

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KALÇA PROTEZLERİNDE FEMORAL OFSET
MESAFESİNİN FEMUR VE KASLAR ÜZERİNE
ETKİLERİ**

MUSA GÜNGÖRÜRLER

**BİYOMEKANİK
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

İZMİR 2017

TEZ KODU: DEU.HSI.MSC-2014970006

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KALÇA PROTEZLERİNDE FEMORAL OFSET
MESAFESİNİN FEMUR VE KASLAR ÜZERİNE
ETKİLERİ**

**BİYOMEKANİK
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

MUSA GÜNGÖRÜRLER

Danışman Öğretim Üyesi: Prof. Dr. HASAN HAVİTÇİOĞLU

TEZ KODU: DEU.HSL.MSC-2014970006

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Biyomekanik Anabilim Dalı, Biyomekanik Yüksek Lisans programı öğrencisi Musa GÜNGÖRÜRLER “**Kalça Protezlerinde Femoral Ofset mesafesinin Femur Ve Kaslar Üzerine Etkileri**” konulu Yüksek Lisans tezini 08.12.2017 tarihinde başarılı olarak tamamlamıştır.

Prof. Dr. Hasan Havıtcıoğlu

BAŞKAN

DEÜ Tıp Fakültesi

Prof. Dr. Bülent Yardımoğlu

ÜYE

İYTE Makina Mühendisliği Bölümü

Doç. Dr. Yusuf Arman

ÜYE

DEÜ Makina Mühendisliği Bölümü

Prof. Dr. Funda Tıhminlioğlu

YEDEK ÜYE

İYTE Kimya Mühendisliği Bölümü

Prof. Dr. Hasan Tatari

YEDEK ÜYE

DEÜ Tıp Fakültesi

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER.....	i
TABLolar DİZİNİ.....	iii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	iv
KISALTMALAR	vi
ÖZET	1
ABSTRACT	2
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	3
2.GENEL BİLGİLER	5
2.1. Kemik Dokusu	5
2.2. Kemiğin Mekanik Özellikleri	7
2.3. Kalça Eklemi	11
2.4. Kas Anatomisi ve mekanik modellenmesi	13
2.5. Total Kalça Artroplastisi	18
2.6. Femoral Ofset.....	19
2.7. Kas-İskelet Sistemleri	21
2.7.1 Bir Eklemnin Statik Analizi.....	21
2.7.2. Optimizasyon Yöntemleri.....	24
3.GEREÇ VE YÖNTEM	26
3.1. Araştırmanın Tipi	26
3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı.....	26
3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi / Çalışma Grupları	26
3.4. Çalışma Materyali	26
3.4.1. Kinematik Veriler	26
3.4.2. Kinetik Veriler	29
3.4.3 Katı Model	30
3.4.4. Ölçeklendirme.....	32
3.5. Araştırmanın Değişkenleri	33
3.6. Veri Toplama Araçları	33
3.6.1. Kas-İskelet Modeli.....	33
3.6.2. Optimizasyon Algoritması.....	38
3.6.3. Sonlu Elemanlar Analizi.....	38

3.6.3.1 Materyal Özellikleri	40
3.7. Araştırmanın Planı ve Takvimi	42
3.8. Verilerin Değerlendirilmesi	42
3.9. Araştırmanın Sınırlılıkları	43
3.10. Etik Kurul Onayı	43
4.BULGULAR	44
5.TARTIŞMA.....	58
6.SONUÇ VE ÖNERİLER	61
7.KAYNAKÇA.....	63
8.EKLER	68



TABLÖLAR DİZİNİ

	Sayfa No
Tablo 1. Kalça eklemine hareket ettiren kaslar ve fonksiyonları	14
Tablo 2. Kas-iskelet modeli kapsamında tanımlanan kaslar.....	35
Tablo 3. Gluteus Medius ve Gluteus Minimus kasları için kullanılan aktivasyon değerleri...	39
Tablo 4. Kalça Eklem Kuvvetlerinin femoral ofset mesafesine göre değişimleri	47
Tablo 5. Femur üzerinde oluşan maksimum asal gerilme değerleri	54
Tablo 6. Abdüktör kaslar için sınırlandırma çarpanları ve farklı ofset mesafeleri ile yapılan analizler sonucu elde edilen asal gerilme – deformasyon değerleri	55



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Kemiğin Yapısı	5
Şekil 2. Femur kemiğinin mekanik yükler altında gelişen yapısı	6
Şekil 3. A. Kemik dokunun farklı yükler altındaki dayanımı B.Kemik dokusunun anizotropik davranışı C. Kemik dokunun viskoelastik davranışı	8
Şekil 4. Yaş ile birlikte değişen kemik kütleindeki değişim	9
Şekil 5. Bilgisayarlı tomografi üzerinden belirlenen kemik doku mekanik özellikleri illüstrasyonu	10
Şekil 6. Kalça abdüktör kasları	12
Şekil 7. Yer ile temas halindeyken yürüme döngüsü, zemin reaksiyon kuvvetleri ve oluşturduğu momentler	12
Şekil 8. İskelet kaslarının yapısı	15
Şekil 9. Sarkomer yapısı	15
Şekil 10. Penasyon açısı ve fizyolojik kesit alanı	16
Şekil 11. Hill kas modeli	17
Şekil 12. Thelen kas modeli	17
Şekil 13. A. Anatomik Femoral Ofset B. 10 mm artan femoral ofset ile değişen moment kolu ve abdüktör kas yönü	20
Şekil 14. Yürüme döngüsü süresince alt ekstremitte kemik açıları A.Pelvis fleksiyon/ekstansiyon B.Pelvis abduksiyon/adduksiyon C.Pelvis rotasyon D.Femur fleksiyon/ekstansiyon E.Femur adduksiyon/abduksiyon F.Femur rotasyon G.Tibia fleksiyon/ekstansiyon	29
Şekil 15. Araştırmada kullanılan bir yürüme döngüsü süresinde oluşan yer temas kuvvetleri	30
Şekil 16. In vivo olarak ölçülen kalça eklem reaksiyon kuvvetleri	30
Şekil 17. Femur kemiği için ITK-Snap programında segmentasyon ve yüzey modeli oluşturulması	31
Şekil 18. Katı model oluşturulma işlem süreci	31
Şekil 19. Kalça protez modeli ve femur kemiğine yerleştirilmesi	32
Şekil 20. Katı modelin hedef modele uygun ölçeklendirilmesi	33
Şekil 21. Kas-iskelet modeli için oluşturan alt ekstremitte kemikleri A. Sagittal düzlem görünüşü B. Frontal düzlem görünüşü	34

Şekil 22. Oluşturulan kas-iskelet modeli illüstrasyonu	36
Şekil 23. Çalışmada kullanılan kas-iskelet modelinde abdüktör kaslar	37
Şekil 24. Femoral ofsetleri farklı protez-femur katı modelleri A.Anatomik ofset B.+5mm ofset C.+10mm offset D.-5mm ofset E.-10mm ofset	39
Şekil 25. Materyal özelliklerinin illüstrasyonu A.Sagital görünün B.Aksiyel görünüm	40
Şekil 26. Femur-protez katı modelinin ANSYS programında meshlenmesi A. Proksimal femur mesh yapısı B.Element kalite değerlendirilmesi.....	41
Şekil 27. Yürüme döngüsü süresince elde edilen kalça eklem kuvveti ve bazı kasların ürettiği kuvvet değerleri A.Kalça eklemi B.Gluteus Medius C.Gluteus Maksimus D.Gluteus Minimus E.Vastus Lateralis F.Tensor Fasciae Latae G.Rectus Femoris H.Gastrocnemius I.Adductor Magnus J.Iliacus	45
Şekil 28. Farklı ofset değerlerine sahip modellerden alınan kalça eklem kuvvetleri.....	46
Şekil 29. Farklı ofset değerlerine sahip kas-iskelet modellerinden alınan toplam abdüktör kuvvet değerleri	46
Şekil 30. Ofset mesafeleri ile değişim gösteren A.Ayak bileği eklem kuvveti B.Diz eklem kuvveti C.Kalça eklem kuvveti	48
Şekil 31. Alt ekstremit eklemlerinin abdüktör kas zayıflıkları durumunda gösterdiği değişim miktarları A.Ayak bileği eklemi B.Diz eklemi C.Kalça eklemi.....	49
Şekil 32. Anatomik ofset ile +10mm ofset kullanıldığında abdüktör aktivasyonlarına göre belirlenen eklem kuvvetlerindeki değişim miktarları A.Ayak bileği eklemi B.Diz eklemi C.Kalça eklemi	50
Şekil 33. Anatomik ofset ile -10mm ofset kullanıldığında kas-iskelet modelinde tanımlanan eklemlere göre değişen kuvvet değerleri A.Ayak bileği eklemi B.Diz eklemi C.Kalça eklemi	51
Şekil 34. Sonlu elemanlar analizleri sonucu elde edilen farklı femoral ofsetlerin kullanıldığı gerilme ve deformasyon değerleri A. Anatomik model gerilme değerleri B. Anatomik model deformasyon değerleri C.+5mm model gerilme değerleri D.+5mm model model deformasyon değerleri E. +10mm model gerilme değerleri F. +10mm model model deformasyon değerleri G.-5mm model gerilme değerleri H.-5mm model model deformasyon değerleri I. -10mm model gerilme değerleri J. -10mm model model deformasyon değerleri.....	54
Şekil 35. Abdüktör kas zayıflık seviyelerinde kas aktivitelerinin değişimi A.Gluteus maksimus B.Gluteus medius C.Rectus femoris D.Tensor fasciae latae	56

KISALTMALAR

TKA.....Total Kalça Artroplastisi

FO.....Femoral Ofset

HU.....Hounsfield Unit



KALÇA PROTEZLERİNDE FEMORAL OFSET MESAFESİNİN FEMUR VE KASLAR ÜZERİNE ETKİLERİ

Musa GÜNGÖRÜRLER

Dokuz Eylül Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Biyomekanik Anabilim Dalı
Balçova – İZMİR

ÖZET

Femur ofsetin kalça reaksiyon kuvvetine, kalça abdüktör kas kuvvetine ve femur üzerinde oluşan gerilmelere olan etkilerini araştırmak için modifiye edilmiş bir optimizasyon algoritması ile bir alt ekstremité kas-iskelet modeli oluşturulmuştur. Kinetik ve kinematik veriler, yürüme çevrimi boyunca -10 mm den +10 mm ye değişen ofsetlere sahip kalça protezlerinin bulunduğu durumlarda, kas kuvvetlerini ve kalça eklem reaksiyon kuvvetlerini değerlendirmek için uygulanmıştır. Elde edilen kas ve eklem reaksiyon kuvvetleri, femur üzerinde oluşan gerilmeleri değerlendirmek için sonlu elemanlar modeline aktarılmıştır. Ayrıca, değişen femoral ofsetlere (FO) sahip protezlerin total kalça artroplastisi (TKA) sonrası oluşan abdüktör kas zayıflığı durumunda eklem reaksiyon kuvvetlerine olan etkileri ve kompanse edebilme kapasitesi değerlendirilmiştir.

Femur ofsetinin 5 mm artırılması veya azaltılması istatistiksel olarak anlamsız bulunurken, 10 mm artış ve azalış anlamlı fark oluşturmuştur. 10 mm içinde olan tüm ofset varyasyonları kalça abdüktör kas kuvvetlerini önemli derecede etkilediği gözlemlenmiştir. Femur üzerinde oluşan gerilme değerlerinde ise anlamlı farklılık gözlemlenmemiştir. Son olarak, abdüktör kas zayıflığının seviyesi arttıkça, FO mesafesinin eklem reaksiyon kuvvetlerine olan etkisinin arttığı sonucuna ulaşılmıştır.

Anahtar Kelimeler: *Kas-iskelet modeli, femoral ofset, sonlu elemanlar analizi*

EFFECTS OF FEMORAL OFFSET DISTANCE ON FEMUR AND MUSCLE FORCES

Musa GÜNGÖRÜRLER

Dokuz Eylül Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Biyomekanik Anabilim Dalı
Balçova – İZMİR

ABSTRACT

To investigate effects of femoral offset on hip reaction force, hip abductor muscle force and stresses on femur, a musculoskeletal model of lower extremity was build with a modified optimization algorithm. Kinetic and kinematic data were applied to determine the muscle and hip joint reaction forces in the presence of hip prosthesis with varying from -10 milimeter to +10 milimeter offsets during a gait cycle. Obtained muscle and joint reaction forces transfered to finite element model to analyze stresses on femur. Also, the effect of prosthesis with varying femoral offsets on joint reaction forces and compensation ability were evaluated in case of abductor muscle weakness after total hip arthroplasty.

Increasing or decreasing the femoral offset by 5 mm was statistically insignificant while increasing by 10 mm showed a significant difference. All variations of the offset within 10 milimeter affected hip abductor muscle forces significantly. No significant differences were observed in stress values on femur. Finally, it was observed that as the level of abductor muscle weakness increased, the effect of femoral offset on joint reaction forces increased.

Keywords: *Musculoskeletal model, femoral offset, finite element analysis*

1. GİRİŞ VE AMAC

TKA'da FO mesafesi operasyon öncesi belirlenmektedir. FO mesafesinin artırılması veya azaltılmasıyla kalça eklemine gelen yüklenmeleri, abdöktör kas kuvvetlerini, femur üzerinde oluşacak gerilemeleri nasıl etkileyeceği önceden bilinmemektedir. Bu çalışma ile bilgisayar ortamında oluşturulacak üç boyutlu kas-iskelet modelleri üzerinde ve elde edilen veriler üzerinden yapılan sonlu elemanlar analizleriyle, FO'nun, günlük aktiviteler arasında en çok gerçekleştirilen yürüme aktivitesi sırasında oluşan yüklenmeler kapsamında, kalça biyomekaniğine olan etkileri analiz edilmesi amaçlanmaktadır.

Kas-iskelet modellerinin biyomekanik araştırmalarda kullanılması, deneysel çalışmalara kıyasla, fizyolojik tüm yüklenmelerin dinamik olarak hasta özelinde uygulanabilmesi olanağı sağlamaktadır. Gerçekleştirilen yürüme analizleri hastalardan elde edilen kinetik ve kinematik veriler girdi olarak kullanılmaktadır. Kinematik verileri aktivite sırasındaki eklem açıları oluşturmakla birlikte, kinetik veriler ise kuvvet plakları yardımıyla ölçülen zemin reaksiyon kuvvetleridir. Kas-iskelet modelleri ile yapılan analizlerden alınan sonuçlar ile in vivo yapılan ölçümlerle, kas-iskelet analizlerinden alınan sonuçlar büyük oranda benzerlik taşımaktadır.

Günümüzde modüler implantların kullanımının artmasıyla birlikte, cerrahlar TKA sırasında FO'yu kontrol edebilmekte, abdöktör kuvvet kolunu ekleme hareket kabiliyetini ve stabilitesini optimize etmek için kullanabilmektedirler (1). Klinik çalışmalar ve bilgisayar modelleri ile yapılan analizlerde FO'nun artırılmasının hareket kabiliyeti ve abdöktör kas kuvvetini artırdığı gösterilmiştir (2,3). Başka bir çalışmada ise, FO anatomik yapısının korunmaması protezde disklokasyona sebep olabileceği gösterilmiştir (4). Bu konuda, in vitro yapılan bir deneysel çalışmada ise, femur başına gelen yönü değişken ve dinamik yüklerin deneye dahil edilmemesi çalışmanın eksiklikleri arasında gösterilmiştir (5).

Osteoartritin başlangıcı ve gelişimindeki önemli biyomekanik etkenlerden birisi eklem yüklenmeleridir. Kalça abdöktörlerinin zayıflaması, ekleme gelen yüklenmeleri artırdığından, abdöktör zayıflıkları hastalarda osteoartrit ile istatistiksel olarak anlamlı şekilde ilişkilendirilmiştir (6). Literatürde, FO varyasyonlarının eklem kuvvetleri ve kas aktivitelerine olan etkileri araştırılmakla birlikte, ayrıca abdöktör kas zayıflıkları durumunda kas ve eklem yüklenmelerinin nasıl etkilendiği de araştırılmıştır. Fakat abdöktör zayıflıklarında FO mesafesinin artırılması, eklem ve kas yapılarına gelen fazladan yüklenmeleri ne kadar

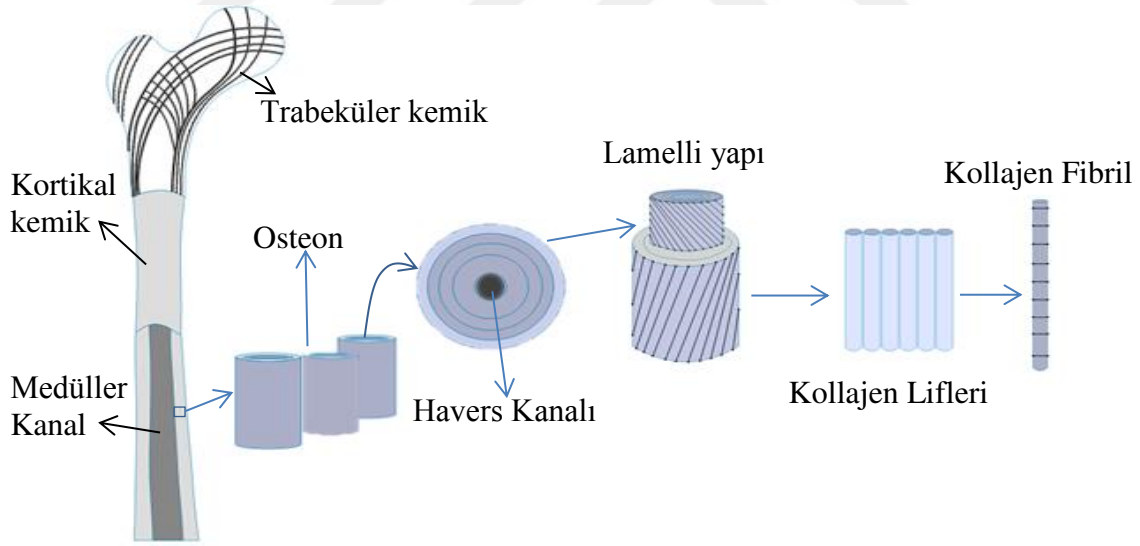
kompanse edebildiği araştırılmamıştır. Bu alışma kapsamında, FO'nun, çeşitli seviyelerde azalan abdktr moment üretebilme kapasitesini ne ölçüde kompanse edebileceği ve eklemlere gelen yüklenmelerde etkili olup olamayacağı da değerlendirilmiştir.



2.GENEL BİLGİLER

2.1. Kemik Dokusu

Kemik oldukça özelleşmiş bir bağ dokusudur. Biyolojik olarak kompozit, yapısal olarak karmaşıktır. Her bağ dokuda olduğu gibi kemik dokuda da hücreler ve ekstraselüler matriks bulunmaktadır. Fakat kemik, diğer bağ dokulara ek yüksek içerikli olarak inorganik mineral tuzlarını içermektedir. Bir materyal olarak düşünüldüğünde kemik, temel yapısı kollajen proteinlerden oluşan, mineral tuzlarıyla güçlendirilmiş kompozit bir materyaldir (7). İçinde bulundurduğu önemli mineraller; kalsiyum fosfat (hidroksiapatit) ve kalsiyum karbonat olmakla birlikte kollajen proteinleri tip1 kollajen liflerinden oluşmaktadır. Mekanik olarak bakıldığında mineral tuzları rijitlik ve sertliği sağlarken, kollajen lifler dayanım ve tokluğu sağlamaktadır. Mikroskobik seviyede kemik, tabakalı kompozit yapıya benzetilebilir ve bu yapı yorulma dayanımı açısından önem taşımaktadır (Şekil 1).



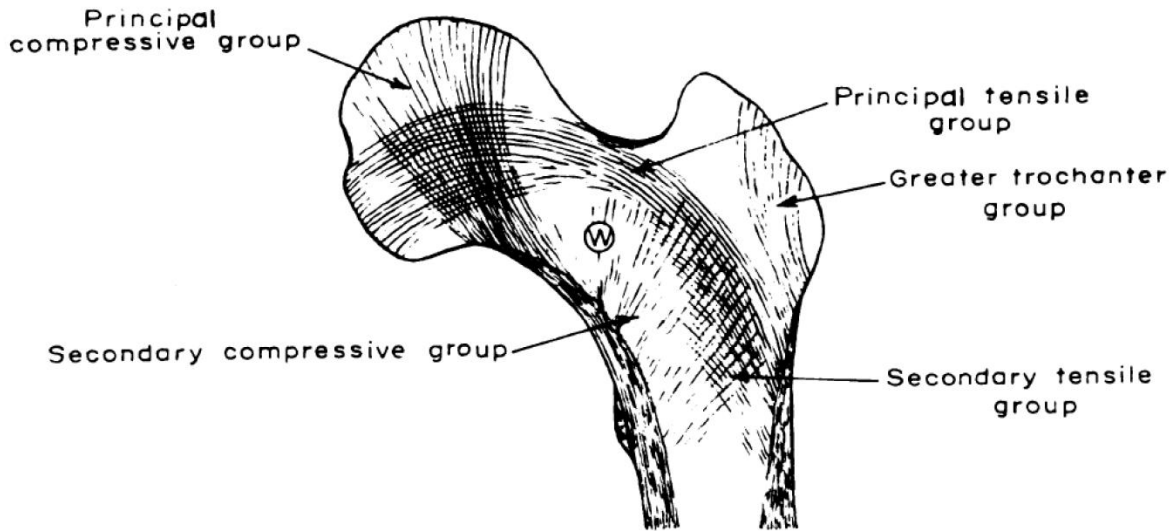
Şekil 1. Kemiğin Yapısı

Mikroskobik açıdan bakıldığında ise, kemik iki farklı dokuya sahiptir: Kortikal kemik ve kanselöz kemik (kompakt kemik – trabeküler kemik). Kortikal doku kemiğin duvar yapısı oluşturur ve çok yoğun ve rijit yapıdadır. Kanselöz doku ise kemiğin orta boşluğunda bulunan az yoğunluklu poroz yapıya sahip ve daha kolay şekil alabilmektedir. Bu iki dokunun da mekanik özellikleri yoğunluklarına bağlı olarak değişim göstermektedir.

Kemik aynı zamanda dinamik bir dokudur ve mekanik etkilere bağılı olarak adaptasyon yeteneğine sahiptir. Bu mekanizma, osteoklastların mineral ve kollajenleri çözmesiyle ya da osteoblastların yeni mineral ve kollajen oluşturmaları yollarıyla olmaktadır. Bu adaptasyon, kemiğe yapı olarak istenilen fonksiyonlara cevap vermesine olanak sağlar. Uygulanan yüklere bağılı olan bu adaptasyona Wolff Kanunu adı verilmektedir. Bir ortopedi cerrahı olarak kariyerini sürdürdüğü sıralarda Julius Wolff, kemiğin iç yapısının geometri ve fonksiyonuna bağılı olarak değiştiğini gözlemlemiştir (8). Femur iç yapısının çizimini ortaya koymuştur.

Singh, trabeküler kemik yapısını, aktiviteler sırasında taşıdığı yüklere göre bası ve çeki yüklerini taşıyan çizgiler üzerinden sınıflandırmıştır (9). Singh, bu sınıflandırmayı Şekil 2' de görüldüğü gibi beş temel trabeküler yapı üzerinden yapmıştır :

- Birincil çeki yüklerini taşıyan grup
- Birincil bası yüklerini taşıyan grup
- İkincil çeki yüklerini taşıyan grup
- İkincil çeki yüklerini taşıyan grup
- Büyük trokanter grubu



Şekil 2. Femur kemiğinin mekanik yükler altında gelişen yapısı(9)

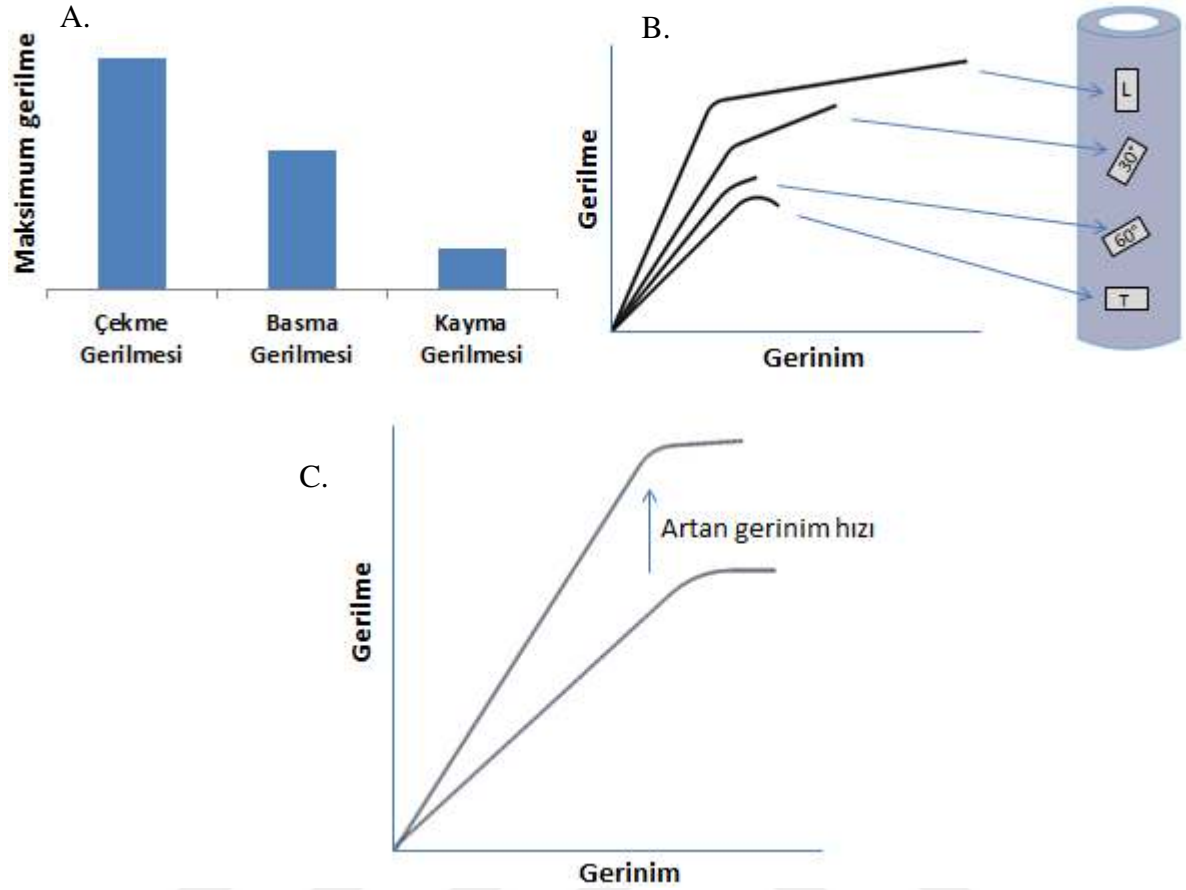
Femur kemiğinin geometrik özelliklerine bakıldığında ise, kemiklerde yüksek gerilmeye sebep olan yüklenme türleri daha çok burulma ve eğilmedir. Bir femur

düşünüldüğünde şaft kısmı geometrik olarak ortası boş olan dairesel bir kesitten oluşmaktadır. Bu kesit, diğer kesitlere kıyasla burulma ve eğilme gerilmelerine en dayanıklı profildir.

