

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

**İNSAN DİZ EKLEMİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İÇİN
ÜÇ BOYUTLU MODELLENMESİ VE BİYOMEKANİĞİNİN
İNCELENMESİ**

SABRİ UZUNER

KOCAELİ 2020

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

İNSAN DİZ EKLEMİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ
İÇİN ÜÇ BOYUTLU MODELLENMESİ VE
BİYOMEKANİĞİNİN İNCELENMESİ

SABRİ UZUNER

Prof.Dr. Serdar KÜÇÜK
Danışman, Kocaeli Üniversitesi

Prof.Dr. Özcan GÜNDOĞDU
Jüri Üyesi, Kocaeli Üniversitesi

Prof.Dr. Raşit KÖKER
Jüri Üyesi, Sakarya Uyg. Bilimler Üniversitesi

Doç.Dr. Kaya MEMİŞOĞLU
Jüri Üyesi, Kocaeli Üniversitesi

Dr.Öğr.Üyesi Metin TOZ
Jüri Üyesi, Düzce Üniversitesi

Tezin Savunulduğu Tarih: 08.07.2020

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Karmaşık anatomiye sahip olması ve büyük yüklere maruz kalması nedeniyle diz eklemi insan vücudunun en sık yaralanan eklemlerinden biridir. Diz eklemlerinde oluşan farklı hastalıklar arasında, osteoartrit (OA) en yaygın olanıdır ve yaşlı nüfusta yaşam kalitesini düşüren önemli bir nedendir. Bu çalışmada, diz eklemi hasarları sonucunda kıkırdak, meniski gibi yumuşak dokularda meydana gelen mekanik değişimler ve bu değişimlerin OA üzerine etkisi sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak incelenmiştir. Ayrıca elde edilen sonuçların validasyonu sağlamak için deneysel çalışmalar yapılmıştır.

Doktora eğitimim boyunca, ilk günden tezin tamamlanmasına kadar yanımda olan, yönlendiren, her daim pozitif olarak güdüleyen, kıymetli danışman hocam Prof. Dr. Serdar KÜÇÜK'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Tez konum ile ilgili bana yurt dışı araştırma imkânı sunan, yürüttüğü projeye ve proje ekibine beni dâhil etmekten çekinmeyen, sahip olduğu tüm imkânları kullanmama fırsat veren, biyomekanik konusunda olağan üstü desteğini ve bilgisini paylaşan Calgary Üniversitesi öğretim üyesi Doç. Dr. LePing LI'ye sonsuz minnettarlığımı sunarım. Calgary Üniversitesi Klinik Hareket Değerlendirme Laboratuvarı'nın kapılarını araştırmam için sonuna kadar açan Prof. Dr. Janet RONSKY ve yardımsever ekibi Doç. Dr. Gregor KUNTZE ve Dr. Jessica KUPPER'a teşekkürü borç bilirim. Onların etkileyici uzmanlığı, Çift Floroskopi ölçümlerinin toplanmasında ve işlenmesinde önemli bir unsur olmuştur. Yurt dışı çalışmalarımın herhangi bir aşamasında yaşadığım sorunları çözmeye tecrübesine başvurduğum çalışma arkadaşım Marcel Leonardo Rodriguez MARVAL'ı tanıtmak isterim. Tıbbi önerileri ve yaratıcı bakış açısı ile yönlendirmelerinden dolayı değerli Doç. Dr. Kaya MEMİŞOĞLU'na minnettarım. Ayrıca pozitif katkılarından dolayı tez izleme jüri üyesi Prof. Dr. Özcan GÜNDOĞDU ve Dr. Öğr. Üyesi Metin TOZ'a teşekkürlerimi sunmak isterim.

Son olarak, bu uzun ve zorlu süreçte daima yanımda olan ve beni destekleyen en yakın arkadaşım Erman ZURNACI'ya, sevgili kardeşim Kemal UZUNER'e teşekkür ediyorum. En önemlisi, sevgi dolu ve destekleyici eşim Asiye UZUNER'e ve ilham kaynağım olan güzel çocuklarım Berrak, Betül ve Mehmet'e teşekkür etmek istiyorum.

