KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ*FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TROKANTERLER ARASI FEMUR KIRIKLARINDA DİNAMİK KALÇA ÇİVİSİNİN YERLEŞİM KONUMUNA GÖRE GERİLME DAĞILIMI

YÜKSEK LİSANS

Talip Çelik

Anabilim Dalı: Makine Eğitimi

Danışman: Doç. Dr. Yasin KİŞİOĞLU

KOCAELİ, 2012

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ * FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TROKANTERLER ARASI FEMUR KIRIKLARINDA DİNAMİK KALÇA ÇİVİSİNİN YERLEŞİM KONUMUNA GÖRE GERİLME DAĞILIMI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Talip ÇELİK

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih: 19 Aralık 2011

Tezin Savunulduğu Tarih: 06 Ocak 2012

Tez Danışmanı	Üye	Üye
Doç. Dr. Yasin KİŞİOĞLU	Yrd. Doç. Dr. Abdulkadir CENGİZ	Yrd. Doç. Dr. Arif ÖZKAN
(.....)	(.....)	(.....)

KOCAELİ, 2012

ÖNSÖZ

Bu çalışmada dinamik kalça çivisiyle tedavi edilen intertrokanterik femur kırıklarının önemli bir sorunu olan sıyrılma olayı sonlu elemanlar metodu kullanılarak incelenmiştir. Dinamik kalça çivisinin femur başı içerisinde değişik konumlardaki gerilme durumları incelenmiş ve buna göre ideal konum hangi bölgeler olacağı yorumlanmıştır.

Bu tez çalışmasında, araştırma yapmam için imkân tanıyan ve çalışmalarımı teşvik eden, her türlü yakın ilgilerini, yardımlarını ve değerli zamanını esirgemeyen danışmanım Doç. Dr. Yasin KİŞİOĞLU'na sonsuz teşekkür ve şükranlarımı sunarım. Kocaeli Üniversitesi Makine Eğitimi Bölümüne ve Yrd. Doç.Dr. Arif ÖZKAN'a, Mak. Müh. İbrahim MUTLU'ya, Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji ABD Öğretim Üyeleri Prof. Dr. Ü. Sefa MÜEZZİNOĞLU ve Doç. Dr. Levent BULUÇ'a teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen, annem Nesibe ÇELİK’e, babam Süleyman ÇELİK’e, ablalarıma şükranlarımı sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ i
İÇİNDEKİLER ii
ŞEKİLLER LİSTESİ iii
TABLOLAR LİSTESİ v
ÖZET vi
İNGİLİZCE ÖZET vii
1. GİRİŞ 1
2. KALÇA EKLEMİ BİYOMEKANİĞİ VE FEMUR 3
2.1. Biyomekaniğin Tanımı ve İçeriği 3
2.2. Biyomekaniğin Tarihi 5
2.3. Kalça Eklemi Elemanları ve Biyomekaniği 6
2.4. Kalça Eklemine Etki Eden Kuvvetler 9
2.5. İntertrokanterik Femur Kırıkları ve Tedavi Yöntemleri 10
2.5.1. İntertrokanterik femur kırıklarının sınıflandırılması 11
2.5.2. İntertrokanterik femur kırıklarının tedavi yöntemleri 15
2.5.3. Dinamik kalça çivisi implantı 17
2.5.4. DKÇ ile tedavide sıyrılma (Cut out) olayı 18
2.6. Literatür Taraması 20
2.7. Kemik ve Kemik Dışı Malzemelerin Yapıları ve Mekanik Özellikleri 25
2.7.1. Kemik oluşumu ve kemiğin kendini yenilemesi 27
2.7.2. Femur kemiği yapısı ve malzeme özellikleri 28
2.7.3. DKÇ implantının mekanik özellikleri 32
3. ÜÇ BOYUTLU BİYOMODELLEME 33
3.1. Bilgisayarlı Tomografi (BT) Cihazı ve Görüntüleme 33
3.2. Magnetik Rezonans Cihazı ve Görüntüleme 36
3.3. BT ve MR Görüntülerinden 3B Modelleme 38
4. FEMUR KIRIKLARINDA DİNAMİK KALÇA ÇİVİSİNİN YERLEŞİM KONUMUNA GÖRE GERİLME DAĞILIMI 41
4.1. Femurun 3B Modellenmesi ve Kırık oluşturma 42
4.2. DKÇ İmplantının 3B Modellenmesi ve 3B Femur Modeli ile Birleştirilmesi 43
4.3. Femur Başının Bölgelere Ayrılması 45
4.4. Malzeme Özellikleri ve Ağ örgüsü 47
4.5. Yükleme ve Sınır şartları 48
4.6. Uygulanan Yüklerin Etkisi 51
5. BULGULAR VE TARTIŞMA 54
5.1. Lag Vidası (Ana Vida) Üzerinde Meydana Gelen Gerilmeler 54
5.2. Kırık Yüzeylerinde Oluşan Gerilmeler 59
5.3. Femur-İmplant Modelinde Moment Hesabı ve Sonuçları 66
SONUÇLAR VE ÖNERİLER 72
KAYNAKLAR 75
ÖZGEÇMİŞ 80

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1: Kinesiyoloji alt bilim dalları. 4
Şekil 2.2: Kalça eklemi ve kalça eklemini oluşturan yapılar 7
Şekil 2.3: Kalça ekleminde bulunan ligamentler 7
Şekil 2.4: Kalça ekleminin statik (A) ve dinamik fazları (B) 8
Şekil 2.5: Normal duruş pozisyonunda proksimal femura etki eden kuvvetler. 10
Şekil 2.6: Femurun intertrokanterik bölgesi. 11
Şekil 2.7: Boyd ve Griffin sınıflamasına göre trokanterik femur kırıkları 12
Şekil 2.8: Evans sınıflamasına göre intertrokanterik femur kırıkları 13
Şekil 2.9: AO sınıflamasına göre intertrokanterik femur kırıkları 14
Şekil 2.10: Evans-Jensen sınıflamasına göre intertrokanterik femur kırıkları 15
Şekil 2.11: Kırık femura DKÇ implantının yerleştirilmiş modeli. 16
Şekil 2.12: DKÇ implantının üç ana kısmı. 17
Şekil 2.13: Sıyrılma olayının radyolojik olarak ön ve yan grafilerden görünüşü 18
Şekil 2.14: TAD değerini hesaplamada kullanılan ifadelerin femurun ön ve yan görünümlerinde şekil ile gösterimi 19
Şekil 2.15: Femur baş kısmının dokuz farklı bölgeye ayrılması 20
Şekil 2.16: Bir çalışmadan alınan sonuçlardan implant ucunun femur başı konumuna göre sonuçları. Parantez içinde verilen değerler sıyrılma rastlanan hasta yüzdesi 21
Şekil 2.17: Parker'ın implant yetmezliğini tespiti için kullandığı hesaplamada femurun ön-arka ve yan grafilerindeki belli noktalar. 22
Şekil 2.18: Sommers ve ark. yapmış oldukları deney düzeneği ve sıyrılma olayı. 23
Şekil 2.19: Normal yürüyüş esnasında femur başına gelen yüklerin zamana bağlı değişim grafiği 24
Şekil 2.20: Kemik yapısı ve kısımları 27
Şekil 2.21: Femur kemiğinin kısımları 30
Şekil 2.22: Kortikal ve süngerimsi kemiğin gerilme-gerinim grafiği 30
Şekil 2.23: Kortikal kemiğin yaşa bağlı akma sınırı ve elastik modülündeki değişim grafiği 32
Şekil 3.1: BT görüntüleme cihazı bileşenleri 34
Şekil 3.2: BT cihazı ve akciğer kesit görüntüsü 35
Şekil 3.3: Modelleme akış şeması 39
Şekil 3.4: MIMICS yazılımda elde edilen femur modeli. 39
Şekil 3.5: MIMICS ile BT MR görüntülerinden modelleme. 40
Şekil 4.1: BT görüntülerinden femur modeli oluşturma sırası. 43
Şekil 4.2: DKÇ implantının kısımları ve geometrik ölçüleri. A: Kompresyon vidası, B: Plak-namlu kısmı, C: Ana vida, D: Kortiakal vida. 44
Şekil 4.3: DKÇ implantı ile femur modelinin birleştirilmesi 45
Şekil 4.4: Femur baş kısmının (a) frontal ve (b) sagittal düzlemlerde bölgelere ayrılması. 46
Şekil 4.5: İmplantın on farklı bölgeye yerleştirilmesi sonucu elde edilen modeller. 46
Şekil 4.6: Femur implant modellerinde ağ örgüsü oluşturulmasıyla sonlu elemanlar modellerinin elde edilmesi. 47

Şekil 4.7: Femur-implant modellinde koordinat sisteminin yerleştirilmesi. 48
Şekil 4.8: Sonlu elemanlar analizinde uygulanan kuvvetlerin ön ve yandan görünüşleri ile sınır şartları. 49
Şekil 4.9: Femur baş kısmına uygulanan kuvvetlerin zamana bağlı değişimleri 50
Şekil 4.10: Femur implant modelinin kırık yüzeyleri arasında sürtünmeli temas tanımlanması yapılmıştır. 50
Şekil 4.11: Femur implant modelinde moment hesabı yapılacak noktalar. 52
Şekil 5.1: Yürüme sırasında her bir bölge için lag vidası üzerinde oluşan maksimum von Mises gerilme değerlerinin zamana bağlı değişim grafiği 57
Şekil 5.2: Her bölgede lag vidasında oluşan maksimum eşdeğer gerilme değerleri.. 58
Şekil 5.3: Yürüme esnasında medial kırık yüzeyinde oluşan maksimum eşdeğer gerilmeler (MPa) 60
Şekil 5.4: Medial ve Lateral kırık yüzeylerinde basmaya ve çekmeye maruz kalan bölgeler. 61
Şekil 5.5: Yürüme esnasında lateral kırık yüzeyinde oluşan maksimum eşdeğer gerilmeler (MPa) 63
Şekil 5.6: Yürüyüş esnasında medial kırık yüzeylerindeki eşdeğer gerilmelerin zamanla değişim grafiği 64
Şekil 5.7: Yürüyüş esnasında lateral kırık yüzeylerindeki von Mises gerilmelerin zamanla değişim grafiği 65
Şekil 5.8: Femura etki eden kuvvetler ve momentleri alınan noktalar. 67
Şekil 5.9: Femur başı bölgelerinde oluşan momentlerin grafik ile gösterimi. 68
Şekil 5.10: Momenti alınan noktaların x eksenine göre oluşturdukları moment değerlerinin femur başı bölgelerine göre dağılımları. 69
Şekil 5.11: Momenti alınan noktaların y eksenine göre oluşturdukları moment değerlerinin femur başı bölgelerine göre dağılımları 70
Şekil 5.12: Momenti alınan noktaların z eksenine göre oluşturdukları moment değerlerinin femur başı bölgelerine göre dağılımları. 71
Şekil 5.13: 13 aylık iyileşme periyodundan sonra (A) inferior konuma yerleştirilen (B) superior konuma yerleştirilen hastadan çıkan implantların lag vidaları 71
Şekil 6.1: Çalışma sonucunda kırık iyileşmesi ve sıyrılma riski az olan bölgeler. 74

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2.1: Anizotropik femur kemiğinin mekanik özellikleri 31
Tablo 2.2: Femur kemiğinin elastik ve kayma modülleri ile poisson oranı 31
Tablo 4.1: DKÇ implantının geometrik ölçüleri. 44
Tablo 5.1: Medial kırık yüzeylerindeki maksimum birim deformasyon değerleri ($x10^{-4}$ mm/mm) 59
Tablo 5.2: Lateral kırık yüzeylerindeki maksimum birim deformasyon değerleri ($x10^{-4}$ mm/mm) 59
Tablo 5.3: Medial ve lateral kırık yüzeylerinde oluşan maksimum kayma gerilme değerleri..... 66
Tablo 5.4: Hesaplamalar sonucunda femur bölgelerine göre A, B ve C noktalarındaki moment değerleri. 67
Tablo 6.1: Değerlendirmeler sonucunda her kriter için sıyrılma riski en az olandan en riskli olana doğru sıralamaları ve toplamları 73

TROKANTERLER ARASI FEMUR KIRIKLARINDA DİNAMİK KALÇA ÇİVİSİNİN YERLEŞİM KONUMUNA GÖRE GERİLME DAĞILIMI

TALİP ÇELİK

Anahtar Kelimeler: İntertrokanterik femur kırıkları, dinamik kalça çivisi, sıyrılma riski, kırık iyileşmesi, bilgisayarlı tomografi (BT), sonlu elemanlar metodu.

Özet: İntertrokanterik femur kırıklarının tedavisinde dinamik kalça çivisi gibi farklı implantlar kullanılmaktadır. Bu tip tedavi yöntemlerinde tedavi sonrası en önemli problem sıyrılma olayıdır. Bu çalışmada da intertrokanterik femur kırıklarının tedavisinde kullanılan dinamik kalça çivisinin femur başı içerisindeki farklı konumlarına göre, vidanın sıyrılma riski ve kırık iyileşmesine etkisi sonl elemanlar yöntemi ile incelenmiştir.

Bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinden elde edilen üç boyutlu femur modelinde intertrokanterik bölgede kırık oluşturulmuştur. Femur baş kısmında on farklı bölge tanımlanmış, dinamik kalça çivisinin uç kısmının bu on farklı bölgedeki duruşlarına ait sonlu elemanlar modelleri oluşturulmuştur. Her bir sonlu elemanlar modeline insan yürüyüşü sırasında femur başına gelen kuvvetler uygulanmıştır. Sonlu elemanlar sonucunda kırık yüzeylerinde oluşan gerilmeler ve kırık yüzeyindeki basmaya ve çekmeye maruz kalan alanlar belirlenmiş, lag vidasında oluşan von Mises eşdeğer gerilmeleri incelenmiş ve birbirleri ile karşılaştırılmıştır. Değerlendirmelere göre sıyrılma riskinin en az olduğu ve kırık iyileşmesinin en hızlı olduğu konumlar belirlenmiştir. Sonuçlara göre, implant ucu ön düzlemde femur apeksine yakın konumlara, yan düzlemde inferior konumlara yerleştirilmelidir.

STRESS DISTRIBUTIONS DEPENDS ON PLACEMENT OF DYNAMIC HIP SCREW IN INTERTROCHANTERIC FEMUR FRACTURES

Talip ÇELİK

Keywords: Intertrochanteric femur fractures, dynamic hip screw, cut out risk, fracture healing, computerized tomography, finite element analysis.

Abstract: Different implants such as dynamic hip screw (DHS) are used in treatment of intertrokanteric femoral fractures. The cut out incidence is crucial for this type of fracture in posttreatment.In this study, the effects of different positions of DHS in the femoral head is examined on the cut out risk and fracture healing using finite element method approach.

Intertrochanteric fractures are generated in the intertrochanteric region of 3D femur model obtained from computerized tomography. The femoral head was divided into ten different regions and dynamic hip screw implant was placed these ten different regions separately. Finite element models for these different regions are generated. The Boyd forces during walking were applied on the femoral head and finite element analysis analysis are performed. Lag screw, medial and lateral fracture surfaces of each model are evaluated based on von Misses stress and strain distributions and the results are compared of each other. Eventually, it was decided that which locations were better for fracture healing and cut out risk. According to these results, tip of implant should be placed close the femur apex in the view of frontal plane and inferior positions in the view of lateral plane.

1. GİRİŞ

Trokanterler arası (İntertrokanterik) femur kırıkları özellikle yaşlılarda çok sık rastlanan kalça ve kalça eklemini etkileyen bir travmadır. Özellikle osteoporoz (kemik erimesi) ile intertrokanterik femur kırıklarında son yıllarda artış olmuştur. Bu artış ile klinik çalışmaların yanısıra biyomekanik açıdan da femur kırıklarının iyileştirilmesi üzerine yoğun çalışmalar yapılmaktadır.

Bu tür kırıkların tedavisi için yıllardır değişik çözüm yöntemleri geliştirilmiş ve geliştirilmeye devam edilmektedir. İntertrokanterik femur kırıklarınında konservatif, internal ve eksternal tespit yöntemleri ve protez uygulamaları gibi temel tedavi yöntemleri bulunmaktadır. Kırığın stabil veya instabil olmasına göre uygun tedavi yöntemi seçilerek hastanın iyileştirilmesine çalışılır.

Ekstramedüler tespit yöntemlerinde en çok tercih edilen implant Dinamik Kalça Çivisi (DKÇ) olup, birçok hastanın tedavisi için uzun yıllar kullanılmıştır. Son zamanlarda alternatif tedavi yöntemleri geliştirilse bile bu yöntem hala güncelliğini korumaktadır. DKÇ ile tedavi, intramedüler tespit yöntemlerine göre daha ucuz olduğu için daha çok tercih edilmesini sağlamaktadır.

Ancak, DKÇ ile tedavi edilen hastalarda en sık rastlanan sorun çivinin femur içerisinden sıyrılması, yani cut-out deformitesidir. Bu olay ile hasta tekrar cerrahi müdahale yapılması gerekmekte ve hasta durumuna göre femurun bir kısmını kaybedebilmektedir. Bu sorunun çözümü için birçok çalışma yapılmış ve bir takım değerlendirme yöntemleri oluşturulmuştur. Bu yöntemlerden en çok kullanılanı Baumgaertner ve arkadaşlarının [1] tanımladığı yöntem olan tip-apeks mesafesinin (TAD), yani; implant çivisinin femur apeksine olan uzaklığının ön ve yan görünüşlerde ölçülmesidir. Ancak bu yöntem tek başına yeterli görülmemiş bunun yanında implant çivisinin femur başı içindeki konumunun da önemli olduğu birçok çalışmada bildirilmiştir.

Bu çalışmada, DKÇ'nin femur başı içerisindeki konumuna göre femur ve implantta oluşan gerilmeler incelenerek sıyrılma riski daha fazla olan bölgeler ve kırık iyileşmesi için uygun olan konumlar belirtilmeye çalışıldı. İnsanın normal yürüyüş esnasında femur başına gelen yükler düşünülerek gerçekleştirilen sonlu elemanlar analizlerinde on farklı model kullanılmıştır. Modellenen femur kemiğinde bilgisayar ortamında kırık oluşturulmuş ve DKÇ implant modeli yine bilgisayar ortamında femur kemiğine değişik konumlarda yerleştirilmiştir.

Bu tez çalışması, 6 bölümden oluşmaktadır. Bölüm 1, giriş bölümü olup burada çalışmanın konusu ve amaçları kısaca açıklanmıştır. Bölüm 2'de biyomekanik hakkında kısa bilgi verilmiş ve kalça eklemi ile ilgili tanımlamalar yapılmıştır. Ayrıca bu bölümde intertrokanterik femur kırıkları ve tedavi yöntemleri hakkında kısa bilgiler verilmiştir. Bölüm 2'de ayrıca DKÇ implantı ve sıyrılma olayı tanıtılmış ve konu ile ilgili geniş literatür taraması yapılmıştır. Aynı zamanda femur kemiğinin ve DKÇ implantının mekanik özellikleri ile ilgili bilgiler verilmektedir. Bölüm 3'te üç boyutlu biyomodelleme teknikleri ve aşamaları ile ilgili kullanılan yardımcı elemanlar hakkında bilgi verilmiştir. Bölüm 4'te çalışma için oluşturulan sonlu elemanlar modellemeleri, sonlu elemanlar analizi için gerekli olan DKÇ ve uyluk kemiği malzeme özellikleri ve uygulanan kuvvetler verilmiştir. Ayrıca, femur baş kısmının yerleştirildiği on farklı bölgenin tanımı yapılmıştır. Bölüm 5'te sonlu elemanlar analizi sonuçları verilmiş bölüm 6'da bu sonuçlar değerlendirilerek ileriye dönük tavsiyeler verilmiştir.

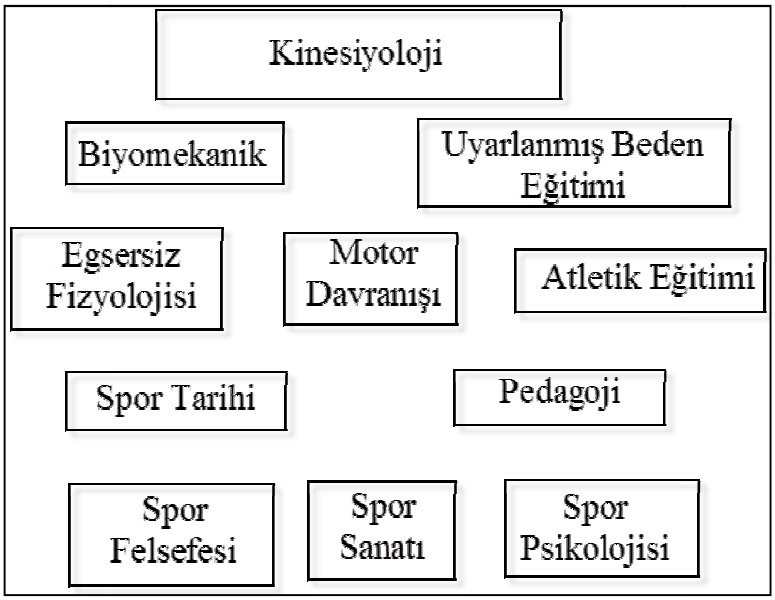
2. KALÇA EKLEMİ BİYOMEKANİĞİ VE FEMUR

İnsan iskelet yapısındaki kalça eklemi en önemli eklemlerdendir. Yürüme, koşma, merdiven tırmanma, yük taşıma gibi önemli aktivitelerde bu eklemin çok önemli rolü vardır. Femur ise bu eklemi oluşturan önemli bir unsur olup vücudumuzun en uzun kemiğidir. Femurun baş kısmı, asetabulum çukuruna girerek burada hareket eder. Bu eklemde hareket etmede ve dengeyi sağlamada önemli rol oynayan kaslar ve ligamanlar mevcuttur. Kalça eklemi, mekanikte küresel mafsal bağlantısına benzer olup, küresel mafsal bağlantısının sahip olduğu serbestlik derecesine sahiptir.

2.1. Biyomekaniğin Tanımı ve İçeriği

Biyomekanik, mühendislik ilminin tıp ilmine uygulanması olarak tanımlanabilir. İlk olarak biyomekanik 1970'lerde uluslararası alanda kabul görmüştür. Biyomekanik ile çalışan bilim adamları mekanik biliminden faydalanırlar. Mekanikte, statik ve dinamik konuları iki ana bilim dalıdır. Bu sebeple biyomekaniğin temel konularını statik, dinamik, kinematik ve kinetik oluşturmaktadır. Statik, duran veya sabit hareket eden sistemlerin durumlarını incelerken; dinamik, ivme ile hareket eden sistemlerin çalışmasını inceler. Kinematik, kuvvet içermeyen hareketleri incelerken; kinetik, hareket ile kuvvetin birleşik çalışdığı durumları inceler [2].

Biyomekanik yeni bir araştırma alanı olmasına rağmen, birkaç farklı bilimsel disiplini ve profesyonel branşları kapsayan kapsamlı bir alan olmuştur. Biyomekanik; zooloji, ortopedi, medikal, fiziksel tedavi, kinesiyoloji, vb. bilim dallarını içermektedir. Kinesiyoloji, fizyoloji ve tedavi teknikleri ile insan vücudunun hareketlerini inceleyen bilim dalıdır [2]. Kinesiyoloji; biliminin alt konularından biri olup, insan hareketlerinin biyomekaniğidir. Kinesiyoloji bilimi Şekil 2.1'de görüldüğü gibi alt bilim dallarına ayrılabilir.



Şekil 2.1: Kinesiyoloji alt bilim dalları [2].

Biyomekanik problemlerin konuları genellikle canlılarda oluşan problemlerin çözümlerini kapsar. Bu sebeple biyomekanik, insan yaşam kalitesini arttırmaya amaçlayan bilim dallarındandır. Biyomekanikte sorular ve problemler çok çeşitlidir. Zoologlar, binlerce hayvanın hareketini, koşmasını ve birçok hareketini yürüyüş bandlarında inceleyerek, verilen hızlarda hayvanların adımlarının uzunluğunu neden değiştirdiklerini araştırmaya çalışmışlardır. Sonuçta, insan dahil birçok otçulun metabolik enerji harcamasının verilen hızlarda optimum olması için adım uzunluğunu değiştirdiklerini bulmuşlardır. Son zamanlarda ortaya atılan bir hipotez, yürüme-koşma değişimi, merkezcil ve yer çekimi kuvvetlerinin kritik bir orana ulaşması ile ilişkili olduğu yönündedir. Biyomekanik çalışmalara ve bu çalışmaların insanlığa faydaları hakkında birçok örnek verilebilir. Mesela, biyomekanik çalışmalar ile, yaşlı insanların hareketlerinin azalmasının ve kısıtlılığının nedenlerini araştırılmış ve bu soruna cevap bulmaya çalışılmıştır. Ayrıca, kemik erime hastalığının sebepleri ve tedavisinin araştırılması ile egzersizlerin (yürüme, koşma, vb) kemik sağlığı ve dayanımını arttırdığını, ayrıca yaşlılarda gençken yapılan egzersizlerin yaşlılıkta hareket kısıtlılığını azalttığı sonucuna biyomekaniğin katkısı ile ulaşılmıştır. Bir başka örnekte, NASA için yapılan biyomekanik çalışmalarda yerçekimi kuvvetinin insan iskelet kas sistemine etkisi araştırılmıştır. Sonuç olarak, yerçekiminin azalması durumunda kemik yoğunluğunun ve dayanımının düştüğü ve kas aktivitelerinin azaldığı görülmüştür. Bu çalışma ile, uzay araçları için yeni

egzersiz aygıtları tasarlanmasına ve uzay araçlarına yerleştirilmesine karar verilmiştir [2].

Biyomekanik aynı zamanda spor dalları ile de ilgilenmiş ve spor biyomekaniği dalını oluşturmuştur. Sporcuların performanslarının arttırılması yönünde önemli gelişmeler biyomekanik sayesinde olmuştur. Rüzgar tüneli çalışmaları yapılarak optimum havadan atlama vücut pozisyonları tespit edilmiş ve uygulanmıştır. Yine bisiklet yarışları için aerodinamik bisiklet tasarımı ve kask tasarımı yapılmış ve bu tasarımlar ile başarılar elde edilmiştir [2]. Bu ve bunun gibi birçok örnek biyomekanik çalışma alanlarının çeşitliliğini ve genişliğini göstermektedir.

Sonuç olarak biyomekanik çalışmaların sebebi, insan sağlığını ve performansı ile ilişkili problemleri çözüme kavuşturmak ve daha iyi bir yaşam sunmaktır. Bu alanda çalışmak, aynı zamanda yukarıda bahsedilen bilimsel dallarla az veya çok ilgilenmek ve bilgi sahibi olmayı gerektirmektedir.

2.2. Biyomekaniğin Tarihi

Biyomekanik her ne kadar yeni bir bilim dalı olsa da, biyomekaniğin izlerini eski çağlara kadar sürmek mümkündür. Aristotle; doğa bilimi, fizik, astronomi, meteoroloji, gibi birçok alanda çalışmış bir bilim adamı olmakla beraber aynı zamanda, ilk fizyoloji ve hayvan hareketleri üzerine çalışmalar yapan bilim adamıdır. Yaptığı birçok çalışmayla rönesansa kadar bilime öncülük etmiştir.

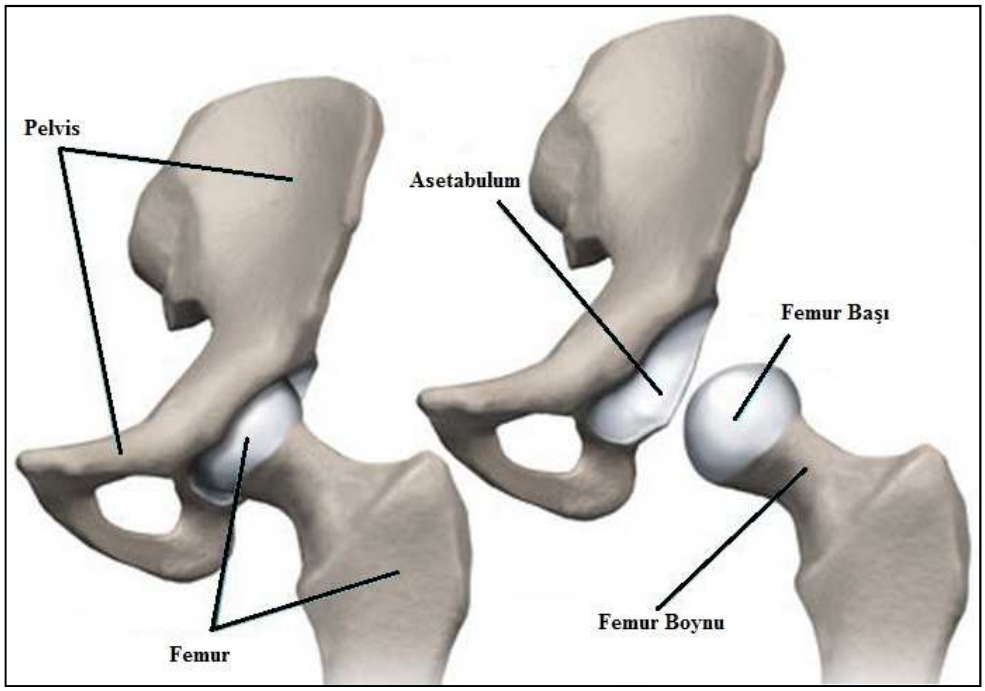
Biyomekaniğin izlerini Roma İmparatorluğu zamanında da görmek mümkündür. Arenada yaralanan veya ölen gladyatörler üzerinde çalışma yapılır, ölenler parçalanarak vücutları incelenirdi. Bu devirde Galen adlı bilim adamı, gladyatörler üzerinde çalışmalarıyla bir çok tedavi yöntemi geliştirmiş 500'ün üzerinde makale yayınlamıştır. Rönesans döneminde de mekaniğin ve ortapedi biliminin gelişmesiyle çalışmalar artmıştır [3].

20. yüzyıla kadar ortopedisler genellikle kırık iyileşmesi, enfeksiyona karşı tedavi ve ameliyatsız yapılan tedaviler yapmaktaydı. 20. yy'la gelindiğin bilimin ilerlemesiyle ortopedistler ameliyat ile tedaviye başlamış ve modern ortopedi oluşmuştur. 20. yy ortalarında total kalça protezi tasarımı yapılmış ve başarılı ameliyatlar gerçekleştirilmiştir. Total kalça protezi ile ortopedi mekaniği doğmuştur. Bu gelişmelerden sonra bir çok protez tasarımı yapılmış ve yeni bilim dalları doğmaya başlamıştır. Bunlardan triboloji bilimi 1950-1960 yıllarında gelişmeye başlamış ve ilk uygulamalarından olan düşük sürtünmeli total kalça protezi geliştirilmiştir. İlk düşük sürtünmeli total kalça protezi ile 1961 yılında tedavi edilmiş ve başarı derecesiyle dünya genelinde kabul görmüştür [4].

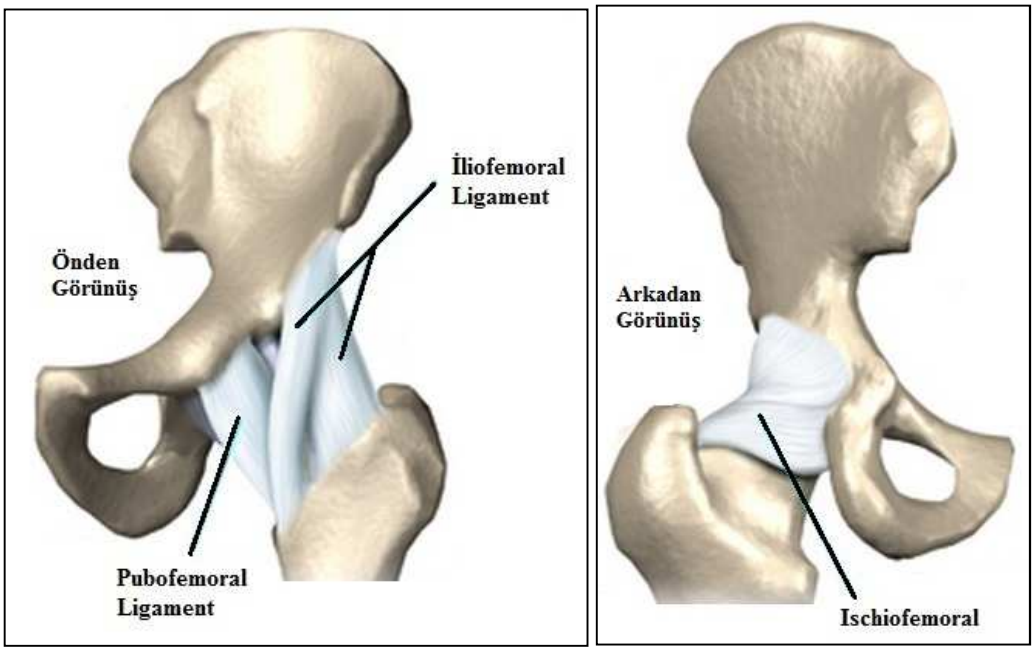
İlk biyomühendislik birimi İngiltere'de Strathcly, Leeds ve R.M. Kenedy Üniversiteleri'nde 1960'larda açılmıştır. Bu bölümde yoğun olarak biyomalzemeler, protezler, hemodinamik, biyotriboloji, kemik ve kıkırdak biyomekaniği ve yürüme analizleri çalışılmaya başlanmıştır. Bundan sonra üniversitelerde biyomekanik ve biyomühendislik alanları açılmaya başlanmış ve biyomekanik alanında araştırmalar artmıştır [4].