2.2. Kemiğin Mekanik Özellikleri

Kemik, vücutta dış minesinden sonra gelen en sert yapıdır fakat günlük aktivitelerde önemli olan özelliği rijitliğidir. Rijit yapı kemik dokunun yük altında deformasyona uğramasını engeller ve vücut postürünü korur. Kemik içeriğindeki mineral oranı bu rijitlik değerini belirleyen unsurdur. Çocuklarda kemik doku daha fazla kollajen içerirken, yetişkinlerde daha fazla mineral içermektedir (10). Sonuç olarak çocuklarda kemik doku daha esnek yapıdayken, yetişkinlerde rijit bir yapıya ulaşmaktadır. Fonksiyonel olarak bakıldığında da yetişkinlerdeki kemik doku, çocuklardakine oranla daha fazla yüke maruz kaldığından rijitlik değerleri farklılık göstermektedir. (Şekil 3.C) Ayrıca kemik dokunun çoğunlukla bası yüklenmeleri altında çalışması, kemiğin dinamik yapısından dolayı, bası yönünde dayanıklılığı sağlarken, çekme ve kayma gerilmesi dayanımları daha düşüktür.

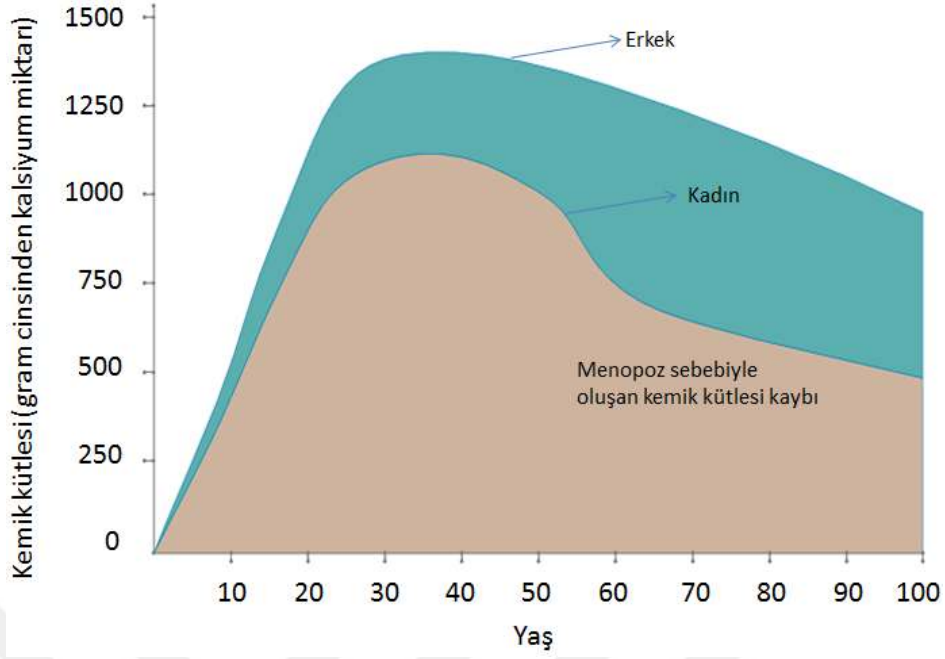
Kemik anizotropik ve viskoelastik özelliklere sahiptir. Bu özellikler kemik içeriğindeki kollajen miktarına bağlı olarak değişim göstermektedir. Doku içinde uzunlamasına bulunan kollajen lifler özünde uzun zincirli polimerlerdir. Bu zincirlerin molekülleri arasında birincil kovalent bağ bulunurken, lifler arasında ikincil kovalent bağ bulunmaktadır. Aksiyel yüklenmelerde etkin olan birincil kovalent bağlar iken, yatay yüklenmelerde ikincil kovalent bağlar etkindir. Bu sebeple kemik, aksiyel yüklenme altında daha dayanıklı bir yapı gösterirken, yatay yönde dayanımı azdır (11). Bu davranış anizotropik olarak nitelendirilmektedir. Polimerler, molekül yapıları gereği viskoelastik yapıdadır. Malzeme özelliklerinin zamana bağlı olduğu durumlarda malzeme viskoelastik olarak isimlendirilmiştir. Örneğin, kemik dokusu viskoelastik davranış sergiler. İki farklı yükleme hızı ile yüklenen malzemeler farklı gerilme-şekil değişimi eğrisi gösterir. (Şekil 3.C) Bu eğrilerde yükleme hızı arttıkça, elastik modülü, akma ve çekme gerilmeleri artarken, süneklik ve şekil değiştirme hızı azalır.



Şekil 3. A. Kemik dokunun farklı yükler altındaki dayanımı B.Kemik dokusunun anizotropik davranışı C. Kemik dokunun viskoelastik davranışı (11)

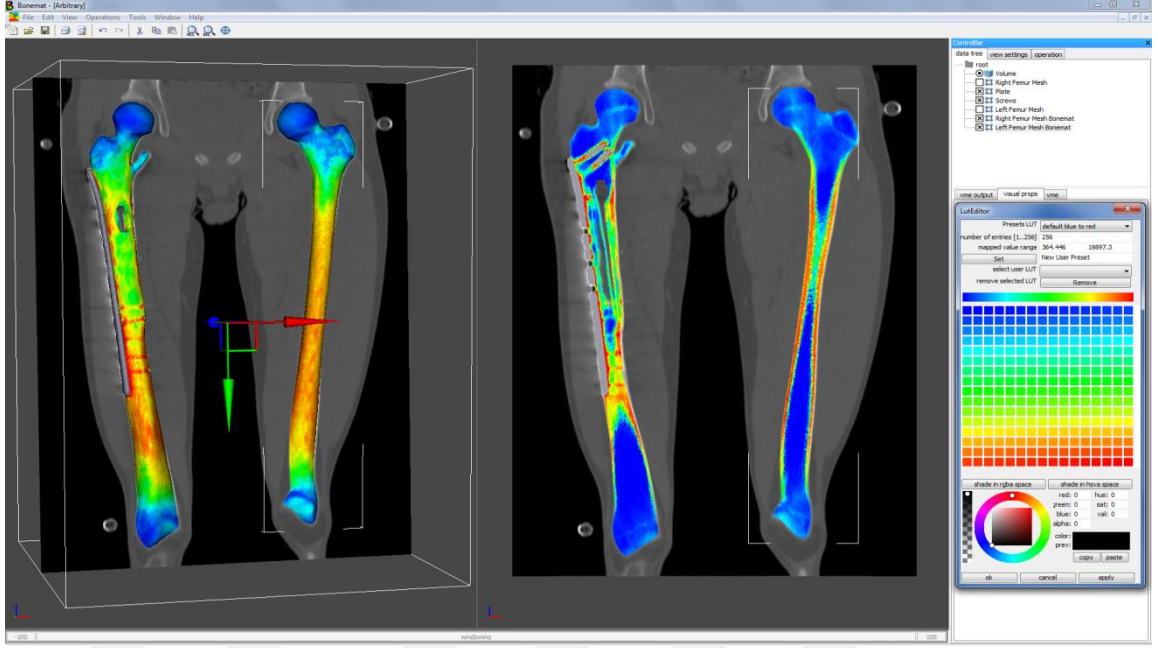
Yükleme hızı, yukarıdaki anlatılanlara bağlı olarak, hasarların tahmin edilmesinde göz önüne alınmalıdır. Dış çapraz ligamanların hasarı buna klinik bir örnek verilebilir. Ligaman dokuları kemik dokularından daha az viskoelastik davranış gösterirler. Düşük yükleme hızlarında kemik dokusu ligaman dokusundan daha zayıftır. Yüksek yükleme hızlarında ise kemik doku ligamandan daha kuvvetlidir. İşte mukavemetteki bu geçiş, genellikle yükleme hızı arttıkça ligaman yırtılmalarının veya ligamanların kemikten ayrılmasının nedenlerini açıklamada kullanılır. Viskoelastik malzemeler genellikle gerilme-şekil değişimi eğrilerinde bir histerisis ortaya koyarlar. (Şekil 3.C)

Kemik dokunun mekanik özellikleri yaşla birlikte değişim göstermektedir. Kortikal ve kanselöz yapılarıdaki yoğunluk yaşlandıkça azalır kemik zayıflarken rijitliği azalır, daha kırılğan bir yapıya dönüşür. Tüm bu sebeplerden ötürü kemik doku için mekanik özellikler tek bir değerle ifade edilememektedir.



Şekil 4. Yaş ile birlikte değişen kemik kütlesindeki değişim

Sonlu elemanlar analizlerinde, gerçekçi sonuçların elde edilebilmesi için sadece kemik geometrisinin değil, materyal özelliklerinin de doğru girilmesi gerekmektedir. (Şekil 4) Hayat boyu değişkenlik gösteren kemik kütlesi ve mekanik özelliklerinin kişiden kişiye farklılaşması bunun en önemli sebeplerindendir. (Şekil 5) Bilgisayarlı tomografi, kemik doku için üç boyutlu modelleme olanağı sağlayabildiği gibi aynı zamanda her piksel için bulunan “Hounsfield Unit” (HU) değerleri sayesinde materyal özelliklerini belirlemek ve analizlerde kullanma olanağı da sağlamaktadır. HU ve kemik dokunun yoğunluğu arasında lineer bir ilişki olduğu gösterilmiştir (12). Kemiğin elastik modülü için ise, yapılan çalışmalarda, yoğunluğun üstel fonksiyonu ile ifade edildiği görülmektedir (12). Belirlenen materyal özellikleri, yoğunluk ve elastik modül olmakla birlikte izotropik veya ortotropik olarak şekillendirilebilmektedir. İzotropik özellikler Şekil 3.B’de görülen yöne bağlı modül farklılıklarını kapamamaktadır. Ortotropik özelliklerde ise tüm yönler için farklı elastik modüller tanımlanmakla birlikte, üç düzlemde de kayma modülleri tanımlanmaktadır. Sonuç olarak, sonlu elemanlar analizlerinde tüm kemik dokulara aynı materyal özelliklerini tanımlamak ya da kortikal ve kanselöz yapılar için iki ayrı materyal atamak yerine, kemiğin kendi iç yapısına uygun, her element için farklı materyal özelliklerini tanımlamak fizyolojik olarak uygun ve analiz sonuçlarının daha gerçekçi olmasını sağlayacaktır.



Şekil 5. Bilgisayarlı tomografi üzerinden belirlenen kemik doku mekanik özellikleri illüstrasyonu

Peng, kemik materyal özelliklerini tanımladığı ve aynı zamanda izotropi-ortotropik olarak karşılaştırdığı çalışmasında HU ve yoğunluk değerleri arasındaki bağıntıyı aşağıdaki bilgiler ışığında oluşturmuştur (12).

- Yoğunluk ve HU değerleri arasında lineer ilişki bulunmaktadır.
- En sert kortikal kemik yoğunluğu 2 g/cm^3 tür. HU değeri olarak 1500'e denk gelmektedir.

- HU değerinin sıfıra eşit olduğu su için ise yoğunluk değeri 1 g/cm^3 tür.

Yoğunluk ile elastik modül arasındaki ilişkiyi ise üstel fonksiyon olarak kortikal ve kanselöz kemikler için ayrı olarak tanımlamıştır.

Aynı zamanda Carter ve Heyes'in çalışmasında bu denklemin dokudaki gerinim hızı ile değişkenlik gösterebileceğini ifade edilmiştir (13). Kemiğin akma dayanımı ve çekme dayanımı da yoğunluk ile tanımlanmaktadır. Kemiğin yük altındaki dayanımı yoğunluğa bağlı olmasına karşın, akma gerinimi bu değerden bağımsız olabilmektedir.

2.3. Kalça Eklemi

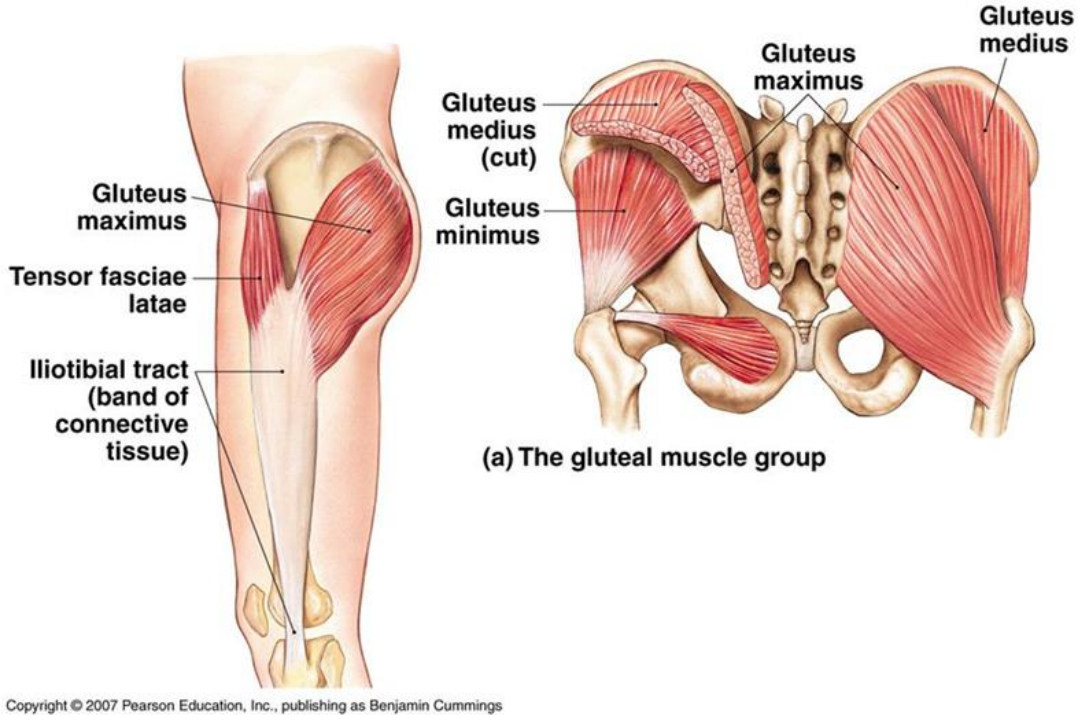
Kalça eklemi, femur ve ilium, iskium, pubis kemiklerinin oluşturduğu pelvis kemiklerini içeren bir soket eklemdir. Femur başı, pelvis kemiğinin asetabulum boşluğuna oturarak bu eklemi oluşturmaktadır (14). Bu sayede femur başı üç yönde de dönme hareketinde bulunabilmektedir. Bu dönme hareketleri sadece kapsüler ligamanlar ve acetabulum derinliğine bağlı olarak sınırlanabilmektedir. Kalça eklemi sinoviyal eklem olmakla birlikte, her iki eklem yüzeyinde de kıkırdak doku bulunmakta ve eklem kapsülü ile çevrelenmektedir. Kapsülün iç yüzeyi, sinoviyal membran, sinoviyal sıvı üreterek eklem kayganlığını sağlamaktadır. Eklem, her yönde dönme hareketine izin vermekle birlikte femur ve pelvis arasında hiçbir translasyon hareketine izin vermez.

Kalça eklemine kontrol eden ve özellikle yürüme aktivitesi sırasında en çok kuvvet üreten kas grubu olan kalça abdüktörleri dört bileşenden oluşmaktadır. (Şekil 6) Bunlar; Gluteus Medius, Gluteus Maximus, Gluteus Minimus ve Tensor fascia Latae'dir (15).

Gluteus Medius : Gluteus Medius kası üç ayrı bölüme ayrılarak incelenmektedir. Bunlar liflerin bulunduğu yerlere göre hacimsel olarak eşit, anterior, orta, posterior lifler olarak ayrılmıştır (16). Anterior kas lifleri, anterior iliak krestten neredeyse dikey olarak büyük trokanterin üst noktasına uzanmaktadır. Orta bölümdeki lifler biraz daha yatay uzanırken, posterior lifler neredeyse femur boyun eksenine paralel olacak şekilde uzanmaktadır. Orta ve posterior lifler yürüyüş sırasında adım başlangıcından, döngünün orta kısmına kadar pelvis stabilizasyonunda önemli görev alır (17) .

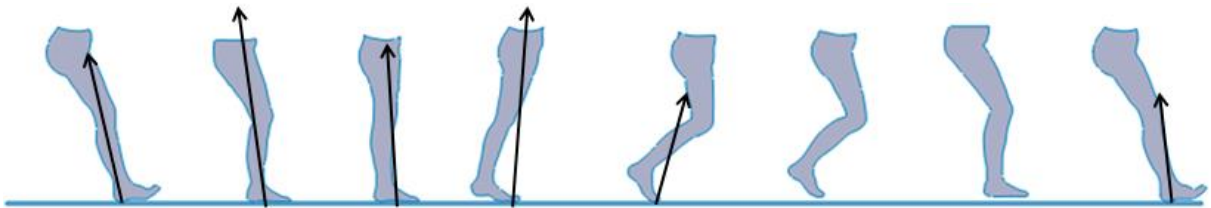
Gluteus Minimus : Gluteus Medius un hemen alt kısmında yer alan bir diğer abdüktör grubu kastır. Bir taraftan büyük trokanterin anterior kısmına bağlı iken, diğer taraftan ilium un dış yüzeyinde anterior ve inferior gluteal çizgilere bağlanmaktadır. Görev olarak, gluteus medius a yardımcı pelvis stabilizasyonudur.

Tensor Fascia Latae : İliak krestin dış ucundan başlararak iliotibial banda eklenmektedir. Abdüksiyon fonksiyonunu desteklerken, gluteus minimusun anterior lifleri ile birlikte kalçanın medial rotatoru olarak da görev almaktadır (18).



Şekil 6. Kalça abdükör kasları

Kalça eklemleri hareketi, üç düzlemde de gerçekleşebilmektedir fakat hareket açıklığı olarak en fazla sagittal düzlemde (20° ekstansiyon - 100° fleksiyon). Frontal düzlemdeki hareket 30° addüksiyon ile 45° abduksiyon aralığındadır. Transvers düzlemde ise 30°-40° aralığında iç rotasyon, 60° dış rotasyon yapabilmektedir (19). Normal bir yürüyüşte, maksimum fleksiyon topuğun yere temas etmeden önce bacağın öne atılması esnasında gerçekleşmektedir. (Şekil 7) Maksimum ekstansiyon ise ayak parmak uçlarının yere olan temasını kesmeden hemen önce gerçekleşmektedir (20).



Şekil 7. Yer ile temas halindeyken yürüme döngüsü, zemin reaksiyon kuvvetleri ve oluşturduğu momentler

Femoral başa etki eden kuvvetler, vücuda gelen dış yüklenmeler ve iç kuvvetler, kasların ürettiği kuvvetlere bağlıdır. İki ayak üzerindeki duruş konumunda, üst ekstremiteleri yükü pelvis aracılığı ile iki femoral başa eşit olarak iletilir. Burada her iki kalça eklemi de

yaklaşık olarak vücut ağırlığının üçte birini taşımaktadır (21). Tek ayak duruşunda ise kalça eklemine gelen yükler önemli derecede değişiklik göstermektedir. Yürüyüş parametreleri de dikkate alındığında bir kalça eklemi yürüyüş sırasında tek ayaktan destek aldığında vücut ağırlığının %138 - %432 si aralığında yük taşımaktadır (22).

Günlük aktiviteler sırasında kalça eklemine gelen yükler kas-iskelet modelleri ve analitik yöntemler ile elde edilmeye ayrıca in vivo olarak güç dönüştürücü implante edilen kalça protezleri üzerinden ölçülmüştür (23).

2.4. Kas Anatomisi ve mekanik modellenmesi

Yaptığımız her hareket kaslar tarafından üretilir ve kontrol edilirken, ligamanlar ile sınırlandırılmaktadır. Kalça eklemi birçok ligamana ve eklemi kaplayan kapsüler ligamanlara sahiptir. İskelet kasları, kemiklerin hareketini sağlayan kas tipidir. Bu kasların gövde kısmı bir demet halinde bağlı olan kas liflerinden ve dışında bu lifleri saran perimisyum kılıfından oluşmaktadır. Tendonlar, kas gövdelerini kemiğe bağlayan yapılardır. Kaslar, omurilikteki nöronlar ile aktive olurlar ve impulslar aksonlar yolu ile kas liflerine iletilir ve kasılma gerçekleşir. Kasılma, kas gövdelerinde kılma, mekanik anlamda bası yüküne karşılık gelmektedir. Kas gövdesinde çeki yükü oluşması da ek motor birimleri tarafından gerçekleştirilmektedir.

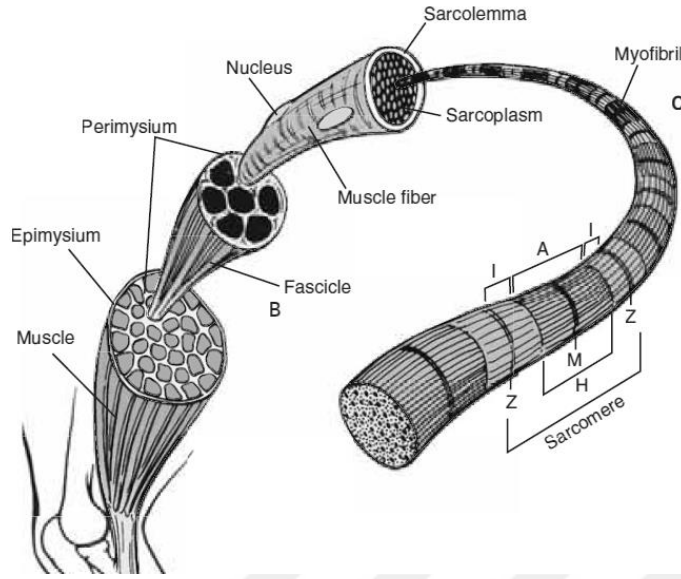
Kalça eklem hareketini kontrol eden yaklaşık olarak yirmi üç kas vardır. Tüm bu kasların kemiklere bağlanma noktaları ve fonksiyonları birbirinden farklıdır (Tablo 1). İskelet kasları vücutta tendonlar aracılığı ile minimum iki farklı noktadan bağlıdır, bunlara orijin ve insersiyon noktaları adı verilmektedir. Orijin noktası hareket esnasında stabil kalan, insersiyon noktası ise hareket halinde olan kısımdır. Ek olarak bazı büyük iskelet kasları (gluteus maximus vb.) sadece iki bağlanma noktası haricinde farklı tendonlara da bağlı olabilmektedir.

İzometrik kasılma, kasların kısalmadan çekme yükü üretmesi anlamına gelmektedir. Bu tip kasılmalarda maksimum potansiyel kuvvet kullanımı ortaya çıkar. Kas gücü yapılan aktivite yoğunluğuna ve yaşa bağlı olarak artış ya da azalış göstermektedir.

