve FİŞHER, J., “Analysis of Fluid Film Lubrication in Artificial Hip Joint Replacements with Surfaces of High Elastic Modulus.”, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Bölüm H - Journal of Engineering in Medicine, sayı: 211(3), s:247-256, 1997
- [237] YEW, A., ENSAFF, H. ve JİN, ZM., “What Caused Equatorial Contact in Mckee-Farrar Metal-on-Metal Hip Implants?”, Proceedings IMechE, International Conference, Engineers & Surgeons - Joined at the Hip, London, UK., 2002
- [238] JİN, ZM., HENG, SM., NG, HW. ve AUGER, DD., “An Axisymmetric Contact Model of Ultra High Molecular Weight Polyethylene Cups against Metallic Femoral Heads for Artificial Hip Joint Replacements.”, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Bölüm H - Journal of Engineering in Medicine, sayı: 213(4), s: 317-327, 1999
- [239] JALALİ-VAHİD, D., JAGATİA, M., JİN, ZM. ve DOWSON, D., “Prediction of Lubricating Film Thickness in Uhmwpe Hip Joint Replacements.”, Journal of Biomechanics, sayı: 34(2), s: 261-266, 2001
- [240] JACOB, HAC., “Review of Investigation on the Loosening of the Iclh Double Cup Hip Prosthesis.”, International Conference: Engineers and Surgeons - Joined at the Hip, London, UK, IMechE., 2002
- [241] LENGSELD, M., WERNER, S., SCHMİTT, J., LEPPEK, R., MERZ, B. ve PRESSEL, T., “In Vivo Fe-Analysis of Total Hip Loosening.”, Journal of Biomechanics, sayı: 31(1), s: 94, 1998
- [242] JOSHİ, MG., ADVANİ, SG., MİLLER, F. ve SANTARE, MH., “Analysis of a Femoral Hip Prosthesis Designed to Reduce Stress Shielding.”, Journal of Biomechanics, sayı: 33(12), s: 1655-1662, 2000
- [243] SPEARS, IR., MORLOCK, MM., PFLEİDERER, M., SCHNEİDER, E. ve HİLLE, E., “The Influence of Friction and Interference on the Seating of a Hemispherical Press-Fit Cup: A Finite Element Investigation.”, Journal of Biomechanics, sayı: 32(11), s: 1183-1189, 1999
- [244] VERDONSCHOT, N., VENA, P., STOLK, J. ve HUIŞKES, R., “Effects of Metal-Inlay Thickness in Polyethylene Cups with Metal-on-Metal Bearings.”, Clinical Orthopaedics and Related Research, sayı: 404, s: 353-361, 2002
- [245] NEVELOS, J. ve PİCKARD, J., “Hip Bearings, Does Size Matter?”, International Conference: Engineers and Surgeons - Joined at the Hip, London, UK, IMechE., 2002

## ÖZGEÇMİŞ

Ahmet Çağatay ÇİLİNGİR 1978 yılında Bursa'da doğdu. 1994 yılında Kocaeli Körfez Fen Lisesinden mezun olduktan sonra aynı yıl, Sakarya Üniversitesi Makine Mühendisliği bölümüne girdi. 1999 yılında Makine Mühendisliği bölümünü başarı ile tamamlayarak aynı yıl Makine Tasarım İmalat bilim dalında Yüksek Lisans programına kaydoldu. 2002 yılında tamamladığı Yüksek Lisans programının ardından aynı yıl aynı bilim dalındaki Doktora programına başladı. 2003 yılında başladığı, Sakarya Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümündeki Araştırma görevlisi görevini halen sürdürmektedir.