

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ * FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**İNSAN DİZ MEKANİZMASININ BİLGİSAYAR DESTEKLİ ÜÇ
BOYUTLU MODELLENMESİ VE KİNEMATİK ANALİZİ**

DOKTORA TEZİ

Arif ÖZKAN

Anabilim Dalı. Makine Eğitimi

Danışman: Doç. Dr. Yasin KİŞİOĞLU

KOCAELİ, 2010

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ * FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**İNSAN DİZ MEKANİZMASININ BİLGİSAYAR DESTEKLİ ÜÇ
BOYUTLU MODELLENMESİ VE KİNEMATİK ANALİZİ**

DOKTORA TEZİ

Arif ÖZKAN

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih: 25.05.2010

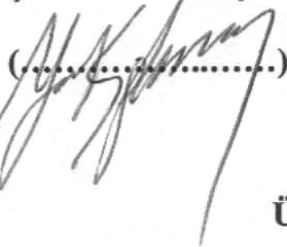
Tezin Savunulduğu Tarih: 14.06.2010

Tez Danışmanı

Üye

Üye

Doç. Dr. Yasin KIŞIOĞLU Prof. Dr. Faruk MENDİ Yrd. Doç. Dr. Ali ÇINAR

(.....)


Üye

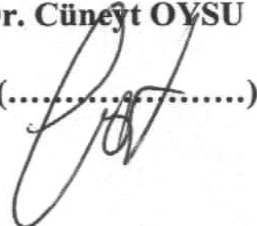
(.....)


Üye

(.....)


Doç. Dr. Cüneyt OYSU

(.....)



Doç. Dr. Hamit SARUHAN

(.....)



KOCAELİ, 2010

ÖNSÖZ

İnsan diz mekanizmasını oluşturan kemik yapılarda ortaya çıkan deformiteler (hasarlar), kıkırdak, menüsküs veya kaslar gibi yumuşak dokularda da hasara sebep olmaktadır. Bu çalışmada, uyluk kemiğinde (femur) oluşan farklı tipteki hasar yapıların alt ekstremite elemanlarında yük dağılımını nasıl etkilediği sonlu elemanlar yöntemi destekli çözümlenmiş ve bu deformitelerin diz eklemi yapılarındaki etkileri belirlenmiştir. Ayrıca, insan diz eklemi mekanizmasının kinematik analizi analitik olarak çözümlenmiştir.

Bu tez çalışmasında, biyomekanik konusunda araştırma yapmam için imkân tanıyan ve çalışmalarımı teşvik eden, her türlü yakın ilgilerini, yardımlarını ve değerli zamanını esirgemeyen danışmanım Doç. Dr. Yasin KIŞIOĞLU'na sonsuz teşekkür ve şükranlarımı sunarım. Kocaeli Üniversitesi Makine Eğitimi Bölümü Öğretim Üyeleri ve Araştırma Görevlilerine, Mak. Müh. İbrahim MUTLU'ya, Tıp Fakültesi Öğretim Üyeleri Prof. Dr. Ü. Sefa MÜEZZİNOĞLU ve Doç. Dr. Levent BULUÇ'a, Dr. Halil ATMACA ve Dr. Resul MUSAOĞLU'na, Radyoloji Bölümünden Hamiyet DEMİRKIRAN'a İstinye Devlet Hastanesinden Uzm. Dr. M. Yavuz ÇIRPICI'ya, teşekkürlerimi sunarım. 4-C Medikal nezdinde Kutsal TUAÇ Hanıma ve Figes Mühendislik A.Ş. uzmanlarına teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez çalışması, TÜBİTAK destekli 107M327 numaralı bilimsel araştırma projesi kapsamında sağlanan katkılar ve imkanlar ile yapılmış olup desteğinden dolayı TÜBİTAK'a, TÜBİTAK MAG'a ve çalışanlarına teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca, maddi ve manevi destekleri için, Annem Merhum E. Nermin ÖZKAN'a, Babam Sıtkı ÖZKAN'a, Eşim Çiğdem ÖZKAN'a, biricik kızım Nermin Berra ÖZKAN'a, Ablam Nilay CELEP'e şükranlarımı sunarım. Karabük Üniversitesi Öğretim Üyesi tüm lisans hocalarıma, Düzce Üniversitesinden Doç. Dr. Hamit SARUHAN ve Doç. Dr. İlyas UYGUR'a, Dekanım Sn. Prof. Dr. İsmail ERCAN Bey'e teşekkürlerimi ve şükranlarımı sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ	i
İÇİNDEKİLER	ii
ŞEKİLLER DİZİNİ	iv
TABLolar DİZİNİ	viii
SEMBOLLER	ix
ÖZET	x
İNGİLİZCE ÖZET	xi
1. GİRİŞ.....	1
2. DİZ EKLEMİ YAPISI VE LİTERATÜR TARAMASI.....	5
2.1. Diz Eklemi Anatomisi	5
2.1.1. Kemik yapılar	6
2.1.2. Kemik dışı yapılar.....	9
2.2. Diz Eklemi Biyomekaniği	13
2.3. Literatür Taraması	25
2.4. Kemik ve Kemik Dışı Yapıların Mekanik Özellikleri.....	38
2.4.1. Kortikal kemiğin mekanik özellikleri.....	38
2.4.2. Kıkırdak yapının mekanik özellikleri	44
2.4.3. Menüsküslerin mekanik özellikleri.....	45
2.5. Kemik Yapının Viskoelastik Davranışı	46
3. ÜÇ BOYUTLU BİYOMODEL TASARIMI	47
3.1. Bilgisayarlı Tomografi (BT) Cihazı ve Görüntüleme	47
3.2. Magnetik Rezonans Cihazı ve Görüntüleme	49
3.3. BT ve MR Görüntüleri Yardımı İle 3B Modelleme	51
3.4. Sonlu Elemanlar Modeli Oluşturma	55
4.YÜRÜME DÖNGÜSÜNÜN VE DİZ EKLEMİ BAĞLARININ KİNEMATİK ANALİZİ.....	60
4.1. Normal Bir İnsanın Yürüme Konumu Dinamik Kuvvet Analizi.....	60
4.1.1. Femur dinamik kuvvet analizi	65
4.1.2. Tibia dinamik kuvvet analizi	68
4.1.3. Femur-Tibia yürüme konumunda kuvvet analizi	70
4.2. Diz Eklemi Bağları Kinematik Analizi.....	71
5.ALT EKSTERİMİTE DİZ YAPISINI OLUŞTURAN YAPILARDA DÜZELTME TASARIMLARI VE GERİLME DAĞILIMLARININ BELİRLENMESİ.....	81
5.1. Alt Ekstremitte Yapılarında Düzeltme Tasarımları	82
5.2. Diz Eklemi Elemanlarındaki Gerilme dağılımları	93
5.2.1. Femur (Uyluk) kemiği üzerinde gerilme dağılımı.....	95
5.2.2. Fibula ve talusun tibia üzerindeki gerilme dağılımına etkisi.....	106
5.3. Femur Kırıklarında Plak Tespiti Sonrası Gerilme Dağılımı.....	113
5.3.1. Lateral plaklamının tespitinde femur gövdesinde oluşan gerilme dağılımının belirlenmesi	117
5.3.2. Tip II. ve tip III. femur kırıklarında gerilme dağılımları	118
5.4. Diz Eklemi Gerilme Dağılımı.....	119
5.4.1. Abdüktör kas kuvvetinin etkisi.....	124
5.4.2. Koksa vara ve koksa valga femur hasarlarında meydana gelen gerilmelerin belirlenmesi ve kıyaslanması	131

5.4.3. Tibial varus modeli ve düzeltme sonucu yük dağılımlarının kıyaslanması....	154
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	158
KAYNAKLAR	162
ÖZGEÇMİŞ	169

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1.1: Diz eklemi yapısında bulunan unsurlar	2
Şekil 1.2: Diz eklemi aksenal hareketleri.....	2
Şekil 2.1: Diz eklemi sinovyal boşluğu ve bağlantı yüzeyleri	5
Şekil 2.2: Kondillerin ve transvers eksene göre kesit ve görünüşleri [3].....	6
Şekil 2.3: Tümsek ve çukur diz eklemi yüzeyleri	7
Şekil 2.4: Menüsküs ve çapraz bağların tibia platosunda dizilimi [5]	8
Şekil 2.5: Ön çapraz bağın önden içe ve arkadan dışa bandı [1]	10
Şekil 2.6: Arka çapraz bağın anterolateral ve posteromedial bandı [1]	11
Şekil 2.7: Meniskofemoral bağlar ve arka çapraz bağla olan ilişkisi [1]	11
Şekil 2.8: Diz eklemi ön bölgesinde yer alan yapılar [5].....	12
Şekil 2.9: Diz bölgesi kasları ve bağları [3].....	13
Şekil 2.10: Diz eklemine yatay ve dikey düzlemlerdeki hareketi [10-12].....	14
Şekil 2.11: Diz eklemine oluşturan yapılar [12,13]	14
Şekil 2.12: Anlık dönme merkezleri ve J şekli [11].....	15
Şekil 2.13: Diz eklemi çapraz bağlar dört çubuk mekanizması [10]	17
Şekil 2.14: Ön çapraz bağın bağlantı anatomisi [16,17]	17
Şekil 2.15: Femurun tibia üzerinde kayma ve yuvarlanma hareketi [10].	18
Şekil 2.16: Diz fleksiyonu ile patella femoral temas noktalarının değişimi [11].....	21
Şekil 2.17: Alt ekstremite anatomik ve mekanik eksenleri [11]	22
Şekil 2.18: Koronal ve sagittal planda alt ekstremite dizilimi [17].....	24
Şekil 2.19: Normal diz ve hareket esnasındaki dize yüklenen kuvvet doğrultuları ...	25
Şekil 2.20: Yang vd. marker sistemi ile diz eklemi gerilme tayin modeli [24]	26
Şekil 2.21: TGN modelinde sonlu elemanlar metoduyla gerilme tayini [26].....	27
Şekil 2.22: Çimentolu plağın yerleştirilmesi [28]	28
Şekil 2.23: İnsan tibiasının yük altındaki gerilme ve yer değişim tayini [31]	30
Şekil 2.24: İnsan ayak kemikleri modeli ve üzerindeki gerilme dağılımı [39].....	32
Şekil 2.25: Zamana bağlı tibia kırığının iyileşme modeli [44]	34
Şekil 2.26: Gerilme durumlarının belirlenmesi için yapılan çalışmadaki bölgeler [61]	36
Şekil 2.27: Tibia ve femur için farklı noktalardaki eşdeğer gerilmeler [61].....	37
Şekil 2.28: 20-39 yaş grubu insanlara ait farklı kemiklerin, çekme deneyleri sonucu bulunan, σ - ϵ eğrileri [22,30].	40
Şekil 2.29: Yetişkin insanların uzun kemiklerinin moment-burulma eğrileri [22,30]44	
Şekil 2.30: Menüsküs yapılarının diz mekanizmasındaki görünüşleri	45
Şekil 3.1: BT görüntüleme cihazı bileşenleri	48
Şekil 3.2: MIMICS arayüzü ve unsurları	52
Şekil 3.3: 3B modelleme akış şeması.....	53
Şekil 3.4: MIMICS yazılımında elde edilen diz eklemi modeli.....	54
Şekil 3.5: MIMICS ile BT MR görüntülerinden modelleme	55
Şekil 3.6: MIMICS remesh ile elde edilen sonlu elemanlar modeli	56
Şekil 3.7: Ağ örgüsü üzerindeki elementleri ve çakışmaları düzenlenmiş model	57
Şekil 3.8: ANSYS WB arayüzünde kullanılabilir bir diz eklemi sonlu elemanlar modeli.....	58
Şekil 3.9: MIMICS FEA ile ağ örgüsü yoğunluğu düzenlenmiş sonlu elemanlar modeli.....	59

Şekil 4.1: Alt ekstremitiyi oluşturan tüm katı elemanları ve ayakta duruş konumu .	61
Şekil 4.2: Bir tam tur yürüme döngüsü ve aşamaları .	62
Şekil 4.3: Alt ekstremité mekanizmasının kinematik yapısı ve serbest cisim diyagramı.	64
Şekil 4.4: Femur serbest cisim diyagramı ve kuvvet analizi.	66
Şekil 4.5: Tibia-fibula serbest cisim diyagramı ve kuvvet analizi .	69
Şekil 4.6: Femur-Tibia normal postür ve V. yürüme aşaması serbest cisim diyagramı ve kuvvet analizi. .	71
Şekil 4.7: Çapraz bağların oluşturduğu mekanizma ve kayma düzlemleri. .	72
Şekil 4.8: a) ÖÇB femoral bağlantı noktası b) AÇB femoral bağlantı noktası.	72
Şekil 4.9: ÖÇB ve AÇB için tibial yapışma yüzeyleri ve mekanik eksene göre konumları .	73
Şekil 4.10: Diz eklemi çapraz bağlar; ön çarpa bağ (ÖÇB) ve arka çapraz bağ (AÇB), dört çubuk mekanizması .	73
Şekil 4.11: Yan bağlar (Medial ve Lateral), temas noktaları ve dört çubuk mekanizması.	77
Şekil 4.12: Dış yan bağlar ile oluşan dört çubuk mekanizması .	79
Şekil 5.1: Alt ekstremité eksenleri .	82
Şekil 5.2: Alt ekstremité hasarları .	84
Şekil 5.3: Hastanın alt uzuvlarının modeli .	85
Şekil 5.4: Sağ ve sol femur modellerinin önden ve yandan görünüşü .	86
Şekil 5.5: Sağ ve sol uyluk kemiklerinin düzeltilmesi işlemi a) Uyluk kemiklerinin düzlemsel kesim bölgeleri b) Uyluk kemiklerinden çıkarılan ara parçalar.	87
Şekil 5.6: Hastanın bilgisayar destekli operasyon uygulanmış durumu .	88
Şekil 5.7: Operasyon öncesi ve sonrasında seçilen noktalar ve düzeltme miktarları. .	89
Şekil 5.8: Tibial varus hastası alt uzuv katı modeli .	90
Şekil 5.9: Hastanın tibia eğimi ve pozisyonu .	91
Şekil 5.10: Tibial varus hastasının bozuklukların tanımlaması .	92
Şekil 5.11: Tibial varus hastası kesim bölgesi ve çıkarılan kama boyutları .	92
Şekil 5.12: Yük dağılımları hesaplanan modeller .	94
Şekil 5.13: Kalça eklemi yapısı ve femur inklinasyon(α), anteversiyon açısı (β) .	95
Şekil 5.14: 3B femur modeli ve femur boynu kesme düzlemi.	96
Şekil 5.15: Femur boyun hasarı olan model gurupları .	97
Şekil 5.16: Yükleme ve sınır şartları .	98
Şekil 5.17: $l=35$ mm $\alpha=120^\circ$ vara femur gövdesindeki yük dağılımları .	99
Şekil 5.18: Koksia Vara femur gurubunun yük dağılımı sonuçları .	100
Şekil 5.19: Koksia Valga femur ($l=35$ mm $\alpha=140^\circ$) gövdesindeki yük dağılımları .	101
Şekil 5.20: Yükleme ve sınır şartları .	102
Şekil 5.21: Femur için gerilme/gerinim eğrisi .	102
Şekil 5.22: Femur üzerindeki gerilme bölgeleri .	103
Şekil 5.23: Femur modellerindeki eşdeğer gerilmeler .	104
Şekil 5.24: Femur modellerindeki toplam deformasyon miktarları .	105
Şekil 5.25: Diz eklemi alt bölüm kemikleri ve yükleme durumu .	106
Şekil 5.26: Fibula kemiği hasarsız durumdayken oluşan gerilme ve yer değişimleri .	108
Şekil 5.27: Fibula kemiği kırık durumdayken oluşan gerilme ve yer değişimleri .	109
Şekil 5.28: Fibula kemiği sağlam durumdayken oluşan gerilme ve yer değişimleri .	111
Şekil 5.29: Fibula kemiği kırık durumdayken oluşan gerilme ve yer değişimleri .	112
Şekil 5.30: Femur üzerindeki kırık yerleri ve 2 parçalı 3B femur modelleri .	114

Şekil 5.31: Femur kırıklarının plakla tespit modelleri	115
Şekil 5.32: Plakla tespit sonrası yükleme ve sınır şartları.....	116
Şekil 5.33: Lateral plaklama sonrasında femur orta bölgesi kırığı gerilme ve deformasyon sonuçları	117
Şekil 5.34: III. bölge kırığında 6 plaklı tespit gerilme ve deformasyon sonuçları...	118
Şekil 5.35: Menüsküs taban yüzeyinde bağlantı yüzeyi ve temas tanımlamaları	121
Şekil 5.36: Menüsküsler ile tibia kırıkdağı arasındaki temas tanımlaması.....	122
Şekil 5.37: Tibia ve femur ile kırıkdağlar arasındaki temas tanımlaması.....	123
Şekil 5.38: Menüsküsler ile femur kırıkdağı arasındaki temas tanımlaması	124
Şekil 5.39: Tam alt ekstremite modeli vücut yükü uygulama şartları.....	125
Şekil 5.40: Tam alt ekstremite modeli yükleme ve sınır şartları.....	126
Şekil 5.41: Üzerinde sadece kalça yükü etki eden referans tam model sonuçları....	127
Şekil 5.42: Sadece kalça ekleminden aktarılan yük altındaki hasarsız model üzerindeki gerilmeler	128
Şekil 5.43: Hasarsız tam bacak modeli yük dağılımı ve deformasyon sonuçları	129
Şekil 5.44: Abdüktör kuvvetinin gerilme ve deformasyona etkisi.....	130
Şekil 5.45: Etken yükler altındaki hasarsız tam model üzerindeki gerilmeler.....	131
Şekil 5.46: Hasarsız tam bacak modeli yük dağılımı ve deformasyon sonuçları	132
Şekil 5.47: 10° valga tam diz eklemi modelinde gerilme ve deformasyon dağılımları	133
Şekil 5.48: 10° Vara modelde elde edilen gerilme ve deformasyon dağılımları	134
Şekil 5.49: Normal model ve vara/valga modellerinin en fazla gerilme değerleri ..	135
Şekil 5.50: Tam modelde tibia üzerindeki gerilme ve deformasyon dağılımları.....	136
Şekil 5.51: 10° valga modelde tibia üzerindeki gerilme ve deformasyon dağılımları	137
Şekil 5.52: 10° Vara modelde tibia üzerindeki gerilme ve deformasyon dağılımları	138
Şekil 5.53: Tibia üzerindeki en fazla eş değer gerilme dağılımları.....	139
Şekil 5.54: Tibia üzerinde oluşan en fazla eşdeğer gerilmeler.....	139
Şekil 5.55: Referans model femur başına yapılan yükleme ile kırıkdağlarda oluşan gerilmeler	141
Şekil 5.56: Tam modelde etken yükler altındaki kırıkdağ yapılarının üzerindeki gerilmeler	142
Şekil 5.57: 10° valga modelde kırıkdağ yapıları üzerindeki gerilme değerleri	143
Şekil 5.58: 10° Vara modelde kırıkdağlardaki gerilme dağılımları	144
Şekil 5.59: Tibia kırıkdağı üzerinde oluşan gerilmeler (MPa).....	146
Şekil 5.60: Tibia kırıkdağı üzerinde oluşan gerilmeler	147
Şekil 5.61: Tibia ve femur kırıkdağları üzerindeki en fazla eşdeğer gerilmeler.....	147
Şekil 5.62: Referans modelde menüsküslerdeki eşdeğer gerilmeler.....	148
Şekil 5.63: 10° Koksa valga modelde menüsküslerdeki eşdeğer gerilme dağılımları	149
Şekil 5.64: 10° Koksa vara modelde menüsküslerdeki gerilme dağılımları	150
Şekil 5.65: Menüsküslerdeki en fazla eşdeğer gerilme değerleri.....	151
Şekil 5.66: PFA değişiminin koksa vara ve valga deformitesindeki eksen konumları	152
Şekil 5.67: Referans model üzerindeki en fazla eşdeğer gerilmenin yakınsama kontrolü	153
Şekil 5.68: Referans model tibiası üzerindeki eşdeğer gerilmenin yakınsama kontrolü	153

Şekil 5.69: Referans model tibia kırırdağı üzerindeki gerilmenin yakınsama kontrolü	154
Şekil 5.70: Varus hastasının osteotomi ile düzeltilmesi sonrasındaki gerilme dağılımları	155
Şekil 5.71: Varus hastasının farklı derecelerde osteotomi sonrasında gerilme sonuçları	156
Şekil 5.72: Lateral menüsküs tibia kırırdağı arasındaki reaksiyon kuvvetleri	157
Şekil 5.73: Medial menüsküs tibia kırırdağı arasındaki reaksiyon kuvvetleri	157

TABLolar LİSTESİ

Tablo 2.1: Sagital, transvers ve koronal düzlemlerdeki diz eklemi hareketi	14
Tablo 2.2: İnsanın femur kortikal kemiğinin yaşlara göre mekanik özellikleri [30]	39
Tablo 2.3: 20-39 yaşlar arasındaki insanların farklı kemiklerinin eğilme mekanik özelliklerinin dağılımı [21,28]	41
Tablo 2.4: Anteroposterior yönde insan uzun kemiklerinin maksimum sehimleri (mm) [30]	42
Tablo 2.5: Tibia ve femur kemik yapısı için izotropik malzeme özellikleri [30]	42
Tablo 2.6: 20-39 yaş arası insanların uzun kemiklerinin eğilme mekanik özellikleri [22,30]	43
Tablo 2.7: Literatür çalışmalarında kullanılan ortotropik kemik malzeme özellikleri [62]	43
Tablo 5.1: Sol femur düzeltme miktarları	89
Tablo 5.2: Sağ femur düzeltme miktarları	89
Tablo 5.3: Femur kırıklarında lateral plâklamanın sonucunda ortaya çıkan en fazla eşdeğer gerilmeler	119

SEMBOLLER

CF	: femur ağırlık merkezi
CT	: tibiaanın ağırlık merkezi
F	: kuvvet
G	: kütle
I	: atalet momenti
M	: moment
NF	: yer tepki kuvveti
r	: pozisyon vektörü
T	: tork
W_F	: insan vücut ağırlığı
α	: açısal ivme
σ	: gerilme
ω	: açısal hız

Kısaltmalar

AÇB	: Arka Çapraz Bağ
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
ME	: Mekanik Eksen
MR	: Magnetik Rezonans
ÖÇB	: Ön Çapraz Bağ
TP	: Tibia Plato
YTE	: Yük Taşıma Ekseni

İNSAN DİZ MEKANİZMASININ BİLGİSAYAR DESTEKLİ ÜÇ BOYUTLU MODELLENMESİ VE KİNEMATİK ANALİZİ

Arif ÖZKAN

Anahtar Kelimeler. Biyomekanik, Diz mekanizması, Bilgisayar destekli modelleme, Sonlu elemanlar metodu, Biyomekanik model, Kinematik analiz

Özet: Bu çalışmada, insan diz mekanizmasını oluşturan biyolojik yapıların modellenmesi yapılarak, diz eklemi oluşturan kemiklerin yapısal hasarları durumunda meydana gelen gerilme ve deformasyon dağılımları araştırılmıştır. Bunun yanı sıra çapraz bağların, yan bağların ve yürüme döngüsünün kinematik analizi tamamlanmıştır. Diz eklemının, normal (referans) modeli, koksaya vara, valga deformiteli (hasarlı) modelleri ve fibula kırıklı tibia-fibula-talus modeli Bilgisayarlı Tomografi ve Manyetik Rezonans görüntülerinden üç boyutlu (3B) olarak modellenmiştir. 3B gerek referans gerekse deformiteli modellerde, kemik, menüsküs ve kıkırdak yapılarında ortaya çıkan gerilme ve deformasyon dağılımları birbirleriyle kıyaslanarak değerlendirilmiştir. Buna ilave olarak, yüksek tibial osteotomi operasyonunun benzetimi, farklı kama açısı değerlerinin kıyaslanması ve tibia hasar durumunun belirlenmesi için 3B modeller kullanılmıştır. Referans model kabul edilen sağlıklı bir diz eklemi modelin deformiteli modellere göre daha az gerilme dağılımı ve daha uygun deformasyon davranışı gösterdiği sonucuna ulaşılmış ve deformiteli gurupların menüsküs ve kıkırdak gibi yapısal elemanlarının gerilme ve deformasyon davranışı referans modele göre değerlendirilmiştir. Bununla beraber, abdükör kas kuvvetinin diz eklemi kemiklerinde gerilme azaltıcı olduğu için, bu kuvvet bilgisayar destekli çözümlenmelerde tanımlanmıştır. Tüm sonuçlara göre genel olarak, tüm cerrahi müdahalelerin referans model eksenlerine göre tamamlanması gerekmektedir. Bu çalışma ile ayrıca, BT ve MR görüntülerinden elde edilen 3B modellerin kemik ve kemik dışı yapılarının gerilme ve deformasyon davranışını belirlemek için uygun bir araç olduğu sonucu da ortaya çıkmaktadır.

COMPUTER AIDED THREE DIMENSIONAL MODELING AND KINEMATIC ANALYSIS OF HUMAN KNEE JOINT

Arif ÖZKAN

Keywords. Biomechanics, Knee joint, Computer aided modeling, Finite element method, Biomechanical model, Kinematic analysis

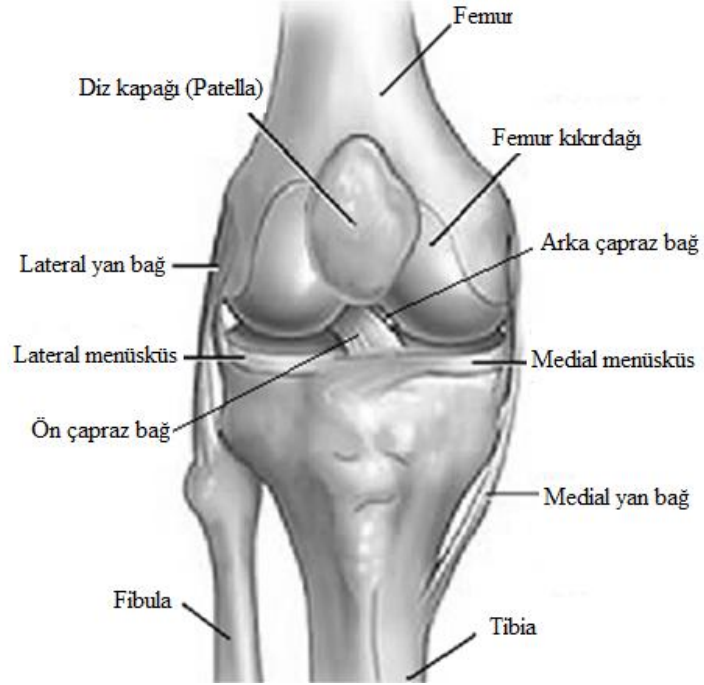
Abstract: In this study, the biological structures consisting of human knee joint are modeled and the stress and deformation distributions of knee bones having structural deformities are calculated. In addition, the kinematic analyses of crucial, lateral and medial ligaments, human walking cycle are done. Computer aided 3D modeling of normal (reference) knee joint along with coxa vara and valga deformities and tibia-fibula-talus with fibula fractured are performed using Computerized Tomography (CT) and Magnetic Resonance (MR) images. In these 3D computerized modeling, the components of knee joint including non deformed and deformed of cartilages, ligaments, meniscus are considered. After these modeling process, the stress and deformation distributions of coxa vara and valga and fibula fractured models are compared corresponding with non-deformed reference (normal) models. Additionally, simulation of high tibial osteotomy operation having different wedge angle are performed and compared with reference models. Stress distribution of ligaments and meniscus are also calculated. In the computerized simulations, abductor muscle forces along with body weight are also used for the loading conditions. The material properties of these structure accepted commonly are used from the literatures.

1. GİRİŞ

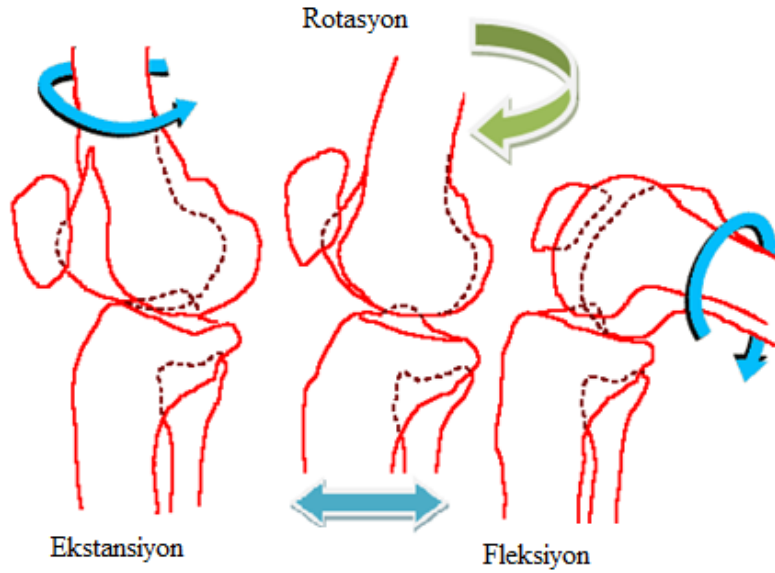
Diz eklemi, insan vücut ağırlığı ile oluşan yükün tamamını taşıyan vücuttaki en önemli ve hareketli eklemlerden birisidir. Eklem yüzeylerinin şekline ve işlevsel davranışına göre menteşe tipi bir eklem olarak tanımlanmaktadır. Menteşe tipi eklemler tek eksenlidir ve pimli mafsal bağlantısına benzemektedir. Diz eklemi anatomik olarak açıklamak gerekirse, femur, tibia ve patella kemikleri ile yan ve çapraz bağlarla bağlı ve yumuşak dokular arasında oluşmuş bir eklemdir. Fibula kemiği diz eklemine kadar uzanan ve diz eklemine bağlı gibi görünmesine rağmen fonksiyonel bir bağlantısı bulunmamaktadır. Şekil 1.1’de gösterilen diz eklemi oluşturan femur ve tibia kemikleri, dört büyük bağlarla ve aynı zamanda güçlü uyluk kasları ile bağlanmıştır. Bu bağlardan ikisi ön ve arka çapraz bağ olup diğer ikisi medial ve lateral (iç, dış) yan bağlardır. Diz eklemine fonksiyonel olarak çalışmasında çapraz ve yan bağlara ilaveten femur ve tibia arasında bağlantılı olarak çalışan güçlü kas dokuları bulunmaktadır. Ayrıca, diz eklemine iç yapısında femur ve tibia arasında femur’a yatak (yastık) görevi yapan elma dilimine benzer geometride iki (medial ve lateral) menüsküs bulunmaktadır. Menüsküsler, femura gelen yüklerin tibiaya aktarılmasına yardımcı olmakta ve ani yüklemelerde sönümleme özelliği ile diz eklemi korumaktadır. Bütün bunlara ilaveten, diz mekanizmasını son derece serbest ve pürüzsüzce hareketli olmasını sağlayan ve temas eden yüzeyler arasında yağlama görevi yapan sinovyal sıvı bulunmaktadır. Bütün bu unsurların pürüzsüz olarak birlikte çalışması, fonksiyonel hareketli bir diz mekanizmasını oluşturmaktadır.

Dizin yan (sagittal) planda yaptığı fleksiyon-ekstansiyon hareketi sabit bir rotasyon ekseninde gerçekleşmez. Diz eklemine hareketler Şekil 1.2’de gösterildiği gibi çok eksenlidir. Her esneme hareketinde, dönme merkezi femur kondillerinden geçen farklı bir eksen üzerinde meydana gelir. Ortaya çıkan bu dönme merkezlerine anlık dönme merkezleri denir. Diz eklemi elemanlarını bağlayan yan ve çapraz bağlar, iki adet dört çubuk mekanizmasının oluşturmaktadır. Dört çubuk mekanizmasının üst ve

alt kısmını femur ve tibia kemikleri, bağlantı kollarını da yan ve çapraz bağlar oluşturmaktadır.



Şekil 1.1: Diz eklemi yapısında bulunan unsurlar



Şekil 1.2: Diz eklemi eksenel hareketleri

Bilgisayarlı Tomografi (BT) ve Manyetik Rezonans (MR) görüntüleri teşhis ve tedavi aşamalarında sıklıkla kullanılmaktadır. Bununla beraber, disiplinler arası çalışmalarda biyomodeli gerçek ölçülerinde elde etmek için de kullanılmaktadır. Diz eklemine oluşturan kemik ve kemik dışı yapıların birebir üç boyutlu (3B) katı modelleri BT ve MR görüntüleri yardımı ile elde edilmektedir. Yukarıda kısaca tanımlandığı gibi, insan iskelet yapısının en önemli eklemlerinden olan diz eklemi karmaşık bir yapıya sahiptir. Son derece önemli olan ve karmaşık yapıya sahip diz eklemine oluşturan unsurların yapısında oluşan hasarlar, diz eklemine fonksiyonunu yerine getirmesinde problemler ortaya çıkmasına sebep olmaktadır. Bu nedenle, diz eklemine oluşan karmaşık problemlerin belirli bir çözüm yöntemi kısmi çözümler dışında net bir sonuç elde edilememiştir. Bu itibarla, diz eklemine oluşturan unsurların yapılarında oluşan hasarların belirlenmesi, boyutlarının tanımlanması, bu hasarların diz eklemi unsurlarının yük taşıma kabiliyetindeki etkisinin tanımlanması son derece önemlidir. Bu tanımlamalar, aynı zamanda, hasarların düzeltilmesi (fiksasyonu) için cerrahi düzeltme operasyonu öncesi planlama içinde önemlidir. Hasarların net olarak tanımlanabilmesi için çeşitli modelleme tekniklerinin de doğru uygulanması gerekmektedir.

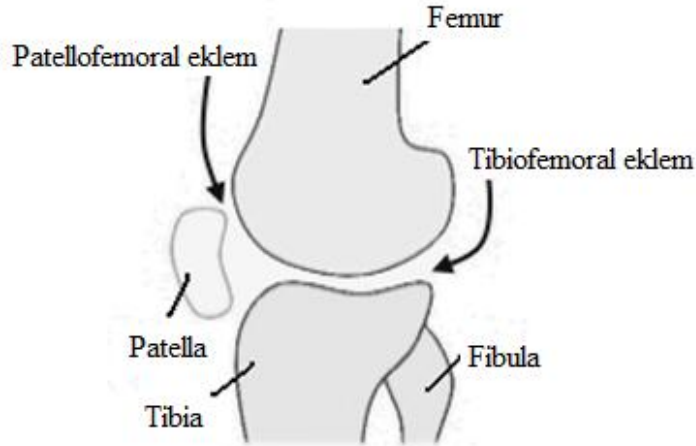
Bu çalışmanın amacı, insan diz mekanizmasını oluşturan yapıların koksaya ve valga, varus ve valgus ve çapraz bağ hasarlarındaki durumlarının, BT ve MR görüntüleri yardımıyla modellenmesi, hasarların tanımlanması ve normal hasarsız yapı ile kıyaslanması sonlu elemanlar metodu yardımıyla gerilme dağılımının hesaplanması yapılmıştır. Bunun için gerekli olan yükleme (kuvvet), sınır şartları, malzeme özellikleri ve konum parametreleri sonlu elemanlar analizi için kullanılan ANSYS WORKBENCH programında tanımlanmıştır. Buna ilaveten yürüme döngüsünün kinematik analizi yapılmıştır.

Bu tez çalışması, 5 bölümden oluşmaktadır. Bölüm 1, giriş bölümü olup burada, diz eklemi hakkında genel bilgiler verilmiş ve çalışmanın amaçları açıklanmıştır. Bölüm 2'de diz eklemine oluşturan yapıların anatomisi ve biyomekaniği açıklanmış ve literatürde yapılmış çalışmalar hakkında bilgi verilmiştir. Ayrıca, diz eklemine oluşturan yapıların mekanik özellikleri açıklanmıştır. Bölüm 3'de üç boyutlu (3B) biyomekanik modelleme teknikleri ve aşamaları ile ilgili yardımcı ekipman ve

yazılımları hakkında bilgi verilmiş ve diz eklemine oluşturan unsurların bilgisayar destekli 3B katı modellemeleri yapılmıştır.. Bölüm 4'de yürüme döngüsünün ve diz eklemine yan ve çapraz bağlarının kinematik analizi açıklanmıştır. Bölüm 5'de diz eklemi unsurlarında düzeltme tasarımları ve diz eklemi unsurlarında oluşan hasarlar sonrasındaki yük dağılımları bilgisayar destekli katı modellemeler aracılığı ile tanımlaması yapılmış olup diz mekanizmasının yük taşımasında veya yük dağılımlarındaki etkileri belirlenmiştir. Elde edilen sonuçlar Bölüm 6'da değerlendirilmiş ve ileriye dönük öneriler belirtilmiştir.

2. DİZ EKLEMİ YAPISI VE LİTERATÜR TARAMASI

Diz eklemi, asıl olarak fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerine olanak veren bir eklemdir. Eklem stabilitesi, statik ve dinamik yapılar tarafından sağlanır. Statik yapılar kemik ve bağlardan, dinamik yapılar kaslar ve tendonlardan oluşmuştur. Diz eklemi, insan vücudunun sinovyal boşluk hacmi ve eklem kıkırdağı alanı açısından en büyük eklemdir. Ayrıca, aynı sinovyal boşluğu paylaşan ve Şekil 2.1’de gösterilen tibia ve femur kemiğinin birbirine hareketine yardımcı olan tibiofemoral ve diz kapağının femur üzerinde kayma hareketine olanak sağlayan patellofemoral eklemlerden oluşmuştur. Her ne kadar bu iki eklem aynı sinovyal boşluğu paylaşıyor olsalar da özellikleri açısından iki farklı eklem olarak kabul edilirler.

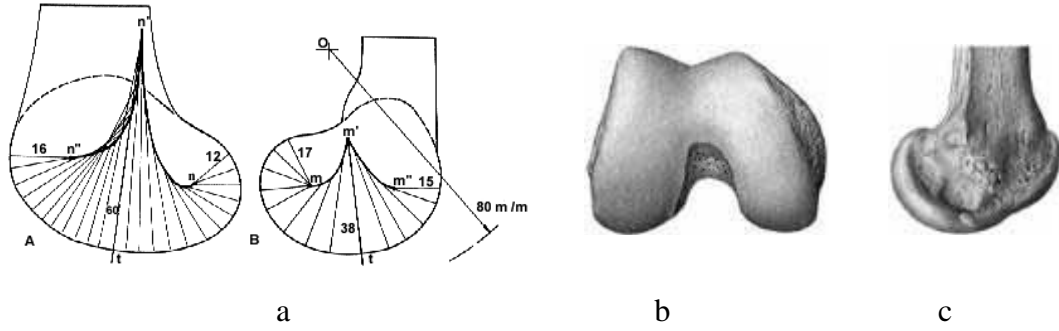


Şekil 2.1: Diz eklemi sinovyal boşluğu ve bağlantı yüzeyleri

2.1. Diz Eklemi Anatomisi

Diz eklemi, Şekil 2.2’de gösterilen femur kondillerinden geçen dairesel bir eksen etrafında fleksiyon ve ekstansiyon hareketine izin verecek yapıdadır. Femur alt ucunun (kondiller) sagittal kesit eksenine göre kesitleri Şekil 2.2 a’da, önden görünüşü Şekil 2.2 b’de ve yandan görünüşü Şekil 2.2 c’de gösterilmiştir. 30° fleksiyonda bir miktar rotasyon ile birlikte içe ve dışa kayma (abdüksiyon ve

addüksiyon) yapabilir. Aşırı yüklenme ve darbe neticesinde diz eklemi, aşırı öteleme, dönme ve burkulma hareketlerinin tümüne cevap verebilecek stabilite ve esnekliğe sahiptir. Aktif olarak hareket halinde iken kolaylıkla diz eklemine hasara uğratması söz konusu değildir. Bu özelliği ile diz eklemi vücudun en dirençli yerlerinden biri olarak tanımlanmaktadır [1-3].

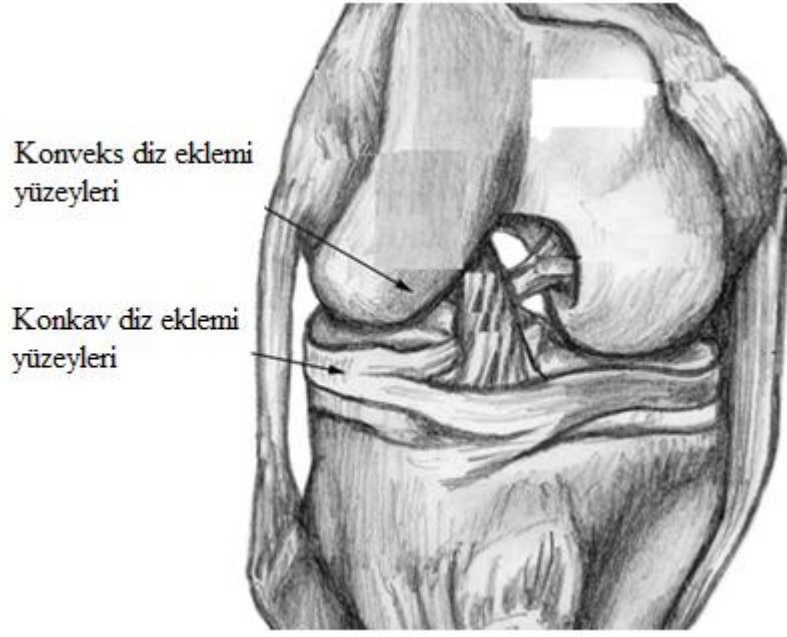


Şekil 2.2: Kondillerin ve transvers eksene göre kesit ve görünüşleri [3]

Diz eklemi kemik yapısı itibari ile konumunu muhafaza edememeye (instabiliteye) müsait olmasına karşın uygun fonksiyon ve konum muhafazası (stabilitesi) medial ve lateral yan bağlar, çapraz bağlar ve çevre kas dokusu ile sağlanır. Kemik yapısı, menisküsler ve bağlar durağan (statik) bir stabilite sağlarken, çevre kaslar hareket halindeki (dinamik) bir stabiliteyi sağlamaktadır.

2.1.1. Kemik yapılar

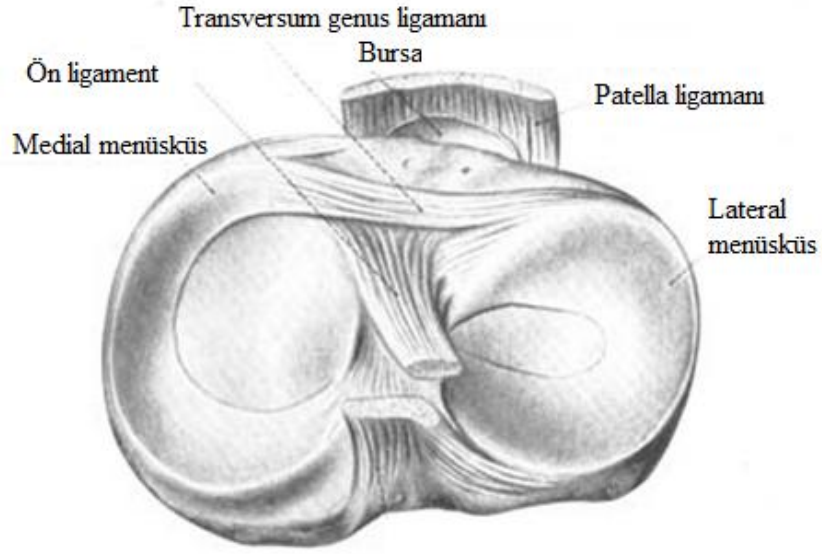
Diz eklemine tümsek (konveks) yüzü femur kondillerine, çukur (konkav) yüzü tibianın üst ucuna aittir. Şekil 2.3'de tümsek ve çukur diz eklemi yüzeyleri gösterilmiştir.



Şekil 2.3: Tümsek ve çukur diz eklemi yüzeyleri

Femur kondillerinin ön yüzleri oval arka yüzleri ise küreseldir (Şekil 2.2). Ön yüzlerinin oval olması ekstansiyonda stabiliteyi güçlendirirken, arka yüzlerin küresel olması fleksiyonda geniş hareket açıklığı sağlamaktadır. Sagittal planda kondillerin eksantrik yerleşmesi “mil desteği” denilen mekanizmayı oluşturmaktadır. Kondillerin arasında arkada interkondiller çentik vardır. Şekil 2.4'de gösterilen menüsküsler ile ön ve arka çapraz bağlar buraya yapışır [1-4].

Tibial eklem yüzeyi, medial ve lateral tibia platosu ile bunları birbirinden ayıran tümsek çıkıntıdan oluşur. Yükün daha fazla taşındığı medial tibia platosu daha büyük ve düzleme yakındır. Lateral tibia platosu ise hafif konkavdır. [1-3].



Şekil 2.4: Menisküs ve çapraz bağların tibia platosunda dizilimi [5]

Patella, ekstansör mekanizma içerisinde yer alan yaklaşık olarak üçgen formunda olan insan vücudunun en büyük eliptik geometrilili kemiğidir.

İç ve dış eklem yüzeylerinin her biri yaklaşık olarak eşit olan üç bölüme ayrılmıştır. Lateral yüzey alanı patellanın hemen hemen $2/3$ 'ünün oluşturur. Patellanın beş temas yüzeyi olup hiçbir zaman hepsi birden femur ile temas durumunda olmamaktadır. Diz 90° fleksiyonda iken, patella ilk olarak femoral oluk ile bununla beraber fleksiyon arttığında iç ve dış eklem yüzeyleri femoral kondillerle ayrı ayrı eklemleşir. Tam fleksiyonda basınç iç eklem yüzeyinde daha çok olmaktadır [1-3].

Eklem yüzeyi teması dizin fleksiyonu ile değişir ve maksimum temas diz 45° fleksiyonda iken olur. Temas alanı hiçbir zaman patellanın $1/3$ 'ünden fazla değildir. [1-3].

2.1.2. Kemik dışı yapılar

Diz eklemi vücuttaki en büyük sinovyal boşluktur. Sinovyal membran tüm eklem kapsülünün iç kısmını döşer ve tibial platonun merkezinde uzanan çapraz bağların etrafını kılıf gibi sarar (Şekil 2.5). Bu nedenle çapraz bağlar eklem içi olmasına rağmen sinovya dışıdır [6-7].

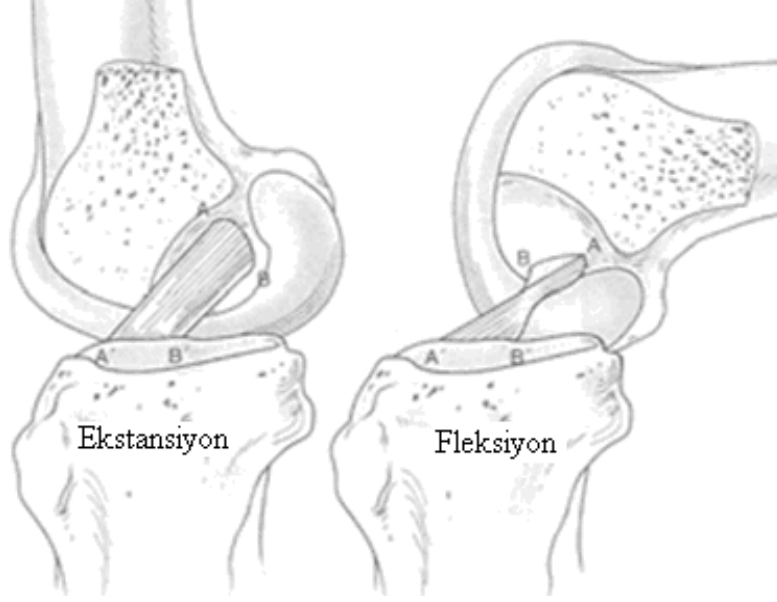
Femur kondilleri ile tibia platosu arasındaki uyumsuzluk menüsküsler aracılığıyla giderilmektedir. Menüsküsler tibial eklem yüzeyinin 2/3'lük kısmını kaplarlar. Meniskülerin kesitleri üçgen şeklinde olup dış kısmı kalındır. Proksimal yüzeyleri femur kondillerine uyacak şekilde konkav ve tibial yüzeyleri ise düzdür [6-7]. Şekil 2.3 üzerinde menüsküslerin tibial eklem üzerindeki durumu verilmiştir.

Lateral menüsküs medial menüsküse göre dairesel yapıdadır ve daha hareketlidir. Medial menüsküs yarı dairesel hilal yapıdadır [6-7]. Menüsküsler eklem stabilitesine katkıda bulunurken yük taşıma alanını artırarak birim alana düşen yüklenmeyi azaltmaktadırlar. Eklem kayganlığının sağlanması ve ani yüklemeyi absorbe etmek ise menüsküslerin diğer fonksiyonlarıdır [6-7]. Menüsküslerin %30'luk periferik kısmı superior ve inferior geniküler arterlerin medial ve lateral dalları tarafından oluşturulan kapiller pleksustan beslenirken, merkezi kısım direkt eklem sıvısından beslenmektedir [6-7].

Diz eklemine fonksiyonel anatomisinde çapraz bağların önemi büyüktür. Ön ve arka çapraz bağ dizin ön-arka stabilizasyonda birincil rol alırken, mediolateral ve rotatuar stabilitede de değişen derecelerde rol alırlar [1,2,7].

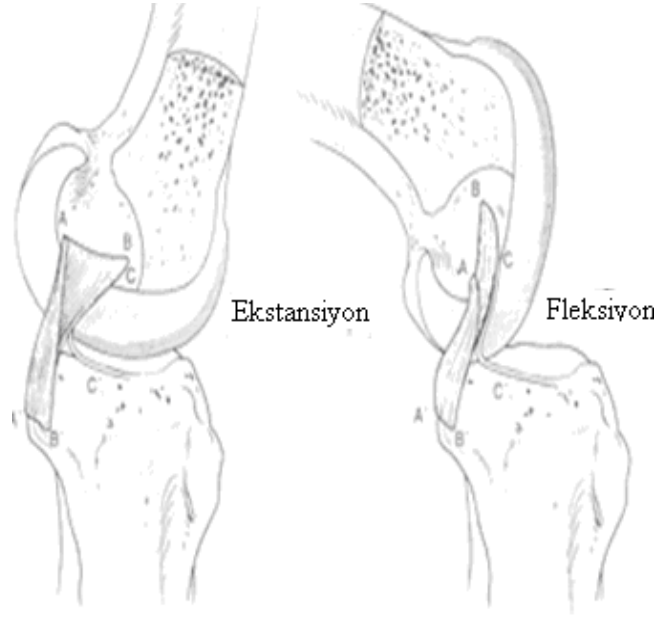
Ön çapraz bağın ortalama uzunluğu 38 mm ve ortalama genişliği 11 ila 12 mm arasındadır. Ön çapraz bağın öncelikli hatta en önemli fonksiyonu tibianın öne doğru yer değişimini (deplasmanını) engellemektir. Fonksiyonel olarak önden içe (anteromedial) ve arkadan dışa (posterolateral) olmak üzere iki banttandır. Fleksiyonda önden içe bant gerilirken, ekstansiyonda arkadan dışa bant gerilir. Şekil 2.5 üzerinde diz eklemine ekstansiyonu ve fleksiyonu görülmektedir. Ön çapraz bağ

varus-valgus kuvvetlerine engel olurken aynı zamanda internal rotasyon streslerine de karşı koyar [1,2,7,9].



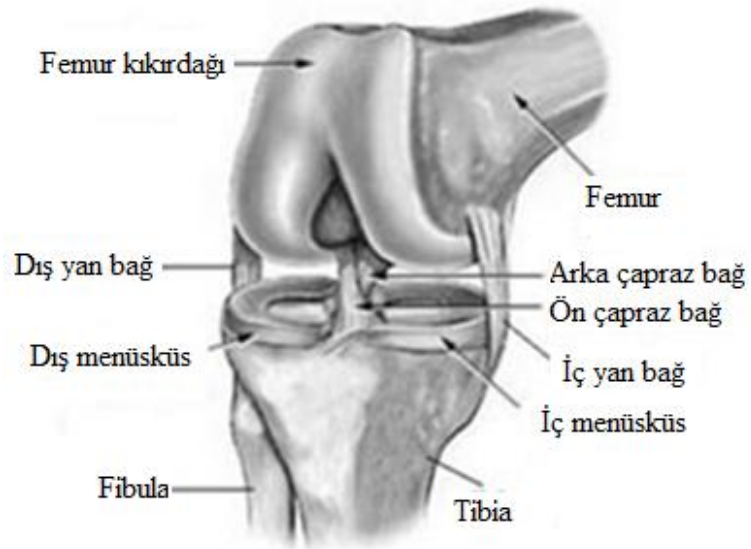
Şekil 2.5: Ön çapraz bağın önden içe ve arkadan dışa bandı [1]

Daha kuvvetli olan arka çapraz bağ dizin önden arkaya planda birincil dengeleyicidir [2]. Eklem içinde daha yatay (horizontal) konumda seyrederek. Ortalama uzunluğu 35mm. ve ortalama genişliği 13 mm'dir. Önden dışa ve arkadan içe olmak üzere iki banttandır. Önden dışa band fleksiyonda gerilirken, arkadan içe band ekstansiyonda ve 100° üzerindeki fleksiyonda gerilir. Şekil 2.6 üzerinde gösterilen arka çapraz bağın birinci öncelikteki işlevi tibianın arkaya yer değişimini (deplasmanını) engellemektir. Dizin fleksiyonu esnasında, femurun tibia üzerinde kayarken yuvarlamasından yani femoral rollback'ten sorumludur [1-3].

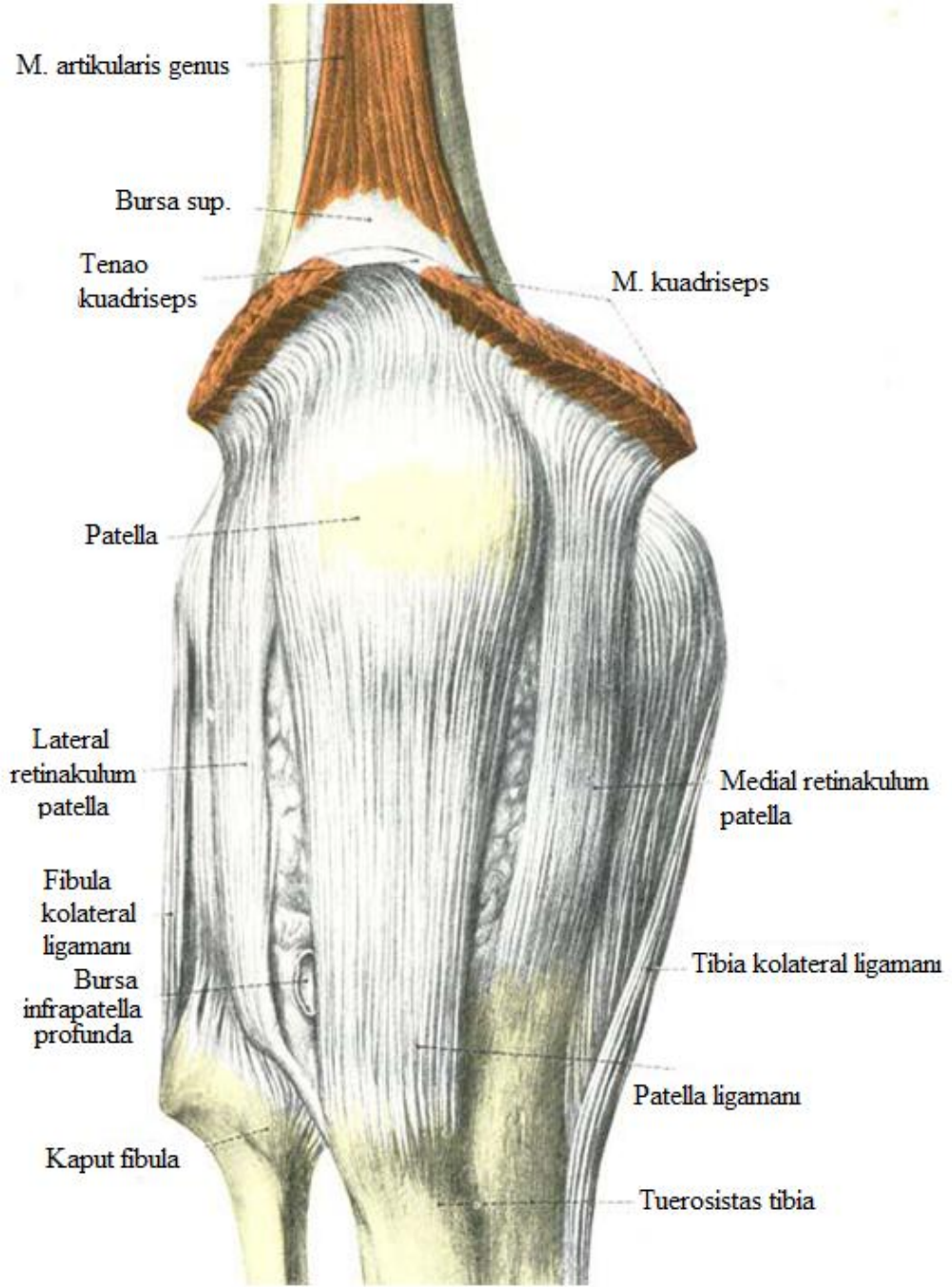


Şekil 2.6: Arka çapraz bağın anterolateral ve posteromedial bandı [1]

Dıştaki (lateral) menüsküs arka boynuzundan femur iç (medial femoral) kondiline uzanan meniskofemoral bağlar tibiyanın stabilizasyonunda rol oynar ve öne anormal hareketi engeller. Şekil 2.7'de ön ve arka çapraz bağların femur ve tibia ile bağlantıları gösterilmiştir [2,3,7,9]. Şekil 2.8'de diz eklemi anteriorunda yer alan yapılar görülmektedir [5].

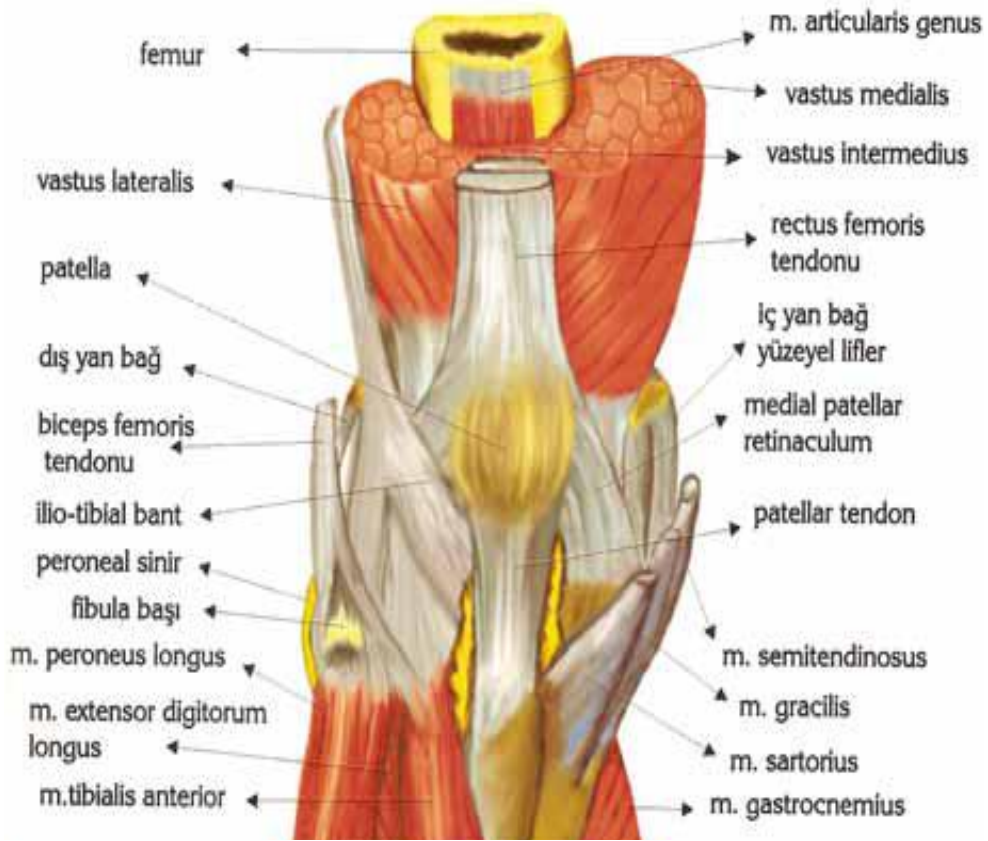


Şekil 2.7: Meniskofemoral bağlar ve arka çapraz bağla olan ilişkisi [1]



Şekil 2.8: Diz eklemi ön bölgesinde yer alan yapılar [5]

Şekil 2.9 üzerinde diz eklemi yapısında bulunan kaslar ve bağ durumları gösterilmiştir.



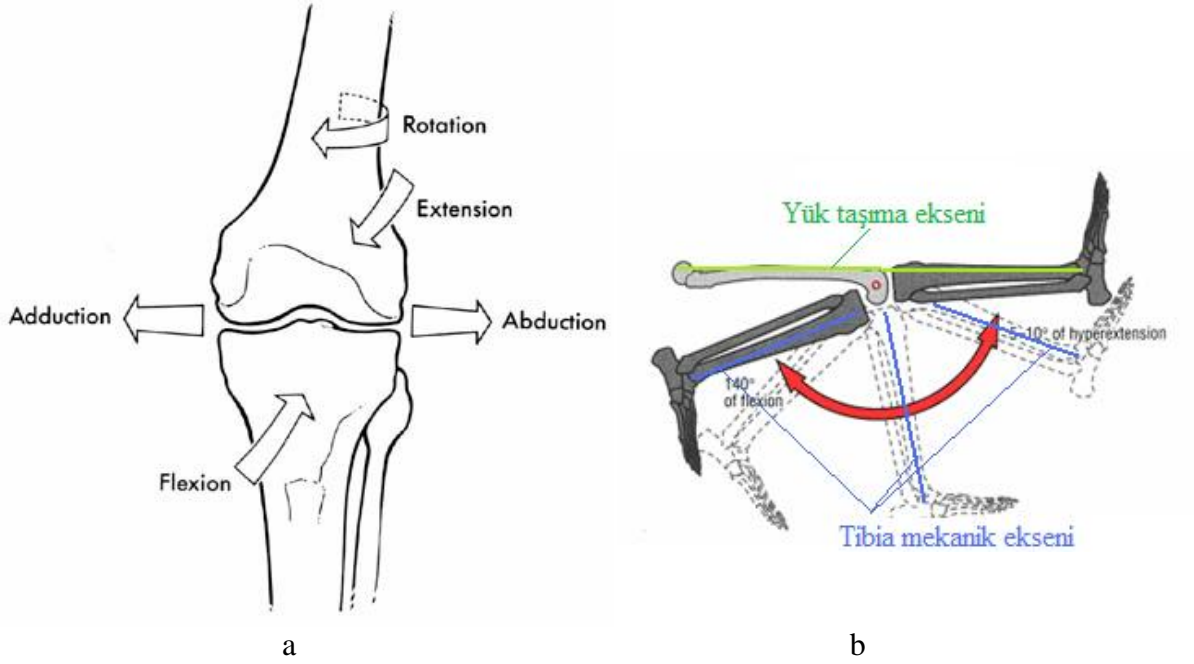
Şekil 2.9: Diz bölgesi kasları ve bağları [3]

2.2. Diz Eklemi Biyomekaniği

Diz eklemine biyomekaniği gerek diz cerrahisi gerekse hareket analizi için büyük önem taşımaktadır. Bu bağlamda, cerrahi operasyonlarda ve mekanik, kinematik veya yapısal analizlerinde amaç, normal olarak kabul edilen sağlıklı diz eklemine hareketlerine (normal diz biyomekaniğinin en yakın değerlerine) ulaşmaktır.

Diz eklemi menteşe tipi bir eklem olsa da üç (3) ayrı planda ve çeşitli eksenlerde hareket eder (Şekil 2.10). Diz, yatay planda yatay eksen etrafında fleksiyon ve ekstansiyon yaparken, ön (frontal) planda içe doğru kayma (abdüksiyon) ve dışa doğru kayma (addüksiyon), iç ve dış (medial-lateral) planda ise iç ve dış dönme yapar [10-12]. Şekil 2.10 üzerinde diz eklemine üç ekseninde yaptığı hareket görülmektedir. Şekil 2.11’ de ise diz eklemine oluşturan yumuşak doku dışı

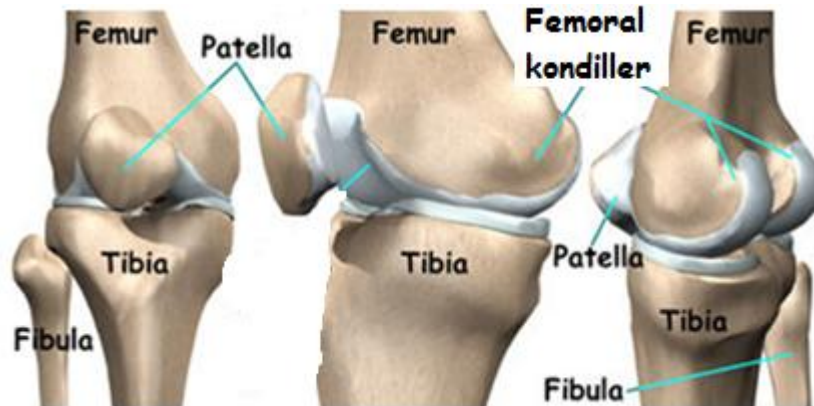
elemanlar görülmektedir. Tablo 2.1' de farklı düzlemlerdeki diz ekleminin hareketleri verilmiştir.