2.3. Kalça Eklemi Elemanları ve Biyomekaniği

Kalça eklemi Şekil 2.2'de gösterildiği gibi femur baş küresi ve onun girdiği asetabulum çukurundan oluşmaktadır. Femur baş küresi, yaklaşık üçte iki küre şekline sahiptir. Asetabulum ve femur küresinde sürtünmeyi azaltan kıkırdak yapılar mevcuttur. Asetabulum kıkırdağı dış kenarlara doğru incelen, eklemin stabilitesini sağlayan fibrokartilajın kenarları ile birleşen bir yapıya sahiptir. Birkaç büyük, güçlü ligamanlar da eklemin stabilitesini sağlar (Şekil 2.3). Ayakta dik durma pozisyonunda kalçayı tek stabilite edici iliofemoral ligamanı, en güçlü ligamandır ve pubofemoral ligamanı ile eklemi arkaya doğru güçlendirir ve destek sağlarlar. Femur ise, vücudun en uzun, en geniş ve en sağlam kemiğidir. En zayıf bölgesi yarıçapı kemiğin diğer bölgelerine göre daha küçük olan femur boyun kısmıdır. Bu eklemde çok sayıda kas mevcuttur ve eklemin hareketini sağlarlar. Bir hareketi yapmak için birden fazla kas işlev görür.



Şekil 2.2: Kalça eklemi ve kalça eklemini oluşturan yapılar [5].

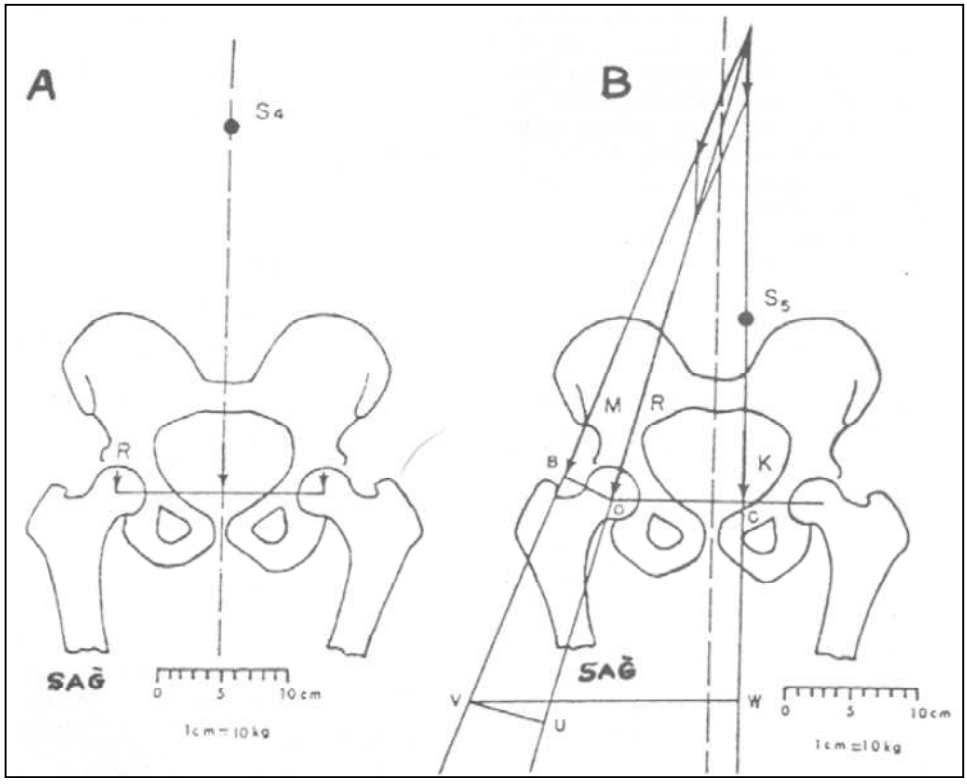


Şekil 2.3: Kalça ekleminde bulunan ligamentler [5].

Kalça eklemi uzayda üç boyutlu hareket edebilen bir eklemdir. Sagittal eksende fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini yapar. Yani, kalçanın öne ve arkaya hareket etmesi kalçanın fleksiyon ve ekstansiyon hareketleridir. Frontal eksende kalça

eklemi, abdüksiyon ve addüksiyon, yani sağa ve sola hareket eder. Vertikal (dik) eksende ise kalça eklemi iç ve dış rotasyon hareketlerini yapabilmektedir.

Kalça eklemi biyomekaniği iki fazda incelenir (Şekil 2.4). Normal ayakta duruş pozisyonu statik faz ve tek ayak üzerinde duruş, yürüyüş fazı dinamik faz olarak değerlendirilir [6]. Kalça eklemi ayakta durma ve yürüme esnasında statik ve dinamik kuvvetlerin birleştiği ve dağıldığı bir bölgedir. Yürüme esnasında bileşke kuvvetler femur baş kısmının anterosuperior kısmına etki eder. Tek kalçaya binen yük vücut ağırlığının yarısı kadardır. Yürüme esnasında dengeyi abduktor kas kuvveti sağlamaktadır. Bu durumda vücut ağırlığının yarısı ve abduktor kas kuvveti bileşkesi femur başına etkiler. Yürürken femur başına binen yük miktarı vücut ağırlığının ortalama 4 katı olduğu bilinmektedir [7].



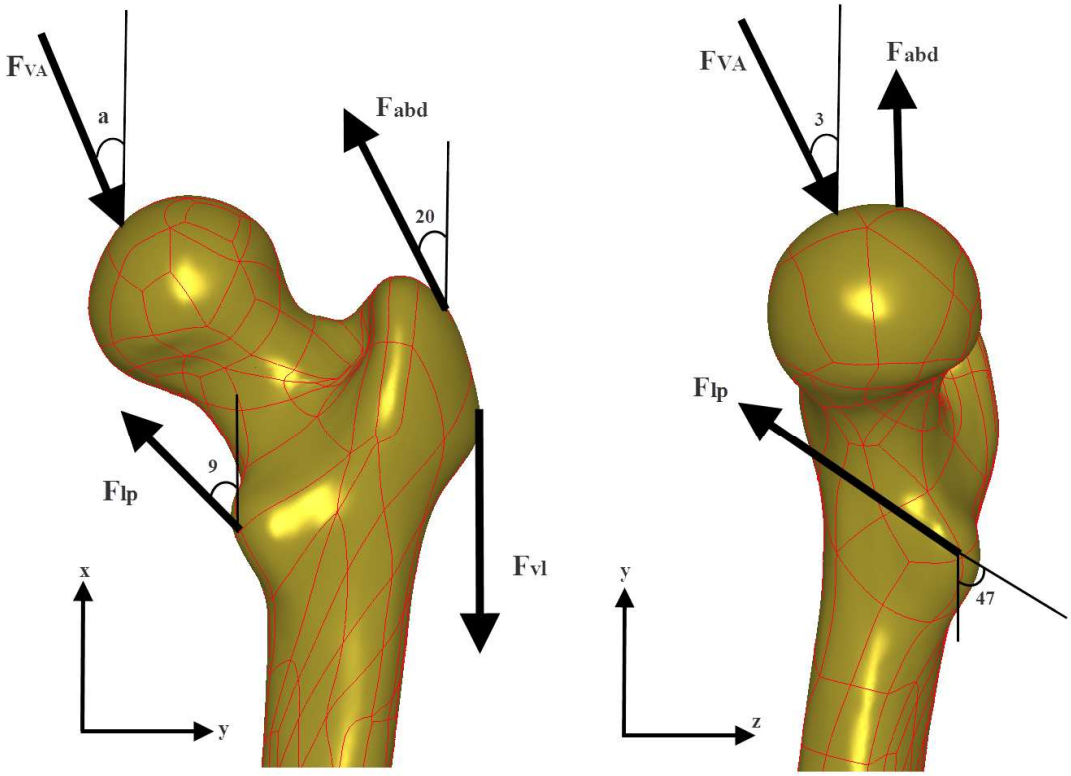
Şekil 2.4: Kalça ekleminin statik (A) ve dinamik fazları (B) [6].

2.4. Kalça Eklemine Etki Eden Kuvvetler

İnsan vücut yapısının normal duruş pozisyonunda, kalça eklemini oluşturan elemanlara bağlantılı kaslar yardımı ile çok sayıda kuvvet uygulanır. İnsan vücut ağırlığından gelen yükler, pelvis ile femur arasındaki bağlı kaslar yardımı ile femura aktarılır. Newtonun denge kanunu gereği, pelvis ve femur arasındaki kaslar yardımı ile reaksiyon kuvvetleri oluşur.

Kalça eklemi yük taşıyan ana eklemlerdendir. Normal duruş pozisyonunda her iki kalça eklemine vücut ağırlığının yarısı kadar kuvvet etki eder. Fakat, eklemde bulunan büyük, güçlü kaslar ve ligamanlardan dolayı ekleme etki eden kuvvetler artmaktadır. Kasların yürüme sırasında kalça eklemine çekme, basma etkisi yaklaşık vücut ağırlığı kadardır [8]. Normal hızda yürüme sırasında kalça eklemine etki eden maksimum kuvvetler vücut ağırlığının %300-400, hızlı yürüme ve koşma sırasında %550, engelli koşu sırasında %870'i kadardır [9]. Şekil 2,5'te görüldüğü gibi x-y ve y-z düzlemlerinde femur başına etki eden kuvvet (Eklem reaksiyon kuvveti) vektörü belli açılarda etki eder. Femura etki eden diğer bir kuvvet abduktor kas kuvvetidir ve x-y düzleminde y ekseni ile yaklaşık 20^o açı yapar. Bu kuvvetin değeri vücut ağırlığının dörtte biri kadardır. Yani 800 N bir insanın femura ortalama 400 N, abduktor kas kuvveti olarak 200 N kuvvet etki eder [10].

Vastus letarus ve iliopsoas kas kuvvetleri de Şekil 2,5'te görülmektedir. Vastus letarus kas kuvveti y ekseninde ve ters yönde etki etmektedir. İliopsoas kas kuvveti ise x-y düzleminde y ekseni ile ortalama 9^o, y-z düzleminde ise y ekseni ile 47^o lik açı yaparak etki etmektedir. Bu kuvvetlerden en çok femur başına etki eden kuvvetler, vücut yük kuvveti ve abduktor kas kuvvetidir.



FVA : Vücut ağırlığı

Fabd : Abdüktör kas kuvveti

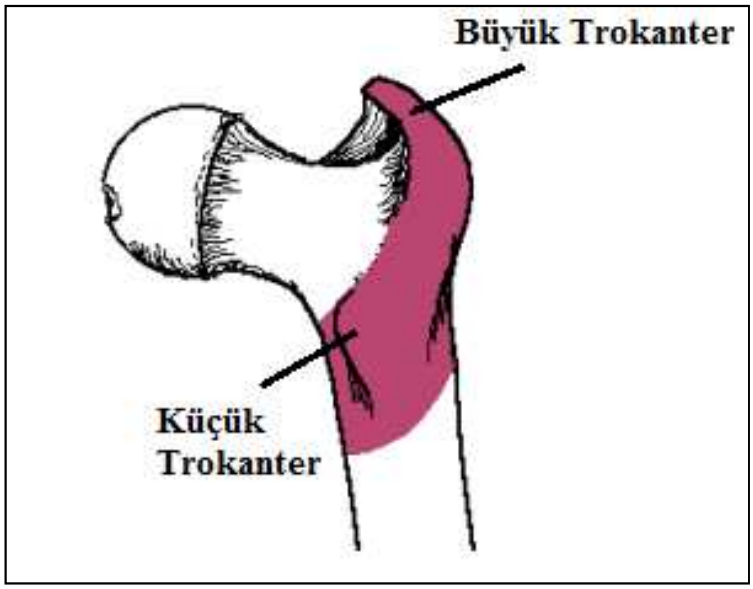
Fvl : Vastus laterus kas kuvveti

Flp : İliofemoral lig. kuvveti

Şekil 2.5: Normal duruş pozisyonunda proksimal femura etki eden kuvvetler.

2.5. İntertrokanterik Femur Kırıkları ve Tedavi Yöntemleri

İntertrokanterik bölge, büyük trokanter ile küçük trokanter arasındaki baş ile şaftı bağlayan geçiş bölgesidir (Şekil 2.6). Femurun bu bölgeleri arasında oluşan kırıklara intertrokanterik femur kırıkları olarak adlandırılır. Bu tür kırıklar genellikle ileri yaşlarda görülmektedir. İlerleyen yaşlarda genellikle kemik erimesi ve sağlık sorunları artmaktadır. Kemik yoğunluğunun azalması ile düşme, çarpma gibi basit durumlarda bile kırık oluşma ihtimali vardır. Bu tür kırıklar, kadınlarda erkeklere oranla daha sık görülmekte ve direkt veya indirekt kuvvetlerin etkisi ile oluşmaktadır. Genç yaşlarda rastlanması az olmakla birlikte genellikle trafik kazaları gibi durumlarda genç insanlarda da görülebilmektedir.



Şekil 2.6: Femurun intertrokanterik bölgesi.

2.5.1. İntertrokanterik femur kırıklarının sınıflandırılması

İntertrokanterik femur kırıkları stabil ve instabil olmak üzere iki kısımda incelenir. Stabil kırıklar, kırığın çok parçalı olmadığı kırıklardır. İnstabil kırıklar ise, kırığın çok parçalı olduğu veya abduktor kaslarının femur cismini mediale doğru çekmesi ile oluşan kırıklardır. Kırık stabilitesini belirlemede küçük trokanter önemli rol oynar.

Trokanter bölgesi kırıklarının sınıflandırılması zaman içinde uygulanan tedavilere göre yapılmaktadır. Yaygın olarak kullanılan sınıflamalar şunlardır [7];

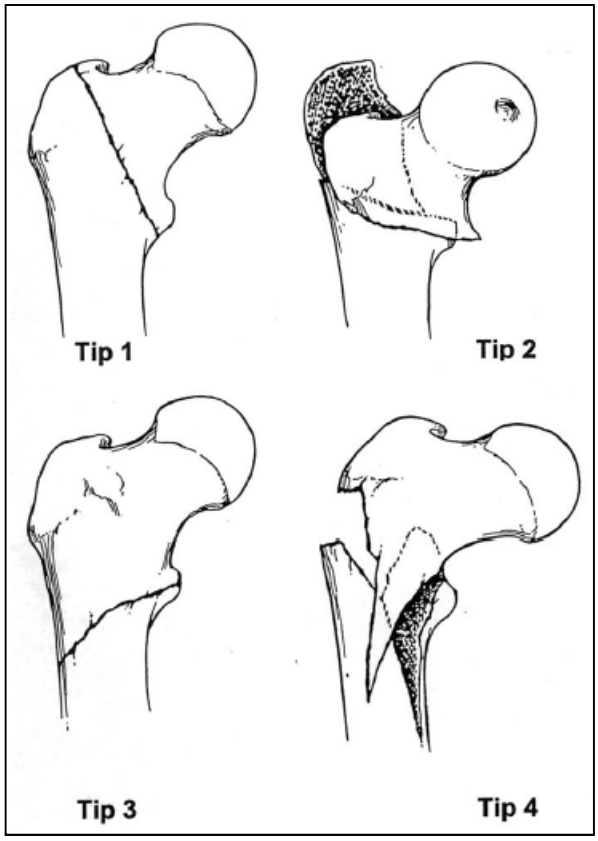
- Boyd ve Griffin
- Evans sınıflaması
- Tronzo sınıflaması
- Evans-Jensen sınıflaması
- Kyle sınıflaması
- AO sınıflaması

Boyd ve Griffin sınıflamasına göre kırık çeşitlerini dört tipe ayırmışlar ve kırığın redükte edilebilirliğine göre sınıflandırmışlardır (Şekil 2.7).
Tip I: Trokanter çizgi boyunca iki parçalı kırıklar.

Tip II: Ana kırık hattının trokanterik çizgi hattında bulunduğu kırıklar.

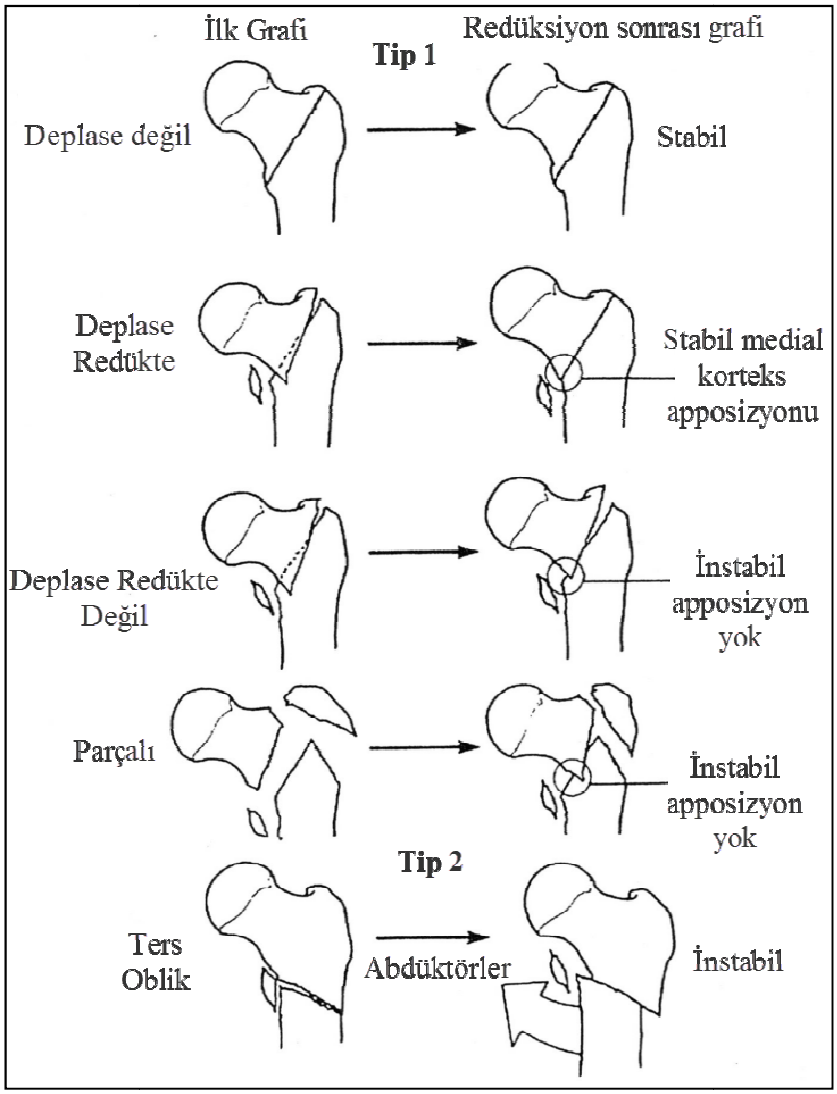
Tip III: Küçük trokanteriği içine alan ve kırık hattının dışa doğru olan kırıklar, çok parçalı olabilir ve instabildir.

Tip IV: Trokanterik ve subtrokanterik bölgelerde en az iki kırık hattı olan kırıklardır ve instabildir.



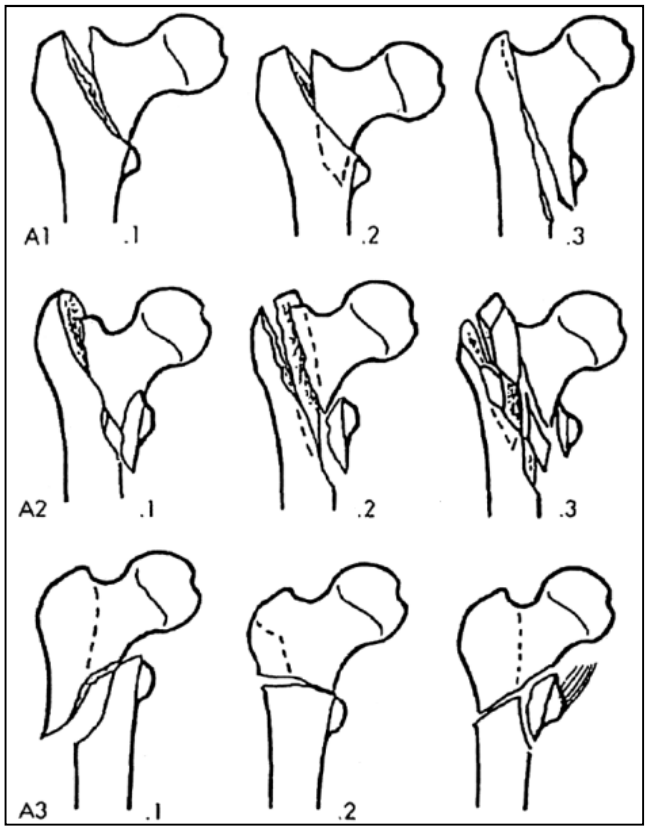
Şekil 2.7: Boyd ve Griffin sınıflamasına göre trokanterik femur kırıkları [11].

Evans sınıflamasında trokanterik kırıkların stabil veya stabil olmayan olarak basit bir sınıflama yapmıştır. Evans sınıflamayı, Şekil 2.8'de görüldüğü gibi Tip 1 ve Tip 2 olarak ayırmıştır.



Şekil 2.8: Evans sınıflamasına göre intertrokanterik femur kırıkları [7].

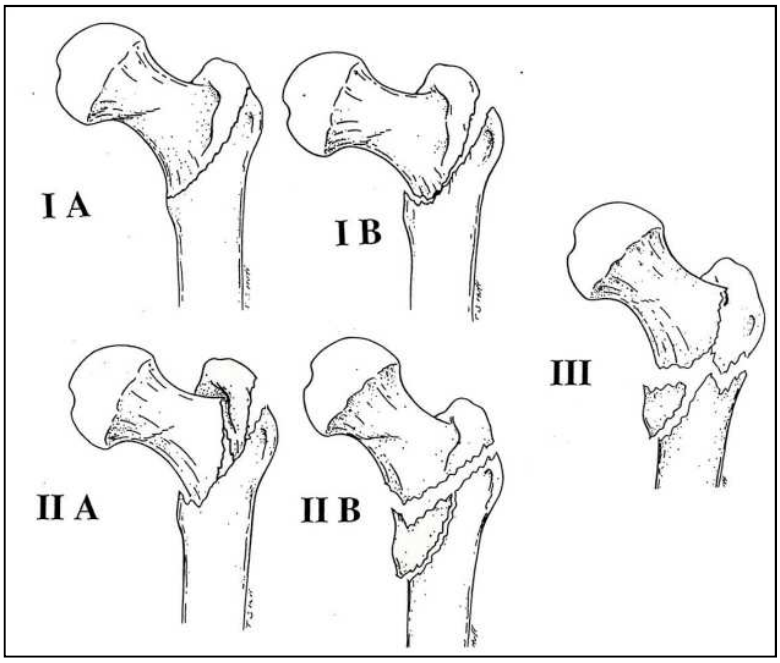
Tronzo sınıflamasında, Boyd Griffin sınıflaması üzerinde küçük değişiklik yaparak tip 3 kırıklarını ikiye ayırarak 5 tip kırık sınıflaması önermiştir. AO sınıflamasında Müller, Şekil 2.9'da görüldüğü gibi üç gruba ayırmış ve bu grupların altında yine üç alt grup oluşturmuştur. A1, A2 ve A3 grupları sırası ile iki parçalı basit kırıklar, medial korteksin parçalı olduğu kırıklar ve ters oblik kırıklar olmak üzere sınıflandırılmıştır.



Şekil 2.9: AO sınıflamasına göre intertrokanterik femur kırıkları [7].

Evans-Jensen sınıflamasında, Şekil 2.10'da görüldüğü gibi bir sınıflandırma yapılmıştır. Bu sınıflamada Tip 1 basit iki parçalı kırıkları gösterirken tip 1A kırığın ayrılmamış, Tip 1B ise ayrılmış olduğunu göstermektedir. Tip 2'de ise üç parçalı kırıklar ayrılmış, Tip 2A'da ayrı büyük bir trokanter parçası mevcutken, Tip 2B'de küçük trokanter parçası mevcuttur. Tip 3 ise dört parçalı ve ters oblik kırıklarını göstermektedir [12].

Kyle sınıflamasında Evans sınıflamasının değiştirilmesi ile oluşturulmuştur. Bu sınıflamada Tip 1 stabil kırıkları, Tip 2 küçük trokantere ait parçanın varusa kaymış kırıklar, Tip 3 büyük trokanterde oluşan stabil olmayan kırıklar ve Tip 4'te ise subtrokanter uzantılı stabil olmayan kırıklardır.



Şekil 2.10: Evans-Jensen sınıflamasına göre intertrokanterik femur kırıkları [12].

2.5.2. İntertrokanterik femur kırıklarının tedavi yöntemleri

İntertrokanterik femur kırıklarında tedavi yöntemi olarak, cerrahi tedavi veya cerrahi yöntem uygulanmayan konservatif tedavi uygulanmaktadır. Konservatif tedavi yöntemi yürüme şansı az olan hastalarda önerilmektedir. Tedavi yöntemi olarak genellikle cerrahi yöntem tercih edilmektedir. Cerrahi tedavide amaç kırık parçalarını stabil olarak redükte ettikten sonra, mekanik olarak mukavemetli, iyi yerleştirilmiş bir implant ile tespit etmektir.

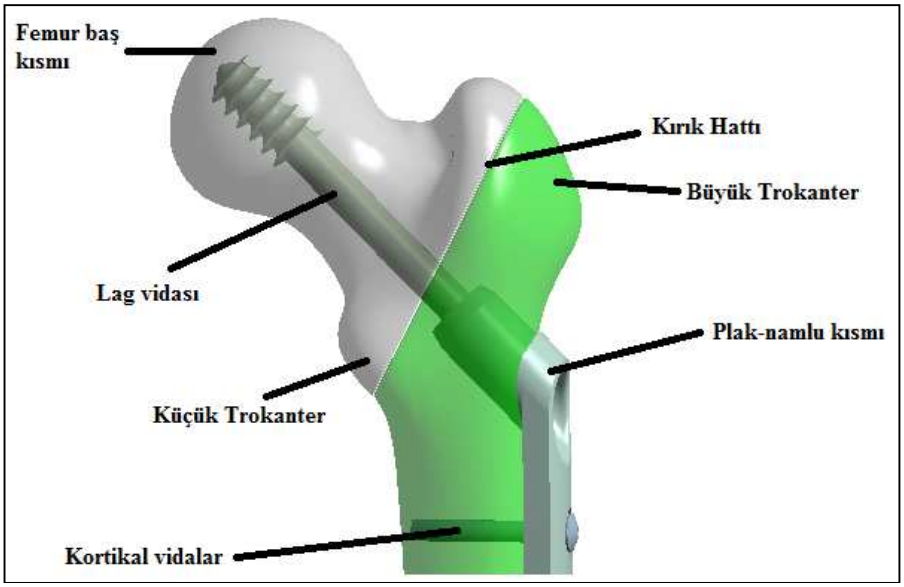
Kırığın implant ile tespitinin yeterliliğini gösteren Kaufer [13] tarafından bildirilen etkenler literatürde kabul görmüştür. Bunlar;

- Kemik kalitesi
- Kırığın şekli
- Kırık redüksiyonun kalitesi
- İmplant tasarımı
- İmplantın yerleştirilmesi

İntertrokanterik kırıklar genellikle, osteoporoz (Kemik erimesi) ve osteomalazi (Kemik yumuşaması) ve paget (Kemik dokusu hastalığı) hastalıklarından etkilenen hastalarda görülmektedir [7]. Özellikle DKÇ ile tedavi olacak hastalarda osteoporozun derecesi bilinmesi gerekmektedir. İleri yaşlara doğru kemikteki trabeküllerin sayısı azalır [14]. Bunun için Singh ve ark. [15,16] osteoporozu AP planda 1'den 6'ya kadar derecelendirmiştir. 1-3 derece arası kesin osteoporozun olduğunu gösterir.

Kırığın şekli, kırıkların tedavisinde önemli rol oynar. Stabil kırıklar cerrahi tedavide fazla soruna sebep vermeden iyileşirken, instabil kırıklar büyük zorluklara yol açmaktadır [7].

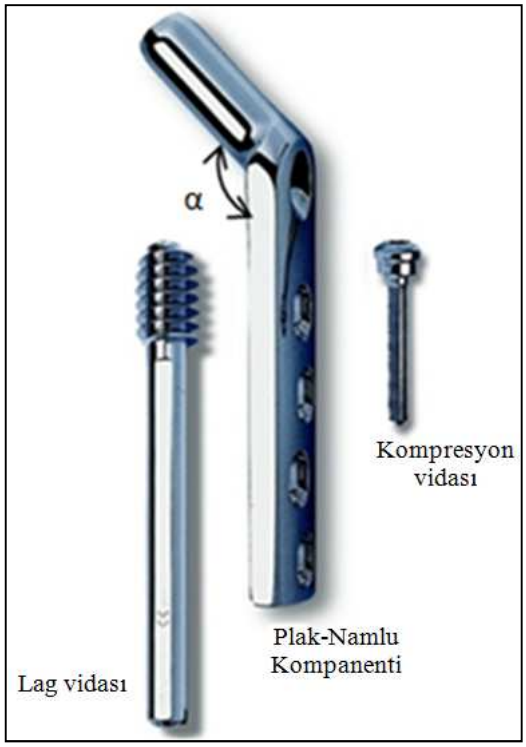
İntertrokanterik femur kırıklarında beş ana implant kullanılmaktadır. Bunlar değişen açılı, sabit açılı ve kayıcı çivi plaklar, endoprotezler ve eksternal fiksatörlerdir [7]. Kayıcı çivi plakların diğerlerine göre bazı üstünlükleri vardır. Bunlar, kayıcı çivilerde vida kullanıldığı için konselöz kemikte iyi tutunma sağlaması, kayma ile vida plağa yaklaşacağından bükülme momenti azalması, ameliyat esnasında sabit çivilere göre kolaylık sağlaması sayılabilir. Şekil 2.11'de intertrokanterik femur kırığı olan femura DKÇ implantının yerleştirilmiş şekli gösterilmiştir.



Şekil 2.11: Kırık femura DKÇ implantının yerleştirilmiş modeli.

2.5.3. Dinamik kalça çivisi implantı

Dinamik kalça çivisi (DKÇ) kayıcı çivi kısmındandır ve cerrahi yöntem uygulamalarında sık kullanılan bir implanttır. Bu implant üç ana unsurdan oluşmaktadır. Bunlar ana vida (lag vidası), plak-namlu kısmı ve kompresyon vidasıdır (Şekil 2.12). Ana vida uzunluğu 50 mm'den 145 mm'ye kadar değişik ölçülerde bulunmaktadır. Ana vida yiv uzunluğu ise genellikle 22 mm'dir. Ama bunun yanında 19 ve 29 mm yiv uzunluğuna sahip lag vidası da üretilmektedir. Ana vida 7.9 mm ve vida çapı 12.9 mm'dir. Ana vidanın plak-namlu kısmında kalan ucunun iç tarafı kompresyon vidası için diş açılmıştır. Ayrıca ana vidada boydan boya kılavuz telinin geçmesine müsaade edecek şekilde kanal mevcuttur.