Tablo 1. Kalça eklemine hareket ettiren kaslar ve fonksiyonları

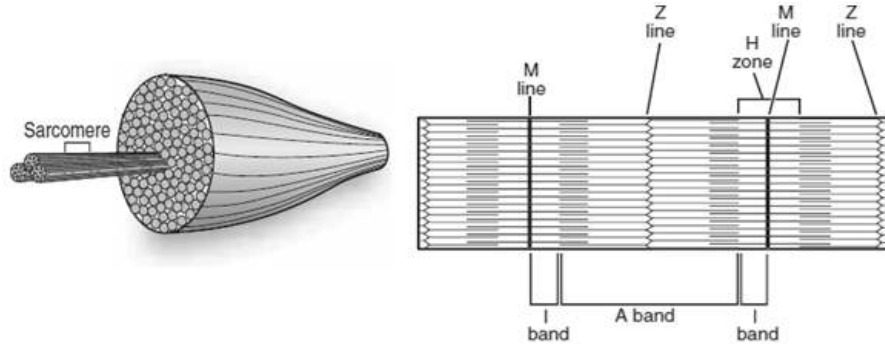
Kaslar	Fleksiyon	Ekstansiyon	Abdüksiyon	Addüksiyon	İç Rotasyon	Dış Rotasyon
Adductor Brevis	x			x	x	
Adductor Longus	x			x	x	
Adductor Magnus		x		x	x	
Biceps Femoris		x				
Gemellus Inferior						x
Gemellus Superior						x
Gluteus Maksimus (Superior)			x			x
Gluteus Maksimus (Inferior)		x		x		x
Gluteus Medius			x		x	
Gluteus Minimus			x		x	
Gracilis				x	x	
Iliacus	x					
Obturator Externus						x
Obturator Internus						x
Pectineus	x			x		
Piriformis			x			x
Psoas Major	x					
Quadratus Femoris						x
Rectus Femoris	x					
Sartorius	x		x			x
Seminembranosus		x				
Semitendinosus		x				
Tensor F. Latae	x		x		x	

Kasların anatomik yapısı, mekanik davranışlarını anlamak için temel basamağı oluşturmaktadır. Şekil 8’ de görüldüğü gibi kaslar, uzun silindirik yapılara sahip fibril adı verilen kas tellerinden ve bunların oluşturduğu demetlerden meydana gelmektedir. Kas hücrelerinin çoğunluğunu kas lifleri oluşturmakla birlikte, perimisyum ve kan damarları farklı lif demetlerinin aralarında bulunan yapılardır. Kas lifi çok çekirdekli hücre yapısındadır ve demetler içinde birbirlerine paralel olarak uzanmaktadırlar. Kas liflerinin içinde, kuvvet üretmek için gereken nöral sinyali ileten motor nöronlar bulunmaktadır. Kas lifleri yaklaşık olarak 100µm çapında olmakla birlikte birbirlerine yumuşak dokularla bağlıdırlar (24).



Şekil 8. İskelet kaslarının yapısı (25)

Kas liflerinin içinde, bu yapıları oluşturan, yaklaşık 1µm çapında miyofibriller bulunmaktadır. Fibrillerin birbirine paralel uzandığı gibi, miyofibriller de kas lifleri içinde paralel olarak uzanmaktadır. Miyofibriller, filament adı verilen, yapısında aktin ve miyozin proteinlerinin bulunduğu basit mekanik yapılardan oluşmaktadır. Filamentler ise Şekil 9’da görüldüğü gibi içerisinde seri şekilde tekrarlı olarak bulunan sarkomerlerden oluşmaktadır (24).



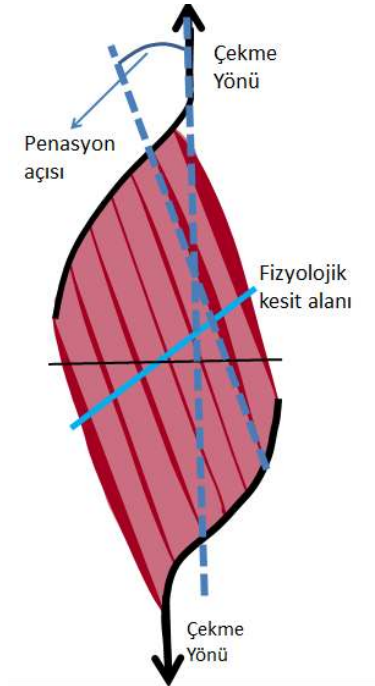
Şekil 9. Sarkomer yapısı (25)

Sarkomerlerin yapısında A bandı, I bandı, Z çizgisi ve M çizgisi olarak tanımlanan bölümler bulunmaktadır. Her sarkomer bir Z çizgisiyle başlayıp tekrar Z çizgisiyle sonlanmaktadır. Z çizgilerinin iç kısımlarında ise aktin filamentlerini içeren I bandı bulunmaktadır ve ince filament olmaları sebebiyle ışığı geçirme oranları yüksektir. I bantlarının arasında ise daha kalın yapısı olan miyozin filamentlerini içeren A bandı

bulunmaktadır. A bandı kalın filament olması nedeniyle ışığı geçirme oranı düşüktür. A bandının orta bölümünde kasların gevşeme halinde daha geniş, kasıldığında ise daralan H bandı bulunmaktadır. M çizgisi ise H bandının orta kısmından geçen yapı olarak tanımlanmaktadır.

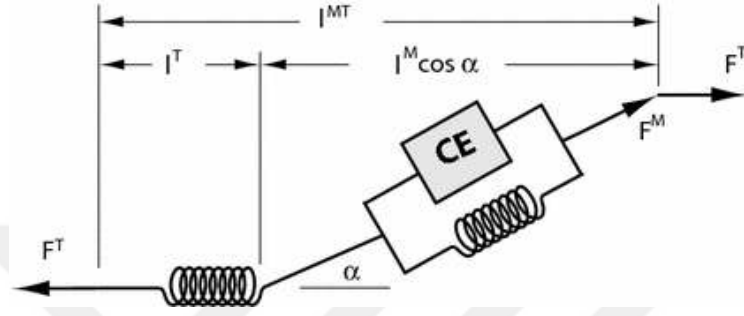
Kas kasılmasına moleküler seviyede baktığımızda, nöral sinyallerin alınmasının ardından kas hücreleri içinde bulunan kalsiyum iyonlarının (Ca^{+2}) salınmasıyla gerçekleşmektedir. Ca^{+2} burada ATP az enzimini aktive etmekle görevlidir. Bu mekanizmaya daha kapsamlı baktığımızda, kas liflerine merkezi sistemden gelen nöral sinyaller dihidropiridin reseptörlerini uyarır ve sarkoplazmik retikulumdaki Ca^{+2} salınarak hücre içine dağılır. Ca^{+2} aktin filamentinin üzerindeki troponin moleküllerine bağlanarak tropomiyozin iplikçliğini kaydırır. Böylece aktin ve miyozin arasındaki bağlantı kanalları açılarak ATP hidrolize edebilen miyozin başları aktinlere bağlanarak kasılma sürecini başlatır.

Kas mekaniğinde, kas liflerinin nasıl bir yönelme düzenine sahip olduğu önem taşımaktadır. Lif yönü her zaman kas kasılmasının olduğu yönde değildir. Böyle durumlarda tendonlar ile kas lifleri arasında bir açı oluşmaktadır. (Şekil 10) Bu açı penasyon açısı olarak adlandırılmaktadır. Bir diğer önem taşıyan kavram ise, kasların fizyolojik kesitsel alanlarıdır. Şekil 23'te görüldüğü gibi fizyolojik kesit alanı, kas liflerine dik olarak belirlenen kas gövdesinin orta bölümünün kesitsel alanıdır.



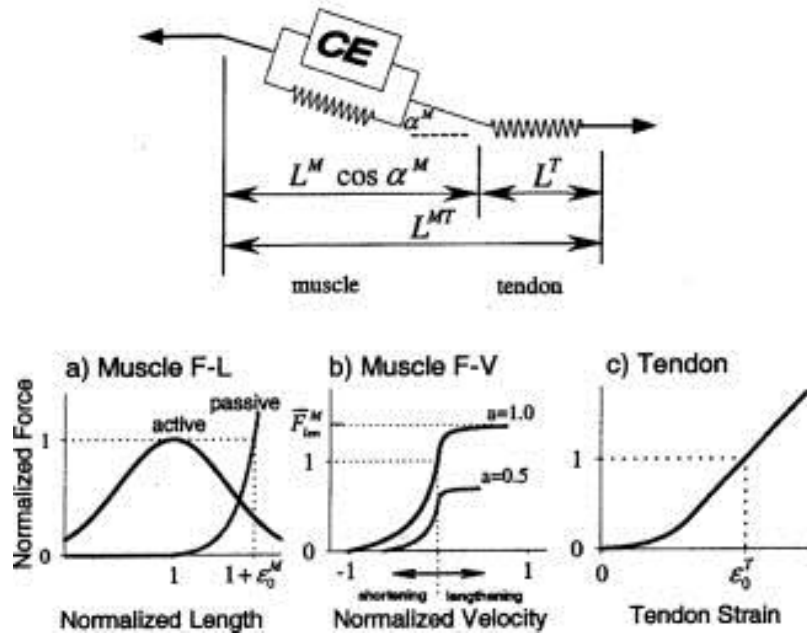
Şekil 10. Penasyon açısı ve fizyolojik kesit alanı

Kaslar için ilk matematiksel model Hill tarafından gerçekleştirilmiştir (26). Şekil 11’ de görüldüğü gibi, Hill kas modelinde iki farklı element bulunmaktadır. Birincisi kasılmayı sağlayan kontraktıl element, ikincisi ise kasların uzadığı durumlarda yay gibi davranan pasif element olarak tanımlanmaktadır. Tendon kuvveti ise, iki elementin oluşturduğu toplam kuvvetin penasyon açısının kosinüsü ile çarpıyla elde edilmektedir.



Şekil 11. Hill kas modeli(26)

Bu modelden sonra birçok geliştirilmiş Hill kas modeli ortaya konmuştur (Şekil 12). Thelen, kas kasılması sırasında üretilen kuvvet ile kas uzunluğu, kasılma hızı arasındaki ilişkiyi ortaya koymuştur (27). Kas kasılmasının başlangıcında gerçekleşen nöral sinyaller ile Ca^{+2} salınımı sürecini aktivasyon dinamiği başlığı altında matematiksel olarak ifade etmiştir.



Şekil 12. Thelen kas modeli (27)

2.5. Total Kalça Artroplastisi

Modern kalça artroplastisinin gelişimi 1960 larda İngiliz ortopedi cerrahı John Charnley ile başlamıştır (28). Siopack ve Jergesen'in araştırmalarına göre osteoartrit, TKA nedenlerinin yüzde 70'lik dilimini oluşturduğunu ortaya koymuştur (29). Diğer sebepler arasında ise romatoid artrit, avasküler nekroz ve kemik tümörleri bulunmaktadır. Hurwitz, osteoartriti olan hastalarda asimetrik yürüyüş, örnek olarak azalan adım mesafesi, azalan eklem hareket açıklığı ve etkilenen kısımlarda kas momentinin azalması, görülmektedir (30). Hastaların yürüyüş karakteristiğini değiştiren bu hareketler, kalça eklemine gelen yükleri azaltmak ve bu yolla ağrıları azaltmaya yönelik olmaktadır. Bu durumdan etkilenen abdüktör kasların kuvveti, ağrıyı azaltmak ve kullanım azlığından kaynaklı olarak bu hastalarda zayıflamaktadır (31).

TKA sonrası bu ağrılar azalmakta ve hastalar günlük aktivitelerde daha iyi hareket edebilmektedir (32). Bunun sonucu olarak, kasların daha çok kullanılması yeniden sağlanmakta ve zayıflayan kasların tekrar kuvvetlenmesi, eski fonksiyonlarına geri dönmesi beklenmektedir. Fakat, bazı araştırmalar göstermektedir ki, yürüyüş bozuklukları kalça artroplastisi sonrası iki yıl (33) dört yıl (34) gibi sürelerde devam edebilmektedir. Sebep olarak ise, ilerleyen yaş, devam eden mevcut kas zayıflığı, hareketsiz yaşam tarzı, obezite ve yetersiz rehabilitasyon süreci, fonksiyonel olarak hastaların iyileşmesine engel olabilmektedir (35).

TKA sonrası abdüktör kas zayıflığı, adım sürecindeki tek ayak duruş süresinin azlığı ve kalça ekstansiyonun azlığı gibi sebepler ile bağlantılıdır. Ayrıca, osteoartriti veya kalça artroplastisi olan hastalarda, yürüyüş sırasında abdüktör kasların aktivasyonunda farklılıklar görülmüştür. Sims ve ark., osteoartriti bulunan yaşlılar için yürüyüş sırasında gluetus medius aktivasyonunun, sağlıklı yaşlılara göre daha fazla olduğunu göstermişlerdir (36).

Abdüktör kasların zayıflığı ve etkilerini ortadan kaldırmak amacıyla, bu kasların moment kolunu uzatmak, yani FO'yu artırmak yoluyla iyileşmenin sağlanması önerilmektedir. FO'nun artırılması ile abdüktör moment kolu artırılarak daha az bir kuvvet ile hareketlerin sağlanabileceği beklenmektedir.

FO, femurun anatomik ekseninin kalça eklemine olan dik uzaklığıdır. Şekilde de görülebileceği gibi, FO'nun artması, abdüktör moment kolunun artması anlamına gelmektedir. Fakat bu etkinin ne derece olduğu, abdüktör kas grubu başta olmak

üzere tüm kaslara ve kalça eklemine gelen yüklere, fiziksel iyileşme kapsamında, ne kadar etkisi olduğu net olarak bilinmemektedir. Ayrıca artırılan FO sonucunda yürüme sırasında femur üzerinde oluşan gerilmelerin nasıl değişeceği de önemli bir parametredir.

Yapılan bazı çalışmalar göstermektedir ki, TKA olan hastalarda adım mesafesinin kısılmasına bağlı olarak yürüme hızı düşmektedir ve hastalar sagittal düzlemde daha az kalça hareket açıklığına sahip olmaktadır (37-39). Bu hareket açıklığının azalması; ağrı, kas zayıflığı veya iyileşmemiş yumuşak doku hasarlarından kaynaklanabilmektedir.

Bennett ve ark. operasyon tarihinden 10 yıl sonra yaptıkları bir çalışmada, artroplasti sonrası ağrısı bulunmayan 10 hasta ile yürüme analizi yaparak eklem hareket kabiliyetlerini değerlendirdikleri çalışmalarında, ağrı olmamasına rağmen hala eklem hareketlerinin kısıtlı olduğunu gözlemlemiştir (40). Kas zayıflıkları bu durumun sebebi olabilmektedir. Araştırmalar, TKA sonrası 24 hafta (41) ve bir yıl sonra (42) kas gücünün geri kazanıldığını, fakat bu geri kazanımın geldiği nokta etkilenmeyen taraftaki kaslarla karşılaştırıldığında yine de zayıf olduğu göstermektedir (43). Operasyondan iki yıl sonra bile, hastaların sağlıklı taraflarına göre kas zayıflığı olduğuna ortaya koyan farklı çalışmalar bulunmaktadır (44).

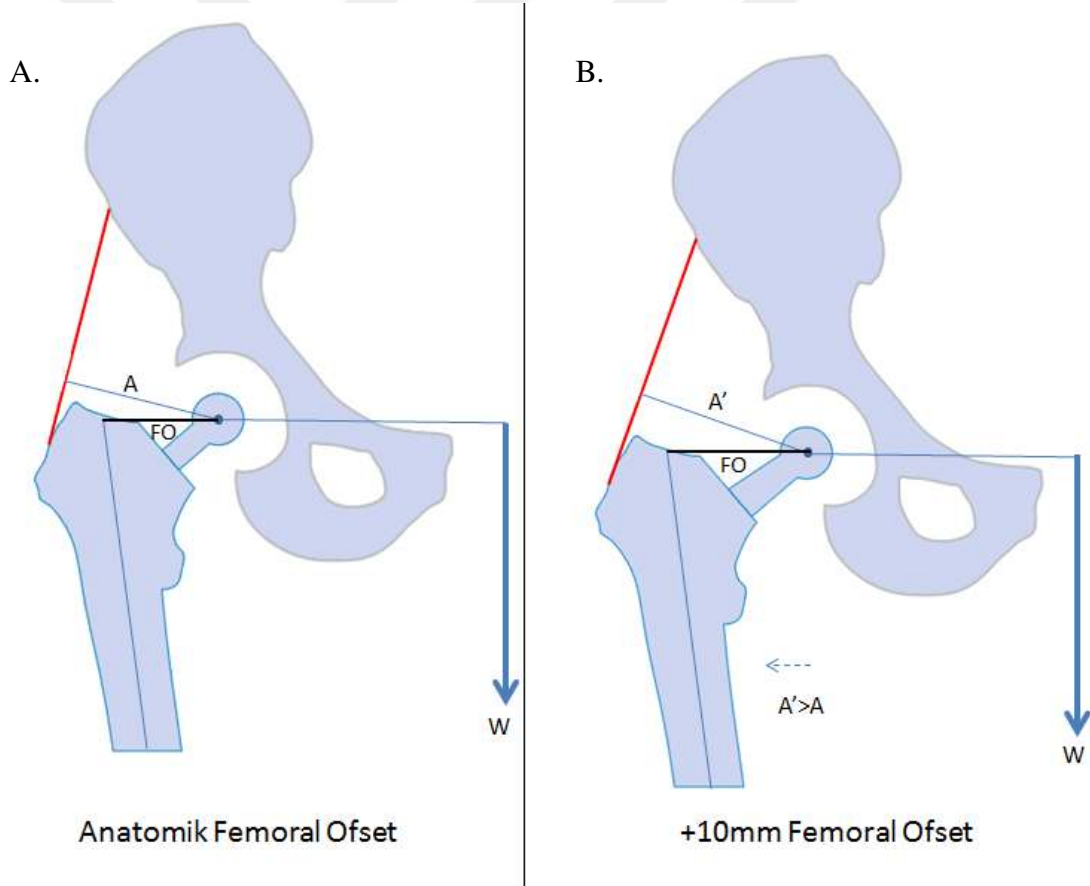
Beaulieu ve ark., TKA olan hastaların kalça abdüktör momentlerinde önemli derecede azalma gözlemlemiştir (45). Kas gücü, yumuşak dokunun gördüğü hasarla bağlantılı olduğundan, operasyonun posterior yaklaşım ile gerçekleştirilmesinin abdüktör kaslara daha az zarar verdiği ve operasyon sonrası yürüme performansında daha etkili olacağı ortaya konmuşlardır. Bir diğer konu ise, abdüktör momentin yetersiz olmasını, moment kolunu artırarak, yani FO mesafesini artırarak, yürüme performansının gelişmesine yardımcı olmaktır.

2.6. Femoral Ofset

FO, Şekil 7’de gösterildiği gibi, femur başının dönme merkezi ile, femur uzun eksenindeki yatay mesafe olarak tanımlanmaktadır. Ofset 41-44 mm uzunluğunda değişmekle birlikte, femur büyüklüğü ile orantılı olarak artış göstermektedir (46). FO ile birlikte abdüktör moment kolu Şekil 13 üzerinde ifade edilmiştir. Mac Grory, FO mesafesinin abdüktör moment kolu ve abdüktör gücü ile doğru orantılı olduğunu istatistiksel olarak ortaya koymuştur (2). Kalça biyomekaniği kapsamında, FO abdüktör kuvvetini ve moment kolunu etkilediği için kalça eklemine gelen yükleri de etkilemektedir.

TKA'da, FO mesafesinin anatomik duruma göre artırılması ile, kalça eklemine gelen yüklerin azaldığı, daha iyi yumuşak doku gerginliğinin elde edildiği ve dislokasyon riskinin azaldığı sonuçları gözlemlenmiştir (47,48). Farklı bir açıdan değerlendirildiğinde ise, kullanılan modüler implantlar için kırılma riskinin arttığı ve boyun-stem bağlantısında korozyon oluşabileceğini gösteren çalışmalar bulunmaktadır.

Kalça artroplastisi sonrası, fonksiyonel iyileşmenin değerlendirilmesi yürüme karakteristiğinin operasyon öncesine dönebilmesiyle gözlemlenebilmektedir. Bazı araştırmalar, kalça artroplastisi geçiren hastaların yıllar sonra yürüme bozukluklarının devam ettiğini göstermektedir. Bu durumun çeşitli sebepleri olabilmekle beraber, önemli bir sebebi abdüktör kas zayıflıklarıdır. Bu hastalarda yapılan yürüme analizi çalışmalarında, azalan tek ayak duruş süresi, azalan kalça ekstansiyon hareket açıklığı, azalan kalça abdüktör momenti ve devamında pozitif Tredelenburg işareti gözlemlenmektedir.



Şekil 13. A. Anatomik Femoral Ofset B. 10 mm artan femoral ofset ile değişen moment kolu ve abdüktör kas yönü

2.7. Kas-İskelet Sistemleri

Kas-iskelet sistemlerinde, dış yüklenmelere karşılık gelecek iç kuvvetleri hesaplamak için mühendislik mekaniğine ve dolayısıyla en temelde Newton Kanunlarına gereksinim duyulmaktadır. Bu yasaları kısaca özetlersek:

1.Yasa : Bir parçacığa etki eden kuvvetler toplamı sıfır ise, cismin hızı sabittir ya da baştan hareket halinde değil ise sıfıra eşittir.

2. Yasa : Bir parçacığa etki eden kuvvetlerin toplamı sıfıra eşit değil ise, bu kuvvetler toplamı parçacığın lineer momentumundaki değişim hızına eşittir. Eğer kütle sabitse, kuvvetler toplamı parçacığın kütlesi ve ivmelenme değerlerinin çarpımına eşittir.

3.Yasa : Bir parçacık kendine etki eden kuvvet kadar aynı doğrultulu, zıt yönlü ve eşit büyüklükte bir tepki kuvveti oluşturur.

2.7.1 Bir Eklemin Statik Analizi

Eklemin her fleksiyon açısı veya pozisyonunda uygulanan moment, kuvvet ve vücut ağırlığı etkileri kasların ürettiği kuvvetler ve eklem reaksiyon kuvvetleri ile dengelenmektedir. Bir eklem için Newton yasalarını uyguladığımızda statik denge aşağıdaki denklemlerle ifade edilebilmektedir.

$$\sum F = 0 \text{ (Kuvvet dengesi)}$$

$$\sum M = 0 \text{ (Moment dengesi)}$$

Dolayısıyla bu denklemleri eklem açtığımızda;

$$F_{M1} + + F_{Mi} + + F_{Mn} + F_e = F_{int} \text{ (Kuvvet dengesi)}$$

$$R_{M1} \times F_{M1} + + R_{Mi} \times F_{Mi} + + R_{Mn} \times F_{Mn} + M_e = M_{int} \text{ (Moment dengesi)}$$

F_{Mi} : Bir kas kuvveti

F_e : Eklem Kuvveti

F_{int} : Segmanlar arası iletilen kuvvet

R_{Mi} : Bir kas için moment kolu

M_e : Eklem Momenti

M_{int} : Segmanlar arası iletilen moment

Bu denklemler ile üç boyutlu düzlemde, üç kuvvet denklemi ve üç moment denklemi elde edilmektedir. Fakat bir eklem matematiksel modellendiğinde, altı denklemin çözebileceği

bilinmeyen sayısı olan altıdan çok daha fazla bilinmeyene sahip olmaktadır. Bu sebeple, bir eklem için doğrudan denge denklemleri ile çözüm yapılamamaktadır. Fakat bazı geliştirilen optimizasyon yöntemleri ile kas kuvvetleri ve eklem reaksiyon kuvvetlerine yaklaşık tahmin yapılabilmektedir.

Kas-iskelet modellerindeki gelişmeler, son yıllarda bilgisayarların hesaplama güçlerinin artması ve geliştirilen algoritmalarla birlikte önemli oranda artış göstermiştir. Optimizasyon yöntemi gibi hesaplamalı yaklaşımlar zamanla geliştikçe insan hareketlerinin analizinde yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır.

Optimizasyon, statik açıdan kararsız denklem sistemlerini çeşitli sınırlandırılmalar ile objektif fonksiyonu iterasyonlar sonucu maksimize ya da minimize ederek çözmeyi sağlayan matematiksel bir yöntemdir. Bir optimizasyon yönteminin üç ana bileşeni vardır:

- Amaç fonksiyonu
- Amaç fonksiyonunun değerinden etkilenen bilinmeyen değişkenler
- Bilinmeyenler değişkenler için sınırlandırmalar

Bir insan eklemi, kararsız bir biyomekanik sistemdir. Her bir kasın ürettiği kuvvet, reaksiyon kuvvet ve moment bileşenleri bilinmeyen değerlerdir ve doğrudan çözülemeyen bu sistemler uygun bileşenler ile optimizasyon uygulanabilmektedir.

Amaç fonksiyonu, optimizasyon probleminin minimizasyonu veya maksimizasyonunda kullanılan ve bilinmeyenleri içeren fonksiyondur. Bir eklem sistemi için düşünüldüğünde bu fonksiyonu oluşturmak için fizyolojik olarak kas-iskelet sisteminin nasıl çalıştığına bakılmalıdır. Son yüzyılda yapılan çalışmalarda, araştırmacılar vücudun fonksiyonları gerçekleştirirken harcanan enerjiyi minimize ederek gerçekleştirdiği, böylece performansın, enerji veriminin, maksimize edildiği hipotezini ortaya koyulmuştur (49). Amaç fonksiyonunun bilinmeyenleri harcanan enerji kapsamında düşünüldüğünde, hareketi gerçekleştiren kasların aktivasyon değerlerine karşılık gelmekte ve vücudun çalışma prensibinde olduğu gibi bu aktivasyon değerlerinin minimize edilmesi gerekmektedir.

MacConnaill, çalışmasında objektif fonksiyonu her birin kasın oluşturduğu kuvvet değerlerinin toplamı olarak tanımlamıştır (50). Aktivasyon değerleri kullanılmayıp hareket boyunca oluşan kuvvetlerin toplamı minimize etmeye çalışmıştır.

Seireg, çalışmasında hem kaslarda oluşan kuvvetlerin toplamını hem de ligamanlarda oluşan kuvvetlerin toplamını kapsayan bir objektif fonksiyon tanımlamıştır. Ayrıca, kas kuvvetlerinin toplamı ile ligaman kuvvetlerinin toplamını optimizasyonda eşit ağırlıklı

kullanmamış, kullandığı katsayılar ile kas kuvvetlerinin momentleri ön planda karşılaşmasını sağlamıştır (51).

Happee, çalışmasında kas kuvvetlerinin ağırlık katsayıları ile kare değerlerinin toplamını objektif fonksiyon olarak optimizasyonda kullanmıştır (52). Kas kuvvetlerinin kare değerlerinin minimize edilmesi sonuç olarak elde edilecek kas kuvvetlerinin arasında oluşacak farkı azaltacağı teorisini kullanmıştır.