Kanada Doğa Bilimleri ve Mühendislik Araştırma Konseyi ve Compute Canada'nın desteğinden dolayı ayrıcalıklı hissetmekteyiz. Bu çalışma, REB15-1165 Etik Kimliği numarası ile Birleşik Sağlık Araştırmaları Etik Kurulu (Kanada) tarafından onaylanmıştır. Özellikle, Calgary Üniversitesi ziyaretime maddi ve manevi desteği için TÜBİTAK'a teşekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR	i
İÇİNDEKİLER.....	ii
ŞEKİLLER DİZİNİ	v
TABLolar DİZİNİ.....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	x
ÖZET	xii
ABSTRACT	xiii
GİRİŞ.....	1
1. GENEL BİLGİLER VE LİTERATÜR TARAMASI.....	4
1.1. Diz Eklemi Yapısı	4
1.1.1. Meniski	5
1.1.2. Artiküler kıkırdak	7
1.1.3. Ligamentler	9
1.2. Kıkırdağın Geçici Hal Davranışı	10
1.3. Dizdeki Yumuşak Dokuların Mekaniksel Modelleri.....	11
1.3.1. Artiküler kıkırdak modelleri	12
1.3.1.1. Tek-fazlı modeller.....	12
1.3.1.2. Poroelastik/bifazik modeller	13
1.3.1.3. Fibril takviyeli bifazik/poroelastik modeller	16
1.3.1.4. Trifazik modeller.....	18
1.3.2. Meniski modelleri.....	19
1.3.3. Ligament modelleri.....	19
1.4. Diz Eklemi Nümerik Modelleri.....	21
1.5. Patomekanik Modelleme ve Klinik Uygulamaları	22
1.6. Diz Eklemi Görüntüleme Teknikleri	24
1.7. Diz Eklemi Sonlu Elemanlar Modelinin Geliştirilmesi	26
1.8. Diz Eklemi Mekanik Üzerine Yapılan Deneysel Çalışmalar	29
1.9. Validasyon ve Doğrulama.....	33
2. YUMUŞAK DOKULARIN MEKANİKSEL MODELLERİ İÇİN	
KURUCU DENKLEMLER	34
2.1. Lineer Elastik (Tek-fazlı) Model.....	34
2.2. Bifazik, Poroelastik Model.....	35
2.3. Fibril Takviyeli Bifazik/Poroelastik Model	36
2.4. Yarı-statik Viskoelastisite	38
2.5. Neo-Hookean Hiperelastisite	40
3. İNSAN DİZ EKLEMİNİN SONLU ELEMANLAR MODELİNİN	
OLUŞTURULMASI VE KİNEMATİK VERİLERİN ELDE EDİLMESİ	45
3.1. Diz Eklemi 3B Sonlu Elemanlar Modeli Oluşturulması.....	45
3.1.1. Segmentasyon ve geometrinin yeniden yapılandırılması	47
3.1.2. Diz eklemi 3B modelin geometri kalitesinin iyileştirilmesi	50
3.1.3. 3B Diz eklemi ağ örgüsünün oluşturulması.....	51
3.2. Diz Eklemi Kinematik Verilerin Elde Edilmesi.....	54
4. MATEMATİKSEL MODEL VE UMAT ALTYORDAMI	55