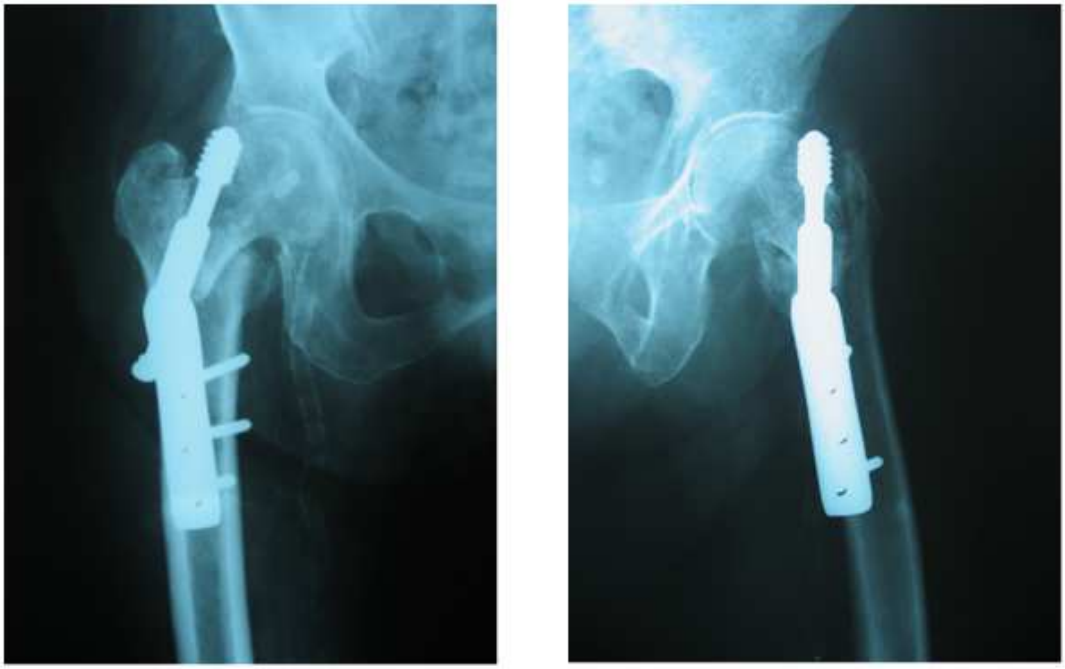
Şekil 2.12: DKÇ implantının üç ana kısmı.

Plak-namlu kompanentinde namlu kısmı uzunluğu 25 mm veya 38.1 mm olarak yekpare birşekilde üretilmektedir. Plak-namlu açısı 130^o, 135^o, 140^o, 145^o ve 150^o olarak değişik açılarda imal edilmektedir. Kompresyon vidası ise lag vida uç kısmına girer ve lag vidasını çektirerek femur kırık hattında kompresyon oluşturur. Genellikle

3.2 mm çaplı kompresyon vidaları kullanılmaktadır. Ayrıca kompresyon vidası lag vidasının dönme hareketini engelleyecek şekilde tasarlanmıştır.

2.5.4. DKÇ ile tedavide sıyrılma (Cut out) olayı

Sıyrılma olayı, femur başının hasara uğrayarak varusa doğru kayması olarak tanımlanabilir. Bu olay femurun iç kısmında femurun hasara uğraması veya imlantın hasara uğrayıp femur başının varusa kayması veya imlantın gevşemesi gibi durumlarda ortaya çıkmaktadır. Şekil 2.13'te DKÇ ile yapılan tedavi sonrasında sıyrılma olayının bir örneği olarak anterior ve lateral görünüşlerinin radyolojik görüntüleri verilmiştir [7].



Şekil 2.13: Sıyrılma olayının radyolojik olarak ön ve yan grafilerden görünüşü [7].

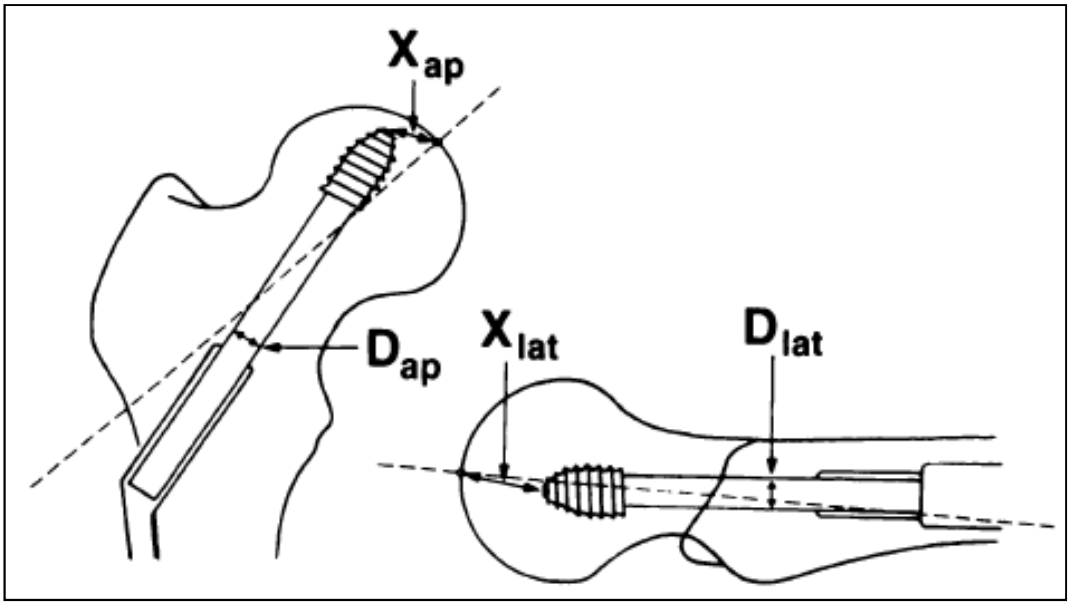
Kemik yoğunluğunun azalması, kırık tipi, implant yerleştirme bölgesi, hasta yaşı, implantın geometrik özellikleri gibi sıyrılma olayını etkileyen birçok etken mevcuttur. Literatürde sıyrılma olayı üzerine en çok tartışılan konu implantın yerleştirme yeri olmuştur. Bu konu hakkında birçok tıp uzmanlık tezi, klinik makale ve biyomekanik makaleler yayınlanmıştır. Ancak implantın uygun konum

yerleştirilmesi konusunda tartışma devam etmekle birlikte anterior ve superior kadranlardan kaçınılması konusunda görüş birliği mevcuttur [17].

Sıyrılma olayı gerçekleştiğinde tekrar cerrahi müdahale yapılması gerekir ve bu durumda DKÇ yerine çoğunlukla total kalça protezi yerleştirilir. İnstabil kırıklarda stabil kırıklara göre sıyrılma olayı daha fazla rastlanmaktadır.

Sıyrılma riskini değerlendirmede bir yöntem olan Tip-Apeks mesafesi (TAD) kısaca, femur baş kısmının apeksi ile lag vida ucu arasındaki mesafeyi ifade eder. İlk olarak Baumgartner ve ark. [1]'nın tanımladığı bu ifade implant konumunu tanımlamayı da yardımcı olur. Şekil 2.14'te TAD değerini hesaplamada kullanılan ifedeler gösterilmiş ve bu değeri hesaplamada kullanılan (2.1) nolu denklem aşağıda verilmiştir. Bu ifadelere göre implantın konumu da ifade edilebilir. Şekilde "ap" indisi anteroposterior röntgen görünüşünü, "lat" indisi lateral röntgen görünüşünü, "X" implant ucu ile femur apeksi arasındaki mesafeyi, "D" ise lag vida çapını ifade etmektedir. "D_{true}" lag vida çapının gerçek değerini gösterir.

$$TAD=\left(Xap*\frac{D_{iç\ gerçek}}{Dap}\right)+\left(Xlat*\frac{D_{iç\ gerçek}}{Dlat}\right) \quad (2.1)$$



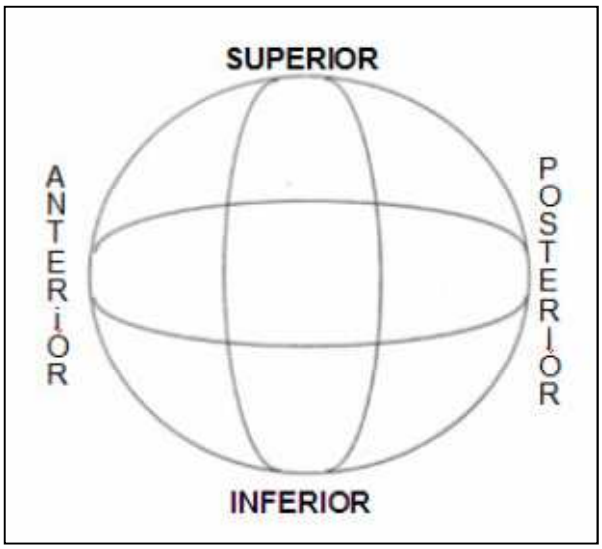
Şekil 2.14: TAD değerini hesaplamada kullanılan ifadelerin femurun ön ve yan görünümlerinde şekil ile gösterimi [1].

Literatürde sıyrılma olayı tahmininde tip-apeks mesafesi (TAD) en kuvvetli değer olarak kabul edilmektedir. Fakat bu tek belirleyici etken değildir. İmplantın baş içindeki konumu ve kırık stabilitesini de göz önüne almak gerekmektedir.

2.6. Literatür Taraması

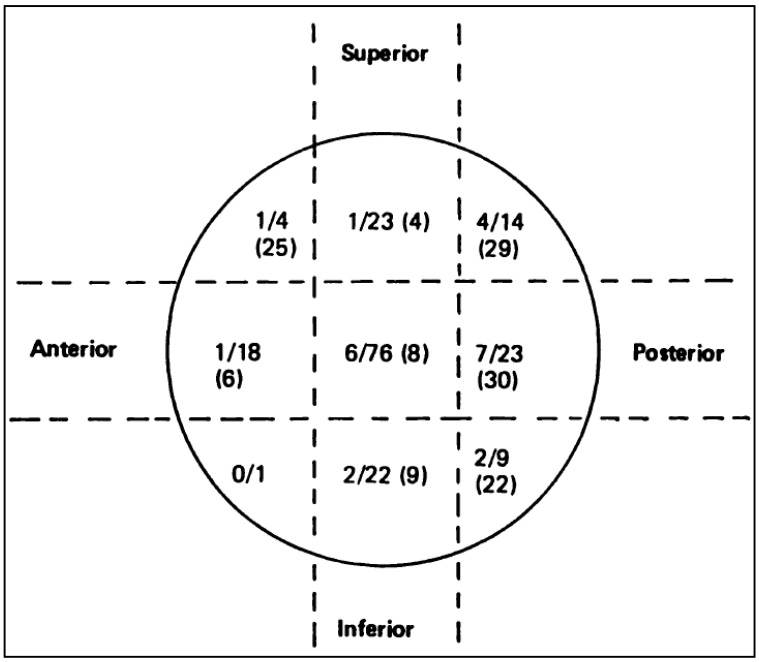
Literatürde sıyrılma olayı üzerine yapılan birçok çalışma mevcuttur. Bunların çoğunluğunu klinik çalışmalar oluşturmakta ve bir kısmını ise biyomekanik çalışmalar oluşturmaktadır. Biyomekanik çalışmalar genellikle deneysel veya sonlu elemanlar çalışması olarak yapılmaktadır. Sıyrılma olayı üzerine yapılan çalışmalar sıyrılma olayına etkileyen faktörler üzerine yoğunlaşmıştır. Bu etkenlerden implantın femur başı içindeki konumu üzerinde en çok durulan faktör olmuştur.

Cleveland'ın tanımladığı ve Kyle'ın kullandığı yöntem ile femur baş kısmı ön ve yan grafilerde Şekil 2.15'te görüldüğü gibi dokuz ayrı bölgeye ayrılmıştır [18]. Bu bölgelerden hangisinin sıyrılma olayını daha az veya çok etkilediği bir çok çalışmada tartışılmıştır.



Şekil 2.15: Femur baş kısmının dokuz farklı bölgeye ayrılması [18].

Kyle [19] posterosantral konumda düşük sıyrılma olayı olduğunu belirtmiştir. Davis ve arkadaşları [12], 230 intertrokanterik femur kırığına sahip hastayı DKÇ ile tedavi etmişler ve implantın posterior konuma yerleştirilmesi sonucu hastalarda sıyrılma olayına daha çok rastladıklarını bildirmişlerdir (Şekil 2.16).

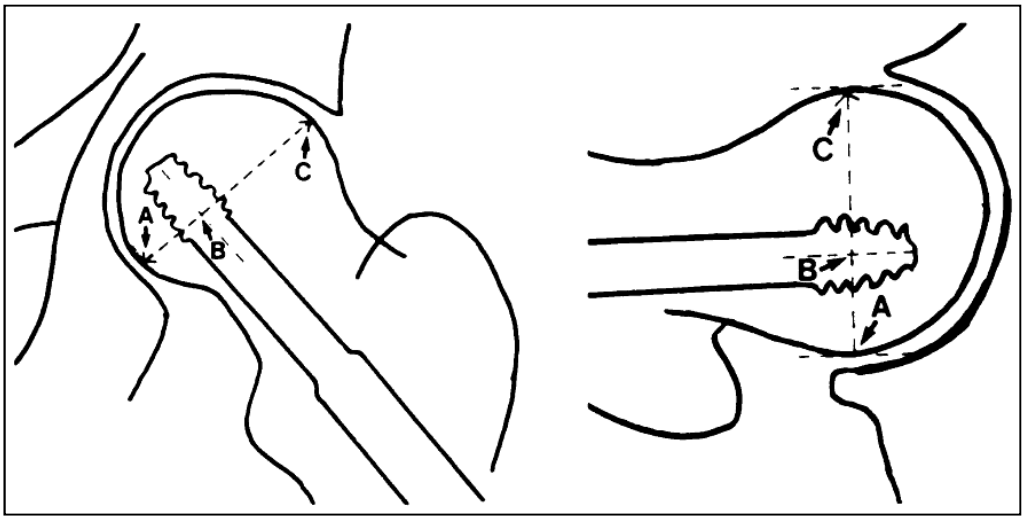


Şekil 2.16: Bir çalışmadan alınan sonuçlardan implant ucunun femur başı konumuna göre sonuçları [12]. Parantez içinde verilen değerler sıyrılma rastlanan hasta yüzdesi.

Güven ve ark. [20] benzer çalışmada 65 hasta üzerinde inceleme yapmışlar ve implantın femur başı merkezine yerleştirilmesi gerektiği sonucuna varmışlardır. Kubilay [4] yapmış olduğu uzmanlık tezinde üç sıyrılma olgusu tespit etmiş ve bu olguların AP planda superiorda, lateral planda posteriorda olduğunu belirtmiştir.

Parker [21], lag vidanın ön-arka ve lateral grafilerde femur baş içerisindeki konumu ile implant yetmezliği arasındaki ilişkiyi incelemiştir. Bu ölçüm yönteminde Şekil 2.17'de görülen, $\left(\frac{AB}{AC}\right)$*100 şeklinde yapılan hesaplamalarda bir oran belirtilir. Ön-arka ve yan grafilerde ölçülen bu oran 66 ve üzerinde bir değer ise vidanın baş içinde süperior-anterior konumda olduğu ve implant yetmezliğine neden olabileceği, 33 ve altında bir değerde ise vidanın femur başı içerisinde inferior-posterior konumunda olduğunu ve stabiliteye katkıda bulunabileceğini bildirmiştir. Bu ölçümler sonucunda, implantın femur başına ön-arka grafide inferior veya merkez, lateral

grafide merkez yerleşimin stabilite açısından en güvenilir bölge olduğu sonucuna varmıştır.

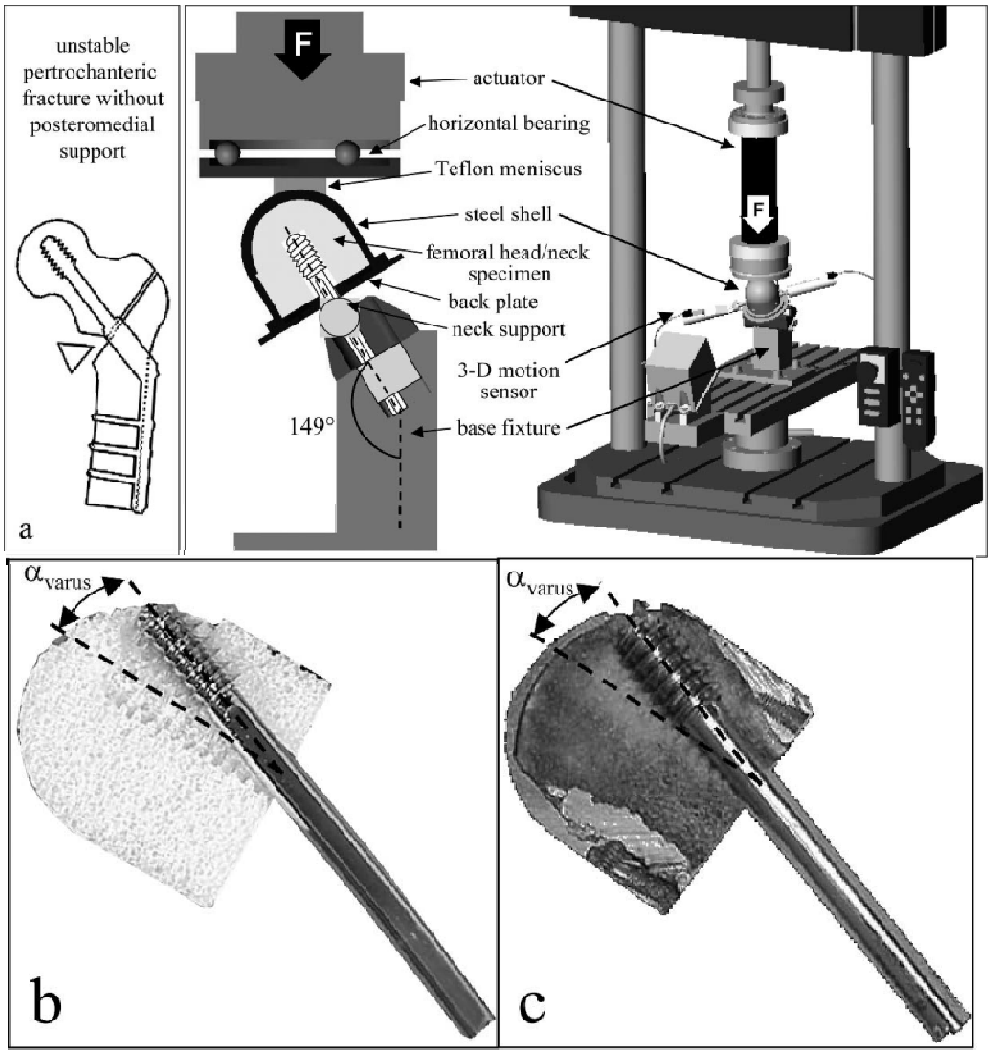


Şekil 2.17: Parker'ın [21] implant yetmezliğini tespiti için kullandığı hesaplamada femurun ön-arka ve yan grafilerindeki belli noktalar.

Laskin ve ark. [22], M-L görünümde implant ucunun posterior konumda yerleştirilmesinin daha iyi sonuç verdiğini savunmuştur. Flores ve ark. [23], implantın femur başı içindeki konumu sıyrılma için önemli olmadığını belirtmiş fakat anterior konuma yerleştirilmemesi gerektiğini savunmuştur. Femur başına implantın lateral ve frontal düzlemlerde merkeze yerleştirmeyi savunan Den Hartog ve ark. [24], Chonela ve ark. [25], Galanakis ve ark. [26], bu bölgelerin sıyrılma riskinin düşük olduğunu bildirmişlerdir. Khan ve ark. [27], 113 intertrokanterik femur kırığı olan yaşlı hastada DKÇ ile tedavi sonuçlarını değerlendirmişler ve Boyd ve Griffin sınıflamasına Type I ve II için DKÇ ile tespitin güvenilir ve uygun bir yöntem olduğunu ileri sürmüşlerdir. Kim ve ark. [28], 178 intertrokanterik femur kırıklı hastalarda yaptıkları incelemelerde osteoporozlu hastalarda ve stabil olmayan kırıkların tedavisinde DKÇ implantının kullanılması gerektiğini vurgulamışlardır. Ayrıca Laros [29], intertrokanterik femur kırıklarının tedavisinde implant seçiminin ve implant yerleştirme tekniğinin önemini bildirmiştir.

Sommers ve ark. [30] yapmış oldukları deneysel çalışmada implant tasarımının sıyrılma olayına etkisini DKÇ'de dört faklı lag vida tasarımı kullanarak incelemişlerdir. Şekil 2.18a'da gösterilen deney düzeneği ile deneyleri

gerçekleştirmişler ve Şekil 2.18b ve c'de deney sonunda sıyrılmaları elde etmişlerdir. Femur kemiği için kemik malzeme özellikleri taşıyan polietilen köpük malzeme kullanmışlardır. Sonuçta implant tasarımının sıyrılma olayına etkilediğini bildirmişlerdir.

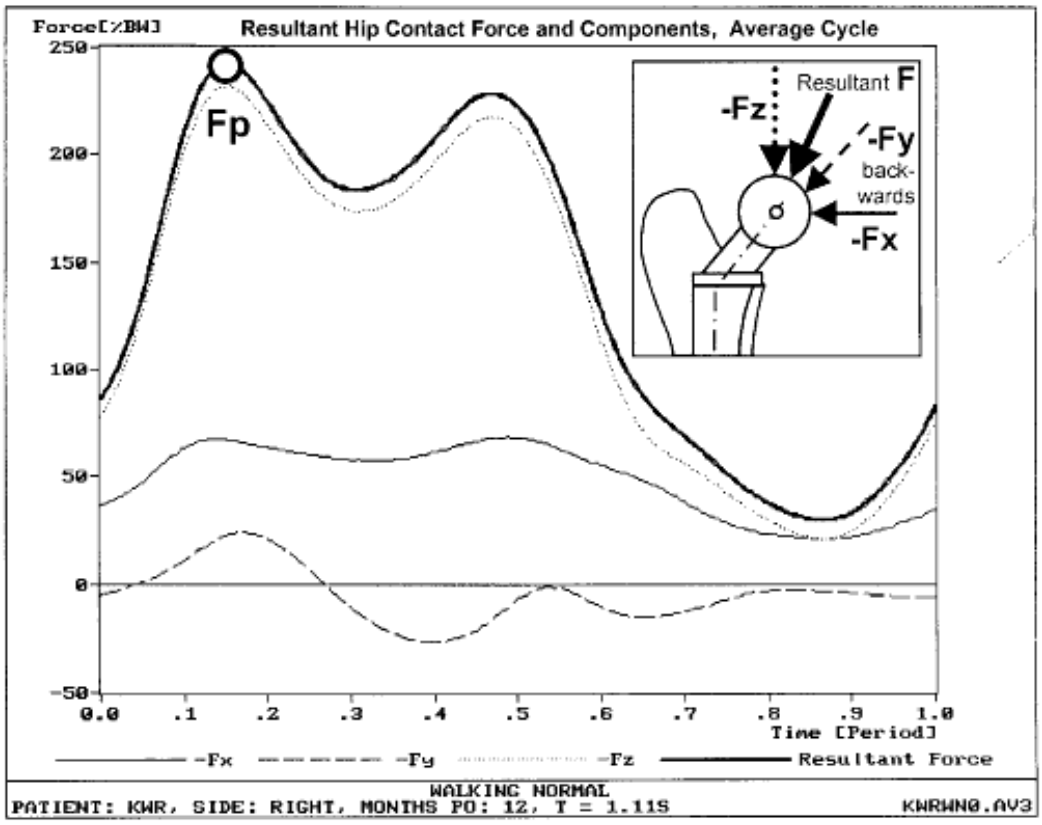


Şekil 2.18: Sommers ve ark. [30] yapmış oldukları deney düzeneği ve sıyrılma olayı.

Helwig ve ark. [31] dört farklı intramedular çivinin superior ve inferior konumlarında kırık stabilitesini etkilerini araştırmışlar ve inferior konumun ideal olduğu sonucuna varmışlardır. Ernst ve ark. [32] optimum implant pozisyonu için lag vidası üzerindeki kuvvet ve momentleri matematik modeli kullanarak hesaplama yapmışlar ve klinik sonuçlar ile yaptıkları hesaplamaların örtüştüğünü bildirmişlerdir.

Baumgarner ve ark. [1] femur apeksi ile implant ucu arasındaki mesafeyi göstermek için TAD (Tip-Apex Distance) değerini tanımlamışlardır. Bu değer implant femura yerleştirildikten sonra ön ve yan grafilerde radyolojik görüntüsünün alınması ve (2.1) nolu denklemin kullanılması ile elde edilmektedir. Bu değer sıyrılma tahmininde önemli bir rol oynamakla birlikte tek belirliyici etken değildir. Bunun yanında yukarıda bahsedilen implant konumu ve kırık stabilitesi de sıyrılma olayını etkileyen önemli faktörlerdendir. Baumgarner ve ark. [1] sıyrılma olayına rastlanılmayan tedavilerde TAD değeri ortalamasının 25 mm den küçük olduğunu, sıyrılma olayına rastlanılan tedavilerde TAD değerinin ise 38 mm den büyük olduğunu bildirmiştir.

Bergmann ve ark. [33] kuvvet sensörlü kalça protezi kullanarak günlük rutin aktivitelerde kalça eklemine gelen kontak kuvvetlerini hesaplamışlardır (Şekil 2.19). Merdiven tırmanırken temas kuvveti % 251 vücut ağırlığı iken merdiven aşağı inerken bu değer % 260 vücut ağırlığı olmaktadır.



Şekil 2.19: Normal yürüyüş esnasında femur başına gelen yüklerin zamana bağlı değişim grafiği [33].

Rooppakhun ve ark. [34], DKÇ ile yapılan tedaviler sonrası, implantın çıkarılmasının gerekliliği üzerinde sonlu elemanlar analizi yapmışlardır. Sonlu elemanlar sonuçlarından, von Mises eşdeğer gerilme değerlerini kemiğin ve implantın yüke karşı dayanımını belirlemek için, elastik birim deformasyonu kırık stabilitesini değerlendirmek için, birim deformasyon enerji yoğunluğunu ise ikinci kırık riskini değerlendirmek için kullanmışlardır. Kemik iyileşmesi dört aşamada düşünmüşler, her aşamada kemik malzeme özelliklerini oransal olarak arttırmışlar ve sonlu elemanlar analizini gerçekleştirmişlerdir. Sonuç olarak implantın kırık iyileşmesi sonrası çıkarılması gerektiğini savunmuşlardır. Rooppakhun ve ark. [35] diğer bir çalışmada, titanyum ve paslanmaz çelik DKÇ implantlarının iyileşme sürecine etkilerini incelemişlerdir.

Sowmianarayanan ve ark. [36], üç farlı DKÇ, dinamik kondil çivisi ve proksimal femur çivisi implantlarından, sonlu elemanlar yöntemi ile subtrokanterik kırık tipi için hangi implantın daha uygun olduğu üzerinde çalışma yapmışlardır. Değerlendirmede gerilme, gerinim ve femurun çökme miktarlarını göz önüne almışlardır. Sonuçta DKÇ ve dinamik kondil çivisinin kırık iyileşmesi ve gerilme değerleri olarak proksimal femur çivisinden daha uygun olduğunu bildirmişlerdir.

Nooshin ve ark [37], titanyum ve paslanmaz çelik malzemeleri ile üretilen DKÇ implantlarının normal yürüyüş ve düşme sırasındaki davranışlarını sonlu elemanlar modeli kullanarak değerlendirmişlerdir. Titanyum malzemesi ile üretilmiş DKÇ paslanmaz çeliğe göre yüksek dayanımlı olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca, düşme gibi durumlarda implant hasarının titanyum malzemesinde daha az olacağını, mekanik performans olarak titanyum malzemesinin daha uygun olduğunu bildirmişlerdir.

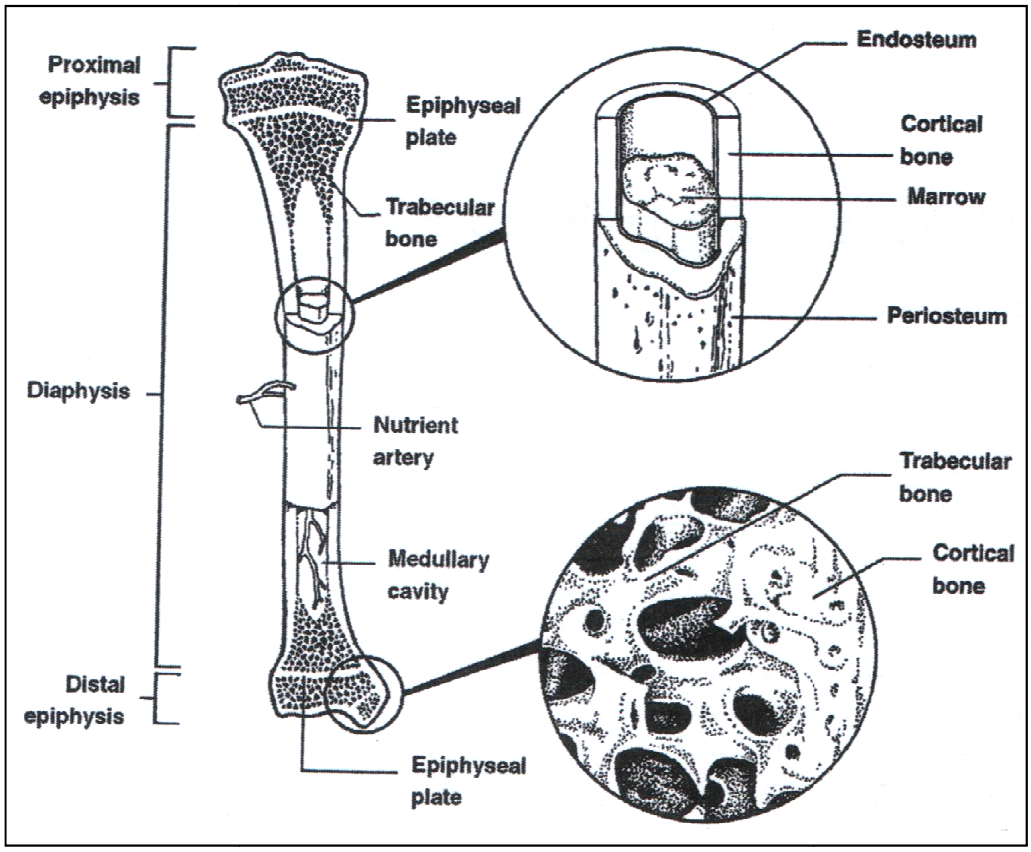
2.7. Kemik ve Kemik Dışı Malzemelerin Yapıları ve Mekanik Özellikleri

Kemiği oluşturan asıl yapılar kalsiyum karbonat, kalsiyum fosfat, kolejen ve sudur. Bu mataryellerin kemikte bulunma oranları yaş ve sağlık ile çeşitlilik gösterir. Kalsiyum karbonat ve kalsiyum fosfat genellikle kemik ağırlığının yaklaşık olarak

%60-70'ni oluşturur. Bu mineraller kemiğe kompresyona karşı direncini ve sertliğini verir. Diğer mineraller, magnezyum, sodyum, florit de dahil olmak üzere kemiğin gelişiminde ve büyümesinde çok önemli rol oynar. Kolejenler, kemiğin çekme kuvvetine karşı direncini ve kemiğin esnekliğini veren proteinlerdir. İleri yaşlara doğru, kemikteki kolejen yapıların azalmasından dolayı kemiğin kırılganlığı artar.
Kemiklerin malzeme özellikleri kişiden kişiye değişiklik gösterdiği için kemiğin mekanik özelliklerini sabit bir değer belirlemek mümkün değildir. Ayrıca kemik yapılar farklı kısımlardan oluştuğu için kemik malzeme özelliklerini doğru tahmin etmek zorlaşmaktadır. Kemiğin içerdiği su miktarı, yaklaşık kemik ağırlığının %25-30'unu oluşturur. Kemikteki su, kemik dokularının dayanımını arttırır. Bu sebepten dolayı, bilim adamları ve mühendisler kemik malzemelerin malzeme özelliklerini belirlerken kemiğin kurumamış olmasına dikkat ederler [38].