Kuvvet toplamından farklı olarak, objektif fonksiyon farklı değişkenler üzerine de kurulmuştur. Hardt ise herhangi bir aktivite sırasında oluşan kas kuvvet değerlerinin, harcanan toplam enerji miktarının minimizasyonu ile bağıntılı olduğunu ortaya koymuştur. Bu tanım kapsamında mekanik modelin yanında bir termodinamik modelin ortaya konulması gerekmektedir.

Kas-iskelet sistemleri için fizyolojik olarak bakıldığında üç temel sınırlandırma oluşturulmaktadır.

- Tüm kas kuvvetlerinin ve eklem reaksiyon kuvvetlerinin toplamı sıfırdır.
- Her düzlemde oluşan tüm moment değerleri toplamı sıfırdır.
- Tüm kas kuvvetleri, kemiğe çekme kuvveti uygulayacağı için, sıfırdan büyük ve maksimum kuvvetlerinden küçük olmalıdırlar.

Kas-iskelet modelleri biyomekanik alanında oldukça sık kullanılmaktadır. Yürüyüş analizleri yapılırken kemiğin mekanik özellikleri yanında kas-iskelet modellerinin de kullanılması gerçekçi sonuçlar sağlamaktadır.

Kas kasılma dinamiği; kas aktivasyonunun kas gücüne dönüştürülmesini kontrol eden mekanizmadır. Bir kas kuvvet üretmeye başladığında, bu kuvvet tendonlar aracılığıyla kemiklere aktarılmaktadır. Eklemde oluşan momentler, tendon kuvvetlerinin eklem merkezine göre moment değerlerinin toplamıdır. Yani her bir tendon kuvveti eklemde oluşacak momente etki etmektedir. Bu açıdan önemli olan moment kolları, kas-iskelet geometrisi üzerinden belirlenmektedir. Yapılan aktiviteler sırasında bu moment kolları sabit kalmamakla birlikte eklem dönme açılarının bir fonksiyonu olarak tanımlanabilmektedirler. Kas-iskelet modellerinin kullanım alanları arasında;

- Geometrik ve kas-tendon yapısına ait özelliklerin, bir kasın eklem momenti oluşturmasına olan etkileri
- Kasların, vücut segmanlarını ivmelendirerek günlük aktivitelerin yapılması sırasında aktivasyonlarını hesaplama

- Ortopedi cerrahisinde kullanılan prosedürlerin analizi (tendon transferi, moment kolunun değişmesi vb.) bulunmaktadır.

Aktiviteler sırasında oluşan kas ve eklem kuvvetlerinin hastaya özel olarak tahmin edebilmek, yürüme bozukluklarının tedavisine yardımcı olacağı öngörülmektedir. Bunun için ise;

- Yürüyüş sırasında yerden vücuda gelen tepki kuvvetinin yönü ve şiddetinin
- Vücut segmentlerinin hareket ölçümleri
- Bilinenler yardımıyla optimizasyon yöntemiyle kas kuvvetleri ve eklem yüklerinin hesaplanarak bulunması gerekmektedir.

Yürüme analizlerinde kuvvet plakları, yerden gelen tepki kuvvetlerini ölçmeye yararken video temelli hareket izleme sistemleri de üç boyutlu olarak vücut hareketlerini kaydetmektedir.

2.7.2. Optimizasyon Yöntemleri

Kas-iskelet modellerindeki gelişmeler, son yıllarda bilgisayarların hesaplama güçlerinin artması ve geliştirilen algoritmalarla birlikte önemli oranda artış göstermiştir. Optimizasyon yöntemi gibi hesaplamalı yaklaşımlar zamanla geliştikçe insan hareketlerinin analizinde yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır.

Crowninshield ve Brand, kas yorgunluğunun minimize edilmesi amacıyla hareket esnasında aktif olan kaslarda oluşan gerilimin minimizasyonunu bir fizyolojik kriter olarak optimizasyon problemini içinde tanımlamıştır (53). Ayrıca in vivo ölçümlerle en yakın değerleri veren kriter olarak, kas geriliminin kübik değerleri kullanıldığında $J = \sum (F_i / A_i)^n$ (n=3) ulaşıldığını ortaya koymuştur.

Buradaki amaç fonksiyonu ile ifade edilen, kaslarda oluşan gerilmelerin minimize edilmesi ile minimum enerji maksimum verim prensibine uymaktır.

Kas-iskelet sistemleri için fizyolojik olarak bakıldığında üç temel sınırlandırma oluşturulmaktadır.

- Tüm kas kuvvetlerinin ve eklem reaksiyon kuvvetlerinin toplamı sıfırdır.
- Her düzlemde oluşan tüm moment değerleri toplamı sıfırdır.
- Tüm kas kuvvetleri, kemiğe çekme kuvveti uygulayacağı için, sıfırdan büyük ve maksimum kuvvetlerinden küçük olmalıdırlar.

Kas-iskelet modelleri biyomekanik alanında oldukça sık kullanılmaktadır. Yürüyüş analizleri yapılırken kemiğin mekanik özellikleri yanında kas-iskelet modellerinin de kullanılması gerçekçi sonuçlar sağlamaktadır.

Yürüme analizlerinde kuvvet plakları, yerden gelen tepki kuvvetlerini ölçmeye yararken video temelli hareket izleme sistemleri de üç boyutlu olarak vücut hareketlerini kaydetmektedir.



3.GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araştırmanın Tipi

Çalışmada farklı FO mesafelerine sahip protez modellerinin femur ve kaslar üzerine etkileri analiz edileceğinden, sanal ortamda uygulanacak deneysel bir araştırma türü olacaktır.

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı

Araştırma Haziran 2016 tarihinde literatür tarama ile başlamış olup; etik kurul onayı 05.08.2016 tarihinde alındıktan sonra DEÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü – Biyomekanik Laboratuvarı'nda veri toplanmaya başlamış ve Kasım 2017 tarihinde sonlandırılması planlanmıştır.

3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi / Çalışma Grupları

Araştırmada, aynı kemik modeline sahip FO'leri birbirinden farklı beş kas-iskelet modeli kullanılmıştır. Ayrıca, FO, TKA sonrası yaşanabilen abdüktör kas zayıflığına olan etkisini araştırmak amacıyla farklı kas aktivasyon grupları kullanılmıştır.

3.4. Çalışma Materyali

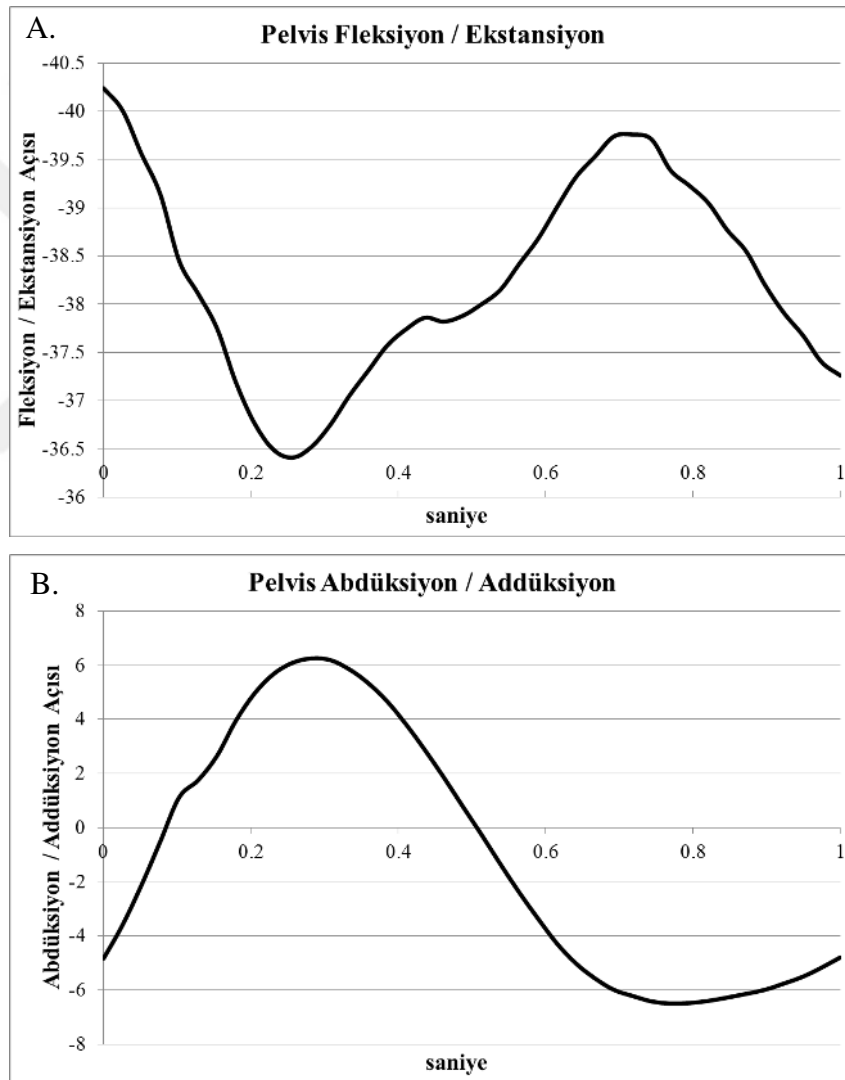
Çalışmada, sanal ortam testlerini gerçekleştirmek amacıyla bir matematiksel kas-iskelet modeli oluşturuldu. Bu model için girdi olarak, yürüme döngüsünde kinematik ve kinetik veriler kullanıldı. Katı model oluşturulmasında bilgisayarlı tomografi görüntüleri ve bu görüntüleri işleyen yazılımlar kullanıldı.

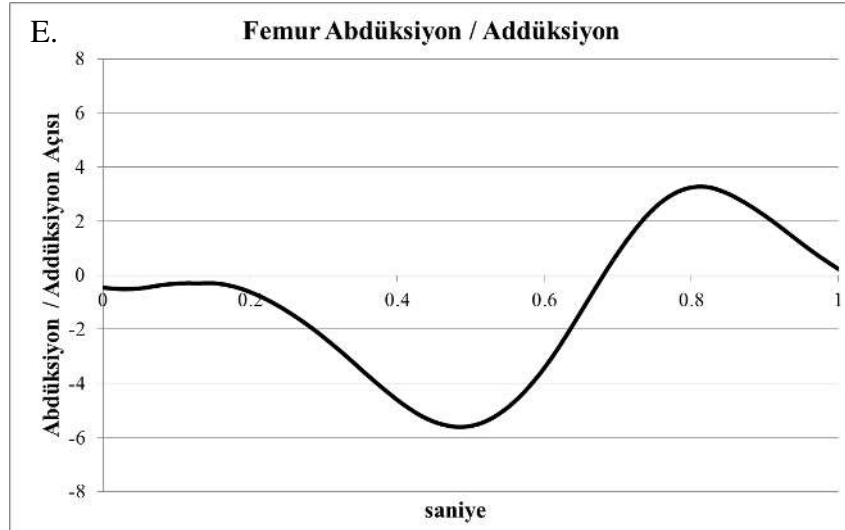
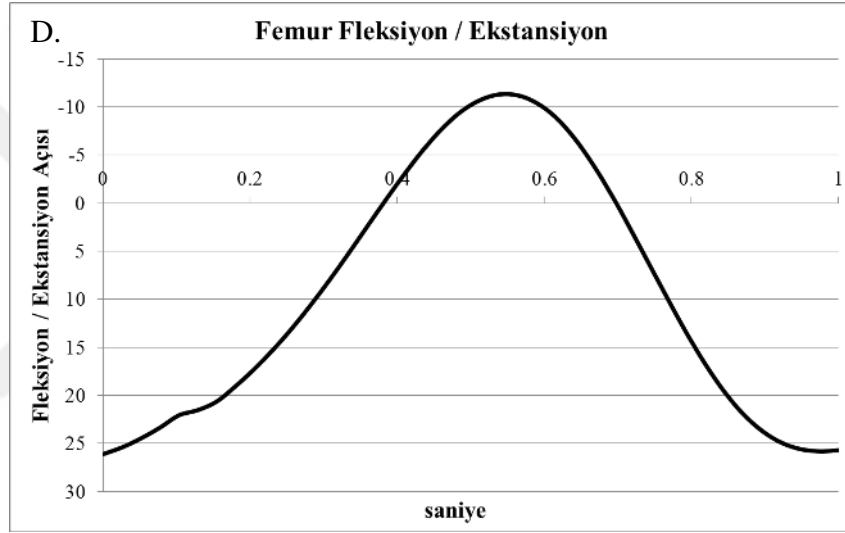
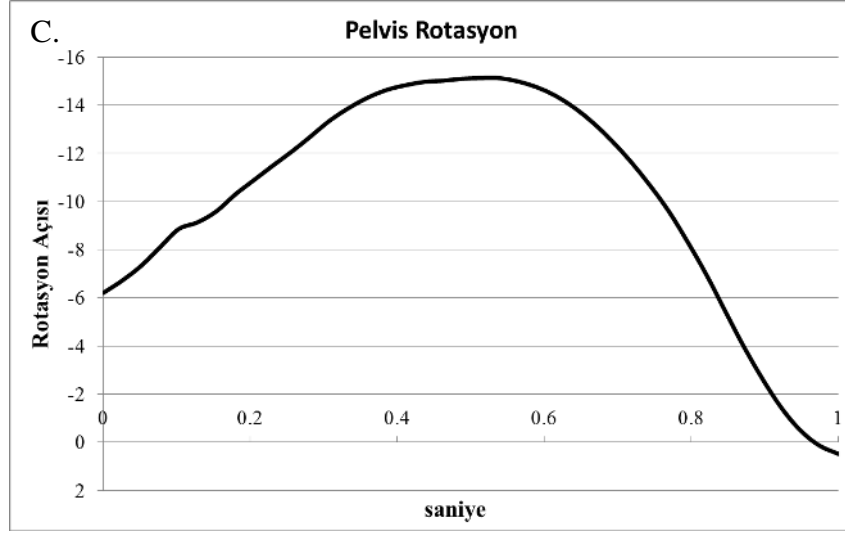
3.4.1. Kinematik Veriler

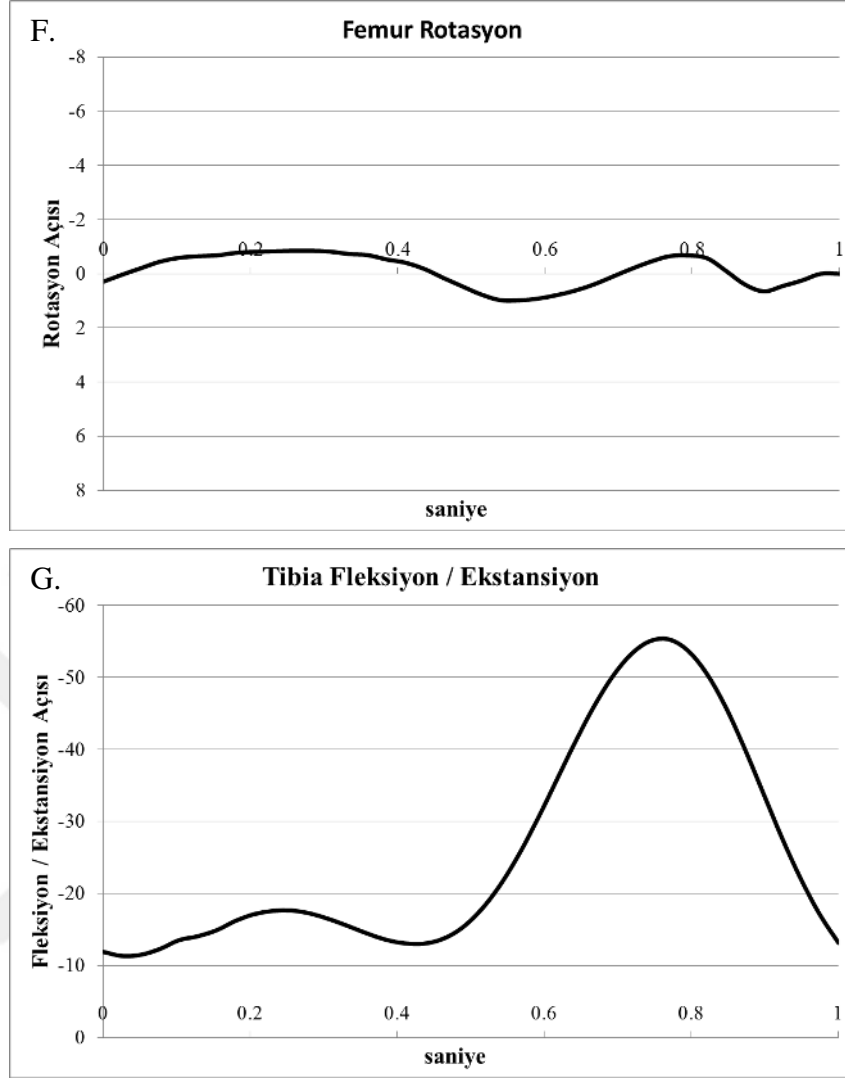
Çalışma kapsamında TKA olan hastalar için yürüme aktivitesi değerlendirilmiştir. Yürüme analizi için gereken kinematik veriler tüm kemik segmentlerinin serbestlik derecesi kapsamında, Bergmann'ın kalça eklem momentlerini in vivo olarak ölçtüğü çalışması temel

alınmıştır (23). Seçilen hasta ve aktivite numarası HSRWN4 olarak belirlenmiş olup, kinematik veriler Şekil 14' te gösterilmiştir. Pelvis ve femur için üç serbestlik derecesinde; fleksiyon/ekstansiyon, abdüksiyon/addüksiyon ve rotasyon açıları, tibia için tek serbestlik derecesinde; fleksiyon/ekstansiyon açısı bir saniyelik yürüme döngüsü sürecinde belirtilmiştir.

TKA sonrası yürüme analizi yapılan bu hasta için aynı zamanda in vivo olarak ölçülen kalça eklem kuvvetlerinin veri olarak bulunması, elde edilecek sonuçların kıyaslanmasına imkanı sunmaktadır.







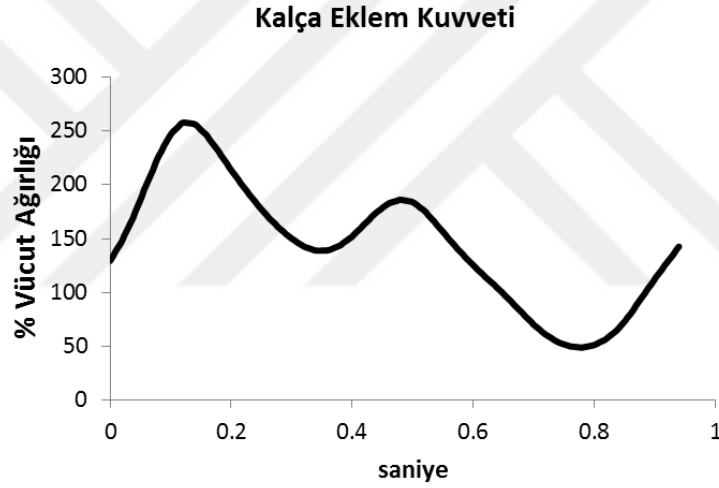
Şekil 14. Yürüme döngüsü süresince alt ekstremité kemik açıları A.Pelvis fleksiyon/ekstansiyon B.Pelvis abdüksiyon/addüksiyon C.Pelvis rotasyon D.Femur fleksiyon/ekstansiyon E.Femur addüksiyon/abdüksiyon F.Femur rotasyon G.Tibia fleksiyon/ekstansiyon

3.4.2. Kinetik Veriler

Kas-iskelet modeli analizinde kullanılan kinetik veri dış kuvvetlerdir. Vücuda yürüme sırasında etki eden tek dış kuvvet ise zeminden gelen reaksiyon kuvvetleridir. Şekil 15, çalışmada kullanılan zemin reaksiyon kuvvetlerini göstermekte iken, Şekil 16 kalça eklem reaksiyon kuvvetlerini ifade etmektedir. Bu veriler, kinematik verilerin de elde edildiği çalışmadan aynı hasta ve aynı aktivite için (HSRWN4) oluşturulmuştur (23).



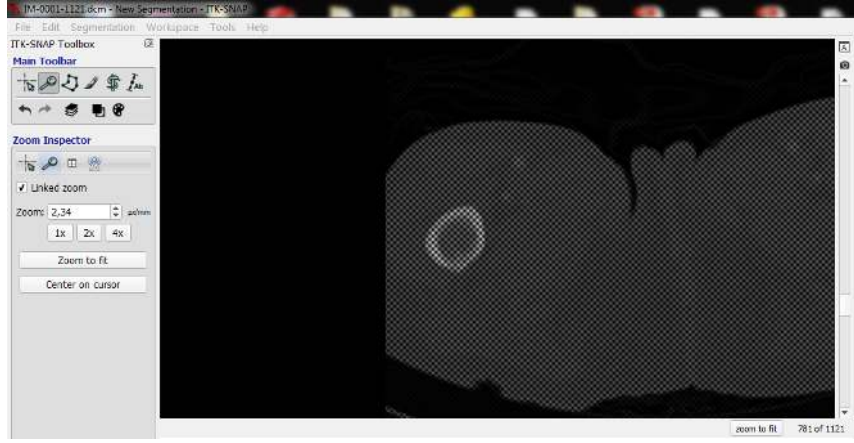
Şekil 15. Araştırmada kullanılan bir yürüme döngüsü süresinde oluşan yer temas kuvvetleri



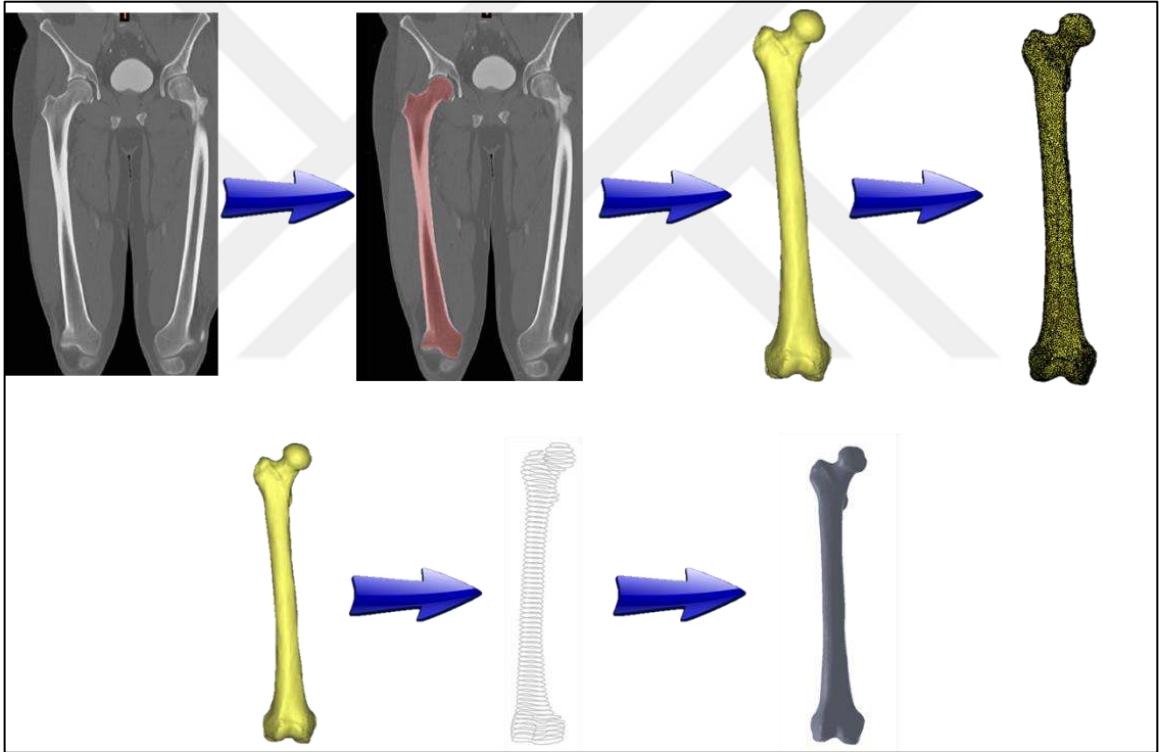
Şekil 16. In vivo olarak ölçülen kalça eklem reaksiyon kuvvetleri

3.4.3 Katı Model

Katı modelin oluşturulması bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilmektedir. (Şekil 17) Bunun için ilk aşama (segmentasyon ve yüzey modeli) olarak ITK-Snap programı kullanılmakla birlikte katı model oluşturmak için Solidworks programı Şekil 18’de açıklanmış olan yol ile kullanılmıştır.



Şekil 17. Femur kemiği için ITK-Snap programında segmantasyon ve yüzey modeli oluşturulması



Şekil 18. Katı model oluşturulma işlem süreci

Oluşturulan katı model için TKA sonrası kemik-protez modelinin oluşturulması Solidworks programı ile yapılmıştır. Seçilen protez modeli de Solidworks programında tasarlanmış olup, kemik modeline manuel olarak kalça eklem dönme merkezi intakt model ile aynı kalacak şekilde monte edilmiştir (Şekil 19).