4.1. Matematiksel Model	55
4.2. UMAT Altyordamı	57
5. DİZ EKLEMİ ÜZERİNE GERÇEKLEŞTİRİLEN DENEYSSEL VE SONLU ELEMANLAR ÇALIŞMALARI.....	59
5.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Ağ Örgüsü Yoğunluğu ve Eleman Tipinin Bifazik Yumuşak Dokuların Davranışı Üzerine Etkisinin Araştırılması.....	59
5.1.1. Özet.....	59
5.1.2. Motivasyon.....	59
5.1.3. Model tanımı	60
5.1.4. Nümerik modelin geliştirilmesi.....	61
5.1.5. Sonuçlar	63
5.1.5.1. Ağ yoğunluğunun analiz sonuçlarına etkisi.....	64
5.1.5.2. Eleman tipinin analiz sonuçlarına etkisi.....	66
5.1.6. Tartışma	67
5.2. Uzun Süreli Durma Sırasında İnsan Tibiofemoral Eklem Kinematik Verilerinin Çift Floroskopik Cihazı Kullanılarak Elde Edilmesi	69
5.2.1. Özet.....	69
5.2.2. Motivasyon.....	70
5.2.3. Materyal ve metot.....	71
5.2.3.1. MR ve ÇF görüntülerin elde edilmesi	72
5.2.3.2. ÇF görüntülerinin çarpıklığının giderilmesi	74
5.2.3.3. ÇF Görüntülerinin Kalibrasyonu	75
5.2.3.4. Anatomik Koordinat Sistemin Oluşturulması	77
5.2.3.5. 2B-3B eşleşme prosedürü.....	80
5.2.4. Sonuçlar	82
5.2.5. Tartışma	84
5.3. İnsan Diz Eklemine Sonlu Eleman Modelinin Deneysel Validasyonu: Non-İnvaziv Çift Floroskopik Görüntüleme Tekniği	86
5.3.1. Özet.....	86
5.3.2. Motivasyon.....	87
5.3.3. Materyal ve metot.....	88
5.3.4. Sonuç ve tartışma	90
5.4. Medial Menisektomi Sonrası Diz Eklem Mekanizmasında Değişiklikler: Sonlu Elemanlar Çalışması	91
5.4.1. Özet.....	91
5.4.2. Giriş	92
5.4.3. Metot.....	94
5.4.3.1. Menisektomi model ve ağ örgüsü	94
5.4.3.2. Yumuşak doku özellikleri.....	96
5.4.3.3. Yük ve sınır şartları	97
5.4.3.4. ABAQUS çözücü tekniği	98
5.4.4. Sonuçlar	98
5.4.5. Tartışma	107
6. ÖZET, SONUÇLAR, SINIRLILIKLAR VE ÖNERİLER	114
6.1. Özet.....	114
6.2. Sonuçlar	115
6.2.1. Sıvı basıncı ve fibril takviyesi etkisinin sonuçlar üzerine etkisi	115
6.2.2. Ağ örgüsünün sonuçlar üzerine etkisi.....	116
6.2.3. Menisektominin sonuçlar üzerine etkisi	117

6.2.4. Hesaplama süresi ve nümerik yakınsaklık	118
6.3. Sınırlılıklar	119
6.4. Öneriler	120
KAYNAKLAR.....	122
EKLER.....	147
KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER.....	179
ÖZGEÇMİŞ	180



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1.	Diz eklemi yapısı.....	5
Şekil 1.2.	Meniskinin yapısı	6
Şekil 1.3.	Menüsküs içerisindeki kollajen fibrillerin yönelimi.....	6
Şekil 1.4.	Proteoglikan agrega.	8
Şekil 1.5.	Artiküler kıkırdak yapısı	9
Şekil 1.6.	Yumuşak dokuların çekme testi. Gerilim-gerinim eğrisinin farklı bölgeleriyle ilgili kollajen fibril düzleşmesi ve başarısızlığı.	10
Şekil 1.7.	Yüklenme protokolü ve kıkırdak.....	11
Şekil 1.8.	Kıkırdak örneği üzerinde yapılan deneysel tersler	15
Şekil 1.9.	Ham tıbbi verilerin elde edilmesinde analize kadar yapılması gereken işlem adımları.	25
Şekil 1.10.	Sonlu elemanlar sağ diz eklemi ve çeşitli lokasyon-boyutlardaki menisektomi modelleri	29
Şekil 1.11.	Domuz diz eklemine kuvvet uygulanması	30
Şekil 1.12.	Diz eklemi kinematığını anlamak için kurulan robotik sistem düzeneği	31
Şekil 1.13	Diz eklemindeki kemiksi yapıların hareketini in-vivo ve dinamik olarak görüntülemek için spesifik olarak tasarlanmış düz panel X-ışını detektörü	32
Şekil 1.14	Test sırasında gönüllünün yürüme aktivitesi ve işaretçilerin yerleşimi.....	32
Şekil 3.1.	Diz ekleminin sonlu elemanlar modelini oluşturmak için kullanılan yazılımın akış şeması.....	45
Şekil 3.2.	Diz ekleminin yeniden yapılandırılması ve 3B sonlu elemanlar modeli.	46
Şekil 3.3.	AMIRA segmentasyon sekmesinin ekran alıntısı	48
Şekil 3.4.	AMIRA yazılımında femoral kıkırdağın sınırların belirlenmesi ve başlıca kullanılan menüler (kontrast ayar barı vb.).....	49
Şekil 3.5.	AMIRA yazılımında kaliteli bir 3B model etmeyi gösteren akış diyagramı	50
Şekil 3.6.	AMIRA test sekmesi.....	50
Şekil 3.7.	ZBrush ekran görüntüsü.....	51
Şekil 3.8.	Femoral kıkırdağın modelin üçgen ağ yapısını dörtgen ağ yapısına dönüştürülmesi ve model yüzeyinin pürüzlülüğün giderilmesi.	51
Şekil 3.9.	Femoral kıkırdağın IA-FEMesh programı ile ağ örgüsünün oluşturulması	52
Şekil 3.10.	Oluşturulan 3 boyutlu sonlu elemanlar diz eklemi modeli	54
Şekil 4.1.	Kollajen fibril yönelimlerini taklit eden koordinat sistemi	56
Şekil 4.2.	X yönünde %10'luk kompresif gerinime maruz kalan kübik bir yapı üzerindeki gerilim dağılımları (MPa)	58