Kemik yapılarının özellikleri sadece yaş ile değişmez. Vücuttaki her kemiğin kendine ait yapısı ve malzeme özelliği bulunur. Bazı kemiklerde bulunan boşluk miktarı diğer kemiklerden fazla olabilir. Kemikte bulunan boşluk miktarına göre kemik iki kısımda incelenir (Şekil 2.20). Kemikte çok miktarda boşluğun bulunması, kemiğin içerdiği mineral miktarının azalmasına ve kemiğin dayanımının düşmesine sebep olur. Eğer boşluk oranı düşükse, kemik hacminin %5-30 oranında mineral olmayan yapı bulunuyorsa, bu yapıya kortikal kemik denir. Yüksek oranda boşluk bulunuyorsa, kemik yapının %30-90 oranında mineral olmayan yapı vardır ve bu yapıya konselöz kemik veya trabeküler kemik denir [39]. Kemik yapısı ve kısımları Şekil 2.20'de gösterilmiştir.

Kemik yapısında bulunan boşluk direk olarak kemiğin mekanik özelliklerini etkilediği için çok önemlidir. Kortikal kemikte olduğu gibi kemiğin yüksek miktarda mineral içermesi, kemiğin daha sert olmasına ve yüksek gerilmelere karşı koymasını sağlar. Fakat, bu kemiklerde daha düşük strain ve deformasyon oluşur. Bu sebeple trabeküler kemikte kortikal kemiğe göre, kırılmadan önce daha çok deformasyon görülür [38].



Şekil 2.20: Kemik yapısı ve kısımları [38].

2.7.1. Kemik oluşumu ve kemiğin kendini yenilemesi

Wolff yasasına göre, kemiğin dayanımının azalıp artması, kemik üzerine etkiyen kuvvetlerin azalıp artmasına bağlıdır. Yani, kemiğin üzerine etki eden mekanik streslerin yönü ve büyüklüğü, kemiğin şeklinin ve ölçüsünün oluşmasını ve aynı zamanda kemik yoğunluğunun azalıp artmasını sağlar. Bu sebeple, çocuklarda ve yetişkinlerdeki kemik minerilizasyonu ve kemik dayanımı farklıdır. Vücut ağırlığı kemiğe en büyük mekanik stres sağladığından dolayı, kemik mineral yoğunluğu genellikle vücut ağırlığı ile orantılıdır. Bu sebeple ağırlığı fazla olan insanların kemik yoğunluğu da fazladır. Fakat, insanın fiziksel aktiviteleri, diyet, yaşam stili ve genetik yapı da kemik yoğunluğunu etkileyebilir. Mesela siyah tenli insanların beyazlardan daha fazla kemik yoğunluğuna sahip olması genetik yapıya örnek verilebilir [39].

Walf kanunu aynı zamanda, kemik yoğunluğunu azaltan arttıran ve kemiğe yeniden şekil veren hücreler ile de ilgilenmiştir. Bu kanun kemiği oluşturan osteoblast kemik hücrelerinin ve kemik hücrelerini yok eden osteoclast hücrelerinin hareketlerinin kemikteki değişimlere etkisini incelemiştir.

Kemik yenilenmesi, osteoblast ve osteoclast hücrelerinin dengede kalmasıyla sağlanır [40]. Kemik şekillenmesine şu ilginç örnek verilebilir. Normal fiziksel özelliklerine sahip fakat bir tibiası olmayan yeni doğmuş çocuğun, yürüme egsersizleri yaptırılarak, tibiası olmayan bacaktaki fibulanın tibia kemiği şekline dönüştüğü x-ray ışınlarında görülmüştür [41]. Diğer ilginç örnek olarak, bir savaşta bir elindeki parmakların beşincisi hariç diğer parmaklarını kaybeden inşaat işçisi verilebilir. Kalan parmak kemiği ve el parmağı tarak kemikleri 32 yıl sonra, diğer eldeki orta parmak kemiğini benzeyen şekle dönüştüğü görülmüştür [42].

2.7.2. Femur kemiği yapısı ve malzeme özellikleri

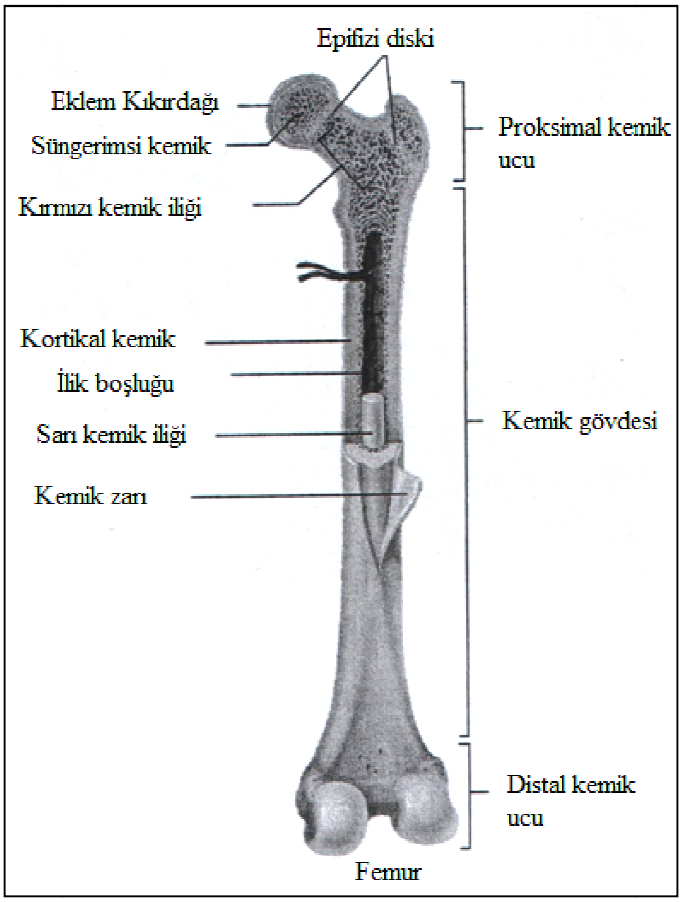
Kemik yapılar genellikle kortikal ve süngerimsi kemik olmak üzere iki kısımdan oluşur. Ayrıca femur kemiğinin kısımları Şekil 2.21'de gösterilmiştir. Femur, tibia gibi kemiklerde kemik ortasında boşluk bulunmaktadır. Kemik yapılar, üzerine gelen kuvvetler sebebiyle şekli, ölçüsü ve yoğunluğunda değişimler meydana gelir. Bu durum kemiğin mekanik özelliklerini etkilemektedir. Bu sebeple kemik yapıların mekanik özellikleri birbirinden farklıdır. İnsanın yaşam tarzı, diyet, insanın genetiği fiziksel aktiviteler kemiğin mekanik özelliklerini etkileyen etmenlerdendir. Kortikal kemik, kemiğin dış kısmını oluşturan belli bir kalınlıktaki kemiktir ve konseloz kemiğe göre daha mukavemetlidir [43].

Kemik yapısının özellikleri incelenirken gözle görülebilinen kortikal ve süngerimsi yapının yanında özel mikroskoplarla tayin edilen trabeküler kafes yapısının ve kollejen liflerin mekanik özellikleri tayin edilebilmektedir. Araştırmalarda ölçüm yapabilen hassas gerilim ölçer cihazlar ile yük dağılımları belirlenerek kesme deneyleri ile kemik yapısının mekanik özellikleri belirlenmektedir. Teknolojik imkânlar neticesinde geliştirilen cihazlar mikro ve nano mekanik yapının belirlenmesi amacıyla kullanılmaktadır. Böylelikle kemik yapıyı sadece tek bir

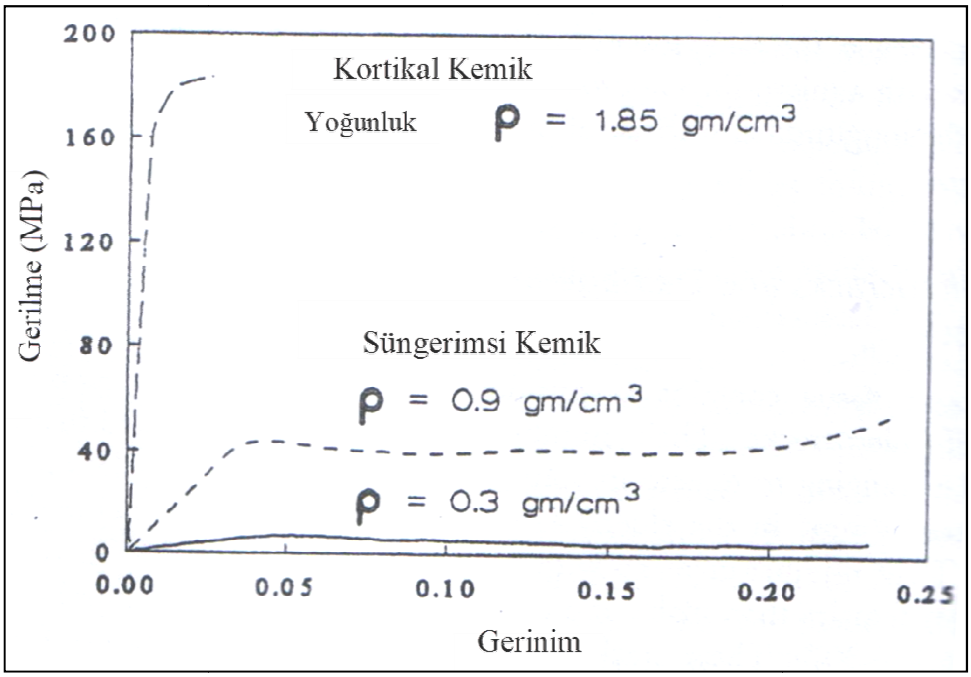
yapıda düşünmeden en uygun mekanik değerleri her kemik yapı katmanı için belirlenebilmektedir [44].

Kompozit bir yapıda olduğu için, kemiklerin mekanik özellikleri uygulanacak deneye göre değişmektedir. Tüm kemiğin sahip olduğu mukavemet ve elastisite modülünün %60'ı kortikal kemiğinden kaynaklanmaktadır. Bunun için, pek çok çalışma ve deneylerde tüm kemiği incelemek amacıyla yapının kortikal olduğu varsayılarak kortikal yapının mekanik özellikleri kullanılır. Kortikal kemiğinin elastiklik sabitlerini belirlemek için kullanılan metot çekme deneyi olmasına rağmen burulma deneyi de doğru sonuçlar vermekte ve sık sık kullanılmaktadır [43].

Femurun iç kısımlarındaki gerilmeler ve meydana gelen deformasyon incelendiğinde femur için lineer izotropik model olduğu kabul edilebilir. Şekil 2.22'deki grafikte görüldüğü gibi kortikal kemikte gerilme lineer artış göstermektedir ve dayanımı süngerimsi kemiğe göre daha fazladır. Aynı zamanda bu grafikte, yoğunluğu farklı olan süngerimsi kemiğin mekanik özellikleri de farklı olduğu görülmektedir. Anizotropik femur kortikal kemiğin mekanik özellikleri dikey ve yatay yönlerde Tablo 2.1'de verilmiştir [45].



Şekil 2.21: Femur kemiğinin kısımları [43].



Şekil 2.22: Kortikal ve süngerimsi kemiğin gerilme-gerinim grafiği [44].

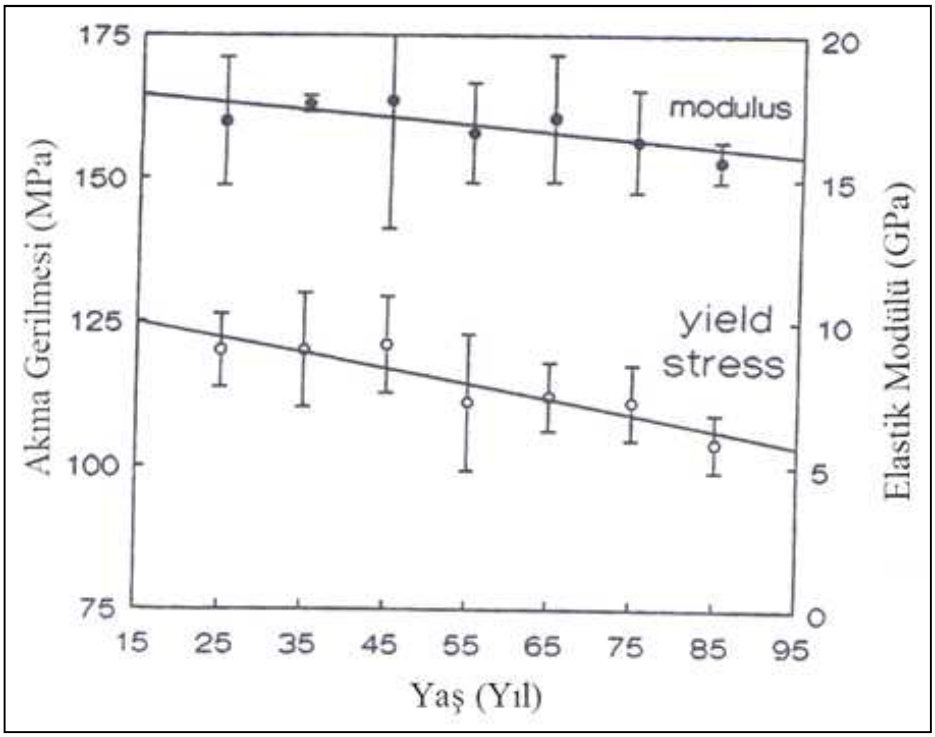
Tablo 2.1: Anizotropik femur kemiğinin mekanik özellikleri [45].

Yükleme tipi	**Maksimum Kopma mukavemeti (MPa)**
Dikey (Longitudinal)	
Çekme (Tension)	133
Basma (Compression)	193
Kayma (Shear)	68
Yatay (Transverse)	
Çekme (Tension)	51
Basma (Compression)	133

Yetişkin femur kemiğinin elastik ve kayma modülleri Tablo 2.2'de gösterilmiştir. Femurun dikey elastikiyet modülü, yatay elastikiyet modülüne göre yaklaşık %50 daha fazladır. Burulma için kayma modülü ise yatay modülün yaklaşık 5'te 1'i kadardır. Kortikal kemiğin mekanik özellikleri yaş arttıkça azalmaktadır [37]. Çekme dayanımı ve modülü 20 yaşından 90 yaşına kadar her on yılda %2 azalmaktadır. Şekil 2.23'de görüldüğü gibi maksimum gerilme dayanımı 30'lu yaşlarda 140 Mpa iken 90'lı yaşlarda 120 Mpa olmaktadır. Aynı periyotta elastisite modülü 17 GPa'dan 15.6 GPa'la düşmektedir [46].

Tablo 2.2: Femur kemiğinin elastik ve kayma modülleri ile poisson oranı [45].

Kemik yapı	Dikey	Yatay
Elastikiyet modülü (E) GPa	17	11.5
Kayma modülü (GPa)	3.3	
Poisson Oranı	0.3	



Şekil 2.23: Kortikal kemiğin yaşa bağlı akma sınırı ve elastik modülündeki değişim grafiği [46].

2.7.3. DKÇ implantının mekanik özellikleri

DKÇ implantı genellikle paslanmaz çelikten üretilir. Ancak bunun yanında titanyum malzemesinden de üretilmektedir. Ekonomik olduğu için genellikle paslanmaz çelik seçilir. Titanyumun elastisite modülü paslanmaz çeliğe göre daha düşüktür. Paslanmaz çeliğin elastite modülü 200 GPa iken titanyumunki 110 GPa'dır. Ayrıca titanyumun Poisson oranı 0.33'tür. Paslanmaz çeliğin Poisson oranı ise 0.3 olarak kullanılır.

Rooppakhun ve ark. [35] yaptığı bir çalışmada paslanmaz çelik ile üretilmiş DKÇ ile titanyum malzemesinden üretilmiş DKÇ sonlu elemanlar yöntemi ile mukavemetleri karşılaştırılmış ve titanyum malzemesinin mukavemet açısından daha uygun olduğunu ifade etmişlerdir. Ancak titanyum DKÇ'nin kemik stabilitesini paslanmaz çelik DKÇ'ye göre daha fazla azalttığına dikkat çekilmiştir.

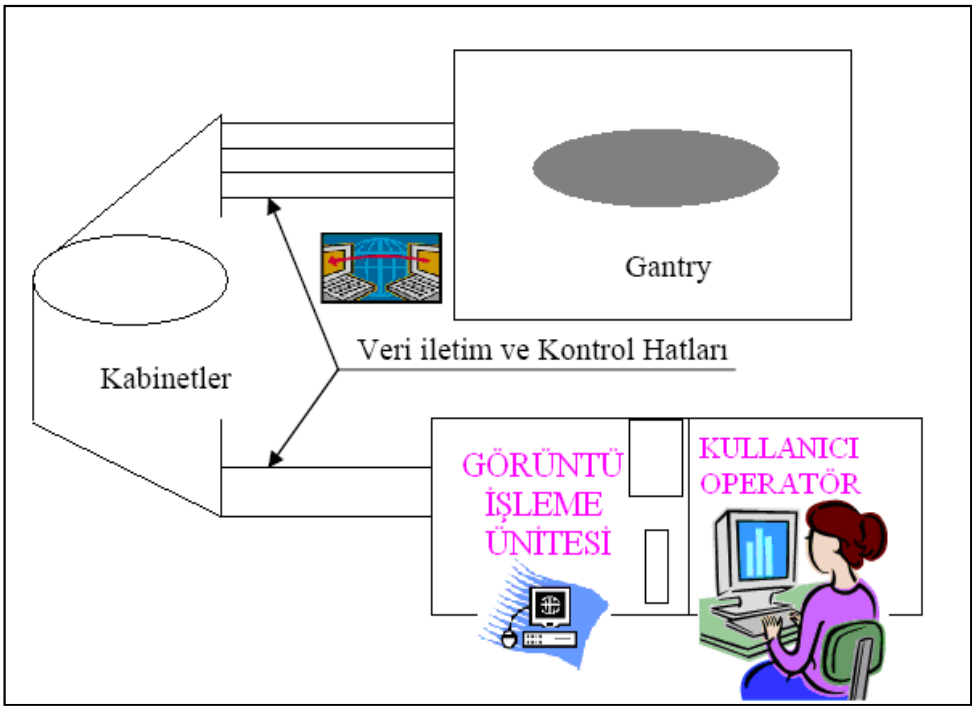
3. ÜÇ BOYUTLU BİYOMODELLEME

Tanı ve teşhis cihazların en çok bilinen ve kullanılanı Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI) ve Bilgisayarlı Tomografi (BT) üniteleridir. Bu tip cihazların çalışma prensibi temel geometrinin katman katman görüntüsünü sağlamaktır. Bu katmanlar bilgisayar destekli modellemede kullanılmaktadır. Ancak film katmanları cihazların özellikleri gereği farklı unsurlar içermektedir. Bu farklı içerik özellikleri bilgisayar destekli modellemede çeşitli kısıtlılık ve üstünlükler sağlamaktadır [47].

3.1. Bilgisayarlı Tomografi (BT) Cihazı ve Görüntüleme

Bilgisayarlı Tomografi (BT) kelime anlamıyla eski Yunanca olan TOMO (kesit) ve GRAPHY (görüntü) kelimelerinden oluşmuştur. BT 1972 yılında Hounsfield ve Ambrose adında iki bilim adamı tarafından tüm bilim dünyasına tanıtıldı. BT'nin temeli röntgen cihazlarında kullandığımız X ışını teknolojisine benzer bir yapıya sahiptir. BT cihazı kesit görüntülerini MR cihazının aksine manyetik dalgalar yerine X ışınları kullanarak oluşturur. X ışınları zararlı etkileri nedeniyle kullanıldığı yerlerde yalıtım gerektirmektedirler. BT üniteleri içinde böyle bir yalıtım gerekmektedir [47].

BT cihazı yapısal olarak dört ana bileşen ile çalışmaktadır. Bu bileşenler, görüntü işleme ve kullanıcı bilgisayarı, gantary, kabinetler ve tüm bu elemanlar ile iletişimi sağlayan veri hatları olarak ifade edilmektedir. Şekil 3.1' de BT cihazı bileşenleri ana üniteleri ile gösterilmiştir [48].

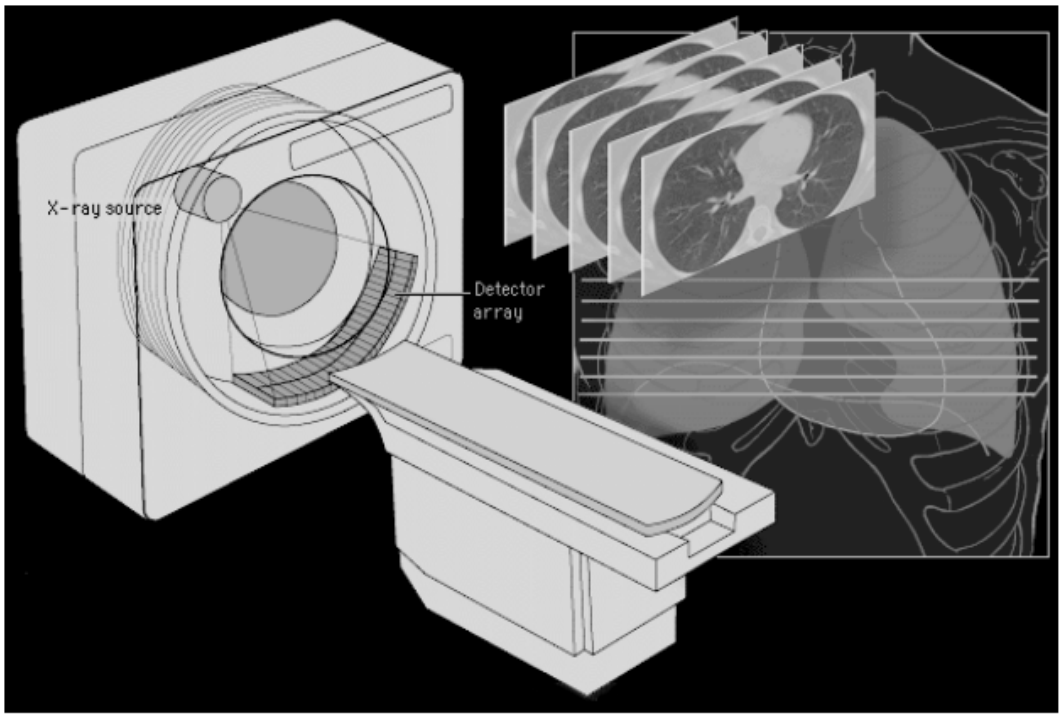


Şekil 3.1: BT görüntüleme cihazı bileşenleri [47].

Gantry dönen bir halka biçiminde oluşturulmuştur. Bu halkanın bir tarafında yüksek kapasiteli bir X-ışını tüpü diğer tarafında ise X-ışın tüpünden yönlendirilen ışınları algılayabilecek bir detektör bulunur. Gantry belirli bir hızla döner ve belirli aralıklarla X-ışını göndererek detektörden sinyalleri kodlar. Böylelikle katmanlar halinde işlenen BT resimlerini meydana getirmek üzere kabinetlere iletir. İşlemleri gerçekleştirmek, sıralamak ve düzenlemek amacıyla bulunan bilgisayara bağlı olan X-ışını tüpü, bilgisayar yardımıyla uygun kesit pozisyonuna çekim alanı geldiği zaman aktifleştirilir [47]. Gantryde bulunan detektörler, çekim yapılan nesne yada hastadan geçen görüntü bilgilerini X-ışını demetlerini soğurur. Detektörden gelen veriler, bir analogdan dijitale çevirici kullanılarak sayısal verilere dönüştürülür. Tüm bu görüntü bilgileri BT cihazının görüntü bilgisayarlarında işlenerek BT görüntüleri resim olarak katman katman elde edilmiş olur [48].

Kabinetler, gantry sürekliliğini devam ettiren elektronik ve mekanik yapıları bulundururlar. Bunu sistemler arasında kullanılan iletişim arayüzü olarak da ifade etmek mümkündür. Kabinetlerde magnette bulunan helyum pompasının kontrol kartları, BT cihazına güç sağlayan kaynaklar ve kontrol kartları ve beslemeleri bulunur [47].

BT cihazında dört adet bilgisayar işlemcisi bulunmaktadır. Bu bilgisayarlar BT cihazının görüntülerini oluşturan ve cihazın ana bileşenlerinden birisidir. BT cihazının ürettiği verileri görünür ve teşhis edilebilir hale getiren parçalardır. Cihazın detektörlerinden alınan veriler iletim hatları aracılığıyla görüntü işlem bilgisayarına gelir. Bu bilgisayar bir tür sinyal işleyicisi olarak çalışır ve gelen gantry sinyallerini yorumlar. Yorumlanan bu sinyallerden görüntüleri oluşturarak çıkışında bağlı olan operatör bilgisayarına iletir. Bu bilgisayardan görüntüler üzerinde ayarlamalar yapılabilir, bu görüntülerin çıktıları alınabilir ya da işlemler tekrarlanabilir [46]. Kullanıcı bilgisayarlarında günümüz yazılım teknolojisinin geldiği noktaya paralel olarak cihaza bütünleşik yazılımlar olarak üretici firmalarca entegre edilmiştir. Böylelikle, BT görüntüleri gerek teker teker gerekse katmanlar bütünü olarak bilgisayar ekranında çekim esnasında ve çekim sonrasında çekime eş zamanlı olarak gözlemlenebilir [48]. Genel olarak BT cihazının şematik görünümü Şekil 3.2'de verilmiştir.



Şekil 3.2: BT cihazı ve akciğer kesit görüntüsü [48].

3.2. Magnetik Rezonans Cihazı ve Görüntüleme

Manyetik Rezonans (MR) manyetik titreşim anlamına gelmektedir. MR cihazı protonların manyetik alan altındaki titreşimlerinden yola çıkarak oluşturulmuş ve tanı amaçlı kullanılmaktadır. Cihazın temeli 1981 yılında ilk örnekleri ile atılmış ve uygulanmaya başlanmıştır. Gerçek anlamda modern tıbbın hizmetine ise 1984 yılında girebilmiştir. Cihaz o yıllarda tek bir üretici tarafından üretilmiş ve izleyen yıllarda üretici sayısı birkaç yıl içinde artmıştır. MR cihazı ülkemizde ise ilk olarak 1986 yılında hizmete girmiş ve o tarihten bu yana sayısı giderek artmıştır. Bu alandaki gelişme, teknoloji ve çalışmaların hız kazanmasının ardından MRI tekniği birçok biyomedikal, kimya ve mühendislik uygulamalarında kullanılır hale gelmiştir. MR cihazı yapısal olarak dört ana bileşen ile çalışmaktadır. Bu bileşenler; Görüntü işleme ve kullanıcı bilgisayarı, magnet, kabinetler ve tüm bu elemanlar ile iletişimi sağlayan veri hatlarıdır [47].

Doğru ve gerçek zamanlı görüntüyü alabilmek için istikrarlı bir manyetik alanı magnet bileşeni oluşturur. Bu alan manyetik alan içerisinde radyo frekanslar (RF) ile görüntüleme yapılmaktadır. Görüntüleme için temel olarak mıknatıs teorisi ile yola çıkıldığı, düzgün manyetik alanı oluşturmak için büyük bir mıknatıs kullanıldığı için bu yapısal bileşen magnet olarak ifade edilmektedir [47].

Manyetik alanın gerek çekim gerekse devrenin tamamlanması esnasında sürekli olması gerekir. Kabinetler, bu sürekliliğini devam ettiren elektronik ve mekanik yapıları bulundururlar. Bunu sistemler arasında kullanılan iletişim arayüzü olarak da ifade etmek mümkündür. Kabinetlerde magnette bulunan helyum pompasının kontrol kartları, MR cihazına güç sağlayan kaynaklar ve kontrol kartları, RF kartları ve beslemeleri bulunur [47].

MR cihazında kullanılan bilgisayarların sayısı ikidir. Bu bilgisayarlar MR cihazının görüntülerini oluşturan ve cihazın ana bileşenlerinden birisidirler. MR cihazının ürettiği verileri görünür ve teşhis kılınabilir biçime getiren ve düzenleyen unsurlardır. Cihazın RF sarımlarından alınan veriler bir diğer önemli bileşen olan iletim hatları ile görüntü işlem bilgisayarına taşınır. Bu bilgisayar bir tür sinyal işleyicisi olarak

çalışır ve gelen bu sinyalleri sahip olduğu yazılım ve karar verme mekanizması ile işler. Derlenen sinyallerden görüntüleri oluşturarak çıkışında bağlı olan operatör bilgisayarına iletir. Bu bilgisayardan görüntüler üzerinde ayarlamalar yapılabilir, bu görüntülerin çıktıları alınabilir ya da işlemler tekrarlanabilir. Operatör bilgisayarlarında günümüz yazılım teknolojisinin geldiği noktaya paralel olarak cihaza bütünleşik yazılımlar mevcuttur. Bu yazılımlar ile çekilen her bir katman ayrı ayrı resmedileceği gibi istenen katmanlar silinir yada eklenebilir. Bununla beraber katmanlar arasında yaklaşık bir model oluşumuna izin veren yazılımlar cihaz üreticilerince cihaz bilgisayarlarına ilave edilmektedir [47].

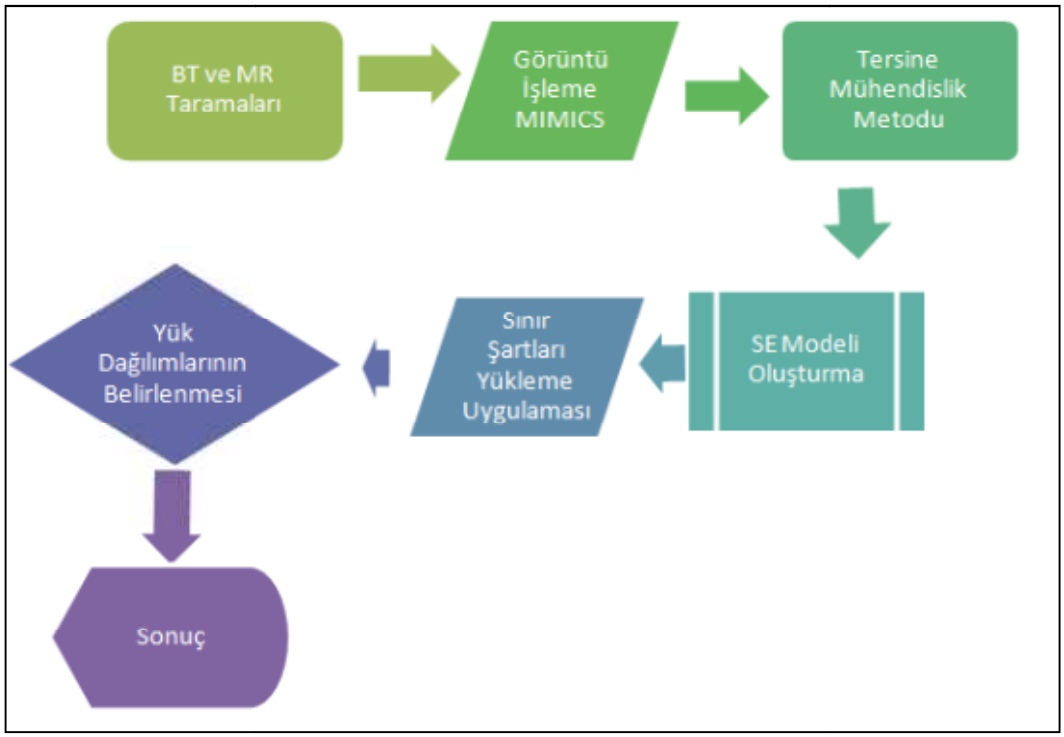
MR cihazlarının temel çalışma prensibi iyonların bulundukları ortamdaki değişik hareket özelliklerine dayandırılmıştır. Bu hareketlilik özelliği ile elde edilen görüntüler, klinik anlamda insan vücudunun büyük bir kısmının sudan (H2O) oluşması nedeniyle tüm vücut bölgelerinde hastalığın ya da deformasyonun özellikle de doku içerisindeki kötü yapıların teşhisinde kullanılır [47].