Şekil 2.10: Diz ekleminin yatay ve dikey düzlemlerdeki hareketi [10-12]

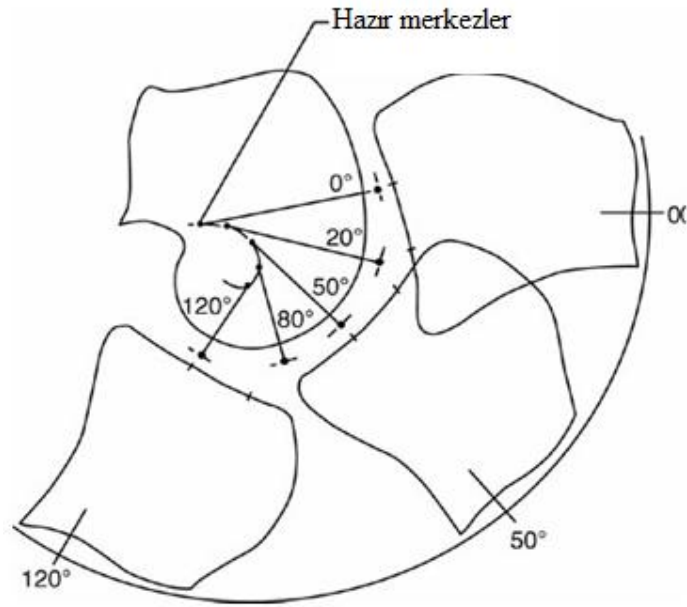
Tablo 2.1: Sagital, transvers ve koronal düzlemlerdeki diz eklemini hareketi

	Sagital	Transvers	Koronal
Fleksiyon - Ekstansiyon	✓		
İç rotasyon - Dış rotasyon		✓	
Abduksiyon - Adduksiyon			✓



Şekil 2.11: Diz eklemini oluşturan yapılar [12,13]

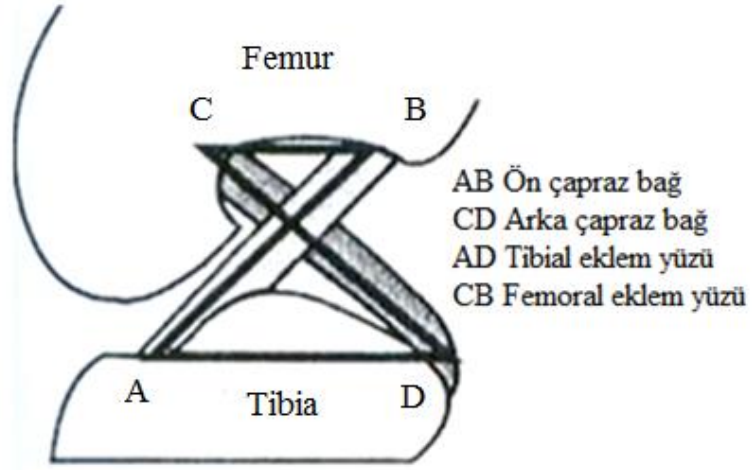
Önden arkaya doğru dikey bir (sagittal) düzlem diz eklemine fleksiyon ve ekstansiyon hareketini yaptığı düzlemdir. Fleksiyon-ekstansiyon hareketi sabit bir dönme merkezi etrafında olmayıp, değişkenlik gösterir. Fleksiyon-ekstansiyonun her kademesindeki bu değişken dönme merkezleri birleştirildiğinde 'J' tarzında bir eğri ortaya çıkar. Buna anlık dönme merkezi (instant center) adı verilir [14]. Şekil 2.12'de Gunston [15] tarafından tanımlanmış olan anlık dönme merkezi ve J şekli gösterilmiştir. Bu değişken dönme merkezi sayesinde, diz eklemine aktarılan yük her zaman diktir ve bu sayede bağlar üzerine aşırı yük gelmemiş olur. Değişkenlik gösteren bu hareket diz eklemine, femur ve tibia kondilleri arasında kayma ve yuvarlanma hareketleri şeklinde kendini gösterir. Diz aktif olarak 140° , pasif olarak 160° fleksiyon yapabilir (Şekil 2.10 b). Kalça ekstansiyonda iken diz fleksiyonu 120° , kalça fleksiyonda iken 140° dir. Ayak sabit iken kalça fleksiyona getirilirse, diz fleksiyonu 140° - 160° kadardır (Şekil 2.10 b). Diz eklemine ekstansiyon 5 - 10° hiperekstansiyon şeklindedir [11]. Normal dizde aktif 140° , pasif 160° fleksiyon hareket açıklığı vardır. Diz fleksiyon açısı, kalça ekstansiyon durumundayken 120° dolayında, kalça fleksiyonda iken 140° civarındadır. Ayak sabit iken; kalça fleksiyona getirilirse, diz fleksiyonu 160° kadar olacaktır.



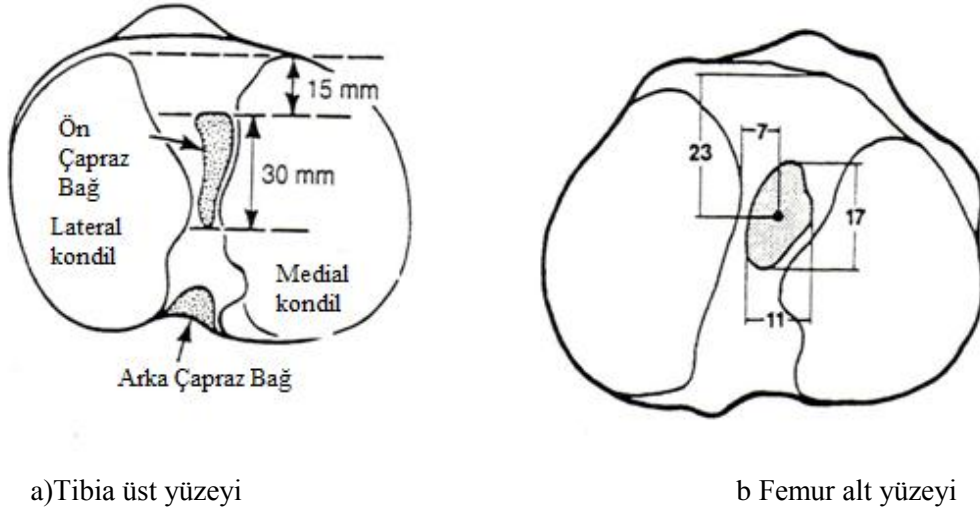
Şekil 2.12: Anlık dönme merkezleri ve J şekli [11]

Şekil 2.12'de gösterilen diz eklemi anlık dönme merkezi açılarına göre, normal yürüme için $0-75^\circ$ ve koşma hareketi için $0-90^\circ$ hareket açıklığı meydana gelmektedir. Bu değerler, normal yürüme için 63° , merdiven çıkmak için 83° , merdiven inmek için 90° ve sandalyeden doğrulabilmek için 93° olarak ifade edilmektedir [11]. Diz, mekanik açıdan birbirine zıt iki özelliği bir arada gerçekleştirir. Bunlardan biri tam ekstansiyonda sağlanan stabilizasyon ve her konum için durabilme yetisidir. Bu stabilite sayesinde diz vücut ağırlığı ve fizyolojik kaldıraç sistemi içerisindeki rolünden kaynaklanan gerilmeler karşı koyar [9]. Dizin diğer özelliği ise ön, arka ve yan düzlemlerde ortaya çıkan geniş hareket serbestliğidir. Belirli bir fleksiyon derecesinden sonra bu serbestlik daha da gözlemlenebilir hale gelir. Diz ekleminin birbiri ile çelişen, stabilite ve hareketlilik fonksiyonlarını gerçekleştirebilmesi “kinematik çatışma” olarak adlandırılmaktadır [9,11].

Şekil 2.13'de dört çubuk sistemi gösterilmiştir. Burada AB doğrultusu ön çapraz bağı, CD doğrultusu arka çapraz bağı, AD tibial eklem yüzünü ve CB ise interkondler çentik pozisyonunu göstermektedir. Bu sistemde dört çubuk, ön ve arka çapraz bağların nötral lifleri ile bağların femoral ve tibial kesişim geçiş unsurlarını birleştiren çizgilerdir. Bu mekanik hareket düzlemi olarak da kabul edilebilir. Ön çapraz bağın tibia ve femur yüzelelerinde yapışma noktaları Şekil 2.14 a'da Girgis vd.'e göre [16], Şekil 2.14 b'de Odensten ve Gillquist'e göre [17] verilmiştir.



Şekil 2.13: Diz eklemi çapraz bağlar dört çubuk mekanizması [10]



a)Tibia üst yüzeyi

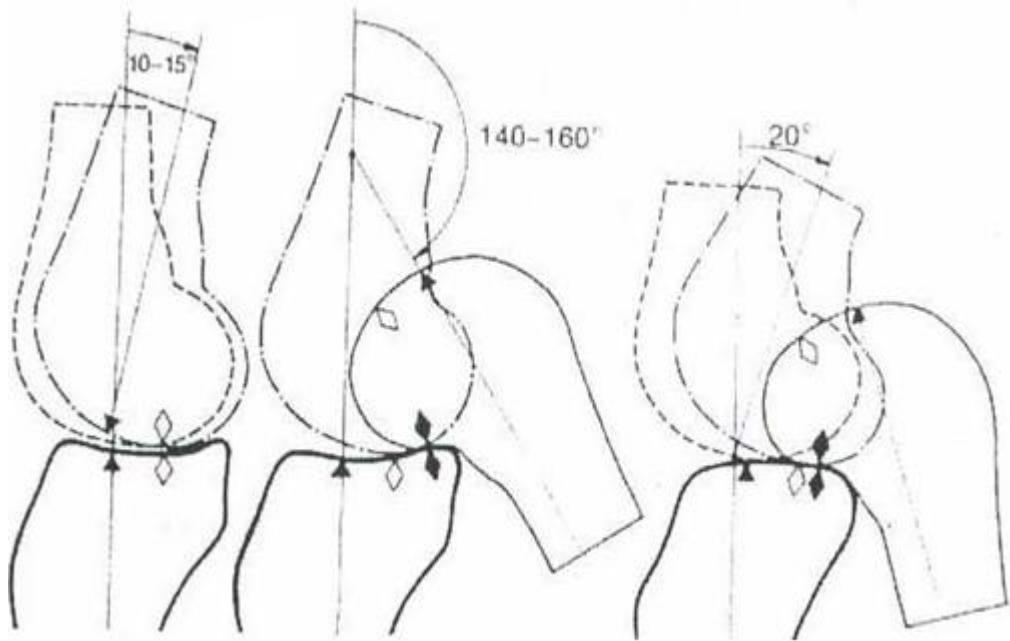
b Femur alt yüzeyi

Şekil 2.14: Ön çapraz bağın bağlantı anatomisi [16,17]

Femur ve tibia eklem yüzlerinin geometrik yapısı ve bağlaışık dört çubuk mekanizma sistemiyle diz ekstansiyondan fleksiyon durumuna geçerken, tibianın femur üzerindeki hareketine dönme ile beraber kayma hareketi de ortaya çıkar. Böylece, femur üzerindeki dönme merkezi de sürekli değişmiş olur. Bu kayma ve yuvarlanma hareketlerinin kombinasyonuna “femoral kayma (femoral rollback)” adı verilir. Femoral kayma hareketinin oluşmasında arka çapraz bağ etken konumdadır. 90° fleksiyona gelene kadar femoro-tibial temas noktası ortalama 14 mm geriye doğru

kaymış olur. Bağlaşık dört bağ sistemi ile geriye kayma esnasında femurun tibiannın arka bölgesine geçmesi yada bir başka ifadeyle diz eklemi stabilizasyonundan çıkıp boşluğa düşmesi engellenmiş olur [9,10].

Femur kondillerde sabit bir noktanın tibia platosu üzerindeki hareketi yuvarlanma olarak tanımlanırken, femur kondillerinin tibia platosunda sabit bir nokta üzerindeki hareketi kayma olarak tanımlanır [10]. Şekil 2.15 üzerinde femoral kayma ve yuvarlanma hareketi görölmektedir.



Şekil 2.15: Femurun tibia üzerinde kayma ve yuvarlanma hareketi [10].

Femurun tibia üzerinde sadece yuvarlanması söz konusu ise, 45° fleksiyonda tibia platosunun dışına çıkar. Buna ilaveten, femur tibia üzerinde sadece kayarsa, 130° fleksiyonda femur arka yüzeyi tibia platosu arka kenarına değecektir. Bu istenmeyen durum dolayısı ile fleksiyon hareketi 130° ile sınırlı kalmaktadır. Yuvarlanma ve kayma hareketlerinin dizin değişik fleksiyon derecelerindeki kombinasyonu ile diz eklemi konumu gereği bulunduğu dar bir hacim içerisinde geniş açısallara ulaşmış olur [10].

Diz eklemi yapısının, fleksiyonu ile birlikte önce kayma olmaksızın sadece yuvarlanma hareketi gözlenirken, 20° fleksiyondan sonra yuvarlanma hareketine kayma hareketi de eşlik eder. Fleksiyon ilerledikçe yuvarlama hareketi azalır, kayma hareketi daha ön plana çıkar ve fleksiyon sadece kayma hareketi ile tamamlanır [9]. Femur kondillerinin asimetrik yapısı nedeniyle medial ve lateral kondillerin hareketleri birbirlerinden farklıdır. Medial kondil fleksiyonun ilk 10°-15° aralığında sadece yuvarlanırken, lateral kondilde bu hareket 20° fleksiyona kadar devam eder. Böylece lateral kondil medial kondilden daha fazla yuvarlanır. Ekstansiyon ilerledikçe femur lateral kondilinin artiküler yüzeyi biter ve hareket ön çapraz bağ ile sınırlanır. Ekstansiyon hareketi sonunda femur içe doğru (mediale) döner, tibia dış dönme yapar ve dış taraftaki (lateral) bağların gerilmesine yol açar. Ortaya çıkan bu harekete “screw-home” (vida-yuva) hareketi denir. Çapraz bağların yokluğunda vida-yuva hareketi gözlenmez [10,11,18].

Dizin vücuda sağladığı önemli bir fonksiyon da dönme (rotasyon) hareketidir. Dönme, ancak diz fleksiyonda iken mümkün olabilmekte ve fleksiyon derecesine paralel olarak rotasyon kabiliyeti de artmaktadır. 90° fleksiyonda dönme kabiliyeti maksimuma çıkmakta, 90° dereceden sonra yumuşak doku gerginliği nedeniyle tekrar azalmaktadır [9-11, 18].

Dizin diğer bir hareketi olan abdüksiyon ve addüksiyon 30° fleksiyonda maksimuma ulaşmakta, 30° fleksiyondan sonra yumuşak doku gerginliği nedeniyle azalmaktadır. Tam ekstansiyonda abdüksiyon ve addüksiyon gözlenmez. Normal yürüme esnasında maksimum abdüksiyon ve addüksiyon miktarı ortalama 11° kadardır [6, 10, 11].

Dizin fleksiyon ekstansiyon hareketi boyunca stabilite, bağların değişik derecedeki gerginliği ile sağlanır. Diz ekstansiyonda iken her iki dış (kollateral) bağ, ön çapraz bağın arka dış (posterolateral) bandı ve arka çapraz bağın arka iç (posteromedial) bandı gergindir. Menüsküslerin ön kısmı femur ve tibia kondilleri arasında sıkışarak uyumu sağlar. Dizin fleksiyona gelmesi ile birlikte önce lateral kollateral bağ gevşer. Menüsküslerin arka kısmı femur ve tibia kondilleri arasında sıkışır. Fleksiyon derecesi arttıkça femur kondilleri tibia üzerinde yuvarlanırken posteriora doğru kayar. Fleksiyondan ekstansiyona gelirken medial femoral kondil daha büyük olduğundan

önce lateral bağlantı yüzeyi tam ekstansiyona gelir. Takiben tibianın dış rotasyonu ile birlikte medial bağlantı yüzeyi ekstansiyonu tamamlanır. Dizin her pozisyonunda en az bir çapraz bağ gergindir ve ön arka yönlü dönmeye engel olur [9,10].

Bütün hareket derecelerinde menüsküsler fizyolojik yüklenmeler ile kolayca şekil değiştirme özelliği sayesinde eklem yüzeylerinin uyumunu sağlayarak eklem binen yüklerin optimum dağılımı sağlanır. Yük taşıma alanını artırarak eklem düzenine katkıda bulunur. Menüsküslerin çıkarıldığında dizin dönme düzeninin yaklaşık %14 oranında bozulduğu bildirilmiştir [9,10].

Yürüme, merdiven çıkma, koşma, spor yapma gibi çeşitli duruş pozisyonları ve aktiviteleri sırasında diz eklemine etki eden kuvvetler farklıdır. Diz eklemine tibiofemoral eklem özellikle kompresyona neden olacak yükleri taşıırken, patellofemoral eklem kuadriseps kuvvetinin tibiaya aktırılmasında ekstansör mekanizma içinde rol alır. Her iki ayak üzerinde duran birinde her iki diz eklemi vücut ağırlığının %43'ünü taşır. Kalan vücut yükü, tibia ve ayak bileği üzerinden ayak kemiklerine aktarılır. Tek ayak üzerinde durulduğunda ise dengeyi sağlamak için lateral bağ gerilmesi ile oluşan kuvvetler vücut ağırlığının iki katına ulaşır [9,16,19].

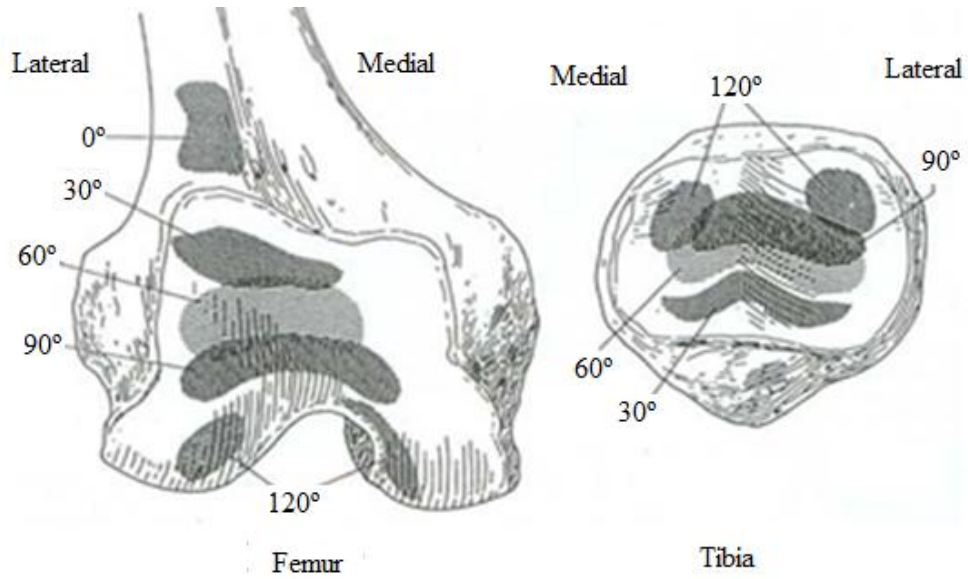
Yürüme esnasında tibiofemoral eklem iki yük biner. Bunlar yürümenin basma anında yer reaksiyon kuvveti ve salınım anında bacağın kendi yüküdür. Yürümenin fazına göre değişmekle birlikte, normal yürüme sırasında dize vücut ağırlığının iki ile beş katı yük biner. Bunlar koşma esnasında vücut ağırlığının 24 katına çıkabilir. Bu düşüncelere göre, yürümede ayağın yere basma anında veya salınımı esnasında diz eklemine yaklaşık olarak 1300-3500 N arasında yük bindiği hesaplanmıştır [10].

Dize binen fonksiyonel yükün yön ve büyüklüğü, o anda dize etki eden kas kuvvetinin büyüklüğü ile beraber belirli bir yön ve büyüklükte eklem reaktif kuvveti oluşturur. Bu oluşan eklem reaktif kuvveti eklem temas noktalarının eklem yüzeylerine dik olduğu durumda, çapraz ve kollateral bağlarda bir gerilme yaratmadan dengeyi sağlar. Dizin anlık merkezi dik olduğu durumdan dışarı düşerse eklemde mekanik desteği sağlayan bağlara gereğinden çok yük biner [9, 16-19].

Yer reaksiyon kuvvetlerinin lateral ve medial bileşenleri dizde varus ve valgus momentlerine yol açar. Diz bu varus valgus momentlerine üç mekanizma ile karşı koyar. Bunlar eklem temas yüzeyine binen yükün yeniden dağılımı, eklem temas yüzeyinin kompresyonla genişlemesi ve bağlara aşırı yük binmesidir [10].

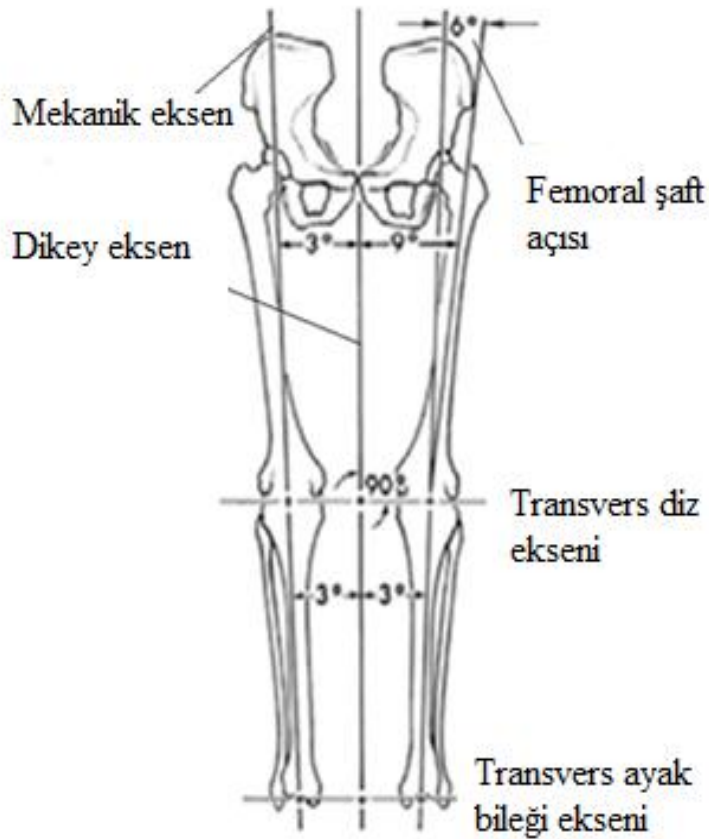
Yürüme esnasında vücut ağırlığının 1/3'ü, merdiven çıkarken vücut ağırlığının 2.5 katı ve merdiven inerken vücut ağırlığının 3.5 katı kadar yük diz eklemi üzerine etki eder. Fleksiyonun artması ile bu baskılayıcı kuvvetler de artar. 60°-90° arasında diz eklemi üzerinde etkiyen yük maksimum iken, ekstansiyonda patella eklem yüzüne gelen yük en azdır [6,11].

Aglietti ve arkadaşları [20] diz fleksiyonu esnasında patellanın troklea ile ilişkisini incelemişlerdir. Patellanın inferior eklem yüzeyi, ilk olarak 20° fleksiyonda troklea ile temas eder. Patellanın orta eklem yüzeyi 60° fleksiyonda ve süperior eklem yüzeyi 90° fleksiyonda troklea ile temas eder. 120° üzerindeki fleksiyonda, kuadriceps tendonu troklea üzerinde kayar ve patella sadece medial ve lateral fasetleri ile femur kondillerine temas eder [11]. Şekil 2.16'da bu temas noktaları açısal konumlara göre femur ve tibia üzerinde gösterilmiştir.



Şekil 2.16: Diz fleksiyonu ile patella femoral temas noktalarının değişimi [11]

Diz eklemi yapısının, tüm bu fizyolojik yüklenmelerden kaynaklanan streslere karşı koyabilmesi için alt ekstremitenin referans dizilimde olması gerekmektedir. Alt ekstremitte referans mekanik eksen, ayakta duran bir kişide femur başı merkezinden ve diz eklemi merkezinden ve talusun üst tepesinin merkezinden geçer. Şekil 2.17’ de bu merkezler görülmektedir [11]. Mekanik eksenin referans olarak tanımlanması, alt ekstremitte elemanlarının diziliminde herhangi bir deformitenin olmaması anlamı taşımaktadır. Aynı zamanda, alt ekstremitte mekanik eksen, yük taşıma eksenini olarak da tanımlanmaktadır. Öte yandan, femur gövdesi ekseninden ve diz eklemi merkezinden geçerek, mekanik eksen ile kesişen femoral şaft eksenini bulunmaktadır. mekanik eksen ile femoral şaft eksenini, merkezi diz eklemi merkezinde olan 6°’lik bir femoral şaft eksenini oluşmaktadır.



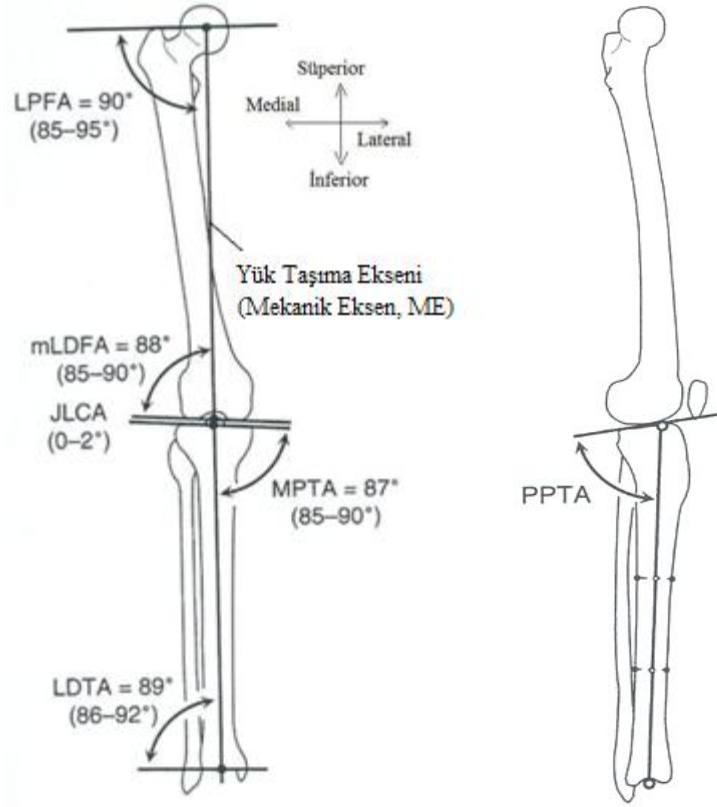
Şekil 2.17: Alt ekstremitte anatomik ve mekanik eksenleri [11]

Paley [21], mekanik eksenin diz eklemi merkezinin yaklaşık 8 mm iç tarafından (medialinden) geçtiğini belirtir. Mekanik eksen (yük taşıma eksenini) vücut ağırlık merkezinden geçen dikey eksene göre 3° içe doğrudur (valgus) [11].

Femur anatomik eksenini (femoral shaft eksenini), fossa piriformis ile diz eklemi merkezinden geçen eksenidir. Mekanik eksen, femur anatomik aksına göre 5° - 9° (ortalama 7°) valgustadır. Femur anatomik eksenini ile dikey eksen arasında da 9° açı vardır [3].

Mekanik eksen, femur başı merkezinden diz eklemi merkezine yada hemen dış (lateral) bölgesine oradan da ayak bilek eklemi ortasına uzanan bir doğrultuda ortaya çıkmaktadır. Dikey (vertikal) eksen ise ayakta duran kişide simfisis pubisin tam ortasından geçen (vücut ağırlık merkezi) ve transvers eksenle 90° lik açı yapan bir eksen olarak ifade edilmektedir. Anatomik eksen ise femurda ve tibiada shaftın ortasında geçen eksenidir [3].

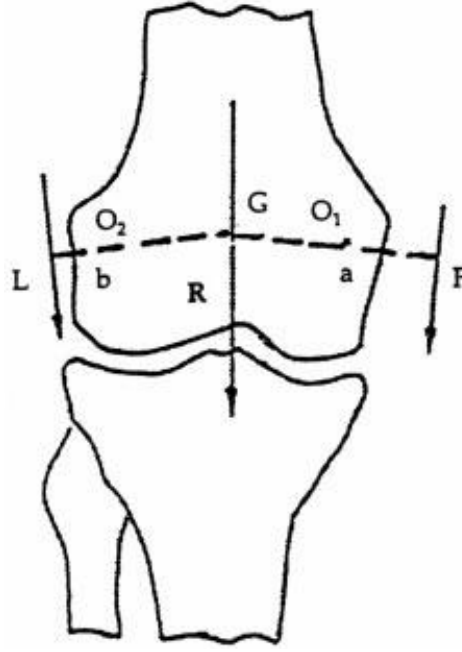
ön (frontal) görünüşte, Şekil 2.18'de görüldüğü gibi, femur kondillerine teğet çizilen çizgi ile mekanik eksen arasındaki açıya mekanik lateral distal femoral açı (LDFA) denir. Tibia kondillerine teğet çizilen çizgi ile tibia anatomik aksı arasındaki açıya anatomik medial proksimal tibial açı (MPTA) denir [9]. LDFA değeri $90^{\circ}\pm 5^{\circ}$ ve MPTA normal değeri $87^{\circ}\pm 3^{\circ}$ arasındadır. Femur kondillerine teğet çizilen çizgi ile tibia kondillerine teğet çizilen çizgi arasındaki açı eklem çizgisi konverjans açısıdır (JLCA) ve normal değeri $0-2^{\circ}$ 'dir [22].



Şekil 2.18: Koronal ve sagittal planda alt ekstremité dizilimi [17]

Tibiada mekanik eksen ile anatomik eksen aynı düzlem üzerinde olup birbiri ile çakışmaktadır. Tibia platosu da sagittal planda 5-10° posteriora eğimlidir. Şekil 2.18'de görüldüğü gibi Sagittal planda tibia kondillerine teğet çizilen çizgi ile tibia anatomik aksı arasındaki açığa posterior proksimal tibial açı (PPTA) denir ve bu açının normal değeri yaklaşık olarak 80°'dir [19].

Ayakları üzerinde dik duran bir kimsede, diz eklemleri, dizlerin altında kalan kısım haricindeki vücudu taşır. Bu da yaklaşık tüm vücut ağırlığının %86 kadardır. Tek ayak üstünde durulması halinde diz eklemine gelen yük, vücut ağırlığının %93'ü kadardır. Bu durumda vücut ağırlığının oluşturduğu kuvvet (P), diz eklemine iç kısmından (medial) geçer. (P) kuvveti, bir diğer kas kuvveti olan Lata tarafından (L) kuvveti ile dengelenir. Bu her iki kuvvet vektörünün bileşkesi, diz eklemi ortasında (G) merkezi ve (R) vektörü şeklinde olur. Bu (G) noktası dizin rotasyon merkezidir [3]. Şekil 2.19'da bu kuvvetlerin doğrultuları ve oluşumu görülmektedir.



Şekil 2.19: Normal diz ve hareket esnasındaki dize yüklenen kuvvet doğrultuları

Diz ekleminin iç kısmında oluşan kıkırdak yapının bozulması (osteoartrit), Şekil 2.19'da gösterilen yükler nedeniyle dizde içe kayma (varus) deformitesi oluşmasına neden olur. Bu durumda, dizin dış tarafındaki kas gücünün (L) yönü değişir ve aynı zamanda vücut ağırlığı ile oluşan kuvvetin de (P) yönü iç tarafa kayar. Böylece bu kuvvetlerin uzantıları, ayak bileğinden daha uzakta birleşecek ve dizdeki bileşke kuvvet (R) mediale kayacaktır [3].

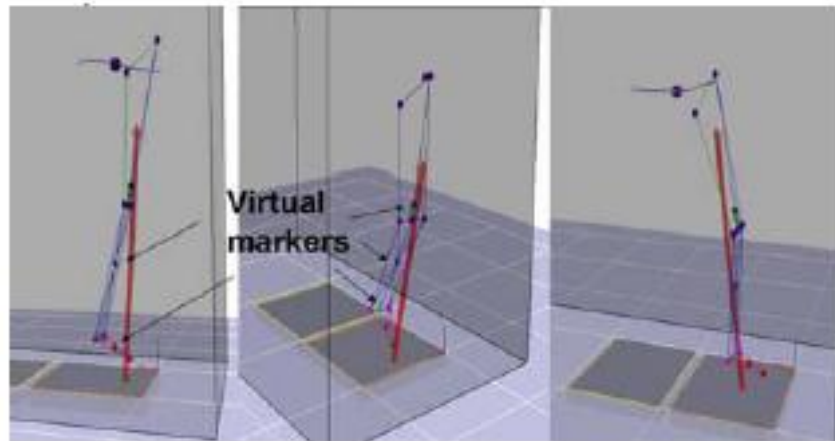
2.3. Literatür Taraması

Ortotropik bir yapıya sahip tibia için Burskirk ve Ashman [22], tibia ve femur kemiklerinin elastik mekanik özelliklerini elde edebilmek için mekanik deneysel çalışmaları yapmışlardır. Bu deneysel çalışmada, insan tibiasının, tibia mekanik eksenine dik farklı kesitlerinin farklı mekanik özelliklere sahip olduğunu tespit etmişlerdir.

Yamada [23], insanda bulunan kemiklere ait kemik malzemesi mekanik özelliklerin ve elastik sabitlerinin değişimi yaş, cinsiyet, saklama süresi ve yükleme çeşidine göre deneysel olarak araştırmıştır. İnsan tibiası ile ilgili deneylerinde çok sayıda tibiayı

basma, eğme ve burulma gerilmelerine maruz tutarak mekanik özelliklerini elde etmişlerdir.

Vücut ağırlığı ve ön düzlemdeki tibiofemoral açı değişimi diz üstündeki düzensiz yük dağılımına yol açmaktadır. Yang vd. [24] Şekil 2.20'de gösterilen oluşturdukları sistem ile marker işaretleyiciler yardımıyla diz modelinde tibia üzerindeki kırkırdak yapıya etki eden Von-misses (eşdeğer) gerilmelerini araştırmışlardır. Varus düzenlemesinin, medial kompartımanda tibianın kırkırdak yapısında varus momentini arttığını gözlemlemişlerdir.

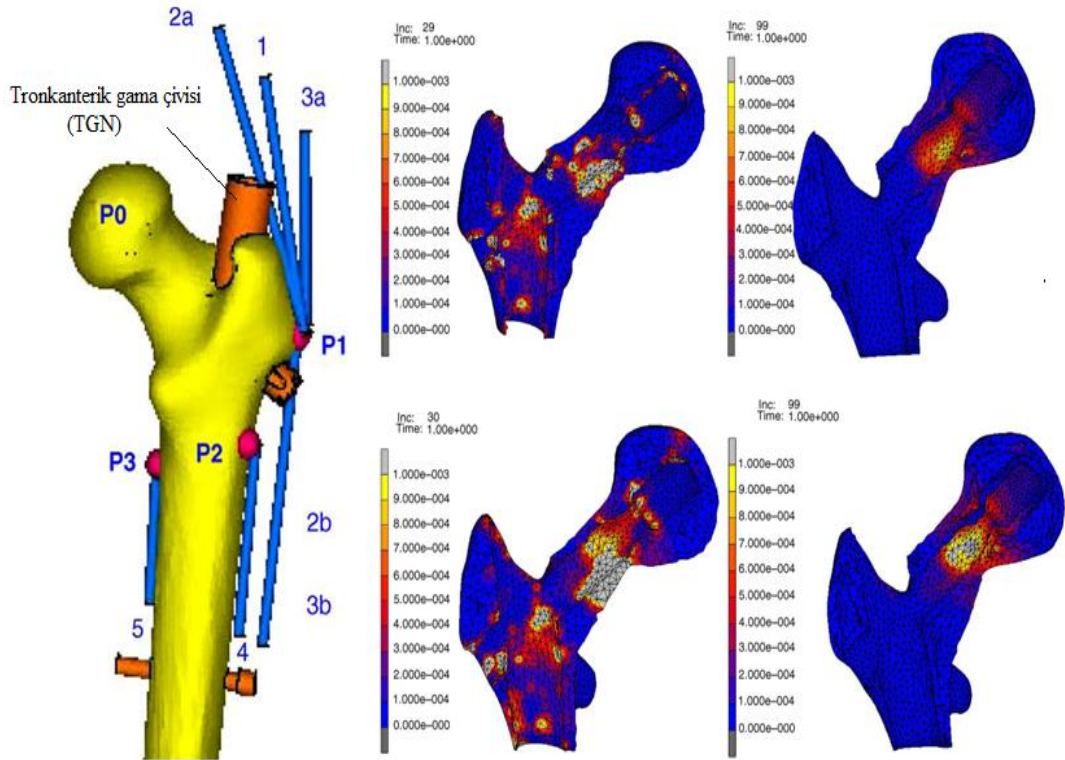


Şekil 2.20: Yang vd. marker sistemi ile diz eklemi gerilme tayin modeli [24]

Abdüksiyon ve addüksiyon esnasında diz ekleminde, kırkırdak yapılar ve menüsküslerin teması nedeniyle oluşan gerilmelerinin değişimi ve kemik yapı

üzerindeki mekanik etkilerini Masouros vd. [25] yaptıkları çalışmada incelemişlerdir. Çalışmalarında modelledikleri diz ekleminin menüsküs yapısındaki etken gerilmeleri ifade ederek 0.5 kN kuvvet tesiri altında menüsküslerde içe doğru kayma olduğunu açıklamışlardır.

Mahaisavariya vd. [26] yaptıkları simülasyon çalışmasında, femur içine takılan trokanterik gama çivisi (Trochanteric Gama Nail) fiksasyonu sonrası, femur boynu üzerinde oluşan gerilme ve zorlanmaları elde etmişlerdir. Şekil 2.21'de gösterilen gama çivisi fiksasyonu sonrasında özellikle merdiven tırmanma gibi normal yürümeden daha fazla yüklemeye doğuracak hareketlerdeki yüklemeler için gerilme ve gerinim dağılımlarını femur baş bölgesi için sonlu elemanlar metodu kullanarak belirlemişlerdir.

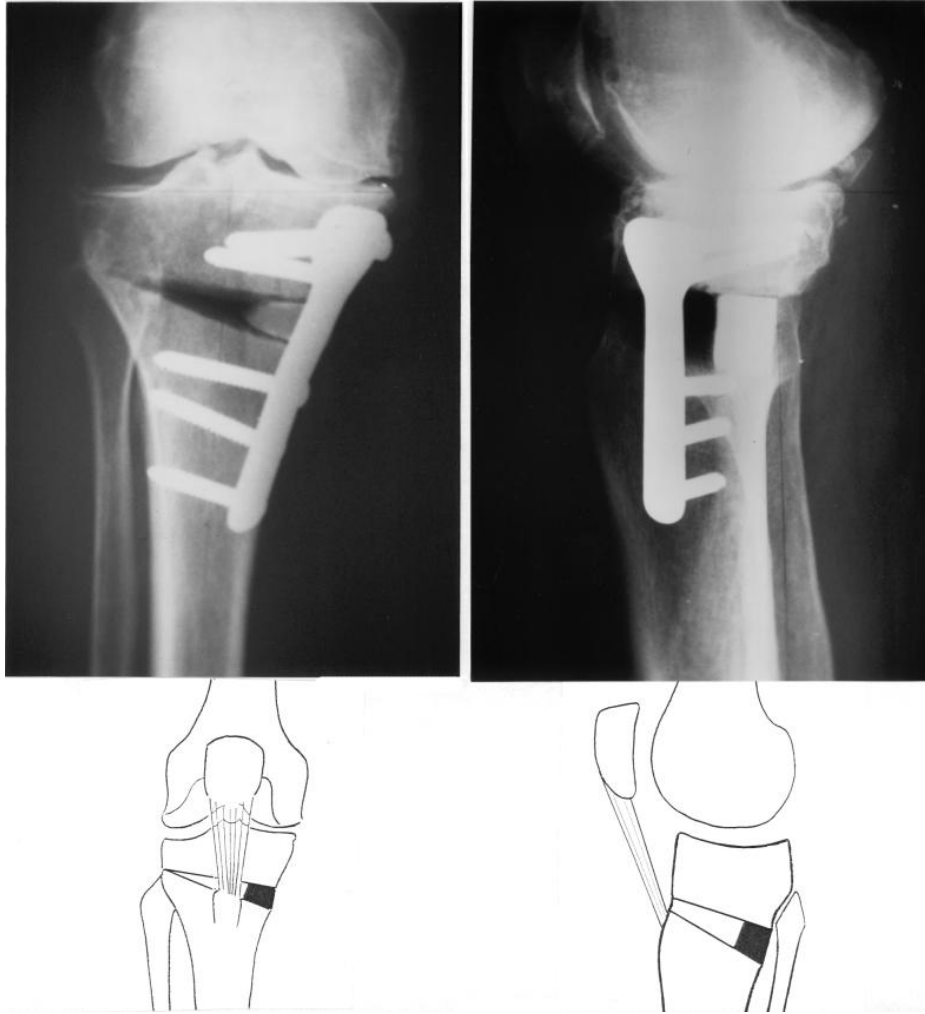


Şekil 2.21: TGN modelinde sonlu elemanlar metoduyla gerilme tayini [26]

Femur başındaki yük dağılımlarının kemik çimentolama sonrasında belirlenmesi için Radcliffe ve Taylor [27] yaptıkları çalışmada sonlu elemanlar metodunu kullanmışlardır. Üç farklı çimentolama tekniği sonrasında protez altında ortaya çıkan gerilme dağılımlarını elde etmişlerdir. Femur boynunun iç tarafında gerinim artışı

olduğunu belirlemişlerdir. Ayrıca farklı hasta gruplarının sayıca artırılarak çalışmanın, kişisel farklılıklar nedeniyle doğruluğunun artacağını ifade etmektedirler.

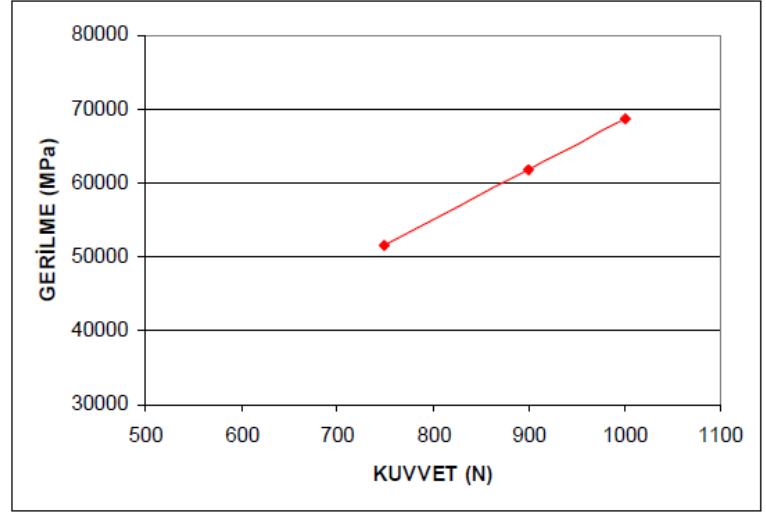
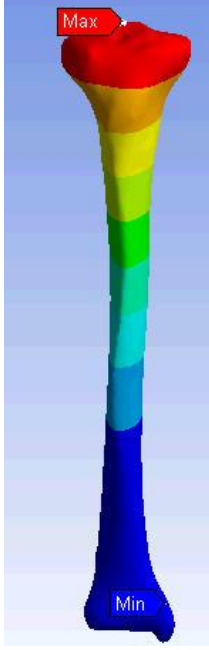
Hernigou ve Ma [28], alt ekstremitesinde varus veya valgus deformeasyonu olan 245 hasta üzerinde, dizin erken pasif ve aktif hareketi ile izlenmesi sonucu, rijit internal fiksasyon ve açık kama yüksek tibial osteotomi (YTO) sonuçları üzerinde çalışma gerçekleştirmişlerdir. Kalça-diz-ayak açısının $180 \sim 187^\circ$ arasında olduğunda, dizin %93 oranında düzeldiği, diz çarpıklığının düzeltilmesi için açık kama osteotomisinin uygun bir cerrahi olduğu ve kama bölgesine akrilik kemik çimentosu uygulamasının aksel fiksasyon için Şekil 2.22'de gösterildiği gibi konumlanmasının uygun olduğunu belirtmişlerdir.



Şekil 2.22: Çimentolu plağın yerleştirilmesi [28]

Ogden vd.[29] açık ve kapalı kama yüksek tibia osteotomisi sonrası dizdeki yük dağılımlarını inceledikleri çalışmalarında; medial ve lateral diz kompartımanında 5°'lik açık ve kapalı kama osteotomisi sonrası önemli farklılıklar olduğunu ancak 10°' lik açık ve kapalı kama osteotomisi sonrasında önemli bir değişimin olmadığını ifade etmektedirler.

Sonlu elemanlar metodunu kullanarak tibianın femur ile eklem yapan kısmında gerilme ve gerinim dağılımlarının incelendiği Örnek [30] ve Yardımeden'in [31] çalışmalarında tibia modellemesi, bilgisayarlı tomografi ve X-Ray görüntülerinden yapılmıştır. Yardımeden'in [31] araştırmasında 22 yaşındaki bir insanın tibiasına 445 N'luk basma kuvveti uygulamıştır. Bu çalışmada malzeme özelliklerindeki büyük değişiklikleri kapatabilmek için tibia modeli diafisisteki ve metafisisteki kabukta bulunan kortikal kemik, kıkırdak yapı, kortikal kemiğe yakın kısımlardaki trabeküler kemik ve iliğe yakın bölgelerdeki trabeküler kemik olarak dört bölgeye ayrılmıştır. Sonuç olarak kıkırdak kısmın yüzeyine etkiyen yükün büyük bir kısmının trabeküler kemik üzerinden diafisisteki kortikal kemiğe iletildiğini bu çalışmaları ile Şekil 2.23'de gösterilen sonlu elemanlar modeli yardımıyla açıklamışlardır.



Şekil 2.23: İnsan tibiasının yük altındaki gerilme ve yer değışim tayini [31]

Gardiner ve Weiss [32], valgus yükleri altındaki medial kollateral ligamentde şekil değıştirme dağılımının tahmini amacıyla ligamentlerin üç boyutlu gerilme şekil değıştirme davranışlarını araştırmışlardır. Deneysel ve sonlu elemanlar metodu kullanarak yaptıkları çalışmada mafsalların harici yüklemeleri nedeniyle ligamentler de meydana gelen karmaşık ve düzgün bir geometriksi olmayan şekil değıştirme bölgelerinin tahmin edilebileceklerini açıklamışlardır.

Au vd. [33], dört farklı tibial protez tasarımında, kemik yüzey gerilmelerini bulmak için, üç boyutlu sonlu eleman modelini geliştirmişlerdir. Model için yük tanımlaması normal dik duruş esnasındaki yük olarak belirlenmiş ortotropik ve heterojen kemik özelliklerini içermektedir. Bu durumda sonlu eleman modeli ile tibiaanın gerilme analizine kapsamlı bir yaklaşım sağladığını göstermişlerdir.

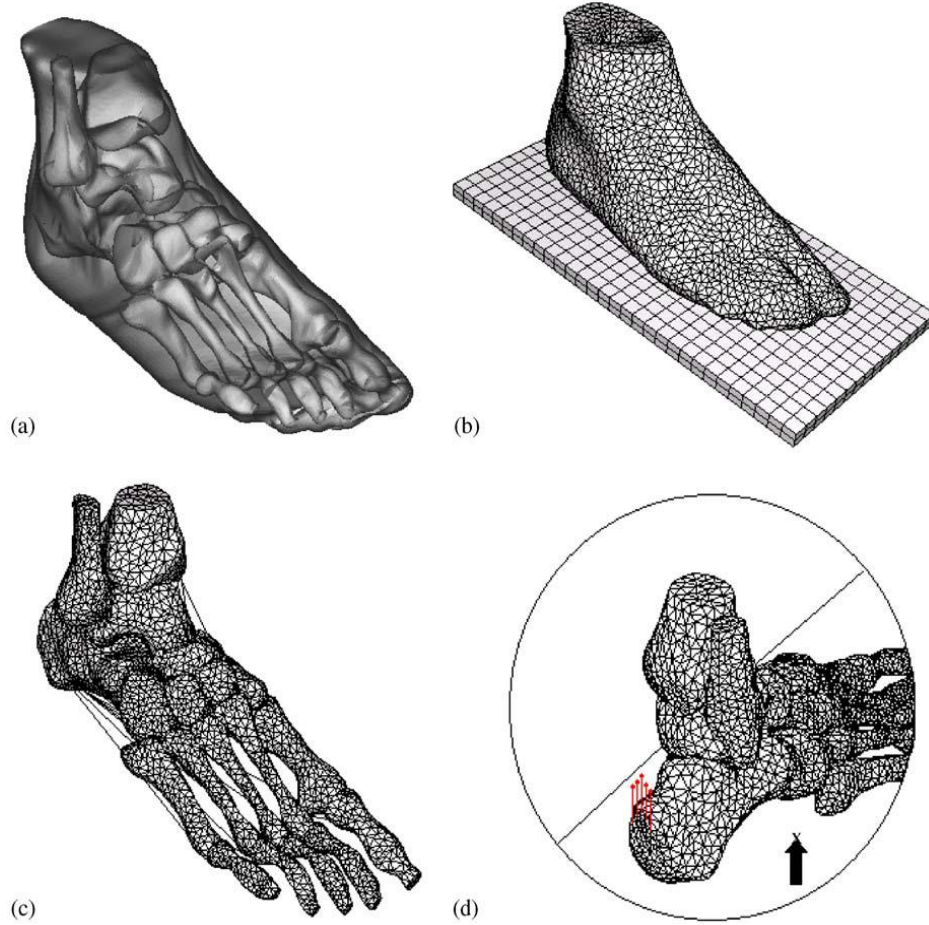
Huiskes, vd. [34], kalça kemiği protezlerinde femur ve femur-kalça kemiği bağlantı temas noktalarında oluşan gerilmeleri belirlemek için çalışmışlardır. Deneysel olarak yaptıkları çalışmada 52 yaşındaki bir erkeğin sol femuruna yüz adet gerinim ölçer (strain-gauge) yerleştirerek dize yakın olan (distal) kısmı sabitlemişler ve femur başına oniki farklı değerde ters ve düz yönde kuvvet ve moment uygulamışlardır.

Yük uygulandıktan üç dakika sonra zorlanmaları kaydedilmiştir. Teorik olarak ise aynı kadavranın sağ femurunu otuz farklı yerinden elmas testere ile keserek kesit alanı ve kesitle ilgili diğer değerler hesaplanmıştır. Üç boyutlu kiriş teoreminden yararlanarak aynı yüklemeler için gerilme sonuçlarını bulmuşlardır. Genelde lateral yönde gerilmelerin düşük çıkmasına rağmen medial de değerler yüksek çıkmıştır. Kortikal kemiğinin tamamen izotropik kabulünde eğilme momenti ve eksenel kuvvetlerden dolayı oluşan gerilmeler deneysel ve teorik sonuçlarda benzerlik göstermiş. Sonuç olarak burulmanın düşünülmediği durumlarda, insan femurunun doğrusal (lineer) elastik homojen ve transvers izotropik bir kiriş olarak ele alınabileceği sonucuna varılmıştır [30].

Agneskirchner vd. [35] farklı yüklemeye eksenlerinin sınıflandırılması ve valgus açık kama osteotomisi üstündeki tibiofemoral kıkırdak basıncı üzerine çalışma yapmışlardır. Bu çalışma için altı kadavra dizi özel tasarım aparata yerleştirilerek üzerinde 1000 N' luk kuvvetle yüklenmiştir. Yük değerini değiştirmeden farklı pozisyonlar (varus, normal ve valgus) için test yapmışlardır. Elde ettikleri sonuçlarda farklı pozisyonlarda uygulanan yüklemelerde önemli detay farklılıklarını belirlemişleridir. Yükleme ekseninin ön planda olması tibiofemoral kıkırdak basınç dağılımı değişiminde önemli etkisi olduğu, normal mekanik eksenin medial kompartımana göre lateral kompartımanda bir miktar fazla yüklendiğini, valgus pozisyonda yapılan olan test sonucunda ana yüklemeye lateral kompartımana doğru olduğu belirlenmiştir.

Werner vd. [36] total diz protezi operasyonu sonrasında varus valgus düzenlemesi neticesindeki kuvvet dağılımlarını araştırmışlardır. Kadavra üzerinde bir çalışma olan araştırmada, varus ve valgus eğiminin tibiofemoral etkisini normal duruş pozisyonunda denemiştir. 3° lik ve 5° lik varus ve valgus pozisyonları sonucunda femoral kondillerdeki yük dağılımını inceleyerek 3° ve sonrasında hasar etkisinin arttığını açıklamışlardır. Bununla beraber benzer çalışmalarda, D'Lima vd. [37] total diz protezi sonrası protez elemanları yüzeyinde ve temas gerilmelerinin varus ve valgus neticesinde arttığını, Matsuda vd. [38] de 5° valgus dönmesinin yaklaşık olarak % 50 oranında arttırdığını açıklanmıştır.

Cheung vd. [39], ayak kemikleri ve yumuşak doku elemanlarının Şekil 2.24'de gösterilen uç boyutlu sonlu elemanlar modelini bilgisayarlı tomografi görüntüleri kullanarak oluşturmuşlardır. Ayak kemikleri ile yumuşak doku arasındaki yük dağılımını araştırdıkları çalışmada en büyük gerilmenin unc metatarsalda meydana geldiğini ifade etmişlerdir.



Şekil 2.24: İnsan ayak kemikleri modeli ve üzerindeki gerilme dağılımı [39]

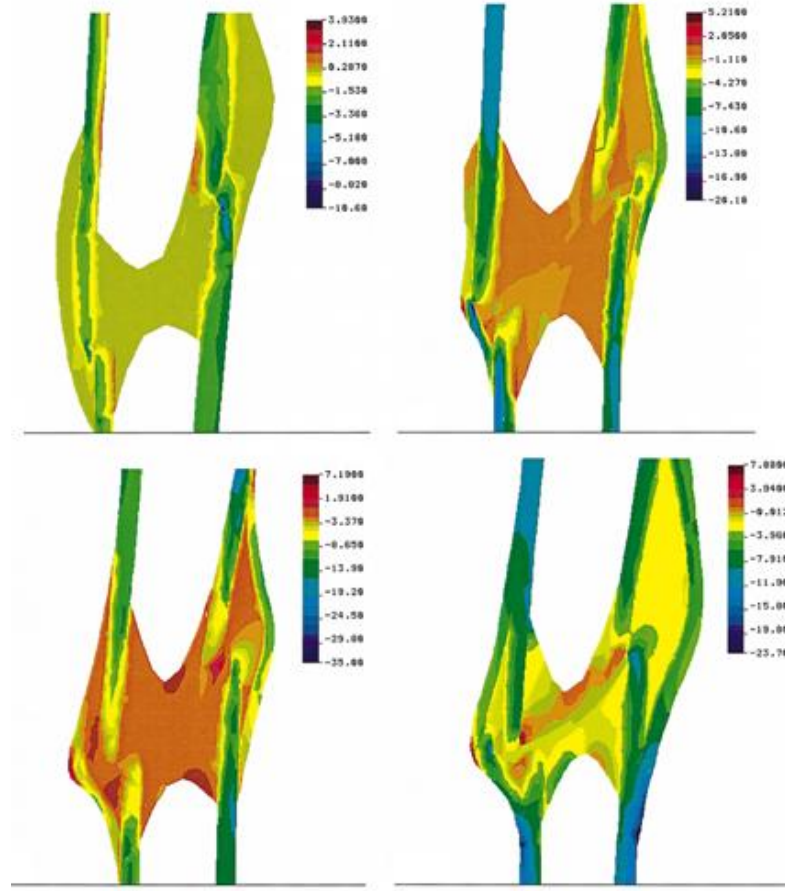
Müller vd. [40], insan tibiasının uç boyutlu modellenmesinde sonlu elemanlar P-metodunu kullanarak statik yüklemeler altındaki insan tibiasının gerilme analizini gerçekleştirmişlerdir. Sonlu elemanlar P-metodunun bu versiyonun h-metoduna göre farkı, kaliteli ve birbiri ile bağlantıları iyi olan büyük boyutlu ağ elemanları oluşturması ve bu elemanlardan oluşan yüzeyin geometrik modele uygun olması gerektiğini göstermişlerdir.

Taylor vd. [41], epifisislerde 1 mm aralıkla diafisiste ise 5 mm aralıklarla çekilen bilgisayarlı tomografi (BT) ile modelledikleri insan femurunun sonlu elemanlar metodu ile doğal frekans analizleri yapmışlardır. Yaptıkları analizlerle femurun elastik sabitlerini saptamışlar ve ultrasound yöntemi ile bulunan değerleri karşılaştırmışlardır.

Mehta vd. [42], sonlu elemanlar metodu yardımıyla tibia modeli üzerinde gerilme ve gerinim değerlerini araştırmışlardır. 130 mm'lik kısmi tibia ile 443,5mm' lik tam tibia modelini ele alarak farklı katmanların farklı malzemelerden oluştuğu ifadesiyle farklı malzeme özellikleri ile hesaplamışlardır. Tibia üzerinde sadece basma yükü düşünülerek yapılan çalışmaların sonucunda en büyük zorlanma ve gerilmelerin değerlerini ve yerlerini ifade etmişlerdir.

Ota vd. [43], Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntülerinden yararlanarak insan femurunun tetrahedral elemanlardan oluşan sonlu elemanlar modelini elde etmişlerdir. Deneysel çalışma aşamasında ise kırık yapıya gerinim ölçer (strain gage) yerleştirilerek kemik yüzeyinde meydana gelen gerilmeleri ve konumlarını belirlemişlerdir. Sonlu elemanlar modelinden elde edilen sonuçlar ile deneysel sonuçları karşılaştırmışlardır.

Gardner vd. [44], insan tibiasının sonlu eleman modelini yine BT görüntüleri yardımıyla modellemişlerdir. Tibia üzerinde oblik bir kırık mevcut olduğundan iyileşme sürecinde eksternal bir fiksator ile sabitlenmiş ve 4., 8., 12. ve 16. haftalardaki kallus dokusunun gelişimini ve mekaniğini incelemişlerdir. Bu haftalar için ayrı modeller oluşturarak yaptıkları analizlerde uygulanan yükün kemik ve kallus yapısında meydana getirdiği gerilme dağılımını göstermişlerdir. Şekil 2.25'de haftalara bağlı olarak modellenmiş tibia kırığının sonlu elemanlar modeli üzerinden elde edilen gerilme dağılımları gösterilmiştir.



Şekil 2.25: Zamana bağlı tibia kırığının iyileşme modeli [44]

Miyoshi vd. [45], tibial protez elemanının farklı geometrileri için üç boyutlu sonlu eleman analizi uygulamışlardır. Tibial protez elemanının yüzeyinde meydana gelen gerilme ve deformasyonun geometriye bağlı olarak değişip değişmediğini araştırmışlardır. Vazquez, vd. [44], sonlu elemanlar analizini kullanarak, farklı geometrideki üç vidaya iki çapraz vida eklenerek kaynama bölgesindeki başlangıç stabilitesini karşılaştırmışlar ve iki vidanın doğrultusunun üçüncü vida konumunun stabilitesini belirlemede önemli olduğunu tespit etmişlerdir. Beillas, vd. [47], hızlı hareket etme esnasında, in vivo (canlı) diz mafsalları davranışını belirlemek için sonlu eleman modelinin uygulanabilirliğini göstermişlerdir. Coureau vd. [48], BT görüntülerinden elde edilen insan femurunun üç boyutlu sonlu eleman analizini yapmışlardır. Deneysel ve sayısal sonuçlar arasındaki hata yaklaşık olarak % 4 olduğunu ifade ederek sonlu elemanlar çalışmasının doğruluğunu ifade etmişlerdir.

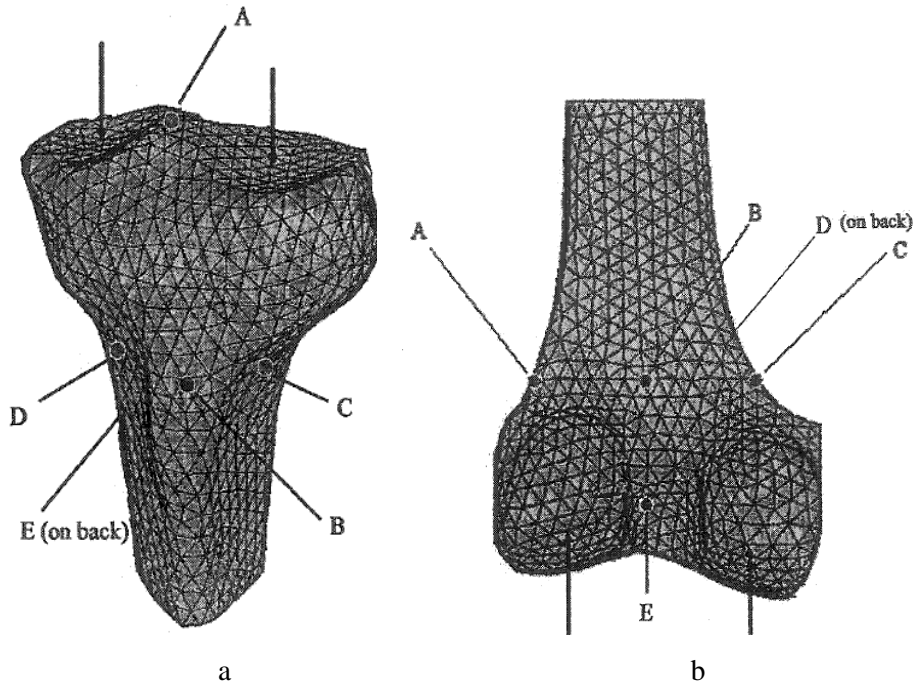
DeFrate, vd. [49], iki ortogonal floroskopik görüntüleri ve 3D Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) tabanlı modelleri içeren yeni bir metodu kullanarak canlı organizmadaki diz bükülmesi esnasında tibial ve femoral kıkırdak arasındaki temas mesafesini ölçmüşlerdir. Çalışmalarının sonucunda, MRG esaslı diz modelleri, ligamanların ve diğer yumuşak doku deformasyonunu araştırmakta kullanışlı olduğu ve dizin eklemsel temasını belirlemek için uygun bir teknik olduğunu göstermişlerdir.

Cheung, vd. [50], yürüme esnasındaki yüklemenin tesiri altında kalan ve arka pozisyonda femur üzerindeki intramedüller çivilemesinin sonlu eleman analizini yapmışlar ve yük dağılımlarını belirlemişlerdir. El'Sheikh, vd. [51], sendeleyerek yürüme esnasında kalça kemiği mafsallarının üzerine gelen statik ve dinamik yükler arasındaki karşılaştırmayı ve benzetimini sonlu elemanlar metodu yardımıyla tamamlamıştır. Sonlu eleman analizi sonuçlarının, klinik öncesi gerçekleştirilmesi halinde cerrahi bölgesinin belirlenmesi ve boyutlandırılması açısından önemli olduğunu bu çalışma ile ifade etmektedirler.

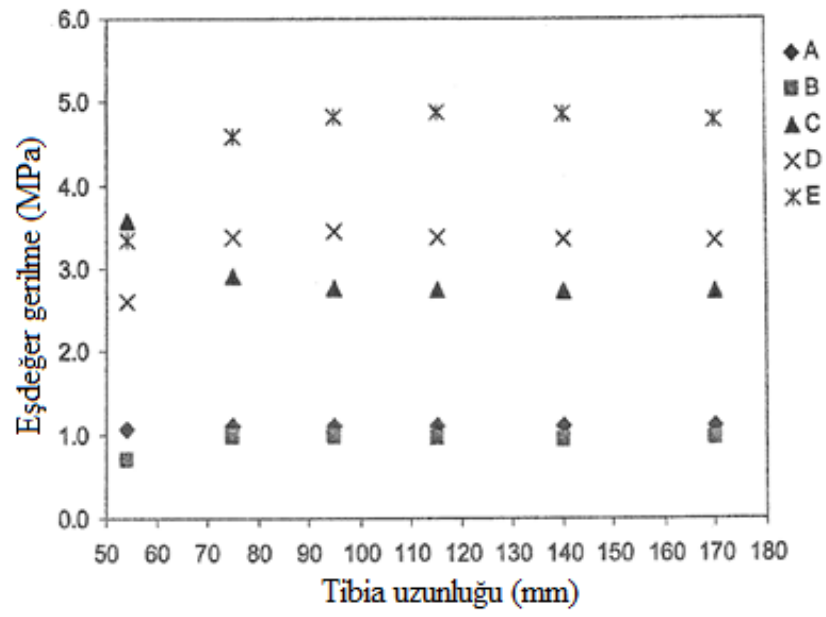
Sonlu elemanlar modelleri, ortopedideki karmaşık biyomekanik problemleri çözümlmek için bir araç olarak 1972 de Brekelmans vd. [52] tarafından kullanılmaya başlanmıştır. Sonlu elemanlar destekli çözümlmelerinin en çok kullanıldığı eklem, tibia ve femur eklemde dejeneratif arthirit ve fiksasyon ile protez yerleştirmeleridir. Pissinou ve Barok [53] çalışmaları ile bu alandaki kabul edilen sonlu elemanlar çözümlme işlemlerine öncü olmuşlardır. Aynı zamanda sonlu elemanlar biyo modeli uygulamaları kemik çimentosu ile yapılan uygulamalarda cerrahide kemik çimentosu ara yüzünün boyutlarının optimal modellenmesine de olanak sağlamaktadır. Bu uygulamalar ile ilgili olarak Askew vd. 1978 [54-56] ile Walker vd. [57] merkezi fiksasyona eklemelerde üst tibial protezin gerilme dağılımını bulmuşlardır. Bununla beraber, eksantrik yüklemenin tibianın üst bölgesindeki kemik çimentosunda daha fazla gerilmeye neden olduğunu Eibeck vd. [58] çalışmalarında sonlu elemanlar analizi yardımıyla ortaya koymuşlardır. Yine biyomekanik bir çalışma olarak Lewis vd. [59] metal tibia tablasının polietilenden yapılmış malzemeye göre kemik çimentosunda daha az gerilmeye neden olduğunu belirtmişlerdir. Kemik çimentosu olmadan bir fiksasyon yapılabilmektedir. Bu

şeklilde bir işlemin yapılacağı zaman mutlaka kanselöz vida ve pimler kullanılması gerektiği yine sonlu elemanlar analizi ile belirlenmiştir. Hashemi ve Shirazi [60] tarafından, fiksasyon vidalarının implant-kemik ara yüzündeki mikro hareketlenmeyi kanca yada çivilemeli birleştirmelere göre azalttığını belirtmişlerdir.

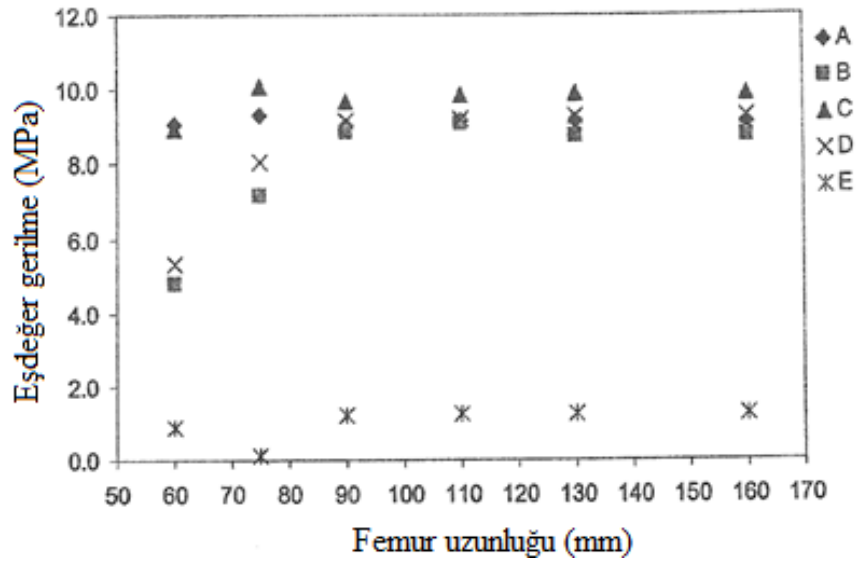
Şekil 2.26'da Ionescu [61] çalışmasında kullandığı, farklı bölgelerden gerilmeler olarak gerilme dağılım durumlarının karşılaştırılması için örnekleme bölgeleri, Şekil 2.26 a'da tibia için belirlenen bölgelerdeki, Şekil 2.26 b'de ise femur için belirlenen bölgelerdeki gerilmelerin durumları verilmektedir. Şekil 2.27 a ve b' de bu bölgelerdeki kemik yapı uzunluklarına göre von misses eşdeğer gerilme değerleri gösterilmiştir. Diafizyal uzunlukta en çok gerilmenin ve en az hassasiyetin olduğu ve yaklaşık 80 mm'lik bir tibia yada 90 mm' lik femur uzunluğunda araştırma yapmanın bölgesel olarak gerilme dağılımlarının belirlenmesine olanak sağladığını belirtmiştir. Aynı şekilde femur ve tibia üzerinde belirlenen beş farklı noktadaki gerilmelerin toplam kemik uzunlukları için bir belirteç fonksiyon olacağı da belirlenmiş olmaktadır [61].