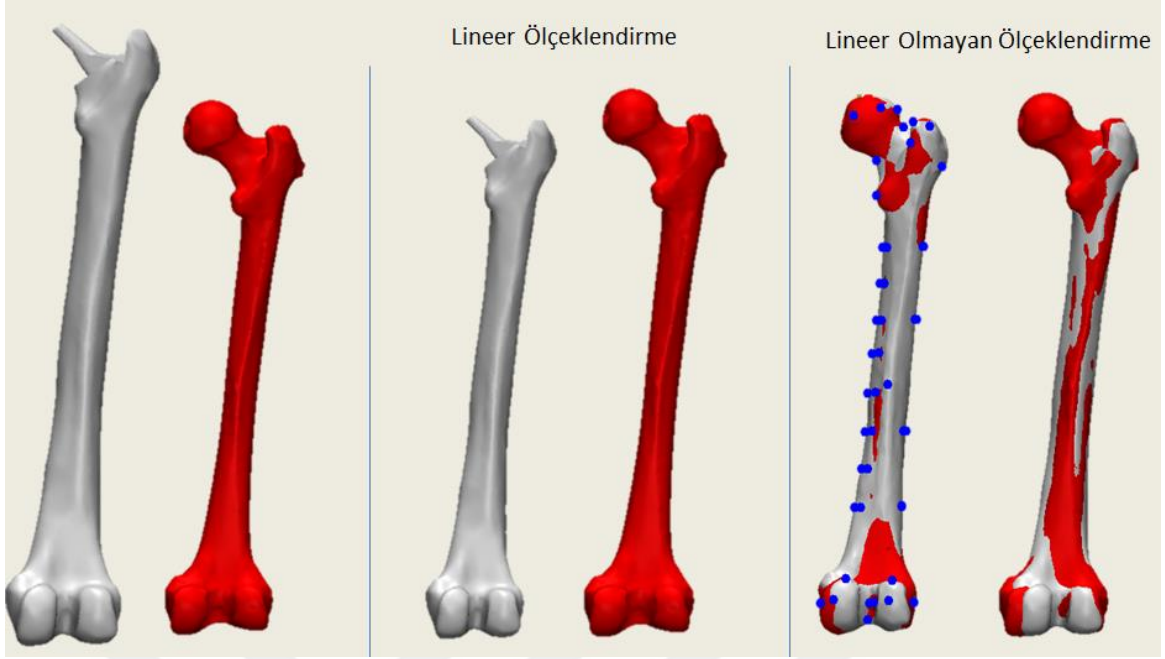


Şekil 19. Kalça protez modeli ve femur kemiğine yerleştirilmesi

3.4.4. Ölçeklendirme

İlk olarak malzeme özellikleri atanan mesh lineer olarak hedef meshin uzunluğuna getirilip boyutsal ölçeklendirme yapılmıştır. Fakat iki kemik arasında morfolojik farklılıklar olduğundan modellerin dış yüzeyleri birbiriyle örtüşmemekte ve kas eklenme noktaları doğru aktarılamamaktadır. Bu durumda radyal temelli fonksiyonlar kullanılarak yapılan ölçeklendirme ile morfolojik farklılıklar ortadan kaldırılabilir. Bu çalışmada üç boyutlu olarak manuel olarak yapılan anatomik işaretlemeler yardımı ile Grassi ve ark. ortaya koydukları ağ yapısı biçimlendirme tekniği uygulanmıştır (54).

Bu ölçeklendirme yönteminde iki basamak bulunmaktadır. İlk olarak hedef model ile geçici modelin boyları eşitlenecek şekilde lineer olarak ölçeklendirilir. Bu aşamada iki model birbirine karşılaştırıldığında aradaki morfolojik farklılıklardan dolayı kemik yüzeyleri birbirine oturmamaktadır. (Şekil 20) Bu aşamada iki kemik modeli üzerinden belirlenen birçok anatomik nokta ile radyal temelli fonksiyonlar kullanılarak morfolojik ölçeklendirme yapılabilir.



Şekil 20. Katı modelin hedef modele uygun ölçeklendirilmesi

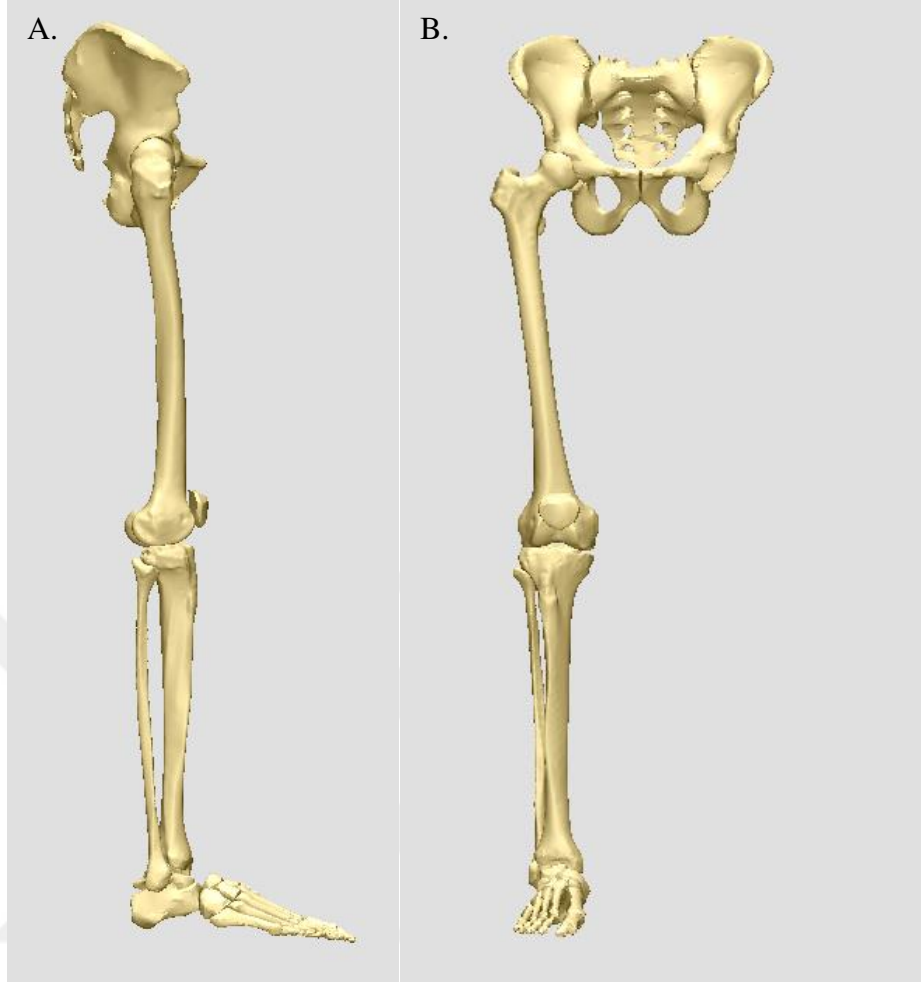
3.5. Araştırmanın Değişkenleri

Araştırmanın bağımsız değişkenlerini; kalça eklem kuvvetleri, femur üzerinde oluşan maksimum gerilme değerleri ve kalça abdüktör kas kuvvet değerleri olmakla birlikte, protezlerde kullanılan FO değerleri araştırmanın bağımsız değişkenini oluşturmaktadır.

3.6. Veri Toplama Araçları

3.6.1. Kas-İskelet Modeli

Araştırma kapsamında 5 kemik segmanı kullanılmıştır. Sağ alt ekstremiteye ait olan bu kemik modelleri; pelvis, femur, patella, tibia-fibula ve ayak kemiklerini içermektedir. (Şekil 21) Bu kemikler Horsmann'ın kadavra üzerinden kas-iskelet modeli ortaya koyduğu çalışmasından alınmış olup, hepsi için anatomik işaretlemeler, eklem eksenleri ve dönme merkezleri içermektedir (55).



Şekil 21. Kas-iskelet modeli için oluşturan alt ekstremité kemikleri A. Sagital düzlem görünüşü B. Frontal düzlem görünüşü

Oluşturulan kas-iskelet modeli 29 kas içermekle birlikte bazı yüzey alanı büyük olan kaslar kendi içinde bölünerek tanımlanmışlardır (Tablo 2). (Şekil 22) Gluteus Maksimus, Iliopsoas ve Gastrocnemius kaslarının lifleri düz bir hat halinde ilerlemediğinden, fizyolojik yapıya uygun olarak modifikasyonlar yapılmış ve şekil üzerinde anlatılmıştır.

Tablo 2. Kas-iskelet modeli kapsamında tanımlanan kaslar

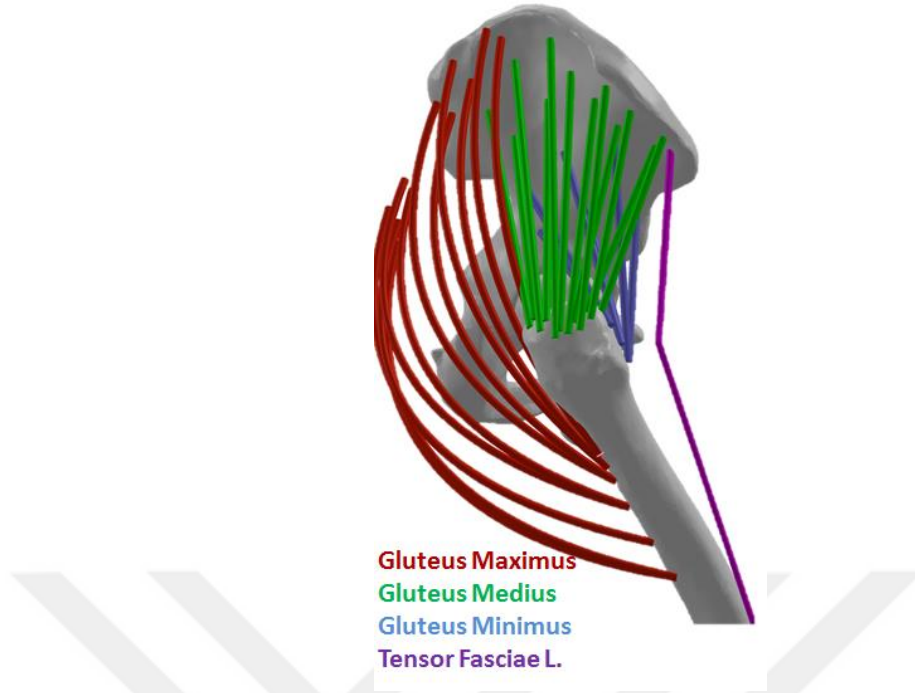
Kas	Eklenme Noktaları	Geçiş Noktası	Birim Sayısı
Extensor Digitorum Longus	Tibia – Ayak		4
Gastrocnemius Lateralis	Femur – Ayak	Femur	1
Gastrocnemius Medialis	Femur – Ayak	Femur	1
Soleus	Tibia – Ayak		6
Tibialis Anterior	Tibia – Ayak		3
Tibialis Posterior	Tibia – Ayak		6
Biceps Femoris SH	Femur-Tibia		3
Biceps Femoris LH	Tibia-Pelvis		1
Gracilis	Tibia-Pelvis		1
Sartorius	Tibia-Pelvis		1
Semimembranosus	Tibia-Pelvis		3
Semitendinosus	Tibia-Pelvis		1
Tensor Fasciae Latae	Tibia-Pelvis	Femur	2
Adductor Brevis	Femur-Pelvis		3
Adductor Longus	Femur-Pelvis		3
Adductor Magnus	Femur-Pelvis		3
Gemellus	Femur-Pelvis		2
Gluteus Maksimus	Femur-Pelvis	Pelvis	6
Gluteus Medius	Femur-Pelvis		6
Gluteus Minimus	Femur-Pelvis		3
Iliacus	Femur-Pelvis	Pelvis	3
Vastus Intermedius	Femur-Patella		1
Vastus Lateralis	Femur-Patella		2
Vastus Medialis	Femur-Patella		3
Pectineus	Femur-Pelvis		1
Piriformis	Femur-Pelvis		1
Psoas Major	Femur-Pelvis	Pelvis	1
Quadratus Femoris	Femur-Pelvis		1
Rectus Femoris	Pelvis-Patella		2



Şekil 22. Oluşturulan kas-iskelet modeli illüstrasyonu

Araştırmada kalça abdöktör kaslarının önemli bir yeri bulunmakla birlikte, tanımlamalarında yapılan modifikasyonlar ve sebepleri şu şekilde sıralanabilir.

- Gluteus Maksimus için pelvis üzerinde dönme noktaları belirlenerek, fizyolojik olarak daha uygun olması adına, alt liflerinin daha çok ekstansör olarak çalışması, üst liflerin ise hem ekstansör hem de abdöktör fonksiyonuna yardımcı olması sağlanmıştır (Şekil 23).
- Tensor Fasciae Latae için pelvisten çıkan ve femur üzerinden geçiş noktası bulunan, son olarak tibiaya bağlanan bir model oluşturulmuştur. Böylece Tensor Fasciae Latae kasıldığında geçiş noktası üzerinden femura moment iletebilecektir.



Şekil 23. Çalışmada kullanılan kas-iskelet modelinde abdükör kaslar

Araştırmada kullanılan kas-iskelet modeli Wolfram Mathematica programında hazırlanmıştır. Tüm kinematik ve kinetik veriler burada girdi olarak kullanıldı ve optimizasyon işlemleri de aynı program üzerinden yapılmıştır.

Kas-iskelet modeli kapsamında kasların mekanik olarak tanımlanması şu şekilde yapılmıştır:

- Kasların maksimal kuvvetlerini hesaplamak için; her bir kas için uzunluk, hacim, fizyolojik kesit alanı değerleri kullanıldı. Fizyolojik kesit alanı ve kas uzunluğunun çarpımı ile hacim elde edilirken, maksimal kuvvet ise fizyolojik kesit alanı ile bir kasın maksimum dayanabileceği gerilme değerinin çarpımı ile elde edilmiştir.
- Hill kas modeli kullanılmakla birlikte penasyon açısı bulunan kaslar için bu değerler saptanmıştır.
- Eklemler için serbestlik dereceleri ise;
 - Ayak bileği eklemi : Bir serbestlik derecesi
 - Diz eklemi : Bir serbestlik derecesi
 - Kalça eklemi : Üç serbestlik derecesi olarak belirlenmiştir.

Oluşturulan kas-iskelet algoritması, kinematik ve kinetik veri girdileri ile birlikte optimize edilip, çıktı olarak bir yürüme döngüsü süresince oluşan kalça eklem kuvvetleri, diz eklem kuvvetleri, ayak bileği eklem kuvvetleri, kas kuvvet değerleri çıktı olarak alınmıştır.

3.6.2. Optimizasyon Algoritması

Bu araştırmada, amaç fonksiyonu kapsamına kas gruplarının aktivasyonlarının kübik formları yanında aynı zamanda tüm kasların maksimal kuvvetlerini belirleyen çarpanı da dahil edilmiştir. $J = [\sum_{i=1}^n (F_i / F_{i \max})^3] + n.(\sigma / \sigma_{\max})^3$ ifadesi çalışmada kullanılan optimizasyon amaç fonksiyonu olmakla birlikte, açıklamaları aşağıda sıralanmıştır.

J : Amaç fonksiyonu

F_i : Kas Kuvveti

$F_{i \max}$: Kasın maksimum kuvvet değeri

n : Kas sayısı

σ : Analizde, anlık olarak, minimize edilerek kullanılan, kasların maksimum gerilme değerleri

$\sigma_{\max}$: Analizde kullanılan kasların dayanabileceği maksimum gerilme değeri (45 N/cm²)

Böylece her optimizasyonda tüm kaslar için maksimal kuvvetler de minimize edilirken, diğer yandan buna bağlı olarak kas aktivasyonları da minimize edilmektedir. Burada amaçlanan, σ değerini de optimizasyona katarak kasların maksimal kuvvetlerini yürüme aktivitesi kapsamında azaltmak ve hesaplanan kas kuvvetleri arasındaki sinerjiyi artırmaktır.

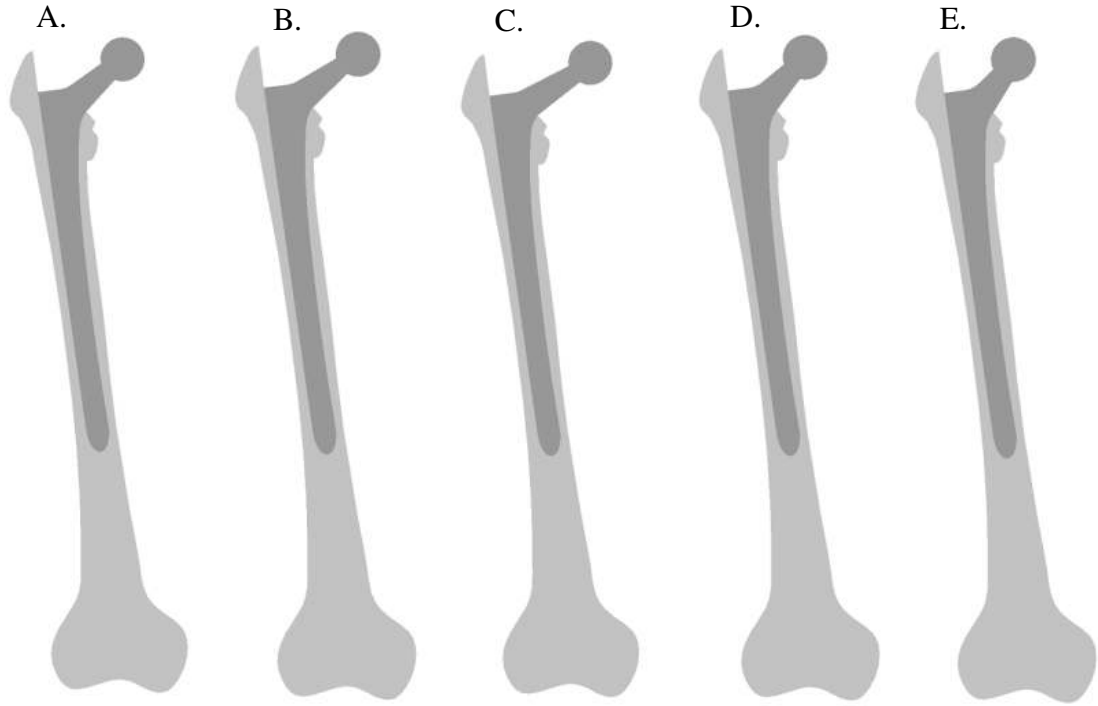
Amaç fonksiyonunun minimizasyonunda belirli sınırlandırmalar kullanılmaktadır. Bunlar kasların çalışma fonksiyonlarının kas-iskelet modeline dahil edilmesini sağlamaktadır. İlk olarak, her bir kasın oluşturacağı kuvvet pozitif olmalıdır. Çünkü kaslar, kemik dokuya hiçbir durumda bası yükü uygulayamamaktadır. İkinci olarak, hiçbir kas kendi maksimum kuvvet değerinin üzerinde kuvvet üretemez. Üçüncü olarak, dış yüklerin eklemlerde oluşturduğu momentler, kas kuvvetleriyle dengelenmelidir.

Bunların yanında sinerjist çalışan kasların aktivasyonunun birbirlerinden çok fazla uzaklaşmasını engelleyecek aktivasyon sınırlandırmaları kas-iskelet modeline dahil edilmiştir.

3.6.3. Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu elemanlar modelinin oluşturulması için gereken girdiler; katı model, materyal özellikleri ve sınır şartlarıdır. Kas-iskelet modeli analizinden alınan tüm veriler sonlu elemanlar analizinde sınır şartlarını oluşturmuştur. Sonlu eleman analizleri ANSYS

programında yapılmakla birlikte farklı FO değerlerine sahip üç boyutlu protez-femur katı modelleri kullanılmıştır (Şekil 24).



Şekil 24. Femoral ofsetleri farklı protez-femur katı modelleri A.Anatomik ofset B.+5mm ofset C.+10mm offset D.-5mm ofset E.-10mm ofset

Abdüktör kasların yürüyüş sırasında en çok yüklenen kaslar olması sebebiyle zayıf düşmeleri sonucunda hastanın yürüyüşünde, kalça eklem kuvvetinde ve kas kuvvetlerinde değişiklikler olması muhtemel görünmektedir. Bu araştırmada abdüktör kas grubundan gluteus medius ve gluteus minimus kaslarının kas-iskelet modeli içinde maksimum kuvvetleri belirli oranlarda azaltılıp (Tablo 3) analizler tekrarlanmıştır.

Tablo 3. Gluteus Medius ve Gluteus Minimus kasları için kullanılan aktivasyon değerleri

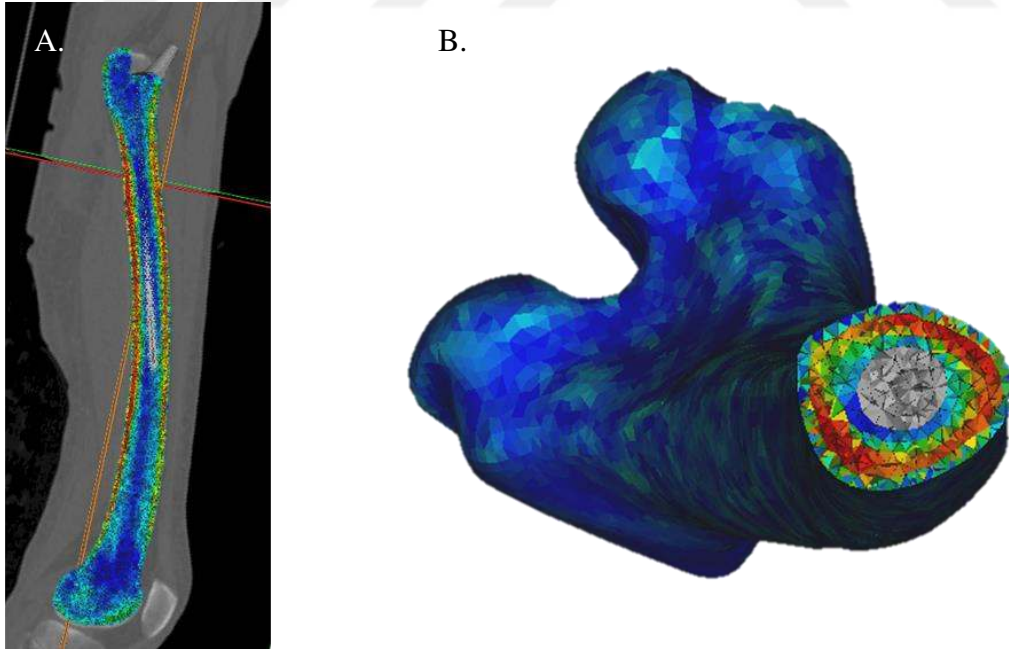
Kas Grubu	Maksimal kuvvet çarpanı
Gluteus Medius – Gluteus Minimus	0.8
	0.6
	0.5
	0.4
	0.3

3.6.3.1 Materyal Özellikleri

Materyal özellikleri tüm kemik doku için aynı, kortikal ve kanselöz doku için ayrı ayrı veya bir diğer yöntem olarak bilgisayarlı tomografi görüntüleri üzerinden mesh yapısındaki her element için ayrı ayrı belirlenebilmektedir. Bu yöntem, BoneMat programı yardımı ile uygulanabilmektedir (Şekil 25). Tomografi görüntüleriyle çakıştırılan ağ yapısında bulunan elementlere karşılık gelen HU değerleri üzerinden yoğunluk ve elastisite modülü değerleri elde edilebilmektedir.

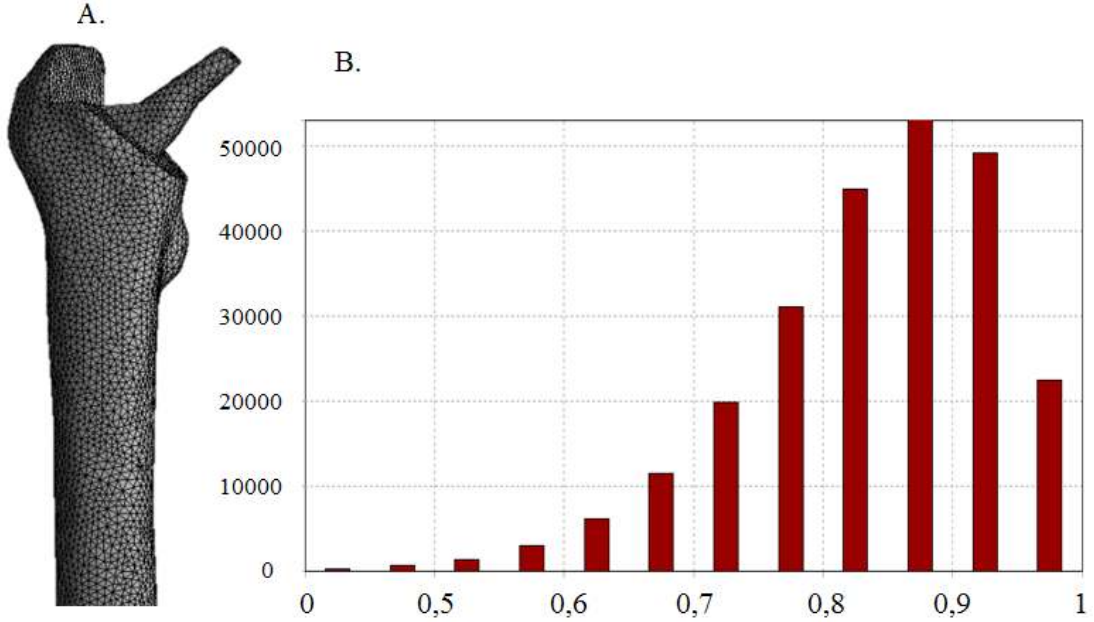
Yoğunluk ile HU değerleri arasında lineer ilişki bulunduğu gösterilmiştir. Bu sebeple denklemin genel hali $\rho = a \cdot HU + b$ şeklinde ifade edilmektedir.