64X64 düşük matris değeriyle başlayan MRI bugünlerde 256X256 hatta 512X512 yüksek matris değerlerinde yüksek çözünürlükte görüntüler üretebilmektedir. Yüksek kontrast değerine sahip olması sayesinde patolojik doku ve lezyonlar tanımlanabilmektedir. Ancak öznel olarak ayarlanamaması neticesinde birbirine benzer sinyal aralığı olan farklı lezyonların tanılanmasında yetersiz kalmaktadır. Buradan yola çıkarak, berrak ve temiz bir görüntüleme sağlayabilmemize rağmen MR cihazlarından yapılan çekimler ile net tanı konulabilmesi paralellik göstermemektedir MR cihazlarında iyonizen radyasyon kullanılmaz ve bir takım üst limitlere uyulduğunda, bugüne kadar hiçbir biyolojik zararlı etkisi bulunmamıştır. Bu özelliği nedeniyle, çocukluk yaş grubunda ve aynı hastada defalarca tekrarlanabilme avantajına sahiptir [47].

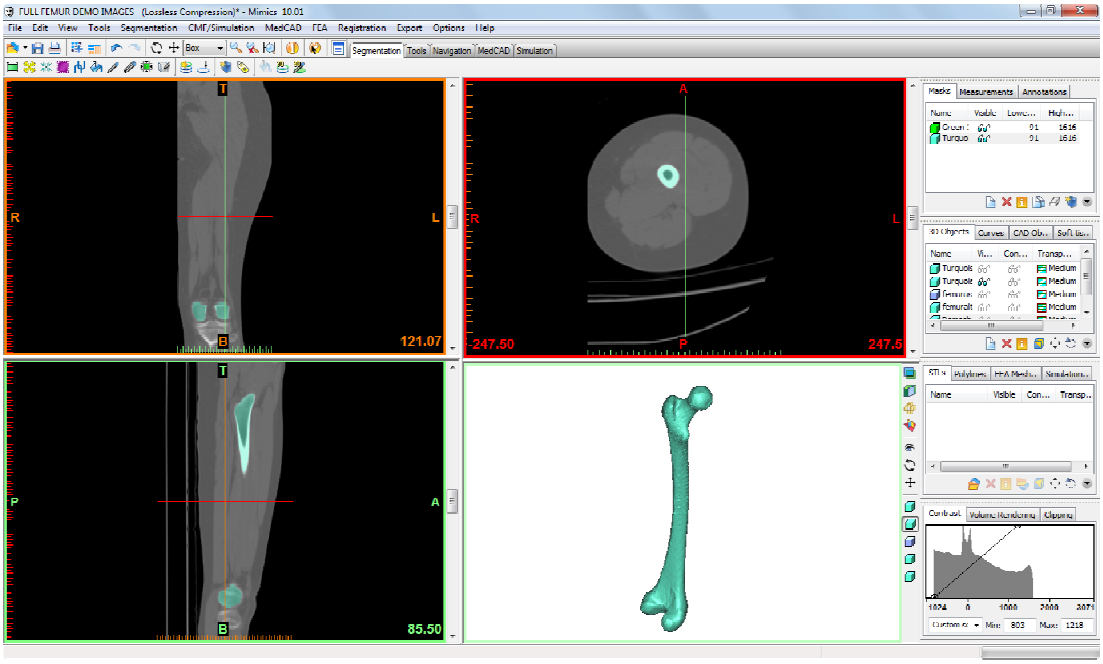
3.3. BT ve MR Görüntülerinden 3B Modelleme

Materialise's Interactive Medical Image Control System (MIMICS) [49] görselleştirme ve segmentasyon işlemleri için BT ve MR görüntülerini kullanan interaktif bir yazılımdır. Çalışmada kullanılacak modeller BT ve MRI çekimleri sonrasında MIMICS yazılımı ile elde edilmiştir. Modellerin düzenlenebilmesi için MIMICS yazılımı yanında tersine mühendislik yazılımlarından da yararlanılması gerekmektedir. Modellere oluşan lezyon ve çeşitli kemik olmayan yapıların BT ve MRI görüntülerinde istenmeyen geometrilerin düzenlenmesi için GEOMAGIC yazılımından yararlanılmıştır. MIMICS yazılımı BT ve MR görüntülerini düzenleyen farklı modüllere sahiptir [50].

BT veya MR katman sayısına, katman çözünürlüğüne bağlı olarak elde edilen 3B biyomodel geometrilerinde geometrik ve boyutsal farklar meydana gelmektedir. Bundan dolayı, MIMICS yardımıyla elde edilen 3B modeller üzerinde tersine mühendislik yazılımları yardımıyla düzenlemeler gerekmektedir. Bu düzenleme işlemleri BT çekiminin mikro BT olmaması nedeniyle uzunluğu 5 mm'yi geçmeyen kemik yapılarda gerekmektedir. Nokta bulutu verisine dönüştürülen katı modellerin, GEOMAGIC tersine mühendislik yazılımı ile Geometri düzenlemeleri gerçekleştirilmiştir. Düzenlenen 3B modeller sonlu elemanlar analizleri için uygun hale gelmektedir. Steriolithography (STL) formatında veri aktarımı GEOMAGIC ve MIMICS arasında gerek ASCII veya binary biçiminde gerçekleşmektedir. Şekil 3.3' de 3B tam ölçekli model elde etmek için kullanılan iş akış presedürü gösterilmiştir. Şekil 3.4'te MIMICS kullanıcı ara yüzü görüntüsü görülmektedir.



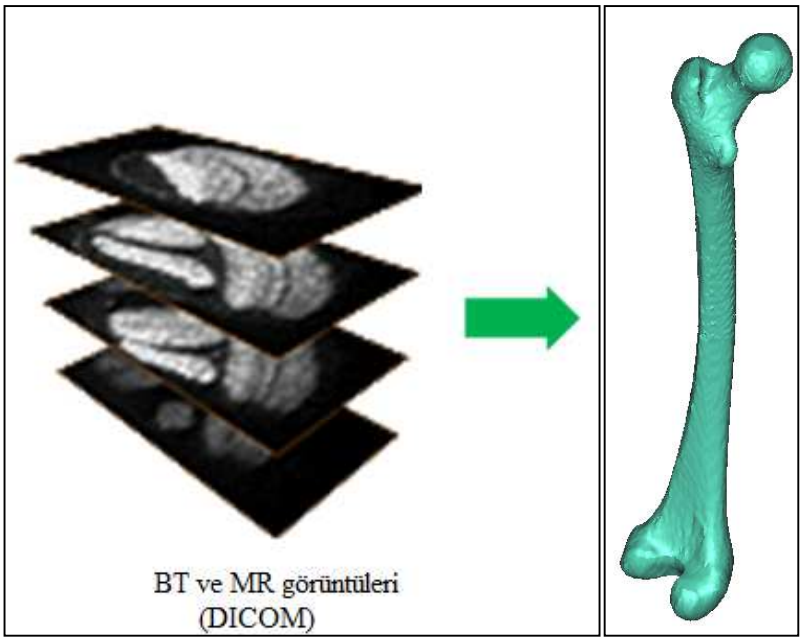
Şekil 3.3: Modelleme akış şeması [48].



Şekil 3.4: MIMICS yazılımda elde edilen femur modeli.

BT ve MR görüntü katmanları MIMICS yazılımında DICOM (The Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında olmak kaydıyla kullanılabilir. Şekil 3,5'te örnek gösterimi verilen BT ve MR kesitleri MIMICS yazılımında birbirlerine

eklenerek modelin birebir yüzey formu bir katman olarak elde edilir. Bu yüzey biçimi yine MIMICS içeriğine entegre olmuş katı modelleme aracı ile BT veya MR çekimi yapılan unsurun birebir 3B katı modeli elde edilir.



Şekil 3.5: MIMICS ile BT MR görüntülerinden modelleme.

4. FEMUR KIRIKLARINDA DİNAMİK KALÇA ÇİVİSİNİN YERLEŞİM KONUMUNA GÖRE GERİLME DAĞILIMI

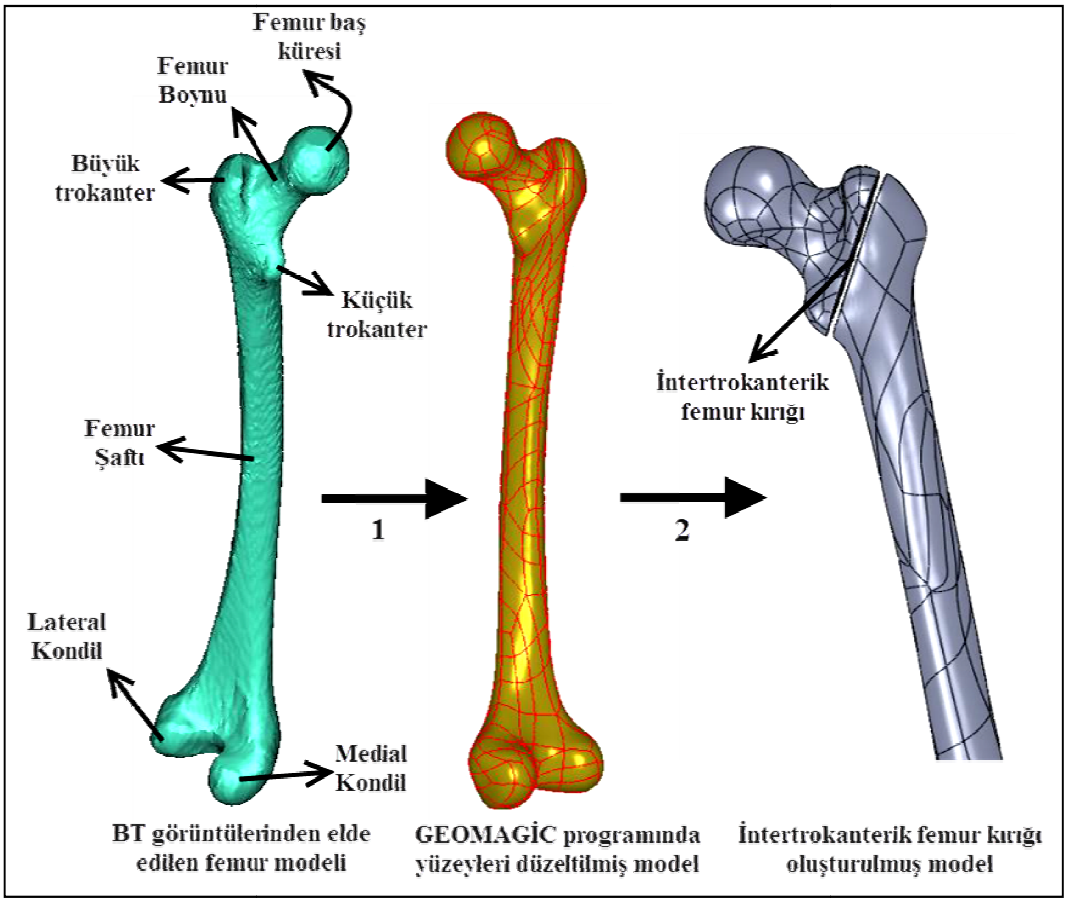
İnsan iskeletinin femur kemiğinin üst bölgesinde bulunan ve trokanter olarak adlandırılan iki çıkıntı arasında oluşan kırıklara intertrokanterik femur kırıklar diye isimlendirilmektedir. Bu tür kırıkların tedavisinde, önceki bölümlerde bahsedildiği gibi, çok çeşitli implantlar kullanılır. DKÇ implantıda bunlardan birisi olup çok yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak bu tür kırıkların tedavisi için kullanılan DKÇ implantının, femur başı yerleşim yerinden, femurun veya implantın hasar görmesiyle femur başının varusa kayması en önemli problemlerden biridir. Sıyrılma olayını etkileyen faktörlerden birisi de implantın femur başı içindeki yerleşim konumudur.

İmplantın femur başı içindeki yerleşim konumu üzerine birçok klinik çalışma ve biyomekanik çalışma vardır. Klinik çalışmalarda sıyrılma olayını en az etkileyen bölgenin belirlenmesi güçtür. Çünkü klinik çalışmalarda, hastaların değişkenliğinin çok çeşitli olması sadece implantın femur başındaki optimum yerini belirlemeyi zorlaştırmaktadır. Sonlu elemanlar metodu bu konuda büyük kolaylık sağlamaktadır. Bu metodla bilgisayar ortamında tek bir değişkenin sıyrılma riskine etkisi kolaylıkla incelenebilir.

Bu çalışmada, femur başı küresi 10 farklı bölgeleye ayrılmış ve implant ucu bu bölgelere yerleştirilerek sonlu elemanlar metodu ve analitik hesaplamalar yapılmıştır. Sonlu elemanlar yönteminde yükleme ve sınır şartları her model için aynı alınmıştır. Bilgisayarlı Tomografi (BT) verilerinden MIMICS programı kullanılarak femur modeli elde edilmiş ve GEOMAGIC tersine mühendislik programı ile femur trokanterik bölgesinde kırık oluşturulmuştur. Belirli sınır şartları ve kuvvetler uygulanmış ve sonlu elemanlar analizleri yapılmıştır. Analitik hesaplamada ise belirli noktalar alınmış ve genel statik prensipleri kullanılarak bu noktalara gelen momentler hesaplanmıştır. Sonuçlar literatürde bulunan çalışmalar göz önüne alınarak değelendirilmiştir.

4.1. Femurun 3B Modellenmesi ve Kırık oluşturma

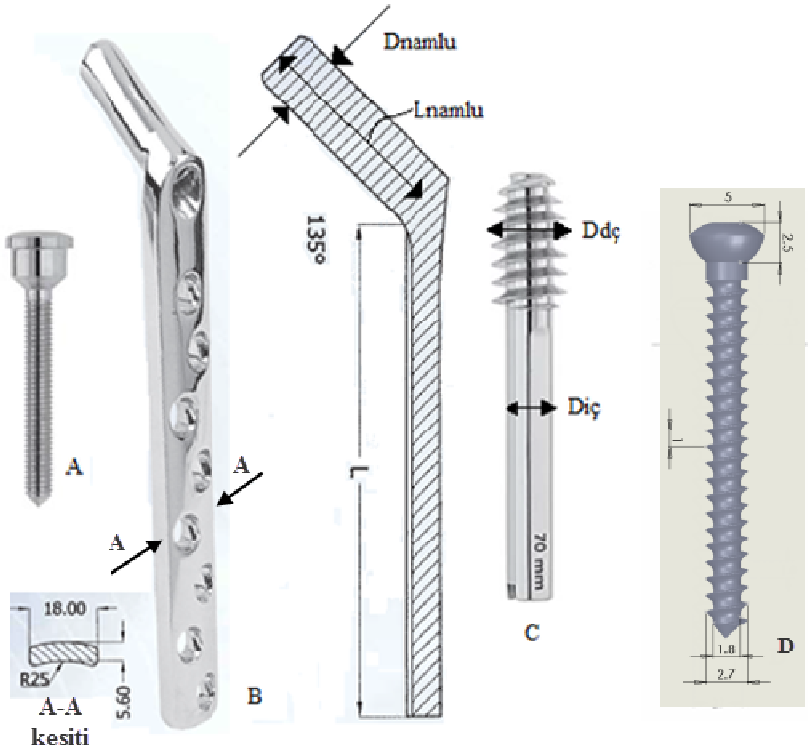
Femuru üç boyutlu (3B) modellemede Kocaeli Üniversitesi Hastanesinde bulunan hastadan alınan Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntüleri kullanılmıştır. BT görüntülerinden alınan veriler MIMICS programı ile işlenerek üç boyutlu (3B) femur modeli elde edilmiştir. BT görüntülerini elde etmek için Toshiba Aquilion BT cihazı kullanılmış ve 512x512 piksel çözünürlüğünde tarama yapılmıştır. İki kesit arası 0.574 mm olacak şekilde BT görüntüleri alınmıştır. MIMICS ile elde edilen biyomodelin yüzey hatlarında istenmeyen çıkıntılar, artifakt (yansıma) ve doku veya implant yapışması gibi unsurların yüzey formundan çıkarılması için tersine mühendislik yazılımı, GEOMAGIC, kullanılmıştır. Ayrıca, bu programda femurun trokanterik bölgesinde Şekil 4.1'de görüldüğü gibi kırık oluşturulmuştur. MIMICS programında nokta bulutu (stl) verisine çevrilen 3B biyomodeller, GEOMAGIC programında yüzey temizleme ve noktaları takip ederek yüzey formu oluşturma işlemleri ile son halini almıştır. Femur modelinde trokanterler arası bölgede kırık oluşturma işlemi de GEOMAGIC programında yapılmıştır. Bu işlemlerden sonra katı model yapısına çevrilen 3B model, GEOMAGIC yazılımında STEP formatına çevrilerek DKÇ modeli ile birleştirilmek üzere SOLIDWORKS programına aktarılmıştır.



Şekil 4.1: BT görüntülerinden femur modeli oluşturma sırası.

4.2. DKÇ İmplantının 3B Modellenmesi ve 3B Femur Modeli ile Birleştirilmesi

DKÇ implantını 3B modellemede Solidworks 2010 programı kullanılmıştır. Modellemede kullanılan DKÇ ölçü bilgileri Tıpsan [50] kataloglarından alınmıştır. Tablo 4.1'de ve Şekil 4.2'de DKÇ modellemesinde genel olarak kullanılan ölçüler verilmiştir. DKÇ implantlarında genellikle kullanılan plak-namlu açısı 135^{o} olduğu için çalışmada bu açı tercih edilmiştir.

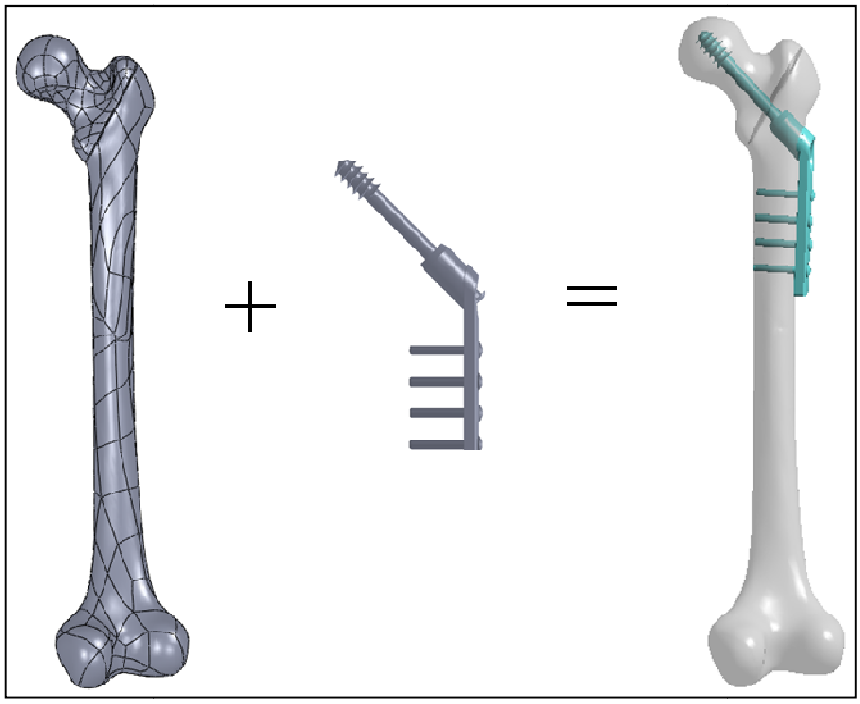


Şekil 4.2: DKÇ implantının kısımları ve geometrik ölçüleri. A: Kompresyon vidası, B: Plak-namlu kısmı, C: Ana vida, D: Kortiakal vida.

Tablo 4.1: DKÇ implantının geometrik ölçüleri.

Lag vida boyu (L)	80 mm
Lag vida çapı ($D_{iç}$)	7,9 mm
Lag vida diş üstü çapı ($D_{dç}$)	12,9 mm
Plak-namlu açısı	135˚
Namlu uzunluğu (L_{namlu})	25 mm

Solidworks programında ayrıca Şekil 4.3'te görüldüğü gibi DKÇ ile femur modeli femur başının değişik konumlarında birleştirilmiştir. Birleştirilen modeller STEP formatında ANSYS Workbench 12.0 programına aktarılmıştır. Aktarılan modeller ANSYS (Design Modeller modülünde) programında implantın femurla kesiştiği bölgeler femurdan çıkartılmıştır.

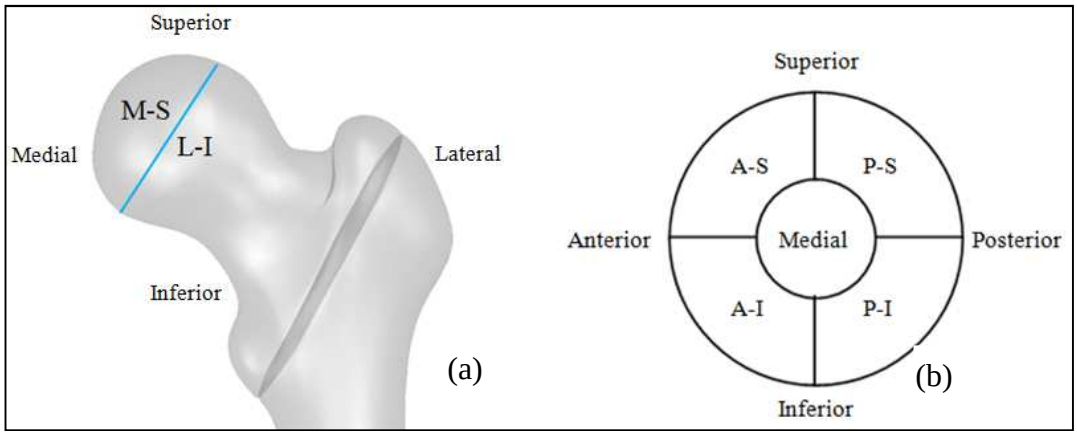


Şekil 4.3: DKÇ implantı ile femur modelinin birleştirilmesi.

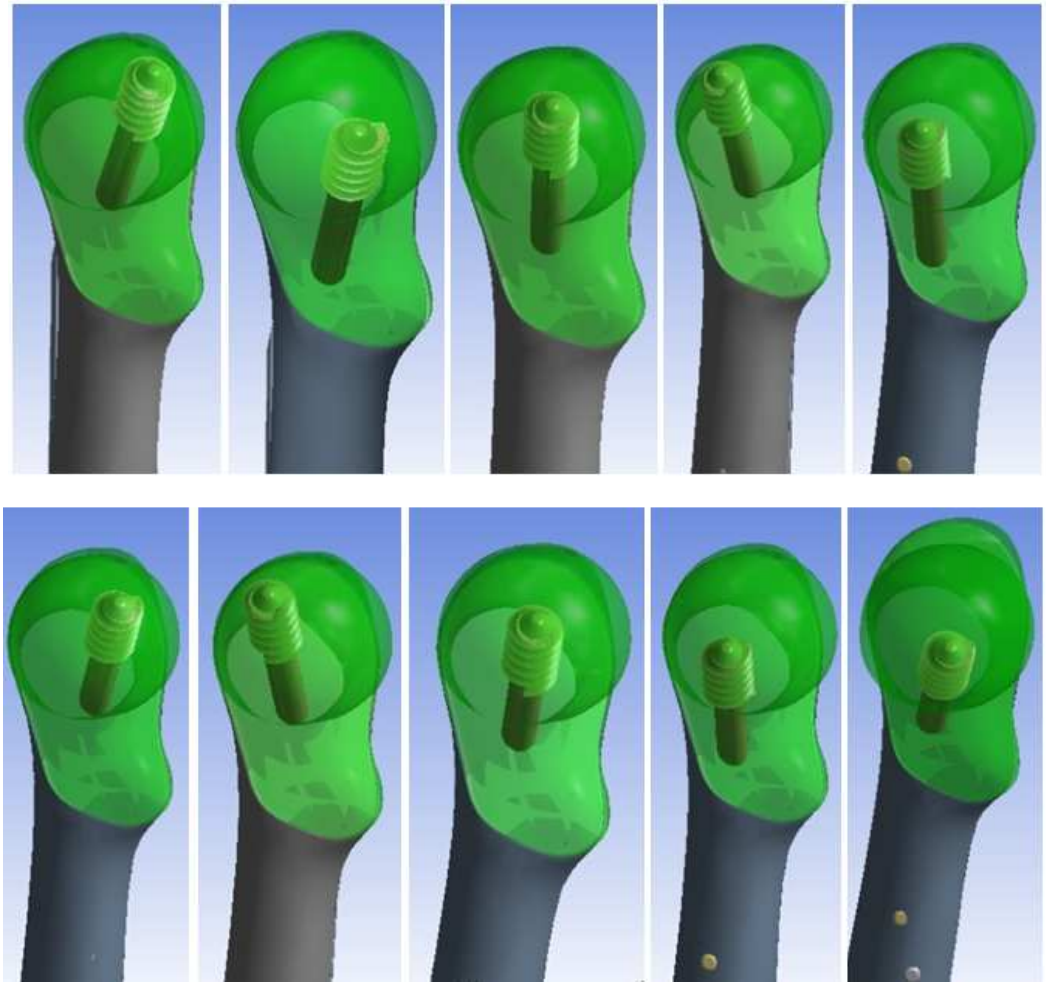
4.3. Femur Başının Bölgelere Ayrılması

Femur başı konumlarını tanımlamak için femur baş küre kısmı Şekil 4.4'te görüldüğü gibi farklı bölgelere ayrılmıştır. Bu bölgelerin ayrılmasında, frontal (ön) düzlem ve sagittal (yan) düzlem dikkate alınmıştır.

Femur başına ön düzlemden bakıldığında femur baş küresinin merkezinden geçen bir çizgi ile iki farklı bölgeye ayrılmıştır. Bu bölgelerden femur apeksine yakın konuma Medial-Superior (M-S), femur boyun kısmına yakın konuma da Lateral-Inferior (L-I) olarak isimlendirilmiştir (Şekil 4.4a). Ayrıca yan düzlemde femur başı, 5 farklı bölgeye ayrılmıştır (Şekil 4.4b). Bu bölgeler Anterior-Superior (A-S), Anterior-Inferior (A-I), Medial (M), Posterior-Superior (P-S) ve Posterior- Inferior (P-I) olarak isim verilmiştir. Yan düzlemdeki bölgeler ön düzlemdeki her iki konuma uygulanmasıyla toplam 10 farklı bölge elde edilmiş olur. Bu bölgeler, M-S/A-S, M-S/A-I, M-S/Medial, M-S/P-S, M-S/P-I, L-I/A-S, L-I/A-I, L-I/Medial, L-I/P-S ve L-I/P-I bölgeleridir. DKÇ implantının ana vida ucu bu bölgelere yerleştirilerek Şekil 4.5'te görüldüğü gibi 10 farklı model elde edilmiştir.



Şekil 4.4: Femur baş kısmının (a) frontal ve (b) sagittal düzlemlerde bölgelere ayrılması.

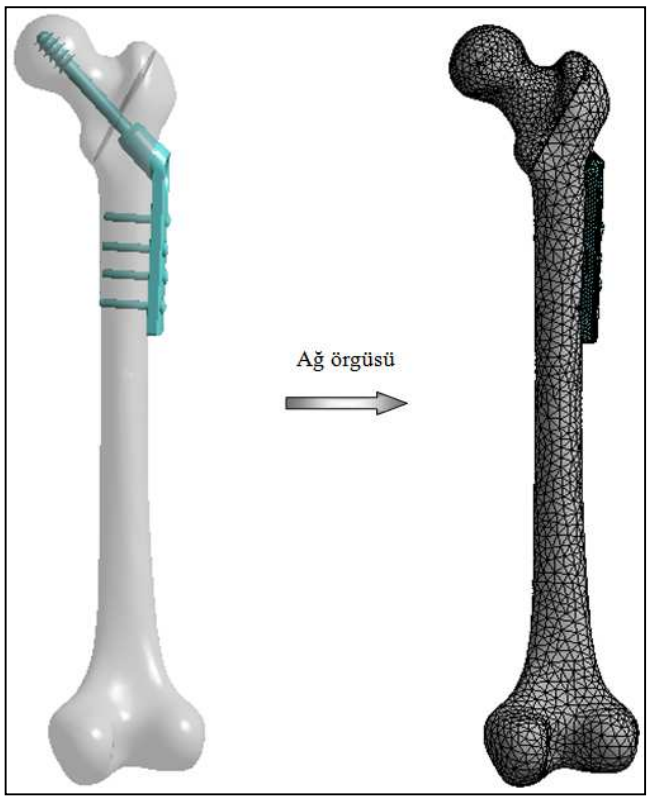


Şekil 4.5: İmplantın on farklı bölgeye yerleştirilmesi sonucu elde edilen modeller.

4.4. Malzeme Özellikleri ve Ağ örgüsü

DKÇ implantı ve femur modeli için sonlu elemanlar analizinde kullanılmak üzere homojen lineer izotropik malzeme özellikleri seçilmiştir. Femur kemiğinin elastisite modülü 17 GPa, Poisson oranı ise 0.3 alınmıştır [44,45]. DKÇ implantı malzemesi olarak paslanmaz çelik seçilmiş ve elastisite modülü 200 GPa, Poisson oranı ise 0.3 girilmiştir.

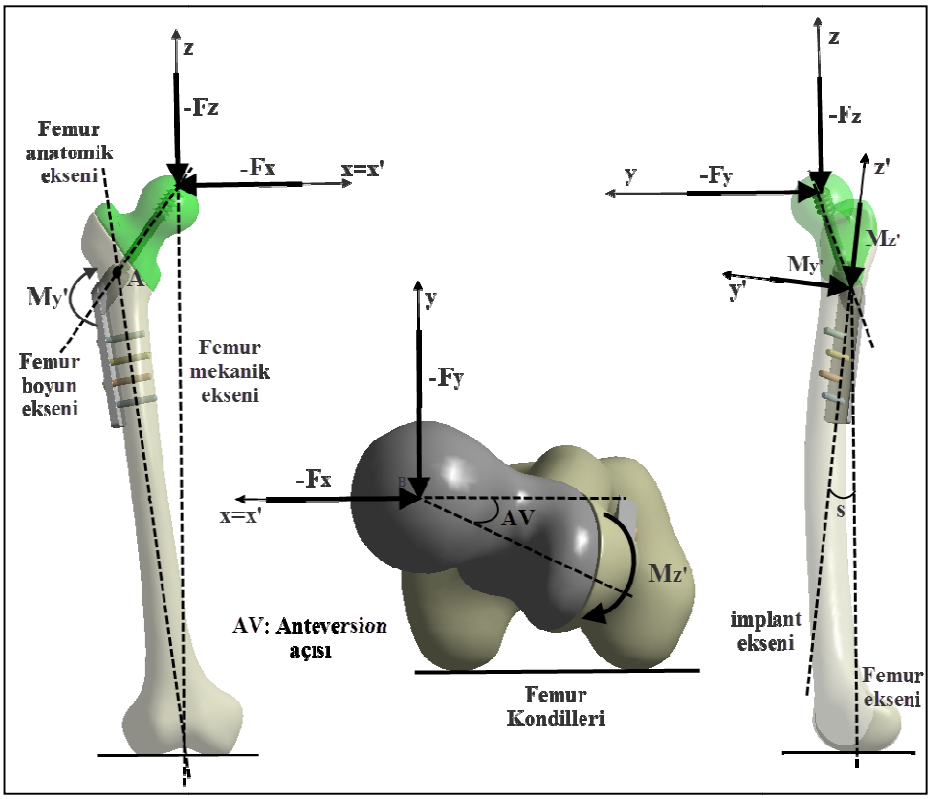
Modelin ağ örgüsü ANSYS Workbench'de oluşturulmuştur. Hacimsel ağ örgüsü 10 node quadratic tetrahedron (solid187) elemanlar ile tanımlanmıştır. Element boyutları DKÇ implantının plak kısmı için 2 mm, femur başı için 4 mm ve lag vidası için 1.5 mm olarak girilmiştir. Tanımlamalar sonucunda Şekil 4.6'da görülen sonlu elemanlar modeli oluşmuştur. Bu tanımlamalar ile ortalama her model için 90000 node ve 55500 element oluşmuştur.



Şekil 4.6: Femur implant modellerinde ağ örgüsü oluşturulmasıyla sonlu elemanlar modellerinin elde edilmesi.