Şekil 2.26: Gerilme durumlarının belirlenmesi için yapılan çalışmadaki bölgeler [61]



a



b

Şekil 2.27: Tibia ve femur için farklı noktalardaki eşdeğer gerilmeler [61]

2.4. Kemik ve Kemik Dışı Yapıların Mekanik Özellikleri

Kemikler yapıları gereği eksenlerine dik kesitleri farklı katmanlardan oluşmuş organlardır. Cerrahi ve tıbbi bilimler tarihinden daha da geçmişe dayanan bir zamana dayalı olarak kemikler üzerinde farklı araştırmalar yapılmaktadır. Kemik malzeme yapısının ve özelliklerinin doğru tayini istenilen mekanik sonuçların doğruluğunu etkilemektedir.

Kemik yapısının özellikleri incelenirken gözle görülebilen kortikal ve süngerimsi yapının yanında özel mikroskoplarla tayin edilebilen trabeküler kafes yapısının ve kollejen liflerin mekanik özellikleri de günümüz imkânları ile ölçülebilmektedir. Araştırmalarda ölçüm yapabilen hassas gerinim ölçer cihazlar ile yük dağılımları belirlenerek kesme deneyleri ile kemik yapısının mekanik özellikleri belirlenmektedir. Teknolojik imkanlar 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.

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.

2.4.1. Kortikal kemiğin mekanik özellikleri

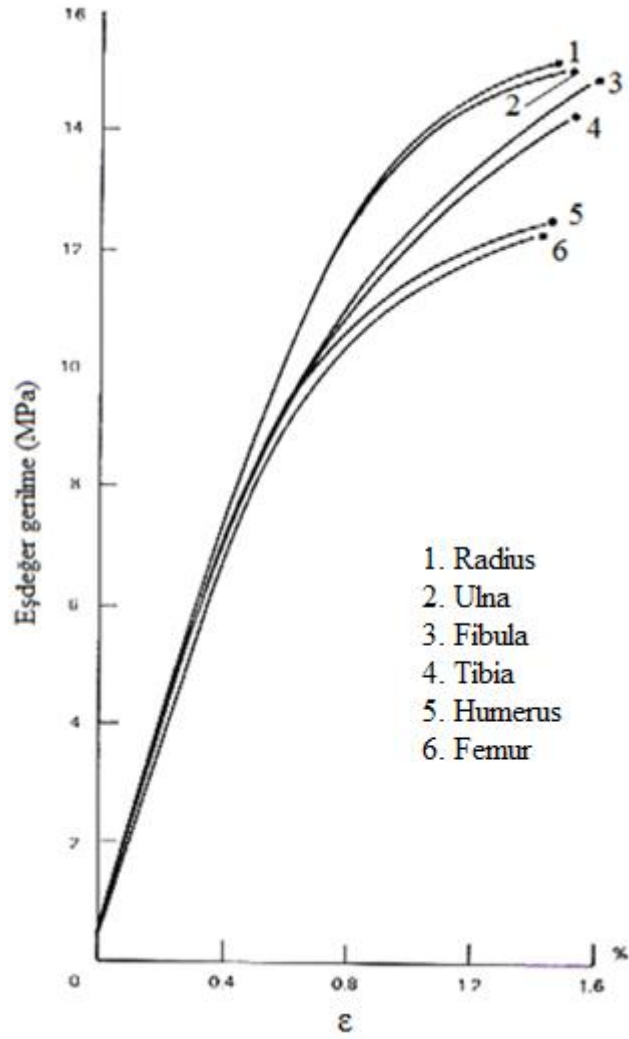
Kemik yapının en büyük kısmı oluşturduğu için bilgisayar destekli simülasyonlarda kemik malzemesi olarak kortikal kemik özellikleri kullanılır. Tablo 2.2'de insan yaş femur kortikal kemiğinin yaşlara göre mekanik özelliklerinin dağılımı gösterilmiştir. 20-29 yaş arasındaki insanların femur kortikal kemiğinin maksimum çekme gerilme dayanımı en yüksektir ve yaşlandıkça azalarak 60-79 yaş arası %30 oranında bir

düşüş göstermektedir. Maksimum gerilme dayanımı cinsiyetten bağımsızdır. Femurun orta bölgesindeki kortikal kemiğinin maksimum gerilme dayanımı, diğer kısımlarından daha yüksek olduğu yapılan araştırmalar sonucu bulunmuştur. Şekil 2.28'de gösterilen değerlerden elde edilen sonuç maksimum gerilme dayanımının kısa kemiklerde (radius) daha fazla olduğudur. Bununla beraber, hava ile kurutulmuş kemiklerin maksimum gerilme dayanımları ve elastikiyet modülleri yaş kemiklere göre daha büyüktür. Maksimum uzama oranının da cinsiyetten bağımsız olduğu gözlenmiştir [22]. Femurun orta üçüncü ve medial kısmındaki kortikal kemikler diğer bölgelere nazaran daha büyük bir uzama göstermişlerdir.

Tablo 2.2: İnsanın femur kortikal kemiğinin yaşlara göre mekanik özellikleri [30]

Mekanik Özellikler	Yaş Grupları								Ortalama
	10-19	20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	70-79	80-89	
MGD(MPa)	113.7	122.5	119.5	117.7	3.1	86.2	86.2	-	106.8
MUO	1.48	1.44	1.38	1.31	1.28	1.26	1.26	-	1.35
MBD(MPa)	-	166.6	166.6	160.7	154.8	145	-	-	158.8
MKO	-	1.9	1.8	1.8	1.8	1.8	-	-	1.8
MED(MPa)	150.9	173.5	173.5	161.7	154	139.2	139.2	-	157
USD	0.086	0.075	0.066	0.062	0.062	0.053	0.053	-	0.062
MBURD(MPa)	-	57	57	52.6	52.6	48.6	48.6	48.6	53
MD	-	0.028	0.028	0.025	0.025	0.027	0.027	0.027	0.027
Bur EM (MPa)	-	3430	3430	3136	3136	2940	2940	2940	3136
YD (N/mm)	-	88.2	86.2	84.3	-	80.4	80.4	80.4	84.3

MGD, maksimum gerilme dayanımı; MUO, maksimum uzama oranı; MBD, maksimum basma dayanımı; MKO, maksimum kısılma oranı; MED, maksimum eğilme dayanımı; USD, maksimum sehim; MBURD, maksimum burulma dayanımı; MD, maksimum distorsiyon; Bur.EM, burulma elastisite modülü; YD, (radyal yönde) yarıma dayanımı.



Şekil 2.28: 20-39 yaş grubu insanlara ait farklı kemiklerin, çekme deneyleri sonucu bulunan, σ - ϵ eğrileri [22,30].

Kemiklerin kuru veya yaş olmasının elastisite modülleri arasındaki farkı önemli derece artırdığı görülmektedir. Islatarak yumuşatılmış femur kortikal kemiğinin elastisite modülü ise 15696 N/mm^2 (15.696 GPa) dir. Yaş ve kuru kemikler için sürünme oranı maksimum gerilme dayanımının %65'i olmakta, ıslatılarak yumuşatılmış kemikte ise bu oran %70'i olmaktadır [22,30].

Kortikal kemiğin basma özelliği Tablo 2.2'de basma mekanik özelliklerinden maksimum basma gerilmesi ve maksimum kısalma oranları yaş gruplarına göre gösterilmiştir. Tablo 2.2'de gösterildiği gibi maksimum basma dayanımı 20-39 yaş grubu için en fazla olmakta ve yaşlandıkça azalarak, 60-69 yaş grubu için %13'lük bir azalmayla, en aza inmektedir. Basma dayanımı cinsiyetten bağımsız olup femurun orta bölgesindeki kortikal kemikler diğer bölgelere göre çok daha fazla dayanımlıdır [30]. Bir diğer mekanik özellik olarak kortikal kemiğin eğilme özelliği Tablo 2.2'de gösterildiği gibi maksimum eğilme dayanımı 20-39 yaş grubu insanlarda olmaktadır ve yaşlandıkça azalarak 60-79 yaş grubu insanlarda, %20 oranında azalma göstererek, en düşük seviyeye düşmektedir.

Tablo 2.3'te farklı kemiklerin eğilme dayanımları verilmiştir. Hava ile kurutulmuş kemikler yaş kemiklere nazaran 1.35 kat daha dayanıklı olmaktadır. 20-39 yaş grubu insanların kurutulmuş femur kortikal kemiğinin dayanımı 235.44 N/mm^2 iken ortalama dayanım (tüm yaş grubu göz önüne alınırsa, kurutulmuş kemikler için) 211.896 N/mm^2 olmaktadır. Tablo 2.2'den maksimum spesifik sehim (USD) 10-19 yaş grubu insanlarda olduğu ve yaşlandıkça düştüğü (%38 oranında) görülmektedir. Ayrıca Tablo 2.3'de farklı kemiklere ait USD miktarları gösterilmiştir.

Tablo 2.3: 20-39 yaşlar arasındaki insanların farklı kemiklerinin eğilme mekanik özelliklerinin dağılımı [21,28]

Kemik Çeşidi	Femur	Tibia	Fibula	Humerus	Radius	Ulna	Ortalama
MED (MPa) Yaş Kemik	173.64	199.7	21705	191	217	217	203.56

Kayma özelliği yetişkinlerin yaş kortikal kemiklerinin maksimum kayma dayanımları, kemik eksenine dik yönde, femur için en büyükken, radius için en küçük olmaktadır. Yaş femur kortikal kemiğinin burulma dayanımı en fazla 20-39 yaş grubundaki insanlarda olmakta ve yaşlandıkça azalarak %15 oranda (en yaşlı grup için) küçülmektedir. Diğer mekanik özelliklerden farklı olarak burulma mekanik özelliği cinsiyete göre değişmekte ve kadınlarda daha küçük bir değerde

olmaktadır. Hava ile kurutulmuş kemiklerde burulma dayanımı daha büyük olmaktadır [30].

Anterior-posterior (ön-arka) yönde insan iskelet yapısındaki uzun kemiklerinin maksimum sehimleri mm olarak Tablo 2.4'de verilmiştir. Buna göre yaş gruplarının ortalaması alınarak elde edilen sonuçlara göre rotasyonda, yük taşımaya göre daha aktif görev yapan fibula kemiği en fazla sehim miktarını vermiştir. Buna karşılık olarak diz eklemi kemiklerinden en az sehim miktarını tibia kemiği vermektedir [30].

Tablo 2.4: Anteroposterior yönde insan uzun kemiklerinin maksimum sehimleri (mm) [30]

Kemik Çeşidi	Yaş Gurubu					Ortalama
	20-39	40-49	50-59	60-69	70-89	
Femur	12.3	11.4	10.6	10.2	9.6	11.1
Tibia	10	9.2	8.6	8.4	7.8	9
Fibula	16.2	14.6	13.9	13.3	11.8	14.3
Humerus	10	9.6	8.9	8.3	8	8.8
Radius	10.4	9.6	.9	8.3	8	9.3
Ulna	11.1	10.1	9.2	8.4	8.1	9.4

Sonlu elemanlar modelinde kullanılan izotropik malzeme özellikleri ise tibia ve femur kemiği için Tablo 2.5'de gösterilmiştir. Yine bir başka çalışmada 20 ile 39 yaş arası insanların uzun kemiklerinin eğilme mekanik özelliklerini kullanılmış ve bu değerler Tablo 2.6'da gösterilmiştir [30]. Literatür çalışmalarında farklı araştırmacılar tarafından açıklanan tibia ve femur kemikleri için ortotropik malzeme özellikleri ise Tablo 2.7'de gösterilmiştir.

Tablo 2.5: Tibia ve femur kemik yapısı için izotropik malzeme özellikleri [30]

Kemik yapı	Tibia için Elastikiyet modülü (E) GPa	Femur için Elastikiyet modülü (E) GPa	Poisson oranı (ν)
Kortikal kemik	12	17	0.3
Kanselöz kemik	0.7	0.7	0.3

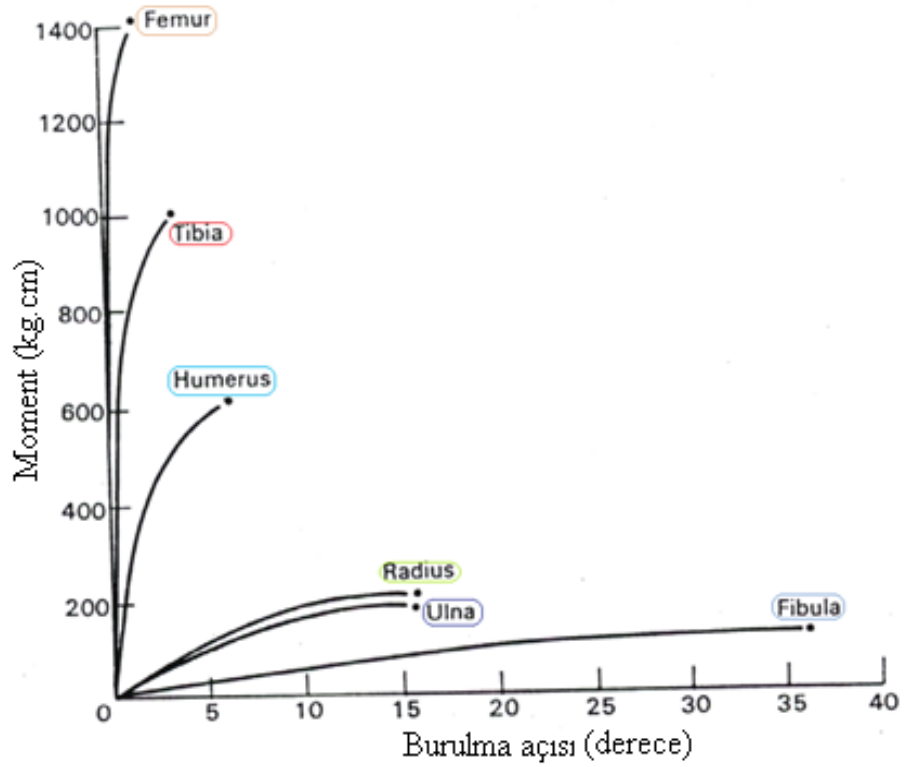
Tablo 2.6: 20-39 yaş arası insanların uzun kemiklerinin eğilme mekanik özellikleri [22,30]

	Femur	Tibia	Fibula	Humerus	Radius	Ulna
Elastikiyet Modülü (GPa)	18.34	11.97	12.36	10.01	15.89	15.40

Tablo 2.7: Literatür çalışmalarında kullanılan ortotropik kemik malzeme özellikleri [62]

	Reilly ve Burstein	Knets ve Maleisters	Van Buskirk ve Ashman	Ashman vd.	Rho
Kemik	Femur	Tibia	Femur	Femur	Tibia
E_1	11.5	6.91	13	12	11.7
E_2	11.5	8.51	14.4	13.4	12.2
E_3	17	18.4	21.5	20	20.7
G_{12}	-	2.41	4.74	4.53	4.1
G_{13}	3.28	3.56	5.85	5.61	5.17
G_{23}	3.28	3.56	5.85	5.61	5.17
ν_{12}	0.58	0.488	0.37	0.376	0.42
ν_{13}	-	0.119	0.24	0.222	0.237
ν_{23}	-	0.142	0.22	0.235	0.231
ν_{21}	0.58	0.622	0.42	0.422	0.435
ν_{31}	0.46	0.315	0.4	0.371	0.417
ν_{32}	0.46	0.307	0.33	0.35	0.39

Yetişkinlere ait yaş uzun kemiklerin burulma mekanik özellikleri Şekil 2.29'da gösterilmiştir. Kemik yapıları ve geometrileri bilindiğine göre birbirleriyle boyutsal olarak kıyaslanabilir. Böylece, kırılma momentinin kemiğin kalınlığı ile orantılı olduğunu tam tersi olarak da burulma açısının ise kalınlıkla ters orantıda olduğu açıklanmaktadır. Kadın kemiklerinin kırılma momenti, erkeklerin kemiklerinin kırılma momentinden yaklaşık %20 daha azdır [22,30]. Burulma açısı ve dayanımı cinsiyet farklılığından bağımsızdır.



Şekil 2.29: Yetişkin insanların uzun kemiklerinin moment-burulma eğrileri [22,30]

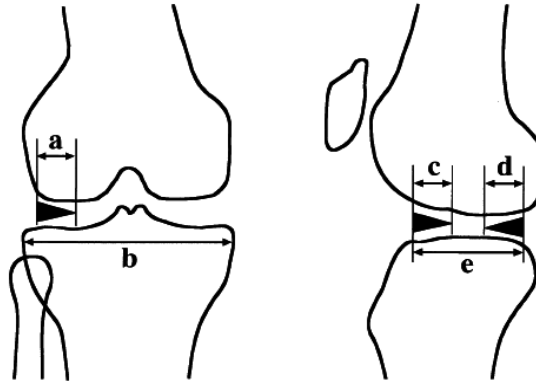
2.4.2. Kıkırdak yapının mekanik özellikleri

Kıkırdığın mekanik özelliklerini saptamak için başta basma deneyi olmak üzere kesme, çentik ve çekme deneyleri uygulanır. Ming vd. [63] tarafından yaşları 16-83 arası değişen 5'i kadın olmak üzere 31 insanın sol tibialarının proksimal uçlarından silindirik parçalar şeklinde çıkartılan kıkırdak numuneleri üzerine yapılan yüklemelerle mekanik özellikleri saptanmaya çalışılmıştır. Deneylerde ilk olarak 0.09 MPa karşılık gelen 4N'luk bir ön yükleme uygulanmış daha sonra 1 kN'luk yükleme yapılarak deney parçasının, basma deneyi için, σ - ϵ eğrileri çıkartılmıştır. Araştırmacı deney kemiklerini 16-39 arası genç kemik, 40-59 arası orta yaşlı ve 60-83 arası yaşlı olmak üzere ayırmıştır. Bu yaş gruplarına göre kıkırdak kemik ve kortikal kemiğin elastiklik modülünü bulmuşlardır. Kortikal kemiğinin kemik dayanımı, kıkırdığın dayanımının 11 katı olduğu ve yapısal diğer nedenlerden dolayı mekanik deneylerinde kıkırdak göz ardı edilmekte ve deney esnasında ve saklama sürecinde olumsuz şartlar oluşturduğundan deney parçasından kaldırılmaktadır [64-

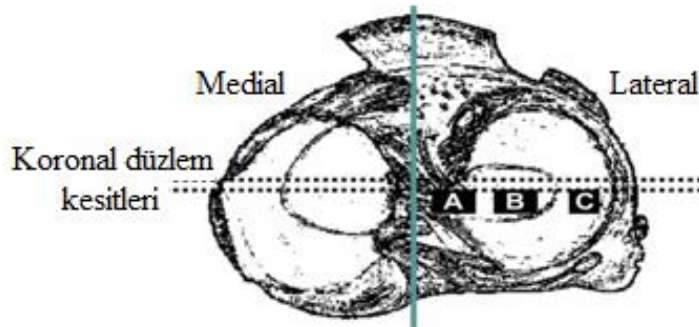
66]. Bu çalışmalardan yola çıkarak, kıkırdak yapının elastikiyet modülü (E) 5 MPa ve poisson oranı (ν) 0.46 olarak elde ifade edilmektedir.

2.4.3. Menüsküslerin mekanik özellikleri

Menüsküs yapılar diz ekleminde gerek sönümleme gerekse kuvvet aktarımında önemli bir işleve sahiptir. Şekil 2.24 a ve b' de diz mekanizmasında menüsküslerin dizilimi ve konumu görülmektedir. Buna göre koronal ve sagittal kesitte menisküs boyutları a, c, d ile tanımlanırken tibial yüzey uzunlukları b ve e olarak tanımlanmıştır. Bu boyutların ortalama bir insana göre alındığı varsayılarak elde edilen menüsküslerin izotropik malzeme özellikleri, elastikiyet modülü (E) 59 MPa ve poisson oranı (ν) 0.49 olarak tanımlanmaktadır.



a [55]



b [56]

Şekil 2.30: Menüsküs yapıların diz mekanizmasındaki görünümleri

2.5. Kemik Yapının Viskoelastik Davranışı

Zamana bağılı mekanik özellikleri, uygulanan kuvvetin deformasyona olan oranına bağılı özellik gösteren malzemeler viskoelastik malzemeler olarak nitelenir. Viskoelastik malzemeler, viskoz ve elastik yapılardan oluşur. Bütün visko elastik materyallerin taşıdığı ortak özellikler sünme, gevşeme, enerji kaybı ve sönümlemedir. Buna göre, viskoelastik bir malzeme aniden etkiyen sabit bir yüke maruz kaldığında, zaman içerisinde değişen miktarda deformasyon göstermektedir. Bir yayın karalı hale geçmesine benzer olarak kuvvet tesirinden sonra hızlı bir geçiş süreci sonunda kararlı konuma ulaşması arasındaki doğrusal olmayan kararlılık durumu sünme olarak ifade edilir. Gevşeme özelliği ise, deformasyonun sabit kalmasına karşın kuvvetin zamana bağılı olarak azalması halidir. Histerezis, viskoelastik malzemelerde bir yük uygulanması ve sonra bu yükün kalkması sonrasında ortaya çıkan enerji düşümünü ifade etmektedir. Sönümleme özelliği ise, malzemenin şekil değiştirmesine neden olan kuvvetin uygulanma hızına olan direnci olarak ifade edilir.

Kemikler aynı zamanda viskoelastik malzeme yapısına sahiptir. Dayanımı ve elastikiyet modülü yük oranına bağılı olarak değişir. Hızlı yüklemelerde ve normal çalışma şartları haricinde ortaya çıkan daha büyük gerilmelerde daha çok uzayarak, yavaş yüklemelerde ve düşük gerilmelerde ise az deformasyona uğrayarak kırılır [64-66]. Bu nedenle daha hızlı yüklenme karşısında daha fazla enerji depolar, daha sert ve güçlü duruma gelir. Kortikal kemik trabeküler kemikten daha sert olup daha fazla yüke karşı koyabilir ancak deforme olabilme yeteneği daha azdır. Tüm vücut kemiklerinin %80'ini kortikal kemik oluştururken, kırılması için orijinal uzunluğunun %2'sinin aşılması yeterlidir. Bir arı peteği yapısında olan ve yüzey alanı daha geniş ve omurgalar ile uzun kemiklerin uç kısımlarında yer alan trabeküler kemiğin kırılması için kendi uzunluğunun %7'sinin geçilmesi gerekir. [67-68].

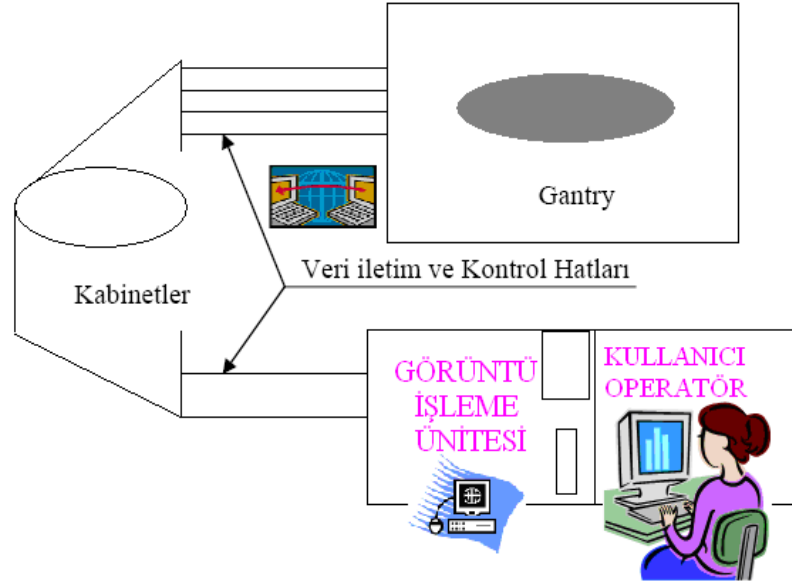
3. ÜÇ BOYUTLU BİYOMODEL TASARIMI

Radyo dalgalarını kullanarak tanı ve teşhis cihazların en çok bilinen ve kullanılanı Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI) ve Bilgisayarlı Tomografi (BT) üniteleridir. Bu cihazlardan elde edilen görüntüler tıbbi teşhis amacıyla kullanılmalarının yanı sıra mekanik analizler içinde kullanılarak 3B biyomekanik modelin temel geometrisinin katman filmlerini sağlamaktadır. Ancak cihazlardan elde edilen film katmanları cihazların özellikleri gereği farklı unsurlar içermektedirler. Bu farklı içerik özellikleri ile bilgisayar destekli birebir 3B biyomodelin elde edilebilmesi için BT ve MRI çekim tercihinin göre belirlemektedir [69]. Kemik yumuşak dokular BT görüntüleriyle elde edilebilirken, menüsküs ve çapraz ve yan bağlar gibi yapıların modellenmesi MRI görüntüleri yardımıyla yapılmaktadır.

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 kullanılan 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 [69].

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 şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil 3.1: BT görüntüleme cihazı bileşenleri

Gantry dönen bir halka biçiminde olup 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 [69]. Gantry içerisinde bulunan tanımlayıcı detektörler, çekim yapılan nesne yada hastadan geçen görüntü bilgilerini X-ışını demetlerini soğurmaktadır. Soğrulma neticesinde detektörden gelen veriler, bir analog - dijital dönüştürücü devre yardımıyla bilgisayarda işlenebilir sayısal verilere dönüştürülür. Tüm bu görüntü bilgileri BT cihazının görüntü bilgisayarlarında işlenerek BT görüntüleri resim olarak katman katman elde edilmiş olur.

Kabinetler, gantry sürekliliğini devam ettiren elektronik ve mekanik yapıları bulundurlar. Bunu sistemler arasında kullanılan iletişim arayüzü olarak da ifade etmek mümkündür. Kabinetlerde maignette bulunan helyum pompasının kontrol kartları, BT cihazına güç sağlayan kaynaklar ve kontrol kartları ve beslemeleri bulunur [69].

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 [69]. 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.

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 [69].

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.

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 [69].

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.

MR cihazlarının temel çalışma prensibi iyonların buldukları ortamdaki değişik hareket özelliklerine dayandırılmıştır. Bu hareketlilik özelliği ile elde edilen görüntüler, klinik anlamda insan vücudunun büyük bir kısmının sudan (H_2O) oluşması nedeniyle tüm vücut bölgelerinde hastalığın ya da deformasyonun özellikle de doku içerisindeki kötü yapıların teşhisinde kullanılır [69].

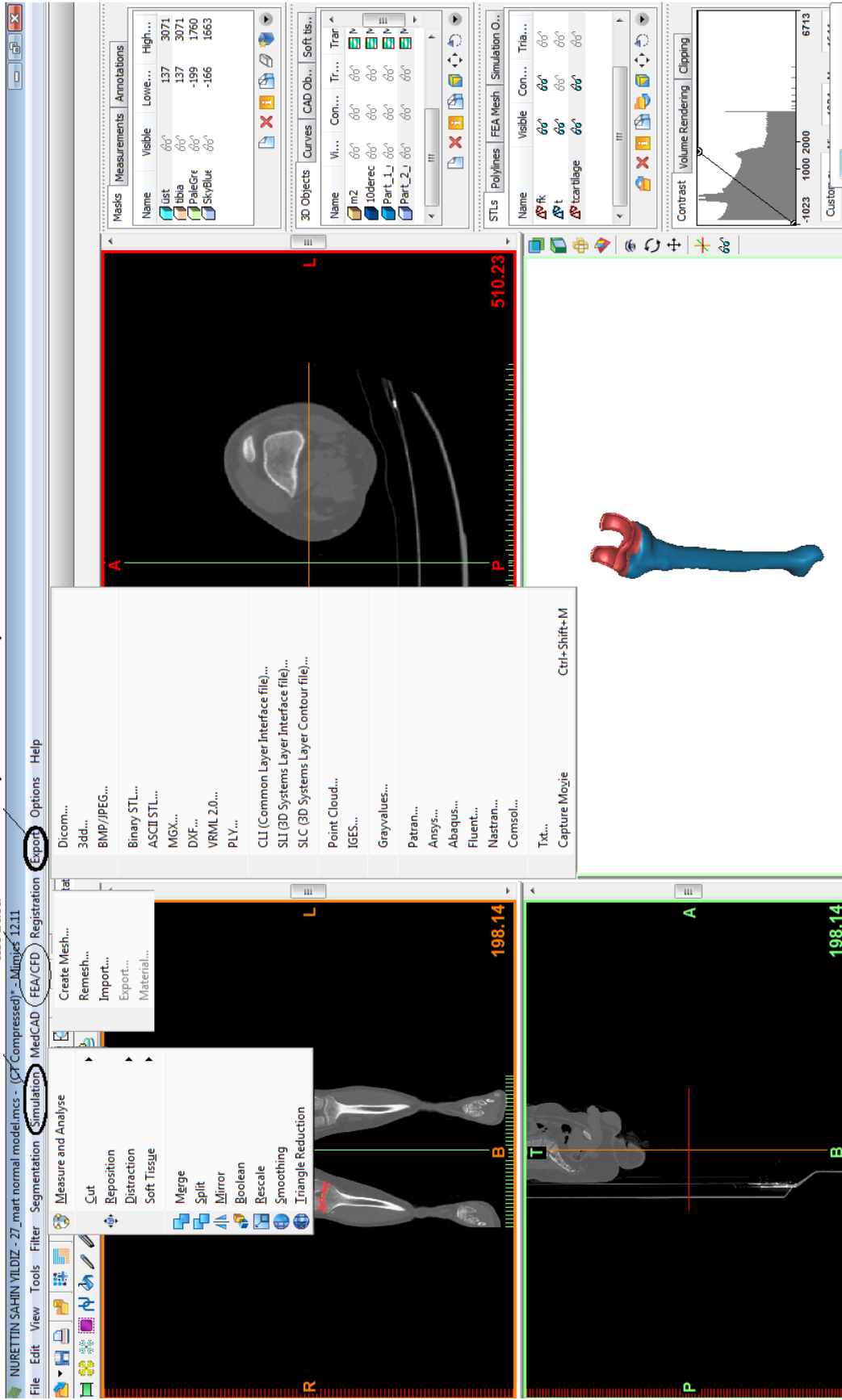
64x64 düşük matris değeriyle başlayan MRI bugünlerde 256x256 hatta 512x512 yüksek matris değerlerinde yüksek çözünürlükte görüntüler üretebilmektedir. Yüksek

karşıtlık (kontrast) değerine sahip olması sayesinde patolojik doku ve lezyonlar tanımlanabilmektedir. Ancak öznel olarak ayarlanamaması neticesinde birbirine benzer sinyal aralığı olan farklı lezyonların tanınmasında 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, çocuk yaş grubunda ve aynı hastada defalarca tekrarlanabilme avantajına sahiptir [69].

3.3. BT ve MR Görüntüleri Yardımı İle 3B Modelleme

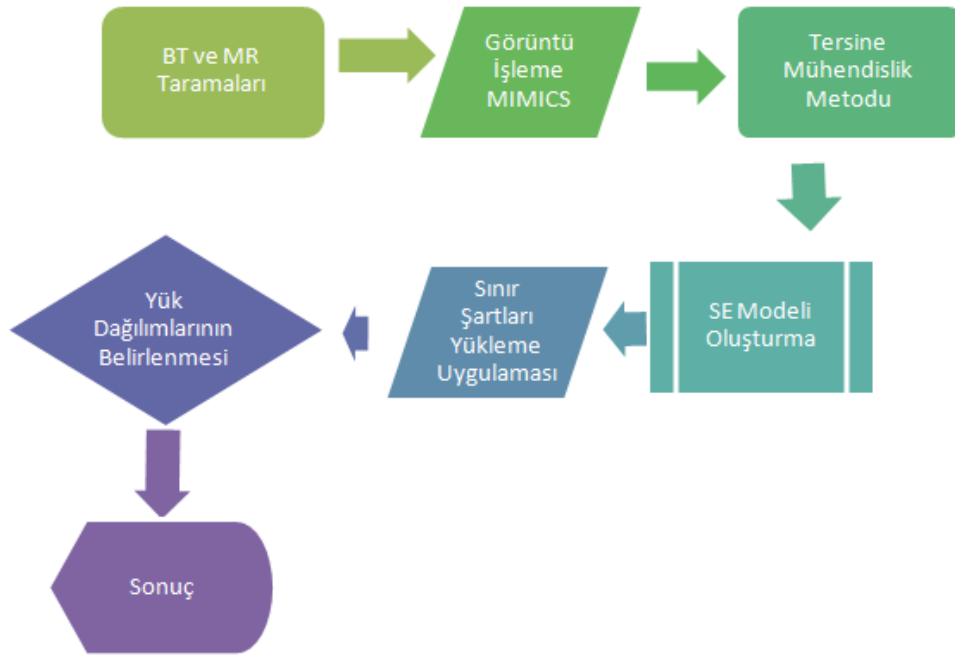
Materialise's Interactive Medical Image Control System (MIMICS) [70] görselleştirme ve segmentasyon işlemleri için BT ve MR görüntülerini kullanan interaktif bir yazılımdır. Çalışmada kullanılacak diz eklemi birebir modelleri BT ve MRI çekimleri sonrasında MIMICS yazılımı ile elde edilmiştir. Diz eklemi modellerinin düzenlenebilmesi için MIMICS yazılımı yanında tersine mühendislik yazılımlarından da yararlanılması gerekmektedir. Femur ve tibia gibi diz eklemi kemik modellerinde oluşan parlama (artifakt) ve çeşitli kemik olmayan yapıların BT görüntülerinde istenmeyen geometrilerin düzenlenmesi için GEOMAGIC yazılımından yararlanılmıştır. MIMICS yazılımı BT ve MR görüntülerini düzenleyen farklı modüllere sahiptir. Şekil 3.2'de gösterilen MIMICS ekran arayüzünde simülasyon, sonlu elemanlar ve haberleşme arayüzleri gösterilmiştir. 3B diz eklemi biyo modeline dönüştürülen BT ve MR görüntüleri bu modüller kullanılarak sonlu elemanlar tabanlı yazılımlara ve tersine mühendislik yazılımlarına aktarılabilmektedir.

Düzenleme modülü Sonlu elemanlar modülü Ansys vb. aktarım arayüzü

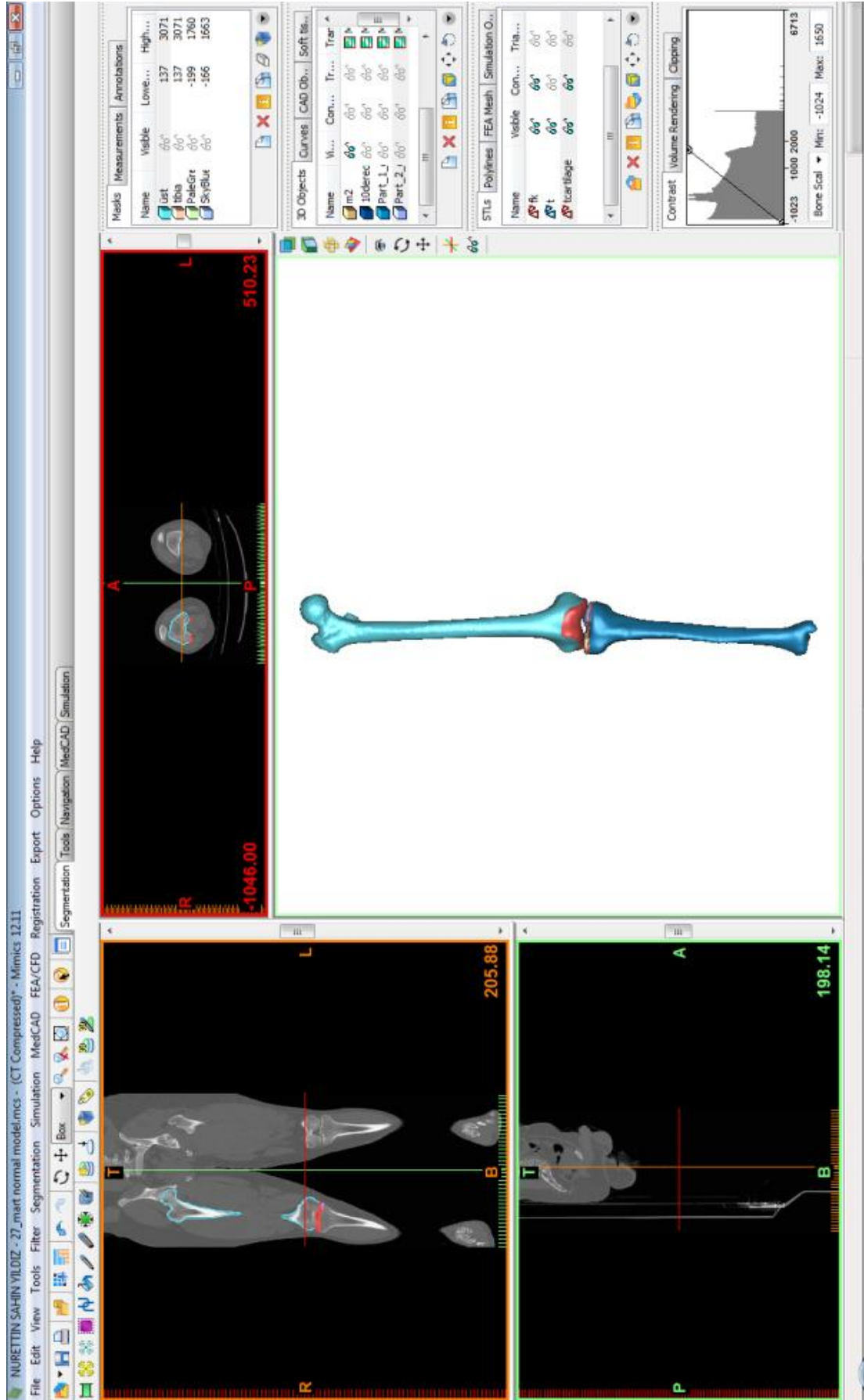


Şekil 3.2: MIMICS arayüzü ve unsurları

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. Nokta bulutu verisine dönüştürülen diz eklemi 3B biyomodellerinin GEOMAGIC tersine mühendislik yazılımı ile yüzey geometri düzenlemeleri gerçekleştirilmiştir. Stereolithography (STL) formatında veri aktarımı GEOMAGIC ve MIMICS arasında gerek ASCII gerekse binary biçiminde sağlanabilmektedir. STL formatında MIMICS arayüzüne aktarılan yüzey geometrileri düzenlenmiş 3B diz eklemi modelleri sonlu elemanlar simülasyonunda kullanım için uygun hale gelmektedir. Şekil 3.3' de 3B birebir biyomodel elde etmek için kullanılan iş akış presedürü gösterilmiştir. MIMICS kullanıcı arayüzünde yüzey geometrisi düzenlenmiş bir diz eklemi modeli Şekil 3.4'de gösterilmiştir.



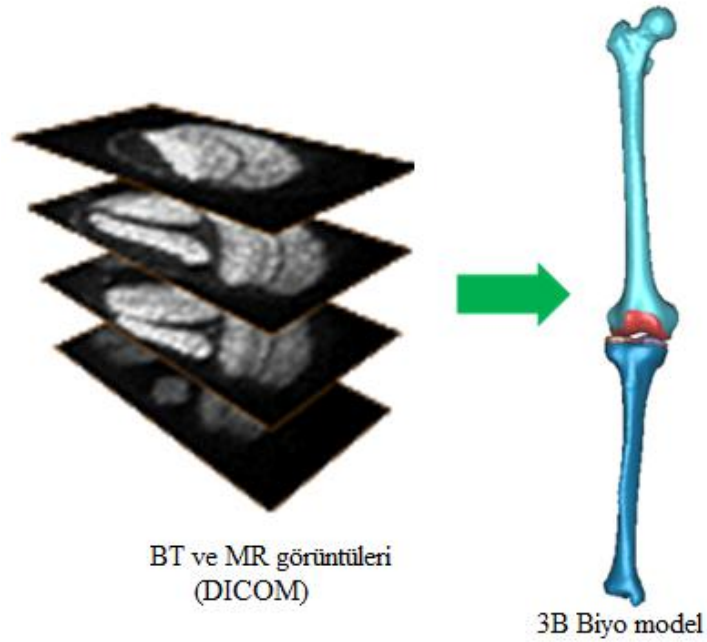
Şekil 3.3: 3B modelleme akış şeması



Şekil 3.4: MIMICS yazılımında elde edilen diz eklemi modeli

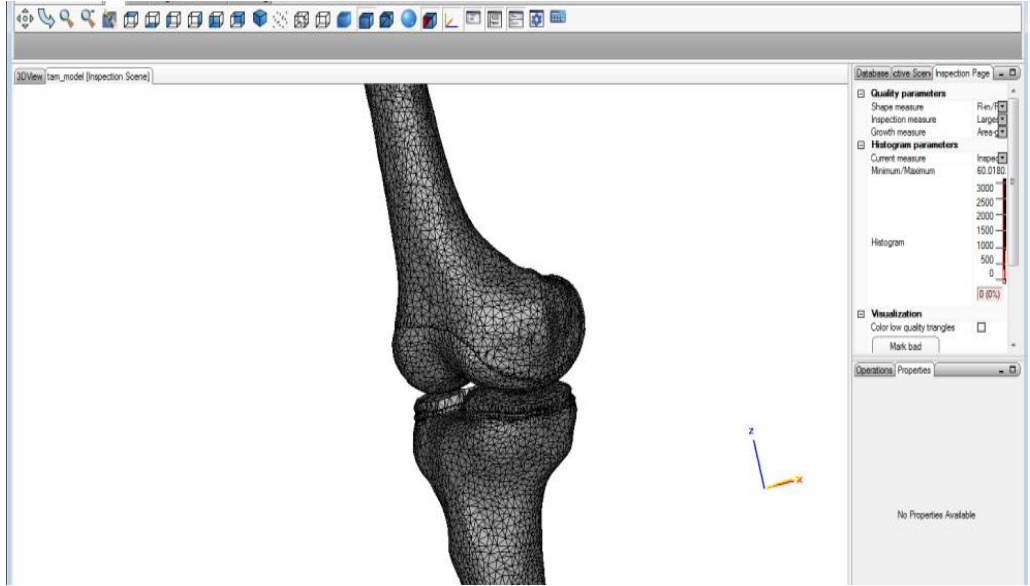
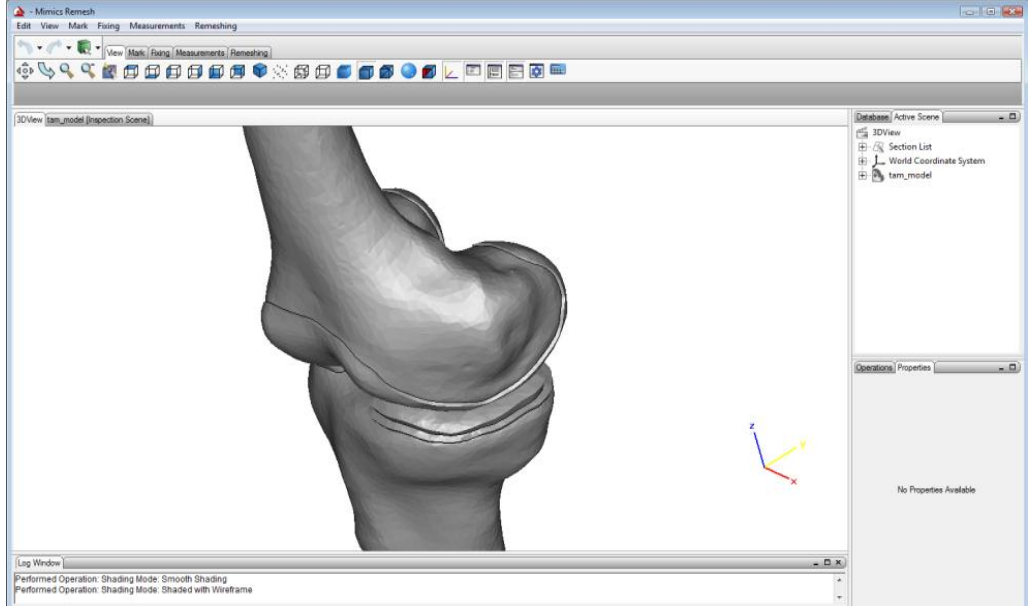
3.4. Sonlu Elemanlar Modeli Oluşturma

BT ve MRI görüntü katmanları MIMICS yazılımında DICOM (The Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında olmak kaydıyla kullanılabilir. Şekil 3.5'de 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 ekimi yapılan unsurun birebir katı 3B katı modeli elde edilir.



Şekil 3.5: MIMICS ile BT MR görüntülerinden modelleme

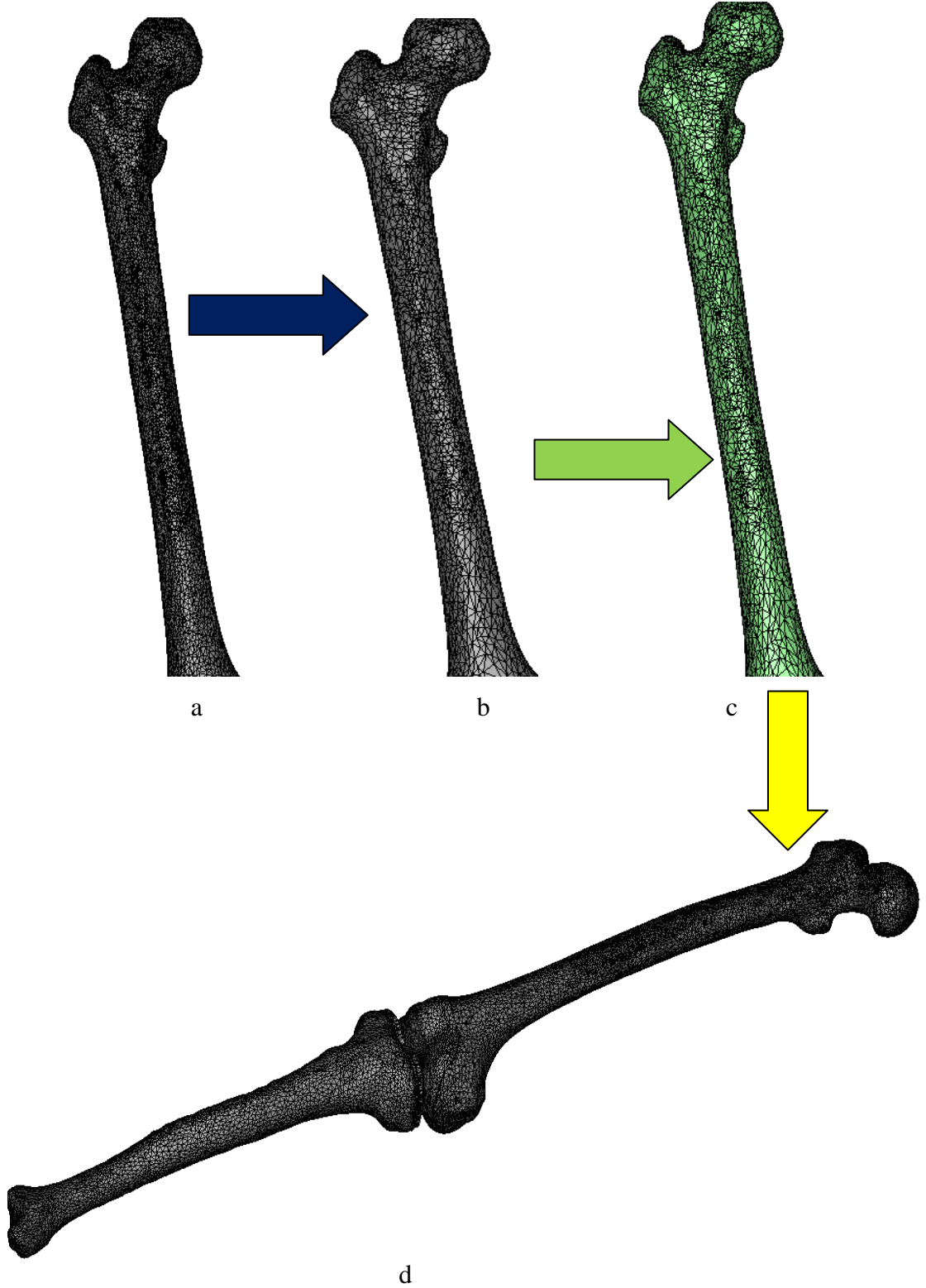
Sonlu elemanlar modeli olarak kullanılacak 3B biyomodellerin eleman tanımlaması ve ağ rgs MIMICS REMESH arayüzü ile oluşturulmuştur. Parçaların birbirleriyle temasları ayrılmayan montaj aracı ile tanımlanmıştır. MIMICS Remesh ile elde edilen hacimsel ağ örgüsüne sahip sonlu elemanlar modeli ağ elemanları ve katı model olarak Şekil 3.6'da gösterilmiştir.



Şekil 3.6: MIMICS remesh ile elde edilen sonlu elemanlar modeli

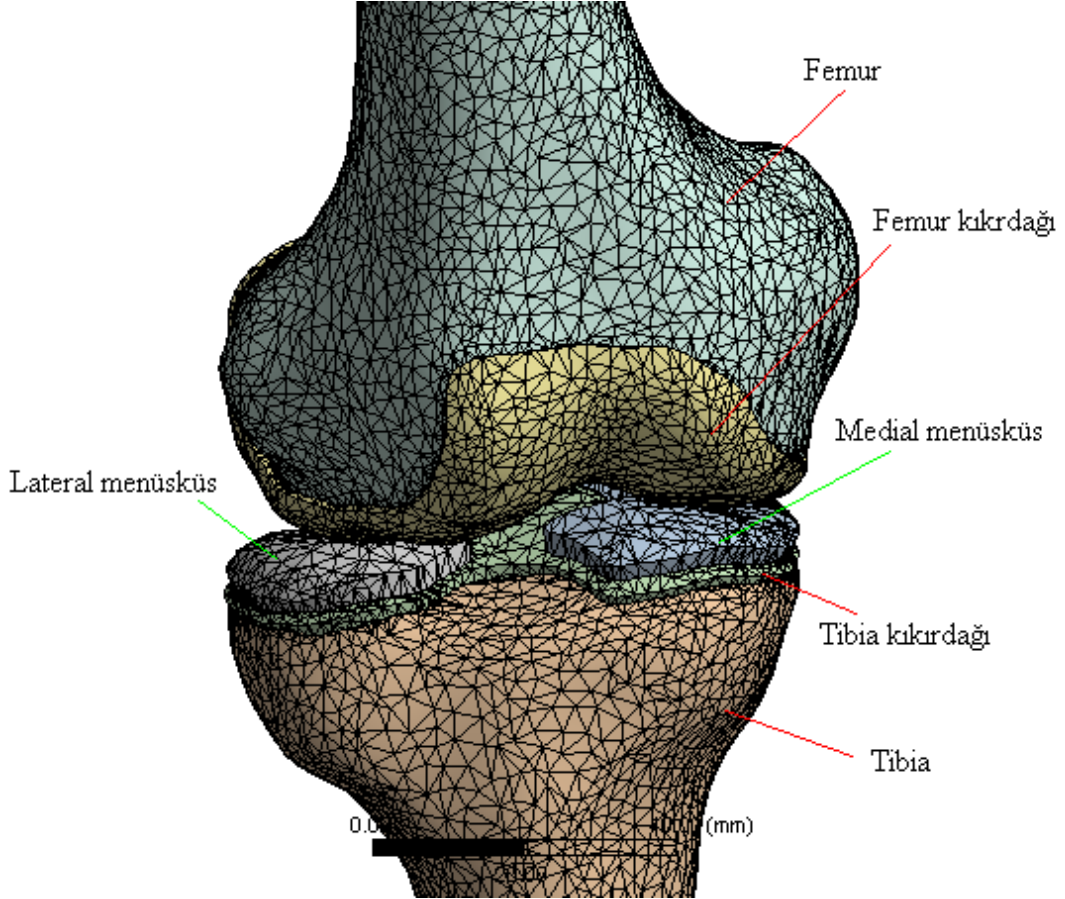
Ağ örgüsü hacimsel olacak şekilde terahedral elemanlar ile tanımlanmıştır. Eleman büyüklüklerinde ortaya çıkan hatalar, ağ örgüsünün düzenlenmesiyle çözülmüştür. Bu düzenleme çakışan veya sivri geometri oluşturan üçgenlerin düzenlenmesi veya eliminasyonu sonrasında, en büyük eleman ölçüsü 10 mm olacak şekilde yeniden ağ örgüsü oluşturularak yapılmıştır. Şekil 3.7'de ağ örgüsünü oluşturan elementlerin boyutsal olarak belirlenen oranda düzenlenmiş ve çizgisel çakışmaları giderilmiş hali gösterilmiştir. Şekil 3.7 a'da, ağ örgüsü düzenlenmemiş, Şekil 3.7 b'de ağ örgüsü düzenlenmiş fakat çakışmaları giderilmemiş ve Şekil 3.7 c'de ise ağ unsurunu

oluşturan üçgen elemanların çakışmaları giderilmiş ve düzenlenmiş femur modeli gösterilmiştir. Şekil 3.7 d'de ise diz eklemi modelinin düzenlenmiş ağ örgüsü gösterilmiştir.



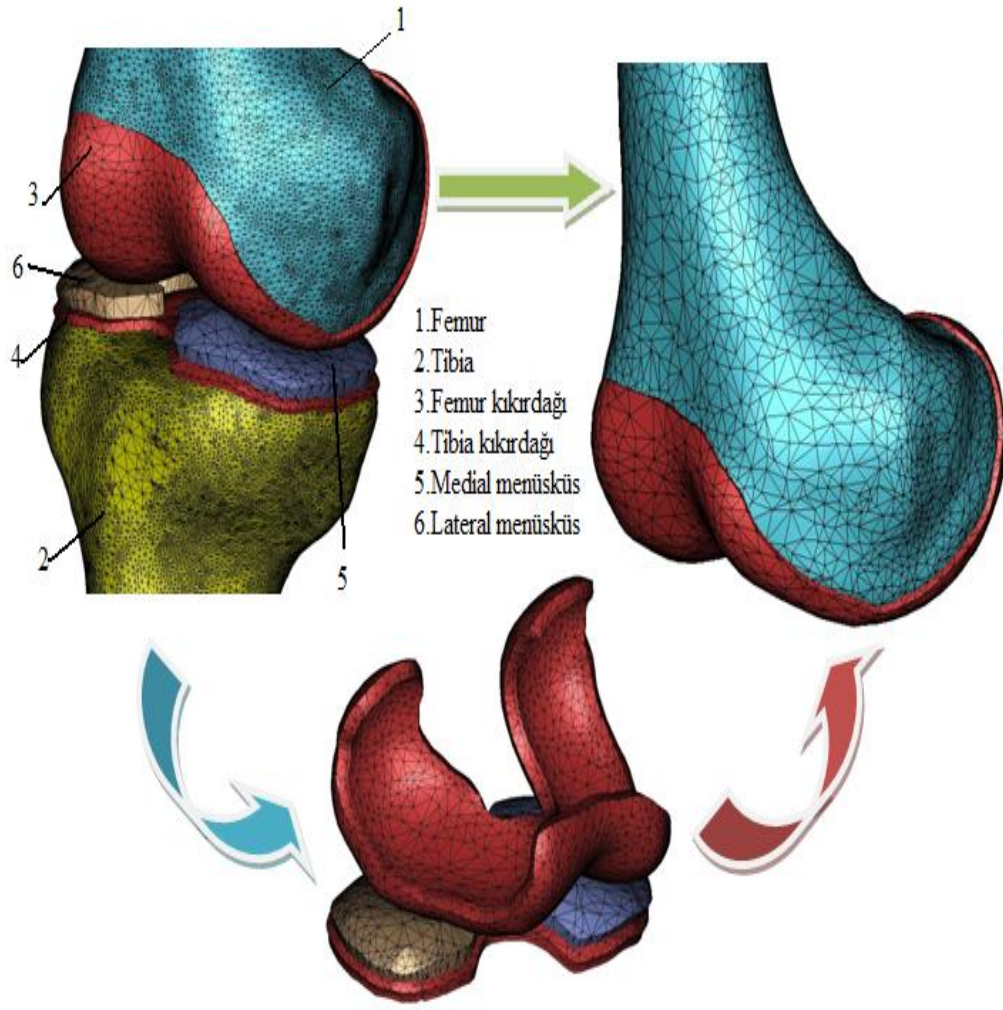
Şekil 3.7: Ağ örgüsü üzerindeki elementleri ve çakışmaları düzenlenmiş model

MIMICS REMESH modülü ile ağ örgüsü oluşturulan ve düzenlenen biyomodel ANSYS WORKBENCH yazılımına MIMICS yazılımı FEA arayüzü ile aktarılabilmektedir. Referans olarak kullanılacak örnek bir diz eklemi sonlu elemanlar modeli uygulaması Şekil 3.8'de gösterilmiştir.



Şekil 3.8: ANSYS WB arayüzünde kullanılabilir bir diz eklemi sonlu elemanlar modeli

Diz eklemi modelinde ağ örgüsünün tüm diz eklemi elemanları üzerindeki yoğunluğu MIMICS FEA modülü ile 4 düğüm noktalı tetrahedral eleman kullanılarak oluşturulmuştur. Ağ örgüsünü oluşturan eleman sayıları femur için 70789, tibia için 40318, tibia kırırdağı için 4886, femur kırırdağı için 12105, medial menüsküs için 1373 ve lateral menüsküs için 752 olarak elde edilmiş ve Şekil 3.9'da ağ örgüsü düzenlenmiş model ile gösterilmiştir.



- 1.Femur
- 2.Tibia
- 3.Femur kıkırdağı
- 4.Tibia kıkırdağı
- 5.Medial menüsküs
- 6.Lateral menüsküs

Name	Nodes	Elements
femur	18964	70789
femur kıkırdağı	3676	12105
lateral menüsküs	332	752
medial menüsküs	576	1373
tibia	10952	40318
tibia kıkırdağı	1509	4886

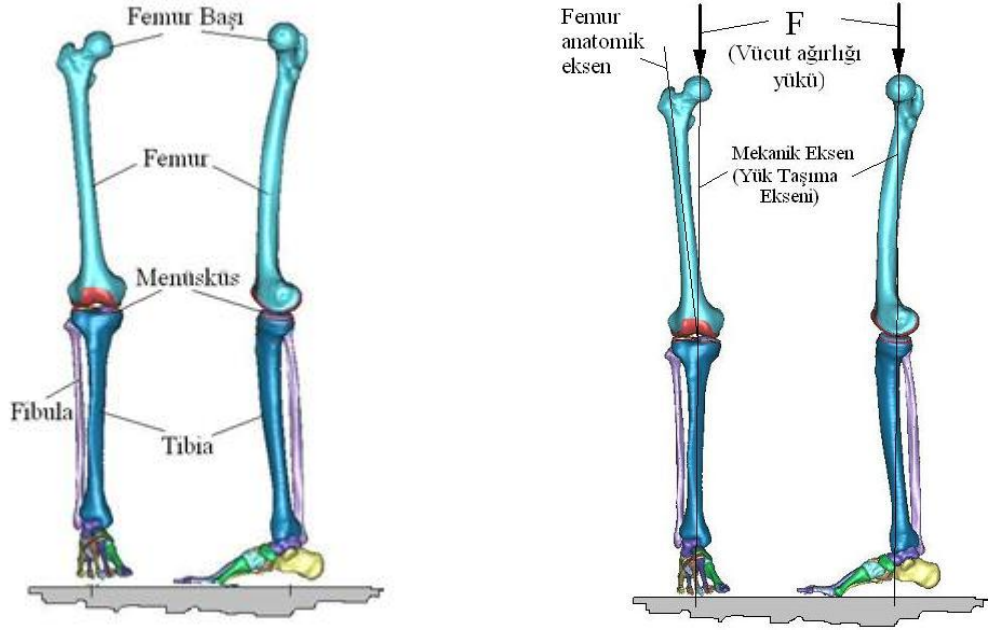
Şekil 3.9: MIMICS FEA ile ağ örgüsü yoğunluğu düzenlenmiş sonlu elemanlar modeli

4. YÜRÜME DÖNGÜSÜNÜN VE DİZ EKLEMİ BAĞLARININ KİNEMATİK ANALİZİ

Diz eklemine oluşturan kemik ve kemik dışı yapılar normal hareket düzeninin sağlanmasında önemli rol oynarlar. Normal bir insanın yürüyüş hareketi femur ve tibia kemiklerinin birbirlerine göre konum değişim döngüsü ile meydana gelmektedir. Bu çalışmada, normal bir alt ekstremitte dizilimine sahip bir insanın yürümesindeki dinamik kuvvet analizi yapılmış ve diz eklemi çapraz ve yan bağlarının kinematik çözümü açıklanmıştır.

4.1. Normal Bir İnsanın Yürüme Konumu Dinamik Kuvvet Analizi

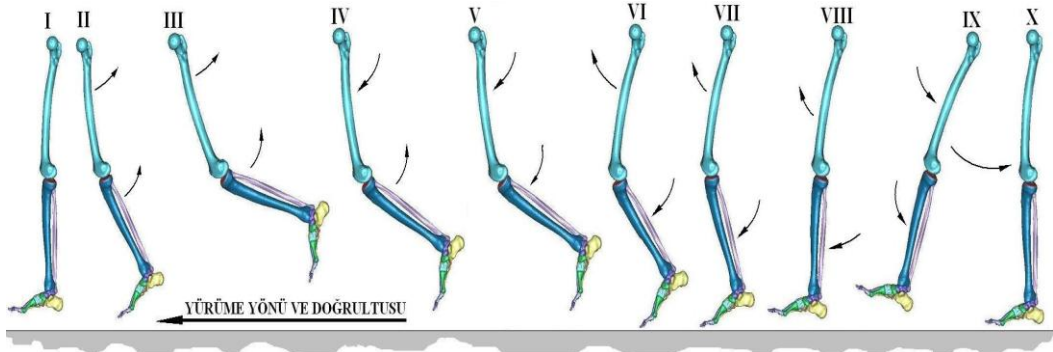
İnsan vücudunun iskelet yapısında bulunan ve alt ekstremitte olarak tanımlanan uyluk kemiği (Femur), bacak kemiği (Tibia), ince kaval kemiği (Fibula) ve tüm ayak kemikleri Şekil 4.1’de verildiği gibi birbirleri ile montaj halinde hem ön görünüş hem de yan görünüş olarak verilmiştir. İnsan vücut ağırlığını tamamen taşıyan bir sistem olup, biyomekanik açıdan son derece önemli bir mekanizmadır. Alt ekstremitte yapısında en önemli bağlantı ise diz eklemi mekanizması olup, femur ile tibia arasındaki bağlantıyı sağlamaktadır. Femur ile Tibia arasındaki bağlantıyı sağlayan diz eklemi femur ve tibia kıkırdakları arasında bulunan iki adet menüsküs bulunmaktadır. Sistemi oluşturan tüm elemanların katı modelleri BT ve MR görüntüleri yardımı ile geliştirilmiştir. Buna ilaveten, iskelet yapısının normal duruş konumuna göre, insan vücut ağırlığı dolayısı ile gelen yüklerin mekanik eksen doğrultusunda uygulanması ve hem mekanik hem de anatomik eksenine göre konumu yine aynı şekilde açıkça gösterilmektedir.



Şekil 4.1: Alt ekstremitiyeyi oluşturan tüm katı elemanları ve ayakta duruş konumu

İnsan iskeletinin alt ekstremitesinin yarısının normal ve tam bir yürüme pozisyonları (postur'ları) Şekil 4.2'de verilmiştir. Tam bir devir yürüme durumu 10 aşamalı konumda tanımlanmış olup, femur ve tibia'nın birbirlerine göre hareket konumları şekilde gösterilmektedir. Yürüme pozisyonları tanımlanırken diz eklemi esas alınır, bu ekleme mafsallı bağlantısı olduğu düşünülerek hareket ettirilmiştir. Öte yandan, özellikle ayak bileği eklemi sabit kabul edilmiş olup, ayak bileği ve ayak kısmını oluşturan kemiklerin, tibia ve fibula ile birlikte ve tek parçaymış gibi hareket ettikleri varsayılmıştır. I aşama normal duruş pozisyonu olup yürümeye başlangıç anıdır. II ve III aşamada hem femur hem de tibia (fibula ve ayak kemikleri dahil) yürüme yönünün gerisine doğru hareket etmektedir. Özellikle, IV aşama pozisyonuna bakıldığında, femur yürüme yönüne doğru hareket ederken, tibia ve diğerleri yürüme yönünün gerisine doğru hareket ederek geriye doğru konumu tamamlamaktadır. V, IV, VII ve VIII aşamalarda tüm elemanlar yürüme yönüne doğru hareket etmektedirler. Ancak, bu aşamaların her birinde diz eklemi esas alındığında, femurun ve tibia'nın birbirlerine göre konumları ve açısal hızları birbirinden farklıdır. Mesela, V. konumda femurun tibia'ya göre açısal hızı büyük iken, VI ve VII. konularda tibia'nın açısal hızları femurun açısal hızlarından büyüktür. Bunun yanında, VIII. konumda femur ve tibia'nın açısal hızları birbirlerine göre yokmuş gibi yani her ikisi birden tek parçaymış gibi kalça eklemi esas alınarak kalçaya göre açısal hız

yapmaktadırlar. Burada, VIII pozisyonda femurun çok yavaş hızına karşılık tibia ve diğer bağlantı elemanlarının açısal hızları daha yüksek durumdadır. IX aşamada ise tüm elemanlar yürüme yönünün tersi doğrultusunda geriye doğru hareket ederek X aşamada normal duruş-nötr konumuna gelerek bir tur (devir) yürüme aşamasını tamamlamış olur.



Şekil 4.2: Bir tam tur yürüme döngüsü ve aşamaları.