Buradaki a ve b değerleri araştırma kapsamında deneysel olarak saptanıp, yoğunluk değerleri $1 \text{ g/cm}^3 - 2 \text{ g/cm}^3$ arasında değişkenlik göstermiştir. Elastisite modülü ile yoğunluk değerleri arasında ise kübik ilişki bulunmaktadır. Bu ilişkiyi genel denklemi $E = c \times \text{yoğunluk}^d$ şeklinde gösterilmektedir. Belirtilen c ve d değerleri, yoğunluk hesabında olduğu gibi deneysel olarak hesaplanmıştır. Toplamda 40 farklı materyal tanımlanıp, elastisite modülü 50 MPa – 27000 MPa arasında değişkenlik göstermiştir.



Şekil 25. Materyal özelliklerinin illüstrasyonu A.Sagital görünüm B.Aksiyel görünüm

Femur ve protez modelleri ANSYS Workbench programı kullanılarak mesh oluşturulmuştur.



Şekil 26. Femur-protez katı modelinin ANSYS programında meshlenmesi A. Proksimal femur mesh yapısı B.Element kalite değerlendirilmesi

Kullanılan ağ yapısı 4 düğüm noktalı elementlerden oluşmaktadır. Proximal femur için ağ yapısı ve tüm model için element kalite skalası Şekil 26’da belirtilmiştir.

Sonlu eleman analizlerinde model en az bir noktadan herhangi bir yönde sabitlenmeden analiz gerçekleşmemektedir. Fakat kas-iskelet modelinden elde edilen reaksiyon kuvvetleri ve kas kuvvetleri kendi içinde, analiz yapılan an için statik dengeyi sağlamaktadır. Bu sebeple, program içinde “inertia relief” opsiyonu açılarak, atalet ile fazladan oluşacak kuvvetlerin sebep olduğu yüklenmeler de dengelenmiştir. Böylece, sadece hesaplanan eklem ve kas kuvvetlerinin kemik doku üzerinde oluşturduğu gerilmeler elde edilmiştir. Bu yöntem aynı zamanda oluşacak fazla deformasyonu engelleyerek, fizyolojik duruma daha yakın sonuçlar vermektedir.

3.7. Araştırmanın Planı ve Takvimi



3.8. Verilerin Değerlendirilmesi

Analizler sonucu, bir yürüme döngüsü boyunca elde edilen kalça eklem kuvvetleri ve toplam abdüktör kas kuvvetleri ($n=15$), protezler tasarımlarındaki farklı FO değerleri sonucu gösterecekleri değişimlerin anlamlı olup olmadığı Wilcoxon işaret testi ile değerlendirilecektir.

Femur üzerinde oluşan maksimum gerilme değerleri için ise, yapılan sonlu elemanlar analizlerinden alınan sonuçlar değerlendirilmede kullanılacak olup, diğer değişkenler gibi Wilcoxon işaret testi ile değerlendirilecektir.

Verilerin değerlendirilmesinde SPSS 23.0 programı kullanılmıştır. Tüm istatistik analizlerde ‘ $p<0.05$ ’ istatistik anlamlı sınır değeri olarak kabul edilmiştir.

3.9. Araştırmanın Sınırlılıkları

Araştırmada sanal ortam analizleri kullanılacaktır. Analizler için kullanılacak veriler deneysel çalışmalardan alınacak olması ile birlikte çalışmada standart, tek bir femur modeli kullanılacaktır. Femur morfolojik olarak farklılıklar gösterebildiğinden, farklı kemik iskelet modellerinde analiz sonuçlarının ortaya koyabileceği farklılıklar çalışma kapsamında bulunmamaktadır.

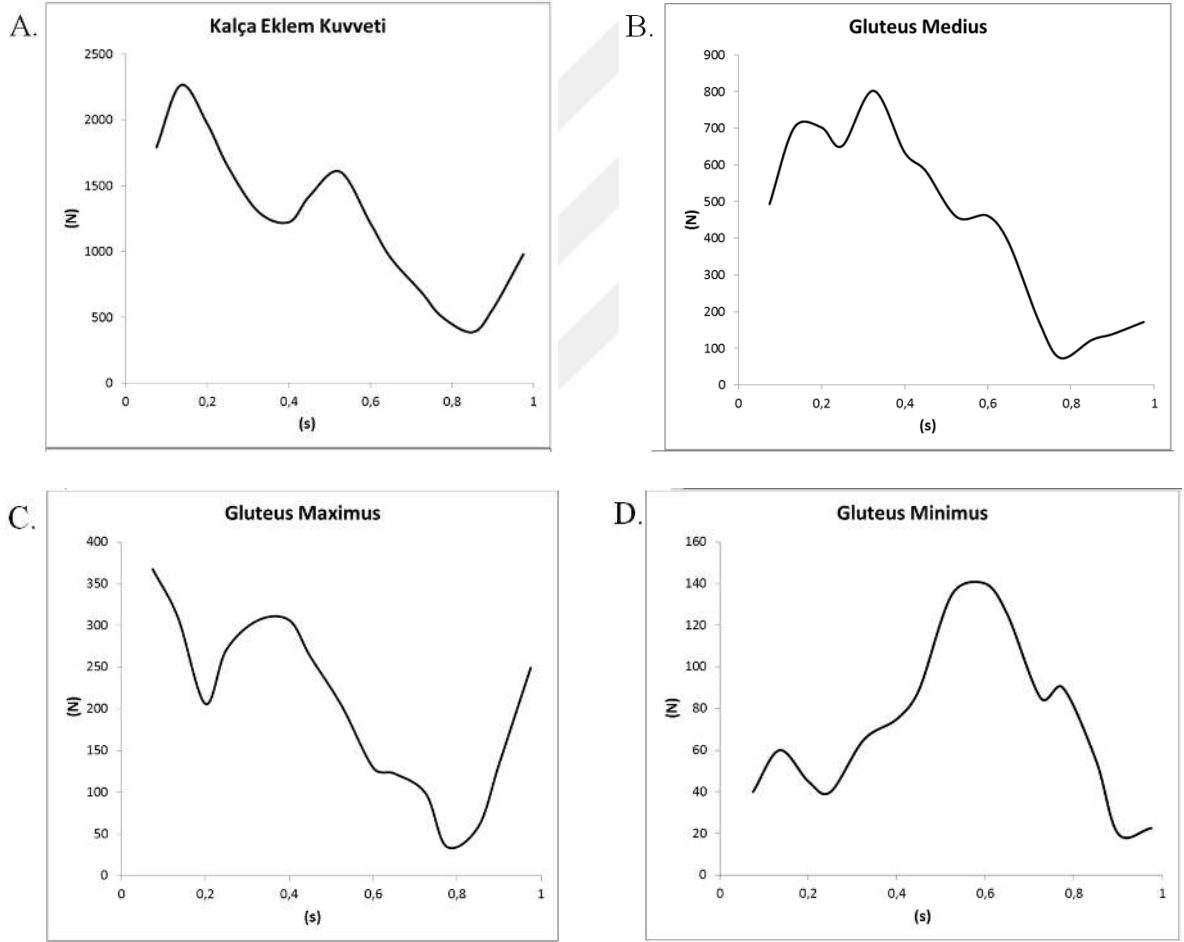
3.10. Etik Kurul Onayı

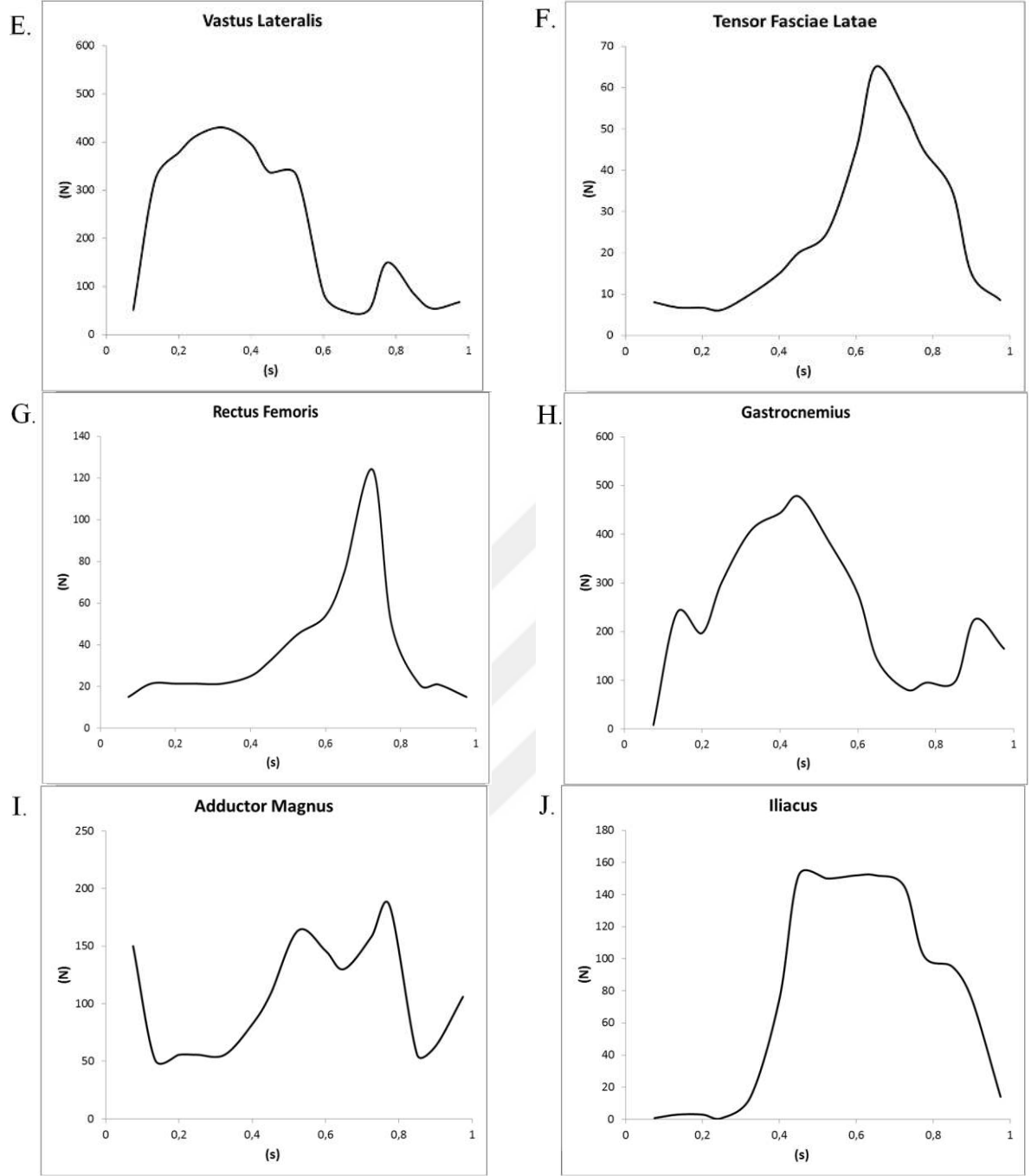
Çalışmanın etik kurul onayı; Dokuz Eylül Üniversitesi, ‘Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu’ ndan 04.08.2016 tarih ve 2016/22-17 Protokol No’lu onayı alınarak “Kalça Protezlerinde Femoral Ofset Mesafesinin Femur ve Kaslar zerine Etkileri” başlığıyla alınmıştır.

4.BULGULAR

Çalışmamızda bir yürüme döngüsü süresince farklı FO mesafelerine sahip protez modelleri kullanılarak kalça eklem kuvvetleri, kas-iskelet modeli kapsamında tanımlanan kas kuvvetleri, femur-protez modelinin deformasyon ve gerilme değerleri değerlendirilmiştir.

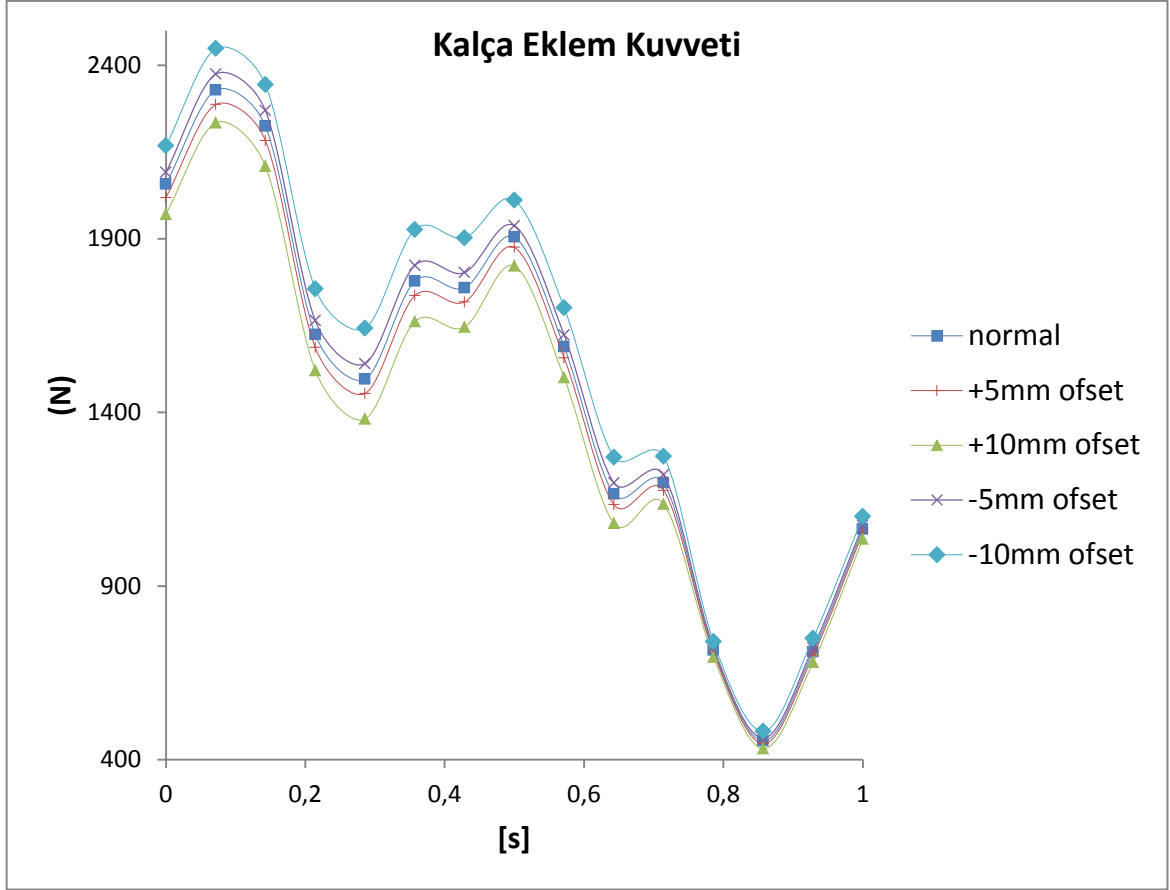
İlk olarak kas-iskelet modeli kalça modeli için oluşturulmuştur. Şekil 27' de, bir yürüme döngüsü süresince üretilen kalça eklem kuvveti, abdüktör kasların her biri için ürettikleri kuvvet ve diğer temel kas gruplarından seçilen bazı kaslar için yüklenme değerleri belirtilmiştir.



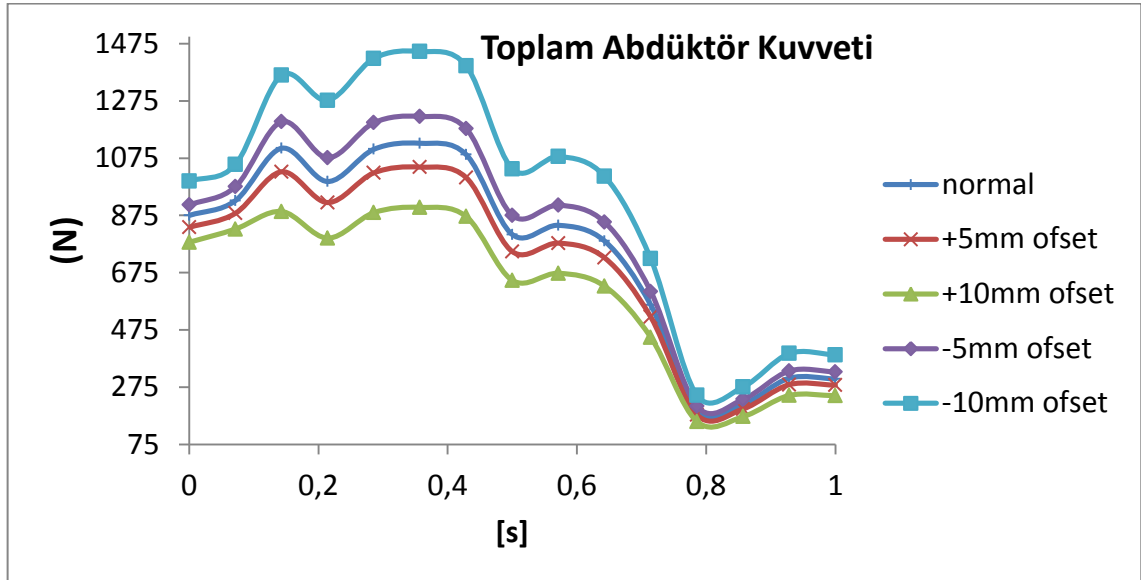


Şekil 27. Yürüme döngüsü süresince elde edilen kalça eklem kuvveti ve bazı kasların ürettiği kuvvet değerleri A.Kalça eklemi B.Gluteus Medius C.Gluteus Maksimus D.Gluteus Minimus E.Vastus Lateralis F.Tensor Fasciae Latae G.Rectus Femoris H.Gastrocnemius I.Adductor Magnus J.Iliacus

Farklı FO değerlerine sahip modeller analiz edilerek, kalça eklem kuvvetlerinin anatomik ofset modeline göre olan farklılıkları değerlendirildi. Kalça eklem kuvvetleri Şekil 28’de, toplam abdüktör kuvveti ise Şekil 29’da gösterilmiştir.



Şekil 28. Farklı ofset değerlerine sahip modellerden alınan kalça eklem kuvvetleri

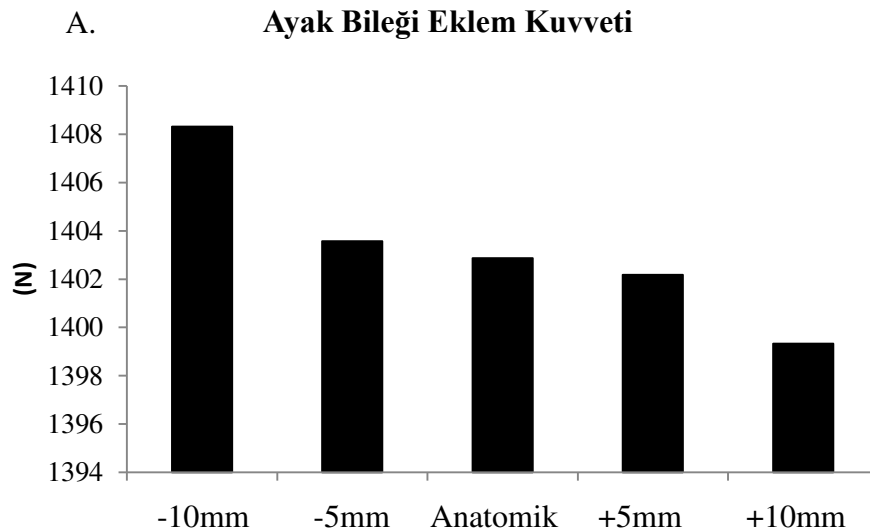


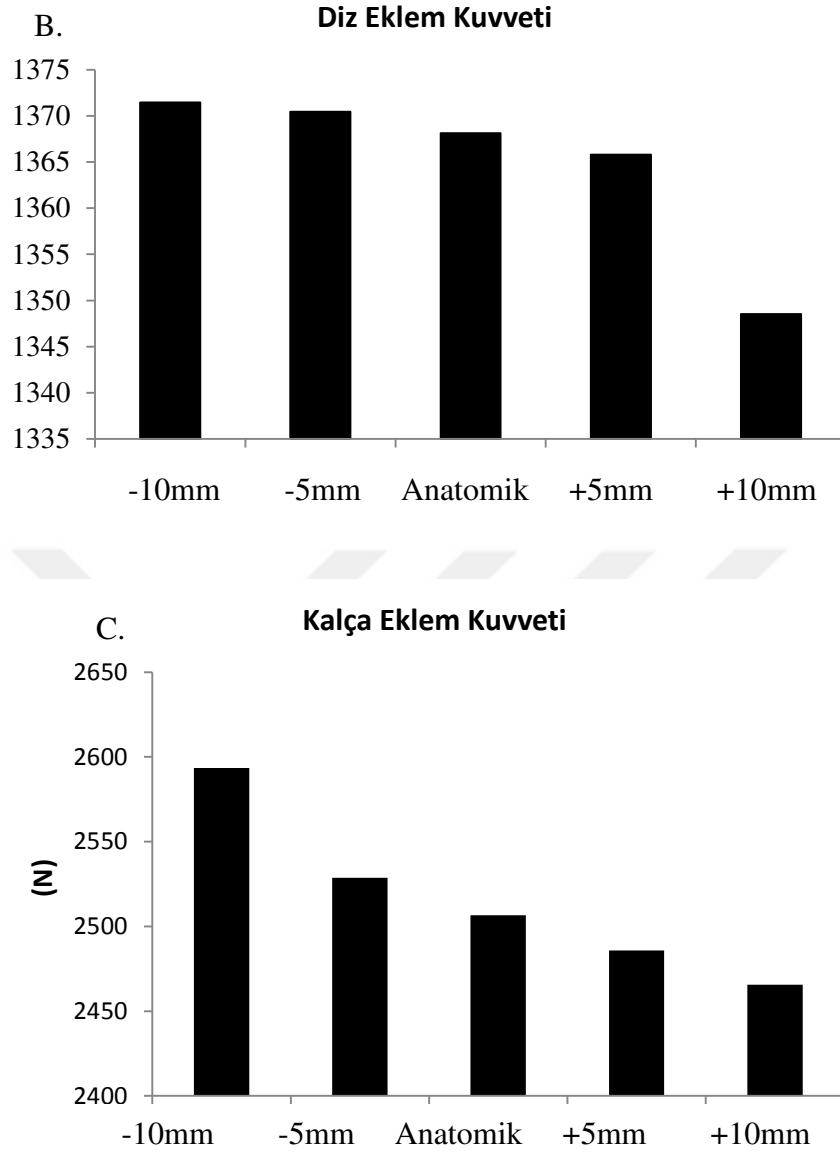
Şekil 29. Farklı ofset değerlerine sahip kas-iskelet modellerinden alınan toplam abdüktör kuvvet değerleri

Tablo 4. Kalça Eklem Kuvvetlerinin femoral ofset mesafesine göre değişimleri

	Yürüme döngüsü içindeki maksimum değerler ve P değerleri				
	-10 mm	-5 mm	0 mm	5 mm	10 mm
Kalça Eklem Kuvveti	2448 N	2374 N	2328 N	2286 N	2234 N
	P = 0.00015	P = 0.107		P = 0.137	P = 0.002
Abdüktör Kas Kuvveti	1364 N	1255 N	1109 N	919 N	888.6 N
	P = 0.0007	P = 0.013		P = 0.002	P = 0.0004

Tablo 4’ te görülebileceği gibi, FO değerlerinin abdüktör kas kuvvetlerine olan etkisi tüm durumlar için istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Yürüme döngüsü boyunca üretilen maksimum abdüktör kuvvetleri; -10 mm ofset kullanıldığında 2448 N ile en yüksek değere sahip ($p = 0.0007$), -5 mm ofset kullanıldığında 2374 N, ($p = 0.107$), +5 mm ofset kullanıldığında 2286 N, ($p = 0.137$) ve +10 mm ofset kullanıldığında 2234 N ile en düşük değere ($p = 0.002$) sahiptir. Kalça eklem kuvvetleri incelendiğinde ise, FO değerleri -5 mm kullanıldığında 2374 N, ($p = 0.107$) ve +5 mm kullanıldığında 2286 N, ($p = 0.137$) değerlerine sahip ve anlamlı sonuç oluşturmamaktadırlar. Buna karşılık +10 mm ofset için 2234 N ($p = 0.002$) ve -10 mm ofset için 2448 N, ($p = 0.00015$) değerlerinin anlamlı fark oluşturduğu gözlemlenmektedir.