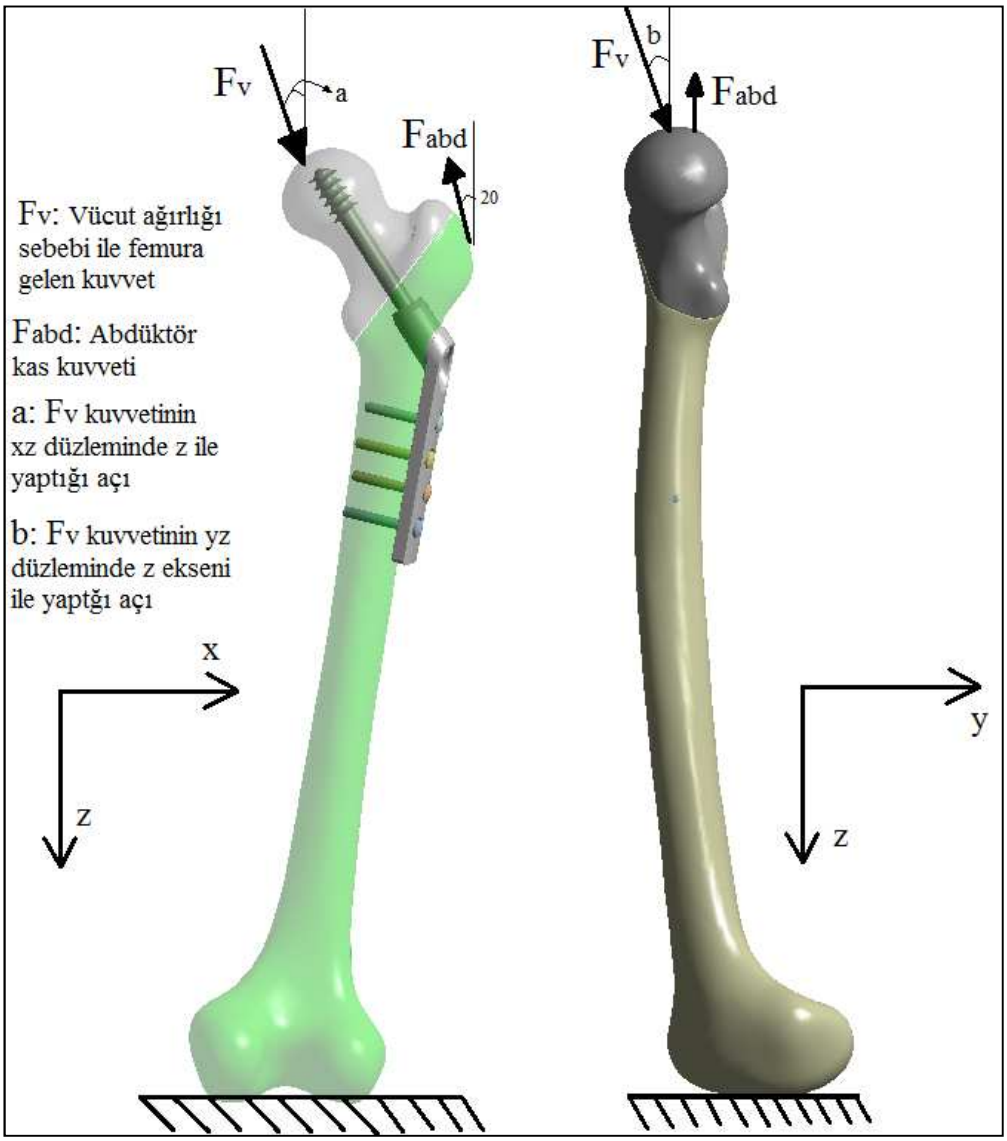
4.5. Yükleme ve Sınır şartları

740 N ağırlığa sahip bir insanın sağ femur baş küresine etkiyen kuvvetler için, normal yürüyüş pozisyonu temel alınarak yükleme ve sınır şartları tanımlanmıştır. Normal yürüyüş durumunda femur başına etkileyen kuvvetler değişkendir. Bergmann ve ark. [33] hastalara hem tadavi, hem de bilimsel amaçlı olmak üzere kuvvet sensörlü kalça protezi yerleştirerek kalça eklemine gelen kuvvetleri hesaplamışlardır. Normal yürüyüşte femur başına etkiyen kuvvetlerin koordinat sistemi Şekil 4.7'de görülmektedir. Bu koordinat sisteminde z ekseni femurun mekanik eksenine paralel, x ekseni transverse (yatay) düzlemde femur kondillerine paralel, y ekseni ise x ve z eksenlerine dik olacak şekilde yerleştirilmiştir. Ayrıca implant koordinat sistemi için $x^{'}$, $y^{'}$, $z^{'}$ koordinatları oluşturulmuştur. İmplant koordinat sistemiyle femur ekseni arasında s açısı vardır. Vücut ağırlığı sebebiyle implant ile femur anatomik ekseninin kesişimindeki A noktasında (Şekil 4.7) x eksenine göre M_x', y eksenine göre M_y' ve z eksenine göre M_z' momentleri oluşmaktadır. Bu momentler implant stabilitesinde önemli rol oynamaktadır.

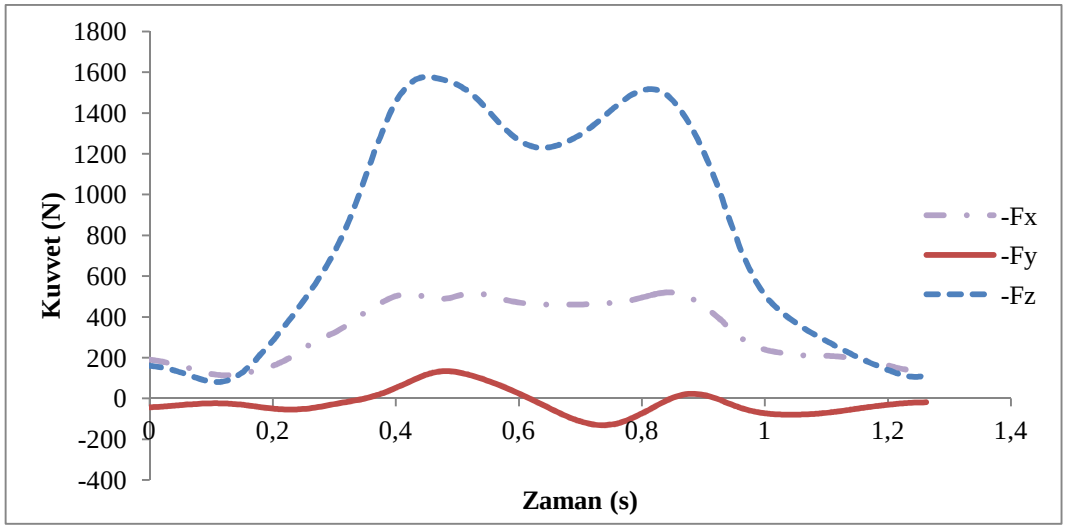


Şekil 4.7: Femur-implant modellinde koordinat sisteminin yerleştirilmesi.

Sonlu elemanlar analizleri için Şekil 4.8'de görülen kuvvet ve sınır şartları tanımlanmıştır. 740 N ağırlığındaki bir insanın normal yürüyüş sırasında femur başına etkiyen Fx, Fy, Fz kuvvetlerinin zamana bağlı değişimi Şekil 4.9'da gösterilmiştir. Bu şekilde a ve b açıları yürüyüş sırasında femurun konumuna göre değişmektedir. Femurun diğer uç kısmından Şekil 4.8'de görüldüğü gibi sabitlenmiştir.

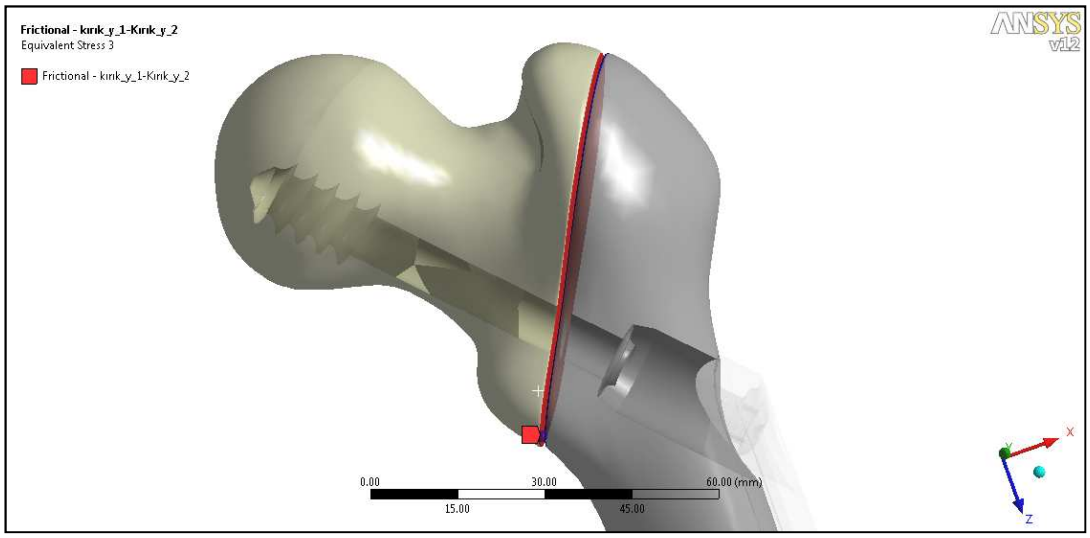


Şekil 4.8: Sonlu elemanlar analizinde uygulanan kuvvetlerin ön ve yandan görünüşleri ile sınır şartları.



Şekil 4.9: Femur baş kısmına uygulanan kuvvetlerin zamana bağlı değişimleri [33].

Sonlu elemanlar analizinde elemanlar arasındaki temasların tamamı yapışık (bonded) olarak tanımlanmıştır. Fakat Şekil 4.10'da görülen kırık yüzeylerinde temas tipi olarak sürtünmeli temas (frictional) seçilmiştir. Sürtünme katsayısı olarak 0.3 değeri girilmiştir [52]. Bu kuvvet ve sınır şartlarının tamamı bütün modeler için uygulanmıştır.



Şekil 4.10: Femur implant modelinin kırık yüzeyleri arasında sürtünmeli temas tanımlanması yapılmıştır.

4.6. Uygulanan Yüklerin Etkisi

Sıyrılma riskini değerlendirmede diğer bir kriter kritik bölgelerdeki momentlerdir. Bir noktaya etki eden momentin yüksek olması sistemin hasara uğramasına sebep olabilir. Femur implant modelinde kritik bölgeler, klinik olaylarda oluşan sıyrılmaların radyolojik görüntüleri incelenerek belirlenmiştir. Bazı hastalarda implant herhangi bir hasara uğramadan sıyrılma olurken (Şekil 2.9), bazı sıyrılma olaylarında implantta hasar oluştuğu gözlenmiştir. Ernst ve ark. [32], DKÇ implantının femura yerleştirilmesinde uygun bölgeyi belirlemek için kuvvet ve moment ilişkisinden yararlanmışlardır.

İmplant uç kısmındaki yüksek moment değeri, femurun iç bölgesinden hasara uğramasına sebep olabilir. Yine femurun kırık hattı ile implantın kesiştiği nokta ve implantın lag vida kısmı ile namlu kısmının bitiminin kesiştiği noktada oluşan yüksek moment değeri sıyrılmayı oluşturabilmektedir.

Şekil 4.11'de gösterilen modelde; A noktası, implantın lag vidası ile namlu kısmının uç bölgesinin kesişimi; B noktası, femurun kırık hattı ile lag vidanın kesişimi; C noktası, lag vida uç kısmı; D noktası ise vücut ağırlığından dolayı etki eden kuvvetin uygulama noktası olarak gösterilmiştir.

Statikte bilindiği üzere 4.1 nolu denklem $\vec{F}$ vektörünü 4.2 nolu denklem $\vec{r}$ yer vektörünü göstermek üzere;

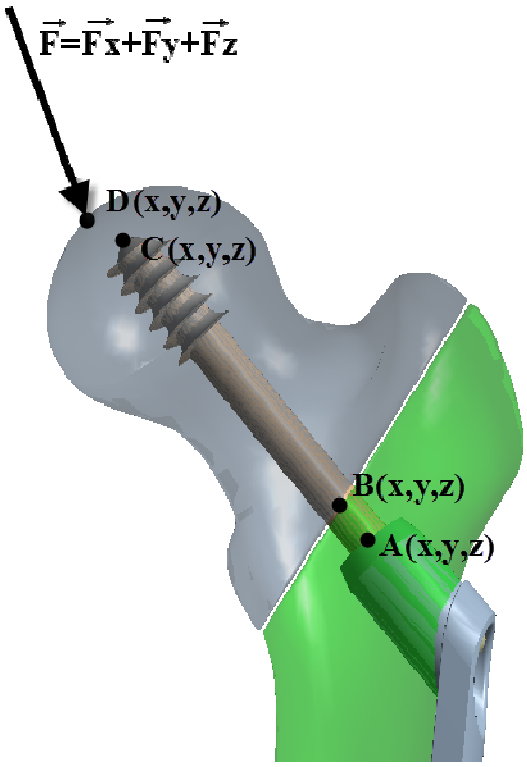
$$\vec{F}=F_x\vec{i}+F_y\vec{j}+F_z\vec{k} \quad (4.1)$$

$$\vec{r}=x\vec{i}+y\vec{j}+z\vec{k} \quad (4.2)$$

bir kuvvetin koordinatları bilinen noktalara göre momentleri;

$$\vec{M}=\vec{F}*\vec{r} \quad (4.3)$$

denklemi ile bulunabilir. Bu ifade, Şekil 4.11'de femur implant modelinde sıyrılma riski etkileyebilecek belli noktalardaki momentleri hesaplamak için yazılabilir.



Şekil 4.11: Femur implant modelinde moment hesabı yapılacak noktalar.

Şekil 4.11'deki resimde A noktasındaki moment için;

$$\overrightarrow{F_{BW}}=F_x\vec{i}+F_y\vec{j}+F_z\vec{k} \quad (4.4)$$

$$\overrightarrow{r_{AD}}=(x_D-x_A)\vec{i}+(y_D-y_A)\vec{j}+(z_D-z_A)\vec{k} \quad (4.5)$$

$$\overrightarrow{r_{AD}}=x\vec{i}+y\vec{j}+z\vec{k} \quad (4.6)$$

olmak üzere;

$$\overrightarrow{M_A}=\overrightarrow{F_{BW}}*\overrightarrow{r_{AD}} \quad (4.7)$$

yazılır. Bu eşitlikten;

$$\overrightarrow{M_A}=\begin{bmatrix}\vec{i} & \vec{j} & \vec{k}\\ x & y & z\\ F_x & F_y & F_z\end{bmatrix} \quad (4.8)$$

yazılır. Buradan;

$$\overrightarrow{M_A}=\left(F_z*y-F_y*z\right)\vec{i}-\left(F_z*x-F_x*z\right)\vec{j}+(F_y*x-F_x*y)\vec{k} \quad (4.9)$$

$$\overrightarrow{M_A}=M_x\vec{i}+M_y\vec{j}+M_z\vec{k} \quad (4.10)$$

$$M_A=\sqrt{(M_x)^2+\left(M_y\right)^2+(M_z)^2} \quad (4.11)$$

yazılarak A noktasına etki eden momentlerin bileşke değeri bulunabilir. Benzer şekilde;

$$M_B=\sqrt{(M_x)^2+\left(M_y\right)^2+(M_z)^2} \quad (4.12)$$

$$M_C=\sqrt{(M_x)^2+\left(M_y\right)^2+(M_z)^2} \quad (4.13)$$

momentleri de bulunabilir.

5. BULGULAR VE TARTIŞMA

Elde edilen sonuçlar ve sonuçların değerlendirmesinde aşağıda bahsedilen kriterler göz önüne alınmıştır. Bunlar;

- Lag vida mukavemeti için lag vidasında meydana gelen von Mises eşdeğer gerilme değerleri;
- Kırık iyileşmesi için medial ve lateral kırık yüzeylerindeki von Mises eşdeğer gerilme dağılımları;
- Kırık stabilitesi için medial ve lateral kırık yüzeylerindeki von Mises eşdeğer gerilme değerleri ile birlikte gerilme dağılımları;
- Sıyrılma riski için belli noktalarda oluşan momentlerın nümerik hesabı yapılarak incelenmiştir.

Bu dört kritere göre sıyrılma riski ve kırık iyileşmesi değerlendirmeleri yapılmıştır.

5.1. Lag Vidası (Ana Vida) Üzerinde Meydana Gelen Gerilmeler

Sonlu elemanlar analizi sonucunda, yürüme sırasında implantın değişik konumlarına göre lag vidası üzerinde meydana gelen von mises gerilmelerinin zamana bağlı değişim grafiği Şekil 5.1'de gösterilmiştir. Bu grafiklere göre, L-I bölgesinde genel olarak 0.3-0.9 s'leri arasında daha yüksek gerilmeler oluşurken; MS bölgesinde, 0.7-0.8 s arasında gerimeler en yüksek değerine ulaşmıştır. Yani L-I bölgesinde oluşan yüksek gerilme değerleri, M-S bölgesine göre daha uzun süre lag vidasını etkilemektedir. Bu durumda grafiklerden yürümenin ayağın kaldırmadan önceki itme aşamasında ve ayağın tekrar yere teması süresinde gerilmenin en yüksek değerine ulaştığı görülmektedir.

Şekil 5.2'de her bir bölge için lag vidasında adım atma süresindeki oluşan maksimum von Mises gerilme dağılımları ve değerleri verilmiştir. Lag vidasında oluşan maksimum von Mises gerilme değeri, L-I bölgesinde ve inferior konumlarda

en yüksek iken, M-S bölgesinin inferior ve medial konumlarında en düşük çıkmıştır. Genel olarak incelendiğinde M-S bölgesinin inferior ve medial konumlarında maksimum von mises gerilmeleri daha düşük çıkarken, L-I bölgesinin superior konumlarında daha düşük çıkmıştır.

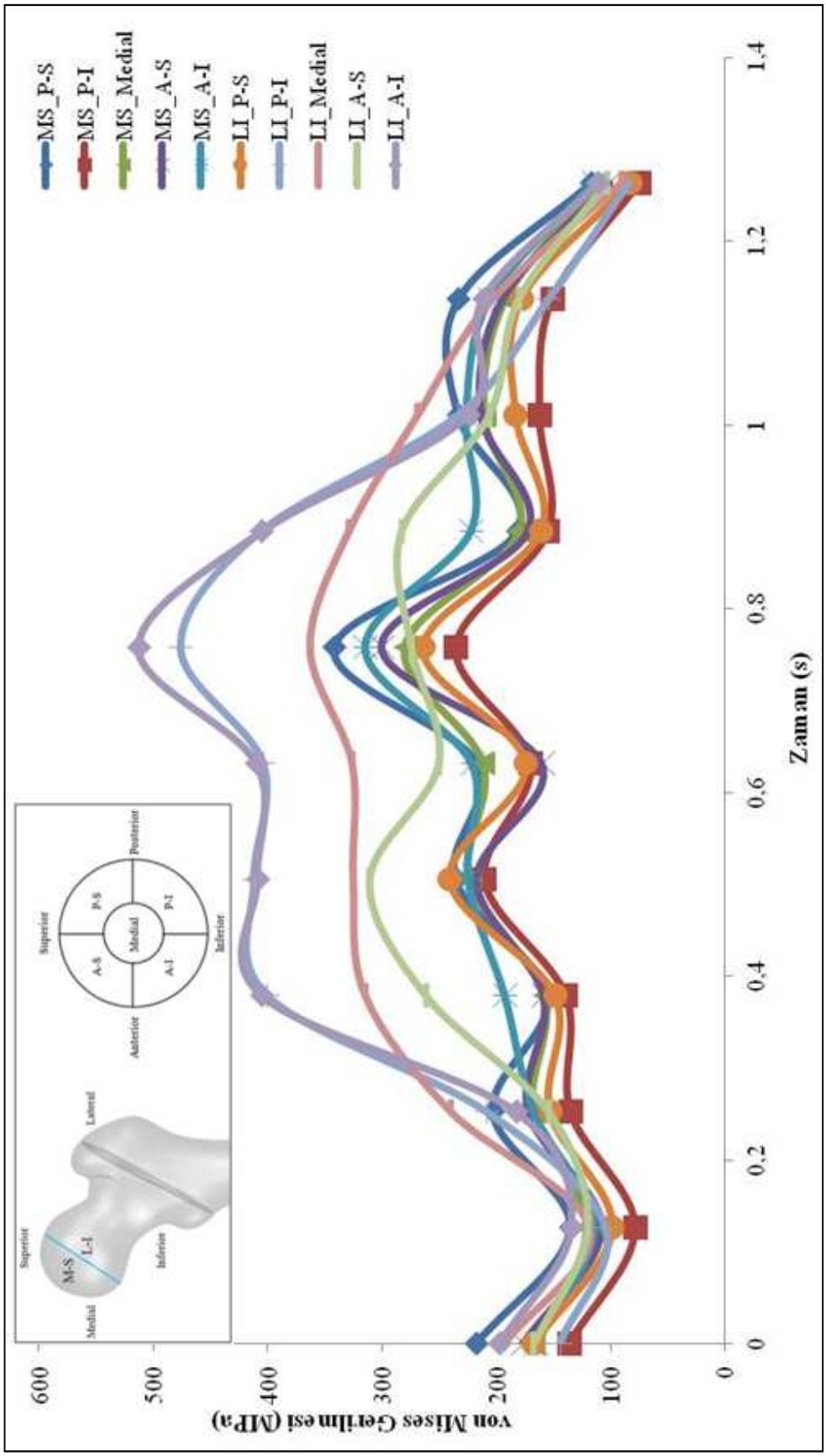
Sim E. ve ark. [32] dinamik kalça çivisi ile ilgili çalışmalarında, oluşturdukları matematiksel modelde DKÇ implantının femur başı içerisindeki farklı konumlara göre moment hesaplamaları yapmışlardır. Bu çalışmada inferior konumlarda lag vidasının hasar riskinin daha düşük olduğu belirtilmiştir. Ayrıca bir çok klinik çalışmalarda da implant hasar riskini azaltmak için medial ve inferior konumlar tavsiye edilmektedir [6,7,9,20]. Ayrıca trokanterler arası femur kırık tedavilerinde kullanılan proksimal femur çivisi (PFN), Targon femur çivisi (TFN) gibi diğer bazı implantlarda da konum bakımından inferior ve medial konumlar mukavemet ve kırık stabilitesi için en uygun konumlar olduğu belirtilmiştir [31]. Klinik çalışmlarda, tip-apeks mesafesi olarak ifade edilen implantın femur içerisindeki konumunu ifade eden diğer bir ifade geliştirilmiştir [1]. Bu ifadeye dayanarak yapılan klinik çalışmalarda implant ucunun femur apeksine yakın olmasının sıyrılma riskini azalttığı sonucuna varılmıştır [7,9,17].

Ayrıca lag vidasında oluşan maksimum gerilmeler, Şekil 5.2'de de görüldüğü gibi lag vidasının kırık hattına gelen bölgede ve lag vida-plak namlu kesişiminde yoğunlaşmaktadır. Şekil 5.2'deki şekillerde verilen değerler maksimum von Mises değerini göstermektedir. L-I/A-I ve L-I/P-I konumlarında implant üzerindeki gerilme değerleri yüksek çıkmıştır ve implantın hasara uğrama riski daha fazladır. M-S/P-I konumunda ise maksimum bileşik gerilme değerleri en az olan bölgedir ve implantın hasara uğrama riski en azdır.

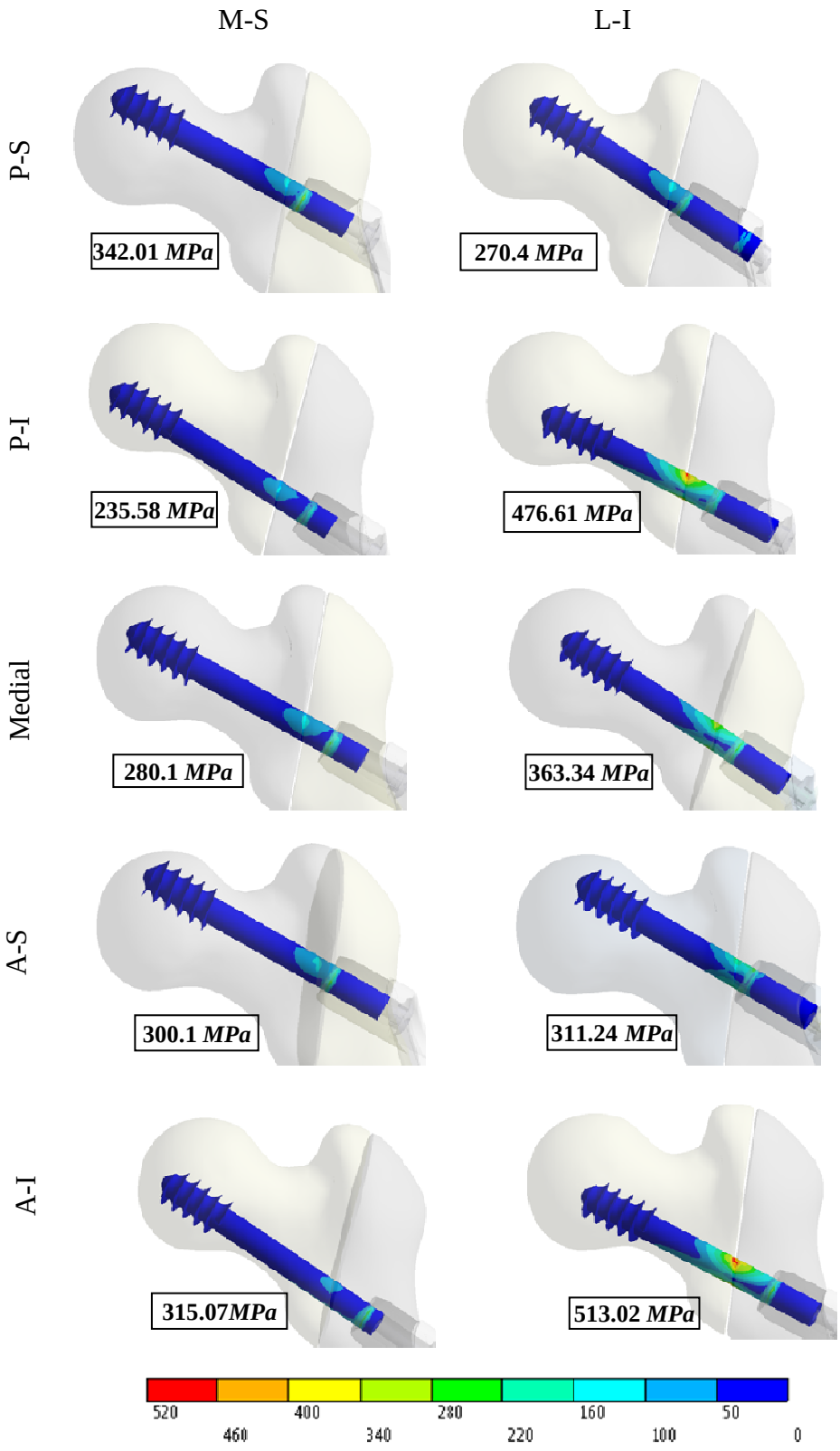
Bazı uygulamalarda, ana vidanın hasar riskini azaltmak ve sıyrılma olayını engellemek amacıyla ana vidaya ek olarak bir vida daha eklenebilmektedir. Ancak, ana vidaya ek ikinci bir vida kullanmanın mukavemet açısından herhangi bir etkisinin olmadığını belirtilmiştir. Yapılan araştırmalarda DKÇ implantında ana vida haricindeki femura yerleştirilen ikinci bir vidanın eğilme kuvvetine ve momentine

karşı etkisinin olmadığı, sadece femur başının ana vida etrafında dönmesini engellediği belirtilmiştir [32,53,54].

İntertrokanterik femur kırıklarının genellikle yaşlı insanlarda görülmesi ve iyileşme sonrası güçlü bir kemik yapı oluşmamasından dolayı implantın çıkarılması tavsiye edilmemektedir. Ancak genç insanlarda iyileşme sonucunda implant vücuttan çıkarılır. Kukla C. ve ark. [55] gamma nail gibi büyük boyuttaki implantların iyileşmeden sonra çıkarılmaması gerektiğini aksi takdirde femur boyun kırıklarının oluşma ihtimalinin yüksek olacağını savunmaktadır. Fakat literatürde DKÇ gibi implantların, iyileşmeyi takiben çıkarılması gerektiğini savunan çalışmalar da yapılmıştır [34].



Şekil 5.1: Yürüme sırasında her bir bölge için lag vidası üzerinde oluşan maksimum von Mises gerilme değerlerinin zamana bağlı değişim grafiği



Şekil 5.2: Her bölgede lag vidasında oluşan maksimum eşdeğer gerilme değerleri

5.2. Kırık Yüzeylerinde Oluşan Gerilmeler

Kırık yüzeylerinde iyileşmenin hızı ve kırık stabilitesi için, kırık yüzeylerinde oluşan gerilmelerin değeri ve dağılımı önemlidir. Aynı zamanda kırık iyileşmesi süresince kırık yüzeylerine uygulanan bası kuvvetinin de önemi vardır. Literatürdeki çalışmalara göre birim deformasyon değerlerinin yüksek olması kırık stabilitesini düşürmektedir [31,35]. Bu sebeple kırık yüzeylerinde gerilmelerin yüzeylere düzgün yayılmalı ve maksimum birim deformasyon değeri düşük olmalıdır. Bu iki kriter medial ve lateral kırık yüzeyleri için ayrı ayrı incelenerek, Tablo 5.1-5.2 ve, Şekil 5.3-5.4'de sunulmuştur.