İnsan iskelet sisteminin alt ekstremité sisteminin kinematik yapısını özellikle femur ve tibianın birbiri ile etkileşimli çalışma durumu bir serbest cisim diyagramı ile Şekil 4.3'te verilmiştir. Şekildeki serbest cisim diyagramına göre, alt ekstremité elemanlarını etkileyen kuvvet ve dinamik büyüklükler yani tork (T), açısal ivme (α) ve açısal hız (ω) gösterilmiştir. Bu serbest cisim diyagramında insan vücut ağırlığı dolayısı ile uygulanan yük gösterilmemiş olup elemanlar arasında sürtünme yok kabul edilmiştir.

Yürüme konumunda femur ile tibia birbirlerine göre bağımsız ve farklı torklar ile tahrik edilebildiği gibi sadece bir tork ile de tahrik edilebilir. Dolayısı ile yürüme esnasında femur ile tibia birbirlerine göre iki farklı fazda, bağımlı ve bağımsız davranış gösterirler. Femur ve tibia birbirlerine göre bağımsız hareket etmeleri şöyle izah edilebilir. Femur yürüme pozisyonu alırken Şekil 4.3'te görüldüğü gibi O_F dönme merkezine göre T_F torku ile tahrik edilir ve T_{TF} kas itici kuvveti altında α_F açısal ivmesi ve ω_F açısal hızı ile hareket eder. Öte yandan tibia ve diğer bağlı elemanlar femurdan bağımsız tahrik edilmesi konumunda O_T dönme merkezine göre, T_T torku ile tahrik edilir ve F_{T3} kas itici gücü altında α_T açısal ivmesi ve ω_T açısal hızı ile hareket ederek femura göre salınım hareketi yapar.

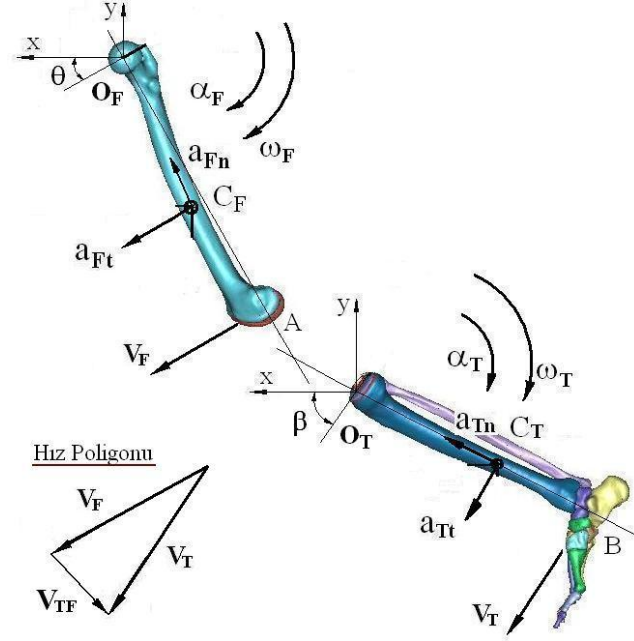
Tibia ve diğer bağlı bulunan elemanlar femur ile birlikte femura bağımlı hareket ettiği varsayılırsa, tibiayı tahrik eden T_T torku yok demektir. Bu durumda, femuru tahrik eden T_F torkun etkisi ile O_F dönme merkezine göre dönen femur ile birlikte tibia da α_T açısal ivmesi ve ω_T açısal hızı etkisi ile O_T dönme merkezine göre dönerek salınım yapar.

Şekil 4.3'te verilen alt ekstremitenin kinematik yapısı iki elemanlı bir mekanizmanın yapısına benzemektedir. Alt ekstremitte elemanlarının hız ve ivme analizine bakılacak olunursa, iki elemanlı mekanizmanın hız analizinde olduğu gibi çizgisel hız denklemleri yazılabilir. Femur ile tibia bağlantı noktası (A noktası) yani diz eklemine dönme merkezi O_T olarak tanımlanmış olsun. R_{OF-A} ise O_F ile O_T arasında tanımlanan bir konum vektörü olsun. Öte yandan, tibia platosu O_T dönme noktası ile B noktasının arasındaki konum vektörü ise R_{OT-B} olarak tanımlanmış olsun. Buna göre, Şekil 4.3'te verilen sistemde femur ve tibia elemanlarının sırası ile O_F ve O_T dönme merkezlerine göre ω_F ve ω_T açısal hızları şöyle yazılabilir;

$$\omega_F = \frac{d\theta}{dt} \quad \omega_T = \frac{d\beta}{dt} \quad (4.1)$$

Şekilde A ve B noktalarının hızları yani femurun çizgisel hızı, V_F , ve tibiyanın çizgisel hızı, V_T , sırası ile O_F ve O_T dönme merkezlerine göre şöyle yazılabilir;

$$\vec{V}_{OF-A} = \vec{\omega}_F \times \vec{R}_{OF-A} ; \quad \vec{V}_{TF} = \vec{\omega}_T \times \vec{R}_{OT-B} \quad (4.2)$$



Şekil 4.3: Alt ekstremite mekanizmasının kinematik yapısı ve serbest cisim diyagramı

Çizgisel hız ile açısal hız arasındaki bağıntı ve çizgisel hızlar arasındaki ilişki aşağıdaki gibi yazılabilir [71].

$$\begin{aligned}
 |\mathbf{V}_F| &= \mathbf{R}_{OF-A} \times \vec{\omega}_F \\
 \mathbf{V}_T &= \mathbf{V}_F \pm \mathbf{V}_{TF}
 \end{aligned}
 \tag{4.3}$$

Tibial açısal hız ise aşağıdaki denklem aracılığı ile hesaplanabilir;

$$\omega_T = \frac{V_{TF}}{R_{OT-B}}
 \tag{4.4}$$

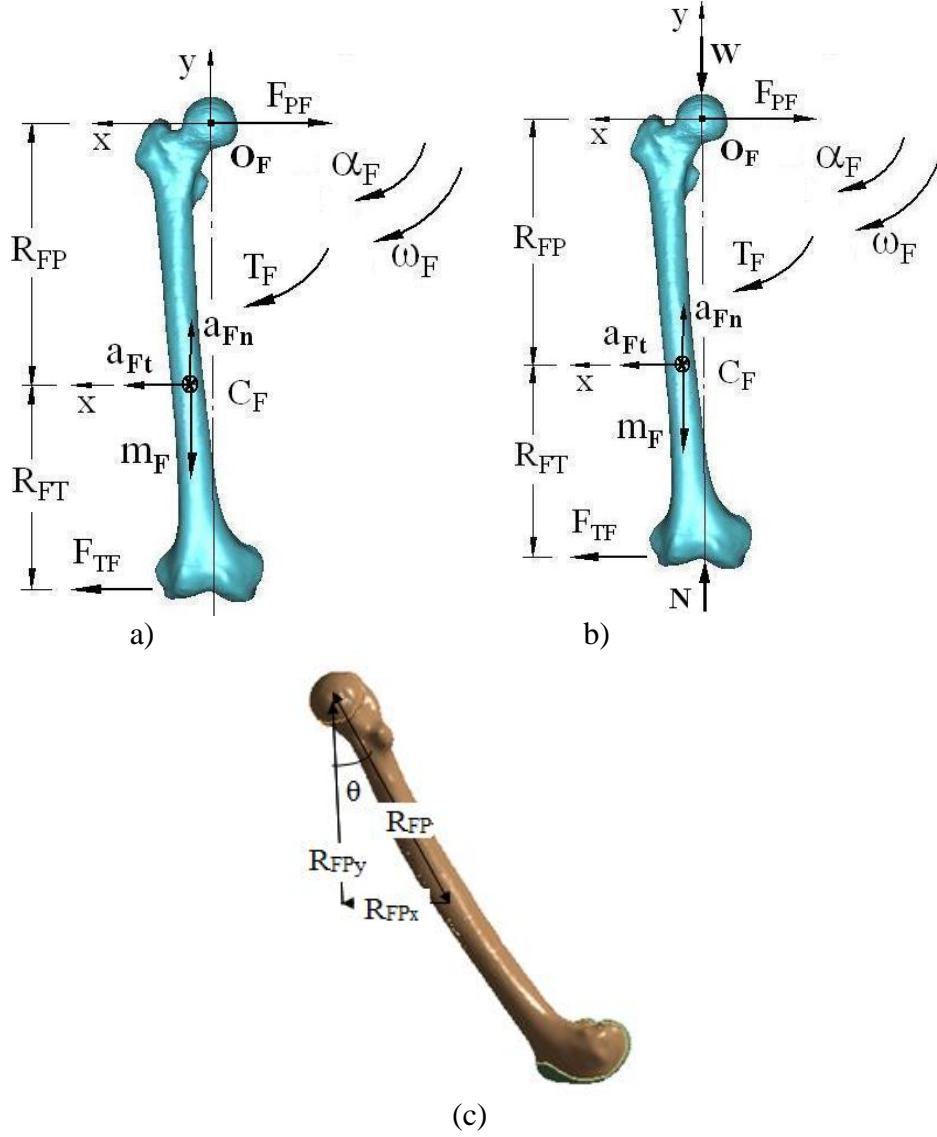
Diğer yandan, cisme etkiyen bütün kuvvetler aynı düzlem içinde olduğu varsayılınsın. Femur ağırlık merkezinin, C_F , ve tibia ağırlık merkezinin, C_T , çizgisel ivmeler ile açısal hız ve açısal ivmeleri arasındaki ilişki aşağıdaki genel denklemler ile ifade edilebilir [71];

$$\begin{aligned}
 a_{Fn} &= \mathbf{R}_{OT-CF} \cdot \omega_F^2 \\
 a_{Ft} &= \mathbf{R}_{OF-CF} \cdot \alpha_F
 \end{aligned}
 \tag{4.5}$$

4.1.1. Femur dinamik kuvvet analizi

Alt ekstremite sistemi elemanlarından femur üzerinde bulunan kuvvetlerin analizini yapabilmek için Şekil 4.4 a'da görüldüğü gibi femurun serbest cisim diyagramı çizilir ve statik denge şartlarında kuvvetler sistemi yerleştirilir. Femur, yürüme esnasında femur başı küresi merkezi (O_F) dönme merkezi olarak kabul edilerek saat ibresi yönünde α_F açısal ivme ve ω_F açısal hız ile T_F torku etkisinde hareket ettiği varsayılır. Femurun ağırlık merkezi C_F ile gösterilmiş ve kütlesi m_F olarak tanımlanmış olsun. Öte yandan, tüm bacağın yere basmadığı ve dolayısı ile vücut ağırlığı yükü taşımadığı, aynı zamanda yerden herhangi bir reaksiyon kuvveti almadığı varsayılmıştır. Sadece bacağın yerden yukarda ve serbest halde yürüme konumunda incelemeye alınmıştır. Şekil 4.4a'da gösterilen R_{FP} ve R_{FT} parametreleri yer vektörleri olup, bağlantı elemanlarına göre isimlendirilmiştir. Burada sürtünme kuvveti dikkate alınmamıştır. Uyluk kemiğine bağlı ve yürüme görevi için, uyluk kemiği x-ekseni yönünde F_{TF} kuvveti, a_{Ft} teğetsel ivmesi ve T_F döndürme torku ile tahrik edilerek hareket ettiği varsayılırsa, Newton'un ikinci kanunu gereği kuvvet denge denklemi aşağıdaki gibi yazılabilir [71].

$$\begin{aligned}\sum F &= F_{PF} + F_{TF} = m_F \cdot a_{Ft} \\ \sum T &= T_F + (R_{FP} \times F_{PF}) + (R_{FT} \times F_{TF}) = I_{CF} \cdot \alpha_F\end{aligned}\tag{4.6}$$



Şekil 4.4: Femur serbest cisim diyagramı ve kuvvet analizi

O_F dönme merkezli femur x ekenine göre Şekil 4.4c'de gösterildiği gibi herhangi bir açı altında rastgele bir pozisyonda olduğu varsayılırsa yukarıdaki denklemlerin x ve y eksenlerine göre bileşenleri dikkate alınır, femura etkiyen kuvvet ve momentlerin toplamı aşağıdaki şekilde izah edilebilir [71,72].

$$\begin{aligned}
 F_{PF_x} + F_{TF_x} &= m_F \cdot a_{CF_x} \\
 F_{PF_y} + F_{TF_y} &= m_F \cdot a_{CF_y} \\
 T_F + (R_{FP_x} F_{PF_y} - R_{FP_y} F_{PF_x}) + (R_{FT_x} F_{TF_y} - R_{FT_y} F_{TF_x}) &= I_{CF} \cdot \alpha_F
 \end{aligned} \tag{4.7}$$

Yukarıdaki moment denkleminde, femoral torkun, T_F , ve aynı zamanda pelvisin sabit bir eleman olarak algılanması ve sabit pelvis elemanının femura uyguladığı tepki kuvvetinin, F_{PF} , bilinmediği varsayılırsa hesaplanması gerekir. Öte yandan, kuvvet denkleminde kaslar tarafından femura uygulanan tibia-femoral kuvvet, F_{TF} , dış kuvvet olarak bilindiği varsayılırsa, bu denklemlerdeki değerler $[A] \times [B] = [C]$ matris formatında yazılabilir [71,72].

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ -R_{FPy} & R_{FPx} & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} F_{PFx} \\ F_{PFy} \\ T_F \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_F \cdot a_{CFx} - F_{TFx} \\ m_F \cdot a_{CFy} - F_{TFy} \\ I_{CF} \cdot \alpha_F - [R_{FTx} F_{TFy} - R_{FTy} F_{TFx}] \end{bmatrix} \quad (4.8)$$

Yukarıdaki $[A] \times [B] = [C]$ formatındaki matrislerde bilinmeyen değişkenlerin katsayıları A matrisinde, bilinmeyen değişkenler ise B vektöründe ve bilinen sabit terimler ise C vektöründe yazılarak, matris sistemi bilinmeyenler için çözülür.

Burada, A matrisi sistemin geometrik bilgilerini ve C matrisi ise dinamik bilgilerini içerir. B matrisi ise femura ait ve kaslar tarafından uygulan bilinmeyen döndürme torkunu ve femur başı dönme merkezine, sabit konumda kabul edilen pelvis tarafından uygulanan reaksiyon kuvvetlerini içermektedir.

Eğer, Şekil 4b'de görüldüğü gibi, insan vücut ağırlığından dolayı femura W_F gibi bir ekstra yük bindiği varsayılırsa ve alt ekstremité sisteminin de yere temas ettiği düşünülürse, W_F insan vücut ağırlığı yüküne karşılık, N gibi bir tepki kuvveti oluşacaktır. Bu durumda, insan vücut ağırlığı dolayısı ile Femura uygulanan W_F yükünün şiddeti biliniyor. Buna karşılık, N_F yer tepki kuvveti de biliniyor. Bu durumda, W_F ve N kuvvetlerinin C_F merkezine göre oluşturacağı momentler için sırası ile R_{FW} ve R_{FN} yer vektörleri kullanılmıştır. Burada, sürtünme kuvveti dikkate alınmadan, yukarıdaki femur ile ilgili kuvvet ve moment denklemleri (denklem 4.6) aşağıdaki gibi yazılabilir. Bu geliştirilen denklemler, yukarıdaki çözümlerde olduğu gibi benzer şekilde $[A] \times [B] = [C]$ matris formatında yazılarak bilinmeyenler için çözüme gidilir.

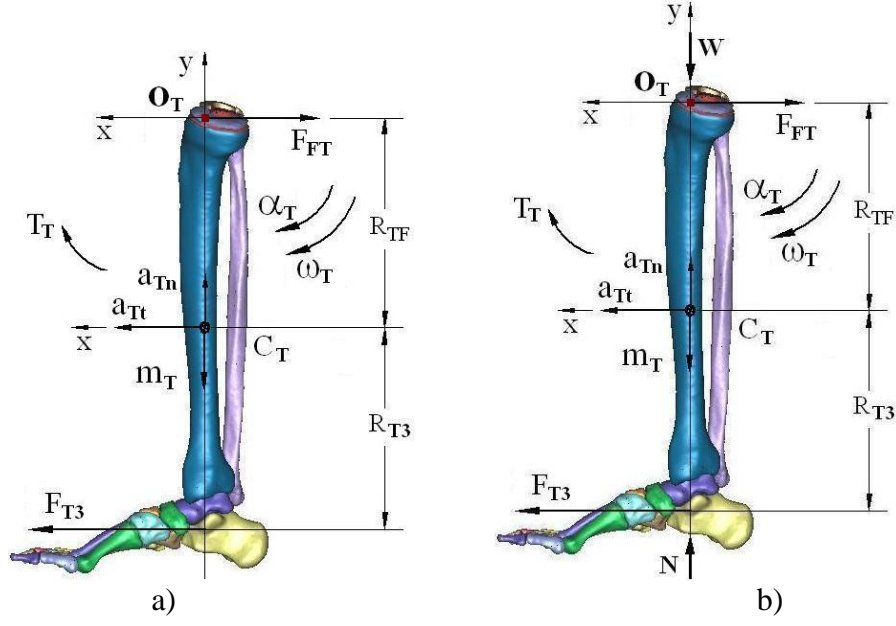
$$\begin{aligned}
F_{PF} + F_{TF} + W_F + N_F &= m_F \cdot a_{CF} \\
T_F + (R_{FP} \times F_{PF}) + (R_{FT} \times F_{TF}) + (R_{FW} \times W_F) + (R_{FN} \times N_F) &= I_{CF} \cdot \alpha_F \quad (4.9)
\end{aligned}$$

4.1.2. Tibia dinamik kuvvet analizi

Alt ekstremite sistemi elemanlarından tibia (fibula ve ayak kemikleri dahil) üzerinde bulunan kuvvetlerin analizini yapabilmek için Şekil 4.5 a'da görüldüğü gibi tibiyanın serbest cisim diyagramı çizilmiş olup statik denge şartlarında kuvvetler sistemi yerleştirilir. Sürtünmenin dikkate alınmadığı varsayılmıştır. Yürüme esnasında bazen femur sabit varsayımı ile tibia, tibia platosu üzerinde bulunan ve şekilde görülen O_T merkezine göre dönme hareketi yapar. Bu pozisyondaki tibia ve diğer elemanların birlikte tek bir eleman olarak dinamik kuvvet analizi aşağıdaki gibi yapılabilir.

Şekil 4.5 a'da gösterilen R_{TF} ve R_{T3} parametreleri yer vektörleri olup, bağlantı noktalarına göre isimlendirilmiştir. Burada, $F_{FT} = -F_{TF}$ olduğu varsayımı ile F_{T3} bilinmeyen kuvveti hesaplanabilir. Tibiyanın ağırlık merkezi C_T kabul edilip m_T kütlesi, tibiya uygulanan T_T torku ve α_T açısal ivme ve ω_T açısal hızı etkisi ile x yönünde hareket ettiği varsayılırsa, kuvvet denklemi aşağıdaki gibi yazılabilir [71,72].

$$\begin{aligned}
F_{FT} + F_{T3} &= m_T \cdot a_{CT} \\
T_T + (R_{TF} \times F_{FT}) + (R_{T3} \times F_{T3}) &= I_{CT} \cdot \alpha_T \quad (4.10)
\end{aligned}$$



Şekil 4.5: Tibia-fibula serbest cisim diyagramı ve kuvvet analizi

O_T dönme merkezli tibia x eksenine göre herhangi bir açı altında rastgele bir pozisyonda olduğu varsayılırsa, yukarıdaki denklemlerin x ve y eksenlerine göre bileşenleri dikkate alınır ve tibia ve elemanlara etkiyen kuvvetler ve momentlerin toplamı aşağıdaki şekilde izah edilebilir [71,72].

$$\begin{aligned}
 F_{FT_x} + F_{T3_x} &= m_T \cdot a_{CT_x} \\
 F_{FT_y} + F_{T3_y} &= m_T \cdot a_{CT_y} \\
 T_T + (R_{TF_x} F_{FT_y} - R_{TF_y} F_{FT_x}) + (R_{T3_x} F_{T3_y} - R_{T3_y} F_{T3_x}) &= I_{CT} \cdot \alpha_T
 \end{aligned} \tag{4.11}$$

Kuvvet ve tork denklemleri (4.11) femurda olduğu gibi $[A] \times [B] = [C]$ matris formatında yazılabilir.

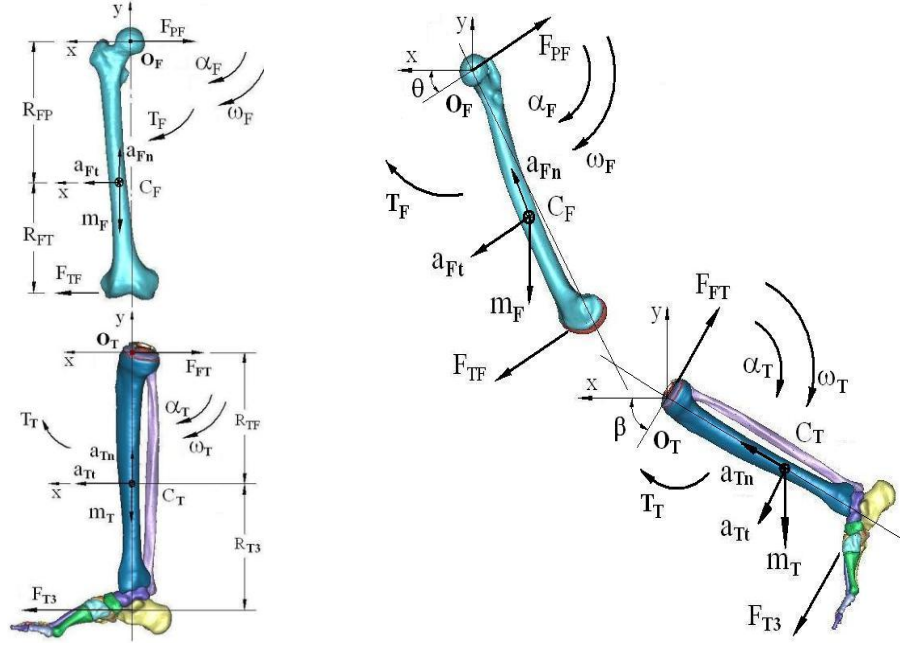
$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ -R_{T3_y} & R_{T3_x} & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} F_{T3_x} \\ F_{T3_y} \\ T_T \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_T \cdot a_{CT_x} - F_{FT_x} \\ m_T \cdot a_{CT_y} - F_{FT_y} \\ I_{CF} \cdot \alpha_T - [R_{TF_x} F_{FT_y} - R_{TF_y} F_{FT_x}] \end{bmatrix} \tag{4.12}$$

Eğer, Şekil 4.5 b’de görüldüğü gibi, insan vücut ağırlığından dolayı tibiaya W_T (femurun ağırlığı da dahil) gibi bir ekstra yük bindiği varsayılırsa ve alt ekstremitenin de yere temas ettiği düşünülürse, W insan vücut ağırlığı yüküne karşılık, N_T gibi yerden bir tepki kuvveti oluşacaktır. Bu durumda, insan vücut ağırlığı dolayısı ile tibiaya uygulanan W_T yükünün şiddeti biliniyor. Buna karşılık, N_T yer tepki kuvveti de biliniyor. Tibia üzerindeki yük taşıma eksenini, Tibianın C_T ağırlık merkezinden geçmediği varsayılırsa, W_T ve N_T yükleri C_T ağırlık merkezine göre birer moment oluşturacaklardır. Bu kuvvetlerin (W_T ve N_T) uygulama noktaları ile C_T ağırlık merkezi arasındaki yer vektörleri R_{TW} ve R_{TN} tanımlanmış olsun. Burada, sürtünme kuvveti dikkate alınmadan, yukarıdaki tibia ile ilgili kuvvet ve moment denklemleri (denklem 4.10) aşağıdaki gibi yazılabilir. Bu geliştirilen denklemler, yukarıdaki çözümlerde olduğu gibi $[A] \times [B] = [C]$ matris formatında yazılarak bilinmeyenler için çözüme gidilir.

$$\begin{aligned}
 F_{PF} + F_{TF} + W_T + N_T &= m_T \cdot a_{CT} \\
 T_F + (R_{FP} \times F_{PF}) + (R_{FT} \times F_{TF}) + (R_{TW} \times W_T) + (R_{TN} \times N_T) &= I_{CT} \cdot \alpha_T
 \end{aligned} \tag{4.13}$$

4.1.3. Femur-Tibia yürüme konumunda kuvvet analizi

Yukarıda Şekil 4.2’de verilen 10 farklı yürüme aşamalarının her biri için tüm alt ekstremiten elemanlarının dinamik kuvvet analizleri yukarıda verilen analitik yöntemle benzer şekilde hesaplanabilir. Örneğin yukarıdaki yürüme konumlarından V. aşama ele alınmış olsun. Normal postür duruşuna göre, femur θ açısı altında ve tibia ve diğer elemanlar ise β açısı altında bir konumda olduğu varsayalım. Bu konumda, tüm alt ekstremiten elemanlarının kinematik ve serbest cisim diyagramı Şekil 4.6’da verilmiştir.



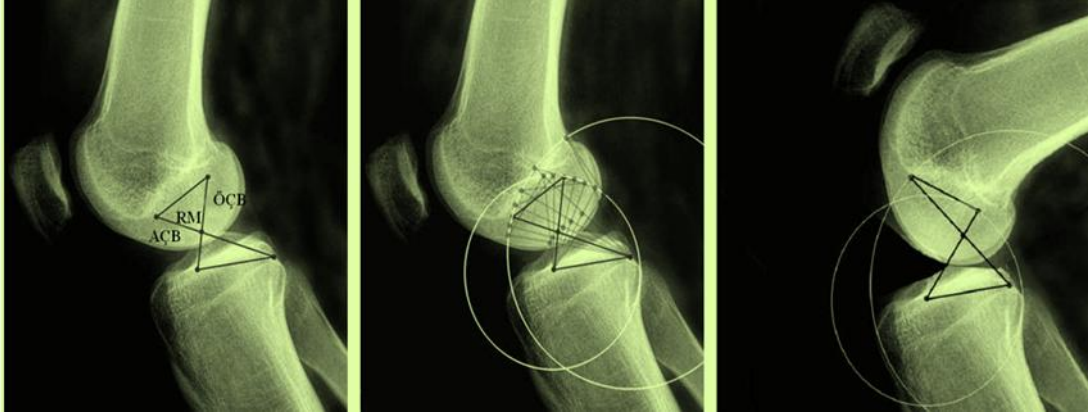
Şekil 4.6: Femur-Tibia normal postur ve V. yürüme aşaması serbest cisim diyagramı ve kuvvet analizi.

4.2. Diz Eklemi Bağları Kinematik Analizi

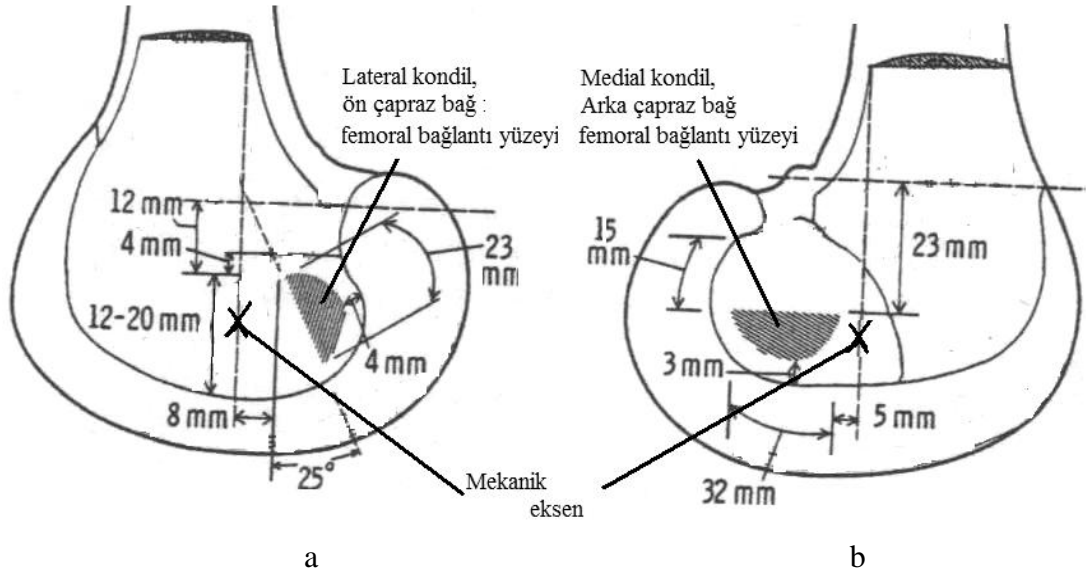
Diz eklemi oluşturan femur ve tibia kemiklerini birbirine bağlayan Şekil 4.7'de gösterildiği gibi ön ve arka çapraz bağlar ile iç ve dış yan bağlar bulunmaktadır. Diz mekanizması çalışırken fleksiyon, ekstansiyon, abdüksiyon ve addüksiyon davranışlarında bulunur ve yüklerin taşınması ve bu davranışlar çapraz ve yan bağlar aracılığı ile sağlanır. Diz ekleminde bulunan ön ve arka çapraz bağlar, kinematik yapısı gereği çapraz dört çubuk mekanizmasına benzemektedir. Öte yandan, sadece iç ve dış yan bağlar dikkate alındığı takdirde femur ve tibia arasındaki bağlantı ve kinematik yapı dört çubuk mekanizmasına benzemektedir. Bu itibarla, diz eklemi mekanizmasında eklemi çeşitli davranışlarına göre etkili olan ve iç içe çalışan iki adet dört çubuk mekanizması bulunmaktadır. Çapraz bağların boyutsal olarak uzama ve kısalma davranışı göstermediği varsayılarak sadece gerilme ve gevşeme durumunda çalışma şartları oluşmaktadır.

Diz eklemi mekanizmasında sadece fleksiyon ve ekstansiyon davranışları göze alındığı takdirde ön ve arka çapraz bağların etkili olduğu varsayılırsa, bu çapraz

bağların oluşturduğu Şekil 4.7'de görülen dört çubuk mekanizması dikkate alınabilir. Şekil 4.8'de ön çapraz bağ (ÖÇB) ve arka çapraz bağ (AÇB) için femur üzerindeki yapışma yüzeyleri belirtilmiştir.

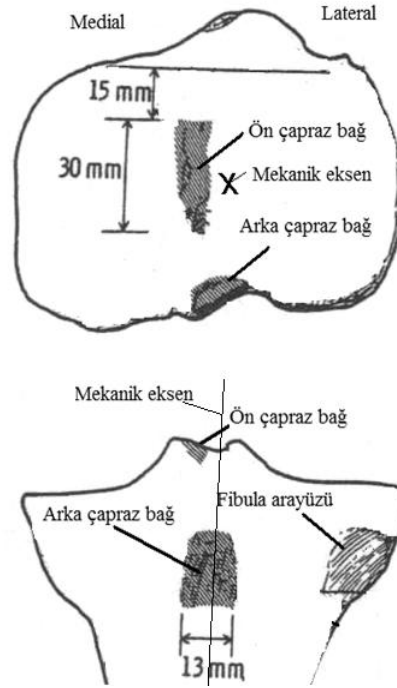


Şekil 4.7: Çapraz bağların oluşturduğu mekanizma ve kayma düzlemleri.



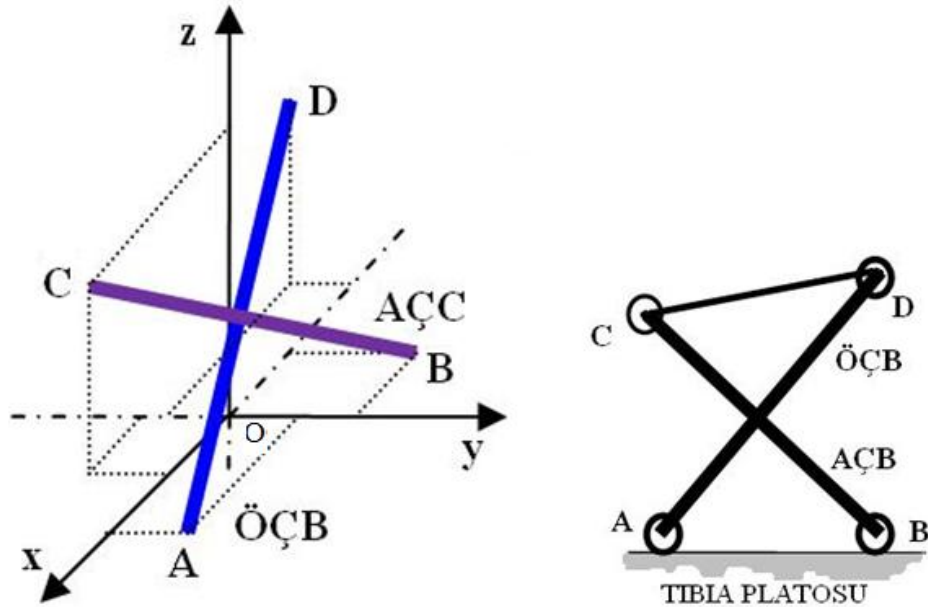
Şekil 4.8: a) ÖÇB femoral bağlantı noktası b) AÇB femoral bağlantı noktası

Şekil 4.9'de tibia üzerinde ÖÇB ve AÇB için yapışma yüzeyleri gösterilerek mekanik eksene göre konumları gösterilmiştir.



Şekil 4.9: ÖÇB ve AÇB için tibial yapışma yüzeyleri ve mekanik eksene göre konumları

ÖÇB ve AÇB ile femoral ve tibial yapışma düzlemleri dört çubuk mekanizması olarak Şekil 4.10'de gösterilmiştir. Şekil 4.8 ve Şekil 4.9'da gösterilen ön ve arka çapraz bağların bağlantı noktaları 3B düzlemde Şekil 4.10'de gösterilmiştir.



Şekil 4.10: Diz eklemi çapraz bağlar; ön çapraz bağ (ÖÇB) ve arka çapraz bağ (AÇB), dört çubuk mekanizması

Şekil 4.11'e göre ön ve arka çapraz bağların hem femur hemde tibia'ya bağlantı noktalarının koordinatları parametrik olarak şöyle tanımlanır,

A (Axi, Ayj, Azk)

B (Bxi, Byj, Bzk)

C (Cxi, Cyj, Czk)

D (Dxi, Dyj, Dzk)

Burada BC doğrusu arka çapraz bağ, AD doğrusu ön çapraz bağ olarak tanımlanmıştır.

\overrightarrow{BC} = Arkaçaprazbağ, AÇB

\overrightarrow{AD} = Önçaprazbağ, ÖÇB

Çapraz bağların bağlantı noktaları arasındaki doğrusal uzaklık şöyle hesaplanır,

$$\text{ÖÇB} . \quad \overrightarrow{AD} = dx_i + dy_j + dz_k \quad d = (dx^2 + dy^2 + dz^2)^{1/2} \quad (4.14)$$

$$\text{AÇB} . \quad \overrightarrow{BC} = hx_i + hy_j + hz_k \quad d = (hx^2 + hy^2 + hz^2)^{1/2} \quad (4.15)$$

4.14 ve 4.15 numaralı denklemler yardımıyla, çapraz bağların doğrultuları boyunca birim vektörlerinin tanımlaması aşağıdaki denklemde (4.16) gösterildiği gibi hesaplanmıştır [73,74].

$$\overrightarrow{\lambda}_{AD} = \frac{\overrightarrow{AD}}{|\overrightarrow{AD}|} \quad (4.16)$$

$$\overrightarrow{\lambda}_{BC} = \frac{\overrightarrow{BC}}{|\overrightarrow{BC}|}$$

Ön çapraz bağ üzerinde meydana gelen \overrightarrow{F}_{AD} kuvveti fleksiyon kuvveti olarak ifade edilir ve bu gergi kuvveti 4.17 numaralı denklemde tanımlanmıştır.

$$\overrightarrow{F}_{AD} = |\overrightarrow{F}_{AD}| \cdot \overrightarrow{\lambda}_{AD} = \frac{|\overrightarrow{F}_{AD}|}{d} \cdot (dx_i + dy_j + dz_k) \quad (4.17)$$

Arka çapraz bağ üzerinde meydana gelen \overrightarrow{F}_{BC} kuvveti ekstansiyon kuvveti olarak ifade edilir ve bu çekme kuvveti 4.18 numaralı denklemde tanımlanmıştır.

$$\vec{F}_{BC} = \left| \vec{F}_{BC} \right| \cdot \vec{\lambda}_{BC} = \frac{\left| \vec{F}_{BC} \right|}{d} \cdot (h_x \vec{i} + h_y \vec{j} + h_z \vec{k}) \quad (4.18)$$

Ön çapraz bağ üzerinde meydana gelen kuvvetin yönü (denklem 4.19) aşağıdaki gibi tanımlanmıştır [73,74].

$$\begin{aligned} \cos \theta_x &= \frac{d_x}{d} \\ \cos \theta_y &= \frac{d_y}{d} \\ \cos \theta_z &= \frac{d_z}{d} \end{aligned} \quad (4.19)$$

Aynı şekilde arka çapraz bağda oluşan kuvvetin yönü 4.20 numaralı denklemde tanımlanmıştır.

$$\begin{aligned} \cos \delta_x &= \frac{h_x}{h} \\ \cos \delta_y &= \frac{h_y}{h} \\ \cos \delta_z &= \frac{h_z}{h} \end{aligned} \quad (4.20)$$

Diz mekanizmasına insan ağırlığından dolayı uygulanan ve aynı zamanda çapraz bağlar tarafından taşınan yükler, çapraz bağlarda reaksiyon kuvvetleri oluşturur. Bu yüklerin yük taşıma ekseninin (YTE) diz eklemindeki tibia femur arasında kalan orijinine göre oluşturduğu momentler, mekanik eksenin diz mekanizmasının ve çapraz bağların ortasından geçtiği düşünülduğünde \vec{F}_{AD} yükünün mekanik eksene göre momenti aşağıdaki gibi hesaplanır. Bunun için öncelikle ÖÇB bağlantı noktasının YTE orijinine göre yer (pozisyon) vektörü şöyle tanımlanır.

$$\vec{r}_{OA} = r_{OAx} \vec{i} + r_{OAy} \vec{j} + r_{OAz} \vec{k} \quad (4.21)$$

(4.21) numaralı denklemden ÖÇB yer vektörüne bağlı olarak, \vec{F}_{AD} 'nin oluşturacağı moment (4.22) numaralı denklem ile hesaplanabilir [73,74].

$$\vec{M}_O = \vec{r}_{OA} \times \vec{F}_{AD} = \begin{vmatrix} \vec{i} & \vec{j} & \vec{k} \\ r_{OAx} & r_{OAy} & r_{OAz} \\ F_{ADx} & F_{ADy} & F_{ADz} \end{vmatrix} \quad (4.22)$$

$$\vec{r}_{OB} = r_{OBx} \vec{i} + r_{OBy} \vec{j} + r_{OBz} \vec{k} \quad (4.23)$$

$$\vec{M}_O = \vec{r}_{OB} \times \vec{F}_{BC} = \begin{vmatrix} \vec{i} & \vec{j} & \vec{k} \\ r_{OBx} & r_{OBy} & r_{OBz} \\ F_{BCx} & F_{BCy} & F_{BCz} \end{vmatrix} \quad (4.24)$$

\vec{F}_{AD} ve \vec{F}_{BC} kuvvet vektörleri arasındaki açının bulunabilmesi için aşağıdaki denklem ile hesaplama yapılabilir.

$$\vec{F}_{AD} \circ \vec{F}_{BC} = \left| \vec{F}_{AD} \right| \left| \vec{F}_{BC} \right| \cdot \cos \alpha \Rightarrow \cos \alpha = \frac{\vec{F}_{AD} \cdot \vec{F}_{BC}}{\left| \vec{F}_{AD} \right| \left| \vec{F}_{BC} \right|} \quad (4.25)$$

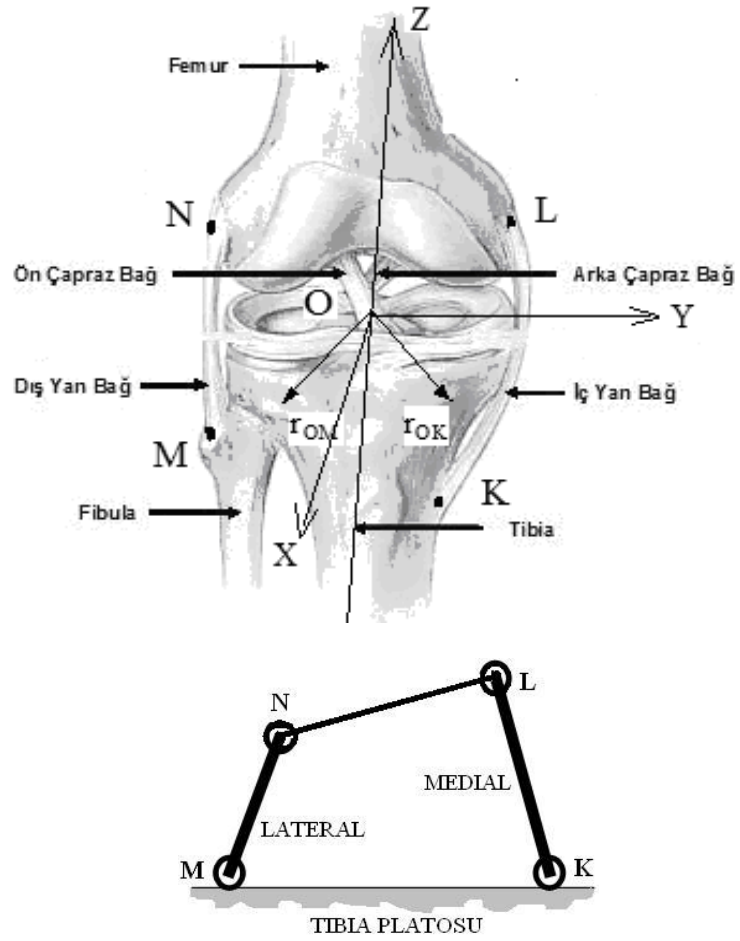
Öte yandan, diz eklemindeki yan bağlar, mekanizmanın abdüksiyon ve addüksiyon davranışı sırasında yük taşınmasına ve tibiaya yük aktarılmasına yardımcı olur. Abdüksiyon ve addüksiyon hareketleri durumunda çapraz bağların her ikisi de aktiftir ve yük taşır. Bununla beraber medial (iç) ve lateral (dış) yan bağların taşıyacağı yüklerin hesaplanması için yan bağların femur, fibula ve tibia yüzeyine bağlantı noktaları belirlenmiştir. Yan bağların bağlantı noktaları olan ve Şekil 4.11'de gösterilen K, L, M, N ile gösterilen noktaların koordinatları [73,74];

$$K = (K_x, K_y, K_z),$$

$$L = (L_x, L_y, L_z),$$

$$M = (M_x, M_y, M_z),$$

$$N = (N_x, N_y, N_z) \text{ şeklinde tanımlanmıştır.}$$



Şekil 4.11: Yan bağlar (Medial ve Lateral), temas noktaları ve dört çubuk mekanizması

Diz ekleminde bulunan iç ve dış yan bağların bağlandıkları esas alınarak, yan bağların uzunlukları ve bağların doğrultusunda birim vektörleri sırası ile şöyle yazılabilir;

$$\begin{aligned} \vec{KL} &= a_x i + a_y j + a_z k & a &= (a_x^2 + a_y^2 + a_z^2)^{1/2} \\ \vec{MN} &= b_x i + b_y j + b_z k & b &= (b_x^2 + b_y^2 + b_z^2)^{1/2} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \lambda_{KL} &= \frac{\vec{KL}}{|\vec{KL}|} \\ \lambda_{MN} &= \frac{\vec{MN}}{|\vec{MN}|} \end{aligned} \tag{4.26}$$

Medial yan bağ üzerinde meydana gelen \vec{F}_{KL} kuvveti;

$$\vec{F}_{KL} = |\vec{F}_{KL}| \cdot \vec{\lambda}_{KL} \quad (4.27)$$

Lateral yan bağ üzerinde meydana gelen \vec{F}_{MN} kuvveti (denklem 4.27) yardımıyla $\vec{F}_{MN} = |\vec{F}_{MN}| \cdot \vec{\lambda}_{MN}$ olarak elde edilir. Medial yan bağ üzerinde meydana gelen kuvvetin yönü ise (denklem 4.28) ile elde edilir.

$$\begin{aligned} \cos\beta_x &= \frac{a_x}{a}, \\ \cos\beta_y &= \frac{a_y}{a}, \\ \cos\beta_z &= \frac{a_z}{a} \end{aligned} \quad (4.28)$$

Bununla beraber, lateral yan bağda oluşan kuvvetin yönü (denklem 4.28), $\cos\chi_x = \frac{b_x}{b}, \cos\chi_y = \frac{b_y}{b}, \cos\chi_z = \frac{b_z}{b}$ şeklinde ifade edilir. \vec{F}_{MN} yükünün mekanik eksene göre momenti ise (denklem 4.30)'da gösterildiği gibi bulunur.

$$\vec{r}_{OM} = (r_{MNx} \vec{i} + r_{MNy} \vec{j} + r_{MNz} \vec{k}) \quad (4.29)$$

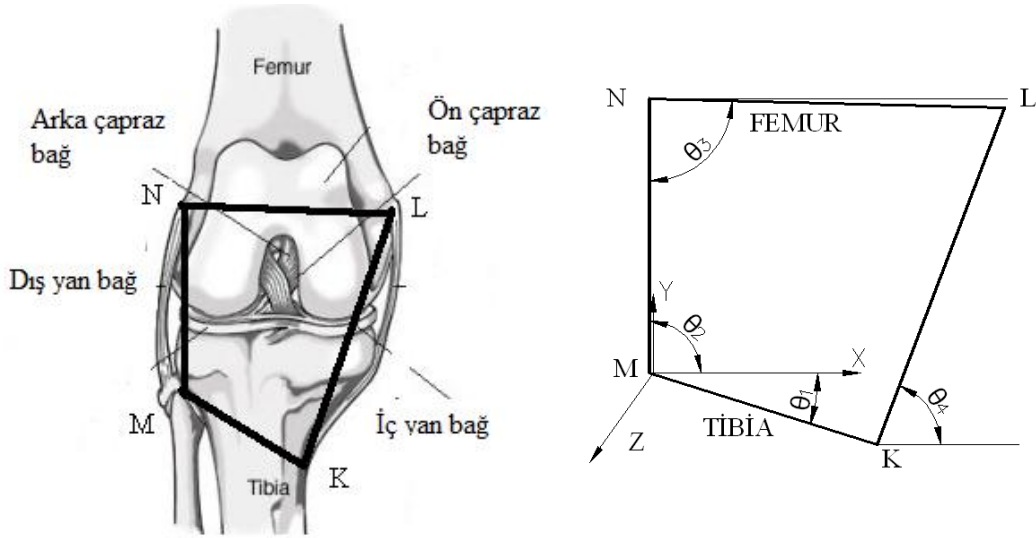
$$\vec{M}_{MN} = \vec{r}_{OM} \times \vec{F}_{MN} = \begin{vmatrix} \vec{i} & \vec{j} & \vec{k} \\ M_x & M_y & M_z \\ F_{MNx} & F_{MNy} & F_{MNz} \end{vmatrix} \quad (4.30)$$

Bununla beraber, \vec{F}_{KL} kuvvetinin mekanik eksen "O" merkezine göre oluşturduğu moment ise aşağıda gösterilmiştir (denklem 4.32).

$$\vec{r}_{OK} = (r_{OKx} \vec{i} + r_{OKy} \vec{j} + r_{OKz} \vec{k}), \quad (4.31)$$

$$\vec{M}_{KL} = \vec{r}_{OK} \times \vec{F}_{KL} = \begin{vmatrix} \vec{i} & \vec{j} & \vec{k} \\ r_{OKx} & r_{OKy} & r_{OKz} \\ F_{KLx} & F_{KLy} & F_{KLz} \end{vmatrix} \quad (4.32)$$

Yan bağlar ile femur ve tibia kemiklerinin oluşturduğu dört çubuk mekanizması Şekil 4.12'de gösterilmiştir. Femoral kayma hareketinin diz eklemi mekanizmasındaki herhangi bir konumundaki hızının belirlenmesi eklem stabilizasyonu ve hasar durumunun tayini için önemlidir. Femur üzerindeki N ve L noktaları arasındaki mekanizma kolunun tibia üzerindeki M ve K noktaları arasındaki sabit uzağa göre hızının belirlenmesi yine diz eklemi stabilizasyonu için etken bir unsurdur.



Şekil 4.12: Dış yan bağlar ile oluşan dört çubuk mekanizması

Femur üzerindeki NL mekanizma kolunun yönlendirici olduğu durumda aşağıda verildiği şekilde konum denklemleri elde edilir [73,74].

$$\begin{aligned}
 \dot{r}_{MN} + \dot{r}_{NL} &= \dot{r}_{MK} + \dot{r}_{KL} \\
 r_{MN} \dot{\theta}_2 \sin \theta_2 + r_{NL} \dot{\theta}_3 \sin \theta_3 &= 0 + r_{KL} \dot{\theta}_4 \sin \theta_4 \\
 r_{MN} \dot{\theta}_2 \cos \theta_2 + r_{NLP} \dot{\theta}_3 \cos \theta_3 &= 0 + r_{KL} \dot{\theta}_4 \cos \theta_4
 \end{aligned} \tag{4.33}$$

4.32 numaralı denklemlere göre, konumun I. türevinin hız olması ve MK bağlantı kolunun sabit kabul edilmesi ve türevde etkisiz olması nedeniyle 4.34 ve 4.35 numara ile gösterilen hız denklemleri elde edilir [73,74].

$\dot{\theta}_2$ biliniyorsa,

$$\begin{bmatrix} -r_{NL} \sin \theta_3 & r_{KL} \sin \theta_4 \\ -r_{NL} \cos \theta_3 & r_{KL} \cos \theta_4 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{\theta}_3 \\ \dot{\theta}_4 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} r_{NL} \dot{\theta}_2 \sin \theta_2 \\ r_{NL} \dot{\theta}_2 \cos \theta_2 \end{Bmatrix} \quad (4.34)$$

$\dot{\theta}_3$ biliniyorsa,

$$\begin{bmatrix} -r_{MN} \sin \theta_2 & r_{KL} \sin \theta_4 \\ -r_{MN} \cos \theta_2 & r_{KL} \cos \theta_4 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_4 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} r_{MN} \dot{\theta}_3 \sin \theta_3 \\ r_{MN} \dot{\theta}_3 \cos \theta_3 \end{Bmatrix} \quad (4.35)$$

Açısal hızın bilinmesi doğrusal hızın tüm noktalar için belirlenmesinde kolaylık sağlar. Açısal hız biliniyor ise N ve L (Şekil 4.6) noktalarının hızları hesaplanabilir. N ve L noktalarının hızları femur için sabit kabul edilen tibiya göre aşağıdaki denklem ile gösterilen hız denklemi olarak elde edilmiş olacaktır [73,74].

$$\dot{r}_N = \dot{r}_{MN} = r_{MN} \dot{\theta}_2 (-\sin \theta_2 i \times k + \cos \theta_2 j \times k) \quad (4.36)$$

(4.35) numaralı denklemden de L noktası için (4.37) numaralı hız denklemi elde edilir.

$$\begin{aligned} \dot{r}_L &= \dot{r}_{MN} + \dot{r}_{NL} \\ \dot{r}_L &= (-r_{MN} \dot{\theta}_2 \sin \theta_2 - r_{NL} \dot{\theta}_3 \sin \theta_3) i \times k + (r_{MN} \dot{\theta}_2 \cos \theta_2 + r_{NL} \dot{\theta}_3 \cos \theta_3) j \times k \end{aligned} \quad (4.37)$$

Bununla beraber aynı P noktası için; $\dot{r}_{MN} + \dot{r}_{NL} = \dot{r}_{MK} + \dot{r}_{KL}$ eşitliğinden (4.38) numaralı denklem elde edilir.

$$\dot{r}_L = v_L = \dot{r}_{MK} + \dot{r}_{KL} = (-r_{KL} \dot{\theta}_4 \sin \theta_4) i \times k + (r_{KL} \dot{\theta}_4 \cos \theta_4) j \times k \quad (4.38)$$

(4.38) numaralı denklem ve Şekil 4.4'de gösterilen, tibia kısmı MK kolunun sabit kabul edilmesi ve türevinin sıfır olması nedeniyle (4.39) numaralı denklem elde edilir. Bununla birlikte açısal hızın bilinmediği durumda ise hız denklemi aşağıda gösterildiği gibi elde edilir.

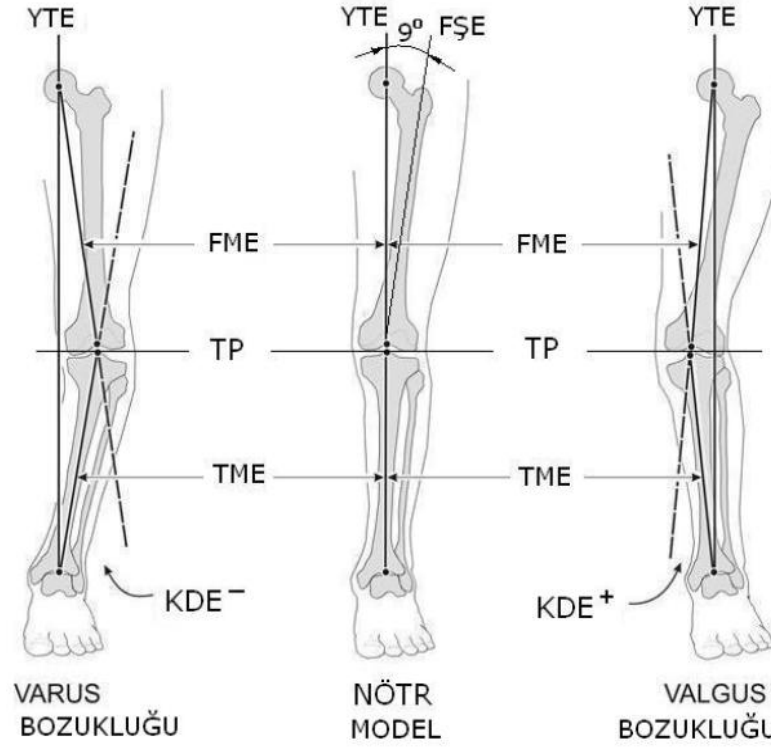
$$\omega_{femur} = \dot{\theta}_3 k \quad \text{ve} \quad v_{NL} = \omega_{femur} \times r_{NL} \quad (4.39)$$

$$v_{NL} = \omega_{femur} \times r_{NL} = \dot{\theta}_3 r_{NL} (\cos \theta_3 k \times i + \sin \theta_3 k \times j) \quad (4.40)$$

5. ALT EKSTERİMİTE DİZ YAPISINI OLUŞTURAN YAPILARDA DÜZELTME TASARIMLARI VE GERİLME DAĞILIMLARININ BELİRLENMESİ

Normal bir diz eklemi oluşturulan bütün kemiklerin (elemanların) birbirine göre konumu Şekil 5.1'de görüldüğü gibi referans (normal, nötr) model olarak tanımlanmıştır. Tanımlanan referans modeli, insan diz eklemi oluşturulan unsurların hasarsız ve düzenli bir yapıda olduğunu gösterir. Hasarsız ve düzenli bir referans diz eklemine, yük taşıma kabiliyeti de düzenli olmakla birlikte, insan vücudundan gelen yükleri de düzenli bir şekilde taşırlar. Ancak, diz eklemi oluşturulan unsurlarda meydana gelen hasarlar veya oluşan düzensizlikler, eklem yük taşıma kabiliyetini de son derece etkiler. Diz eklemine meydana gelen veya zamanla ortaya çıkan hasarlar genel olarak, femur kırıkları veya düzensizlikleri, tibia kırıkları veya düzensizlikleri, menüsküslerde oluşan yırtılma sonucu hasarlar olarak tanımlanabilir.

Diz eklemine referans modeli incelendiğinde, Şekil 5.1'de görüldüğü gibi mekanik olarak tanımlanan ve farklı özellikler ve amaçlara sahip bazı eksenler tanımlanmıştır. Yük taşıma eksen (YTE) adından da anlaşılacağı gibi, genel olarak vücut ağırlığı dolayısıyla gelen yükün vektel doğrultusu bu eksendedir. Femoral şaft eksen (FŞE), femur gövdesinin (şaft) silindirik yapıda olması nedeniyle merkezinden geçen eksen olarak tanımlanabilir. Femoral mekanik eksen (FME), femur baş küresinin merkezi ile femur kondilleri hizasında ortaya çıkan eksendedir. Tibia platosu (TP), kırık ve menüsküs yapılarına yatak vazifesi gören tibia üst kısmıdır. Tarafsız mekanik eksen (TME) tibia platosu ile ayak bileği yada tibia alt (distal) merkezi arasındaki doğrultudur. Kalça diz eksen (KDE) negatif ve pozitif açılarda kalça ile diz eksen arasındaki bozukluğu gösteren eksen olarak ifade edilir. KDE açısal olarak bozulmaya uğradığı zaman referans yük dağılımı ve yük taşıma eksenleri değişmekte ve dolayısıyla tüm diz eklemi yapılarında hasar oluşmaktadır.



YTE: yük taşıma eksenini, FŞE: femoral şaft eksenini, FME: femoral mekanik eksen, TP: tibia plato, TME: tibial mekanik eksen, KDE⁻ ve KDE⁺: negatif ve pozitif kalça-diz eksenini

Şekil 5.1: Alt ekstremité eksenleri

5.1. Alt Ekstremité Yapılarında Düzeltme Tasarımları

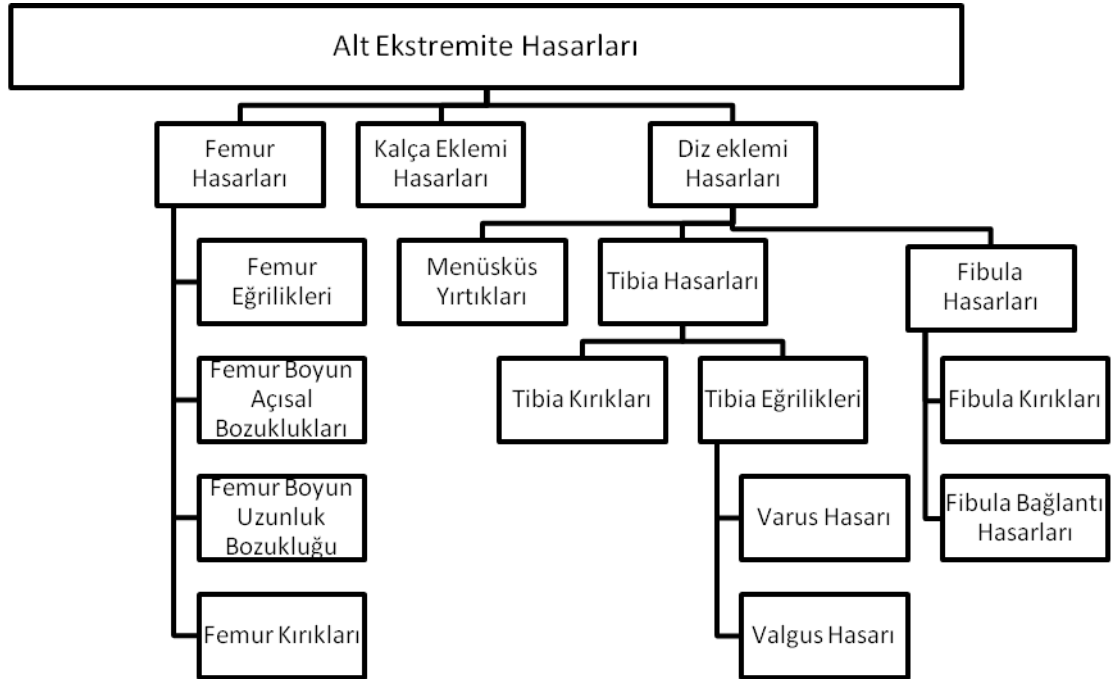
Alt ekstremité içerisinde bulunan uzun kemiklerden özellikle femur ve tibia'da şekil ve konum bozukluğu (deformite, hasar) çok yaygın ortopedik bir rahatsızlıktır. Bu bozukluklar hareket zorluğunun yanı sıra eksen kaybına bağlı anormal yüklenmelerden dolayı dengesiz yük dağılımına ve kemik yapılarında bozulmalara neden olmaktadır. Bu nedenle, az yada aşırı düzeltmeden kaçınmak için uygun tedavi yöntemi ile birlikte operasyon öncesi dikkatli ve ayrıntılı bir planlama son derece önemlidir. Cerrahi operasyon öncesinde ayrıntılı bir planlama yapılabilmesinin en etkili metotlarından birisi de bilgisayar destekli modelleme tekniklerinden faydalanmaktır. Operasyon yapılacak hastadan alınan veriler bilgisayarda işlenerek, kemiklerle ilgili şekil veya konum bozukluğunun doğru ve eksiksiz tanımlanabilmesi için 3B biyomodeller oluşturulmaktadır. Bilgisayar ortamında hasarlı kemiklerin 3B modelleri elde edildikten sonra, hasarın düzeltilebilmesi için cerrahi kurallar çerçevesinde gerekli serbestlik dereceleri tanımlanmaktadır. Bilgisayar ortamında

elde edilen 3B katı modeller üzerinde operasyon öncesi planlama, üçü doğrusal ve üçü açısız olmak üzere altı serbestlik derecesi ile birlikte düzeltme çalışmaları da rahatlıkla yapılabilmektedir.

Osteotomi, kemiğin ameliyatla kesilmesidir. Uzun ve kısa kemiklerin düzeltilmesinde, bükük omurgayı düzeltmek için, kötü kaynamış kırıkların düzeltilmesinde ya da, özellikle kalçada bir yalancı eklem yapmak amacıyla başvurulur. Kalça eklemine görevini tam yapamaz ve ağrılı hale geldiği vakalarda, femur cisminin üst bölümü ikiye ayrılıp, femur, orta çizgiye doğru, asetabulum'un alt dudağına degecek şekilde yerinden oynatılır. Buna benzer olarak, tibia kemiğinin mekanik eksene hizalanması, eğriliğın giderilmesi ve ayak bileğinin YTE'ne hizalanması açık ve kapalı olarak adlandırılan osteotomi ile yapılmaktadır. Ayrıca kemikler üzerinde kemiğın bulunduğu ortamdaki normal çalışma yapısını ve sistemini bozan sonradan ortaya çıkan kemik üzerinde oluşmuş çıkıntılarda osteotomi ile düzeltilir. Osteotomi ayrıca boy uzatma cerrahisinde, ilizarov uygulamalarında ve dental (diş) cerrahide de sıklıkla kullanılan bir yöntemdir.

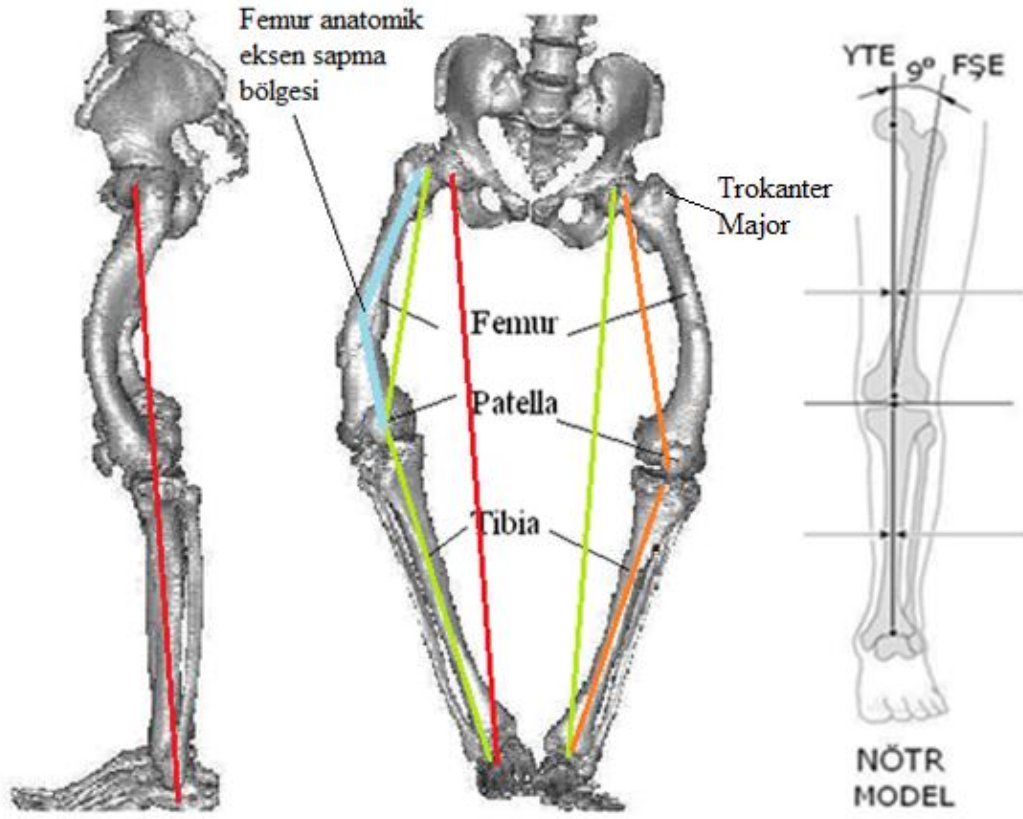
Alt eksterimite hasarları Şekil 5.2'de gösterildiği gibi femur, kalça ve diz eklemi hasarları olarak sınıflandırılabilir. Kalça eklemi hasarları bu çalışma dahilinde ele alınmamıştır.

Femur hasarları, femur kırıkları, femur eğrilikleri ve femur boynu geometrik değişkenlerinin referans modele göre bozukluğu durumunda ortaya çıkmaktadır. Bu çalışmada femur eğriliği olan bir hastanın düzeltme tasarımı yapılmıştır. Diz eklemi hasarları gurubunda yer alan tibia ve fibula hasarları referans modele göre eğri olma veya kırıklar durumunda ortaya çıkmaktadır. Yine bu çalışmada her iki tibiasında eğrilik olan bir hastanın düzeltme tasarımı yapılmıştır.