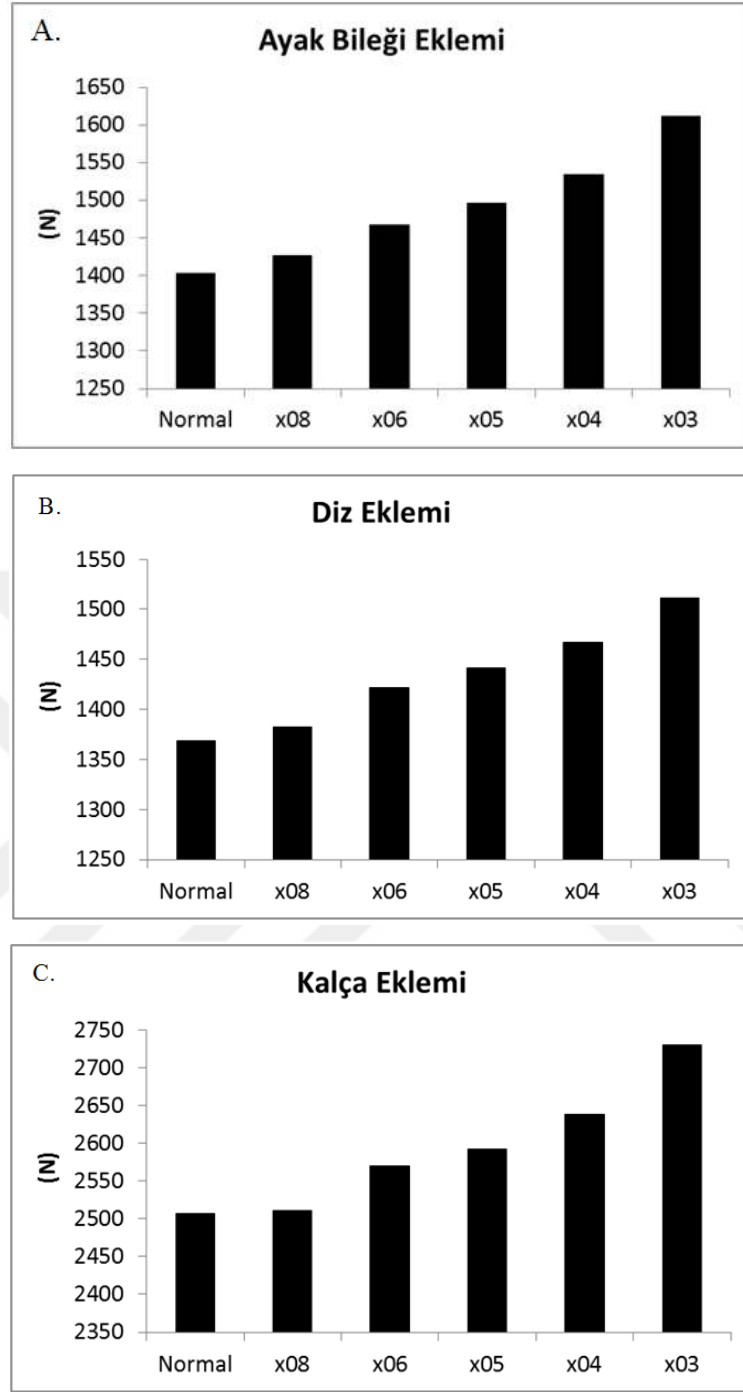




Şekil 30. Ofset mesafeleri ile değişim gösteren A.Ayak bileği eklem kuvveti B.Diz eklem kuvveti C.Kalça eklem kuvveti

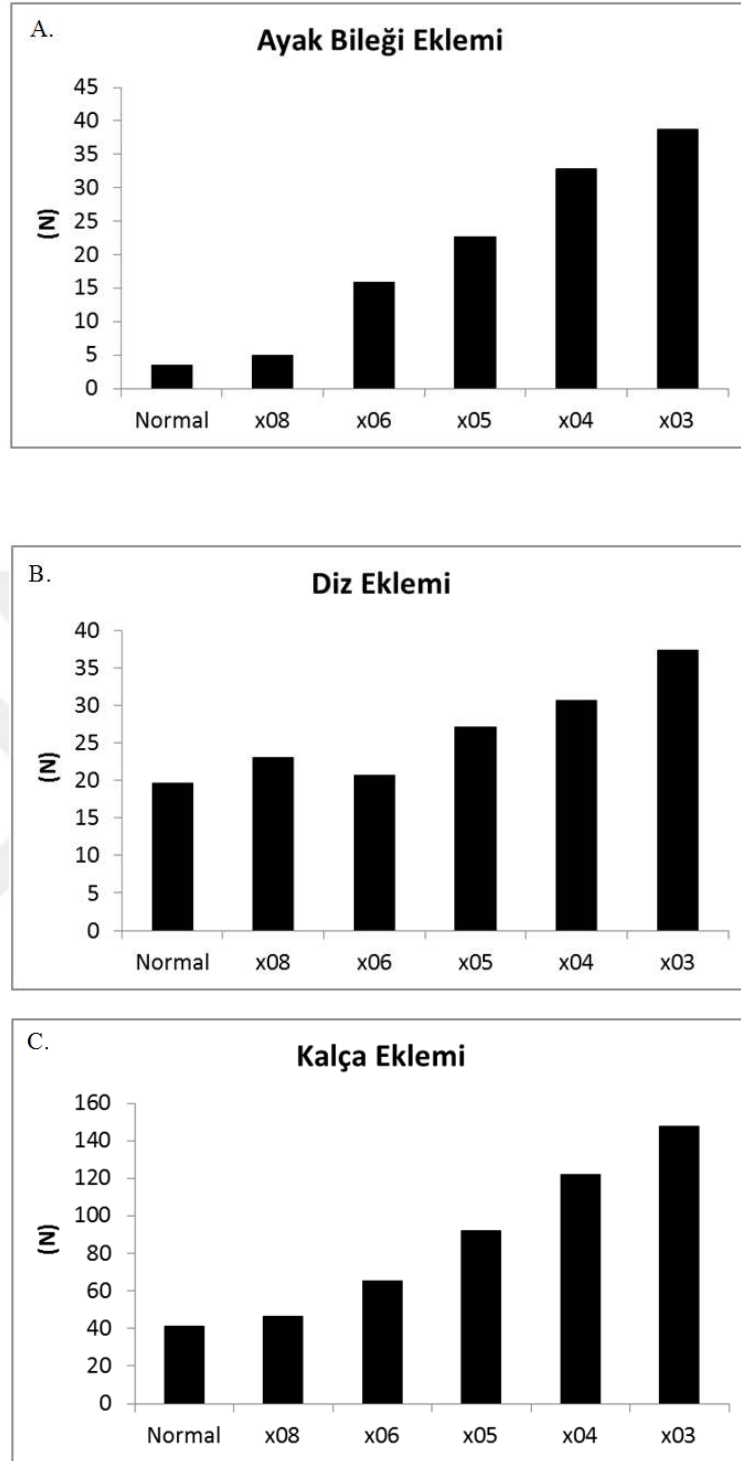
Kalça eklem kuvvetine olan etkiler dışında alt ekstremitede bulunan diğer eklemler için hesaplanan değerler de Şekil 30'da belirtilmiştir.

Gözlemlenen bu sonuçlar FO değişkeninin kalça eklemine ve abdüktör kuvvetine olan etkisini göstermekle birlikte, abdüktör kasların artroplasti sonrası normal kuvvetinde oluşan kayıpları ne kadar telafi edebileceği ile ilgili fikir vermemektedir. Bu sebeple, gluteus medius ve gluteus minimus kaslarının maksimal kuvvetlerini Tablo 2'de belirtildiği gibi kademeli azaltarak farklı ofset değerlerinin bu duruma olan etkileri incelenmiştir.

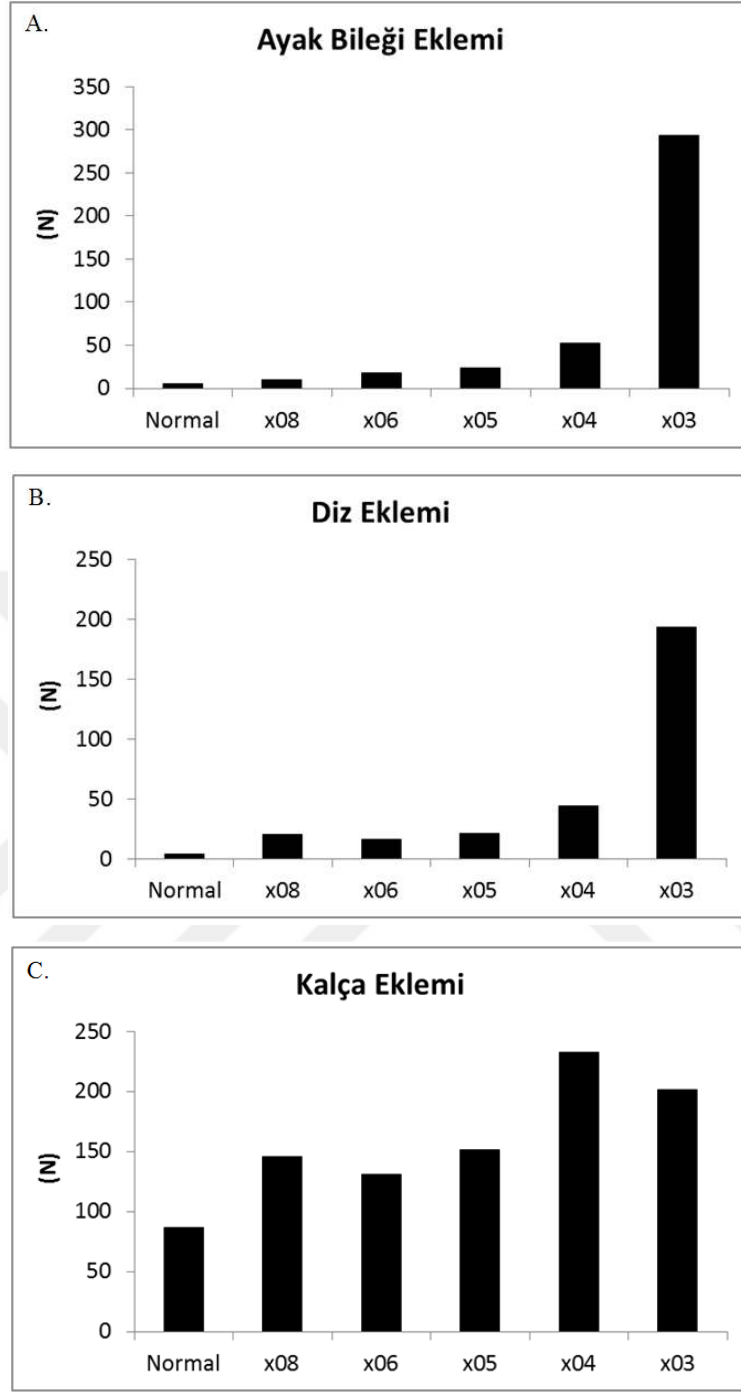


Şekil 31. Alt ekstremit eklemlerinin abdükör kas zayıflıkları durumunda gösterdiği değişim miktarları A.Ayak bileği eklemi B.Diz eklemi C.Kalça eklemi

Kas-iskelet modeli kapsamında tanımlanan abdükör zayıflığı için aktivasyon değişiklikleri için alt ekstremit eklemlerinde oluşan değişiklikler Şekil 31’ de belirtilmiştir.



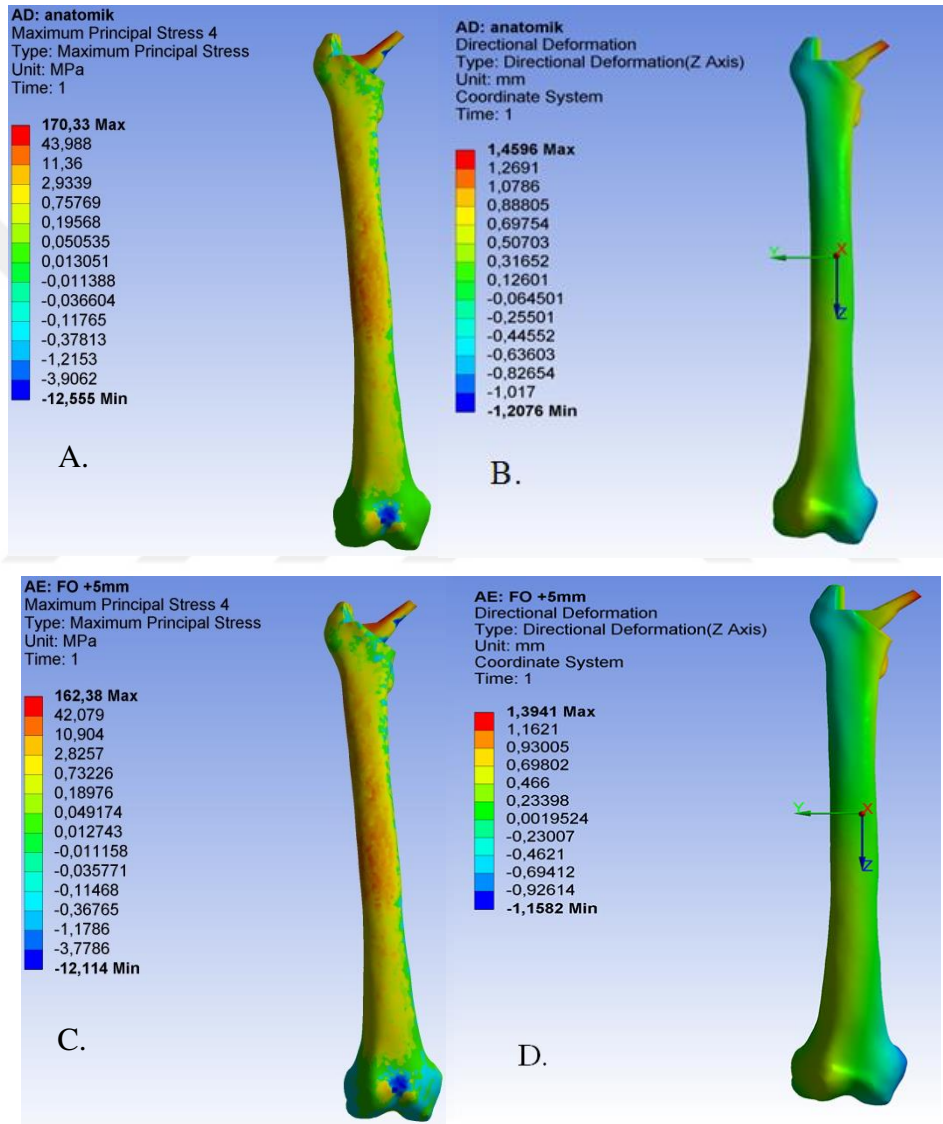
Şekil 32. Anatomik ofset ile +10mm ofset kullanıldığında abdükör aktivasyonlarına göre belirlenen eklem kuvvetlerindeki değişim miktarları A.Ayak bileği eklemi B.Diz eklemi C.Kalça eklemi



Şekil 33. Anatomik ofset ile -10mm ofset kullanıldığında kas-iskelet modelinde tanımlanan eklemlere göre değişen kuvvet değerleri A.Ayak bileği eklemi B.Diz eklemi C.Kalça eklemi

Daha detaylı bir gösterim için, ofset mesafelerinin sınır değerlerini oluşturan 10 mm için, artı ve eksi her iki yön için de farklı abdüktör kas sınırlandırmaları durumlarında oluşan eklem kuvvetlerindeki değişim miktarları; -10 mm için Şekil 32’de +10 mm için Şekil 33’te gösterilmiştir.

Kas-iskelet model analizinden alınan tüm verilerin (kas kuvvetleri ve eklem kuvvetleri) oluşturulan sonlu elemanlar modeline aktarılmasıyla farklı FO değerleri için femur üzerinde oluşan gerilme değerleri arasındaki değişim miktarları ve oluşan deformasyon değerleri incelenmiştir. Şekil 34'te görülen asal gerilme değerleri skalasında logaritmik ölçek kullanılmıştır ve en üst değerler implant üzerinde oluşan maksimum gerilmeyi ifade etmekle birlikte, bir altındaki değerler femur üzerinde oluşan maksimum gerilmeyi göstermektedir.



AF: FO +10mm
Maximum Principal Stress 4
Type: Maximum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1

159,44 Max
41,37
10,735
2,7854
0,72275
0,18754
0,048662
0,012627
-0,011155
-0,03576
-0,11464
-0,3675
-1,1781
-3,7768
-12,108 Min

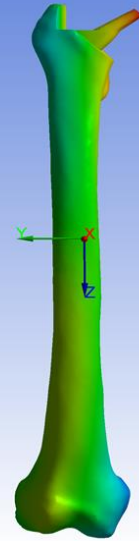
E.



AF: FO +10mm
Directional Deformation
Type: Directional Deformation(Z Axis)
Unit: mm
Coordinate System
Time: 1

1,3629 Max
1,1351
0,90726
0,67944
0,45163
0,22381
-0,0040015
-0,23182
-0,45963
-0,68745
-0,91526
-1,1431 Min

F.



AG: FO -5mm
Maximum Principal Stress 4
Type: Maximum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1

177,53 Max
45,712
11,771
3,0308
0,78042
0,20095
0,051744
0,013324
-0,011509
-0,03704
-0,11921
-0,38364
-1,2347
-3,9736
-12,788 Min

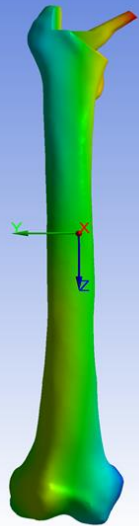
G.

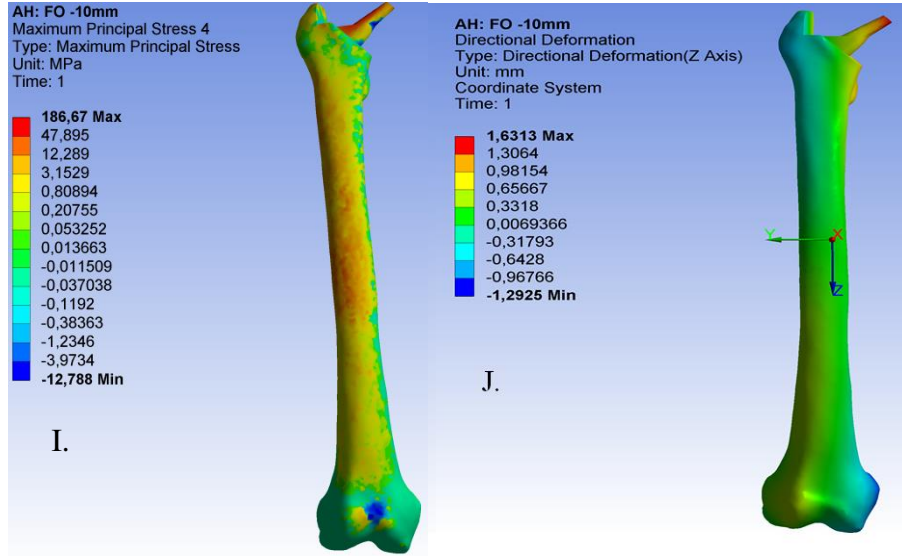


AG: FO -5mm
Directional Deformation
Type: Directional Deformation(Z Axis)
Unit: mm
Coordinate System
Time: 1

1,5416 Max
1,231
0,92041
0,60983
0,29924
-0,011341
-0,32192
-0,63251
-0,94309
-1,2537 Min

H.





Şekil 34. Sonlu elemanlar analizleri sonucu elde edilen farklı femoral ofsetlerin kullanıldığı gerilme ve deformasyon değerleri A. Anatomik model gerilme değerleri B. Anatomik model deformasyon değerleri C.+5mm model gerilme değerleri D.+5mm model model deformasyon değerleri E. +10mm model gerilme değerleri F. +10mm model model deformasyon değerleri G.-5mm model gerilme değerleri H.-5mm model model deformasyon değerleri I. -10mm model gerilme değerleri J. -10mm model model deformasyon değerleri

Gerilme değerleri için oluşan farklılıkların istatistiksel değerlendirilmesi Tablo 5’ te gösterilmiştir. Tüm ofset varyasyonları ile yapılan analiz sonuçlarına göre, femur üzerinde oluşan gerilmelerde anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Tablo 5. Femur üzerinde oluşan maksimum asal gerilme değerleri

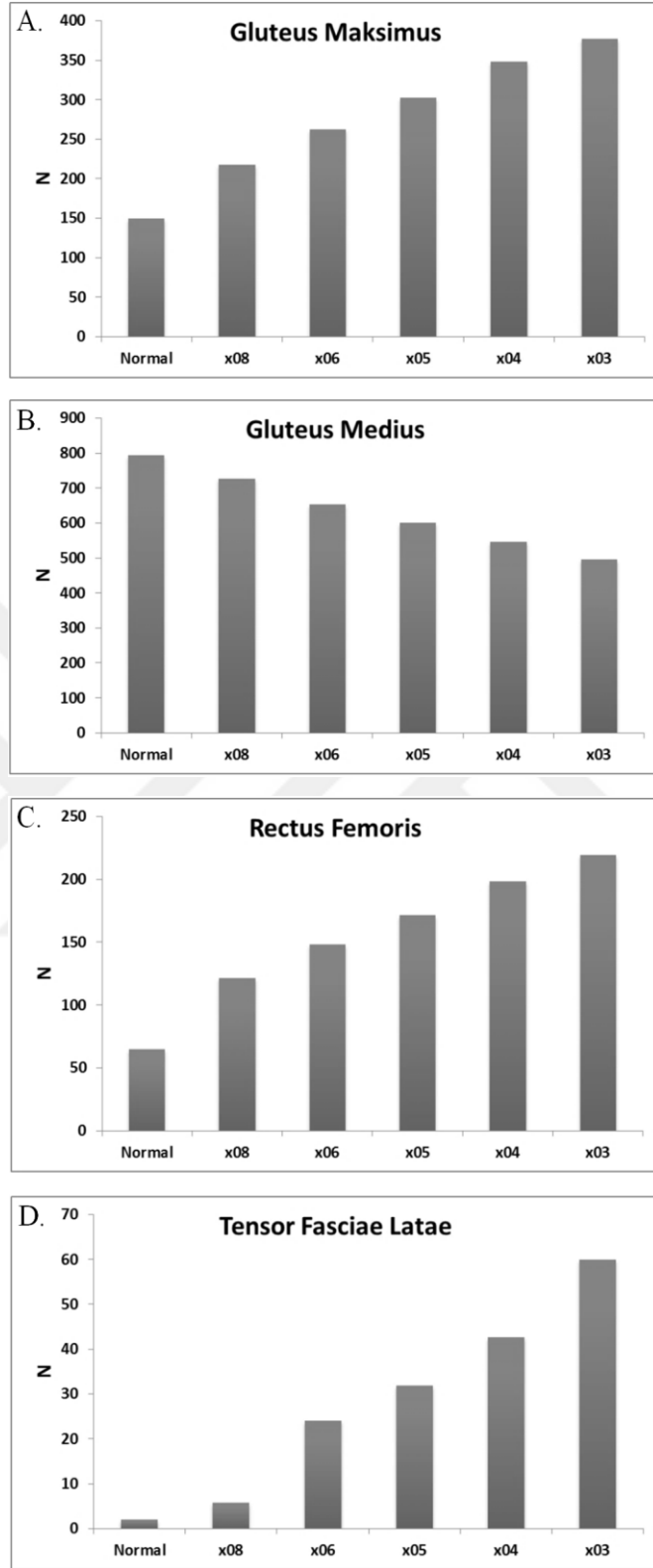
	Yürüme döngüsü içindeki maksimum değerler ve P değerleri				
	-10 mm	-5 mm	0 mm	5 mm	10 mm
Asal gerilme	47.895	45.712	43.988	42.079	41.37
	P = 0.126	P = 0.365		P = 0.277	P = 0.174

Abdüktör kaslar için yapılan sınırlandırmalar sonucu alınan veriler ise Tablo 6’da özetlenmiş olup, tüm analizler için protezde oluşan gerilmeler, femur üzerinde oluşan gerilmeler ve femur-protez modelinde oluşan maksimum deformasyon değerleri, tüm ofset varyasyonlarında listelenmiştir.

Tablo 6. Abdüktör kaslar için sınırlandırma çarpanları ve farklı ofset mesafeleri ile yapılan analizler sonucu elde edilen asal gerilme – deformasyon değerleri

x03		-10mm ofset	-5mm ofset	Anatomik	+5mm ofset	+10mm ofset
σ_{protez}	(MPa)	207.83	203.81	192.56	186.9	182.83
σ_{femur}	(MPa)	52.917	51.965	49.296	47.949	46.978
δ_{total}	(mm)	1.8569	1.796	1.6797	1.6085	1.5471
x04		-10mm ofset	-5mm ofset	Anatomik	+5mm ofset	+10mm ofset
σ_{protez}	(MPa)	207.45	194.66	188.72	182.19	175.93
σ_{femur}	(MPa)	52.825	49.794	48.383	46.827	45.33
δ_{total}	(mm)	1.8251	1.7066	1.6297	1.5538	1.4812
x05		-10mm ofset	-5mm ofset	Anatomik	+5mm ofset	+10mm ofset
σ_{protez}	(MPa)	200.95	190.36	185.03	175.59	170.92
σ_{femur}	(MPa)	51.288	48.773	47.504	45.248	44.131
δ_{total}	(mm)	1.7589	1.6667	1.5896	1.4982	1.4351
x06		-10mm ofset	-5mm ofset	Anatomik	+5mm ofset	+10mm ofset
σ_{protez}	(MPa)	196.76	186.47	181.23	171.36	167.93
σ_{femur}	(MPa)	50.293	47.848	46.596	44.237	43.413
δ_{total}	(mm)	1.7181	1.627	1.5498	1.4591	1.4115
x08		-10mm ofset	-5mm ofset	Anatomik	+5mm ofset	+10mm ofset
σ_{protez}	(MPa)	191.05	180.96	174.78	165.24	161.32
σ_{femur}	(MPa)	48.938	46.533	45.056	42.766	41.824
δ_{total}	(mm)	1.6699	1.572	1.4911	1.4051	1.3719
Normal		-10mm ofset	-5mm ofset	Anatomik	+5mm ofset	+10mm ofset
σ_{protez}	(MPa)	186.67	177.53	170.33	162.38	159.44
σ_{femur}	(MPa)	47.895	45.712	43.988	42.079	41.37
δ_{total}	(mm)	1.6313	1.5416	1.4596	1.3941	1.3629

Abdüktör kaslara uygulanan sınırlandırmalar sonucu, bazı kasların yürüme döngüsü süresince aktivasyon değerlerinde farklılıklar oluşmuştur.