Tablo 5.1: Medial kırık yüzeylerindeki maksimum birim deformasyon değerleri ($x10^{-4}$ mm/mm)

M-S/A-S	***M-S/A-I***	***M-S/Medial***	***M-S/P-S***	***M-S/P-I***
19.6	11.8	12.4	11.1	12.8
L-I/A-S	***L-I/A-I***	***L-I/Medial***	***L-I/P-S***	***L-I/P-I***
25	19.2	25.6	10.8	36.4

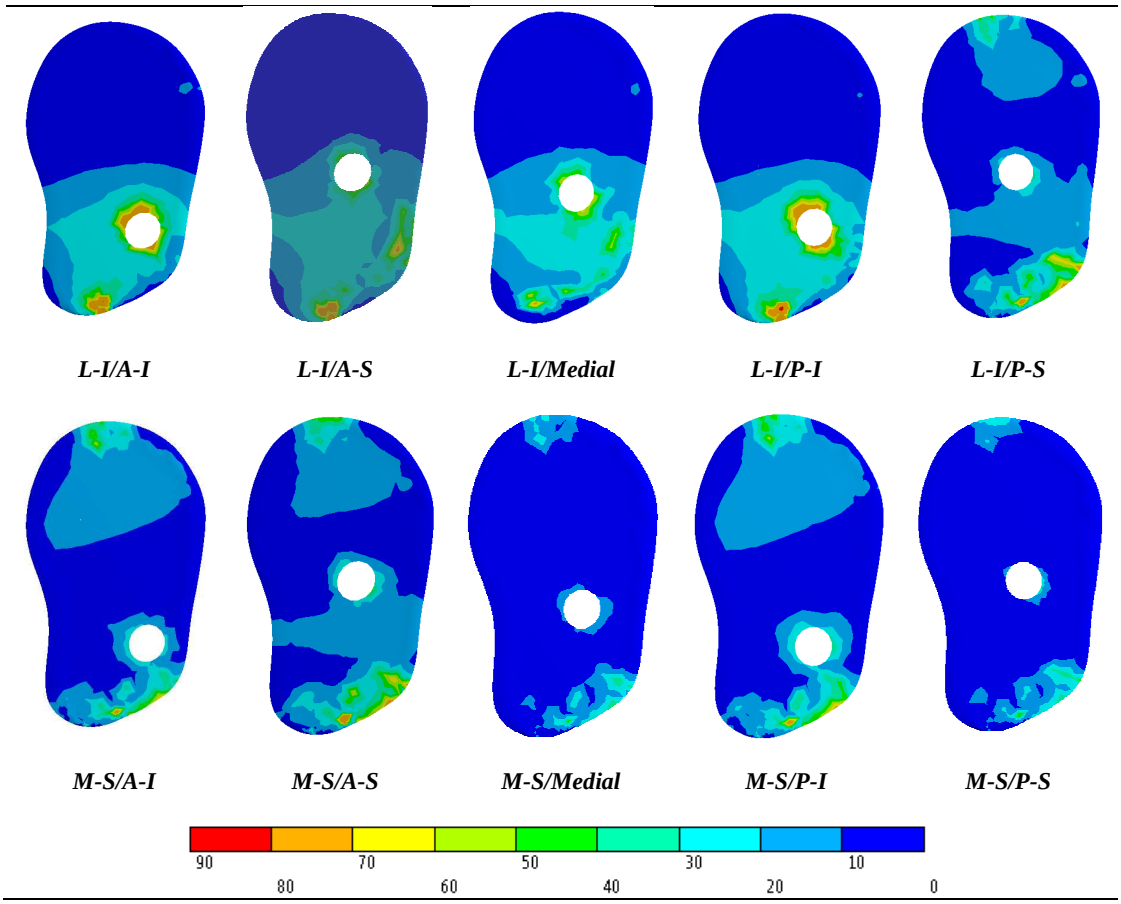
Tablo 5.2: Lateral kırık yüzeylerindeki maksimum birim deformasyon değerleri ($x10^{-4}$ mm/mm)

M-S/A-S	***M-S/A-I***	***M-S/Medial***	***M-S/P-S***	***M-S/P-I***
13.2	8.5	12.3	9.79	6.77
L-I/A-S	***L-I/A-I***	***L-I/Medial***	***L-I/P-S***	***L-I/P-I***
13.8	19.2	11.6	12.3	18.2

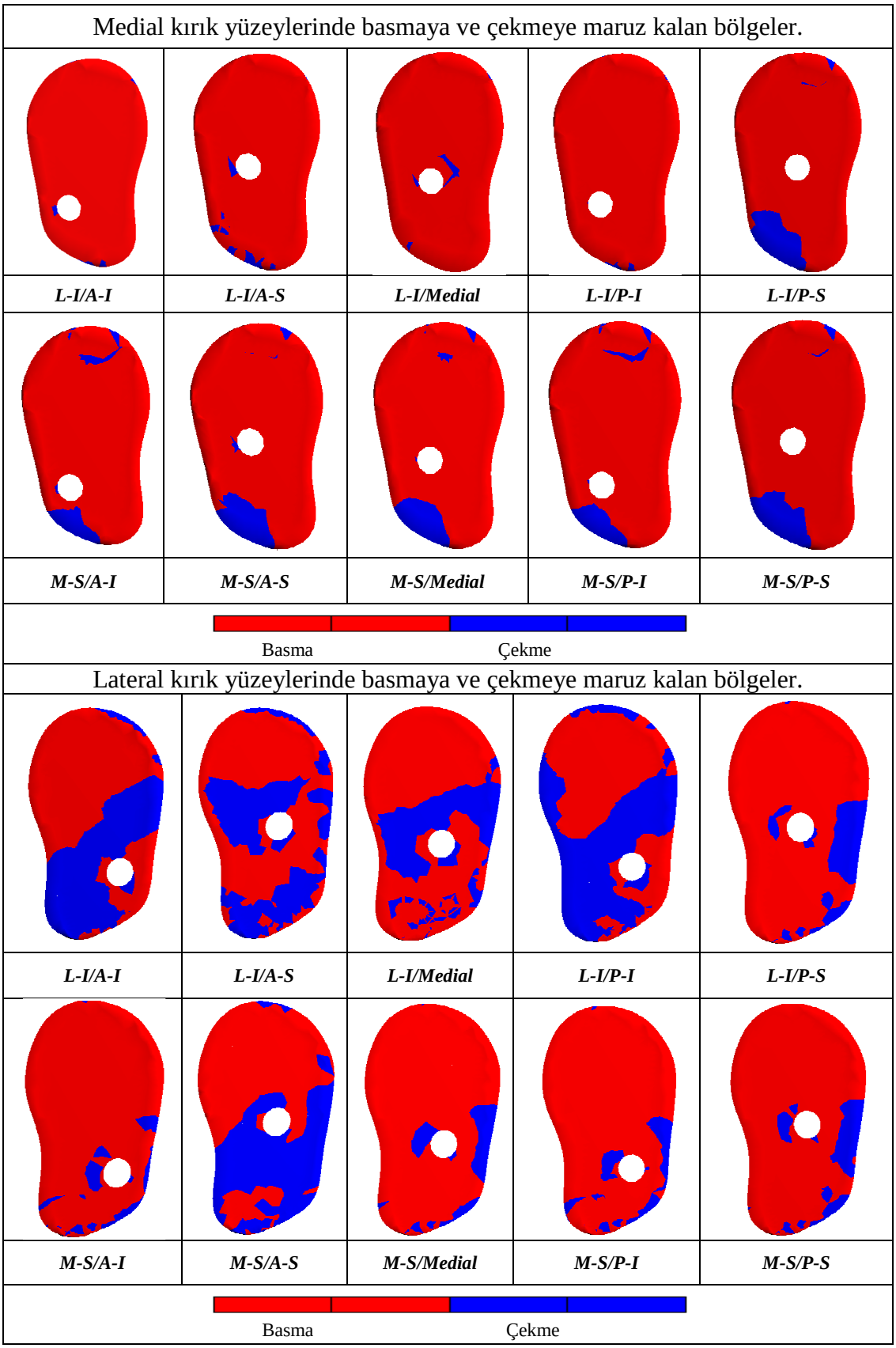
Medial kırık yüzeyinde oluşan maksimum gerinim değerleri incelendiğinde; M-S bölgesindeki gerinim değerleri L-I konumundakilere göre daha yüksektir (Tablo 5.1). Ancak Lateral kırık yüzeyindeki strain değerleri için tam tersi bir sonuç çıkmıştır (Tablo 5.2). Medial kırık yüzeylerinde oluşan en yüksek maksimum strain değeri M-S/Medial konumunda oluşurken ($16.5x10^{-4}$ mm/mm), lateral kırık yüzeylerinde oluşan en yüksek maksimum strain değeri L-I/P-I konumunda oluşmuştur ($16x10^{-4}$ mm/mm). Superior konumlarda her bir bölge için inferior konuma göre düşük maksimum strain değeri çıkmıştır.

Kırık iyileşmesini değerlendirmede diğer bir kriter, kırık yüzeylerindeki basmaya veya çekmeye maruz kalan alanların belirlenmesidir. Her iki kırık yüzeyindeki basmaya veya çekmeye maruz kalan alanlar Şekil 5.4'te görülmektedir.

Basmaya maruz kalan alanların çekmeye maruz kalan alanlardan fazla olması kırık iyileşmesi ve kırık stabilitesi açısından daha uygundur [31,35]. Bu ifadeye göre, her iki kırık yüzeyi birlikte düşünüldüğünde basma alanı fazla olan bölgelerde kırık iyileşmesinin daha hızlı olacağı söylenebilir. Buna göre basma alanı fazla olan M-S/Medial, M-S/P-I ve M-S/A-I konumlarda kırık iyileşmesinin daha hızlı ve bu konumların diğer konumlardan daha stabil olabileceği söylenebilir.



Şekil 5.3: Yürüme esnasında medial kırık yüzeyinde oluşan maksimum eşdeğer gerilmeler (MPa)



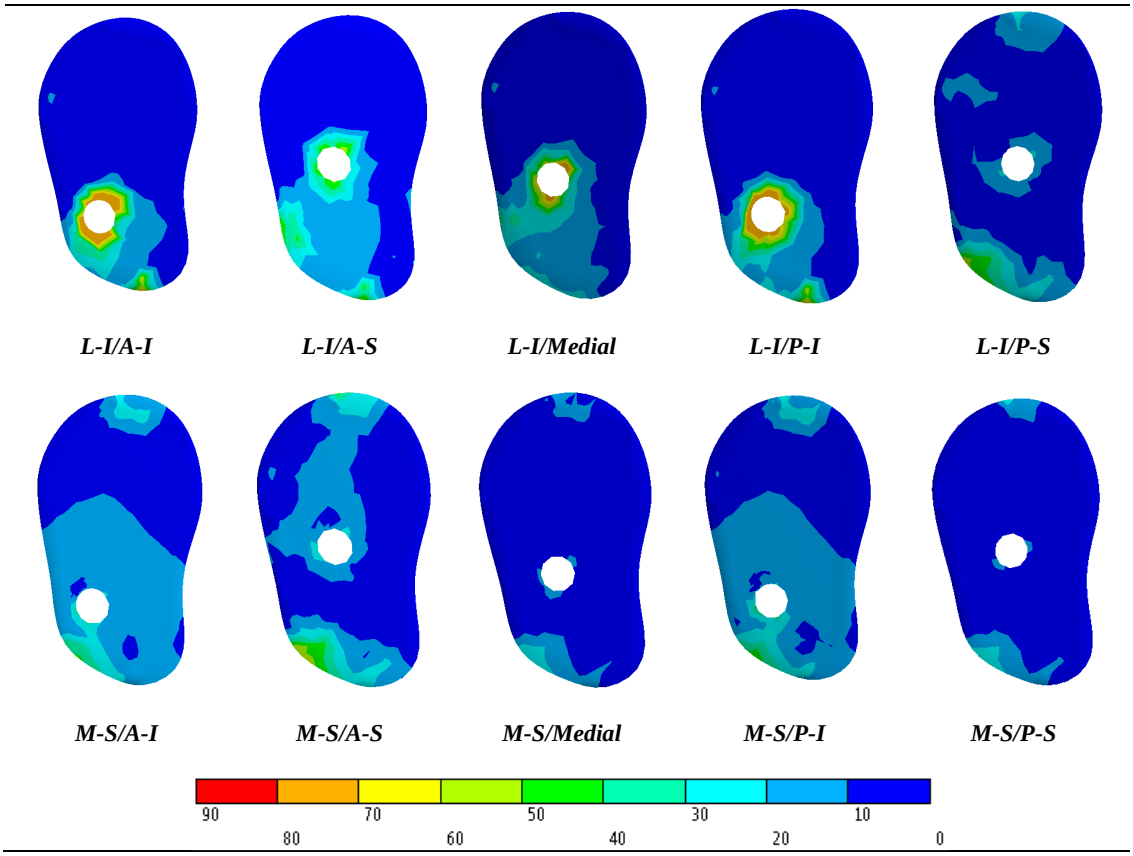
Şekil 5.4: Medial ve Lateral kırık yüzeylerinde basmaya ve çekmeye maruz kalan bölgeler.

Aynı zamanda kırık yüzeylerindeki gerilme değerlerinin de düşük olması gerekir. Çünkü gerilme dağılımı düzgün ve gerilme değerleri düşük olması kırık hattının hasara uğrama riskini azaltır. Gerilmenin de yoğunlaşması bu bölgelerdeki hasar oluşma riskini artırmaktadır. Medial kırık yüzeyinde L-I bölgesinin medial konumu hariç diğer konumlarında maksimum gerilme değerlerinin yüksek çıktığı ve aynı zamanda maksimum gerilmelerin belli bölgelerde yoğunlaştığı görülmektedir (Şekil 5.3). Medial kırık yüzeyinde M-S bölgesinin A-I, Medial ve P-I konumlarında gerilme değerleri düşük çıkmış ve belli bölgelerde aşırı gerilme yoğunlaşması olmamıştır. DKÇ'nin bu konumlarının kırık stabilitesi ve kırık iyileşmesi için ideal konumlar olduğu söylenebilir.

Lateral kırık yüzeylerindeki gerilmeler incelendiğinde de benzer sonuçlar elde edilmektedir (Şekil 5.5). M-S bölgesinin A-I, L-I ve medial konumlarında gerilme değerleri diğer konumlara göre daha düşük çıkmış ve gerilmeler düzenli dağılmıştır. Ancak medial kırık yüzeyine göre, lateral kırık yüzeylerinde oluşan gerilme değerleri daha düşüktür. L-I bölgesinin A-I ve P-I konumlarında gerilme değerleri yüzeyin lag vidasının geçtiği delik etrafında yoğunlaşmıştır. L-I bölgesi içerisinde P-I konumlarında ve Medial konumda gerilme değerleri yüksek iken, M-S bölgesinin bu konumlarında gerilme değerleri daha düşüktür. Kırık hattının mukameti açısından maksimum gerilme değeri yüksek olan konumlar, L-I bölgesinin inferior ve medial konumlarıdır. Maksimum gerilme değeri yüksek olan yerlerde kırık hattı hasara uğrayıp sıyrılma olayının oluşmasına sebep olur. Buna göre, M-S bölgesinde gerilme değerleri düşüktür ve P-I, A-I ve Medial konumları diğer iki konumlara göre daha stabildir.

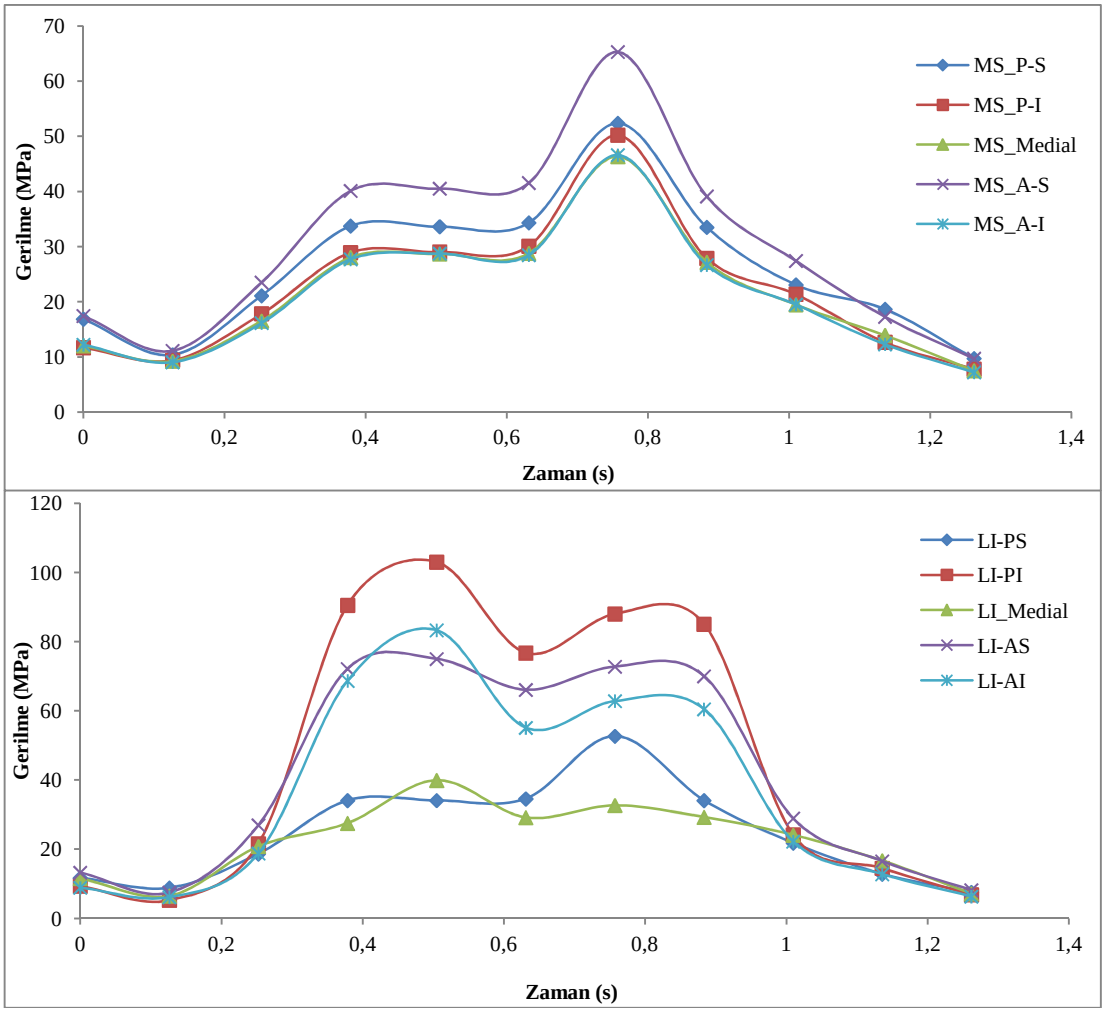
Kırık iyileşmesi ve kırık stabilitesini incelemede kırık yüzeylerindeki birim deformasyon değerlerini ve implanttaki gerilmeleri inceleyen Helwig ve ark. [31] dört farklı implantta en ideal konumun inferior konum olduğunu bildirmiştir. Bir başka çalışmada [35], farklı malzemelerde üretilen DKÇ implantlarının kırık iyileşmesi ve stabilitesi için değerlendirmesinde yukarıdaki kriterler ile aynı kullanılmıştır. Bu çalışmada da kırık stabilitesi ve kırık iyileşmesi incelenirken kırık yüzeylerindeki maksimum birim deformasyon değerleri ile birlikte maksimum von Mises gerilme değerleri de incelenmiştir. Birim deformasyon değerleri kırık

iyileşmesi hakkında bilgi verirken, maksimum gerilme değerleri kırık hattının mukavemet açısından değerlendirilmesini sağlamıştır.



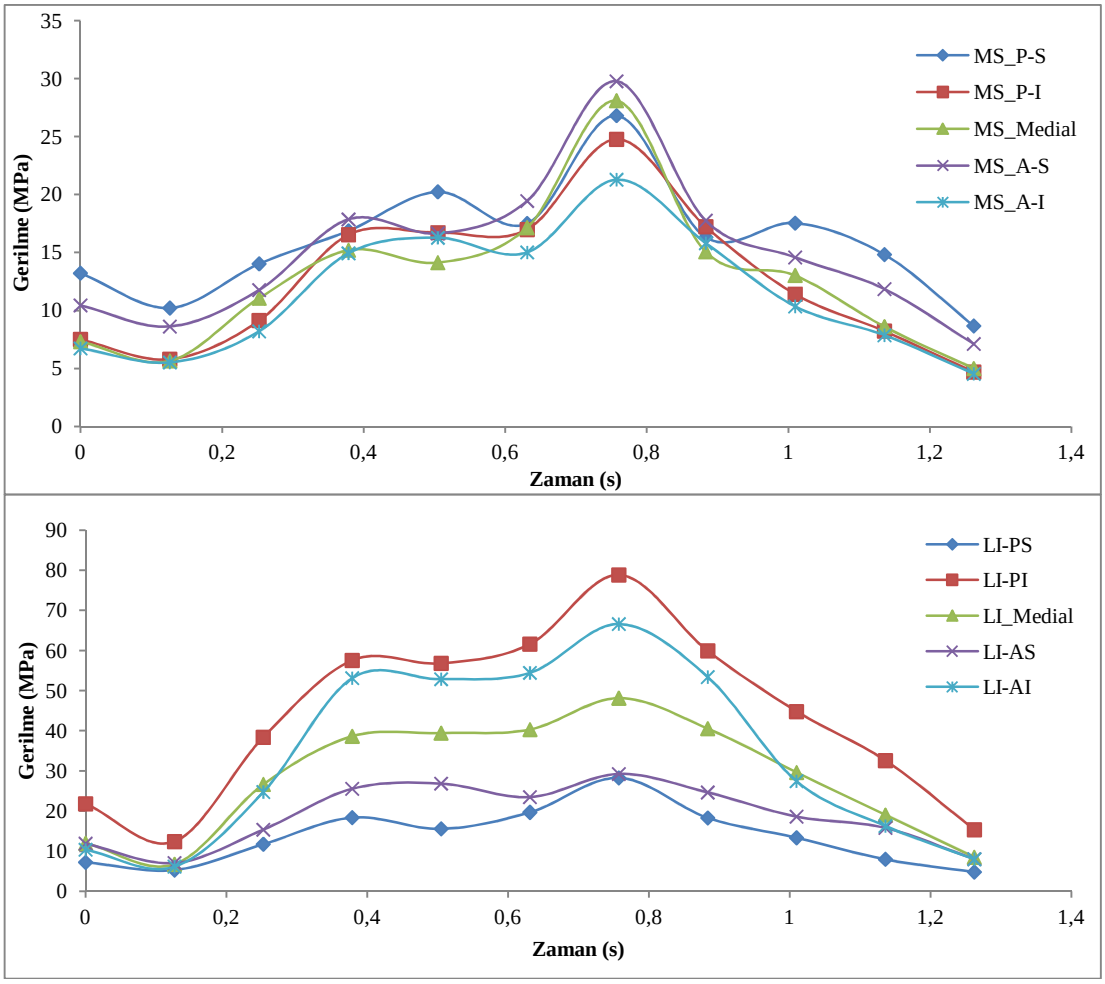
Şekil 5.5: Yürüme esnasında lateral kırık yüzeyinde oluşan maksimum eşdeğer gerilmeler (MPa)

Şekil 5.6'da yürüyüş esnasında lateral kırık yüzeyinde oluşan von Mises gerilme değerlerinin zamana bağlı değişim grafiği verilmiştir. Bu grafikten yine yukarıda bahsedildiği gibi L-I bölgesinin L-I, P-I ve Medial konumları stabilite ve kırık iyileşmesi açısından risk oluşturmaktadır. Ayrıca bu konumlarda yüksek gerilme değerleri diğer konumlara göre yürüyüş sırasında daha uzun zaman femur kırık hattını etkilemektedir. Yani L-I bölgesinin P-I ve A-I konumlarında 0.3 s başlayan gerilme değeri artışı ortalama 0.55 s'de maksimum değere ulaşıp 1. s'ye kadar devam etmektedir. Yüksek gerilme değerleri kırık yüzeylerine ortalama 0.7 s etkilemektedir. Ancak diğer L-I ve M-S konumlarında, yüksek gerilme değerleri 0.6-0.9 s aralığında etkilemektedir. M-S bölgesinin konumları incelendiğinde maksimum gerilme değerleri en düşük olan konumlar P-I, A-I ve Medial konumlarıdır.



Şekil 5.6: Yürüyüş esnasında medial kırık yüzeylerindeki eşdeğer gerilmelerin zamanla değişim grafiği

Şekil 5.7'de medial kırık yüzeylerinde oluşan von Mises gerilme dağılımları verilmiştir. Medial kırık yüzeylerindeki gerilmelerden farklı olarak bu kırık yüzeyinde maksimum gerilmeler, L-I bölgesinde oluşmakta ve ortalama yürüyüş sırasında 0.7 saniye boyunca etkilemektedir. Lateral kırık yüzeylerinde oluşan gerilmeler medial kırık yüzeylerine göre düşük değerdedir. Lateral kırık yüzeyinde gerilme değerleri incelendiğinde en düşük gerilme değerleri M-S bölgesinin inferior konumlarında çıkmıştır. Ancak bu kırık yüzeyinde, implantın femur başının L-I bölgesine yerleştirilmesiyle inferior bölgelerde en yüksek gerilmeler oluşmuştur.



Şekil 5.7: Yürüyüş esnasında lateral kırık yüzeylerindeki von Mises gerilmelerin zamanla değişim grafiği

Yukarıda açıklanan Şekil 5.6'da gösterilen medial kırık yüzeylerindeki durumlar, lateral kırık yüzeyleri için de geçerlidir. Ancak lateral kırık yüzeyinde oluşan gerilme değerleri medial konuma göre daha düşüktür.

Bu çalışmada, yürüyüşün her safhasında femur başına gelen yüklere göre sonlu elemanlar analizi yapıldığı için, yürüyüşün her anındaki oluşan gerilmeleri incelemek mümkündür. Böylece maksimum gerilme değerlerinin zamana bağlı değişimlerinin incelenmesine olanak sağlamıştır. Yürüyüş sırasında hangi evrelerde gerilme değerlerinin arttığı, hangi evrelerde sıyrılma riskinin az olduğu gibi bilgiler sağlanabilmiştir. Ayrıca implantın femur başı içerisindeki farklı konumlarında, yürüyüş sırasındaki değişimlerindeki farklarda ortaya çıkmıştır.

Tablo 5.3: Medial ve lateral kırık yüzeylerinde oluşan maksimum kayma gerilme değerleri

Lag vidasının femur başı içindeki konumları	Lateral kırık yüzeyindeki maksimum kayma gerilmeleri (MPa)	Medial kırık yüzeyindeki maksimum kayma gerilmeleri (MPa)
M-S/A-S	16.387	34.277
M-S/P-S	14.574	26.798
M-S/Medial	15.384	23.882
M-S/A-I	11.629	24.430
M-S/P-I	13.328	26.327
L-I/A-S	15.662	41.307
L-I/P-S	15.214	27.013
L-I/Medial	25.833	21.502
L-I/A-I	36.203	46.264
L-I/P-I	45.154	56.457

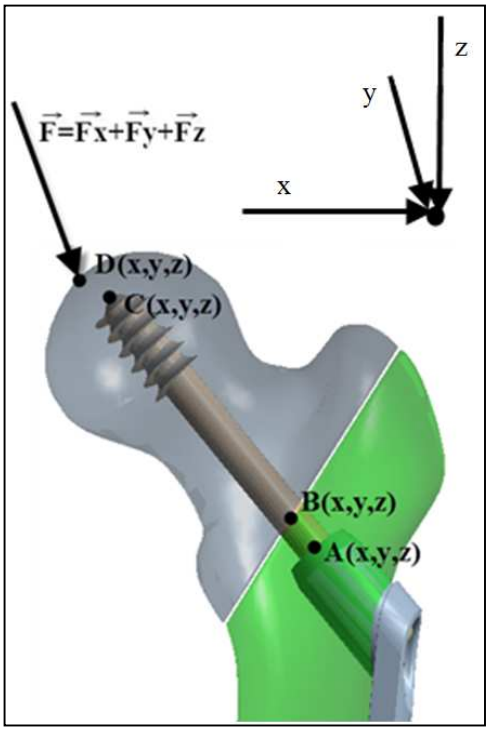
Kırık yüzeylerinde maksimum kayma gerilmelerinin yüksek olması kırık iyileşmesi ve stabilitesine olumsuz etkisi vardır [31,56]. Bu durumda Tablo 5.3'te verilen değerler incelendiğinde, maksimum von Mises gerilmelerdeki sonuçlara benzer sonuçlar elde edilmektedir. Yani L-I bölgesinin P-I, A-I ve Medial konumlarında maksimum kayma gerilme değerleri diğer konumlara göre yüksek çıkmıştır. En düşük maksimum kayma gerilme değerleri de M-S bölgesinin A-I ve P-I konumlarında oluşmuştur.

5.3. Femur-İmplant Modelinde Moment Hesabı ve Sonuçları

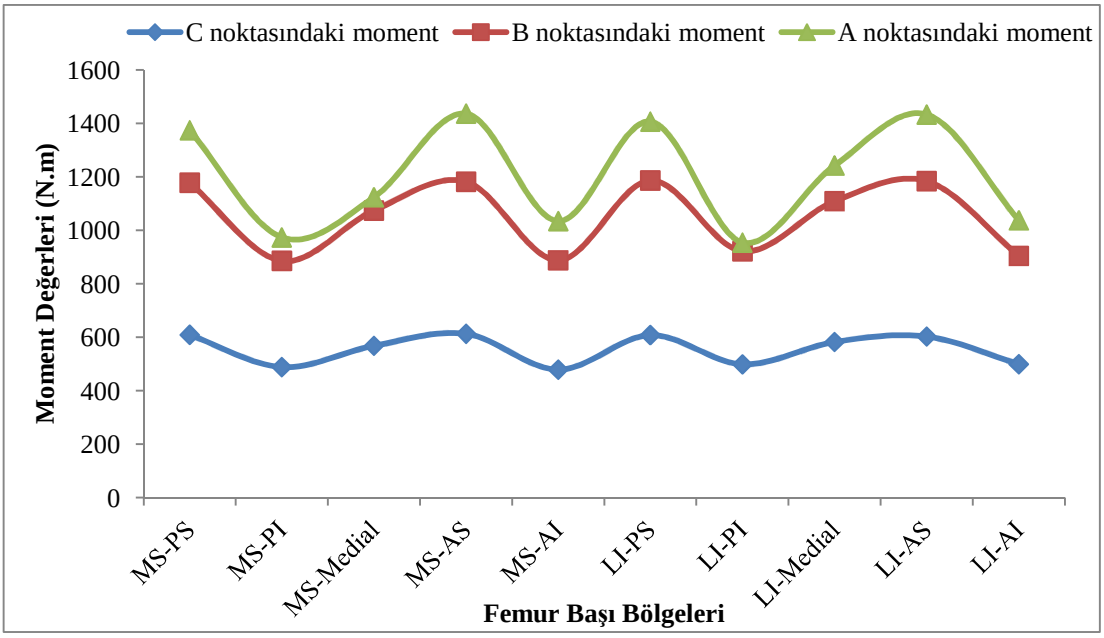
Femur implant modelinde belirli noktalarda oluşan moment değerleri sıyrılma olayında önemli bir rol oynamaktadır. Bu kısımda her bir femur implant modeli için kritik noktalardaki momentlerin nümerik hesabı yapılmış ve sonuçlar karşılaştırılmıştır. Ana vidanın uç kısmında oluşan moment, implantın hasara uğramadan sıyrılma olayının gerçekleşmesine sebep olabilmektedir. Femur kırığı ile ana vida kesişimi ve implantın ana vida ile namlu kısmının bitiminin kesişim noktalarında oluşan momentler, implantın hasara uğramasına sebep olabilmektedir. Şekil 5.8'de gösterilen femur modelinde A, B ve C noktalarındaki momentler, Bölüm 6'da bahsedildiği gibi hesaplanmış ve Tablo 5.4'te sunulmuştur.

Tablo 5.4: Hesaplamalar sonucunda femur bölgelerine göre A, B ve C noktalarındaki moment değerleri.

	A noktası $(N.m)$			B noktası $(N.m)$			C noktası $(N.m)$			Toplam Moment $(N.m)$		
Femur Bölgeleri	$M_x\vec{i}$	$M_y\vec{j}$	$M_z\vec{k}$	$M_x\vec{i}$	$M_y\vec{j}$	$M_z\vec{k}$	$M_x\vec{i}$	$M_y\vec{j}$	$M_z\vec{k}$	M_A	M_B	M_C
M-S/P-S	153.28	589.39	6.7	157.76	546.37	11.19	171.14	84.56	48.32	609.02	568.79	196.91
M-S/P-I	73.39	482.78	11.08	65.48	391.72	7.10	15.81	85.84	11.13	488.45	397.22	87.99
M-S/Medial	144.29	549.34	6.7	105.99	494.81	1.58	6.74	48.78	5.61	568.02	506.04	49.56
M-S/A-S	169.03	589.39	11.7	157.76	546.36	11.19	95.69	231.43	46.87	613.26	568.79	254.78
M-S/A-I	101.54	467.77	1.07	33.96	407.49	18.24	138.44	23.53	42.29	478.66	409.30	146.66
L-I/P-S	185.92	578.63	17.83	189.29	546.36	21.20	147.52	159.86	35.46	608.02	578.61	220.39
L-I/P-I	75.63	492.79	11.08	67.73	417.50	8.23	10.20	30.99	1.03	498.66	423.03	32.65
L-I/Medial	162.30	559.35	11.70	107.11	515.58	2.71	33.82	129.08	1.55	582.54	526.69	133.45
L-I/A-S	184.80	573.62	17.83	127.36	567.12	0.06	66.42	237.18	37.98	602.92	581.25	249.21
L-I/A-I	102.67	488.53	2.19	82.37	396.73	2.10	113.66	56.77	40.13	499.21	405.19	133.23



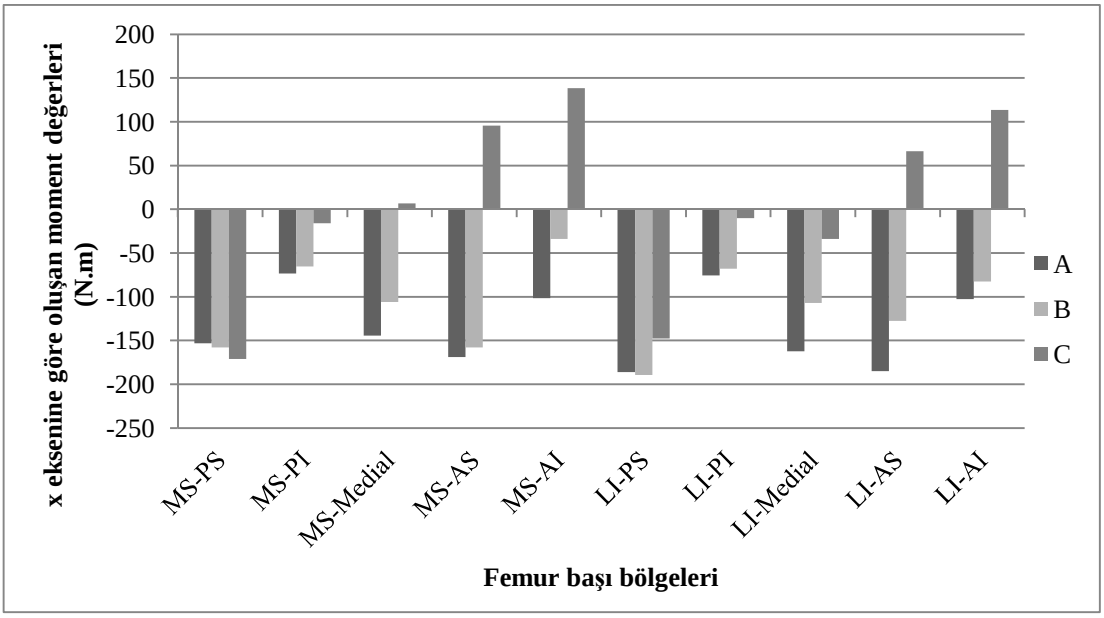
Şekil 5.8: Femura etki eden kuvvetler ve momentleri alınan noktalar.