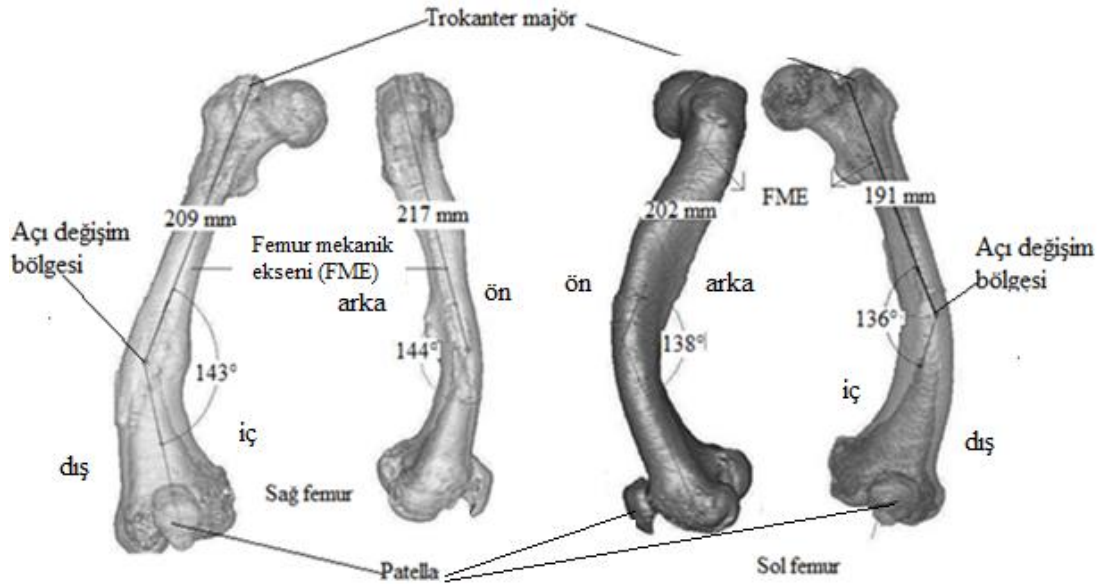
Şekil 5.2: Alt ekstremitte hasarları

Bu çalışmada iki hastanın cerrahi öncesi (pre-operatif) düzeltilmesi bilgisayar ortamında tamamlanmıştır. İlk olarak, alt ekstremitesinde dizilim hasarı bulunan hastaya ait diz eklemine oluşturan uzuvlarının BT görüntülerinden elde edilen 3B katı modeli ön ve yan görünüş olarak Şekil 5.3’de verilmiştir. Şekilde görüldüğü gibi bu hastanın özellikle uyluk (femur) kemiğinde şekil ve konum bozukluğu mevcuttur. Normal (nötr) alt uzuv yapısı ile kıyaslandığında, hastanın uyluk kemiği geometrik yapısının son derece bozuk olduğu ve parantez bacak olarak tanımlanan bir ortopedik durumda olduğu görülmektedir.



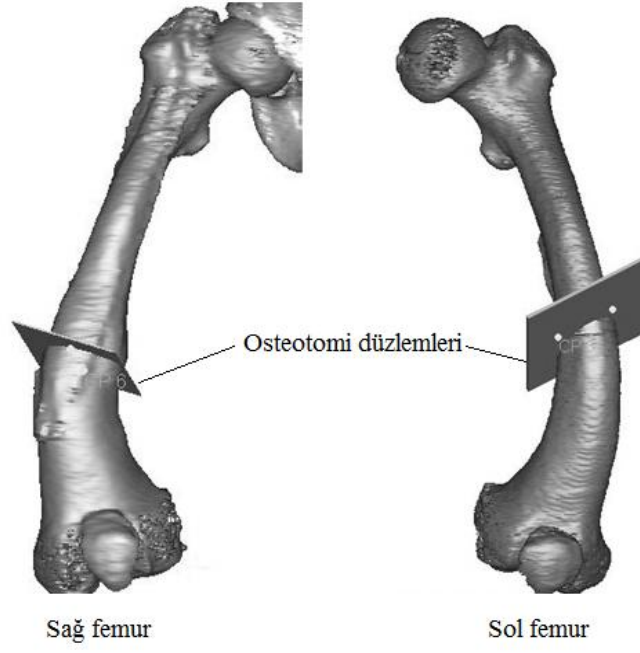
Şekil 5.3: Hastanın alt uzuvlarının modeli

Cerrahların yönlendirmesine göre, Şekil 5.3'de gösterilen anatomik eksenin sapma gösterdiği bölgeden uyluk kemikleri kesilerek kama şeklinde bir parçanın çıkarılmasıyla düzeltmenin sağlanacağı öngörülmektedir. Bu amaçla, düzlemsel kesiler kullanılarak hasarlı 3B model üzerinde osteotomi işlemi gerçekleştirilmiş ve hasarlı model referans (nötr) model eksenlerine hizalanmaya çalışılmıştır. Operasyon öncesi hastanın uyluk kemiklerinin 3B katı modelleri üzerinden eğriliklerin tespiti ve tanımlanması MIMICS [70] yazılımı yardımı ile Şekil 5.4'de gösterildiği gibi uygulanmıştır. Buna göre, sağ femurda ön görüşe göre açısal sapmaları tanımlanmıştır. Ayrıca, femoral eğriliğin Şekil 5.4'de gösterilen trokanter major ucundan ön görüşte 209 mm ve yan görüşte ise 217 mm aşağıda olduğu ölçülmüştür (Şekil 5.4). Bunun yanında, femoral eğriliğin trokanter major ucundan ön görüşten 202 mm ve yan görüşte 191 mm aşağıda olduğu ölçülmüştür (Şekil 5.4).

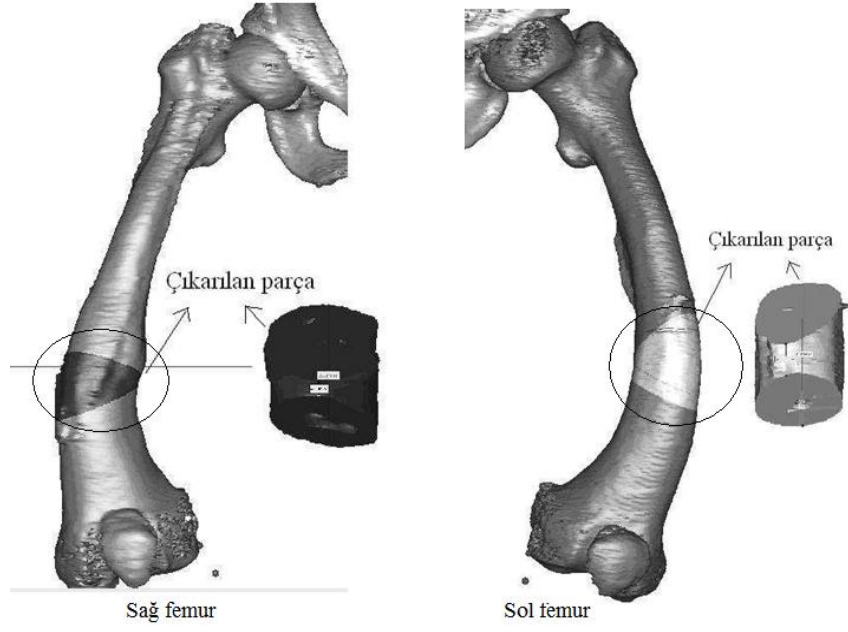


Şekil 5.4: Sağ ve sol femur modellerinin önden ve yandan görünüşü

Sağ ve sol femur FME doğrultusunun kaybolduğu ve Şekil 5.4'de açı değişim bölgesi olarak gösterilen yerlerden Şekil 5.5 a'da gösterildiği gibi ön görünüşe göre sağ femur için 27° ve yan görünüşe göre 25° 'lik ve sol femur için ise ön görünüşe göre sağ femur için 18° ve yan görünüşe göre 20° 'lik bir eğimle kesme düzlemleri oluşturulmuştur. Böylelikle kesme düzlemleri yardımı ile sanal osteotomi işlemi gerçekleştirilmiş ve sağ ve sol femur üzerinden çıkartılacak kama parçaları belirlenmiştir. Sağ ve sol uyluk kemiklerin kesi düzlemlerinin üst kısmında kalan parçalarının yer değiştirmesi ve döndürülmesi ile Şekil 5.5 b'de görüldüğü gibi alt kemikler hizalanıp ikinci bir kesme yapılarak çıkarılacak ara parça tanımlanmıştır. Bilgisayar ortamında tamamlanan düzeltme operasyonundan sonra hastaya ait alt uzuvların düzeltilmiş durumu Şekil 5.6'da gösterilmiştir.

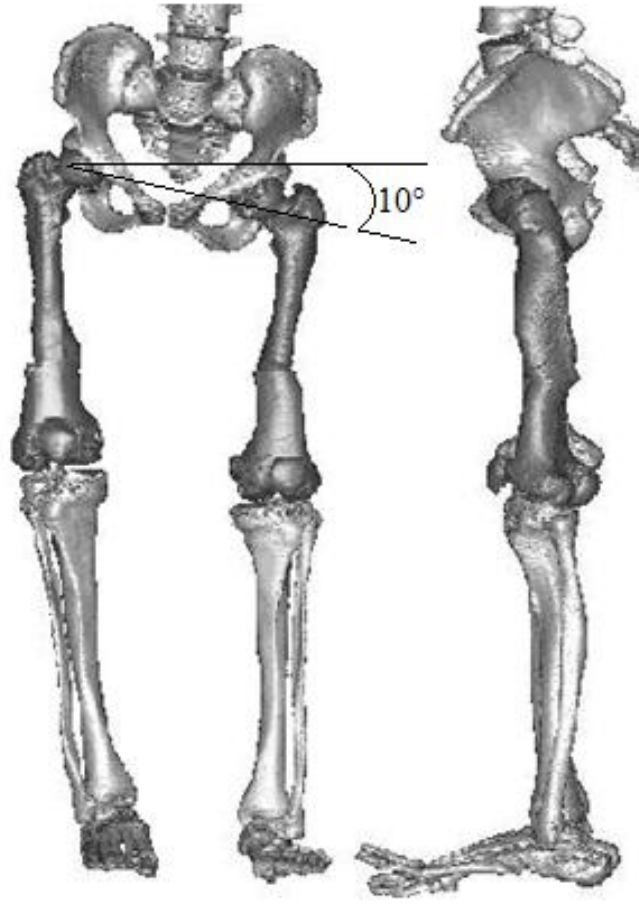


a



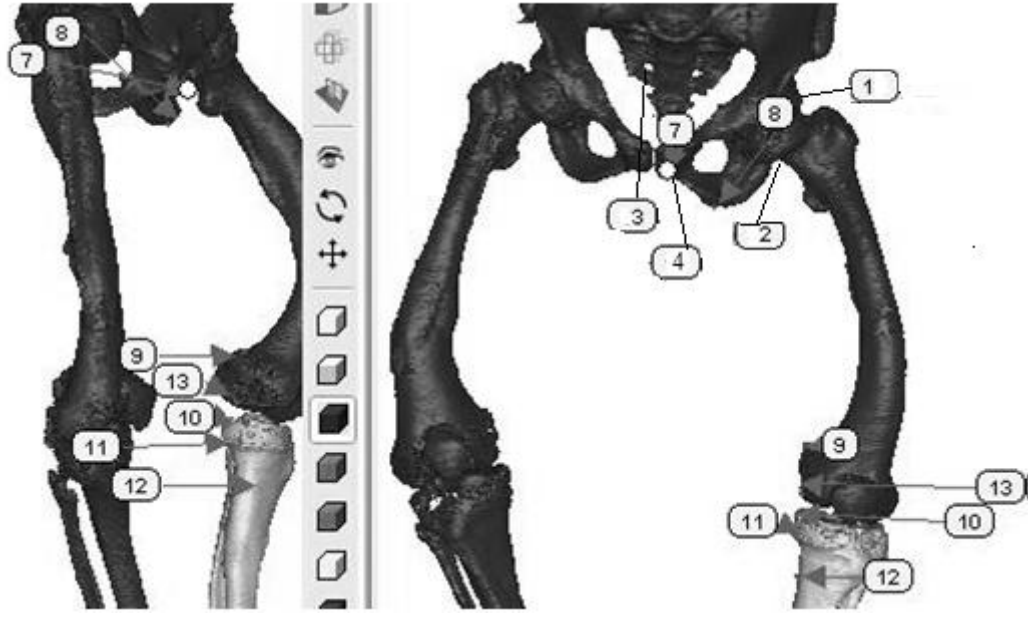
b

Şekil 5.5:Sağ ve sol uyluk kemiklerinin düzeltilmesi işlemi a) Uyluk kemiklerinin düzlemsel kesi bölgeleri b) Uyluk kemiklerinden çıkarılan ara parçalar



Şekil 5.6: Hastanın bilgisayar destekli operasyon uygulanmış durumu

Bu çalışmada tamamlanan alt ekstremitte düzeltme işlemi sonrası hastanın uyluk kemiklerinin uzunluğunda herhangi bir değişim olup olmadığının ölçülebilmesi için Şekil 5.7'de gösterildiği gibi kalça ve diz kısmından bazı referans noktaları seçilmiştir. Seçilen noktalar arasında kas bağlantılarının olabileceği düşüncesi ile, düzeltme işlemi sonrasında kaslarda herhangi bir gerilmenin olmaması gerekir. Bunun içinde seçilen referans noktaları arasındaki mesafeler, düzeltme işlemi öncesi ve sonrası ölçülerek elde edilen uzunluklar Tablo 5.1 ve 5.2'de verilmiştir. Bu ölçümlere göre, sağ uyluk kemiğinde düzeltme sonrası osteotomi öncesi ve sonrası aynı noktalar arası uzunluklara göre azami %7.5, sol taraf için azami %6 uzama meydana gelmiştir. Cerrahlardan alınan bilgilere göre bu kabul edilebilir bir uzama oranıdır.



Şekil 5.7: Operasyon öncesi ve sonrasında seçilen noktalar ve düzeltme miktarları

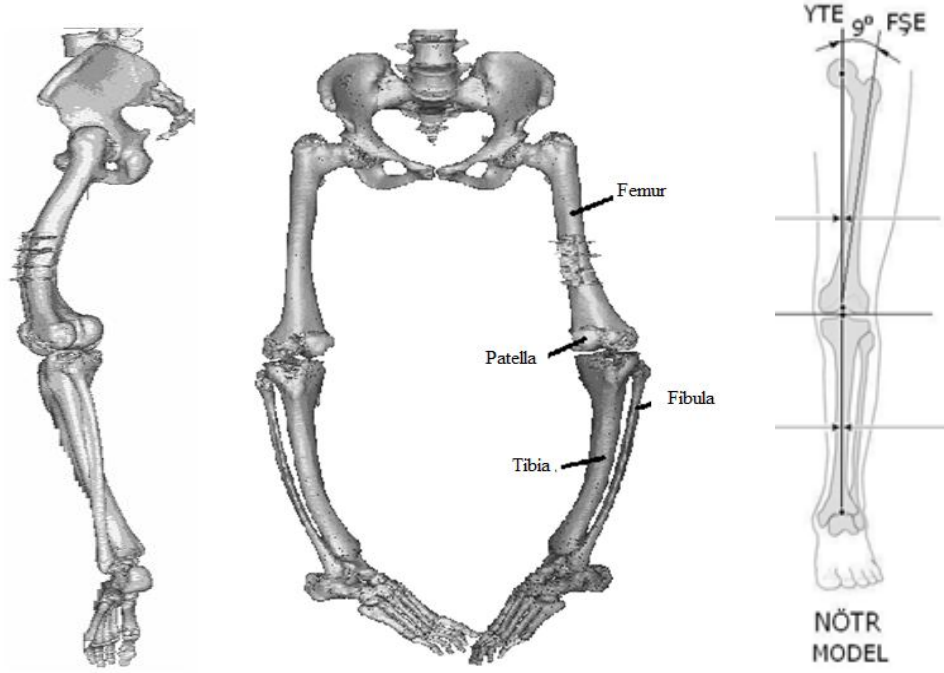
Tablo 5.1: Sol femur düzeltme miktarları

Ölçüm noktaları	İlk uzunluk (mm)	Son uzunluk (mm)	Değişim (%)
3-2	243.15	241.06	-1
3-5	253.05	253.27	0.01
3-4	266.68	272.35	2
3-6	312.09	311.96	-0.01
1-2	215.26	219.95	2
1-5	227.62	238.63	5
1-4	242.24	256.16	6
1-6	289.48	296.27	3

Tablo 5.2: Sağ femur düzeltme miktarları

Ölçüm noktaları	İlk uzunluk (mm)	Son uzunluk (mm)	Değişim (%)
8-9	194.44	209.26	7.5
8-13	227.60	243.32	7
8-10	242.00	257.87	6
8-11	255.72	273.38	6
8-12	288.29	300.77	4
7-9	235.67	243.73	3
7-13	267.60	277.84	4
7-10	280.41	288.32	3
7-11	293.63	304.26	3.5
7-12	324.49	332.87	3

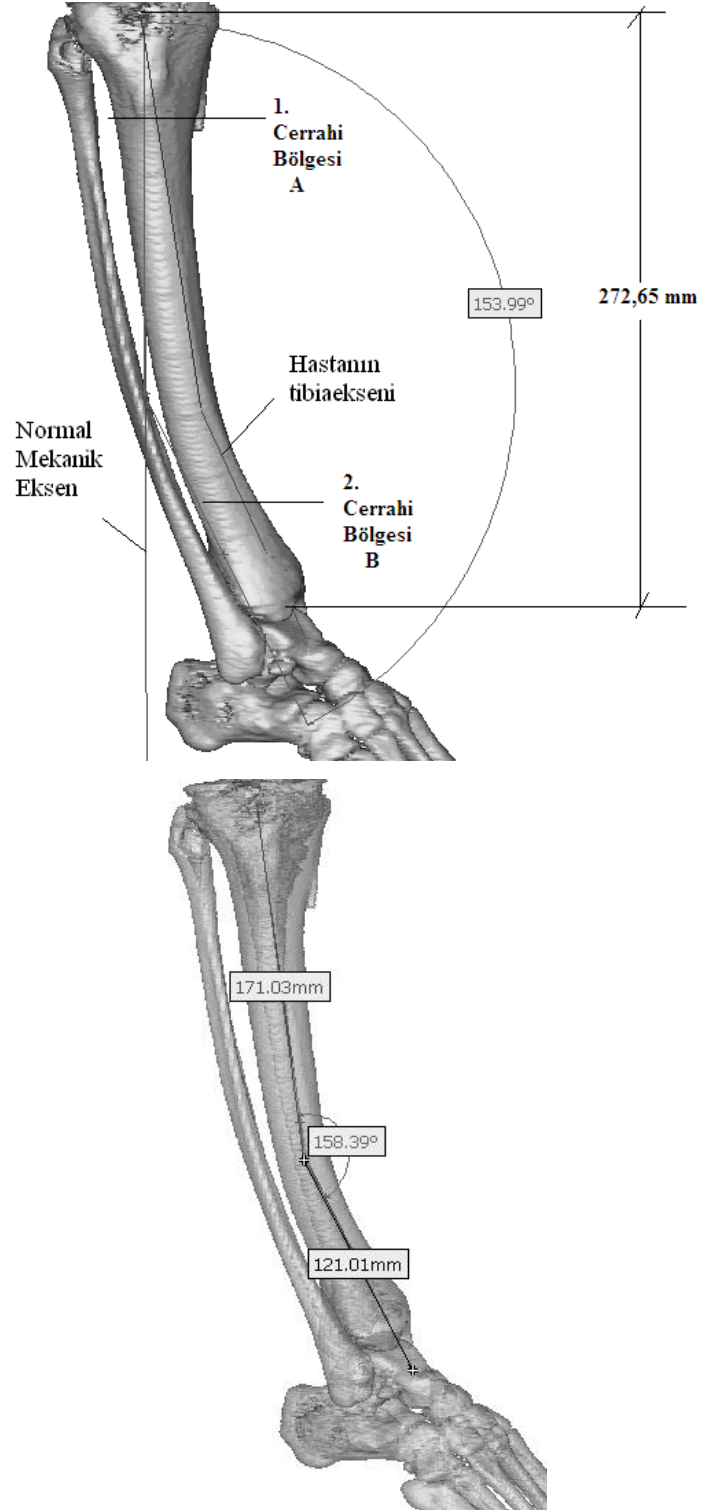
Alt ekstremitte hasarı olan başka bir hastaya ait alt uzuvlarının BT görüntülerinden modellenen 3B katı modeli ön ve yan görünüş olarak Şekil 5.8’de gösterilmiştir. Şekil 5.8’de gösterilen nötr model yapısı ile kıyaslandığında, hastanın alt uzuv yapısının son derece bozuk olduğu görülmektedir. Hastanın femurunda, nötr modele göre eksen kaybı olmasına karşılık tibiasında daha büyük ölçülerde şekil ve konum bozukluğu mevcuttur.



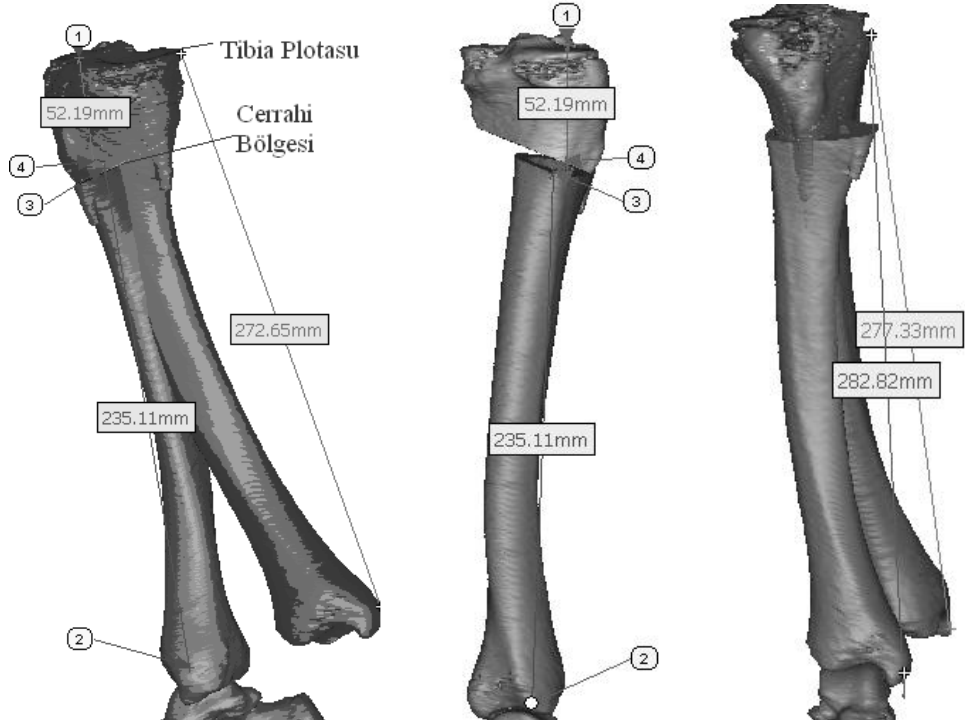
Şekil 5.8: Tibial varus hastası alt uzuv katı modeli

Şekil 5.8’de gösterilen alt ekstremitte modeline göre, tibia kemiğindeki bozukluk miktarının nötr modele göre tanımlanması Şekil 5.9’da verilen modelde ölçümlenmiştir. Yük taşıma ekseninin (YTE), nötr pozisyonundan açısal bozukluğu 3B model yardımıyla ölçülmüş ve modelde yaklaşık 30° kadar bir açısal deformasyon olduğu belirlenmiştir. Bununla beraber, tibial eğim başlangıç noktasının tibia platosundan 171 mm uzunlukta ve yaklaşık 158° dönme açısında olduğu ölçülmüştür. Bilgisayar ortamında tibia hasarının YTE göre düzeltilmesi için Şekil 5.9’da görüldüğü gibi iki farklı cerrahi bölgesi önerilmiştir. Şekil 5.10’da gösterildiği gibi, 1. cerrahi bölgesi tibia platosunun (TP) yaklaşık 52 mm altında ve 2. Cerrahi bölgesi ise ayak bileğinin hemen üst kısmında olabileceği seçilmiştir. TP’den ve ayak bileğinden geçen yatay eksenler arasında tibia kemiğinin toplam

uzunluğu 272.65 mm'dir. 1. ve 2. cerrahi bölgelerinde yapılacak kama ekleme veya çıkarma işlemi ile yapılacak düzeltme sonrası kaslarda aşırı gerilme olmaması için tibia kemiği uzunluğunda bir artış olmamalıdır.

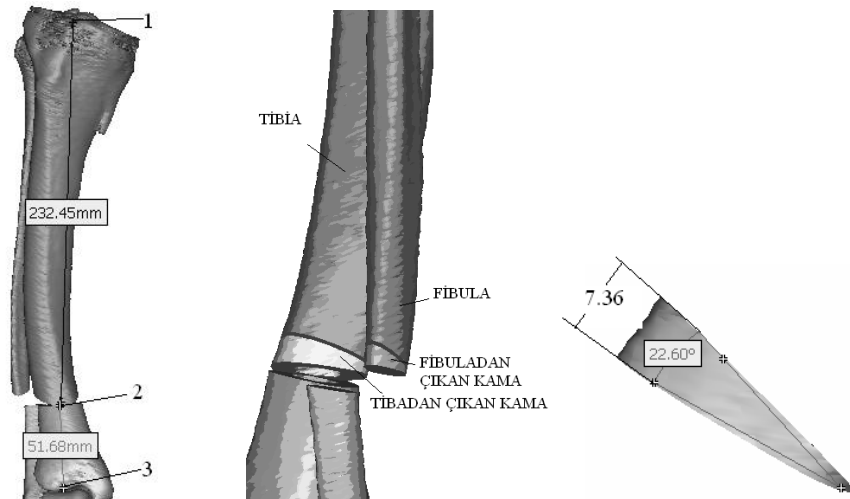


Şekil 5.9: Hastanın tibia eğimi ve pozisyonu



Şekil 5.10: Tibial varus hastasının bozuklukların tanımlaması

Tibiadan çıkartılacak kamanın boyutlandırılması ve modellenmesi cerrahi öncesi planlamanın en önemli unsurudur. Hasarlı yapının 3B modeli üzerinde yapılan sanal osteotomi ile çıkartılacak parça Şekil 5.11'de gösterildiği gibi ölçülendirilmiş ve yaklaşık 22° açılı 7.36 mm yüksekliğinde olduğu belirlenmiştir. Bu açı ve ölçüdeki parçanın, tibiadan çıkartılması sonrasında normal modelin YTE'nine uygun bir hizalama sağlanacaktır.

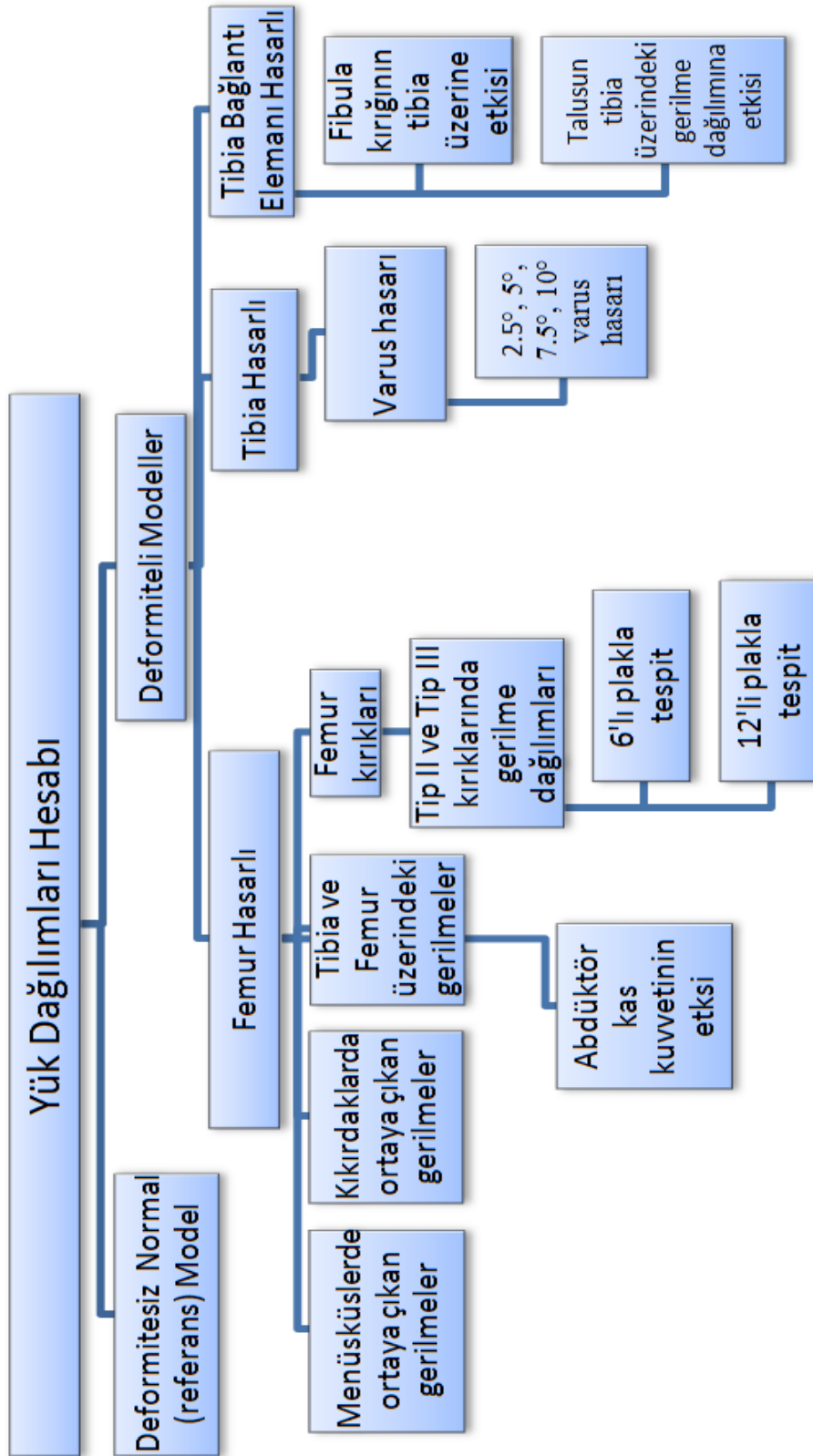


Şekil 5.11: Tibial varus hastası kesi bölgesi ve çıkarılan kama boyutları

5.2. Diz Eklemi Elemanlarındaki Gerilme Dağılımları

İnsan vücudundan gelen yükler kalça eklemi vasıtasıyla femur shaftına ve diz eklemi üzerinden tibiaya ve dolayısı ile ayak kemiklerine aktarılır. Dolayısı ile, diz eklemine yükü fonksiyonel bir şekilde taşıyabilmesi için, diz eklemine oluşturan tüm unsurların üzerine düşen yük taşıma fonksiyonunu yerine getirmesi gerekir. Bu itibarla, insan vücut ağırlığının fonksiyonel olarak taşınabilmesi için diz eklemineki bütün unsurların (elemanların) önemi büyük olup, bunların biri yada birkaçının görevini yerine getirememesi sonucunda diz eklemi unsurlarında hasar (deformite) ortaya çıkmaktadır.

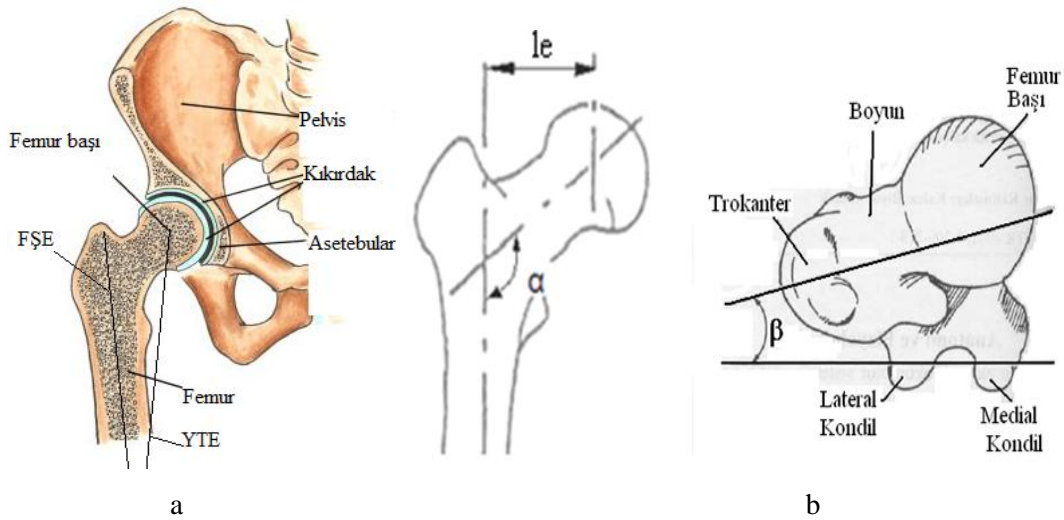
Yük dağılımlarının tanımlanması için, önce diz mekanizmasını oluşturan tüm unsurların tam fonksiyonel olarak çalışması durumunda oluşturduğu referans modelde elemanların taşıdığı yük dağılımları hesaplanmıştır. Ayrıca, diz eklemine oluşan hasar durumları için Şekil 5.12'de gösterilen kombinasyonlar (varsayımları) dikkate alındığında, referans modele göre yük dağılımlarında oluşabilecek değişimler hesaplanmıştır.



Şekil 5.12: Yük dağılımları hesaplanan modeller

5.2.1. Femur (Uyluk) kemiği üzerinde gerilme dağılımı

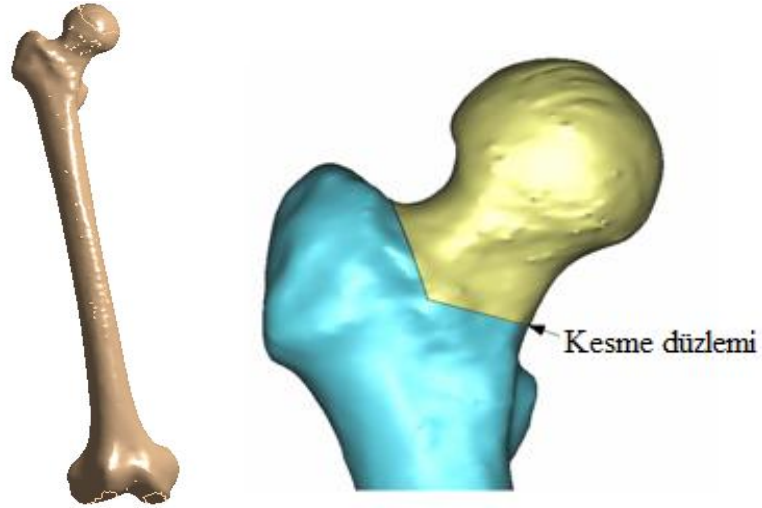
Kalça eklemi insan iskelet sisteminin statik ve dinamik fizyolojisinde en önemli yük taşıyan eklemlerden biridir. Kalça eklemi, Şekil 5.12a'da gösterildiği gibi femur başının, içbükey biçimde kalça çukuru (asetabulum) içerisine geçmesiyle oluşmuş küresel mafsalsal bir eklemdir (Şekil 5.12a). Bu yapıyı oluşturan femurdaki α (inklinasyon) ve β (anteversiyon) açıları ve femur geometrik boyutların sayısal değerlerindeki değişimler, statik ve dinamik denge açısından önemlidir. Ön düzlemi esas alınarak Şekil 5.12b'de α ile gösterilen femur boynu ile shaftının açısı inklinasyon açısı olarak adlandırılmaktadır. Bu açının literatür çalışmalarında genel olarak değeri, biyolojik yapıya bağlı olarak, $120^\circ < \alpha < 140^\circ$ aralığında değiştiği kabul görmüştür. Inklinasyon açısının değerlerine bağlı olarak, " α " değerinin büyümesi kosa valga, " α " değerinin küçülmesi ise koksa vara deformitelerini oluşturmaktadır. Femur için bir diğer açısal değişken Şekil 5.12b'de β ile gösterilen anteversiyon açısıdır. Bu açı ortalama olarak 12° civarındadır. Tekcan [71] çalışmasında femur boyun açısını 5° varusa ($\alpha=125$) alındığı zaman dizin medial (iç) bölümüne vücut yükünün % 68' lik kısmının etkiğini ve dolayısı ile lateral (dış) % 32 kadar kısım etken olduğunu açıklamıştır. Valgus olarak 5° boyun açısı durumunda ise dizin medial kısmına % 57, lateral kısma ise % 43' ü dağılmaktadır. Vücut yük dağılımının, femur boyun açısı nötr (referans, 130°) olduğu durumda, femur kondilleri üzerinden diz eklemine %60 medial tarafa, %40 lateral tarafa aktarılmış olduğu kabul edilmektedir [71].



Şekil 5.13: Kalça eklemi yapısı ve femur inklinasyon(α), anteversiyon açısı (β)

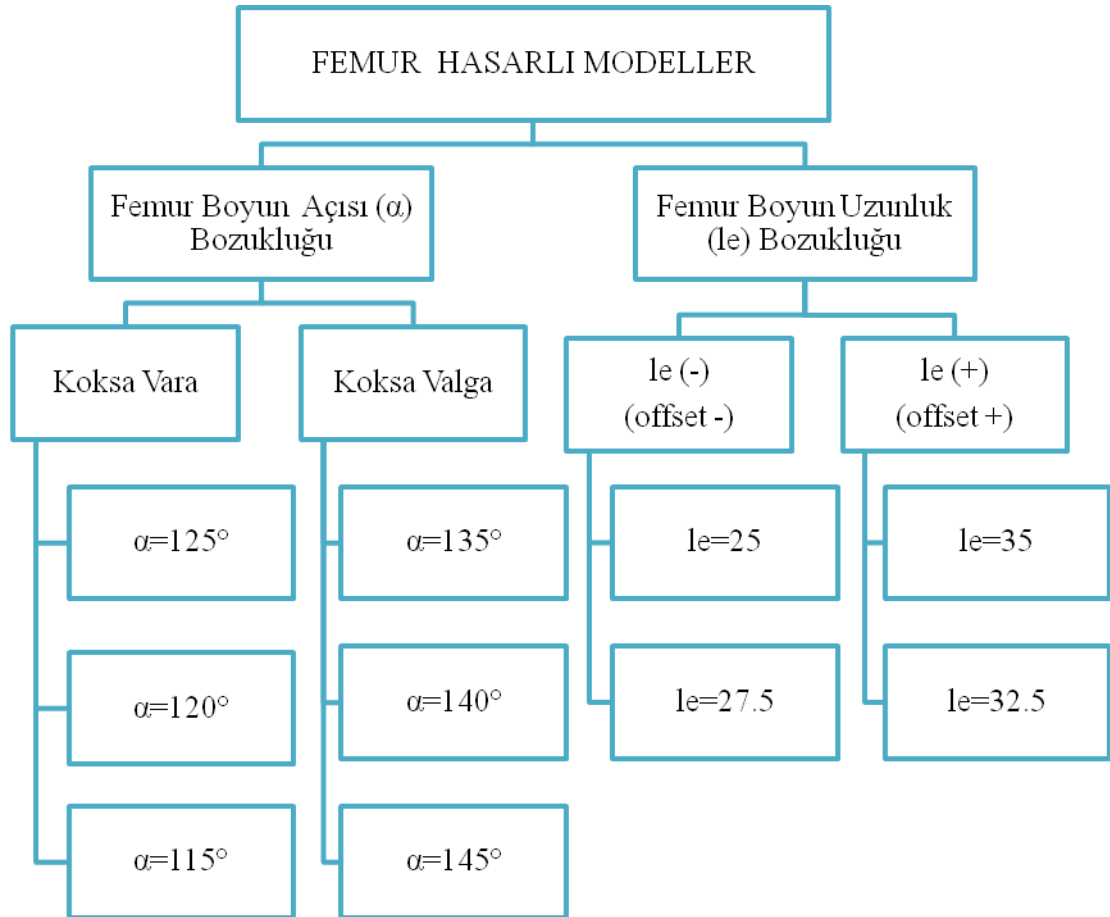
Femur başının geometrik boyutlardaki değişim, insan vücudundan femur gövdesine gelen yüklerin aktarımını değiştirmektedir. Femur başının anatomik veya mekanik boyutlarındaki değişim femur gövdesindeki ve dolayısı ile tüm mafsallardaki yük dağılımlarını etkilemektedir. Femur boyun açısı (α) ve boyun uzunluğu (l_e) boyutlarında bozukluğu olan hastalara uygulanacak cerrahi yöntem karar verilmesi için yük taşıma kapasitesinin belirlenmesi önemlidir. Koxa vara ve valga olarak tanımlanan alt ekstremitte bozukluğu sonucu, insan vücudundan gelen yüklerin femur gövdesindeki dağılımı belirlenmiştir. Bunun için, uyluk kemiklerinin birebir katı modelleri Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntüleri yardımıyla elde edilmiştir. Ortalama insan vücut ağırlıkları dikkate alınarak vara ve valga bozukluklarına bağlı femur gövdesine aktarılan yük dağılımları hesaplanmıştır.

Referans olarak kullanılan sağlam femur modellendikten sonra bu model üzerinde femur boynu cerrahi kesme metodu esas alınarak bilgisayar ortamında osteotomi uygulanmış ve Şekil 5.14'de görüldüğü gibi iki parçaya ayrılmıştır. Diğer modeller bu kesme düzlemi esas alınarak oluşturulmuştur.



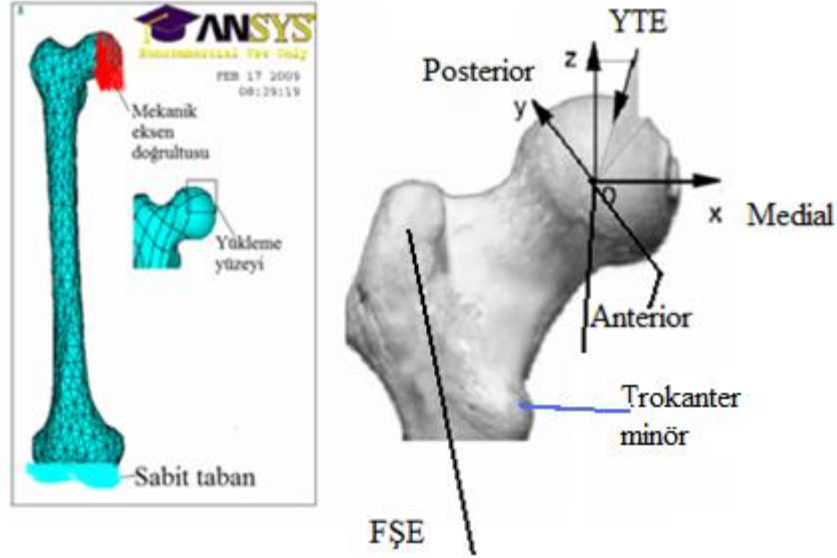
Şekil 5.14: 3B femur modeli ve femur boynu kesme düzlemi

Şekil 5.15'de gösterildiği gibi femur boyun geometrisi hasarlı olan modeller, femur boyun açısı (α) hasarlı ve femur boyun uzunluğu (le) hasarlı modeller olmak üzere iki bölüme ayrılmıştır. Femur boyun açısı hasarlı modeller Şekil 5.12b'de gösterilen le uzunluğu sabit kalmak şartıyla, α açısının koksa vara ve valga durumu için modellenmiştir. Femur boyun açısı (α), koksa vara modellerde 115° , 120° ve 125° , koksa valga modellerde ise 135° , 140° ve 145° olacak şekilde modellenmiştir. Femur boyun uzunluğu hasarlı modeller ise $le (-)$ ve $le (+)$ olarak gruplandırılmıştır. Bu model gruplarında yer alan $le (-)$ modellerde sırasıyla femur boyun uzunluğu 25 ve 27.5 mm olarak ele alınmıştır. Yine aynı şekilde $le (+)$ model gurubu da femur boyun uzunluğu $le=35$ ve $le=32.5$ mm olarak dikkate alınarak oluşturulmuştur.



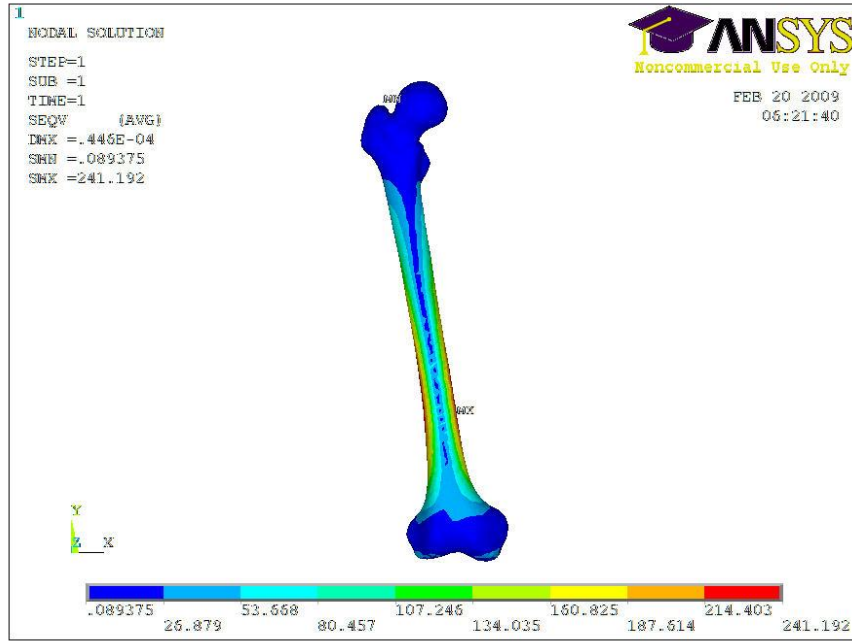
Şekil 5.15: Femur boyun hasarlı olan model gurupları

Yük dağılımlarının hesaplanması için, sonlu elmanlar tabanlı bilgisayar programı (ANSYS) kullanılarak modeller oluşturulmuştur. Ağ örgüsü 73555 adet eleman ile oluşturularak sonlu elemanlar modeli elde edilmiştir. Yükleme durumu ayakta duruş şartları esas alınarak, femur baş küresinin Şekil 5.15'de gösterilen yüzeyine basınç olarak uygulanan vücut yükü ile femur üzerindeki gerilme dağılımları belirlenmiştir.



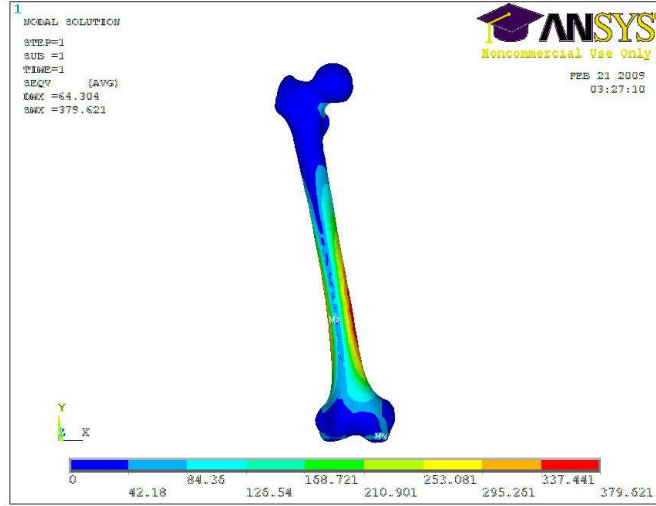
Şekil 5.16: Yükleme ve sınır şartları

Yükleme şartları, uyluk baş küresinin yüzey alanının yaklaşık 1/6'lık kısmına, vücut ağırlığından femur üzerine aktarılan yükler nedeniyle 2 N/mm^2 ve 10 N/mm^2 değerlerinde basınçlar uygulanmıştır. Uygulanan basınçların doğrultusu, normal femur geometrisinin mekanik eksenindedir. Herhangi bir hasarı olmayan normal boyun uzunluğu (l) ve açısına (α) sahip olan femurun yük dağılımları Şekil 5.16'da gösterildiği gibi en yüksek gerilme 214.648 MPa olarak elde edilmiştir. Şekil 5.17'de gösterildiği gibi $l=35 \text{ mm}$ $\alpha=120^\circ$ vara femur modeli için en yüksek gerilme değeri 241.192 MPa olarak elde edilmiştir.

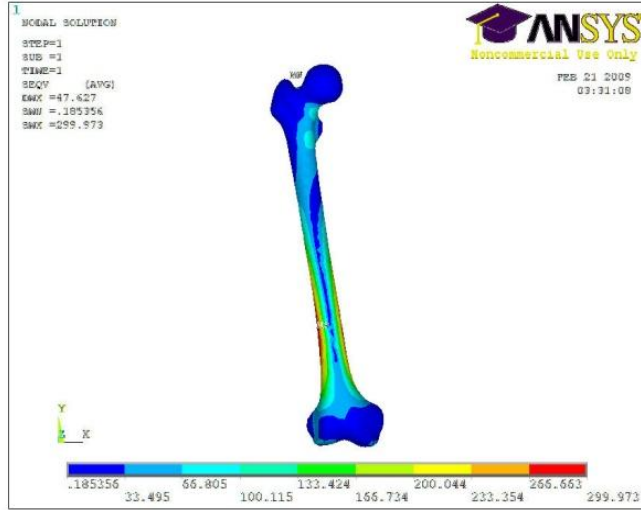


Şekil 5.17: $l=35$ mm $\alpha=120^\circ$ vara femur gövdesindeki yük dağılımları

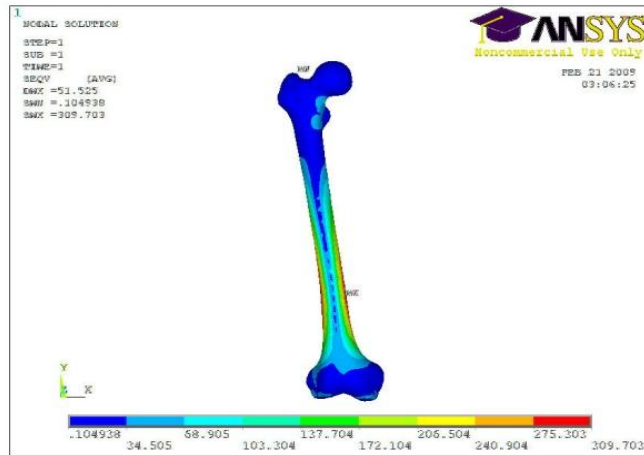
Koksa vara femur gurubunun yük dağılımları Şekil 5.18'de gösterilmiştir. Şekil 5.18 a'da $l=35$ mm ve $\alpha=115^\circ$ femur modeli için yaklaşık 380 MPa, Şekil 5.18 b'de $l = 30$ mm ve $\alpha=120^\circ$ femur modeli için yaklaşık 300 MPa, Şekil 5.18 c'de ise $l = 32.5$ mm ve $\alpha=120^\circ$ femur modeli yaklaşık 310 MPa olara elde edilen femur gövdesindeki gerilme dağılımları gösterilmiştir.



a



b



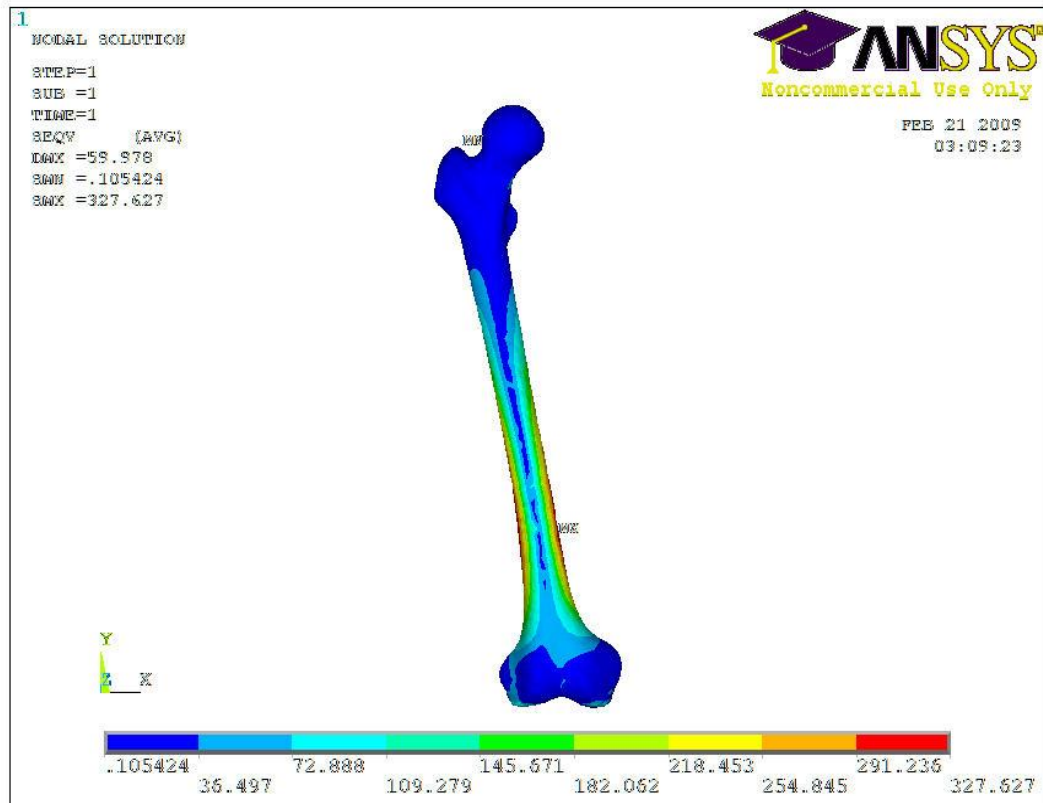
c

Şekil 5.18: Koksı Vars femur gurubunun yük dağılımı sonuçları

Şekil 5.18'de gösterilen sonuçlara göre, koksı vasa femur modellerinde gerilme dağılımı distal gövde medial (iç) bölgede oluşmaktadır. Ayrıca femur boyun alt

bölgesinde de gerilme dağılımı düzensiz ve sadece trokanter minör (Şekil 5.15) çıkıntısına yakın tarafta ortaya çıkmaktadır.

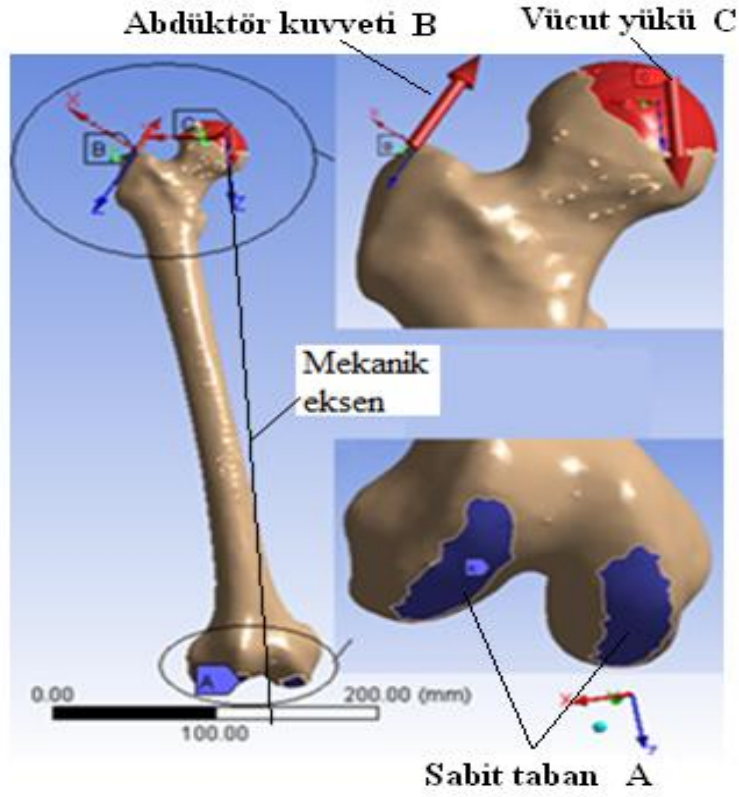
Koksa valga femur gurubunun, yük dağılımları Şekil 5.19'de gösterildiği gibi en fazla gerilme değeri yaklaşık 327 MPa olarak distal femur shaftında elde edilmiştir. Femur boyunu çevresinde düzenli ve az değerlerde gerilme dağılımı elde edilmiştir.



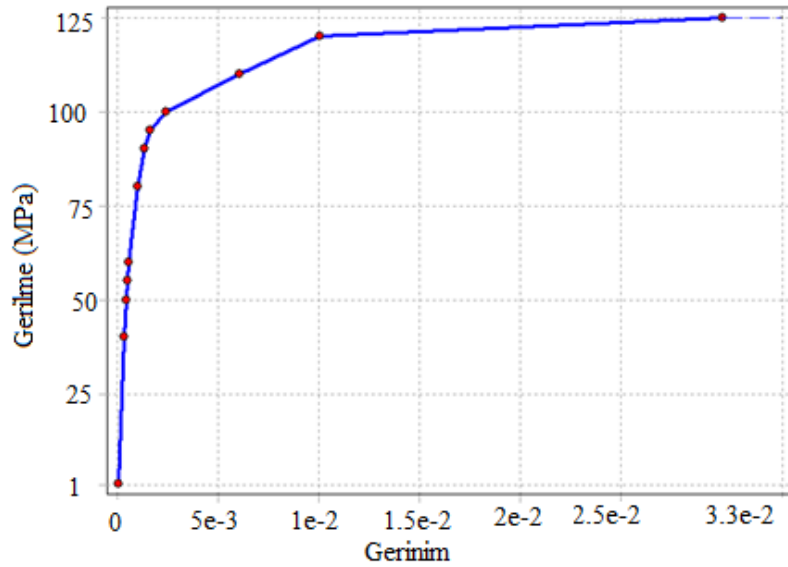
Şekil 5.19: Koksa Valga femur ($l=35$ mm $\alpha=140^\circ$) gövdesindeki yük dağılımları

Zamana bağlı olarak doğrusal artan yük altındaki femur kemiği dayanım davranışını ve femur üzerindeki gerilme dağılımlarının belirlenmesi sonlu elmanlar tabanlı bilgisayar programı yardımıyla belirlenmiştir. Yükleme durumu ayakta duruş şartları esas alınarak femur baş küresine Şekil 4.20'de gösterildiği şekilde 0-2500 N aralığında 500 N'luk artış kademesinde 5 saniyede 200 adımda uygulanmıştır. Abdüktör kas kuvveti olarak ifade edilen yük, kalça kaslarının bir etkisi olarak ifade edilebilir. Bir grup kas kuvvetinin ortak bileşkesi olarak tanımlanan abdüktör kuvveti Şekil 5.20'de gösterildiği gibi vücut yükünün yarısı olarak tanımlanmıştır.

Bununla beraber malzeme tanımlaması için gerilme ve gerinim değerleri Şekil 5.21'de gösterilen gerilme-gerinim eğrisi değerlerine göre kullanılmıştır.



Şekil 5.20: Yükleme ve sınır şartları

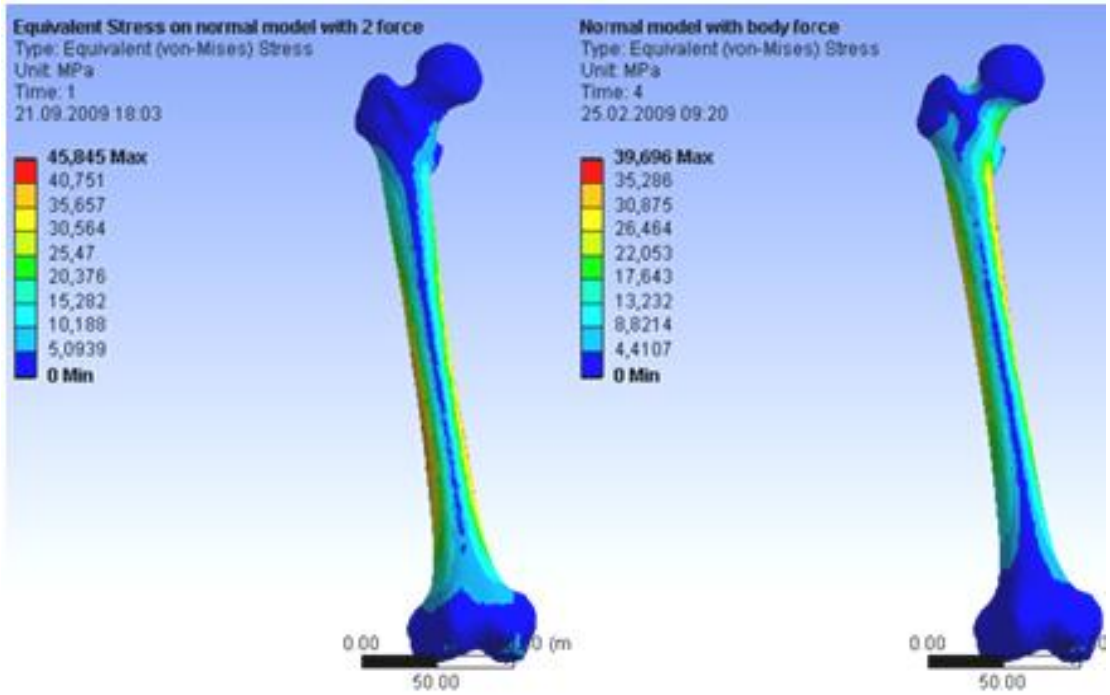


Şekil 5.21: Femur için gerilme/gerinim eğrisi

3B sonlu elemanlar modeli üzerinde 2 farklı yükleme konfigürasyonu ile yükleme yapılmıştır. 1. yükleme durumunda etken yük femur baş küresine etkiyen vücut yükü

tek başına tanımlanmış, 2. durumda ise vücut yüküyle beraber abdüksiyon kas kuvveti tanımlanmıştır. 2. durum için abdüksiyon kas kuvveti vücut etken yükünün yarısı olacak biçimde belirlenmiştir. Gerilme dağılımı sonuçları ANSYS WORKBENCH ile elde edilmiştir. Eşdeğer gerilme değerleri belirlenerek, koksaya vara ve valga modeller normal (referans) model ile ve birbirleriyle kıyaslanmıştır.

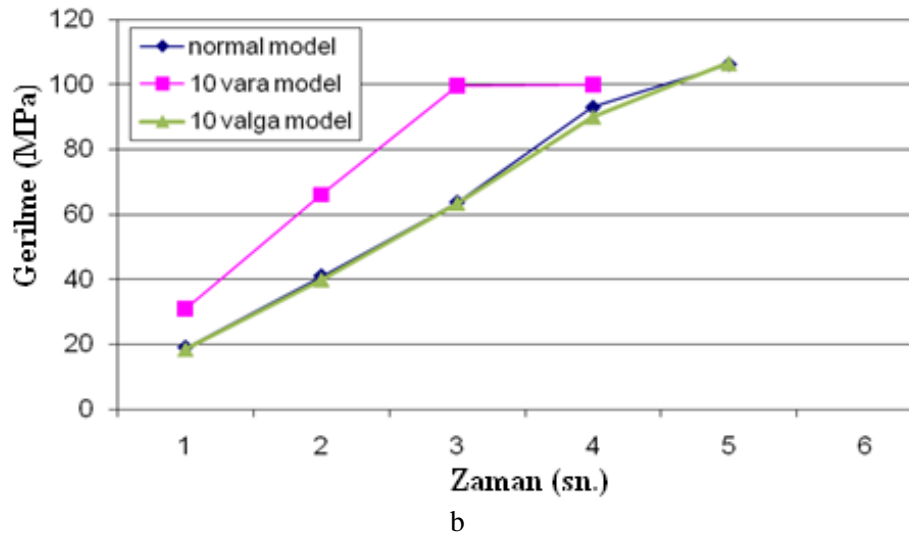
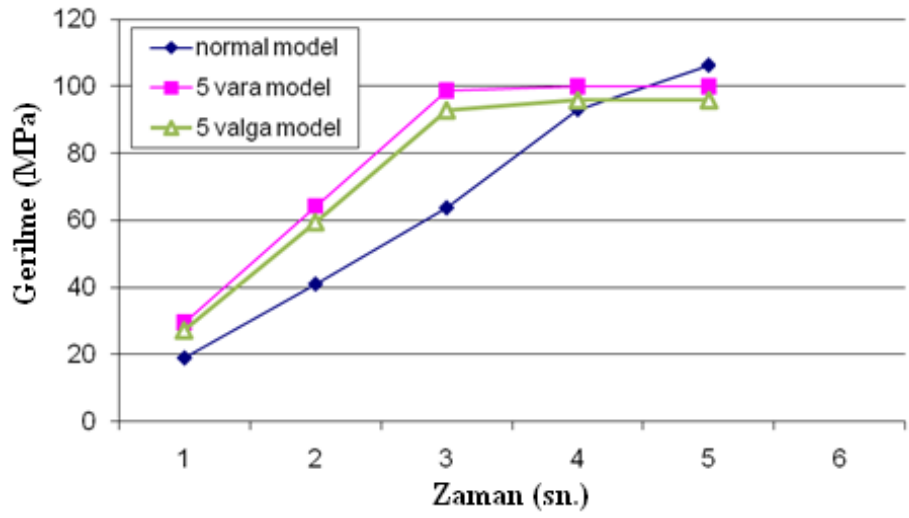
Sadece vücut yükü ile yükleme durumunda vara, valga ve normal modeller için gerilmenin femur boynu çevresinde ve gövdesinde dağılmış, abdüksiyon kuvveti ve vücut yükü etkisinde ise femur gövdesinde ve boyun altında meydana gelmiştir (Şekil 5.22).



Şekil 5.22: Femur üzerindeki gerilme bölgeleri

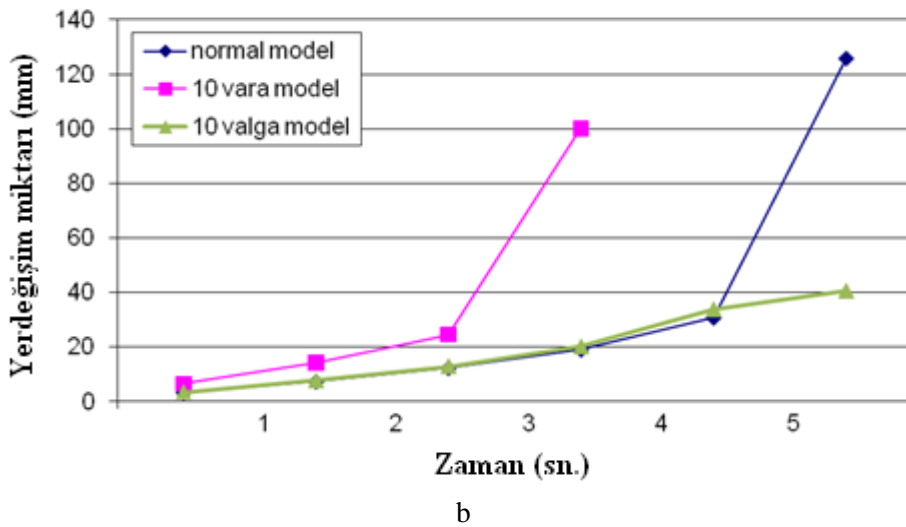
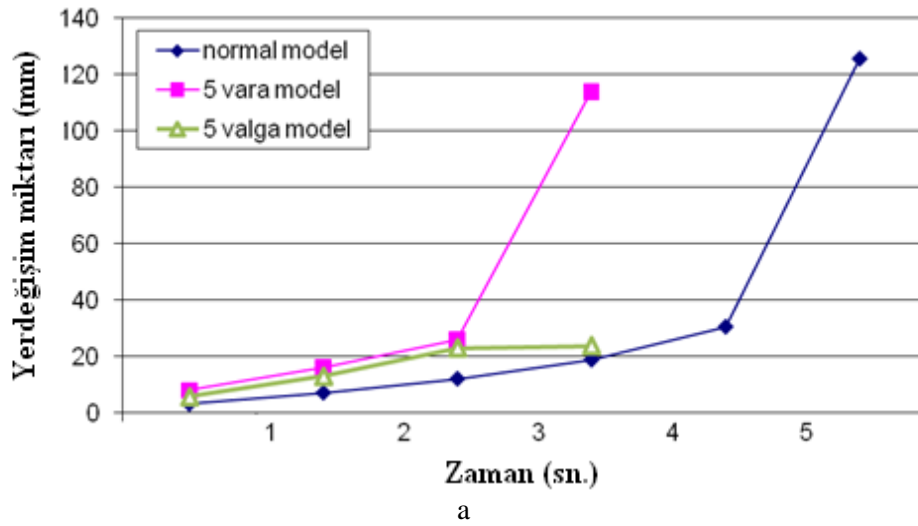
Referans femura 5 saniye zaman aralığında, zamana bağlı olarak doğrusal artan şekilde yük uygulandığı zaman, referans femurun yük altında gösterdiği zamana bağlı gerilme davranışı 3. zaman adımına kadar doğrusal ve bu zaman aralığından sonra doğrusal olmayan bir eğri şeklindedir. Femur, yüklemenin 5. zaman adımından sonra, ortaya çıkan gerilmeye karşı koyamadığı için çözüm işlemi gerçekleşmemiş ve

son bulmuştur (Şekil 5.23 a ve b). Buna karşılık 5° vara ve valga modellerde, 4. zaman adımı ortaya çıkan yük değerine kadar gerilme değeri elde edilerek çözüme ulaşılmıştır. 10° vara modelde de benzer şekilde yaklaşık olarak 4. adımdaki yüklemeye karşı sonuç alınmıştır (Şekil 5.23 b). 10° valga modelde ise referans modele yakın gerilme değerleri elde edilmiştir (Şekil 5.23 b). 5. Yükleme adımından sonra 6 zaman adımı kadar hiçbir model için gerilme değerleri elde edilememiş ve çözümlenememiştir. Çözüm elde edilememesi durumunun, kemik yapının bütünlüğünü koruyamadığı yük altında olduğu sonucu ortaya çıktığı ifade edilebilir.