Şekil 35. Abdüktör kas zayıflık seviyelerinde kas aktivitelerinin değişimi A.Gluteus maksimus B.Gluteus medius C.Rectus femoris D.Tensor fasciae latae

Şekil 35 ise yürüme döngüsü süresince abdöktör kas zayıflıklarının artması sonucu önemli aktivasyon değışikliğı gösteren kaslardaki değışimleri göstermektedir. Gluteus medius kasını ele aldığımızda, maksimal kuvveti sınırlandırılmış olsa da ürettiğı kuvvet yüksek miktarda azalmamıştır. Normal kuvvetinde 800 N sonuç elde edilirken, %30 luk kuvvet kapasitesinde yaklaşık 510 N kuvvet ürettiğı gözlemlenmiştir (Şekil 35). Fakat, maksimal kuvveti normal koşullarda yaklaşık olarak 1800 N olan gluteus medius için aktivasyon değeri hesaplandığında, normal kuvvetinde iken 0.45 , %30 kapasitedeyken 0.95 olduğu gözlemlenmektedir. Abdöktör grubunda olan diğer kaslar için, gluteus maximus ve tensor fasciae latae, aktivasyon artışı gözlemlenmekle birlikte rectus femoris kasında da kuvvet artışı gözlemlenmiştir.



5.TARTIŞMA

Çalışmamızda, kalça protezlerindeki FO mesafesinin artroplasti sonrası yürüme aktivitesi sırasında kalça eklem kuvvetlerine, kas kuvvetlerine ve kemik doku ve protezde oluşan gerilme değerlerine nasıl etki ettiğini sanal ortam testleri ile araştırdık.

Sanal ortamda bu koşulları oluşturmak için hesaplamalı biyomekanik yöntemlerinden olan ve sık başvurulmuş kas-iskelet analizi kullanıldı. Kas-iskelet modelinde girdi olarak in vivo olarak kalça eklem kuvvetlerinin ölçüldüğü, ayrıca kinematik ve kinetik verilerin ortaya konduğu çalışmadan alındı. Böylece yapılan analizler sonucu elde edilen kalça eklem kuvvetlerinin, in vivo ölçümlerle kıyaslama imkanı bulduk. Yapılan kıyaslamaya bakıldığında elde edilen değerlerin çok yakın olması kas-iskelet modelimiz için bir sağlama mekanizması oluşturmuştur.

Kas-iskelet modeli için optimizasyon algoritması olarak yeni bir amaç fonksiyonu kullanıldı. Daha önce Crowninshield tarafından ortaya konan amaç fonksiyonuna (53) ek olarak, bu modelde tüm kasların maksimum kuvvetini hesaplamada kullanılan σ_{max} değerini de değişken alarak, tüm kas grupları için fazladan tanımlanacak maksimal kuvvetleri sınırlandırdık.

Kinematik ve kinetik verilerin alındığı ve aynı zamanda kalça eklem kuvvetlerinin in vivo olarak ölçüldüğü Bergmann'ın HSRWN4 için yapılan analizlerde kalça eklemine gelen maksimum kuvvet $2.58 \times$ vücut ağırlığı olmakla birlikte, bizim çalışmamızda aynı bu değer aynı hasta ve aktivite için $2.328 \times$ vücut ağırlığı olarak hesaplanmıştır (23). Bu değerler birbirlerine çok yakın olmakla birlikte, analiz sonuçlarının sağlaması açısından önemli olduğu düşünülmektedir.

Aynı hasta ve aktivitesini (HSRWN4) veri olarak kullanan Geraldes, çalışmasında kas-iskelet modeli kapsamında tanımladığı kasların kuvvet değerlerini belirtmiştir (56). Bizim çalışmamız ile aynı kuvvet değerleri gözlemlenmese de, kas aktivasyon dokuları bakımından değerlendirildiğinde önemli oranda benzerlik olduğu görülmüştür. Kuvvet değerlerindeki farklılıkların ise, hem kullanılan kemik geometrilerinin hem de hesaplama yönteminin aynı olmamasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

FO mesafesinin değişmesiyle gerçekleşen etkiler Amirouche tarafından kas-iskelet modeli kapsamında değerlendirilmiştir (57). Bizim çalışmamızda belirtilen kas ve eklem

kuvvetlerine olan FO etkileri, Amirouche'nin sonuçları ile yüksek ölçüde benzerlik taşımaktadır.

Farklı FO mesafelerine sahip protezleri oluşturulan kas-iskelet modelinde analiz ettiğimizde sonuçlar bize ofsetin kalça eklemine ve abdüktör kaslara anlamlı etkide bulunduğunu göstermektedir. Fakat tüm ofset değerlerinde abdüktör kuvvetleri anlamlı değişim gösterirken, kalça eklem kuvvetinde sadece artı ve eksi 10 mm değerleri anlamlı fark göstermiştir. Eklem kuvvetlerinde anatomik ofset mesafesinin artı veya eksi beş mm korunmaması durumlarında bir değişiklik gözlemlenmemiştir.

FO, abdüktör moment koluna doğrudan etki ettiği için çalışmanın bir sonraki aşamasında TKA sonrası oluşabilecek abdüktör kas zayıflıklarını ne ölçüde tolere edebileceği araştırıldı. Bunun için gluteus medius ve gluteus minimus maksimal kuvvetleri her analiz için belirlenen ölçülerde sınırlandırıldı ve analizler tekrarlandı. Elde edilen sonuçlar göz önüne alındığında, abdüktör kaslar için maksimal kuvvet azaldıkça pozitif yönde kullanılan ofset etkinliği artmaktadır. Abdüktör kas zayıflıklarını simüle ettiğimiz analizlerde, zayıflık seviyesinin artması ile kalça ve diz eklemlerine gelen kuvvetlerin sırasıyla maksimum olarak $0.165 \times$ vücut ağırlığı ve $0.26 \times$ vücut ağırlığı kadar artış gözlemlenmiştir.

Abdüktör kasların, gluteus medius ve gluteus minimus, maksimal kuvvetleri azaldıkça bu durumu kompanse etmek için en etkin olarak gluteus maksimus devreye girmektedir. Gluteus maksimus aktivasyonunun artması sadece abdüktör momentine değil aynı zamanda güçlü ekstansör kas olduğundan ekstansiyon momentine etkisi olmaktadır. Bu durum kalça fleksor kaslarının aktivasyonunu tetiklemektedir. Oluşturduğumuz kas-iskelet modelinde aktivasyonu en çok artan kas rectus femoris olmuştur. Bununla birlikte tensor fasciae latae kasında da bir miktar kuvvet artışı gözlemlenmiştir. Rectus femorisin oluşturduğu kuvvetin artması, diz eklemine gelen ekstansiyon momentini artırmaktadır ve bu durumu karşılamak için diz fleksorlarının tetiklendiği gözlemlenmiştir.

Çalışmamızda kalça eklem kuvvetlerine olan etkilere bakarken, aynı zamanda kas aktivasyonlarındaki değişimlerin diz eklemine de etki edeceğini düşünülmüştür. Bu sebeple diz ekleminde meydana gelen kuvvet değişimleri de hatta ayak bileği kuvvetlerindeki değişimler de göz önüne alınmıştır.

Kas-iskelet modelinden alınan tüm veriler sonlu elemanlar modeline aktarılarak değişkenlerin kemik dokuda ve protezde oluşturduğu gerilme değerlerine bakıldı. Sonuçlar, Tablo 6'da gösterildiği gibi olmakla birlikte, ofset değerleri pozitif yönde olduğu her durumda

implant gerilmesi ve femur üzerinde oluşan gerilmeler azalmaktadır. Negatif yönde değişen FO değerleri için ise gerilmeler her iki bileşen için de artmaktadır. Gluteus medius ve gluteus minimus maksimal kuvvetleri düşürüldükçe implant ve femur üzerinde oluşan gerilmeler artış göstermektedir.



6.SONUÇ VE ÖNERİLER

- Çalışmamızda, TKA'da kullanılan farklı FO değerlerine sahip protez tasarımlarının, yürüyüş esnasında kalça eklem kuvvetlerine ve abdöktör kas kuvvetlerine nasıl etki ettiği ortaya konulmaya çalışılmıştır.
- Çalışmamızda sanal ortamda bir kas-iskelet modeli oluşturduk ve yeni tanımlanmış bir optimizasyon algoritması kullanıldı. Bu algoritma, dış kuvvetleri dengeleyen kas kuvvetlerinin mümkün olduğunca az kullanılmasına ve yük paylaşımını artırmasını sağlamıştır.
- Kullanılan tüm farklı FO'ya sahip protez modelleri anatomik ofset modeline göre yürüyüş aktivitesi boyunca anlamlı fark ortaya koymuştur.
- Abdöktör moment kolunun FO'nun artırılması yöntemiyle uzatılması ya da kısaltılması beş mm gibi bir mesafe için dahi anlamlı fark yaratmaktadır.
- Kalça eklem kuvveti, farklı ofset değerleri kullanıldığında anatomik modele göre beş mm de anlamlı fark ifade etmemiştir. Abdöktör kas kuvveti anlamlı fark yarattığı durumda kalça eklemine gelen yükler azalmamıştır.
- FO 10 mm değerinde testler gerçekleştirildiği zaman, kalça eklem kuvvetlerinde anlamlı fark oluşmuştur.
- Yapılan tüm sonlu eleman analizlerinde, femur üzerinde oluşan maksimum gerilme değerleri birbirinden farklı sonuç vermemiştir. Burada, protezin yükün çoğunluğunu taşıması femur üzerindeki yüklenme farklılıklarını azaltmaktadır.
- Kalça eklem kuvvetlerini azaltması, daha iyi stabilizasyon sağlarken, FO'nun abdöktör kas zayıflık seviyesi arttıkça daha fazla etkili olduğu ortaya konulmuştur.
- Abdöktör kas zayıflıklarında, gluteus medius ve gluteus minimus kaslarının aktivasyonu azaldıkça, abduksiyon görevini gluteus maksimus almaktadır. Gluteus maksimus aktivasyonunun artması, pelvise fazladan ekstansiyon momenti uyguladığı için, bunu karşılayacak fleksiyon momentini rectus femoris sağlamıştır.
- Rectus femoris in artan aktivasyonu, diz eklemine gelen ekstansiyon momentini artırmakta ve bunu karşılamak için gereken fleksiyon momenti soleus ile karşılanmıştır.

- Tüm artan kas aktivasyonları, kalça eklemine etki ettiği kadar diz eklemine de etki etmektedir. Abdüktör kas zayıflığı durumlarında, diz eklemine maruz kaldığı fazla yüklenme, eklem sağlığı açısından olumsuzdur.
- İleride yapılacak çalışmalar açısından, FO'nun etkilerini farklı antropometrik koşullarda test edilmesi daha doğru değerlendirmelerin önünü açacaktır.
- Bu çalışmada tek tip protez kullanılmıştır. Farklı stem uzunlukları ve tasarımları kullanılarak ofset değişikliklerinden femur üzerindeki gerilme dağılımları nasıl etkilendiği araştırılabilir.
- Yürüme aktivitesi, çalışmalar açısından önemli bir kıstas oluşturmaya rağmen, günlük hayatta sıklıkla gerçekleştirilen merdiven inme-çıkma gibi aktiviteler bakımından çalışılma yapılabilir.

7.KAYNAKÇA

1. Lecerf G. et al. Femoral offset: Anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res*, 2009; 95(3):210-9.
2. MacGrory BJ, Morrey BF, Cahalan TD, Kai-Nan AN, Cabanela ME. Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Br)*, 1995;77:865-89.
3. Yamaguchi T, Naito M, Asayama I, Ishiko T. Total hip arthroplasty: the relationship between posterolateral reconstruction, abductor muscle strength, and femoral offset. *J Orthop Surg*, 2004;12:164-7.
4. Charles MN, Bourne RB, Davey JR, Greenwald AS, Morrey BF, Rorabeck CH. Soft tissue balancing of the hip-the role of femoral offset restoration. *J Bone Joint Surg Am*, 2004;86:1078–88.
5. Kobayashi S, Takaoka K, Saito N, Hisa K. Factors affecting aseptic failure of fixation after primary Charnley total hip arthroplasty. Multivariate survival analysis. *J Bone Joint Surg Am*, 1997;79:1618-27.
6. Amaro A, Amado F, Duarte JA, Appell HJ. Gluteus medius muscle atrophy is related to contralateral and ipsilateral hip joint osteoarthritis. *Int J Sports Med*, 2007;28(12): 1035–1039.
7. Curry JD. *Bones: Structure and Mechanics*. First Edition. London, Princeton University Press, 2002; 436
8. Wolff, J. *The Law of Bone Remodelling* (Translated by Maquet, P. And Furlong, R.). First Ed. Berlin, Heidelberg, New York, London, Tokyo, Springer-Verlag, 1986; 126
9. Singh M, Nagrath AR, Maini PS. Changes in trabecular pattern of the upper end of the femur as an Index of Osteoporosis. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1970; 52:457-467.
10. Clarke B. Normal bone anatomy and physiology. *Clin J Am Soc Nephrol*, 2008; 3: 131-139.
11. Reilly D, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech*, 1975; 8: 393
12. Baca V, Horak Z, Mikulenk P, Dzupa V. Comparison of an inhomogeneous orthotropic and isotropic material models used for FE analyses. *Med Eng Phys*, 2008; 30: 924–930

13. Carter D, Ve Hayes W. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1977; 59(7): 954-962.
14. Clemente CD. Gray's anatomy. 13th American ed. Philadelphia, Lea & Febiger, 1985; 733-739
15. Tronzo RG. Surgery of the hip joint. 2nd ed. Vol 1. New York, Springer-Verlag, 1984;
16. Gottschalk F, Kourosh S, Leveau B. The functional anatomy of tensor fasciae latae and gluteus medius and minimus. *J Anat*, 1989; 166: 179-189.
17. Soderberg GL, Dostal WF. Electromyographic study of three parts of the gluteus medius muscle during functional activities. *Physical Therapy*, 1978; 58: 691-696.
18. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. (2nd ed.). New York: Wiley, 1990;165-187
19. Hoffman J. Norms for Fitness Performance, and Health. 1st ed. Champaign, United States. 2006; 98-99
20. Winter DA. Biomechanics and motor control of human gait: Normal, elderly and pathological. (2nd ed.). Ontario, Canada, University of Waterloo Press, 1991;11-26
21. Singleton MC, LeVeau BF. The hip joint: structure, stability, and stress; a review. *Physical Therapy*, 1975; 55: 957-973.
22. Maquet PGJ. Biomechanics of the hip: As applied to osteoarthritis and related conditions. New York, Springer-Verlag, 1985; 1-45.
23. Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss J, Duda G. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J Biomech*, 2001; 34: 859-871.
24. Winter DA. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. New Jersey, John Wiley & Sons, Inc, Hoboken, 2009; 9-12.
25. Nordin M, Frankel VH. Basic Biomechanics Of The Musculoskeletal System (4th ed.). China, Lippincott Williams & Wilkins, 2012, 151-155.
26. Hill AV. The heat of shortening and dynamics constants of muscles. *Proc. R. Soc. Lond. B*, 1938; 126 (843): 136–195.
27. Thelen DG. Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults. *ASME J Biomech Eng*, 2003; 125(1): 70–77.
28. Charnley J. Low friction arthroplasty of the hip: theory and practice. New York, Springer-Verlag, 1979; 373
29. Siopack JS, Jergesen HE. Total hip arthroplasty. *West J Med*, 1995;162: 243-249.

30. Hurwitz DE, Hulet CH, Andriacchi TP, Rosenberg AG, Galante JO. Gait compensations in patients with osteoarthritis of the hip and their relationship to pain and passive hip motion. *J Orthop Res*, 1997; 15: 629-635.
31. Arokoski MH, Arokoski JP, Haara M, Kankaanpää M, Vesterinen M, Niemitukia LH et. al. Hip muscle strength and muscle cross sectional area in men with and without hip osteoarthritis. *J Rheumatol*, 2002; 29: 2187-2195.
32. Brown M, Hislop HJ, Waters RL, Porell D. Walking efficiency before and after total hip replacement. *Physical Therapy*, 1980; 60: 1259-1263.
33. Loizeau J, Allard P, Duhaime M, Landjerit B. Bilateral gait patterns in subjects fitted with a total hip prosthesis. *Arch Phys Med Rehabil*, 1995; 76: 552-557.
34. Tanaka Y. Gait analysis of patients with osteoarthritis of the hip and the those with total hip arthroplasty. *Bio-Med Mater Eng*, 1998; 8: 187-196.
35. Munin MC, Rudy TE, Glynn NW, Crossett LS, Rubash HE. Early inpatient rehabilitation after elective hip and knee arthroplasty *JAMA*, 1998; 279: 847-852.
36. Sims KJ, Richardson CA, Brauer SG. Investigation of hip abductor activation in subjects with clinical unilateral hip osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*, 2002;61: 687-692
37. Foucher KC, Hurwitz DE, Wimmer MA. Preoperative gait adaptations persist one year after surgery in clinically well-functioning total hip replacement patients. *J Biomech*, 2007;40: 3432–7.
38. Madsen MS, Ritter MA, Morris HH, Meding JB, Berend ME, Faris PM, et al. The effect of total hip arthroplasty surgical approach on gait. *J Orthop Res*, 2004;32: 44–50.
39. Beaulieu ML, Lamontagne M, Beaulé PE. Lower limb biomechanics during gait do not return to normal following total hip arthroplasty. *Gait Posture*, 2010;32: 269–73.
40. Bennett D, Humphreys L, O'Brien S, Kelly C, Orr JF, Beverland DE. Gait kinematics of age-stratified hip replacement patients a large scale, long-term follow-up study. *Gait Posture*, 2008;28:194–200.
41. Andersson L, Wesslau A, Boden H, Dalen N. Immediate or late weight bearing after uncemented total hip arthroplasty: a study of functional recovery. *J Arthroplasty*, 2001;16: 1063–5.
42. Shih CH, Du YK, Lin YH, Wu CC. Muscular recovery around the hip joint after total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 1994;115–20.
43. Long WT, Dorr LD, Healy B, Perry J. Functional recovery of noncemented total

hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res, 1993;73–7.

44. Grimaldi A, Richardson C, Durbridge G, Donnelly W, Darnell R, Hides J. The association between degenerative hip joint pathology and size of the gluteus maximus and tensor fascia lata muscles. Man Ther, 2009;14:611–7.

45. Beaulieu ML, Lamontagne M, Beaulé PE. Lower limb biomechanics during gait do not return to normal following total hip arthroplasty. Gait Posture, 2010;32:269–73.

46. Lecerf G. et al. Femoral offset: Anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. Orthop Traumatol Surg Res, 2009;95(3): 210-9.

47. Charles MN, Bourne RB, Davey JR, Greenwald AS, Morrey BF, Rorabeck CH. Soft-tissue balancing of the hip: the role of femoral offset restoration. J Bone Joint Surg (Am) 2004;86:1078-88.

48. Ramaniraka NA, Rakotomanana LR, Rubin PJ, Leyvraz PF. Prothèse totale de hanche sans ciment : influence des paramètres extra-médullaire sur la stabilité primaire et les contraintes à l'interface os prothèse. Rev Chir Orthop, 2000;86: 590-7.

49. Saunders J.B, Inman VT, Eberhart HD. The major determinants in normal and pathological gait. J Bone Joint Surg (Am), 1953;35-A(3):543-558.

50. MacConaill MA. The ergonomic aspects of articular mechanics. Studies of the anatomy and function of bones and joints, ed. F.G. Evans. Berlin, Springer, 1967; 69-80

51. Seireg A, Arvikar RJ, The prediction of muscular load bearing and joint forces in the lower extremities during walking. J Biomech, 1975; 8(2): p. 89-102.

52. Happee R. Inverse dynamic optimization including muscular dynamics, a new simulation method applied to goal directed movements. J Biomech, 1994; 27(7): 953-960.

53. Crowninshield RD, Brand RA. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. J Biomech, 1981;14(11): 793-801.

54. Grassi L, Hraiech N, Schileo E, Ansaloni M, Rochette M, Viceconti M. Evaluation of the generality and accuracy of a new mesh morphing procedure for the human femur. Med. Eng. Phys, 2011; 33, 112–120.

55. Klein Horsman MD. The Twente Lower Extremity Model. Ph.D. Thesis. University of Twente, Twente, 2007.

56. Modenese, L, A. T. M. Phillips, A. M. J. Bull. An Open Source Lower Limb Model: Hip Joint Validation. Journal of Biomechanics, 2011; 44(12): 2185-2193.

57. Amirouche F, Solitro G, Walia A. No effect of femoral offset on bone implant micromotion in an experimental model. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2016; 102:379–385



8.EKLER

ÖZGEÇMİŞ

Musa Güngörürler

TC Kimlik No / Pasaport No:	26711048032
Doğum Yılı:	1988
Yazışma Adresi :	
Telefon :	5547296393
Faks :	
e-posta :	musagmgrlr@gmail.com

EĞİTİM BİLGİLERİ

Ülke	Üniversite	Fakülte/Enstitü	Öğrenim Alanı	Derece	Mezuniyet Yılı
Türkiye	Dokuz Eylül Üniversitesi	Sağlık Bilimleri Enstitüsü	Biyomekanik	Yüksek Lisans	
Türkiye	Ege Üniversitesi	Mühendislik Fakültesi	Makina Müh.	Lisans	2014

AKADEMİK/MESLEKTE DENEYİM

Kurum/Kuruluş	Ülke	Şehir	Bölüm/Birim	Görev Türü	Görev Dönemi

UZMANLIK ALANLARI

Uzmanlık Alanları

DİĞER AKADEMİK FAALİYETLER

Son Bir Yılda Uluslararası İndekslere Kayıtlı Makale/Derleme İçin Yapılan Danışmanlık Sayısı	
Son Bir Yılda Projeler İçin Yapılan Danışmanlık Sayısı	
Yayınlara Alınan Toplam Atıf Sayısı	

Danışmanlık Yapılan Öğrenci Sayısı		Tamamlanan	Devam Eden
	Yüksek Lisans		
	Doktora		
	Uzmanlık		
Diğer Faaliyetler (Eser/görev/faaliyet/sorumluluk/olay/üyelik vb.)			

ÖDÜLLER

	Ödülün Adı	Alındığı Kuruluş	Yılı
☐			

YAYINLARI

SCI, SSCI, AHCI indekslerine giren dergilerde yayınlanan makaleler

Diğer dergilerde yayınlanan makaleler

Hakemli konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayınlar

ETİK KURUL RAPURU

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Konu: Karar hk.

05.08.2016

Sayı : 722

Sayın Prof.Dr.Hasan HAVİTÇİOĞLU,

Kurulumuz tarafından 04.08.2016 tarih ve 2857-GOA protokol numaralı 2016/22-17 karar numarası ile görüşülen “Kalça Protezlerinde Femoral Ofset Mesafesinin Femur ve Kaslar Üzerine Etkileri” konulu araştırmanıza ilişkin Kurulumuz kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.



Prof.Dr.Banu ÖNVURAL
Başkan

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Yerleşkesi İçeritalı 35340 İZMİR-TÜRKİYE
Tel:0 232 4122254 - 0 232 4122258 Faks: 0232 4122243 Elektronik posta:etikkurul@deu.edu.tr

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

ETİK KOMİSYONUN ADI	DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
AÇIK ADRES	Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Kat İnciraltı-İZMİR
TELEFON	0 232 412 22 54-0 232 412 22 58
FAKS	0 232 412 22 43
E-POSTA	etikkurul@deu.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	2857-GOA
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ ☐ AKADEMİK AMAÇLI ☐
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Kalça Protezlerinde Femoral Ofset Mesafesinin Femur ve Kaslar Üzerine Etkileri
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Prof.Dr.Hasan HAVİTÇİOĞLU Ortopedi ve Travmatoloji A.D
	DESTEKLEYİCİ VE AÇIK ADRESİ	-
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ VE ADRESİ	-
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒ ÇOK MERKEZLİ ☐

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	Mevcut		Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐
	ARAŞTIRMA İLE İLGİLİ LİTERATÜR	Mevcut		Türkçe ☐	İngilizce ☒	Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2016/22-17	Tarih:04.08.2016
	Prof.Dr.Hasan HAVİTÇIOĞLU'nun sorumlusu olduğu "Kalça Protezlerinde Femoral Ofset Mesafesinin Femur ve Kaslar Üzerine Etkileri" isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, etik açıdan çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	
ETİK KURUL BİLGİLERİ		
ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu	
ETİK KURUL ÜYELERİ		

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsi yet	Araştırma ile ilişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Banu ÖNVURAL (Başkan)	Tıbbi Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Ş.Reyhan UÇKU (Başkan Yardımcısı)	Halk Sağlığı	DEU Tıp Fakültesi Halk Sağlığı A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Nejat SARIOSMANOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Ece BÖBER	Pediyatrik Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Vesile ÖZTÜRK	Nöroloji	DEU Tıp Fakültesi Nöroloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Sevinç ERASLAN	Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Mukaddes GÜMÜŞTEKİN	Tıbbi Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Ayşe Aydan ÖZKÜTÜK	Tıbbi Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Nihal GELECEK	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Müge KIRAY	Fizyoloji	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Şeyda SEREN İNTEPELER	Hemşirelik Yönetimi	DEU Hemşirelik Fakültesi Hemşirelik Yönetimi A.D	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Sefa KIZILDAĞ	Tıbbi Biyoloji ve Genetik	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyoloji ve Genetik A.D	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Sevda ÖZKARDEŞLER	Anesteziyoloji	DEU Tıp Fakültesi Anesteziyoloji ve Reanimasyon A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	
Uzm.Dr.Ahmet Can BİLGİN	Hukuk	DEU Tıp Tarihi ve Etik A.D	Erkek	E ☐	H ☒	
Mehmet Erhan ÖZKUL	Sağlık mensubu olmayan üye	D.E.U Tıp Fakültesi İdari Mali İşler	Erkek	E ☐	H ☒	