Şekil 5.9: Femur başı bölgelerinde oluşan momentlerin grafik ile gösterimi.

Tablo 5.4'te ve Şekil 5.9'daki verilen sonuçlara göre, inferior konumlarda diğer konumlara göre A(x_A,y_A,z_A), B(x_B,y_B,z_B), C(x_C,y_C,z_C) noktalarında daha düşük moment oluşmaktadır. Superior konumlarda ise bu noktalara daha yüksek moment etki etmektedir. Buna göre inferior konumlarda sıyrılma riski daha düşük olmaktadır. Bu sonuçlar, sonlu elemanlar analizi sonuçlarından elde edilen sonuçlarla benzerdir.

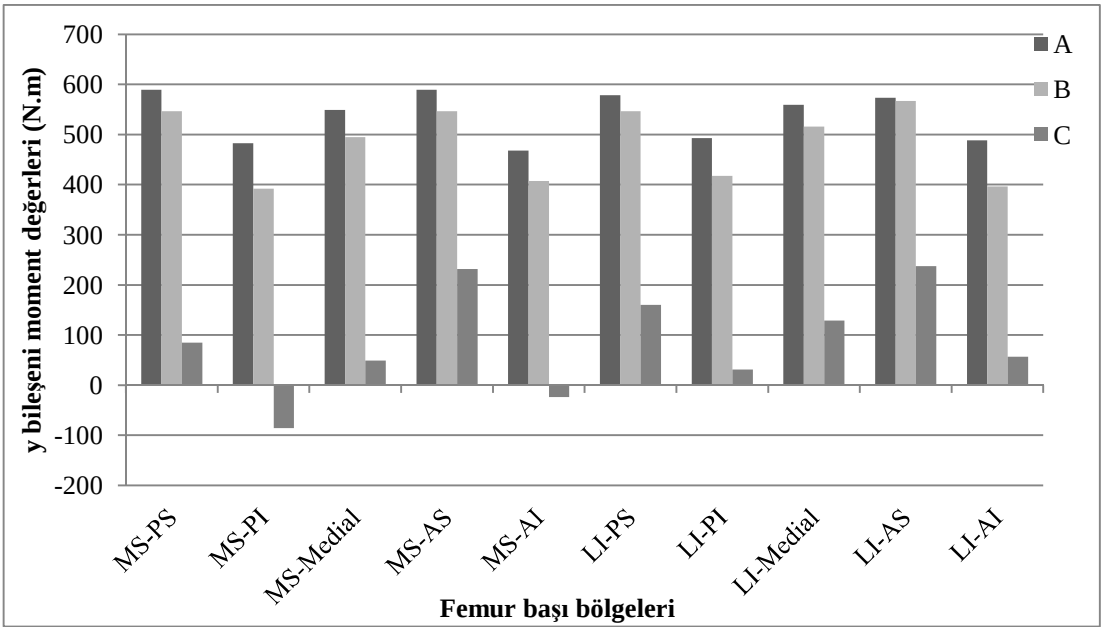
Şekil 5.8'de verilen modelde, x eksenine göre etki eden momentler femur başının femur boyun ekseni etrafında dönmesine sebep olan olaydır. Bu da implantın femur başı içerisinde gevşemesine ve sıyrılma olayının olmasına sebep olur. Şekil 5.10'da verilen sonuçlara göre, superior konumlarda yüksek moment değeri oluşmaktadır. İnferior konumlarda ise düşük moment oluşmaktadır. Anterior konumlarda C noktasına etki eden momentin yönü değişmektedir. L-I konumların posterior-superior bölgelerinde, M-S konumların aynı bölgelerine göre daha yüksek değerde moment oluşmaktadır. L-I konumlarında A ve B noktalarında oluşan momentler, M-S konumlarına göre daha fazladır.



Şekil 5.10: Momenti alınan noktaların x eksenine göre oluşturdukları moment değerlerinin femur başı bölgelerine göre dağılımları.

x eksenine göre moment sonuçlarından sıyrılma riski en yüksek olan bölgeler L-I ve M-S konumlarının Superior bölgeleridir. Ayrıca L-I konumları M-S konumlarının aynı bölgeleri ile karşılaştırıldığında sıyrılma riski L-I konumunda daha yüksek çıkmaktadır.

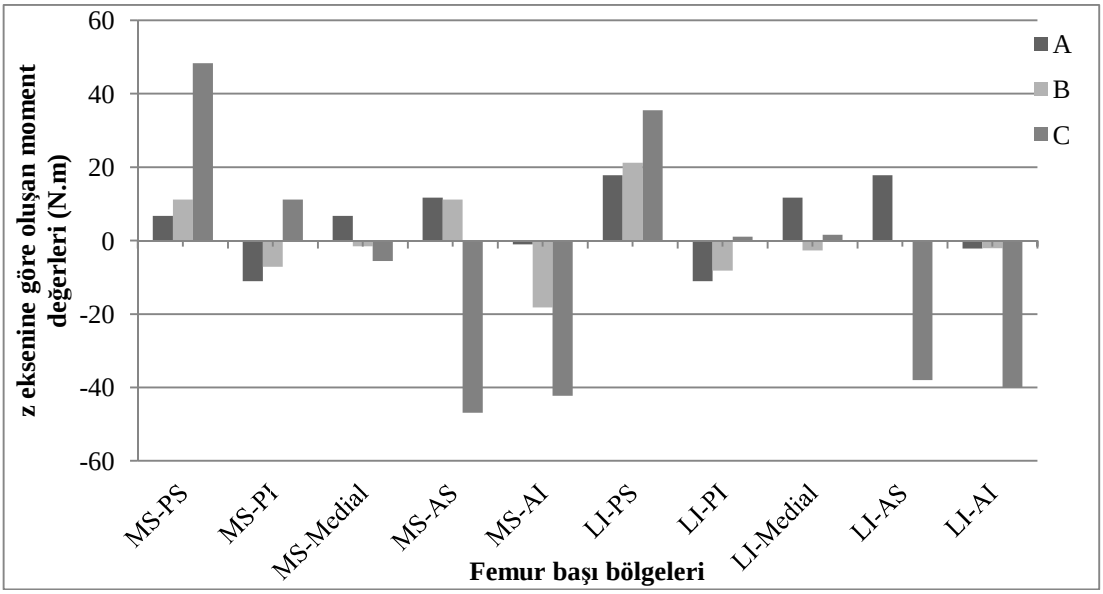
Şekil 5.11'de y eksenine göre oluşan moment değerlerinin femur başı bölgelerine göre değişimi verilmiştir. Momentin y bileşkesi, kırık yüzeyine etki eden kuvvetleri etkilediği için, bu bileşke değerleri ile kırık iyileşmesi ve sıyrılma riski değerlendirilebilir. Şekil 5.11'deki sonuçlara göre, superior konumlarda moment değerleri diğer bölgelere göre yüksek çıkmıştır. M-S/P-I ve M-S/A-I bölgelerin C noktasında oluşan momentin y bileşkesi diğer momentlerin tersi yönünde etki etmektedir. B noktasındaki momentler femur başı bölgesinin her konumu için değerlendirildiğinde, yine superior konumlarda moment değerleri yüksek çıkmaktadır. Buna göre sıyrılma riski yüksek olan bölgeler superior bölgeleridir.



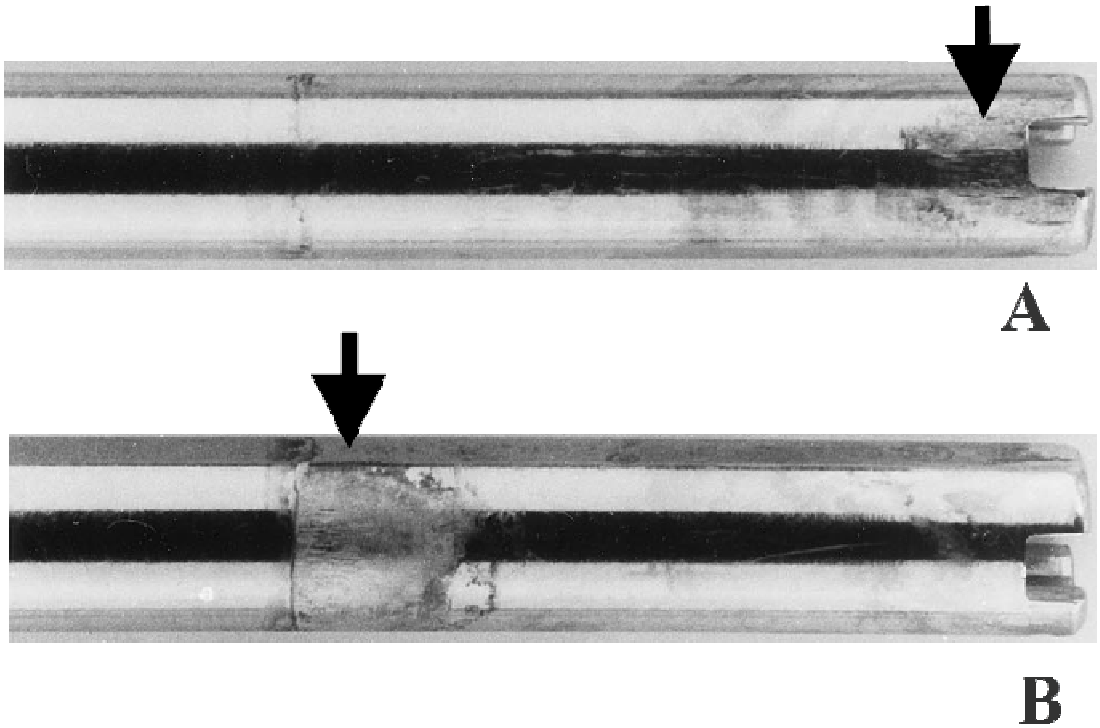
Şekil 5.11: Momenti alınan noktaların y eksenine göre oluşturdukları moment değerlerinin femur başı bölgelerine göre dağılımları

z eksenine göre etki eden moment değerleri femur başını, öne veya arkaya doğru hareket etmeye zorlayan momenttir. Yine bu moment değerleri kırık iyileşmesine ve sıyrılma olayına etki eder. Şekil 5.12'de verilen sonuçlara göre C noktasına etkiyen z eksenine göre moment değerleri, A ve B noktasına göre yüksek çıkmıştır. Buradan z eksenine göre moment değeri femur anatomik eksenine yaklaştıkça azaldığı görülmektedir. M-S/P-S, M-S/A-S, M-S/A-I, L-I/P-S, L-I/A-S ve L-I/A-I konumlarında yüksek momentler oluşmuştur.

Momentlere göre her bir bölgenin sıyrılma riski incelendiğinde, sonuçlardan da görüldüğü üzere, implantın femur başının inferior kısmına ve ayrıca femur apeksine yakın bölgeye yerleştirilmesi gerektiği sonucuna varılır. Yapılan klinik çalışmalarda inferior konuma yerleştirilen implantlarda hasarın çok az olduğu görülmüş, fakat superior konuma yerleştirildiğinde lag vidasında hasar miktarının arttığı bildirilmiştir [32]. Şekil 5.13'de, A ile gösterilen lag vidası femur başının inferior bölgesine yerleştirilen hastadan çıkan, B ile gösterilen ise superior bölgeye yerleştirilen hastadan çıkan lag vidalarıdır. İmplantlar hastalara yerleştirildikten yaklaşık 13 ay sonra çıkarılmıştır. Burada, superior bölgede implant-namlu kesişiminde hasar oranı yüksek olduğu görülmektedir.



Şekil 5.12: Momenti alınan noktaların z eksenine göre oluşturdukları moment değerlerinin femur başı bölgelerine göre dağılımları.



Şekil 5.13: 13 aylık iyileşme periyodundan sonra (A) inferior konuma yerleştirilen (B) superior konuma yerleştirilen hastadan çıkan implantların lag vidaları [32].

SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada genel olarak femur başı on farklı bölgeye ayrılmış, DKÇ implantının uç kısmı bu on farklı bölgeye yerleştirilmiş ve on farklı sonlu elemanlar modelleri oluşturularak analizleri yapılmıştır. Sonlu elemanlar analizleri her bir konum için ayrı ayrı incelenerek on farklı model birbiri ile karşılaştırılmıştır. Değerlendirmelerde implantın konumunun kırık iyileşmesine, kırık stabilitesine, sıyrılma olayına ve lag vida mukavemetine etkileri incelenmiştir.

Trokanterler arası femur kırıkları çok sık rastlanan bir olay olmakla birlikte bu tip kırıkların tedavi sonrası sıyrılma olayı gözlenme oranı yüksektir. Bu sebeple literatürde sıyrılma olayı üzerine birçok klinik, deneysel ve sonlu elemanlar çalışması mevcuttur. Sıyrılma olayına sebep olan birçok olay vardır ve en çok tartışılan konu implantın femur başı içerisindeki konumudur. Yapılan birçok klinik çalışma implantın femur başına inferior veya medial konuma yerleştirilmesi üzerinde sonuca varsa da diğer konumların ideal konum olduğunu destekleyen çalışmalar da vardır. Bu çalışmada, bu durum sonlu elemanlar yöntemi ile değerlendirilmiş ve önemli sonuçlar elde etmiştir. Çünkü klinik çalışmalarda sıyrılma olayına etkileyen diğer etmenler yok sayılamamaktadır. Klinik çalışmalarda sadece imlantın konumu üzerine yorum yapılmak istendiğinde diğer sıyrılma olayına etkileyen faktörleri de göz önünde tutmak gerekmektedir.

Çalışmada yürüyüş sırasında femur başına gelen kuvvetlerin etkilerini anlamak için ile sonlu elemanlar analizi yapılmıştır. Böylece yürümenin her safhasında femur ve implant üzerindeki gerilmeleri değerlendirmek mümkündür. Yürüyüş süresince ayağın yerden kaldırılması ve yere basma anında gerilme değerlerinin en yüksek değerine ulaştığı tespit edilmiştir.

Tablo 6.1: Değerlendirmeler sonucunda her kriter için sıyrılma riski en az olandan en riskli olana doğru sıralamaları ve toplamları

Kriterler	DKÇ lag vida gerilmeleri	Medial Kırık Y. Gerilme	Lateral Kırık Y. Gerilme	A noktasına göre moment değeri	B noktasına göre moment değeri	C noktasına göre moment değeri	Medial kırık Y. Kayma Gerilmesi	Lateral kırık Y. Kayma Gerilmesi	Toplamı	Sıralama
M-S P-S	7	2	3	9	7	5	3	5	**41**	4
M-S P-I	1	5	1	2	1	6	2	4	**22**	2
M-S Medial	3	4	5	5	5	3	4	2	**31**	3
M-S A-S	4	6	6	9	7	10	7	7	**56**	8
M-S A-I	6	3	2	1	3	1	1	3	**20**	1
L-I P-S	2	1	5	8	7	8	6	5	**42**	5
L-I P-I	9	10	8	4	4	2	10	10	**57**	9
L-I Medial	8	9	4	6	6	7	1	8	**49**	6
L-I A-S	5	8	7	7	8	9	8	6	**58**	10
L-I A-I	10	7	9	3	2	4	9	9	**53**	7

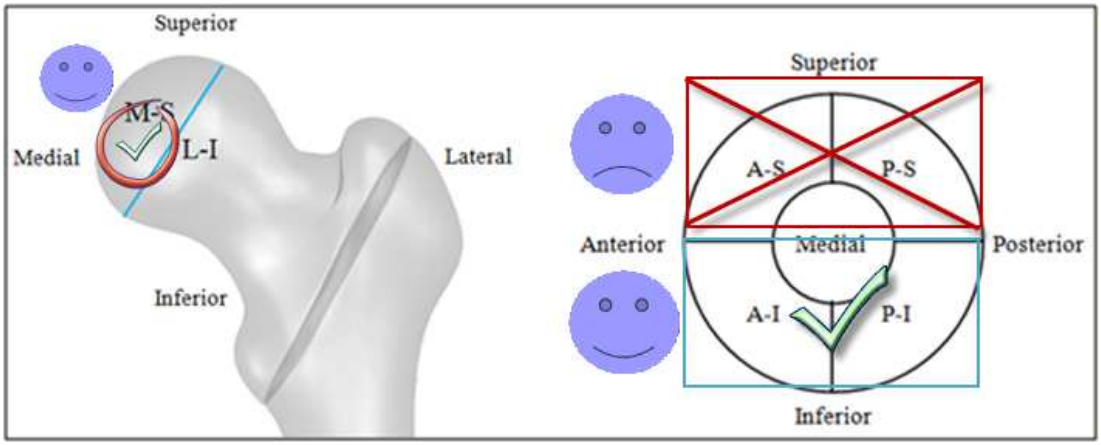
Yine bu çalışmada kırık iyileşmesi ve kırık stabilitesi için en ideal konumlar M-S bölgesinin inferior ve medial konumlarının olduğu görülmüştür. Yani implantı femur başı içerisine yerleştirirken femur apeksine yakın ve inferior veya medial konuma yerleştirilmelidir. Kırık stabilitesinin iyi olması sıyrılma riskinin de az olmasını sağlamaktadır. Dolayısıyla, sıyrılma riskini azaltılması için de yine aynı şekilde, M-S bölgesinin inferior ve medial konumlarının olduğu söylenebilir.

Diğer bir değerlendirme olan lag vida mukavemetinde ise sonuç yine aynı konumları, yani M-S bölgesinin inferior ve medial konumlarını göstermektedir. Lag vida üzerindeki gerilmeler, lag vida dayanımını geçerse hasar oluşur ve femur baş kısmı varusa doğru kayma gösterir, yani sıyrılma olayı oluşur. Bu sebeple lag vida üzerine gelen gerilmeler sıyrılma riski için önemlidir.

Bu çalışmadan çıkarılan diğer bir sonuç ise yukarıda bahsedilen maksimum eşdeğer gerilme, birim deformasyon değerleri ve kayma gerilme değerlerine göre M-S bölgesinin kendi içerisinde en ideal konumlar inferior ve medial konumlar iken, L-I bölgesi içerisinde ise bu durum tam tersi olmaktadır. Yani L-I bölgesi kendi içerisinde incelendiğinde superior konumları en uygun sonuçları vermektedir. Bu durumdan eğer implant femur apeksinden uzak bir konuma yerleştirilecek ise ideal bölge olarak superior konumlar tavsiye edilebilir.

Bu çalışmada sadece Boyd ve Griffen [11] sınıflamasının tip 1 kırık çeşidi üzerinde durulmuştur. Bu çalışmanın devamında kırık çeşitleri üzerine de çalışma yapılabilir. Ayrıca implant malzemeleri ve açı gibi boyutlarıda değiştirilerek ayrı bir çalışmada değerlendirme yapılabilir. Yine farklı bir çalışmada non-lineer malzeme tanımı yapılarak yeni değerlendirmeler yapılabilir. Şok yükler (yükleme hızı) etkisi ve implantın doğru konumlanması için bir yardımcı kılavuzlama sisteminin geliştirildiği tasarım çalışması yapılabilir.

Çalışma sonucu olarak ideal konumlar Şekil 6.1'de gösterildiği gibidir.



Şekil 6.1: Çalışma sonucunda kırık iyileşmesi ve sıyrılma riski az olan bölgeler.

KAYNAKLAR

[1] Baumgaertner M.R., Curtin S.L., Lindskog D.M., Keggi J.M., "The value the tip-apex distance in predicting failure fixation of peritrochanteric fractures of the hip", ***J. Bone Joint Surg.,*** 77, 1058-1064, (1995).

[2] Hall J.S., "Basic Biomechanics", Third edition, ***McGraw-Hill Companies***, 3-14, (1999).

[3] Mow V.C., and Huiskes R., "Basic Orthopaedics Biomechanics and Mechano-Biology", Third Edition, ***Lippincott Williams Wilkins Campany***, 8-10, (2005).

[4] Mow V.C., and Huiskes R., "Basic Orthopaedics Biomechanics and Mechano-Biology", Third Edition, ***Lippincott Williams Wilkins Campany***, 11-17, (2005).

[5] Orthopediatrics Corp., 2005, "A Patient's Guide to Developmental Dysplasia of the hip in children", Orthopod, http://www. orthopediatrics.com/ docs/guides/dysplasia.html. **(Ziyaret Tarihi: 15 Aralık 2011).**

[6] Yılmaz C., "Yüksek cerrahi riski bulunan intertrokanterik femur kırıklı hastalarda eksternal fiksatör uygulaması ve sonuçları", Tıp uzmanlık tezi, ***Şişli Etfal Eğitim ve Araştırma Hastanesi,*** İstanbul, 17-18, (2005).

[7] Beng K., "135^{o} Dinamik kalça çivisi ile tedavi edilen intertrokanterik femur kırıklarında tip-apeks mesafesi ölçümleri ve sonuçlara etkisi", Tıp uzmanlık tezi, ***Taksim Eğitim ve Araştırma Hastanesi***, 19-20, 25-26, 37-38, 60, (2005).

[8] Paul J.P. and McGrouther D.A., "Forces transmitted at the hip and knee joint of normal and disabled persons during a range of activities", ***Acta Orthop Belg***, 41, 78, (1975).

[9] Bergmann G., Graichen F., Rohlmann A., "Hip joint loading during walking and running, measured in two patients", ***J Biomech***, 26, 969, (1993).

[10] Simoes J.A., Vaz M.A., Blatcher S., Taylor M., "Influence of head consraint and muscle forces on the strain distribution within the intact femur", ***Medical Engineering&Physics,*** 22, 453-459, (2000).

[11] Boyd H.B., Griffen L.L., "Types oftrochanteric fractures", ***AMA Arch Surg***, 58, 853, (1949).

[12] Davis T.R.C., Sher J.L., Horsman A., Simpson M., Parter B.B., Checketts R.G., "Intertrochanteric femoral fractures: mechanical failure after internal fixation", ***J. Bone Joint Surg (Br)***, 72-B, 26-31, (1990).

[13] Kaufer H., "Mechanics of treatment of hip injuries", ***Clin. Orthopedi***, 146, 53-61, (1980).

[14] Brunelli M.P., Einhorn T.A., "Medical management of the osteoporosis", Clin Orthop, 348, 15-21, (1998).

[15] Browner D.B., Levine A.M., Traftan P.G., "Skeletal trauma", ***WB Saunders Campany***, 2, 1833-1926, (1996).

[16] Delee J.C., "Fractures and Dislocations of the hip, Rockwood and Greens's fractures in Adults", ***Lippincott-Raven***, 2, 1659-1827, (1996).

[17] Cabbar Ş., "Femur intertrokanterik kırıklarında Richard's vidasının uygulaması ve sonuçları, Tıp uzmanlık tezi, İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa tıp Fakültesi Ortopedi ve travmatoloji Anabilim Dalı, 15-51, (1994).

[18] Kyle RF, Gustilo RB, Premer RF., "Analysis of six hundred and twenty two intertrochanteric hip fractures: retrospective and prospective study", ***J. Bone Joint Surgery [Am]***, 61-A, 216-21, (1979).

[19] Kyle R.F., "Fractures of proximal part of the femur", ***J. Bone Joint Surg.***, 76-A, 924-948, (1994).

[20] Guven M., Yavuz U., Kadıoglu B., Akman B., Kılıncoglu V., Unay K., Altıntas F., "Importance of screw position in intertrochanteric femoral fractures treated by dynamic hip screw", ***Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research***, 96, 21-27, (2010).

[21] Parker M.J., "Cutting-out of the dynamic hip screw related to its position", ***J Bone Joint Surg Br***, 74, 625, (1992).

[22] Laskin R.S., Gruber M.A., Zimmerman A.J., "Intertrochanteric fractures of the hip in the elderly: a retrospective analysis of 236 cases", ***Clinical Orthop,*** 141, 188-195, (1979).

[23] Flores L.A., Harrington I.J., Heller M., "The stability of intertrochanteric fractures treated with a sliding screw plate", ***J Bone Joint Surg Br***, 72, 32-40, (1990).

[24] Den Hartog B.D., Bartal E., Cooke F., "Treatment of the unstable intertrochanteric fracture: effect of the placement of the screw, its angle of insertion and osteotomy", ***J Bone Joint Surg Am***, 73, 726-733, (1991).

[25] Chonela J., Koval K.J., Kummer F.J., "Biomechanical comparison of the sliding hip screw and the dome plunger", ***J Bone Joint Surg Br***, 77, 277-283, (1995).

[26] Galanakis I.A., Steriopoulos K.A., Dretakis E.K., “Correct placement of the screw or nail in transtrochanteric fractures effect of the initial placement in the migration”, ***ClinOrthop***, 313, 206-213, (1995).

[27] Khan N., Askar Z., Ahmed I., Durrani Z., Khan M.A., Hakeem A., Faheem U., “Intertrochanteric fracture of femur; outcome of dynamic hip screw in elderly patients”, ***Proffesional Med J Jun***, 17(2), 328-333, (2010).

[28] Kim W., Han C., Park J., Kim J., “Failure of intertrochanteric fracture fixation with a dynamic hip screw in relation to pre-operative fracture stability and osteoporosis”, ***International orthopeadics***, 25, 360-362, (2001).

[29] Laros G.S., “Factors Influencing The Treatment of Intertrochanteric Fractures”, ***The Iowa Orthopedics Journal,*** 3, 62-64, (1983).

[30] Sommers M.B., Roth C., Hall H., Benjamin C.C.K., Ehmke L.W., Krieg J.C., Madey S.M., Bottlang M., “A Laboratory Model to Evaluate Cutout Resistance of Implants for Pertrochanteric Fracture Fixation”, ***J. Orthop. Trauma***,;18, 361-368, (2004).

[31] Helwig P., Faust G., Hindenlang U., Hirschmuller A., Konstantinidis L., Bahrs C., Sudkamp N., Schneider R., “Finite element analysis of four different implants inserted in different positions to stabilize an idealized trochanteric femoral fracture”, ***Injury Int. J. Care Injured***, 40, 288–295, (2009).

[32] Sim E., Schmiedmayer H.B., Lugner P., “Mechanical Factors Responsible for the Obstruction of the Gliding Mechanism of a Dynamic Hip Screw for Stabilizing Pertrochanteric Femoral Fractures”, ***J. Trauma***, 49, 995-1001, (2000).

[33] Bergmann G., Deuretzbacher G., Heller M., Graichen F., Rohlmann A., Strauss J., Duda G.N., “Hip contact and gait patterns from routine activities”, ***Journal of Biomechanics***, 34, 859-871, (2001).

[34] Rooppakhun S., Chantarapanich N., Chernchujit B., Mahaisavariya B., Sucharitpwatskul S., Sitthiseripratip K., “Mechanical performance evaluation of dynamic hip screws for trochanteric fracture”, ***The First International Conference of Mechanical Engineering***, TSME-ICOME, Ubon Ratchathani, 20-22 Ekim (2010).

[35] Rooppakhun S., Chantarapanich N., Chernchujit B., Mahaisavariya B., Sucharitpwatskul S., Sitthiseripratip K., “Mechanical evaluation of stainless steel and titanium dynamic hip screws for trochanteric fracture”, ***World academy of science: Engineering and Technology***, 69, 662-665, (2010).

[36] Sowmianarayanan S., Chandrasekaran A., Krishna Kumar R., “Finite element analysis of a subtrochanteric fractured femur with dynamic hip screw, dynamic condylar screw, proximal femur nail implants-a comparative study”, ***Journal of Engineering of Medicine***, 222, 117-118, (2008).

[37] Nooshin Taheri S., Aeron Blicblau S., Singh M., "Comparative study of two materials for dynamic hip screw during walking and gait loading: titanium alloy and stainless steel" ***J Orthop Sci***, 16, 805-813, (2011).

[38] Hall J.S., "Basic Biomechanics", Third edition, ***McGraw-Hill Companies***, 91-92, (1999).

[39] Thomas W.C., "Exercise, age and bones", ***South Med. J***., 87, S23, (1994).

[40] Hall J.S., "Basic Biomechanics", Third edition, ***McGraw-Hill Companies***, 99, (1999).

[41] Adrian M.J., Cooper J.M., "Biomechanics of human movement", Indianapolis, ***Benchmark Press, Inc***, (1989).

[42] Ross J.A., "Hypertrophy of the little finger", Brit Med. J., 2, 987, (1950).

[43] Hall J.S., "Basic Biomechanics", Third edition, ***McGraw-Hill Companies***, 95-100, (1999).

[44] Mow V.C., and Huiskes R., "Basic Orthopaedics Biomechanics and Mechano-Biology", Third Edition, ***Lippincott Williams Wilkins Campany***, 140, (2005).

[45] Mow V.C., and Huiskes R., "Basic Orthopaedics Biomechanics and Mechano-Biology", Third Edition, ***Lippincott Williams Wilkins Campany***, 137, (2005).

[46] Burstein A.H., Reilly D.T., Martens M., "Aging of bone tissue: mechanical properties", ***J. Bone Joint Surg. (Am)***, 58, 82-86, (1976).

[47] Ünal D., "Tıpta Kullanılan Görüntüleme Teknikleri", Yüksek Lisans Tezi, ***Gazi Üniversitesi Gazi Eğitim Fakültesi Orta Öğretim Fen ve Matematik Alanları Eğitimi Bölümü***, Ankara, (2008).

[48] Özkan, A., "İnsan Diz Mekanizmasının Bilgisayar Destekli Üç Boyutlu Modellenmesi ve Kinematik Analizi", Doktora Tezi, ***Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Eğitimi ABD***, Kocaeli, (2010).

[49] Matarialise, "User Manual Book", www.matarialise.com, ***(Ziyaret tarihi 01 Haziran 2010).***

[50] TIPSAN, General Catalogue, Angled Plate Implants, 2005.

[51] Duda G.N., Schneider E., Chao E.Y., "Internal forces and moments in the femur during walking", ***Journal of Biomechanics***, 30, 933-945, (1997).

[52] Chen W.P., Tai C.L., Shih C.H., Hsieh P.H., Leou M.C., Lee M.S., "Selection of Fixation Devices in Proximal Femur Rotational Osteotomy. Clinical Complications and Finite Element Analysis", ***Clin Biomech,*** 19, 255-262, (2004).

[53] Lustenberger A., Belic J., Ganz R., “Intertrochanteric femur fractures fixed with rotational instability of DHS: A first radiological analysis”, ***Unfallchirurg***, 98, 514-517, (1995).

[54] Swiontkowski H.F., Haunington R.M., Keelen T.S., Van Patten P.K., “Torsion and bending analysis of internal fixation tecniques for femoral neck fractures: the role of implant design and bone density”, ***Journal of Orthopedics Research***, 5, 433-439, (1987).

[55] Kukla C., Pichl W., Prokesch R., Jacyiniak W., Heinze G., Gatterer R., Heinz T., “Femoral neck fracture after removal of the standart gamma interlocking nail: a cadaveric study to determine factors influencing the biomechanical properties of the proximal femur”, ***Journal of Biomechanics***, 34,1519-1526, (2001).

[56] Augat P., Burger J., Schorlemmer S., Henke T., Peraus M., Claes L., “Shear movement at the fracture site delays healing in a diaphyseal fracture model”, ***Journal of Orthopedic Research,*** 21, 1011-1017, (2003).

ÖZGEÇMİŞ

Talip ÇELİK, 1987 yılında İzmir'de doğdu. İlköğretimini İzmir'in Kiraz ilçesinde Orta öğrenimini Ödemiş ilçesinde tamamladı. Liseyi Manisa'nın Demirci ilçesinde bulunan Demirci Lisesi'nde tamamladı. 2004 yılında başladığı Kocaeli Üniversitesi Makine Mühendisliği bölümünden 2009 yılında mezun oldu. Aynı yıl Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünde başlamış olduğu Yüksek Lisans çalışmasını sürdürmektedir. Ayrıca Kocaeli Üniversitesi Makine Eğitimi bölümünde Araştırma Görevlisi olarak çalışmaktadır.