Şekil 5.23: Femur modellerindeki eşdeğer gerilmeler

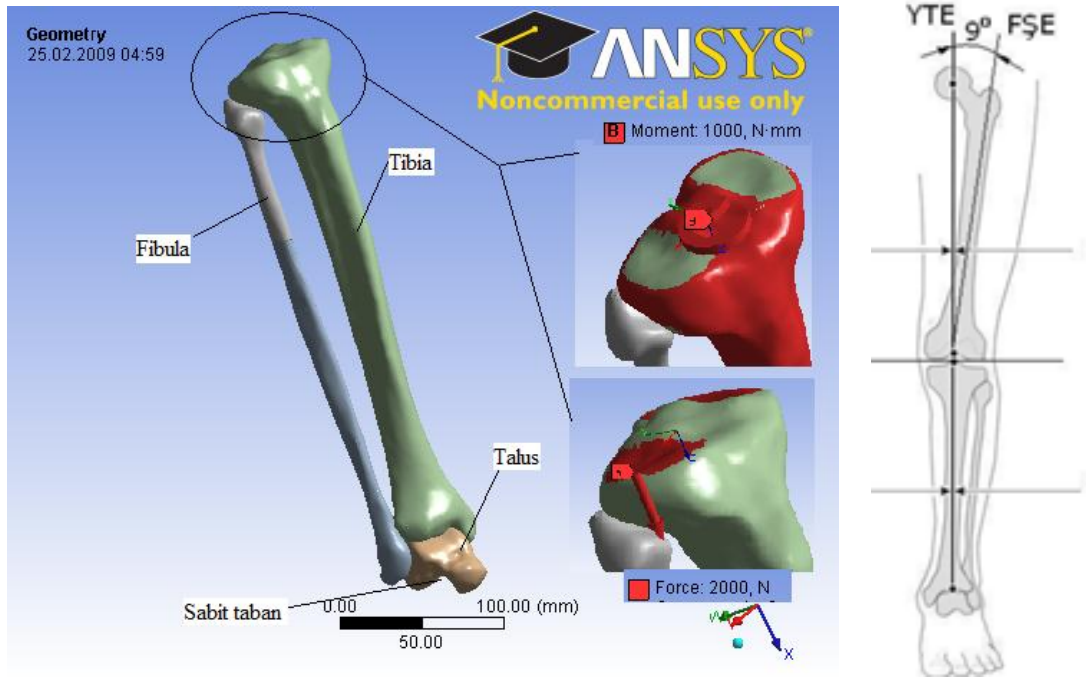
Deformasyon değerlerinin elde edilmesi amacıyla yine gerilme değerlerinin belirlendiği 5 zaman dilimi aralığındaki sonuçlar ele alınmıştır. Buna göre, referans femur modeli, yüklemenin 4. zaman aralığı sonuna kadar yaklaşık doğrusal ve sonuçların ele alındığı 5. yükleme adımı sonuna kadar ise doğrusal olan bir deformasyon davranışı göstermektedir (Şekil 5.24 a). Buna karşılık, 5° vara ve valga femur modelleri ve 10° vara femur modeli 3. yükleme adımı sonuna kadar doğrusal sonrasında ise doğrusal olmayan bir deformasyon davranışı göstermektedir. 10° valga femur modeli ise 5 aşamanın sonuna kadar doğrusal kabul edilebilecek bir deformasyon davranışı göstermektedir (Şekil 5.24 b). 10° valga model elde edilen deformasyon sonuçlarına göre, 5. yükleme adımı sonuna kadar yaklaşık düzgün deformasyon davranışı gösteren vara ve valga modelleri arasındaki tek model olmuştur.



Şekil 5.24: Femur modellerindeki toplam deformasyon miktarları

5.2.2. Fibula ve talus tibia üzerindeki gerilme dağılımına etkisi

İnsan vücut yükünü taşıyan diz mekanizmasının Şekil 5.25’de görüldüğü gibi alt kısmını ayak bileğine kadar tibia, fibula ve talus kemik gurubu oluşturmaktadır. Tibia ile birlikte, fibula ve talus bir mekanizma olarak çalışmaktadır. Bu mekanizmanın mekanik eksen doğrultusundaki vücut yükü etkisi ve bu tesirle oluşan momentlere karşılık kemik yapılarında oluşan gerilme dağılımına fibulanın etkisi değerlendirilmiştir. Fibula, talus ve tibia üçlüsünün mekanik bağlantıları birbirleri üzerinde kayma hareketine izin verecek biçimde temas (kontakt) tanımlanmıştır. Femur kondillerinden ve menüsküsler vasıtasıyla tibia üzerine etkiyen kuvvet Şekil 5.25'de gösterilen alt ekstremite mekanik yük taşıma eksenini (YTE) doğrultusunda uygulanmıştır. Burulma (döndürme momenti) yükü ise yük taşıma eksenine dikey bileşeni çevresinde Şekil 5.25'de görüldüğü gibi tanımlanmıştır



Şekil 5.25: Diz eklemi alt bölüm kemikleri ve yükleme durumu

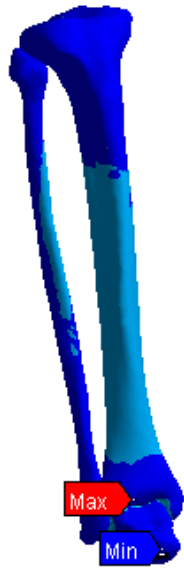
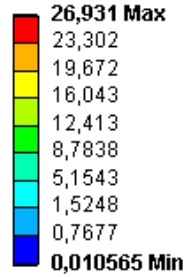
Yük taşıma eksenini (YTE) doğrultusunda uygulanan vücut yükü ve burulma yükünün vücut yükü ile beraber tesiri için iki farklı yükleme şartı altında tibia, fibula ve talus üzerindeki gerilme dağılımları ve deformasyon miktarı belirlenmiştir.

5.2.2.1. Yük taşıma eksenini doğrultusunda eksenel yük neticesinde tibia da ortaya çıkan (tibial) gerilmeler

Femur ve menüsküsler üzerinden tibia platosuna aktarılan yükün, tibia, fibula ve talus üzerindeki etkisi incelenerek fibula kemiğinin kırık ve sağlam olduğu durumlarda tibia ve talus üzerindeki yük dağılımları belirlenmiştir. Fibula ve talus kemiklerinin, tibia üzerindeki yük dağılımının ve deformasyon etkisinin belirlenmesi, tibial cerrahide açık ve kapalı kama osteotomisi ve kırık fiksasyonu (tespiti) için, uygun cerrahi tekniği ve tespit yöntemi ve bölgesinin seçimine olanak sağlar.

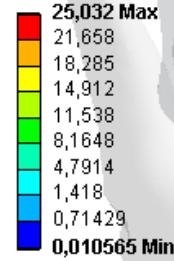
şekil 5.26'de fibula kemiğinin hasarsız olduğu durumda tibia, fibula ve talus üzerinde elde edilen yük dağılımları ve deformasyon değerleri gösterilmiştir. Buna göre, fibula kemiği sağlam durumdayken tibia üzerinde meydana gelen yük dağılımları fibula ile paylaşılarak tibia orta bölgesinde düzgün bir dağılım göstermektedir (şekil 5.26 a). Aynı şekilde, talus üzerindeki gerilmelerin belirlenmesi tibial osteotomilerde YTE değişiminin miktarının belirlenmesi için önemlidir. şekil 5.26 a'da gösterildiği gibi, tibia ile beraber fibulanın da diafizinde gerilme dağılımı meydana gelmektedir. Gerilmeler tibia ve fibula için yaklaşık orta bölgelerde meydana gelmiştir. Deformasyon miktarları ele alındığında en fazla deformasyon fibula orta bölgesinde ortaya çıkmıştır. Tibia, fibula'ya göre daha büyük bir kemik olduğu için deformasyon fibula orta bölgesinde ortaya çıkmaktadır (şekil 5.26 c).

Equivalent Stress 3
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
01.05.2009 15:34



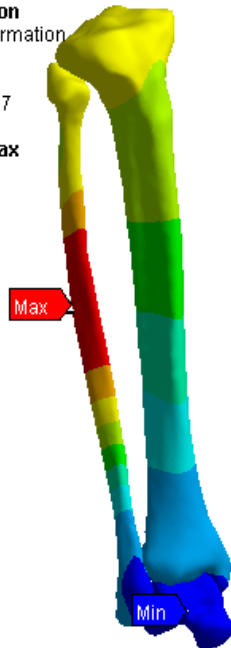
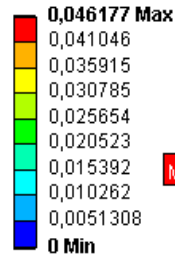
a

Equivalent Stress 4
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
01.05.2009 15:35



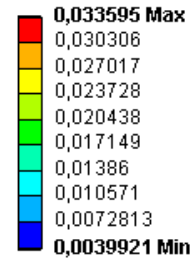
b

Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
01.05.2009 15:37



c

Total Deformation 2
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
01.05.2009 15:40

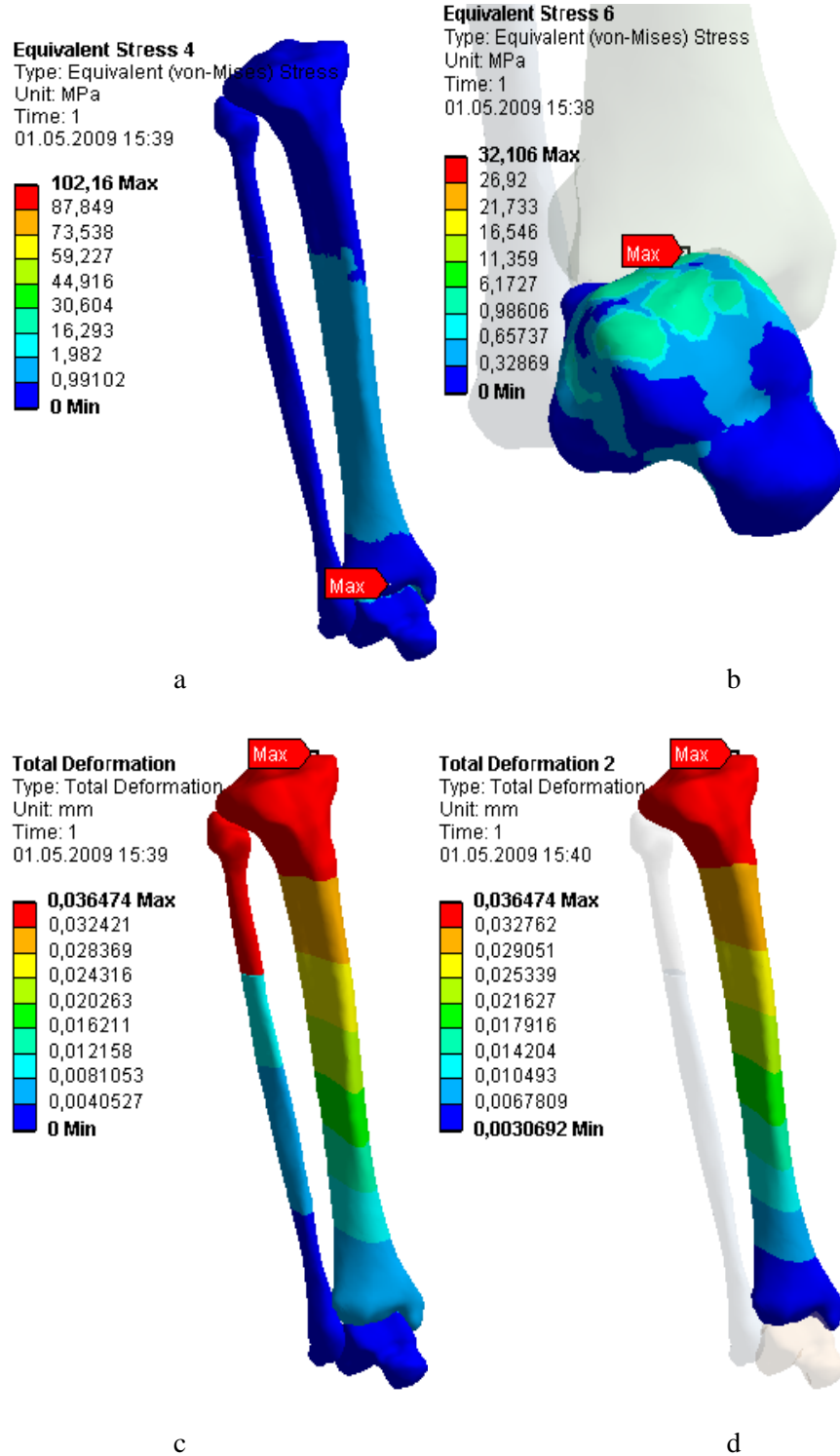


d

Şekil 5.26: Fibula kemiği hasarsız durumdayken oluşan gerilme ve yer değişimleri

Şekil 5.27'de tibia, fibula ve talus üzerinde fibula kemiğinin kırık olduğu durum için elde edilen gerilme dağılımları ile deformasyon miktarları gösterilmiştir. Fibula kemiğinin kırık olması durumunda gerilmeler tibia kemiği üst (proksimal) bölgesinde yoğunlaşmaktadır. Ayrıca, fibula kemiği kırık olduğu için en fazla deformasyon tibia

platosunda ortaya çıkmıştır. Bununla beraber, fibula kırık olduğu için tibia üzerinden doğrudan bir yük aktarımı söz konusu olduğundan, talus üzerinde meydana gelen gerilme dağılımının tüm yüzeye dağılımı söz konusu olmaktadır. Buna göre, hasarsız fibulalı modele göre talus üzerinde gerilme artmıştır.

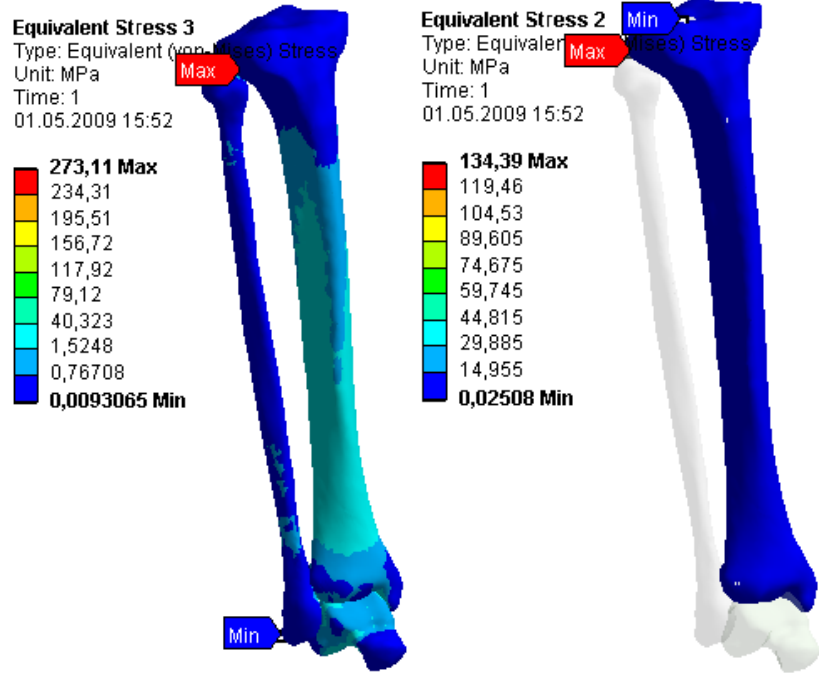


Şekil 5.27: Fibula kemiği kırık durumdayken oluşan gerilme ve yer değişimleri

5.2.2.2. Tibia platosuna uygulanan döndürme momenti etkisinde tibia üzerinde oluşan gerilmelerin belirlenmesi

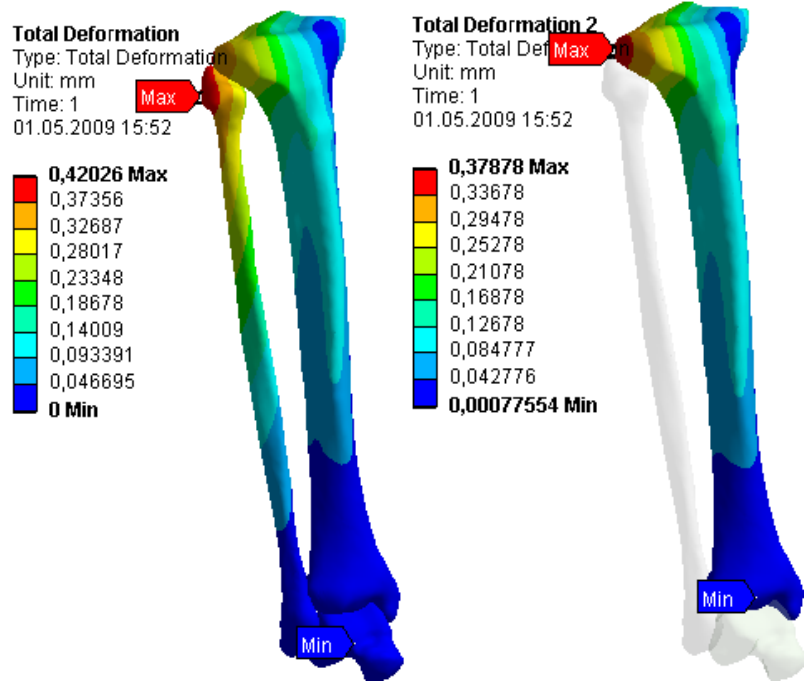
Femur ve menüsküsler üzerinden tibia platosuna aktarılan yük ile tibia platosuna YTE ekseninde uygulanan döndürme momentinin tibia, fibula ve talus üzerindeki etkisi bu kısımda incelenmiştir. Fibula kemiğinin kırık ve sağlam olduğu iki farklı durumda, tibia ve talus üzerindeki yük dağılımları belirlenmiştir. YTE doğrultusunda tibia üzerine menüsküslerden aktarılan yük ve moment etkisinin fibulanın sağlam ve kırık olması durumundaki tibia üzerindeki yük dağılımına etkisi belirlenmiştir.

Moment etkisi neticesinde gerek sağlam fibulalı gerekse kırık fibulalı model için gerilme dağılımları elde edilmiştir. Şekil 5.28 ve Şekil 5.29'da gerilme deformasyon dağılımları sağlam ve kırık fibula için gösterilmiştir. Buna göre, distal fibula bölgesinde gerilme dağılımı fibulanın sağlam olması durumunda ortaya çıkmasına karşın kırık fibula için gerilme tibia ve talus bağlantı bölgelerinde yoğunlaşmaktadır. Bu durum yumuşak doku hasarlarında artışa neden olabilir. Ayrıca eşdeğer gerilme değerlerine göre, fibulanın sağlam olması durumunda kırık duruma göre önemli bir azalma söz konusu olmuştur. Sadece tibia ele alındığında fibula sağlamken 134 MPa'lık bir eşdeğer gerilme meydana gelmiş, fibulanın kırık olması durumunda ise gerilme değeri 146 MPa'a yükselmektedir. Deformasyon davranışlarına göre fibula sağlamken düzgün bir dağılım göstermesine karşın, fibulanın kırık olması durumunda deformasyon bölgeleri tibia üzerinde düzgün olmayan bir şekilde üst (proksimal) bölgede yoğunlaşmaktadır.



a

b

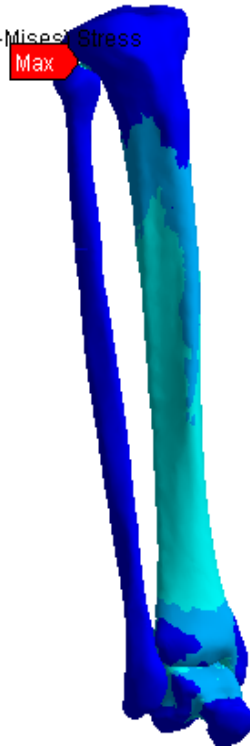
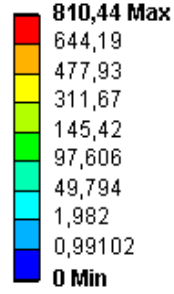


c

d

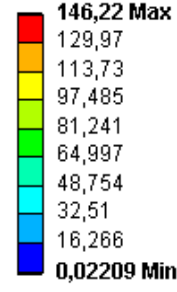
Şekil 5.28: Fibula kemiği sağlam durumdayken oluşan gerilme ve yer değişimler

Equivalent Stress 4
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
01.05.2009 15:45



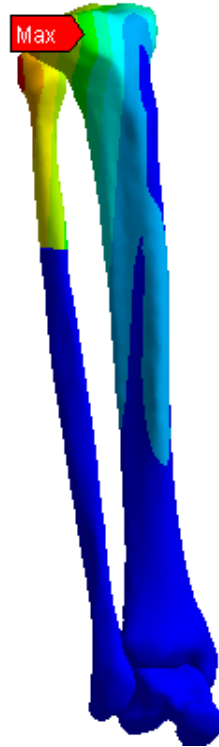
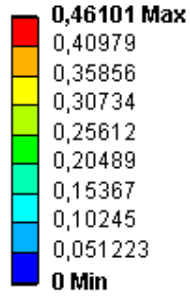
a

Equivalent Stress 5
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
01.05.2009 15:45



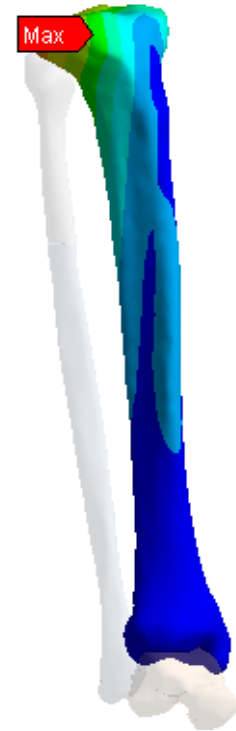
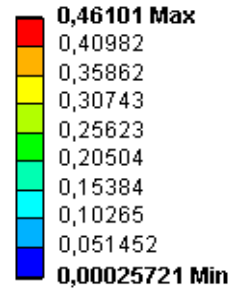
b

Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
02.05.2009 11:26



c

Total Deformation 2
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
01.05.2009 15:53



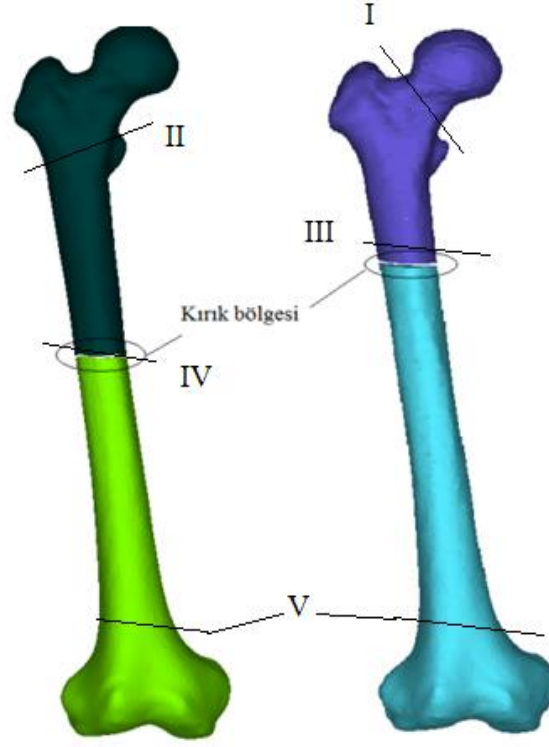
d

Şekil 5.29: Fibula kemiği kırık durumdayken oluşan gerilme ve yer değişimler

Uygulanan moment tesirinde hasar unsuru olmayan fibula kemiği üzerinde en fazla deformasyon oluşmakta buna karşılık olarak kırık fibulalı modelde en fazla deformasyon tibia üzerinde meydana gelmektedir. Tibia üzerinde hasarsız fibula ile gerilme azalmış, fibulanın kırık olması durumunda artmıştır.

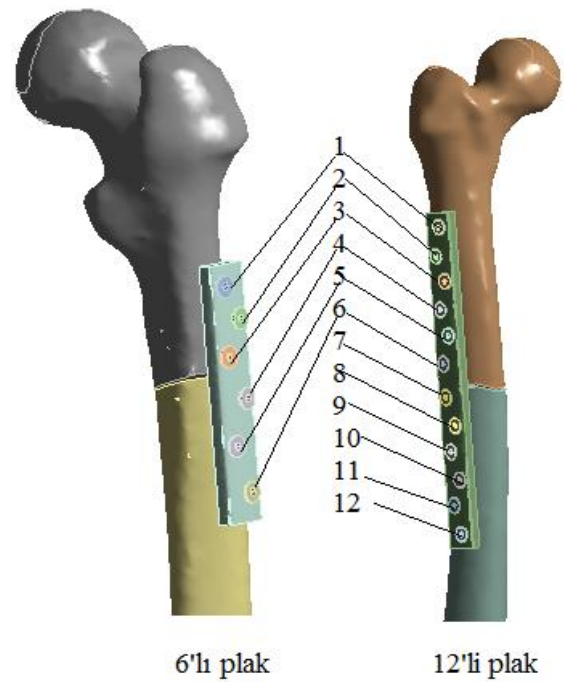
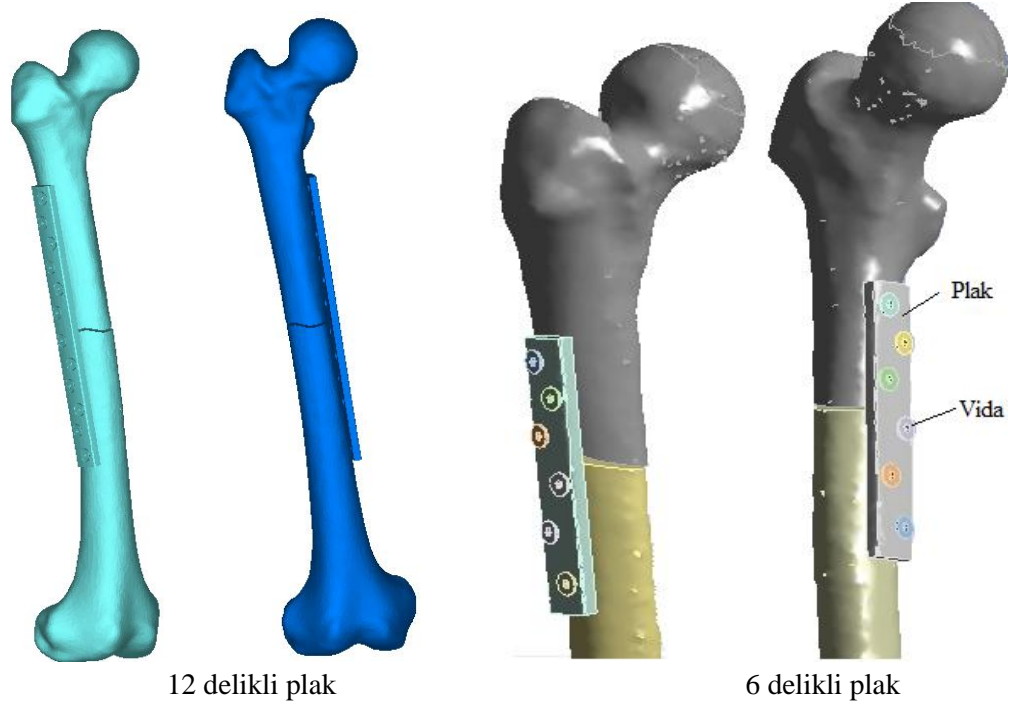
5.3. Femur Kırıklarında Plak Tespiti Sonrası Gerilme Dağılımı

Oval bir boru şeklindeki femur şaftının bazı bölgelerinde kalınlığın ince olması femur şaft bölgesi kırıklarının parçalı olmasına neden olmakta ve bu durum, cerrahi müdahale gerektiren iç tespiti zorlaştırmaktadır. Hangi yöntemle kırık kemik üzerinde fiksasyon yapılacağı konusu ise halen tartışmalıdır. Cerrahi tedavide birçok yöntem önerilmişse de, bugün için kapalı kırıklarda iç tespit, açık kırıklarda ise iyi bir yara tedavisi ile birlikte eksternal tespit en uygun yöntem olarak kabul edilmektedir [76-81]. Femur kırıkları, femur geometrisi ve kemik yapısına bağlı olarak çok çeşitli kırık hasarları olarak meydana gelmektedir. Femur kırıkları, Şekil 5.30'da görüldüğü gibi femurun çeşitli bölgelerinde oluşan beş farklı kırık türü meydana gelmektedir. Bunlar, I. bölgede femur boyun kırığı, II. bölgede alt trokanter (subtrokanter) kırık, III. ve IV. bölgelerde femur gövde kırığı ve V. bölgede ise distal femur kırıkları oluşmaktadır (Şekil 5.30).



Şekil 5.30: Femur üzerindeki kırık yerleri ve 2 parçalı 3B femur modelleri

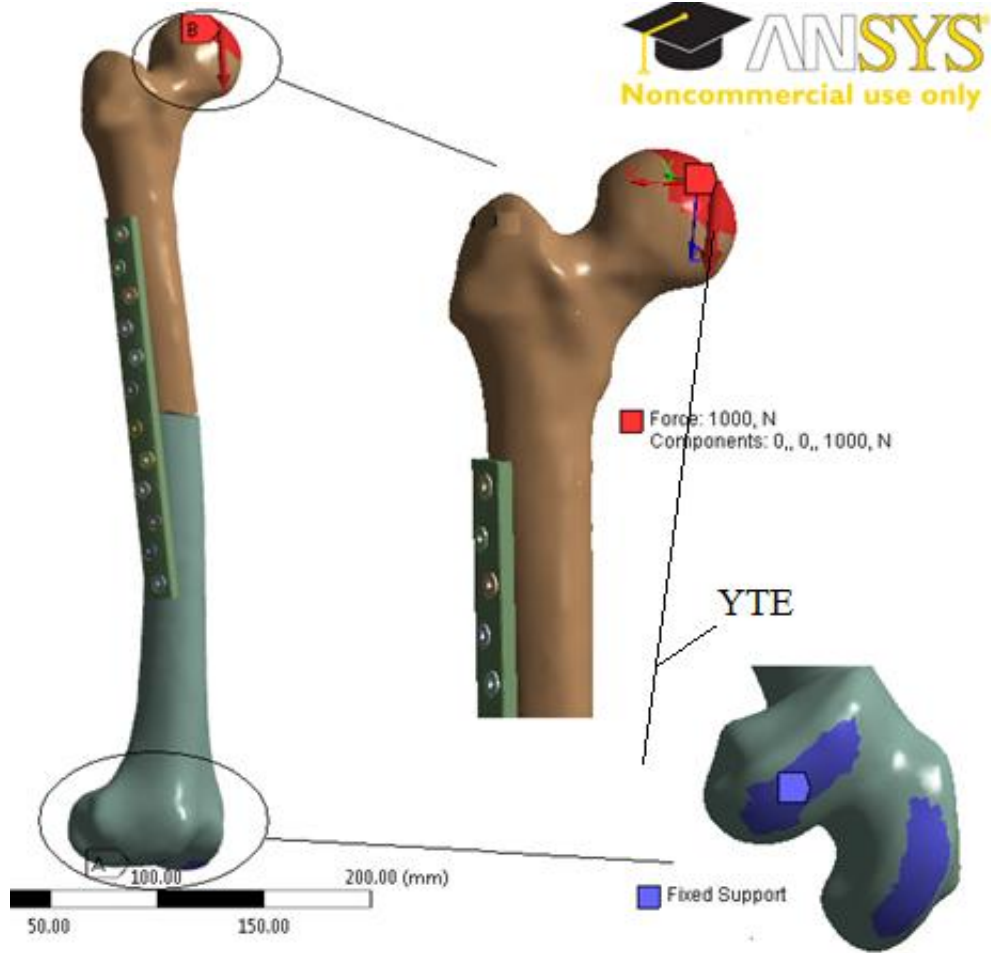
Her tip femur kırık gruplarının düzeltme (fiksasyon) işlemi için çeşitli cerrahi metotlar kullanılmaktadır. Bunlardan en yaygın olarak kullanılanı plakla tespit işlemidir. Bu çalışmada genel olarak iki parçalı femur kırıkları dikkate alınmıştır. Femur üzerindeki kırık düzeltilmesi veya iyileştirilmesi için iki farklı plak modeli kullanılmıştır. Kısa plaklarda altı (6) tespit vidası, uzun plaklarda on iki (12) tespit vidası kullanılmıştır. 12 delikli plak kullanılan modellerde femur orta kısım kırık modelinde 6 delik kırık altında 6 delik kırık üstünde olacak şekilde tespit edilmiş ve vidalaması yapılmıştır. Yine aynı şekilde, konumlandırma işlemi 12 delikli plağın proksimal femur kırık modelinde de uygulanmış fakat kırık bölgesi nedeniyle delik dağılımı kırık altında fazla olarak düşünülmüştür. Proksimal femur kırıklarında 6 delikli plak ile modelleme yapılarak üç (3) delik kırık bölgesi altında ve üstünde eşit sayıda olacak biçimde konumlandırılmıştır (Şekil 5.31).



Şekil 5.31: Femur kırıklarının plakla tespit modelleri

Vida ve plak modelleri SOLIDWORKS ve PRO-ENGINEER programları yardımıyla tasarlanmış ve sonlu elemanlar modelinde kullanılmak üzere MIMICS yazılımına STL formatında aktarılmıştır. Referans olarak kullanılan sağlam femur modellendikten sonra, bu model üzerinde yapay kırıklar oluşturulmuştur. Hacim ağ örgüsü modeli MIMICS FEA arayüzü ile elde edilmiştir. Yükleme durumu ayakta

duruş şartları esas alınarak 1000 N femur baş küresinin yüzeyine Şekil 5.32'de gösterildiği gibi YTE (yük taşıma eksenini) doğrultusunda uygulanmıştır. Bu doğrultuda femur başına uygulanan kuvvet neticesinde, femur gövdesi, plaklar ve vidalama bölgelerindeki yük dağılımları belirlenmiştir.

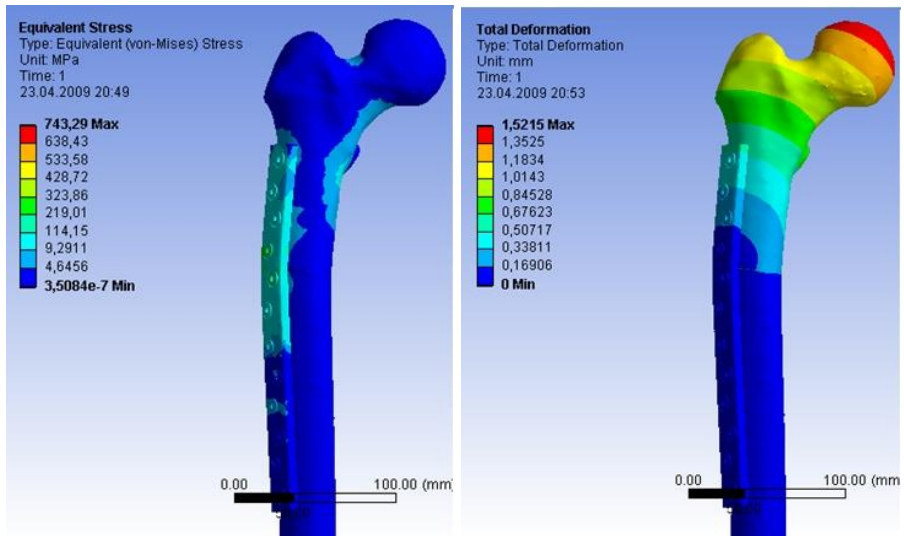


Şekil 5.32: Plakla tespit sonrası yükleme ve sınır şartları

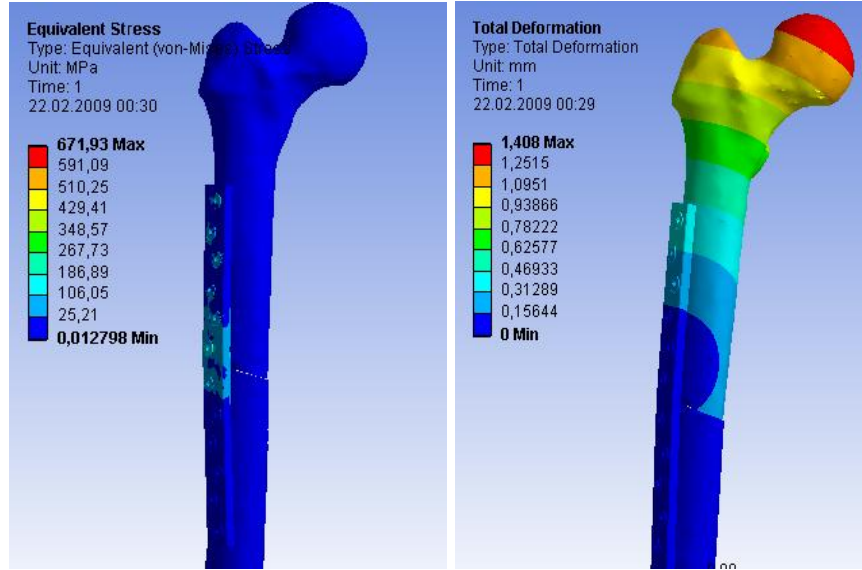
Plaklar ve vidalar için doğrusal elastik izotropik ve homojen malzeme değerleri kullanılmıştır. 3B model olarak tespit vidalı plak montajları lateral ve medial yönlerde kuvvet dağılımlarının belirlenmiştir. Gerilme dağılımları ve deformasyon miktarları medial ve lateral yönlerde femur kırıklarına plaklı cerrahi müdahalenin kıyaslaması yapılmıştır. Plakların üzerindeki en fazla gerilme değerleri, 12 delikli ve 6 delikli plak kullanılarak yapılan konumlama için değerlendirilmiştir.

5.3.1. Lateral plaklamanın tespitinde femur gövdesinde oluşan gerilme dağılımının belirlenmesi

Şekil 5.33 a'da II. (üst) femur bölgesi için 12 delikli plak ile yapılan lateral plaklı fiksasyon ve Şekil 5.33 b'de femur III. (orta) bölgesi kırığı için yapılan lateral plak tespiti neticesinde ortaya çıkan gerilme değerleri gösterilmiştir. Buna göre, II. bölge kırıklarında Şekil 5.31'de gösterilmiş olan delik numaralarına göre, plak üzerinde oluşan yük dağılımı 1. ve 8. delikler üzerinde yayılmasına karşılık, III. bölge kırıklarında 4. ve 6. delikler üzerinde yoğunlaşarak dağılmaktadır.



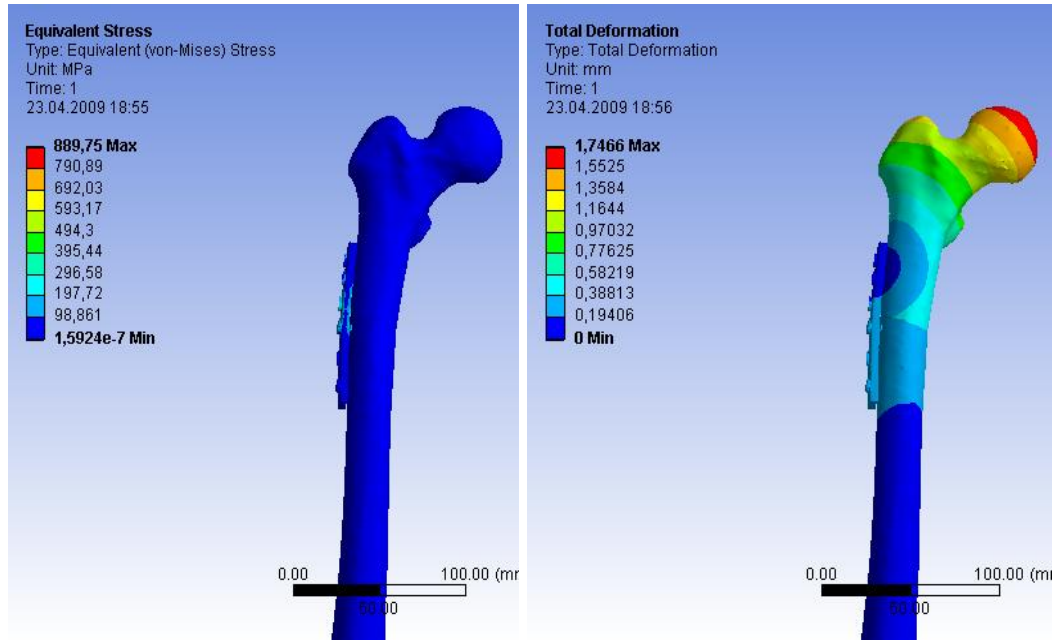
a



b

Şekil 5.33: Lateral plaklama sonrasında femur orta bölgesi kırığı gerilme ve deformasyon sonuçları

En fazla deformasyon değeri 12 delikli lateral plaklama uygulaması için, üst femur bölgesi kırığında 1.52 mm ve orta femur bölgesi kırığında 1.41 mm olarak elde edilmiştir. 6 delikli plak kullanılarak yapılan femur üst bölgesi kırığında lateral plaklı fiksasyon sonucunda elde edilen en fazla gerilme Şekil 5.34'de gösterildiği gibi 889.75 MPa olarak elde edilmiştir. Buna göre en fazla gerilme Şekil 5.31'de gösterilen plak üzerindeki 3. tespit deliği çevresinde oluşmaktadır.



Şekil 5.34: III. bölge kırığında 6 plaklı tespit gerilme ve deformasyon sonuçları

5.3.2. Tip II. ve tip III. femur kırıklarında gerilme dağılımları

II. bölge ve III. bölge kırıklarında 6 ve 12 delikli plaklar ile yapılan tespitte göre elde edilen en fazla gerilme değerleri ve deformasyon değerleri Tablo 5.4'de verilmiştir. Böylece, farklı femur bölgelerinde aynı plaklarla yapılan tespit için elde edilen gerilme ve deformasyon değerleri ile farklı delik sayısına sahip plakla benzer kırık bölgesinde oluşan gerilme ve deformasyon değerleri değerlendirilmiştir.

Tablo 5.3: Femur kırıklarında lateral plaklamanın sonucunda ortaya çıkan en fazla eşdeğer gerilmeler

Vidalı Grup			Eşdeğer Gerilme (MPa)	Deformasyon (mm)
Üst (II. bölge) Kırık	Lateral (dış) plaklama	12 vidalı	743.29	1.5215
		6 Vidalı	889.75	1.7466
Orta (III. bölge) kırık	Lateral (dış) plaklama	12 vidalı	671.93	1.408
		6 Vidalı	577.44	1.412

II. bölge femur kırıkları için en fazla gerilme değeri 12 delikli plak ile tespitite yaklaşık 743 MPa, 6 delikli plakla tespitite 889 MPa olmaktadır. Bununla beraber 12 delikli plak ile tespit yaklaşık 1.5 mm deformasyon sonucu vermekte beraber, 6 delikli plak 1.7 mm deformasyon sonucu vermektedir. III. bölge kırıklarında ise, 12 vidalı plaklama 6 vidalı plaklamaya göre daha yüksek gerilme sonucunu vermektedir.

5.4. Diz Eklemi Gerilme Dağılımı

Diz eklemine gerek femur gerekse tibia kemiğindeki hasarlarda, kemik yapının birbirleriyle temas eden uç kısımlarının (femur ve tibia kondilleri gibi) YTE'nine göre medial ve lateral (iç ve dış) bölgelerinde, yük dağılımı farkı mevcuttur. Diz eklemi biyomekaniğinin koksaya vara ve valga gibi ortopedik hasarlarda yük dağılımının nasıl etkilendiği, üç boyutlu bilgisayar modelinde kemik, kırık ve menüsküs gibi diz eklemine oluşturan tüm unsurlarda belirlenmiştir.

Femur başına etkiyen kuvvetler çok değişken olmasına rağmen sanal ortam çalışmalarında en çok kullanılan ve gerçeğe yakın olan, yürüme döngüsünün duruş fazında kalçaya etkiyen kuvvetler belirtilmiştir [76-85]. Buna göre birinci kuvvet femur başına frontal planda 23°, sagittal planda 6° açıyla gelen 2460 Newton'luk kuvvettir. İkinci kuvvet trokanter major'da abdükör kasların çekmesine bağlı frontal (ön) planda 24°, sagittal (yan) planda 15° açıyla etkiyen 1700 Newton'luk, üçüncü

kuvvet ise frontal planda 41° ve sagittal planda 26° açıyla etkiyen iliopsoas kasının çekme kuvvetine bağlı olarak oluşan 771 Newton'luk kuvvettir [77-85].

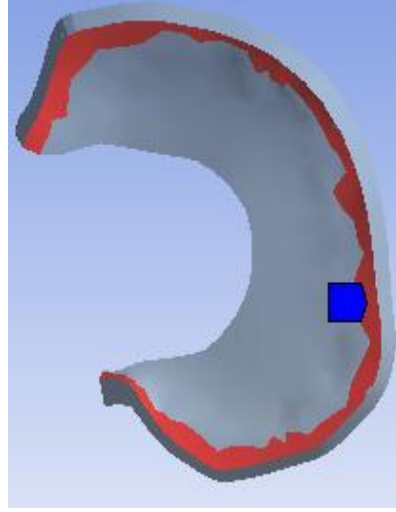
Sathasivam ve arkadaşlarının [86] yaptıkları çalışmada femur başına uygulanan yük (1150 N), tam ekstansiyonda (yürüme sırasında), femur üst ucuna gelen kuvvetler ile uyuşacak şekilde mekanik eksen doğrultusunda dikey olarak uygulanmıştır. Diz eklemi unsurları üzerindeki yük dağılımlarının belirlenmesi için bu tez çalışmasında, femur baş küresine YTE doğrultusunda 1000 N ve abdükör kolu ekseninde 500 N şiddetinde yükler uygulanmıştır.

Bilgisayar ortamında kalça ekleminden ayak bileğine kadar olan diz eklemi unsurları, kemik yapı, kıkırdak yapı ve menüsküsler olarak BT görüntülerinden birebir olarak 3B modellenmiştir. Herhangi bir ortopedik ve yapısal hasarı olmayan normal model, koksa vara ve valga femur, tibia deformiteli olarak oluşturulan gruplar 3B modeller yardımıyla diz eklemi unsurlarındaki yük dağılımları belirlenmiştir. Yük dağılımları, normal model, 10° koksa valga model ve 10° koksa vara model olarak birbirleriyle kemik, kıkırdak ve menüsküs yapıları için kıyaslanmıştır. Böylece literatürde 3B modelleme ve gerilme analizi alanında, kemik ve yumuşak doku yapıları için bulunan eksiklik doldurularak, yapılacak benzer çalışmalar için bir örnek oluşturulmuştur.

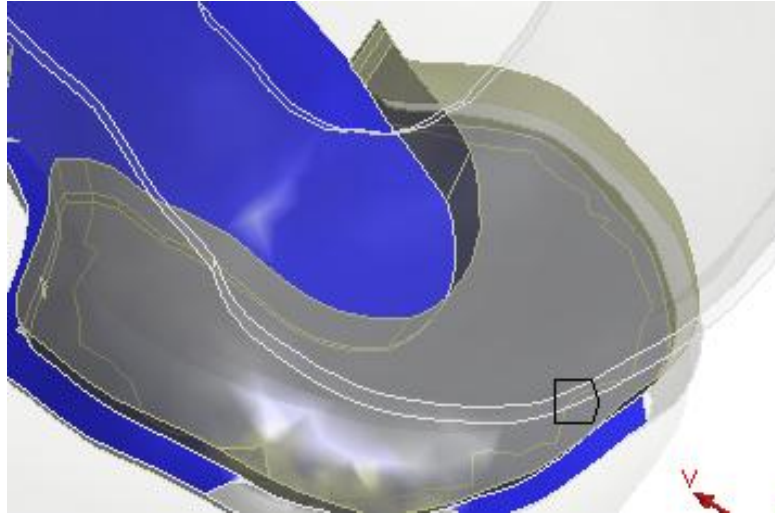
Temas (kontak) noktaları tanımlanırken tibia kıkırdağı ve menüsküsler arasında, menüsküslerin alt kısımlarında Şekil 5.35'de belirlenen yüzeyler kullanılmıştır. Tanımlamada kayma hareketine izin verirken ayrılmayı engelleyecek şekilde temas ve augmented lagrange çözümleme formülasyon metodu kullanılmıştır. Menüsküs taban yapışma yüzeyinde belirlenen bölgeler (Şekil 5.35 a) ile tibia kıkırdağı arasında no-separation kontak tanımlaması yapılmıştır. Yapışık (bonded) kontak tanımlamasına göre bir miktar kayma hareketine olanak sağlaması nedeniyle tercih edilmiştir. Şekil 5.36'de medial ve lateral menüsküslerin taban yüzeylerinde belirlenen kısımların, tibia kıkırdağı ile oluşturduğu kontak çiftleri görülmektedir.

Femur ve femur kıkırdağı ile tibia ve tibia kıkırdağı arasındaki temas tanımlaması ise yapışık (bonded) olarak varsayılmış ve yine augmented lagrange çözümleme

formülasyon metodu kullanılmıştır. Femur ve kıkırdak yüzeylerinde Şekil 5.37'de gösterilen biçimde kontak tanımlaması yapılmıştır. Tibia üst yüzeyi ile tibia kıkırdağı alt yüzeyi arasında yine yapışık (bonded) kontak tanımlaması yapılmıştır.

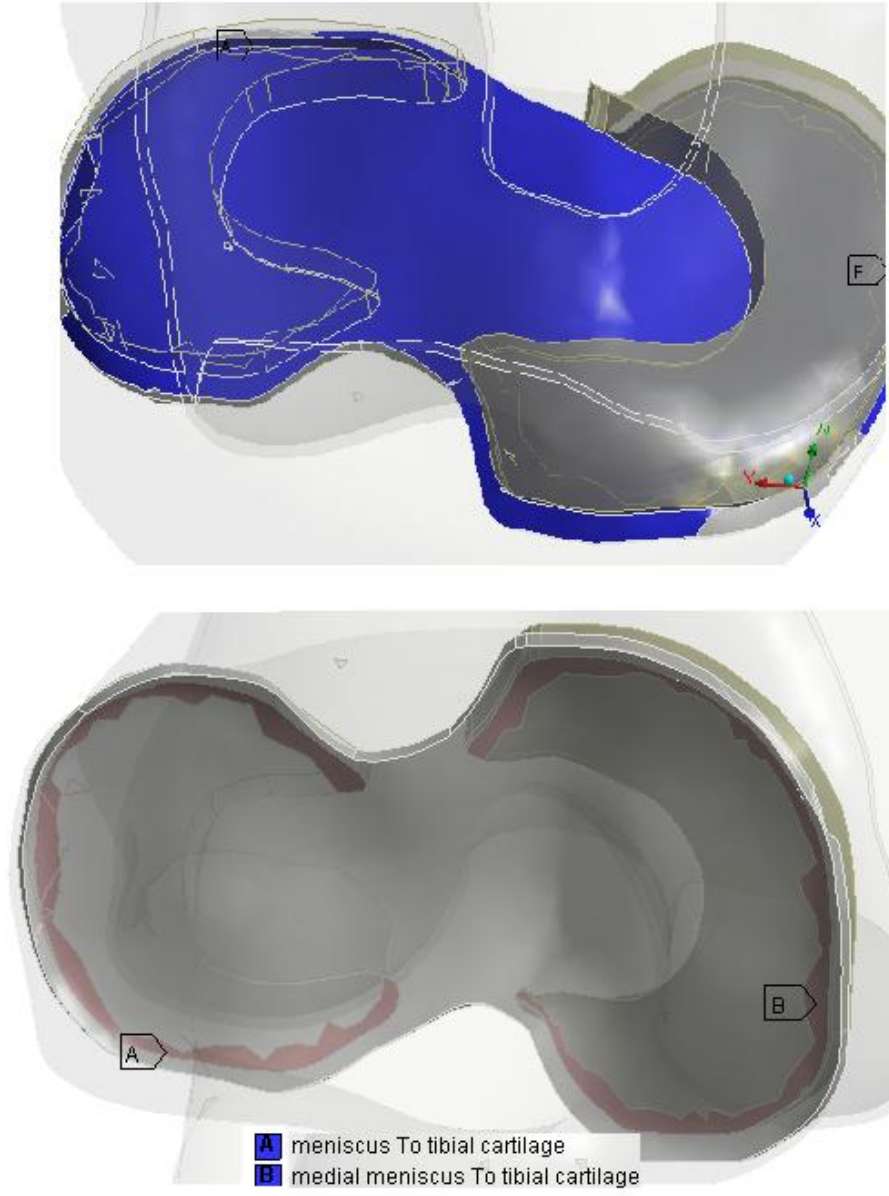


a

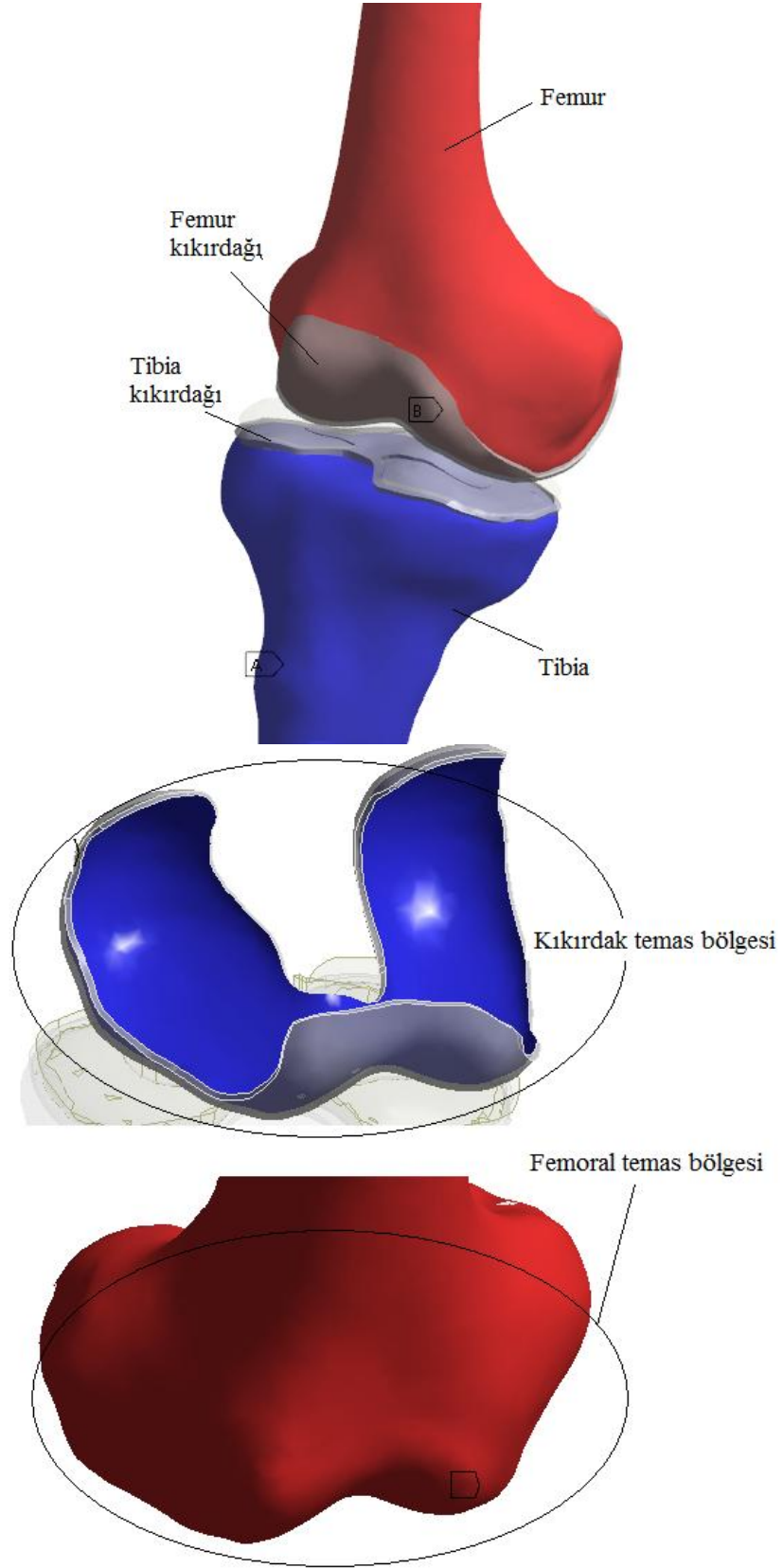


b

Şekil 5.35: Menüsküs taban yüzeyinde bağlantı yüzeyi ve temas tanımlamaları

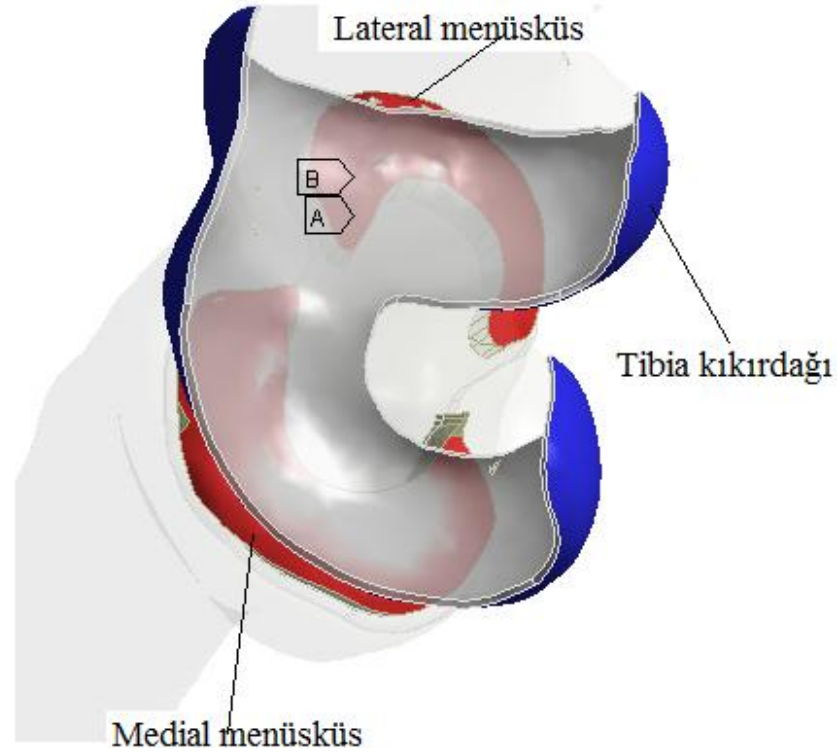


Şekil 5.36:Menüsküsler ile tibia kıkırdağı arasındaki temas tanımlaması



Şekil 5.37: Tibia ve femur ile kıkırdaklar arasındaki temas tanımlaması

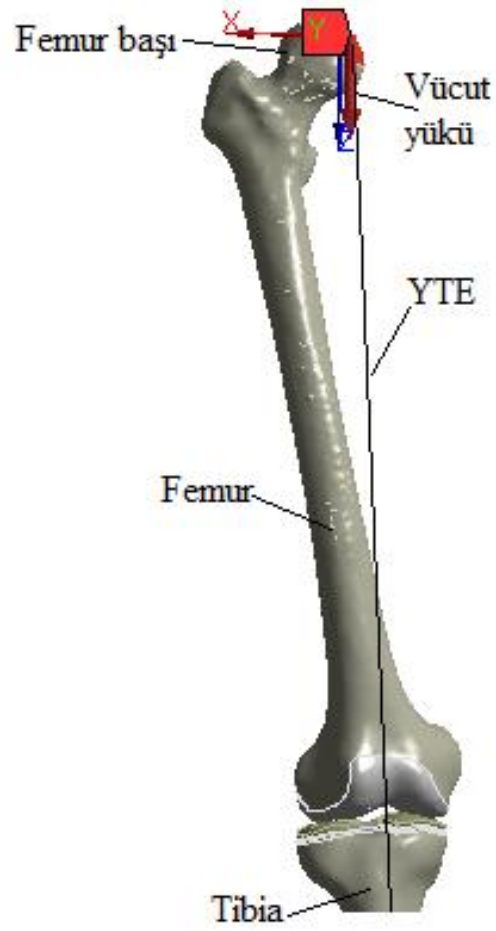
Menüsküs üst yüzeyinde belirlenen bölgeler ile femur kıkırdağı arasında sürtünmeli (frictional) ve sınırlı kontak tanımlaması yan bağların konumlama etkisinin sağlanması amacıyla yapılmıştır. Femur kıkırdağı ve menüsküsler arasındaki temas tanımlaması Şekil 5.38'de görülmektedir.



Şekil 5.38: Menüsküsler ile femur kıkırdağı arasındaki temas tanımlaması

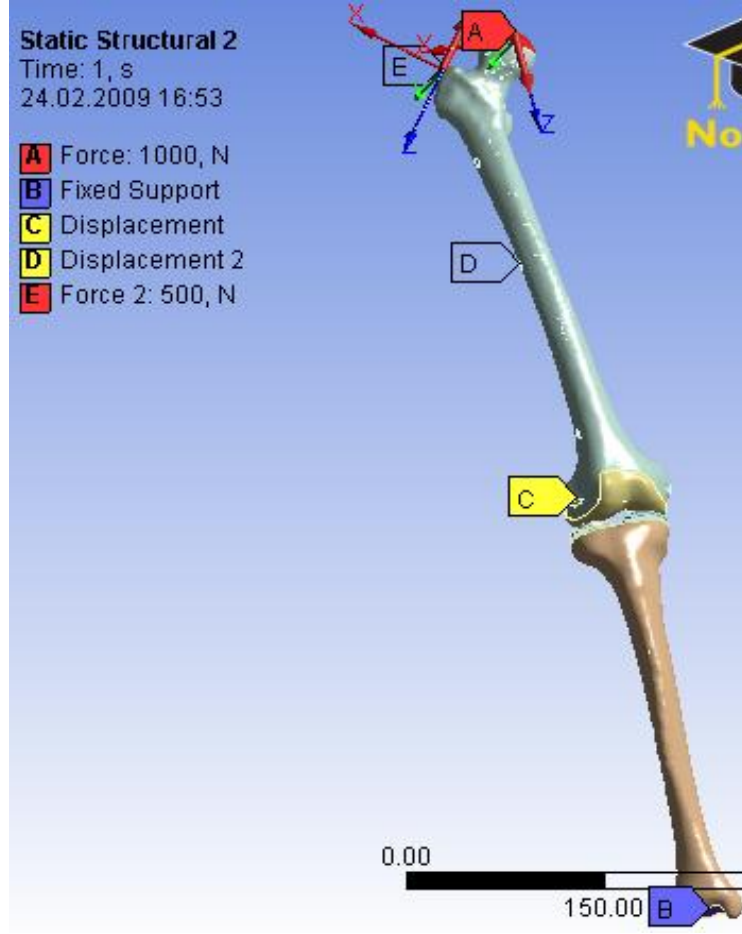
5.4.1. Abdüktör kas kuvvetinin etkisi

Tam bacak modeli üzerinde gerçekleştirilen ilk çalışmada, abdüktör kas kuvvetinin diz eklemi unsurları üzerindeki kuvvet dağılımına etkisini belirlemek için Şekil 5.39'da gösterildiği gibi, sadece kalça ekleminden aktarılan YTE doğrultusundaki vücut yükü uygulanmıştır.

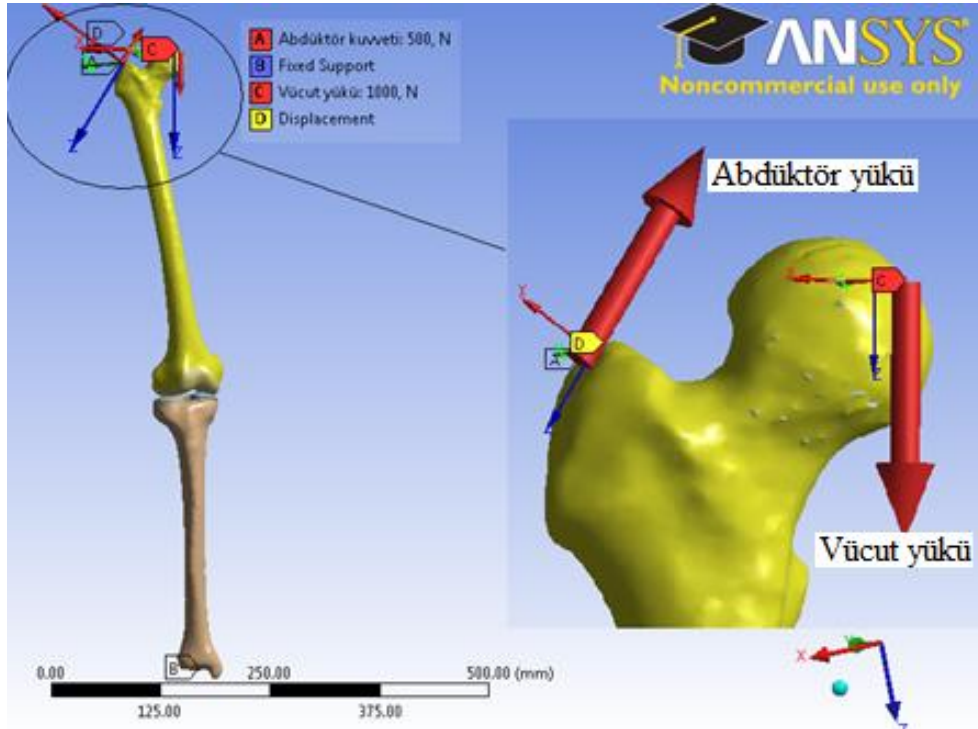


Şekil 5.39: Tam alt ekstremite modeli vücut yükü uygulama şartları

Şekil 5.40 a ve b'de abdüktör kas kuvveti ve kalça ekleminde femur başına aktarılan vücut yükünün birlikte uygulandığı tam diz eklemi modeli için yükleme şartları gösterilmektedir. Burada tanımlanmış tüm temas, deplasman ve serbestlik değerleri, yalnızca vücut yükü uygulanan model ile aynıdır.



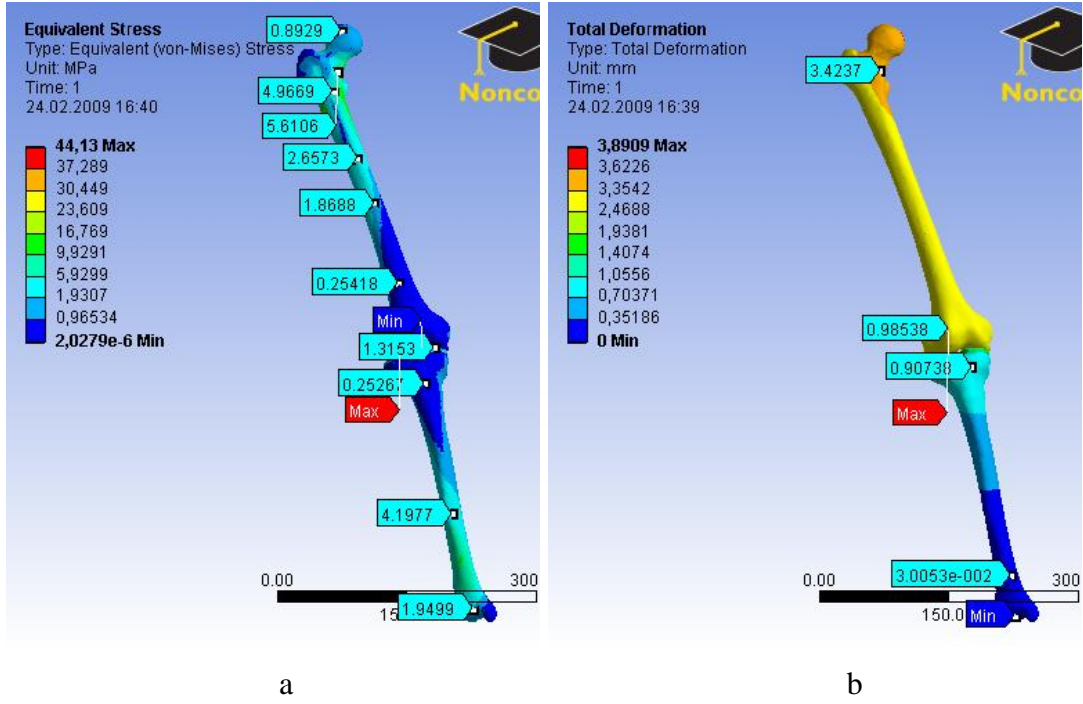
a



b

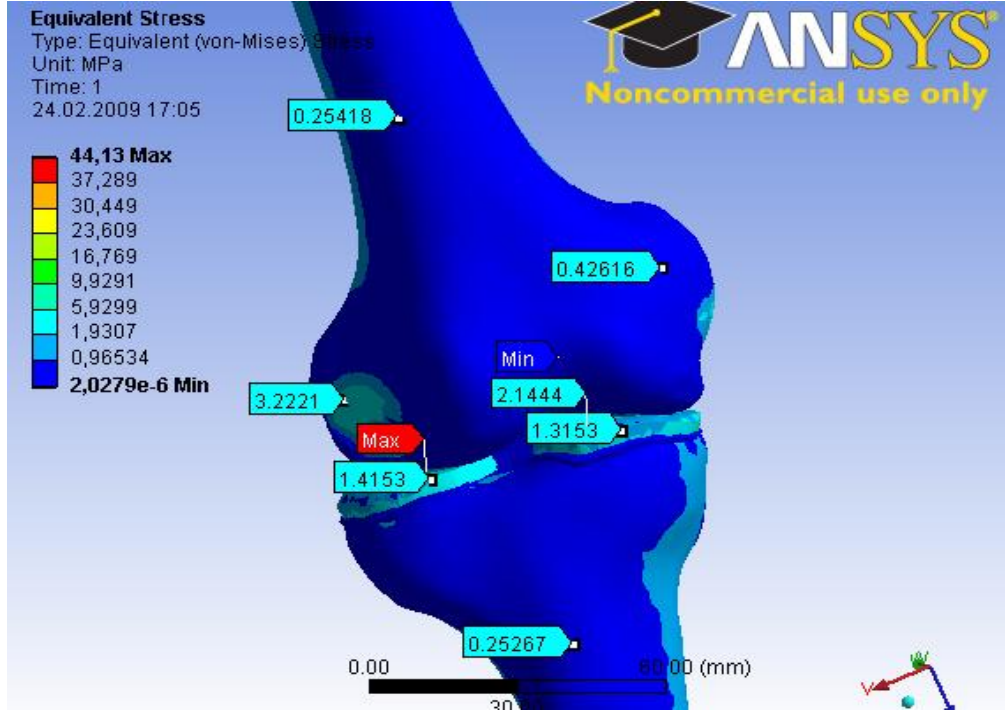
Şekil 5.40: Tam alt ekstremite modeli yükleme ve sınır şartları

Abdüktör kuvveti tesiri olmadan, yalnızca vücut yükü tesiri ile elde edilen en fazla eşdeğer gerilme 44.13 MPa (N/mm²) ve en fazla deformasyon miktarı ise 3.8 mm'dir. Buna göre, Şekil 5.41 a'da elde edilen en fazla gerilme ve Şekil 5.41 b'de ise en fazla deformasyon sonuçları gösterilmiştir.



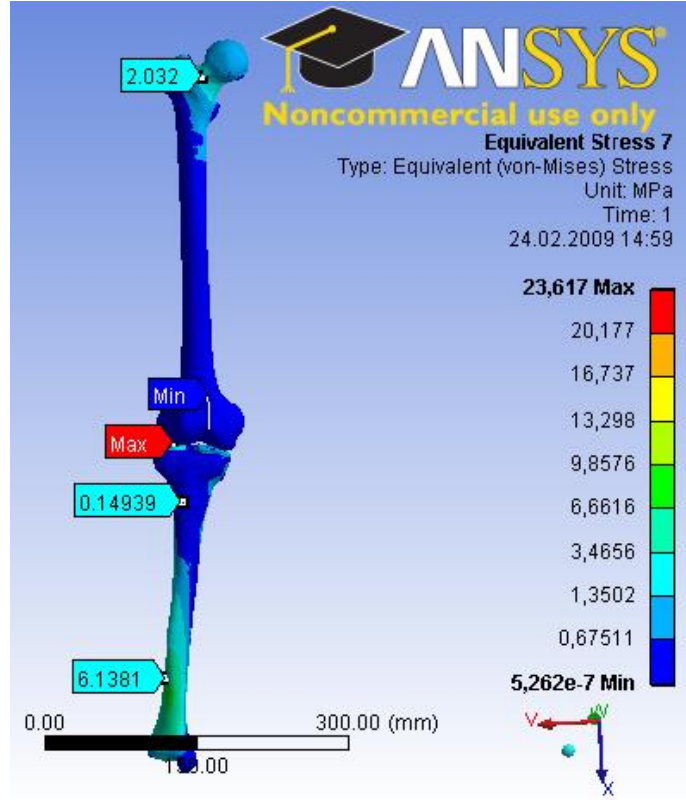
Şekil 5.41: Üzerinde sadece kalça yükü etki eden referans tam model sonuçları

Femur, menüsküsler ve tibia üzerinde belirlenen noktalar için yük dağılımları belirlenmiştir. Serbest olarak yalnızca mekanik eksen doğrultusunda hareketine izin verilen femur yan bağlantı noktasında Şekil 5.42'de gösterilen 3.22 MPa, lateral menüsküs ön uç noktasında yaklaşık 1.42 MPa ve medial menüsküs ön uç noktasında 1.32 MPa olarak gerilme değerleri elde edilmiştir.

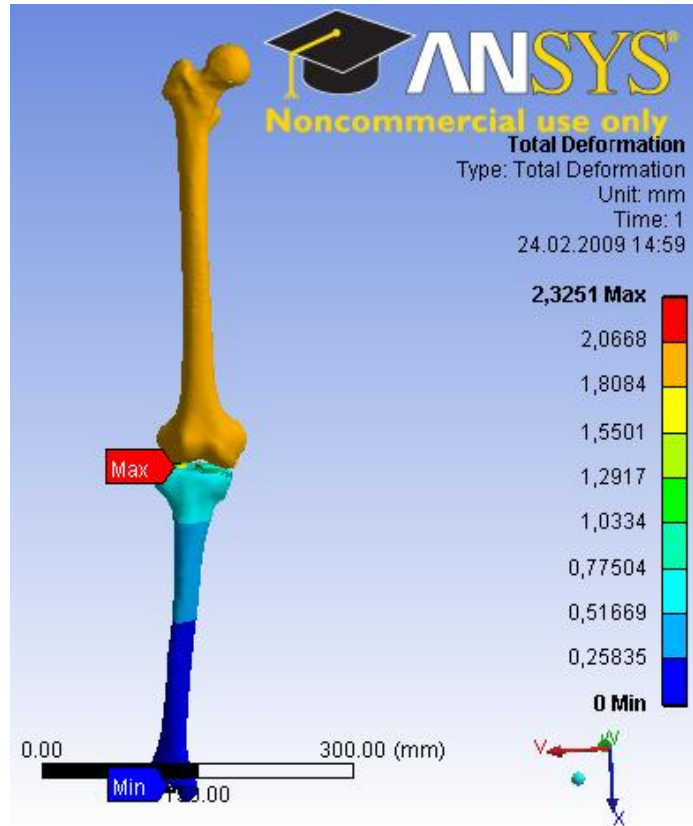


Şekil 5.42: Sadece kalça ekleminde aktarılan yük altındaki hasarsız model üzerindeki gerilmeler

Abdüktör kuvveti ve vücut yükü beraber uygulandığı durumda elde edilen en fazla eşdeğer gerilme 26.62 MPa ve en fazla deformasyon miktarı ise 2.24 mm olarak bulunmuştur. Şekil 5.43 a' da elde edilen en fazla gerilme ve Şekil 5.44 b' de ise en fazla deformasyon sonuçları gösterilmiştir.



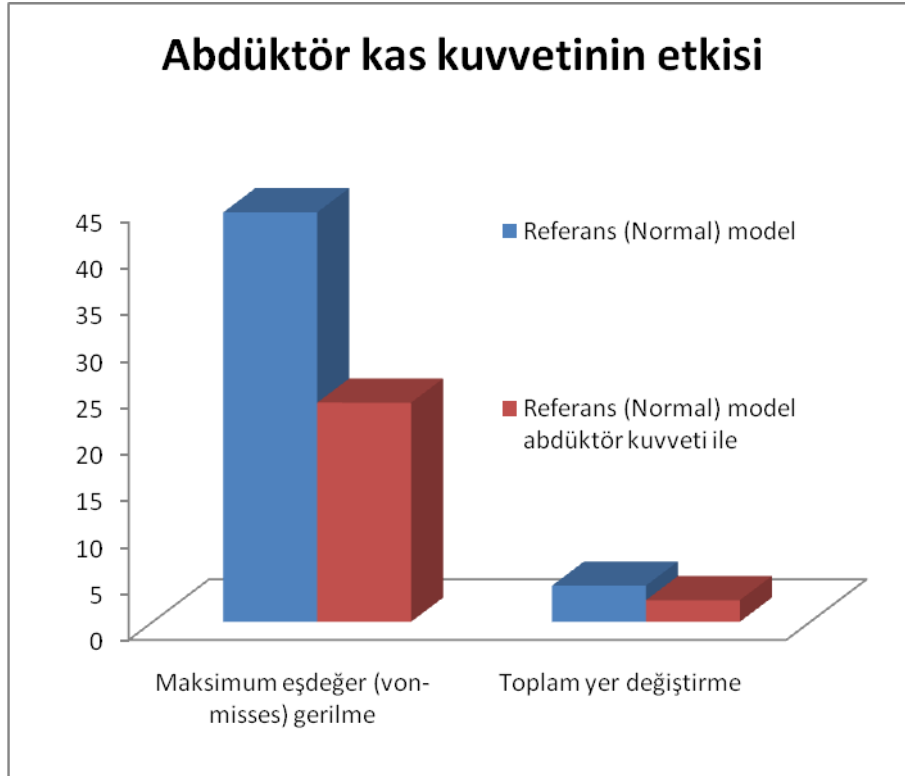
a



b

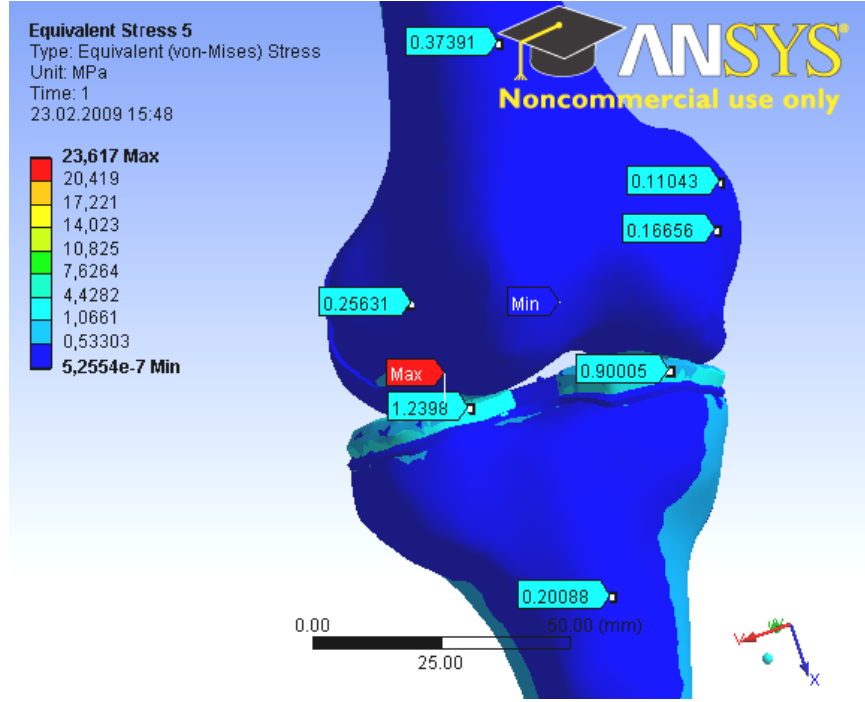
Şekil 5.43: Hasarsız tam bacak modeli yük dağılımı ve deformasyon sonuçları

Şekil 5.44'de abdüktör etkisi olan ve olmayan normal (referans) modelin yük dağılımı ve deformasyon miktarlarının karşılaştırması gösterilmiştir. Buna göre, eşdeğer gerilmenin abdüktör kuvvetinin etkisiyle yaklaşık yarı yarıya düşmesi söz konusu olmaktadır. Benzer olarak, toplam deformasyon miktarı da abdüktör kuvveti ile diz eklemının tüm unsurları üzerinde azalma göstermektedir.



Şekil 5.44: Abdüktör kuvvetinin gerilme ve deformasyona etkisi

Serbest olarak sadece mekanik eksen doğrultusunda hareketine izin verilen femur yan bağlantı noktasında 1.25 MPa, lateral menüsküs ön uç noktasında yaklaşık 1.24 MPa ve medial menüsküs ön uç noktasında 0.91 MPa olarak gerilmeler bulunmuştur. Bu sonuçlar Şekil 5.45'de verilmiştir. Şekil 5.44 da gösterilen sonuçlar ile karşılaştırma yapıldığı zaman abdüktör kuvvetinin etken olduğu durumda belirlenen noktalardaki gerilmeler azalmaktadır.



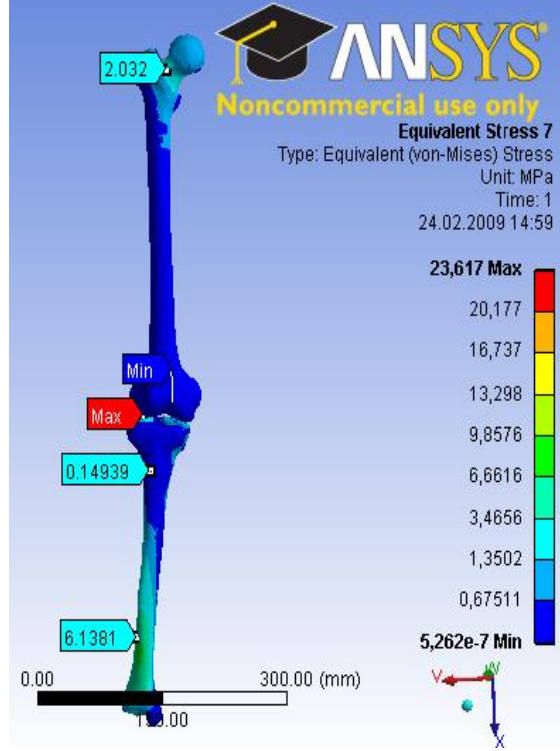
Şekil 5.45: Etken yükler altındaki hasarsız tam model üzerindeki gerilmeler

5.4.2. Koksa vara ve koksa valga femur hasarlarında meydana gelen gerilmelerin belirlenmesi ve kıyaslanması

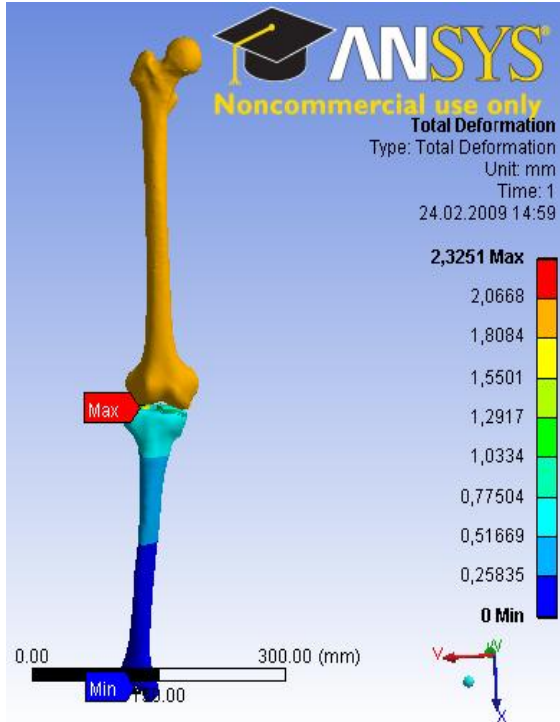
Koksa vara ve valga hasar durumları çalışmanın önceki bölümünde açıklandığı gibi, femur baş küresinin normal açı değerinden ($\alpha=130^\circ$) sapmış olmasıyla ortaya çıkar. Bu bozukluğun diz mekanizmasını oluşturan kemikler üzerindeki tesiri ve kırık yapı ile menüsküslerdeki gerilme değerleri araştırılmıştır.

Valga ve vara modellemelerinde 10° lik sapmaların değeri alınmış ve 10° valga ($\alpha=140^\circ$) ve 10° vara ($\alpha=120^\circ$) tam alt ekstremite modelleri BT görüntüleri yardımıyla modellenmiştir. Diz eklemine bütün unsurlarının bulunduğu modelde, femur başına uygulanan YTE doğrultusundaki 1000 N aksenal yük ve 500 N abdükör kuvveti neticesinde Şekil 5.46 a'da normal model için elde edilen sonuçlar ve femur boynu, tibia anterior üst bölgesi ve tibia anterior alt bölgesindeki gerilme değerleri gösterilmiştir. Buna göre, femur boynu üzerinde 2.032 MPa, tibia ön bölgesinde 0.15 MPa ve tibia alt bölgesinde 6.14 MPa gerilme değerleri elde edilmiştir. Şekil 5.46 b'de ise normal model üzerinde analiz sonuçlarına göre en fazla

deformasyon değeri verilmiştir. En fazla deformasyon lateral menüsküs üzerinde 2.33 mm olarak elde edilmiştir.



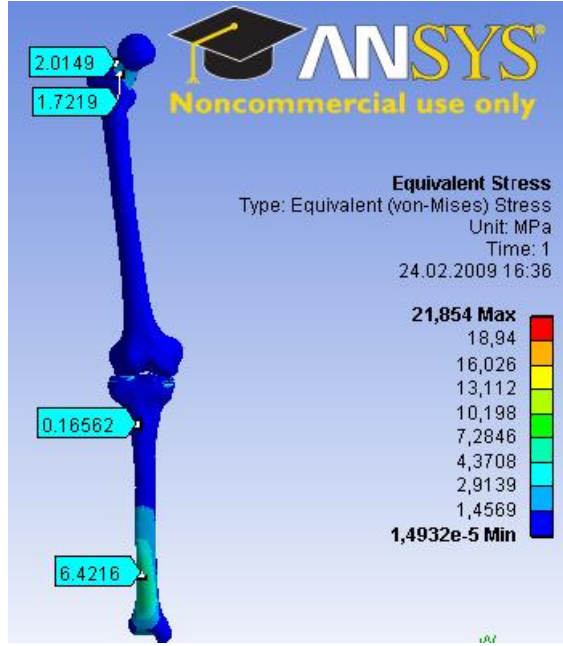
a



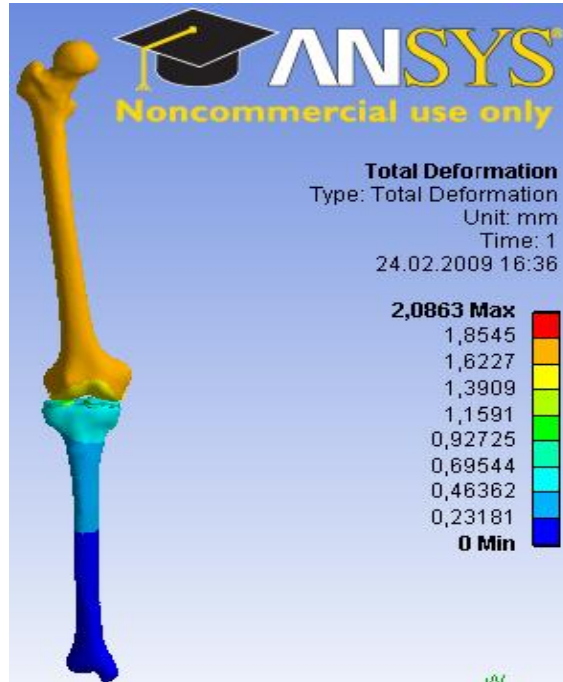
b

Şekil 5.46: Hasarsız tam bacak modeli yük dağılımı ve deformasyon sonuçları

YTE doğrultusundaki 1000 N eksenel yük ve 500 N abdüktör kuvveti neticesinde Şekil 5.47 a'da 10° valga modelinde en fazla gerilme değeri femur boynu üzerinde 2.02 MPa, tibia üst kısmında 0.17 MPa ve tibia alt kısmında 6.42 MPa olarak elde edilmiştir. Şekil 5.47 b'de gösterilen, aynı yükleme şartları altındaki 10° valga modelinde en fazla deformasyon değeri 2.08 mm olarak elde edilmiştir.



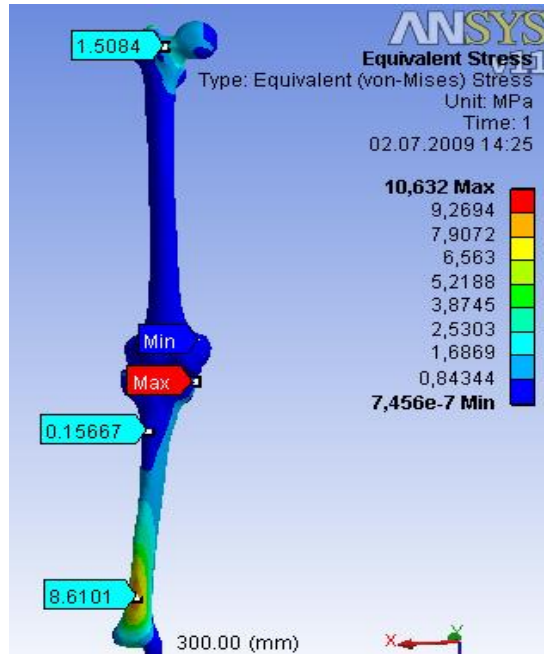
a



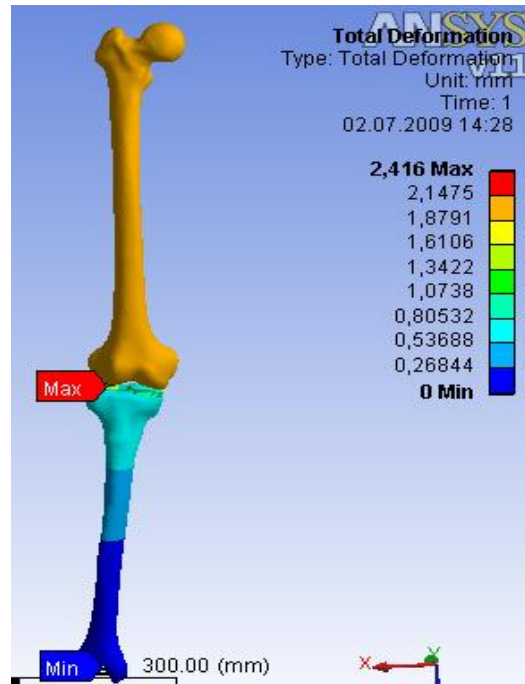
b

Şekil 5.47: 10° valga tam diz eklemi modelinde gerilme ve deformasyon dağılımları

Şekil 5.48 a'da 10° vara modelinden elde edilen yük dağılımı sonuçları gösterilmiştir. En fazla gerilme 10.6 MPa olarak medial tibia platosunda elde edilmiş ve femur boynunda 1.50 MPa, tibia üst bölgesinde 0.15 MPa ve tibia alt bölgesinde 8.6 MPa olarak elde edilmiştir. Şekil 5.48 b'de ise 10° vara modelinde elde edilen deformasyon sonuçları gösterilmiştir. Buna göre, en fazla deformasyon lateral menüsküs üzerinde 2.414 mm olarak elde edilmiştir.



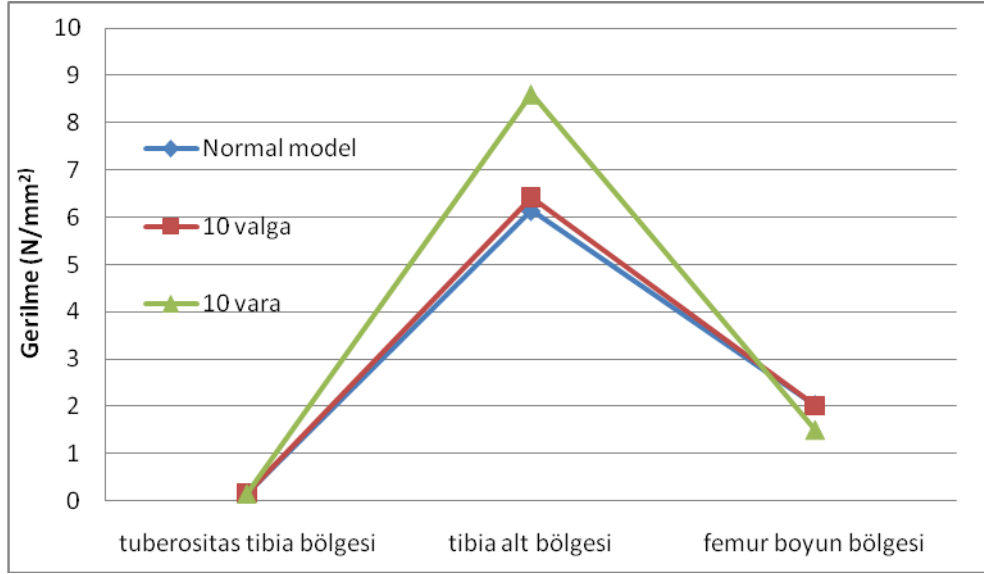
a



b

Şekil 5.48: 10° Vara modelde elde edilen gerilme ve deformasyon dağılımları

Herhangi bir yapısal hasarı olmayan model ile 10° valga ve 10° vara modelleri üzerinden analiz sonuçlarına göre alınan gerilme değerleri işlendiğinde Şekil 5.49'daki grafik elde edilmiştir. Bu kıyaslamaya göre tibia üzerindeki gerilmeler normal modele göre gerek vara gerekse valga modellerinde fazla çıkmaktadır. Aynı zamanda yer değişimleri kıyaslandığında vara modelinde normal modele göre fazla valga modelinde ise az çıkmıştır.

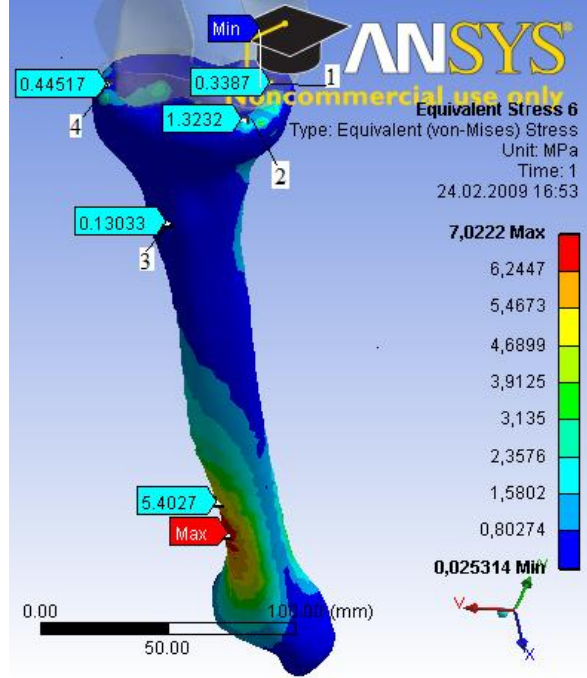


Şekil 5.49: Normal model ve vara/valga modellerinin en fazla gerilme değerleri

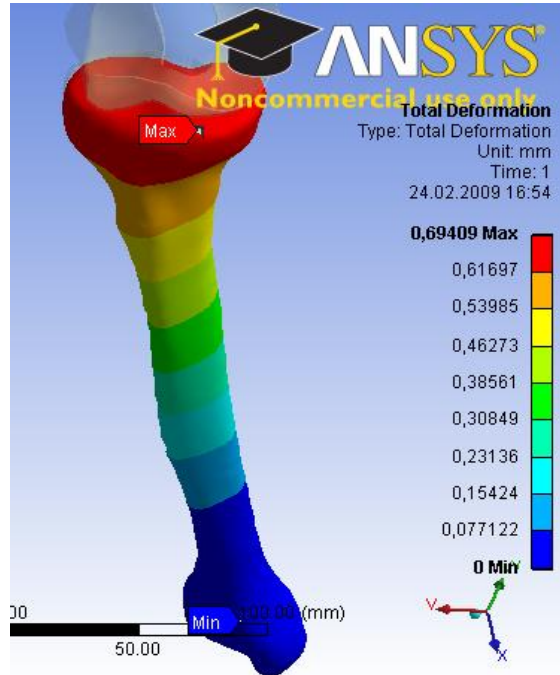
5.4.2.1. Koksaya vara ve valga hasarında tibia üzerinde meydana gelen gerilmeler

Tibia kemiği üzerindeki gerilmelerin koksaya vara ve valga deformiteleri için araştırılması bu bölümde yapılmıştır. Koksaya vara ve valga modellerinde, Şekil 5.50 a' da 1, 2, 3 ve 4 numaralar ile gösterilen bölgelerde elde edilen gerilme değerleri ve toplam deformasyon değerleri 1000 N YTE doğrultusundaki vücut yükü ve 500 N abdükör yükü tesiri altındaki yükleme şartı altında belirlenmiştir. Şekil 5.50 a üzerinde açıklanan bölgeler; 1 numara ile tibia platosundaki medial-posterior hattında belirlenen, 2 numara ile tibia platosundaki medial-anterior hattında belirlenen, 3 numara ile belirlenen tibia anterior ucu ve 4 numara ile lateral-anterior hattında belirlenen noktalar şeklinde seçilmiştir. En fazla eşdeğer gerilmenin yaklaşık 7.02 MPa olarak elde edilmiş ve Şekil 5.50 a'da gerilme sonuçları gösterilmiştir.

Şekil 5.50 b'de hasarsız referans model tibiasında elde edilen deformasyon sonucu verilmiştir. En fazla deformasyon değeri yaklaşık 0.69 mm olarak elde edilmiştir. Deformasyonun tibia üzerinde, tibia platosundan gerek anterior-posterior gerekse medial-lateral düzgün dağılımlı olduğu yine Şekil 5.50 b üzerinde gösterilmiştir.



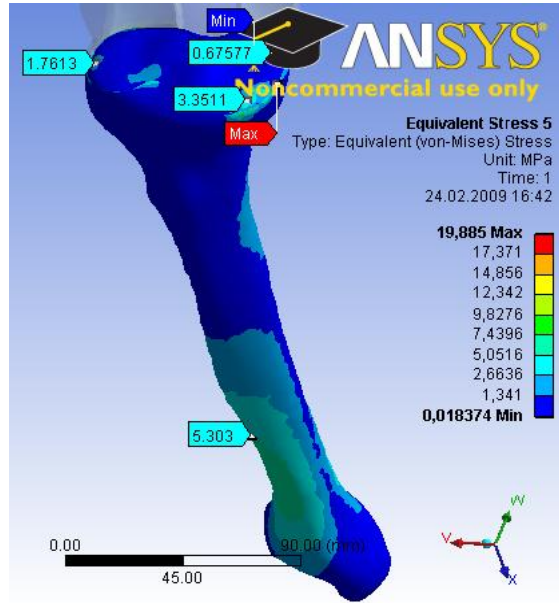
a



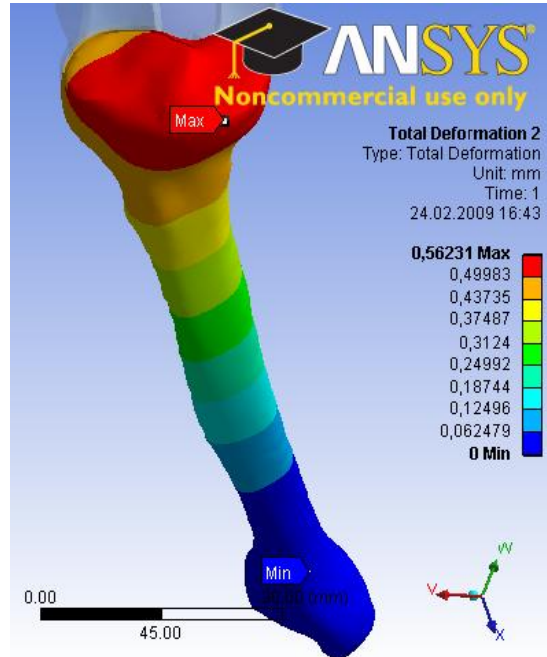
b

Şekil 5.50: Tam modelde tibia üzerindeki gerilme ve deformasyon dağılımları

Şekil 5.51 a'da tibia kemiği için 10° valga modelinden elde edilen yük dağılımı sonuçları gösterilmiştir. En fazla eşdeğer gerilme yaklaşık olarak 19.89 MPa olarak elde edilmiştir. Şekil 5.51 b'de ise tibia kemiği için 10° valga modelinde öre bulunan en fazla deformasyon değeri 0.56 mm olarak gösterilmiştir. Deformasyonun tibia üzerinde, tibia platosundan medial-lateral hatta düzgün dağılımlı olmadığı Şekil 5.51 b üzerinde gösterilmiştir. Elde edilen en fazla deformasyon miktarı 0.56 mm' dir.



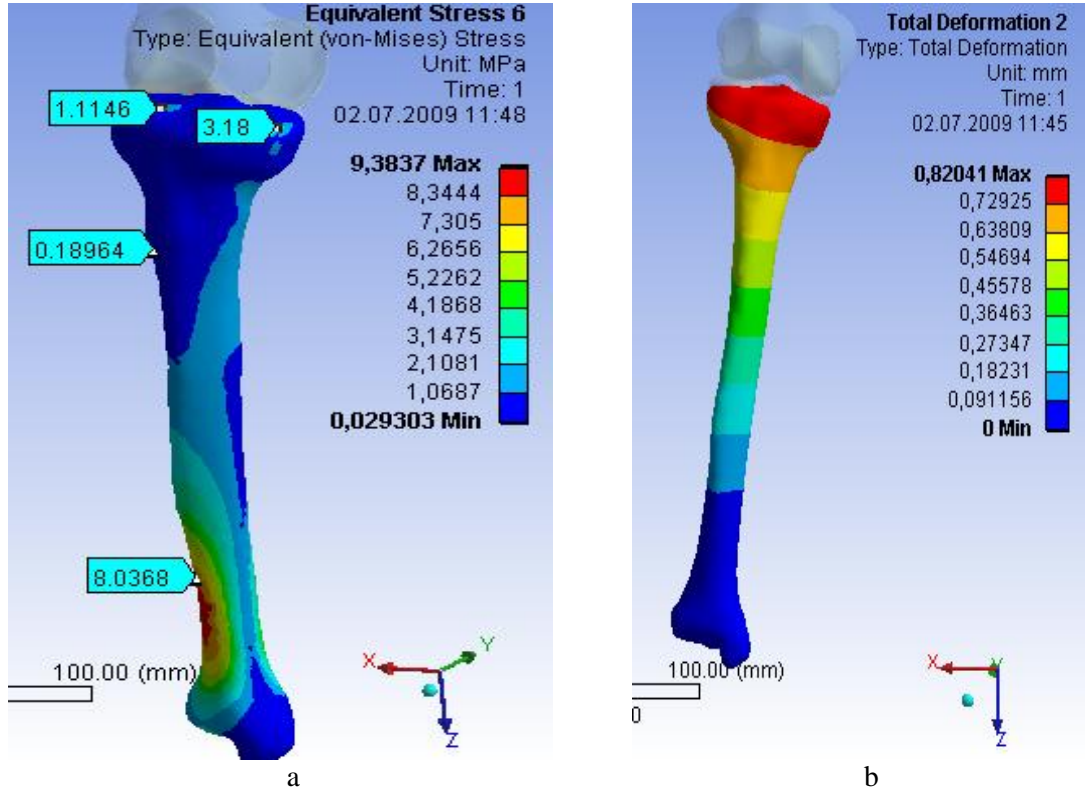
a



b

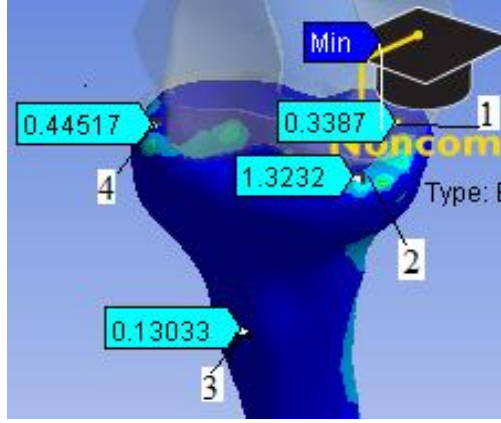
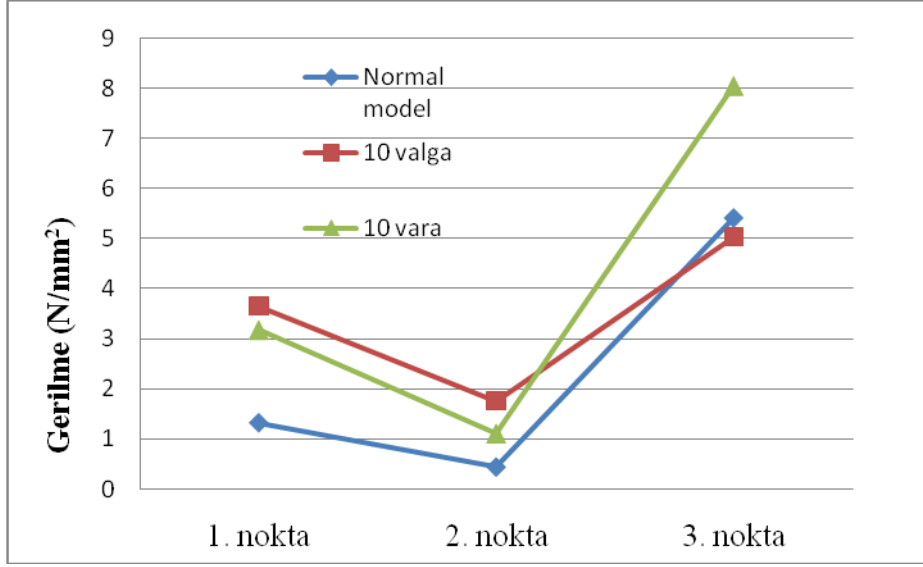
Şekil 5.51: 10° valga modelde tibia üzerindeki gerilme ve deformasyon dağılımları

Şekil 5.52 a'da tibia kemiği için 10° vara modelinden elde edilen sonuçları gösterilmiştir. Eşdeğer gerilme en fazla 9.382 MPa olarak elde edilmiştir. Tibia üzerinde Şekil 5.52 a'da belirlenen noktadaki gerilmeler, Şekil 5.52 b'de 3.18 MPa, 1.115 MPa, 0.187 mm ve 8.037 MPa değerleri olarak görülmektedir. Deformasyonun tibia üzerinde, tibia platosundan medial-lateral hatta düzgün dağılımlı olmadığı Şekil 5.52 b üzerinde görülmektedir.

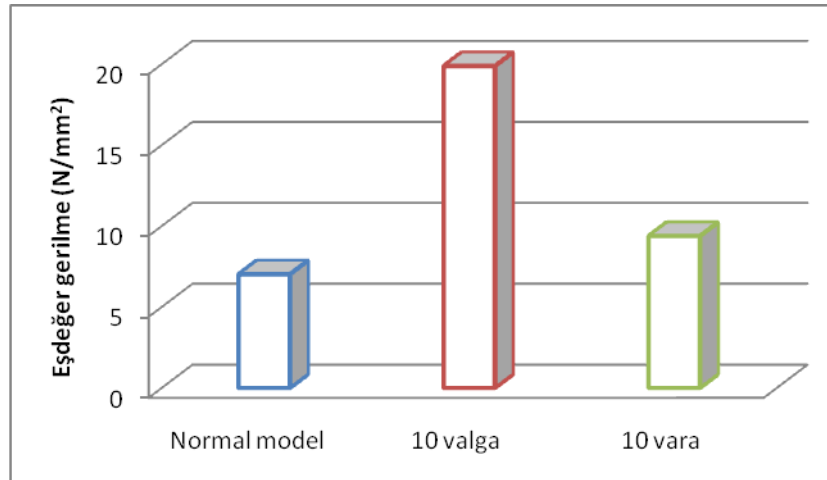


Şekil 5.52: 10° Vara modelde tibia üzerindeki gerilme ve deformasyon dağılımları

Hasar unsuru olmayan model ile 10° koksa vara ve valga modellerinden tibiası üzerinde belirlenen 4 noktada elde edilen değerler Şekil 5.53'de grafik olarak gösterilmiştir. Normal model gerilme dağılımları. Bu bölgelerdeki değerlere göre hasarsız normal modelin dağılımına göre 10° valga modelde daha fazla değer farkı mevcuttur. 10° vara model ise gerilme değerlerinin fazla olmakla beraber dağılımda normal modelin eğrisine yakın bir doğrultu göstermektedir. Şekil 5.54'de tibia üzerinde elde edilen normal modele göre fazla olan vara ve valga en fazla eşdeğer gerilme değerleri gösterilmiştir.



Şekil 5.53: Tibia üzerindeki en fazla eş değer gerilme dağılımları



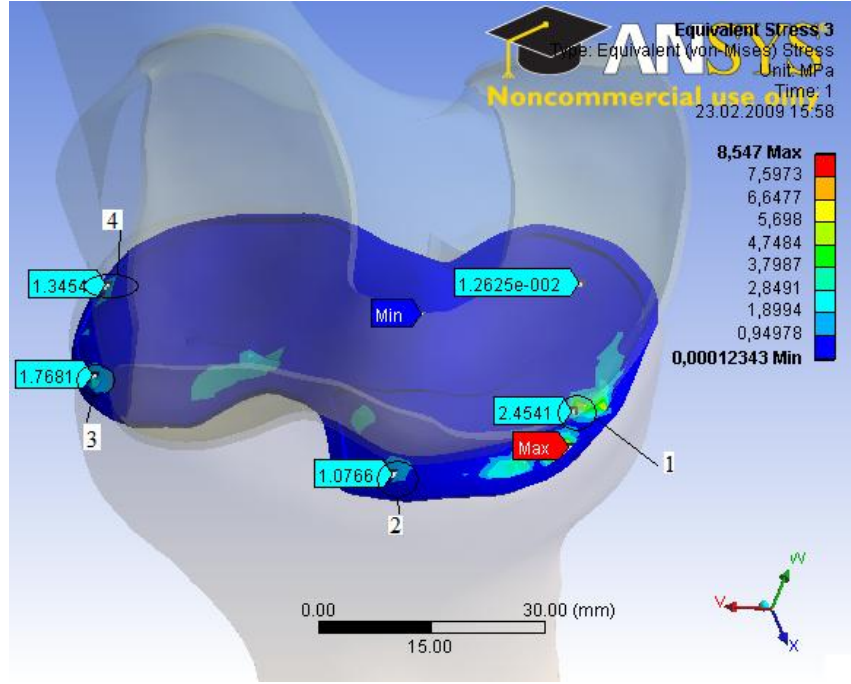
Şekil 5.54: Tibia üzerinde oluşan en fazla eşdeğer gerilmeler

5.4.2.2. Koksa vara ve valga hasarında tibia ve femur kırıkdağlarında meydana gelen gerilmeler

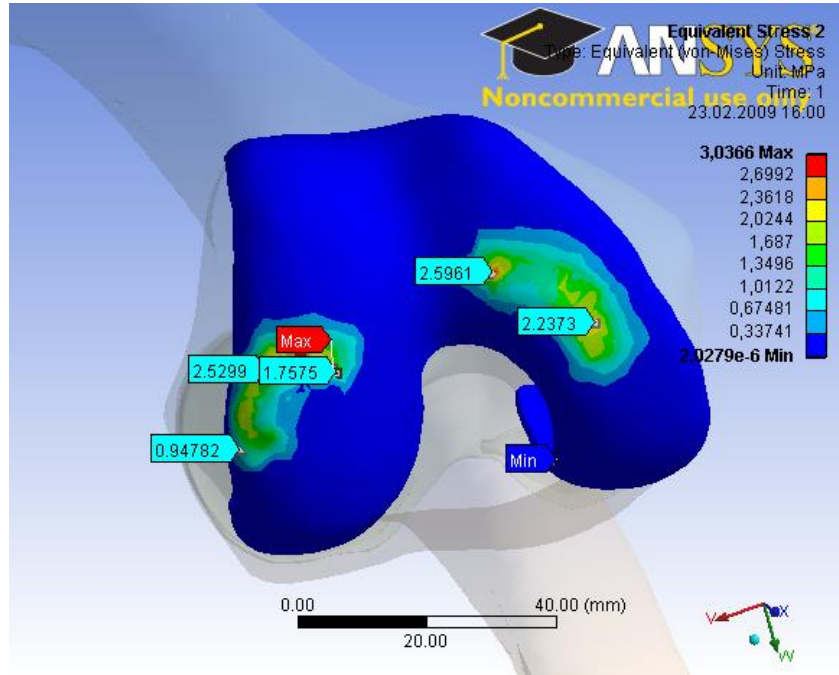
Tibia kırıkdağı ve femur kırıkdağı üzerindeki gerilmelerde araştırılarak hasarsız normal model ile 10° koksa vara ve valga modelleri ile kıyaslanmıştır. Şekil 5.55 a'da 1, 2, 3 ve 4 numara ile işaretlenen tibia kırıkdağı üzerinde yeralan noktalardaki gerilme değişimleri değerlendirilmiştir. Ayrıca Şekil 5.55 a'da hasarsız normal model üzerindeki sadece femur başına YTE doğrultusundaki vücut yükü ile yükleme yapılarak elde edilen 8.547 MPa en fazla eşdeğer gerilme değeri gösterilmiştir.

Şekil 5.55 b'de hasarsız tam modelin femur kırıkdağı ve üzerinde belirlenen noktalardaki gerilme değerleri gösterilmiştir. Femur kırıkdağındaki en fazla gerilme değeri 3.037 MPa olarak elde edilmiştir.

Ayrıca, abdüktör yükü tesirinin kırıkdağ yapı üzerindeki etkilerinin belirlenmesi için Şekil 5.56'da gerilme değerleri verilen tüm etken yükler altındaki model ile beraber kıyaslamak gerekmektedir. Şekil 5.56 a' da en fazla gerilmenin abdüktör kuvveti etkisiyle yaklaşık 5 MPa olarak elde edildiği gösterilmiştir. Aynı şekilde femur kırıkdağındaki en büyük eşdeğer gerilme değeri de abdüktör kolu etkisiyle 1.819 MPa iken sadece vücut yükü ile yaklaşık 3 MPa olarak bulunmuştur.

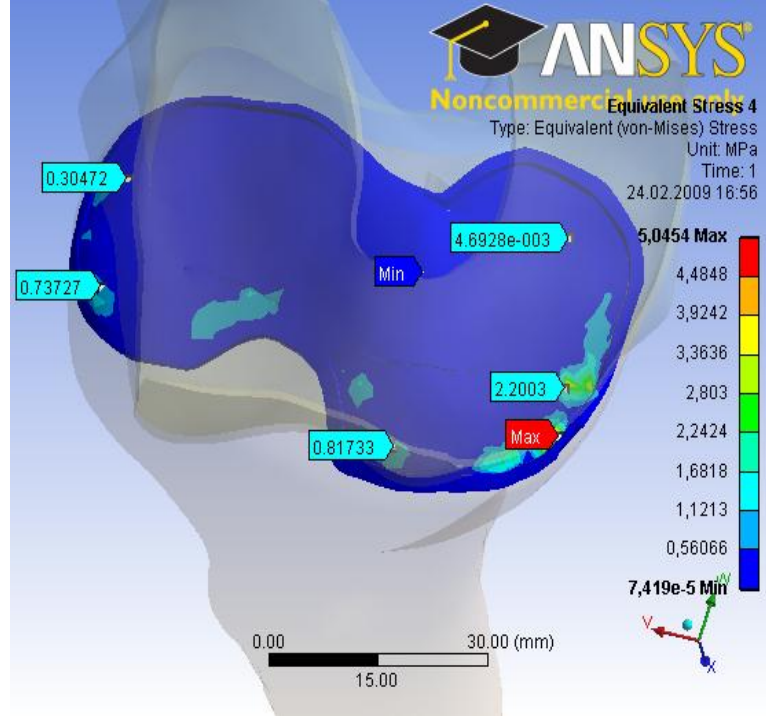


a

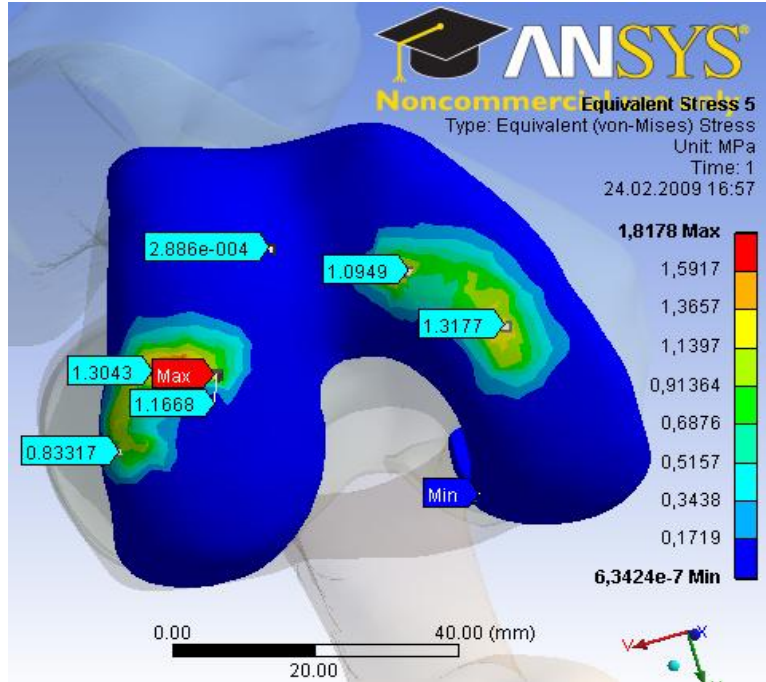


b

Şekil 5.55: Referans model femur başına yapılan yükleme ile kırıkdağlarda oluşan gerilmeler



a

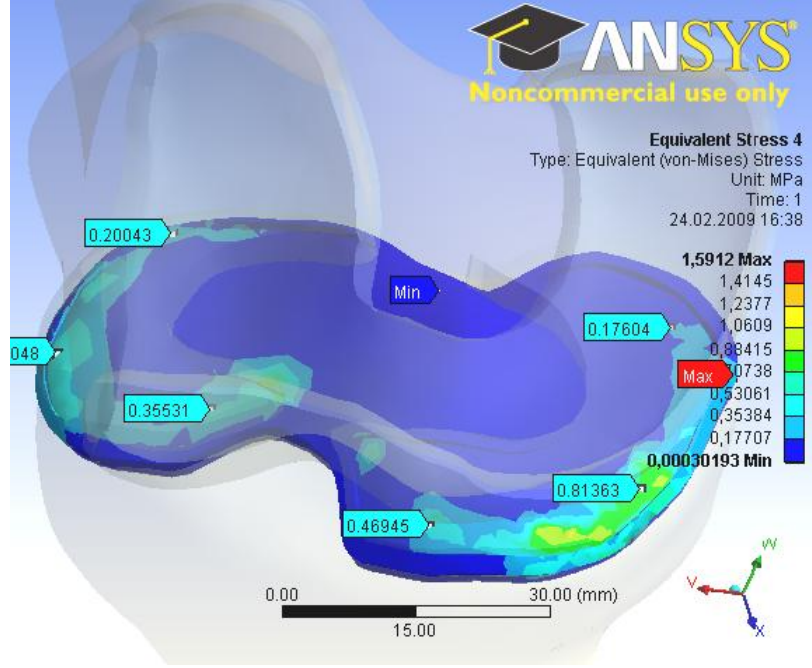


b

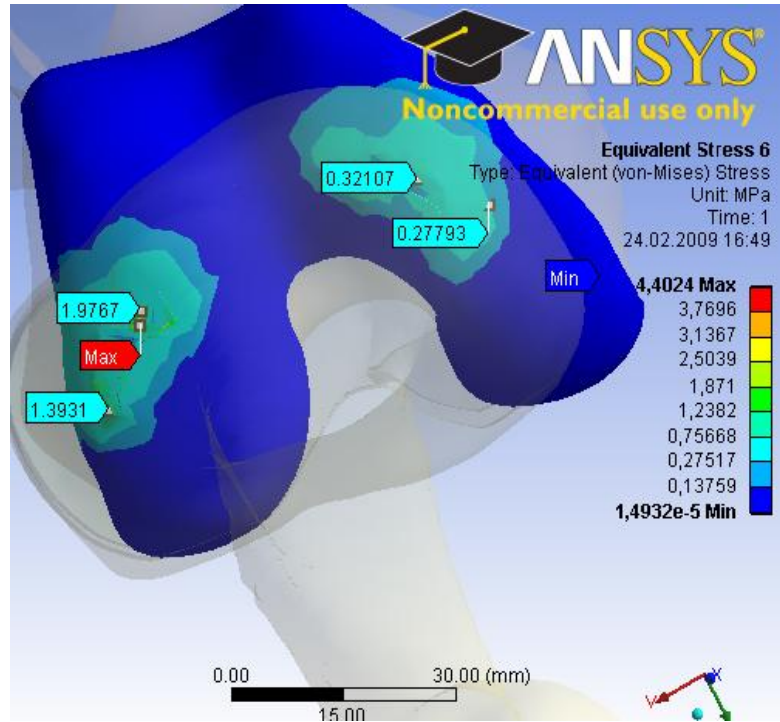
Şekil 5.56: Tam modelde etken yükler altındaki kırık yapıların üzerindeki gerilmeler

Koksa vara modeli için tibia ve femur kırıkdağlarında 1000 N vücut yükü ve 500 N abdükör yükü tesirinde meydana gelen yük dağılımları Şekil 5.57'de verilmiştir.

Şekil 5.57 a’da tibia kırırdağı üzerindeki gerilmeler verilmiş ve en fazla eşdeğer gerilme medial platoda posterior tarafta ve 1.591 MPa olarak elde edilmiştir. Femur kırırdağındaki en fazla eş değer gerilme değeri 4.402 MPa olarak bulunmuş ve Şekil 5.57 b’de gösterilmiştir.



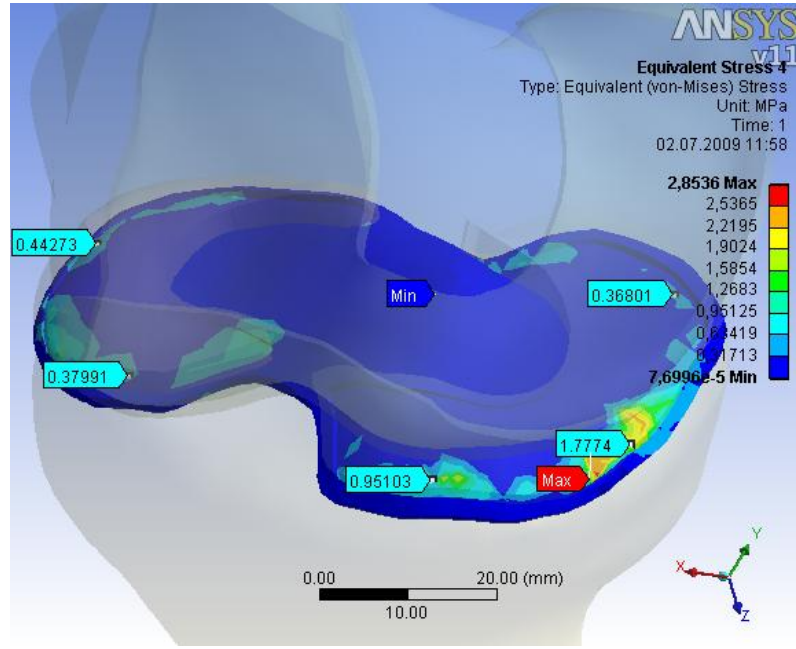
a



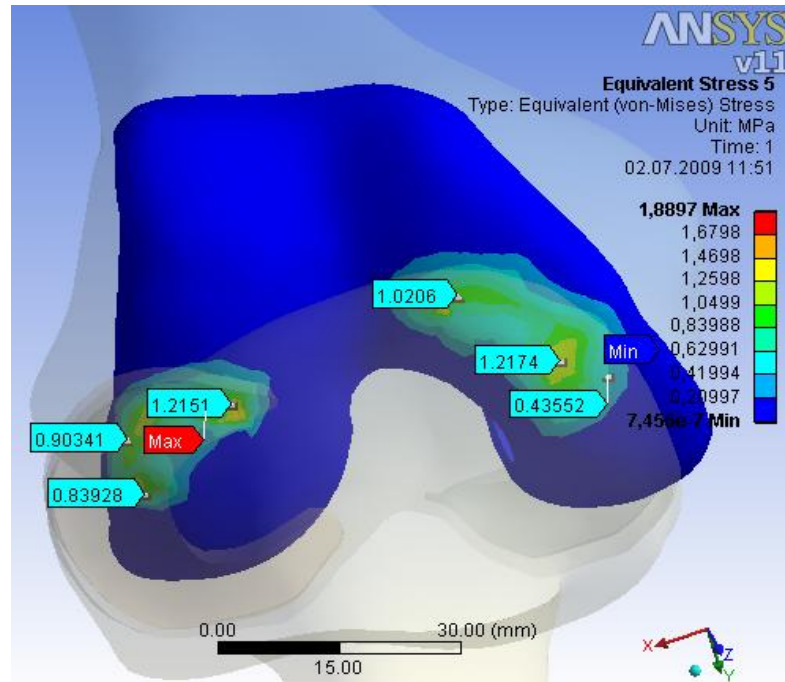
b

Şekil 5.57: 10° valga modelde kırırdağ yapıları üzerindeki gerilme değerleri

Koksa vara modelde, tibia kırıkdağı üzerindeki gerilmeler Şekil 5.58 a'da verilmiştir. En fazla eşdeğer gerilme medial platoda ön bölgeye yakın bir konumda ve 2.854 MPa olarak elde edilmiştir. Femur kırıkdağındaki en fazla eş değer gerilme değeri 1.889 MPa olarak bulunmuş ve Şekil 5.58 b'de gösterilmiştir.



a

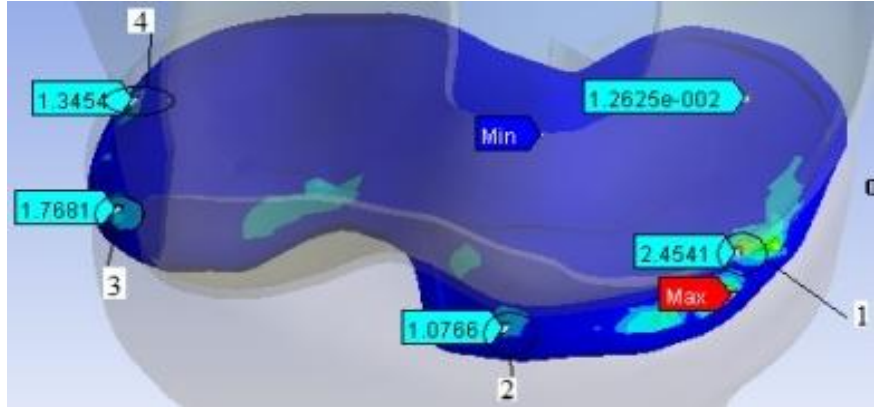
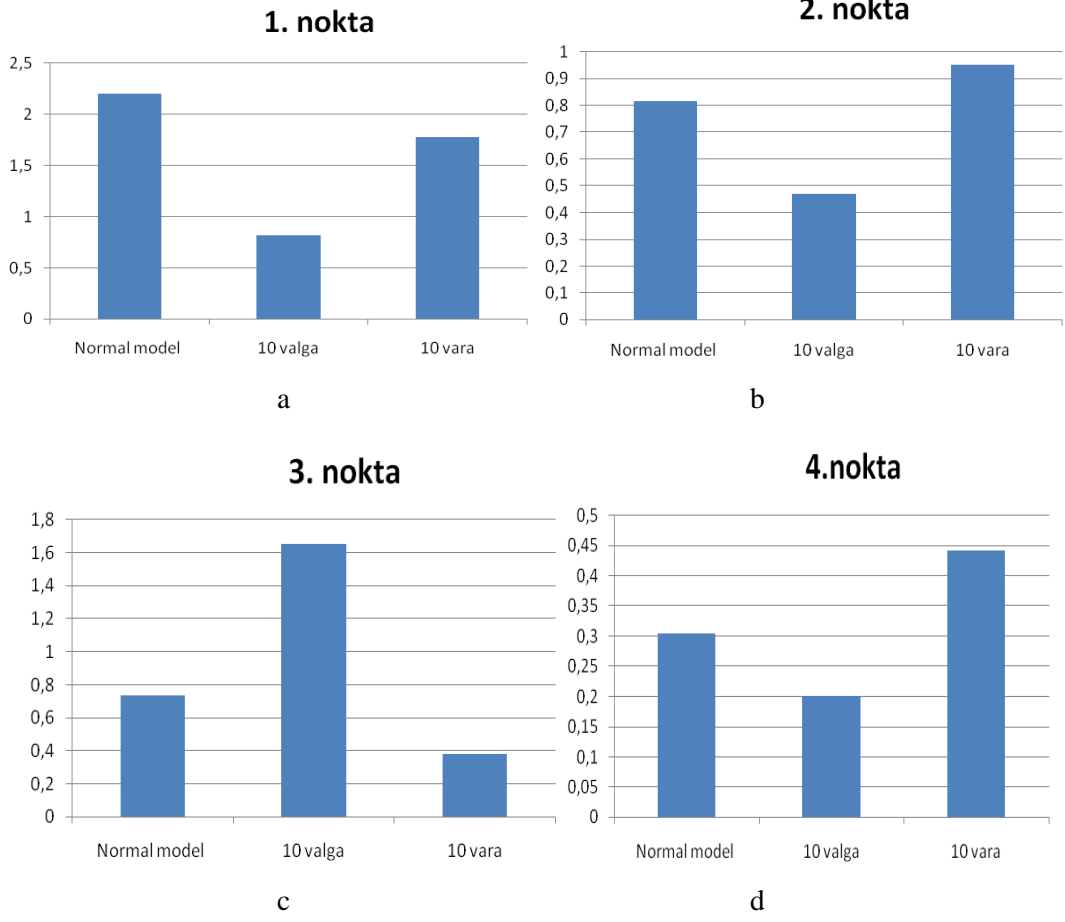


b

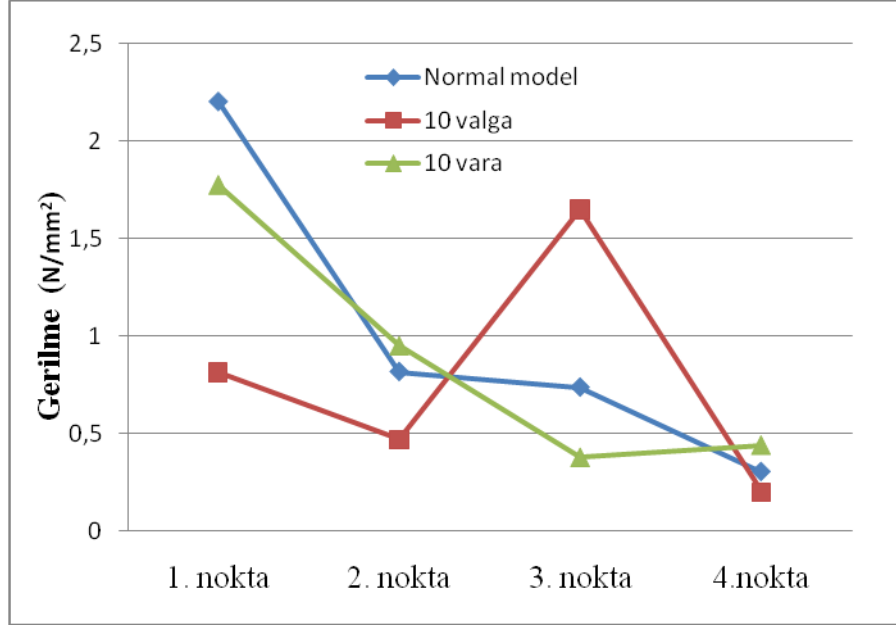
Şekil 5.58: 10° Vara modelde kırıkdağıdaki gerilme dağılımları

Tibia kırırdağında belirlenen gerilmeler Şekil 4.59'de gösterilmiştir. Burada Şekil 5.55 a'da belirtilen bölgelerdeki gerilmeler ve en fazla gerilme değeri temel olarak alınmıştır. Herhangi bir hasarı olmayan model tibia kırırdağında oluşan gerilmelere göre 10° vara modelde ve 10° valga modelde elde edilen gerilmelerin dağılımında Şekil 5.59 a, b, c ve d' de gösterildiği gibi orantılı bir dağılım söz konusu değildir. Bunun nedeni eksen kaybı dolayısı ile ortaya çıkan kuvvet dengesizliği ve tibia üzerinde oluşan dengesiz deformasyon dağılımıdır.

Diz eklemının medial bölümünde belirlenen 1 ve 2 noktalarında gerilmenin lateral tarafta seçilen 3 ve 4 numaralı noktalara göre fazla olması diz eklemi yük dağılımının medial tarafa yatkın olması nedeniyle beklenmektedir. Ancak 1 numaralı noktada vara ve valga modeller için en fazla gerilme değeri referans kabul edilen normal modele göre daha düşük olarak elde edilmiştir (Şekil 5.59 a). 2 numaralı noktada ise, valga modelde az, vara modelde ise fazla gerilme değeri elde edilmiştir. 3 numara ile işaretlenen noktada ise valga modelin gerilmesi normal modele göre yaklaşık 2 kat fazla vara modeldeki gerilme ise yaklaşık normal modelin yarısı (2 kat az) kadardır. 4 numaralı noktada ise valga modelin gerilmesi normal modele göre az olmasına karşın yine normal modele göre benzer oranda valga modelde azalma söz konusudur. Şekil 5.60'da maksimum gerilme ve tibia kırırdağı üzerinde belirlenen 4 noktanın maksimum gerilmelerinin, referans (normal) model 10° valga ve vara model için kıyaslamasını gösterilmektedir. Buna göre dizin medial tarafı lateral tarafa göre normal modelde daha fazla gerilme altında kalmaktadır. Gerek vara gerekse valga modelde ise istenilen bu gerilme dağılımı düzeni söz konusu değildir (Şekil 5.60 a,b,c,d). Böyle bir gerilme dağılımı tibia kırırdağında dejenerasyona neden olabilecek bir durumdadır.

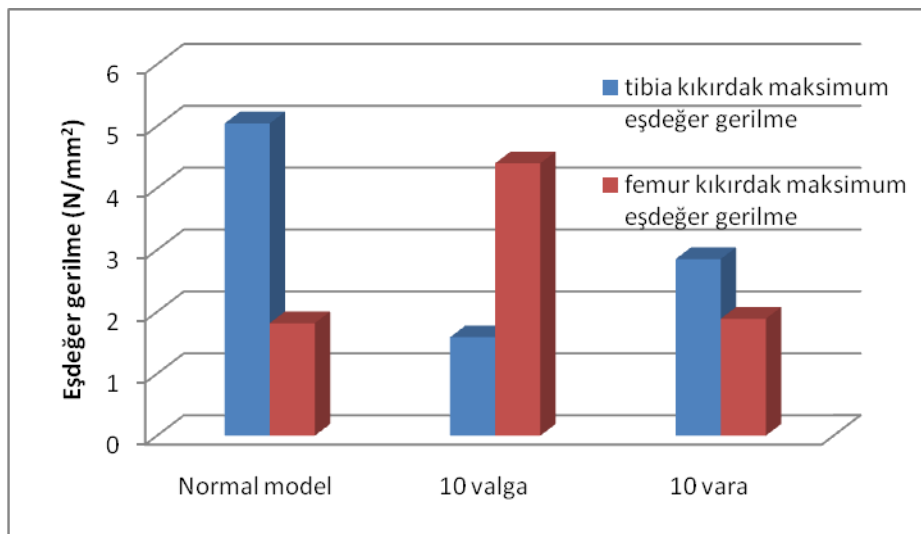


Şekil 5.59: Tibia kırıkdağı üzerinde oluşan gerilmeler (MPa)



Şekil 5.60: Tibia kırırdağı üzerinde oluşan gerilmeler

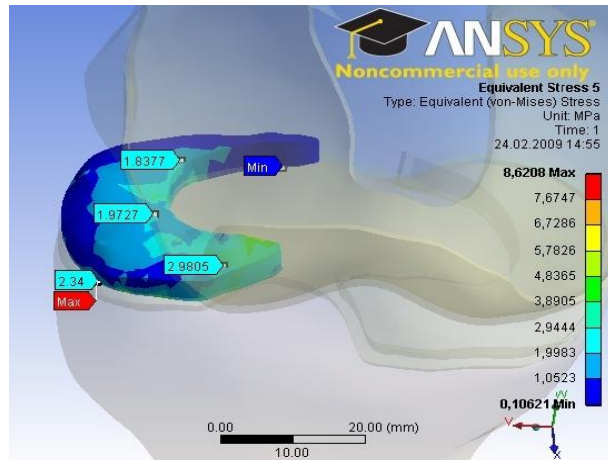
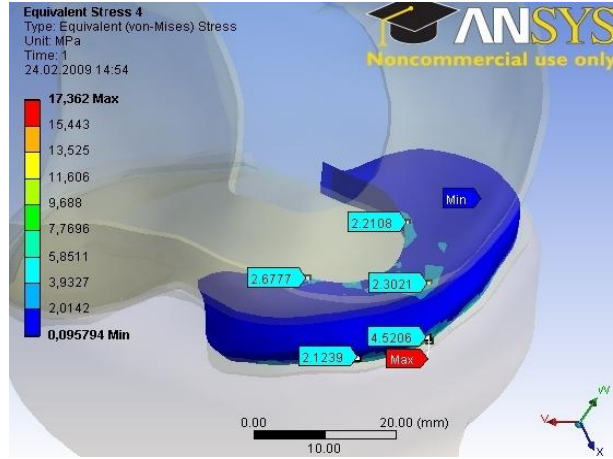
Referans (hasar durumu olmayan) modelde tibia ve femur kırırdağında oluşan gerilmelerde ortaya çıkan 5/2 oranı (Şekil 5.61), gerek vara gerekse valga modelde mevcut değildir. Bu değerlendirme Şekil 5.61’de gösterilmiştir. Şekil 5.61’de gösterildiği gibi valga modelde femur kırırdağında ortaya çıkan gerilme tibia kırırdağına göre fazla olduğu için diz eklemindeki hasar olasılığını arttırmaktadır.



Şekil 5.61: Tibia ve femur kırırdağları üzerindeki en fazla eşdeğer gerilmeler

5.4.2.3. Koksa vara ve valga hasarında medial ve lateral menüsküslerde oluşan gerilmeler

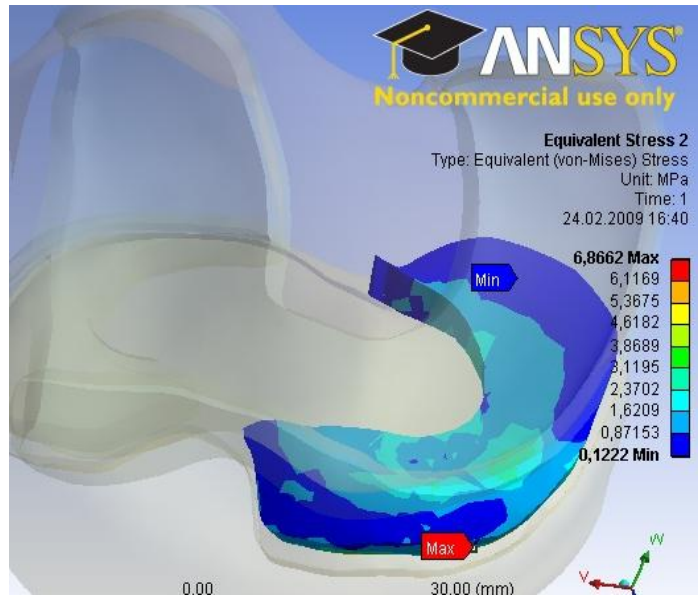
Şekil 5.62'de referans modelde medial ve lateral menüsküslerde, vücut ağırlığı ve abdüksör kas yükü etkisinde elde edilen gerilmeler verilmiştir. En fazla vücut yükü olarak 1000 N ve abdüksör kuvveti için ise 500 N değerleri kullanılmış ara değerler içinde sonuçlar değerlendirilmiştir. Vücut ve abdüksör yükünün ara değerleri olarak belirlenen yüklerin artışına bağlı olarak sonuçlarda doğrusal olarak artmaktadır. Bundan dolayı sonuçlarda en fazla olarak belirlenen yükleme değerlerinin etkisi değerlendirilmiştir. Şekil 5.62 a'da 1000 N vücut yükü ve 500 N abdüksör kuvveti ile elde edilen eşdeğer gerilme değerleri gösterilmiştir. Buna göre, medial menüsküs de oluşan en fazla eşdeğer gerilme değeri 17.362 MPa, Şekil 5.62 b'de lateral menüsküs için ise 8.6208 MPa olarak bulunmuştur.



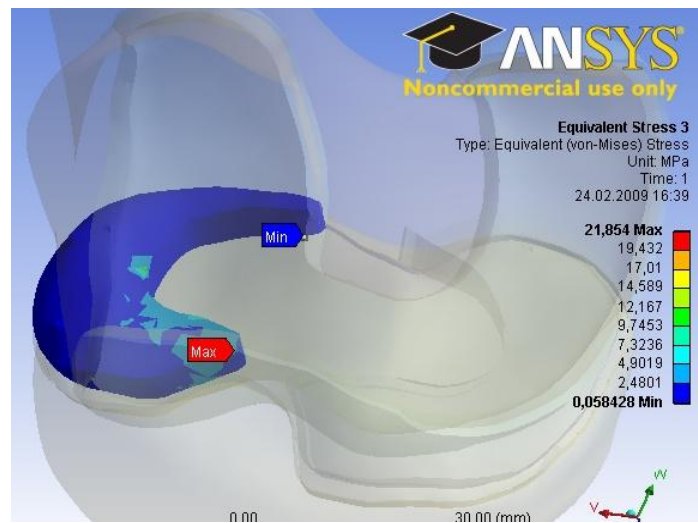
Şekil 5.62: Referans modelde menüsküslerdeki eşdeğer gerilmeler

Menüsküs yüzeyleri ve geometrileri gereği medial tarafta daha fazla yüzey alanı mevcuttur. Bundan dolayı iç (medial) tarafta vücut yüklerinin taşıma oranı dış (lateral) tarafa göre daha fazladır. Elde edilen sonuçlarda buna paralel bir şekilde medial de fazla lateralda az şeklindedir.

10° koks valga modelde yukarıda açıklanan yükleme şartlarında elde edilen gerilme değerleri Şekil 5.63 a'da medial, Şekil 5.63 b'de lateral kısım için gösterilmiştir. Buna göre, en fazla eşdeğer gerilme medial tarafta 6.8662 MPa, lateral bölgede ise 21.854 MPa olarak bulunmuştur.



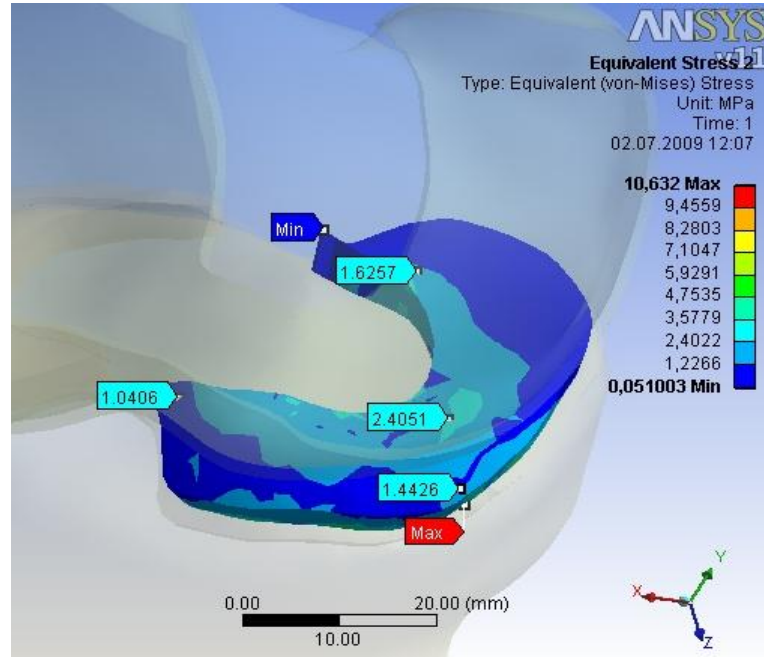
a



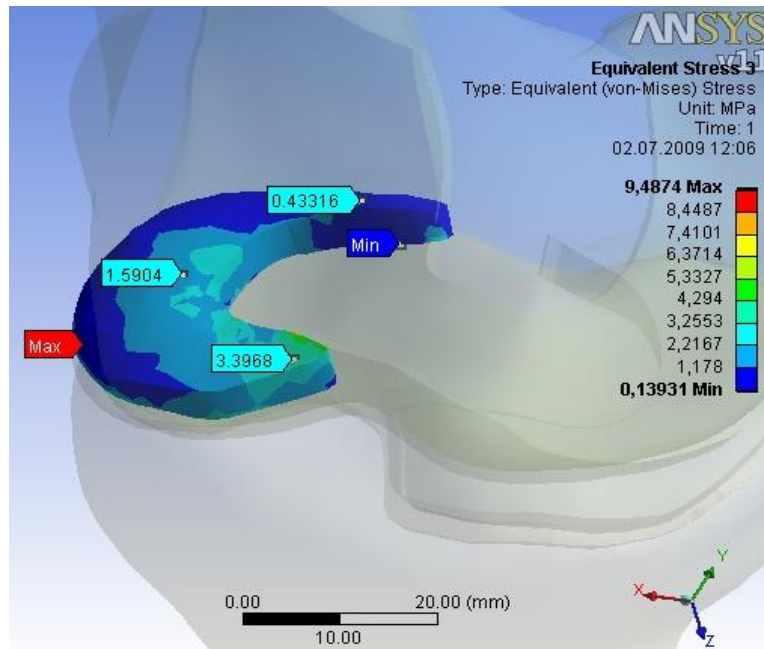
b

Şekil 5.63: 10° Koks valga modelde menüsküslerdeki eşdeğer gerilme dağılımları

10° koxsa vara modelde elde edilen gerilme değerleri Şekil 5.64 a'da medial, Şekil 5.64 b' de lateral kısımları için verilmiştir. En fazla eşdeğer gerilme medial menüŐküs üzerinde tibia kıkırdağı temas yüzeyinde orta bölümde ve 10.632 MPa olarak hesaplanmıŐ ayrıca lateral menüŐküsde ise 9.487 MPa olarak yine tibia kıkırdağı temas yüzeyinde elde edilmiştir.



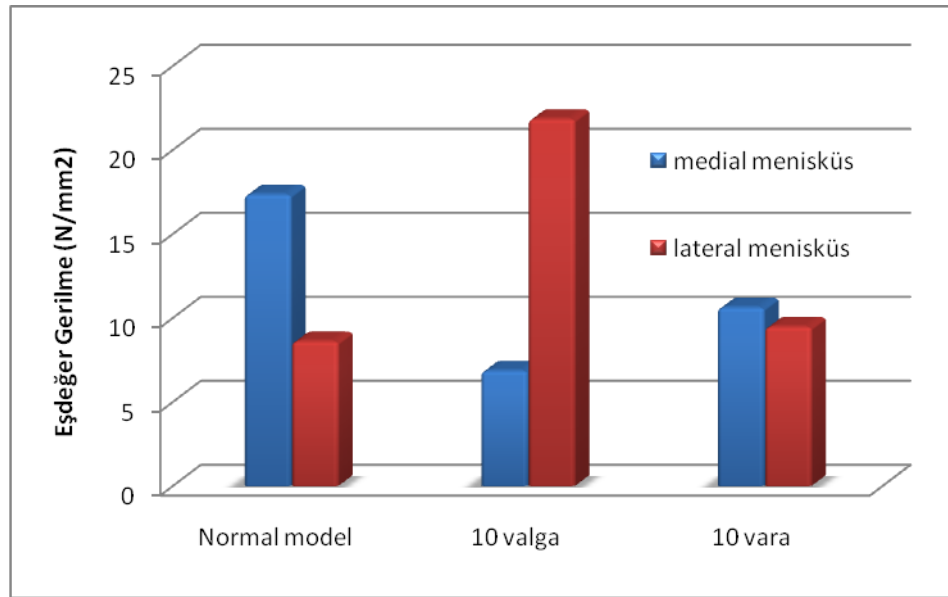
a



b

Şekil 5.64: 10° Koxsa vara modelde menüŐküslerdeki gerilme dağılımları

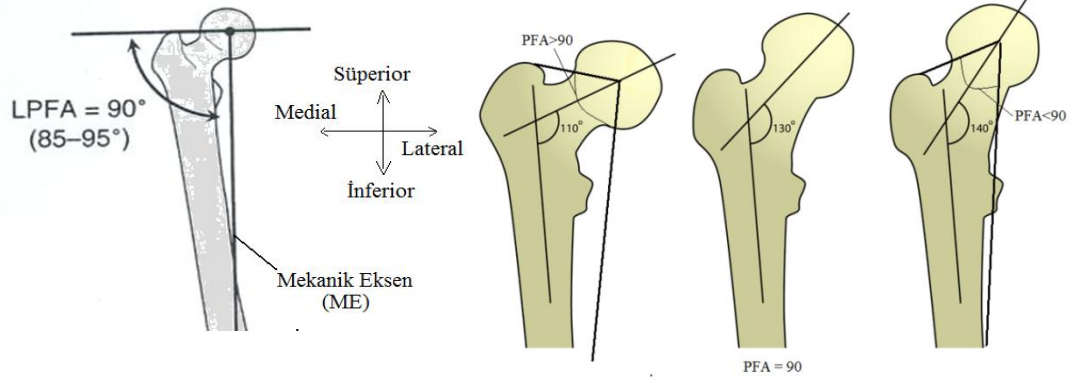
Medial ve lateral taraflar için normal model ve 10° Koksı valga/vara modeller değerlendirildiğinde gerilmenin normal model için medial ve lateral kısımlarda yüzey alanları ile orantılı bir dağılım göstermesine karşın 10° Koksı valga modelde lateral kısımdaki gerilme fazla olarak elde edilmiştir. 10° Koksı vara model için ise medial ve lateral kısımlardaki gerilme dağılımını neredeyse eşit olarak elde edilmiştir. Şekil 5.65'de menisküs yapılarıdaki medial ve lateral taraf eşdeğer gerilme dağılımları gösterilmiştir.



Şekil 5.65: Menisküslerdeki en fazla eşdeğer gerilme değerleri

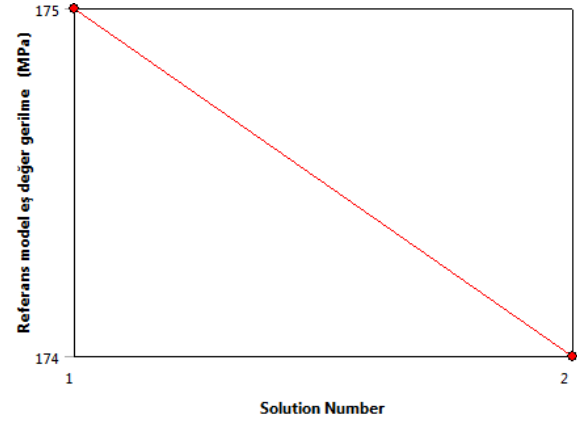
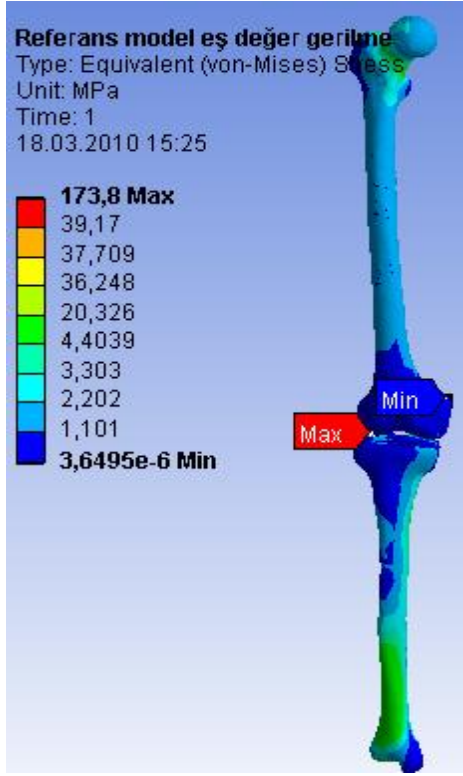
Koksı valga modelinde femur başı orta noktası ve kalça eklemi rotasyon merkezi superolaterale (Şekil 5.66) alındığından abdükör mekanizma ve bileşke alt ekstremitte mekanik aksının diz eklemi lateraline kayması nedeniyle; medial menisküse uygulanan eşdeğer gerilme azalırken lateral menisküs eşdeğer gerilim artmaktadır.

Koksı vara modelinde femur başı orta noktası ve kalça eklemi rotasyon merkezi inferomediale (Şekil 5.66) alındığından vücut ağırlık merkezi moment kolu proksimal femoral açı (PFA) değişimi nedeniyle kısalır. Şekil 5.66'da PFA değişimini koksı vara ve valga deformitelerindeki durumu verilmiştir.



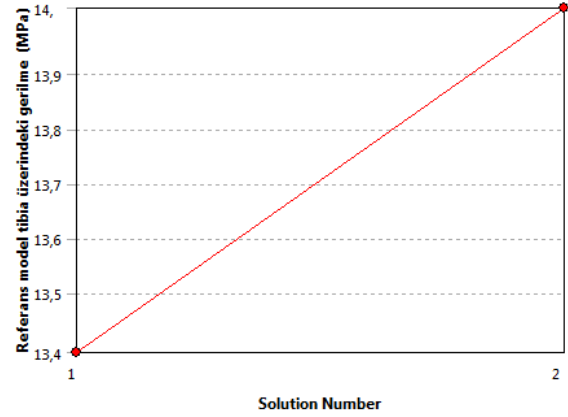
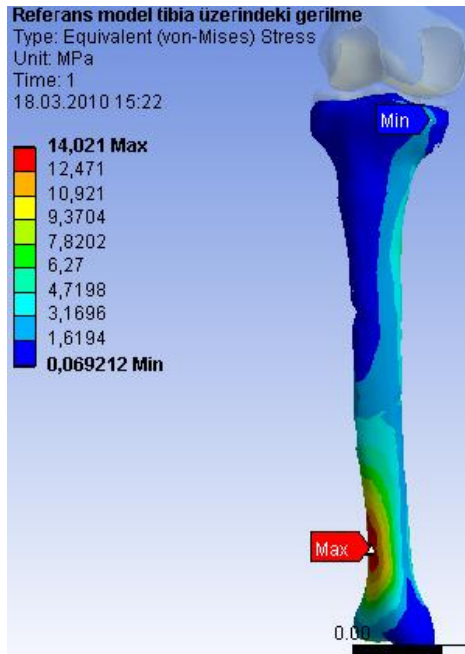
Şekil 5.66: PFA değişiminin koksaya vara ve valga deformitesindeki eksen konumları

Adaptif yakınsama (convergence) kontrolü yapılarak modeller üzerindeki gerilme ve deformasyon sonuçlarının doğruluğu ve en fazla gerilmelerin olduğu bölgeler değerlendirilmiştir. Buna göre Şekil 5.67'de referans model, Şekil 5.68'de referans model tibiası ve Şekil 5.69'da referans model tibia kırırdağı üzerinde ağ örgüsünün gerek belirli değişimlerle düzenlenmesi gerekse bilgisayar tarafından otomatik değişimine izin verilerek elde edilen yakınsama sonuçları gösterilmiştir. Bu sonuçlara göre, referans model üzerindeki en fazla eşdeğer gerilme, % olarak 0.9 azalmış, referans model üzerindeki tibia üzerindeki gerilme % 4.5 artmış, tibia kırırdağı üzerinde ise % 0.05 azalmıştır. Elde edilen yakınsama değişim sonuçlarının tamamı % 5 olarak belirlenen en fazla değişim miktarından az olarak sonuçlanmıştır. Gerilme değerinin maksimum olduğu bölge ise ağ örgüsünün değişimi ile değişmemektedir. Tüm bu verilere göre tüm 3B modellerin eşdeğer gerilme sonuçları kontrol edilerek doğrulanmıştır.



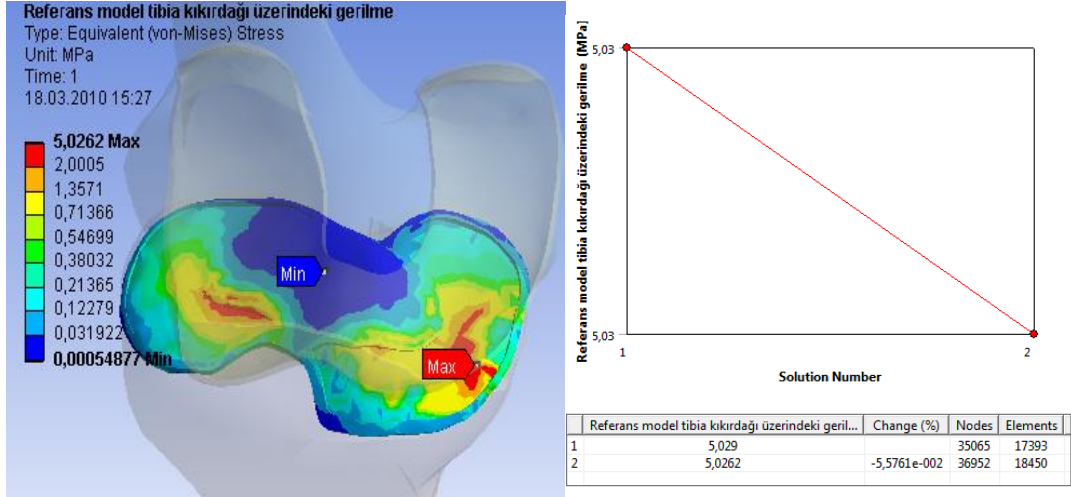
	Referans model eş değer gerilme (MPa)	Change (%)	Nodes	Elements
1	175,48		35065	17393
2	173,8	-0,96216	36952	18450

Şekil 5.67: Referans model üzerindeki en fazla eşdeğer gerilmenin yakınsama kontrolü



	Referans model tibia üzerindeki gerilme (MPa)	Change (%)	Nodes	Elements
1	13,392		35065	17393
2	14,021	4,5857	36952	18450

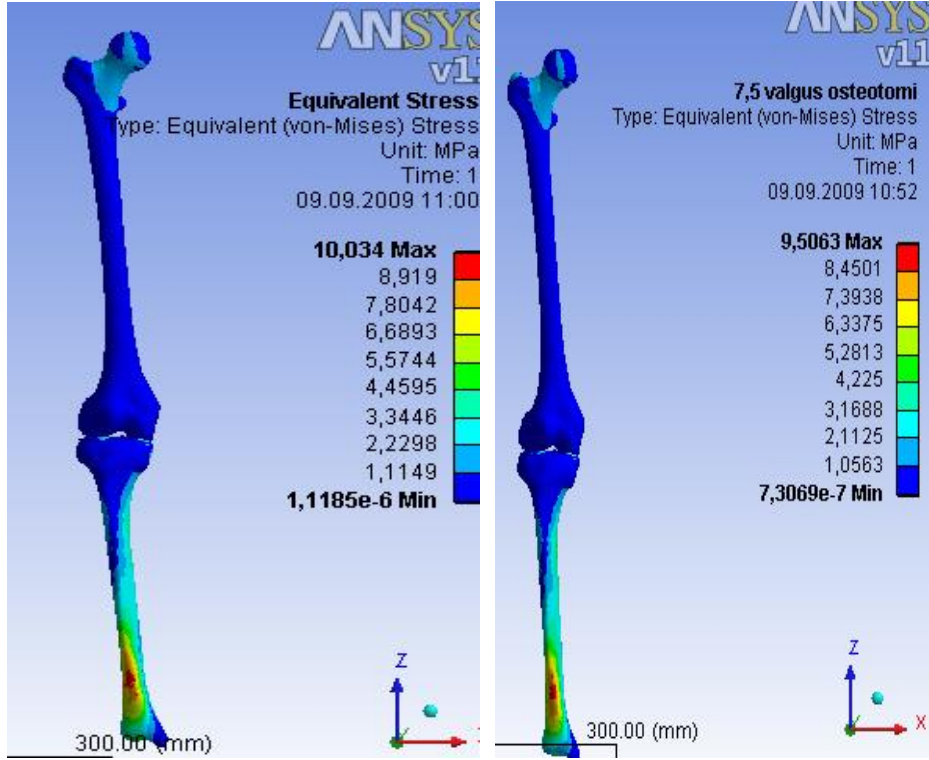
Şekil 5.68: Referans model tibiası üzerindeki eşdeğer gerilmenin yakınsama kontrolü



Şekil 5.69: Referans model tibia kırırdağı üzerindeki gerilmenin yakınsama kontrolü

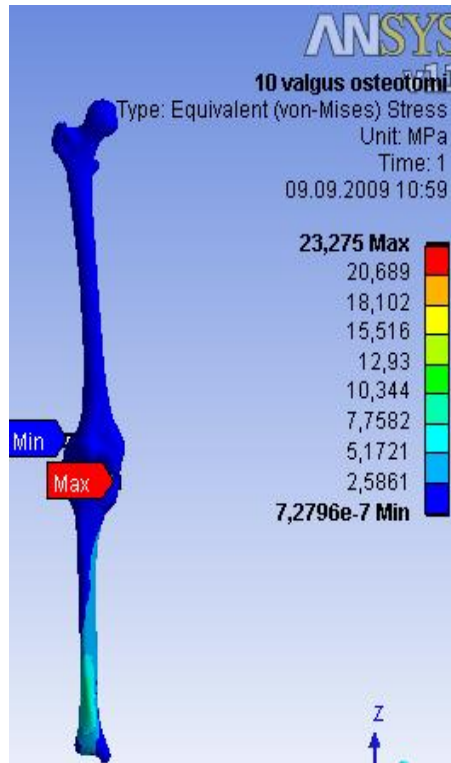
5.4.3. Tibial varus modeli ve düzeltme sonucu yük dağılımlarının kıyaslanması

Tibial varus düzeltme operasyonlarında, femur, menüsküs ve kırırdağ gibi diz eklemi yapısal elemanlarında uygulanacak düzeltici osteotomi için en uygun kama açısının belirlenmesi gerekmektedir. Kama açılarının kıyaslanabilmesi için, tibia dışındaki diğer diz eklemi yapısal elemanlarında herhangi bir geometrik değişiklik veya protez gibi ilaveler yapılmadan, 2.5°, 5°, 7.5° ve 10°'lik kama açılarında tibial varus osteotomisi 3B modelleri oluşturulmuştur. 3B modellere, referans normal modele uygulanan sınır şartları atanmış ve 1000 N YTE doğrultusundaki vücut yükü ve 500 N abdükör yükü tesirinde gerilme dağılımları değerlendirilmiştir. Bu modellerden elde edilen sonuçlar Şekil 5.70 a (5° valgus), b (7.5° valgus) ve c (10° valgus)'de gösterilmiştir. Buna göre, 5° valgus modelde yaklaşık 10 MPa, 7.5° valgus modelde yaklaşık 9.5 MPa ve 10° valgus modelde yaklaşık 23 MPa olarak en fazla eşdeğer gerilme değerleri elde edilmiştir. Tüm sonuçlar birbirleriyle değerlendirildiğinde, 7.5°'lik valgus modelin en fazla eşdeğer gerilme değeri en az olarak bulunmuştur.



a

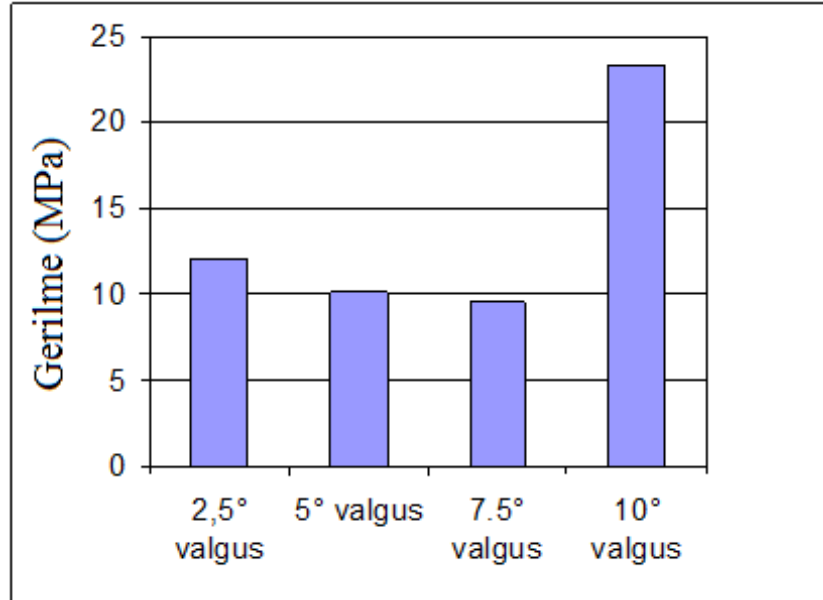
b



c

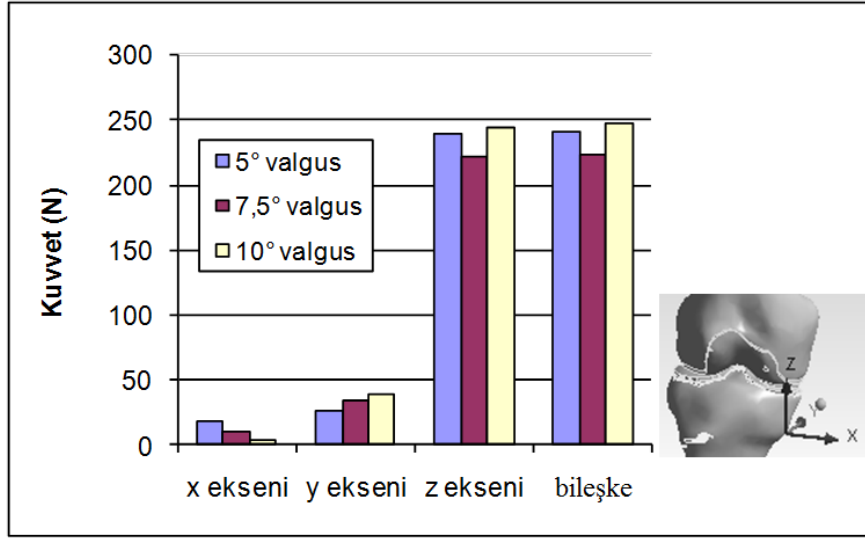
Şekil 5.70: Varus hastasının osteotomi ile düzeltilmesi sonrasındaki gerilme dağılımları

Şekil 5.71'de 2.5° ile 10° arasındaki 2.5°'lik artışa sahip 2.5°, 5°, 7.5° ve 10°'lik farklı kama osteotomilerin sonucunda ortaya çıkan maksimum gerilme değerleri gösterilmiştir. Tibia üzerinde, 7.5°'lik valgus osteotomisi neticesinde oluşan yük dağılımının ve maksimum gerilmenin diğer açı değerlerine göre daha düşük olduğu belirlenmiştir. 7.5° açı değerinin üzerindeki ve altındaki değerlerde tibia'nın YTE'sine göre valgusa konumlanmasının ise başlangıç konumundan daha fazla gerilme oluşturduğu belirlenmiştir. Bununla beraber en fazla gerilme değeri tüm modellerde tibia platosu kırıkdağı üzerinde medial bölgede elde edilmiştir.

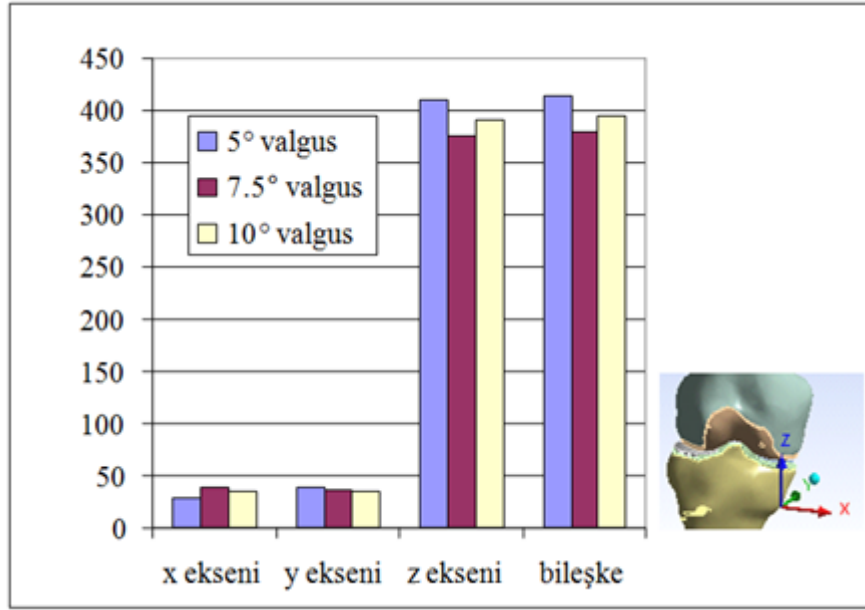


Şekil 5.71: Varus hastasının farklı derecelerde osteotomi sonrasında gerilme sonuçları

Medial ve lateral meniskuslerin tibia kırıkdağına yapışma yüzeyleri ile tibia kırıkdağı arasındaki reaksiyon kuvvetlerinin değerlendirilmesi Şekil 5.72 ve 5.73'de gösterilmiştir. Buna göre, 7.5°'lik valgus konumlandırılması yapılan modelin reaksiyon kuvvetleri, tüm modeller içindeki en az değerler olarak elde edilmiştir. Buna ilaveten, x, y ve z eksenindeki kuvvetlerin dağılımı sadece 7.5° valgus konumlandırılmasında doğrusal artan bir düzen göstermekte diğer modellerde sürekli değişkenlik gösteren bir şekilde dağılım göstermektedir.



Şekil 5.72: Lateral menüsküs tibia kıkırdağı arasındaki reaksiyon kuvvetleri



Şekil 5.73: Medial menüsküs tibia kıkırdağı arasındaki reaksiyon kuvvetleri

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, insan iskelet yapısının alt ekstremitte olarak tanımlanan, kalça eklemi ile birlikte diz ve ayak eklemi oluşturulan elemanların yapısı incelenmiştir. Özellikle insan diz eklemi yapısı ve diz eklemi oluşturulan elemanlar ile bu yapıların çalışma prensipleri, yük taşıma fonksiyonları incelenmiş olup, kinematik davranışları analiz edilmiştir. Diz eklemi oluşturulan elemanların hasarlı yapıları incelenmiş olup, hasarlı yapıların diz eklemi çalışmasına ve yük taşıma kapasitesine etkileri araştırılmıştır. Hasarlı unsurların düzeltilmesi için düzeltme tasarımları yapılmış olup, düzeltme işlemi sonucu çalışma ve yük taşıma kapasitelerindeki değişimler analiz edilmiştir. Hasarlı yapıların düzeltilmesi için, cerrahi operasyonlara öncülük edebilmek amacı ile bilgisayar ortamında operasyon öncesi planlama yapılarak alternatif düzeltme tasarımları elde edilmiştir. Bu işlemlerin yapılabilmesi için alt ekstremitte unsurlarının üç boyutlu katı modelleri elde edilmiştir. Katı modelleri elde edebilmek için, ilgili hastalardan alınan medikal görüntüler kullanılmıştır. Buna göre bu çalışmadan elde edilen sonuçlar kısaca aşağıdaki gibi açıklanabilir.

Alt ekstremitte unsurlarındaki hasarların düzeltilmesi için cerrah, tekniklere uygun olacak şekilde bilgisayar ortamında operasyon öncesi planlama için alternatif düzeltme tasarımları modellenmiştir. Düzeltme tasarımları yapılırken, ilgili bölgedeki kasların veya bağların (tendonların) şekil ve konumlarının bozulmamasına veya gerilmemesine dikkat edilmiştir.

Femur boyun geometrik parametrelerine bağlı hasarların yük taşıma kapasitesine etkileri elde edilmiştir. Femur boyun açısının değişimi, insan vücut ağırlığı yükünü diz eklemi lateral (dış) tarafına kaydırmaktadır. Ayrıca, femur boyun açısı ve uzunluğundaki değişimin proksimal femoral açığı (Şekil 5.66) azaltması ve arttırması sonucunda yük taşıma eksenini referansa göre değiştirmektedir. Buna göre, diz eklemi medial bölümüne göre lateral bölümünü daha fazla etkilemekte ve yük dağılımını lateral bölgeye kaydırmaktadır. Aynı deformite için, menüsküslerdeki gerilme dağılımının da medial kısımdan lateral kısma doğru fazla olarak aktarıldığı

belirlenmiştir. İlaveten, zamana bağlı artan yük etkisinde, femur deformiteli koksa vara ve valga model gruplarında daha fazla gerilme elde edilmiş ve düzgün olmayan gerilme dağılımı gösterilmiştir. (Şekil 5.23 ve Şekil 5.24)

Femur kırık bölgelerinde plak ile tespit sonucunda, lateral yönde yapılan 6 ve 12 delikli plaklı tespitte, farklı femur kırık bölgeleri için gerilme değerleri belirlenmiştir. Yükleme femur mekanik eksenini doğrultusunda olduğundan dolayı lateral taraf için kırık açılması daha fazla olarak ortaya çıkmıştır. Bu neticeden dolayı da lateral plaklama tercih edilmesinin doğru olacağı ifade edilebilir. Lateral tarafa yapılan 6 ve 12 delikli plakla tespiti değerlendirildiğinde, Şekil 5.30'da gösterilen II. bölge kırıklarında 12 delikli plak 6 delikli plaktan daha az gerilme elde edilmiştir. III. bölge kırıklarında 6 delikli plak 12 delikli plaktan daha az gerilme dağılımı göstermiştir.

Tibia, fibula ve talus kemiklerinin bir bütün olarak ele alınması sonucunda, fibula kırığının düzeltilmesinin (fiksasyonunun), tibia üzerindeki gerilme dağılımını azaltıcı etkisi olduğu belirlenmiştir. Fibulanın kırık olması durumunda, tüm yükleme değerleri için tibia üzerinde yük dağılımı artmıştır. Böylelikle, gerek tibia gerekse talus üzerindeki gerilme dağılımına bakıldığında fibula kemiğinin gerilme değerini azaltıcı bir etken olduğu sonucu ortaya çıkmıştır

Kalça ekleminden ayak bileğine kadar oluşturulan diz eklemi modelinde, etken yük olarak sadece vücut ağırlığı yükü kullanılan modelle vücut ağırlığı yükü ile beraber abdüktör kas kuvveti etti ettirilen modelin gerilme ve deformasyon sonuçları karşılaştırılmış böylelikle abdüktör kas kuvvetinin gerilme dağılımına etkisi araştırılmıştır. Buradaki sonuçlara göre, abdüktör kuvvetinin diz mekanizması unsurları üzerinde önemli derecede gerilme dağılımını azaltıcı bir etken olduğunu ifade etmek mümkündür. Diz eklemi modelinde, en fazla eşdeğer gerilmeye %45 ve en fazla toplam deformasyonda ise %40 dolayında azalmaya abdüktör kas kuvveti etkisi neden olmuştur.

Koksa valga ve vara deformitesinin, tibia ve femur ile kırıkdağlarında ve menüsküslerde oluşturduğu gerilme artmıştır. Koksa valga deformitesinde tibial deformasyonun olmasına karşılık bölgesel deformasyon dağılımının medial tarafa

kayması nedeniyle bu bölgede hasar oluşturma riskini arttırmıştır. Bununla beraber, koksa valga modeli tibia kemiğinde oluşan gerilme, yaklaşık 2.5 kat daha fazla olarak belirlenmiştir. Bu sonuca göre, valga deformitesi sonucu tibia üzerinde hasar olasılığı artacağı belirlenmiştir.

Tibia üzerinde oluşan deformasyon miktarları ve dağılımlarına göre, koksa vara modelde lateral bölgeye doğru düzgün bir yer değişim dağılımı elde edilmiştir. Koksa valga modelde ise deformasyon dağılımı düzensizdir. Bunun yanında, valga modelde medial tarafta daha fazla deformasyon bölgesi mevcuttur. Bu şekilde medial doğrultuya kaymış bölgesel dağılımın daha fazla yük taşıyan medial bölgede hasar riski artması söz konusu olacaktır.

İç taraftaki (medial) menüsküs yüzey alanı daha fazla olmasına karşın 10° koksa valga model için gerilme dağılımı istenmeyen bir şekilde lateral tarafa kaymıştır. Vücut ağırlığı yükleri bu şekilde bir dağılımda, lateral kısımda yüzey alanı az olması nedeniyle hasar riskini arttıracaktır.

Öneriler

Bu çalışmada üç boyutlu biyomodelleri oluştururken BT ve MR görüntülerinden yararlanıldı. Özellikle BT cihazı hastalık tanısı amacıyla kullanıldığından dolayı tarama işlemi kaba olarak yapılmakta ve hassas modelleme elde edilememektedir. Diz eklemi içerisinde bulunan kemik yapıların yanında, kemiksi veya yumuşak dokuların hassas olarak modellenebilmesi için bir mikro tomografi (Micro CT) cihazı kullanılması gerekir. Diz eklemi mekanizmasının modellenmesinin tam olarak yapılabilmesi için model üzerinde kıkırdak yapıların yanında çapraz ve yan bağlarında ilave edilmesi gerekir. Bunun içinde, bilgisayar destekli mikro tomografi cihazının kullanılması gerekir. Buna ilaveten, mikro tarama cihazı kemiksi yapıların trabeküler ve kortikal gibi yapılarının elde edilmesine de yardımcı olur.

Bilgisayar destekli simülasyonlarda, biyomodeller için kullanılan malzeme mekanik özelliklerini belirten değerler, genel veya yaygın olarak kabul edilmiş, literatürden

alınmıştır. Özellikle kemik veya kemiksi yapılar için kullanılan malzeme özellikleri mekanik deneylerle elde edilebilir.

Diz mekanizmasını oluşturan yapıların, sonlu elemanlar analizi için kullanılan modelinde, çapraz ve yan bağlar dahil edilmemiştir. İnsan vücut ağırlığından dolayı gelen yükün taşınmasında diz mekanizmasının işlevinin iyi anlaşılabilmesi için modelin bağlar ile tam olarak elde edilerek dinamik simülasyonu da gerçekleştirilebilir.

Yürüme döngüsünün kinematik analizinin tam anlaşılabilmesi için, deneysel yürüme analizi yapılabilir. Özellikle, düzeltme tasarımı yapılan hastalar için deneysel yürüme analizi daha gerçekçi bir sonuç verir.

KAYNAKLAR

1. Henry, D.C., Scott, N., “Anatomy Surgery of the Knee Third Edition”, *Churchill Livingstone 2*,. 13-71, (2001).
2. Müezzinoğlu, S., “Ön Çapraz Bağ Anatomisi”, *Ön Çapraz Bağ Cerrahisi*, Editör Tandoğan, R., 1-10, (2002).
3. Üstüner, Y., “Total Diz Artroplastisi Erken Dönem Sonuçları”, Tıp Uzmanlık Tezi, *Haseki Eğitim ve Araştırma Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği*, İstanbul, 6-26, (2006).
4. Lockhart, R.D., Hamilton, G.F., Fyfe F.W., “Bones and Joints of Lower Limb Anatomy of the Human Body”, *Faber Ltd.*, 113-143, (1959).
5. Ferner, H., Staubesand, J., “Alt Ekstrimite Diz Bölgesi Sabotta İnsan Anatomisi Atlası Cilt 2”, 18.Baskı . 298-308, (1985).
6. Magee D.J., “Orthopedic Physical Assessment.Knee Fourth Edition” 12 . 661-764, (2002).
7. Ege R., “Diz Anatomisi, Diz sorunları” Editör Ege R. 3 .27-54, (1998).
8. Lockhart R.D., Hamilton G.F., Fyfe F.W., “Bones and Joints of Lower Limb.Anatomy of the Human Body”, *Faber Ltd.*, 113-143, (1959).
9. Enercan M., “Total Diz Artroplastisi Orta Dönem Sonuçlarımız”, Uzmanlık Tezi, *Dr. Lütfi Kırdar Kartal Eğitim ve araştırma Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği*, İstanbul, 7-23, (2004).
10. Tandoğan, R., Alparslan M., “Diz Cerrahisi”, *Haberal Vakfi*, Ankara 5-18, (1999).
11. Guyton, J.L., “Arthroplasty of Ankle and Knee, Campbell’s Operative Orthopaedics. 9th edition”, *Mosby-Year Book, Inc.*. 232-295, St.Louis, (1998).
12. Neumann, D.A., "Kinesiology of the Musculoskeletal Systems"., Knee. In Neumann, D.A.,. *Mosby-Year Book, Inc*, 1st ed., page. 434-476, St. Louis (2002).
13. Stuart Schneller,. Knee anatomy, Montana Spine & Pain Center, Missoula MT, <http://www.eorthopod.com>. (2008).
14. Tew, M., Forster, I.W., “Effect of knee replacement on flexion deformity” *Journal of Bone Joint Surg.* 67-B.14, (1985).

15. Gunston, F.H., "Polycentric knee arthroplasty prosthetic simulation of normal knee movement" . *Journal of Bone Joint Surg.* 53-B.272, (1971).
16. Girgis FG, Marshall JL, MonajemARSA "The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis". *Clin Orthop.*, 106.216–231, (1975).
17. Odensten M, Gillquist J. "Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction". *The Journal of Bone and Joint Surgery.*;67(2).257-262, (1985).
18. Larson, R.L., Jones, D.C., "Dislocations and Ligamentous Injuries of the Knee, 2nd edition", *JB Lippincott Company*. 1480-1489, Philadelphia,(1984).
19. Mikosz, R.P., Andriacchi, T.P., "Anatomy and Biomechanics of the Knee Orthopaedic Knowledge Update Hip and Knee Reconstruction". Editor Callaghan JJ. *American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 227, Rosemont, (1995).
20. Aglietti, P., Rinonapoli, E., Stringa, G., Taviani, A., "Tibial Osteotomy for the Varus Osteoarthritic Knee" *Clin.Orthop.*176.239-251, (1983).
21. Paley D., "Normal Lower Limb Alignment and Joint Orientation", *Principles of Deformity Correction*, New York, Springer . 1-18, (2002).
22. Van Buskirk, W.C., Ashman, R.B., , "The Elastic Moduli of Bone, Mechanical Properties of Bone" Ed. S. Cowin., *American Society of Mechanical Engineers*, AMD-45. 131-143. (1981).
23. Yamada, H., "Mechanical Properties of Locomotor Organs And Tissues, Strength of Biological Materials", *Williams & Wilkins*, Baltimore,210 p. (1970).
24. Yang, H.N., Nayeb-Hasemi, H., Canavan, P., " The Effects of Tibiofemoral Angle and Body Weight on the Stress Field in the Knee Joint", Asme *International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, November 11-15 Seattle, WDC, USA 41344, (2007).
25. Masouros, D.S., Bull, A.M.J., Hansen, U.N., Amis, A.A., " Modelling Articular Contact of the Knee with The Finite Element Method", 1st Prize Winner in the *1st Symposium of the Musculoskeletal Technology Network*, Imperial College London UK.,(2006).
26. Mahaisavariya, B., Sithiseripratip, K., Suwanprateeb, J., " Finite Element Study of the Proximal Femur with Retained Trochanteric Gamma Nail and After Removal of Nail" *Internatioanl Journal of The Care of The Injury*, 37, 778-785, (2006)
27. Radcliffe, I.A.J., Taylor, M., "Investigation into The Effect Of Cementing Techniques on Load Transfer in the Resurfaced Femoral Head. A Multi-Femur Finite Element Analysis", *Clinical Biomechanics*, 22, 422-430,(2007).

28. Hernigou, P., Ma, W., “Open Wedge Tibial Osteotomy with Acrylic Bone Cement as Bone Substitute”, *The Knee*, 8, No. 2, 103-110, (2001).
29. Ogden, S., Mukherjee, D.P., Keating, M.E., Ogden, A.L., Albright J.A., McCall E.R., “Changes in Load Distribution in the Knee After Opening-Wedge or Closing-Wedge High Tibial Osteotomy”, *The Journal of Arthroplasty*, 24, No.1, (2009).
30. Örnek, A. M., “Burulma Yüküne Maruz İnsan Tibiasının Gerilme Analizi”, Yüksek Lisans Tezi, *Zonguldak Karaelmas Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, 139, (2004).
31. Yardımeden, A., “Yüksek Tibial Osteotomi İçin Kullanılan Plakların Biyomekanik Karakterizasyonu”, Doktora Tezi, *Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, 2, (2006).
32. Gardiner, J. and Weiss, J., , “Subject-Specific Finite Element Analysis of the Human Medial Collateral Ligament During Valgus Knee Loading”, *Journal of Orthopaedic Research*, 21, No.6, 1098-1106, (2003).
33. Au. A., Adrian, L. V. James. R., A, Amirfazli., “A Parametric Analysis of Fixation Post Shape in Tibial Knee Prostheses”, *Medical Engineering & Physics.*, 27, No. 2, 123-134, (2004).
34. Huiskes, R., Johnsen, J. D. ve Sloof, T. J., , “A Detailed Comparison of Experimental and Theoretical Stress Analysis of a Human Femur”, *Mech. Prop. of Bone*, 45, pp. 211-234, (1983).
35. Agneskirchner, J.D., Hurschler, C., Wrann, C., D.V.M., Lobenhoffer, P., “The Effects of Valgus Medial Opening Wedge High Tibial Osteotomy on Articular Cartilage Pressure of the Knee. A Biomechanical Study” *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 23, No 8, 852-861, (2007).
36. Werner, W.F., Ayers D.C., Malesky L.P., Rullkoetter, P.J., “The Effect of Valgus/Varus Malalignment on Load Distribution in Total Knee Replacements”, *Journal of Biomechanics*, 38, 349-355, (2005).
37. D’Lima, D.D., Hermida, J.C., Chen, P.C., Colwell, C.W., “Polyethylene Wear and Variations in Knee Kinematics”, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 392, 124-132, (2001).
38. Matsuda, S., Whiteside, L.A., White, S.E., “The Effect of Varus Tilt on Contact Stress in Total Knee Arthroplasty”, *Orthopedics*, 22 (3), 303-307, (1999).
39. Cheung. J., Zhang. M., Leung. A. ve Fan. Yu-Bo., “Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Foot During Standing a Material Sensitivity Study”, *Journal of Biomechanics*, 38, No. 5, 1045-1054, (2005).
40. Müller-Karger, C.M., Bröker, H., Rank, E. ve Cerrolaza, M., “3D Geometric Modeling and Analysis of Bone Using the p-Version Finite Element Method”,

Proceedings of European Congress on Computational Applied Sciences and Engineering, CD-Rom Format, Barcelona, Spain, (2000).

41. Taylor, W.R., Roland, E., Ploeg, H., Hertig, D., Klabunde, R., Warner, M. D., Hobatho, M.C. ve Rakotomanana, L., “Determination of Ortotropic Bone Elastic Constants Using Fea and Modal Analysis”, *Journal of Biomechanics*, 35, No.6, 767-773, (2002).

42. Mehta, B. V., Rajani, S. ve Griffith, R., “Modeling and Analysis of the Human Tibia Using MRI and Ultrasound Imaging”. *Biosignal '94 Proceedings*, Biomed, Czech Republic, (1994).

43. Ota, T., Yamamoto, I. and Morita, R., “Fracture Simulation of the Femoral Bone Using Finite Element Method. How a Fracture Initiates and Proceeds”, *Journal of Bone Mineral Metabolism*, Volume 17, Number 2, Springer-Verlag, Tokyo, Japan, (1999).

44. Gardner T.N., Stoll T., Marks L., Mishra S., Knothe Tate M.L., “The Influence of Mechanical Stimulus on the Pattern of Tissue Differentiation in a Long Bone Fracture a FEM Study”, *Journal of Biomechanics*, Vol 33, pp. 415-425, (2000).

45. Miyoshi, S., Takahashi, T., Ohtani, M., Yamamoto, H. and Kameyama, K., “Analysis of the Shape of the Tibial Tray in total Knee Arthroplasty Uusing a Three Dimension Finite Element Model”, *Clinical Biomechanics*, 17, No. 7, 521-525, (2002).

46. Vazquez, A., Pedersen, H., Lidgren, L. and Taylor, M., “Initial Stability of Ankle Arthrodesis With Three-Screw Fixation. A Finite Element Analysis”, *Clinical Biomechanics*, 19, No.7, 751-759, (2004).

47. Beillas, P., Papaioannou, G., Tashman, S. and Yang, K., “A New Method to Investigate in Vivo Knee Behavior Using a Finite Element Model of The Lower Limb” *Journal of Biomechanics*, 37, No. 7, 1019-1030, (2004).

48. Couteau, B., Hobatho, M., Darmana, R., Brignola, J. and Arlaud, J., “Finite Element Modelling of the Vibrational Behaviour of the Human Femur Using CT-based Individualized Geometrical and Material Properties”, *Journal of Biomechanics*, 31, No. 4, 383-386, (1998).

49. DeFrate, L., Sun, H., Gill, T., Rubash, H. and Li, G., “In Vivo Tibiofemoral Contact Analysis Using 3D MRI-Based Knee Models”, *Journal of Biomechanics*, 37, No. 10, 1499-1504, (2004).

50. Cheung, G., Zalzal, P., Bhandari, M., Spelt, J. and Papini, M., “Finite Element Analysis of a Femoral Retrograde Intramedullary Nail Subject To Gait Loading”, *Medical Engineering & Physics*, 26, No. 2, 93-108, (2004).

51. El'Sheikh, H., MacDonald, B. and Hashmi, M., “Finite Element Simulation of the Hip Joint During Stumbling. a Comparison Between Static and Dynamic Loading”, *Journal of Materials Processing Technology*, 143-144, 249-255, (2003).

52. Brekelmans, W. A. M., Poort, H. W., Sloof, T. J. J. H., "A New Method to Analyse The Mechanical Behaviour of Skeletal Parts", *Acta Orthopédica Scandinavia*, 43, 301-317, (1972).
53. Pissinou, G. I., Brook, P. A., "Stres Analysis of a Freeman-Swanson Knee Prosthesis", *International Conference Proceedings on Finite Elements in Biomechanics*, 567-580, (1980).
54. Askew, M.J., Lewis, J.L., "Analsis of Model Variables and Fixation Post Length Effecs On Stres Arround A Prosthesis In The Proximal Tibia", *Transactions of ASME Journal of Biomechanical Engineering*, 103, 239-245, (1981).
55. Askew, M.J., Lewis, J.L., Jaycox, D.P., Williams, J. L., Hori, R. Y., "Interface Stresses in a Prosthesis-Tibial Structure with Varying Bone Properties", *Transactions of te Orthopeadic Research Society* 3, 17, (1978).
56. Askew, M.J., Lewis, J.L., Jaycox, D.P., "Comparative evaluation of the total knee prosthesis design", *Proceedings of the International Coference for Rehabilitative Engineering*, 68-70, (1980).
57. Walker, P. S., Grene, D., Reilly, D., Thatcher, J., Ben-Dov, M., Ewald, F. C., "Fixation of Tibial Components of Knee Prosthesis", *Journal of Biomechanical Engineering*, 104, 50-56, (1982).
58. Eibeck, P. A., Swenson, L. W., Schurman, D. J., Piziali, R. L., "Finite Element Stress Analysis of Hinged Tibial Component Total Joint Replacements", *Transactions of The 25th Annual Orthopeadic Research Society Meeting*, 298, (1979).
59. Lewis, J. L., Askew, M. J., Jaycox, D. P., "A Comparative Ealuation of Tibial Component Designs of Total Knee Prostheses", *Journal of Bone Joint Surgery*, [AM] 64-A, 129-135, (1982).
60. Hashemi, A., Shirazi-Asl, A., "Finite Element Analysis of Tibial Implants- Effects of Fixation Design and Friction Model", *Computational Methods in Biomechanical and Biomedical Engineering*, 3, 183-201, (2000).
61. Ionescu, I. M., "Finite Elemt Analysis of An Implamented Human Tibia Under Normal Gait Loading" Doktora Tezi, *University of Central Florida Orlando*, 153, (2003).
62. An, Y. H., "Mechanical properties of bone, "Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface", *CRC Pres*, 410 p Washington, D. C., (1999).
63. Ming, M., Dolstra, M., Linde, F. and Hivid, I., "Mechanical Properties of the Normal Human Tibial Cartilage-Bone Complex in Relation to Age", *Clinical Biomechanics*, Vol 13, pp. 351-358, (1998).

64. Fois, M., Lamure, A., Fauran, M. J., and Lacabanne, C., "Viscoelastic of Human Bone", *Laboratoire de physique des polymeres*, UPS, Toulouse, (2002).
65. Nobuhiko, S., Masakazu, K., Toshio T., Kunio K., "Diagnosis of Discoid Lateral Meniscus of the Knee on MR İmaging" *Magnetic Resonance Imaging* 20 59–64, (2002).
66. Thambyah , A. Nather, A, Goh, J. "Mechanical Properties of Articular Cartilage Covered by The Meniscus", *OsteoArthritis and Cartilage*, Published by Elsevier Ltd on behalf of OsteoArthritis Research Society International, 14, 580e588, (2006).
67. Mosekilde L. "Iliac Crest Trabecular Bone Volume as Predictor for Vertebral Compressive Strength, Ash Density and Trabecular Bone Volume in Normal Individuals", *Bone*; 9.195-9, (1988).
68. Keaveny TM, Morgan EF, Niebur GL, Yeh OC, "Biomechanics of trabecular bone" *Annu Rev Biomed Eng*; 3.307-33 (2001).
69. Ünal D., "Tıpta Kullanılan Görüntüleme Teknikleri", Lisans Bitirme Tezi", *Gazi Üniversitesi Gazi Eğitim Fakültesi Orta Öğretim Fen ve Matematik Alanları Eğitimi Bölümü*, Ankara, (2008).
70. Matarialise MIMICS, "User Manual Book" www.matarialise.com, (2009).
71. Norton, R. L., "Design of Machinery", Sixth Printing, *McGraw-Hill Inc.*, 714 s., New York, (1994).
72. Hibbeler, R. C., "Engineering Mechanics, Statics", Seventh Edition, *Prentice-Hall Inc.*, New Jersey, (1995).
73. Waldron, K. J., Kinzel, G.L., "Kinematics, Dynamics and Design of Machinery", 2nd Edition, *Jhon Wiley*, New Jersey (2004).
74. Beer, F. P. ve Johnston, E. R. Jr., "Vector Mechanics for Engineers: Statics and Dynamics, 6/e New Media Version with the collaboration of Elliot R. Eisenberg and Robert G. Sarubbi", *The McGraw-Hill Companies*, 605 S. (2001).
75. Tekcan A., "Üç Boyutlu Femur Modelinde Sonlu Eleman Analizi Yöntemi İle Diz Eklemine Yük İletiminin Değerlendirilmesi", Tıp Uzmanlık Tezi, *Osmangazi Üniversitesi Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği*, Eskişehir, (2008).
76. Sonel, B., "Kalça Eklemi Biyomekaniği" *T. Klinik J. PM.* R 1, (2001).
77. Tan T., Erişkenlerde Suprakondiler Femur Kırıklarının Cerrahi Tedavisi, Tıp Uzmanlık Tezi, *Dr. Lütfi Kırdar Eğitim ve Araştırma Hastanesi*, (2006).
78. Bell KM, Johnstone AJ, "Court-Brown CM, Hughes SPF. Primary Knee Arthroplasty for Distal Femoral Fractures in Elderly Patients", *J Bone Joint Surg.*; 74-B. 400-2, (1992).

79. Albert MJ. Supracondylar Fractures of the Femur. *J AAOS*; 5 (3). 163-71, (1997).
80. Shahcheraghi GH, Doroodchi HR., "Supracondylar Fracture of the Femur Closed Or Open Reduction" *J. Trauma*; 34(4). 499-502, (1993).
81. Siliski JM, Mahring M, Hofer P., "Supracondylar-Intercondylar Fractures of the Femur, Treatment by Internal Fixation", *J. Bone Joint Surg*; 71-A. 95-104, (1989).
82. Grood ES, Suntay WJ, Noyes FR, Butler DL., "Biomechanics of the Knee Extension Exercise", *J Bone Joint Surg*; 66-A. 725-32, (1984).
83. Healy WL, Broker AF., "Distal Femoral Fractures Comparison of Open and Closed Methods of Treatment", *Clin Orthop Relat Res*; 174. 166-71, (1983).
84. Verdonschot N, Huiskes R. "Can Polished Stems Reduce Mechanical Failures of the Cement/Bone Interface in THA?" *Trans. Eur. Orthop. Res. Soc.*; 5. 42- 51 (1995).
85. Verdonschot N, Huiskes R., "Acrylic Cement Creeps but Does Not Allow Much Subsidence of Femoral Stems", *J. Bone Joint Surg.*; 79. 665-674 (1997).
86. Sathasivam, S., Walker, P.S., "A Computer Model With Surface Friction for the Prediction of Total Knee Kinematics", *Journal of Biomechanics* 30,177–184 (1997).

ÖZGEÇMİŞ

Arif ÖZKAN, 1979 yılında Kocaeli' de dünyaya geldi. İlk ve orta öğrenimini Kocaeli ili Körfez ilçesinde tamamladı. Liseyi S.T.F.A. Anadolu Teknik Lisesi Makine Bölümünde tamamladı. 1997 ve 1999 yılları arasında Kocaeli Üniversitesi Karamürsel MYO Deniz Elektroniği bölümünde öğrenim gördü. 1999 yılında başladığı Zonguldak Karaelmas Üniversitesi Tasarım ve Konstrüksiyon Öğretmenliği bölümünü 2003 yılında bölüm birincisi ve dönem üçüncüsü olarak tamamladı. Yüksek Lisans eğitimini Zonguldak Karaelmas Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Eğitimi ABD'de 2005 yılında tamamladı. 2003-2006 yılları arasında Abant İzzet Baysal Üniversitesinde Araştırma Görevlisi olarak çalıştı. Halen, 2006 yılında başladığı Kocaeli Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Araştırma Görevliliği görevini sürdürmektedir. Evli ve bir kız çocuğu vardır.