Şekil 4.3.	Deneysel ve analiz sonuçların karşılaştırılması	58
Şekil 5.1.	Teorik problem	61
Şekil 5.2.	Aksisimetrik model.....	62
Şekil 5.3.	800 elementli ağ yoğunluğuna sahip aksisimetrik model	62
Şekil 5.4.	Farklı gerinim değerleri için reaksiyon kuvveti değişimi	63
Şekil 5.5.	Farklı ağ yoğunlukları için maksimum kuvvet.	65
Şekil 5.6.	Farklı ağ yoğunluğu için hesaplama süreleri.	65
Şekil 5.7.	Farklı eleman tipleri kullanılarak elde edilen maksimum reaksiyon kuvveti.....	67
Şekil 5.8.	Basitleştirilmiş 3B diz eklemi modeli.....	68
Şekil 5.9.	Kıkırdaklı yapıların kalınlık yönündeki ağ örgüsü.....	69
Şekil 5.10.	Klinik Hareket Değerlendirme Laboratuvarı'nda bulunan çift floroskopi görüntüleme sistemi.	73
Şekil 5.11.	Sağ dizin çift floroskopi ölçümü	74
Şekil 5.12.	ÇF görüntülerinin çarpıklığının giderilmesi	75
Şekil 5.13.	Koordinat sistemine sahip özel akrilik kübik kalibrasyon çerçevesi.....	76
Şekil 5.14.	ÇF görüntülerinin kalibrasyonu için boncuk tespiti	76
Şekil 5.15.	ÇF görüntüleme sisteminden elde edilmiş TF eklemının görüntüsü.....	77
Şekil 5.16.	Femur ve tibia için oluşturulan anatomik koordinat sistemi.....	78
Şekil 5.17.	Diz eklemi yapıların hizalanması.	78
Şekil 5.18.	ParaVIEW yardımı ile oluşturulan nokta bulutlarını kullanarak geliştirilen anatomik koordinat sistemleri.	79
Şekil 5.19.	Kadın katılımcı için gerçekleştirilen 2B-3B eşleştirme işlemi	80
Şekil 5.20.	Anatomik koordinat sistemine göre 3B kemiklerin öteleme ve rotasyon verilerin bazıları.	81
Şekil 5.21.	Kadın katılımcı için yaklaşık 3/4 vücut ağırlığı ile 10 dakika boyunca ayakta dururken, TF eklemının 3B göreceli hareketi	82
Şekil 5.22.	10 dakikalık sürünme sırasında kadın ve erkek katılımcılar için yaklaşık 3/4 vücut ağırlığı altındaki TF eklem kinematik verilerinin karşılaştırılması	83
Şekil 5.23.	10 dakikalık sürünme sırasında koşu bandı tarafından ölçülen reaksiyon kuvvetleri	83
Şekil 5.24.	Deneysel sonuçların analiz sonuçları ile karşılaştırılması	91
Şekil 5.25.	Medial menisektomi modelleri için yeniden yapılandırılmış sağ diz eklemının sonlu eleman modeli	95
Şekil 5.26.	Normal ve medial menisektomi diz eklemlerinde, sürünme yükü ile birlikte lateral tibial platoda oluşan zamana bağlı maksimum kontak basıncı.	99
Şekil 5.27.	Medial tibial kıkırdaktaki kontak basınç dağılımları.....	99
Şekil 5.28.	Sürünme başladığında (1. saniyede) yani uygulanan kuvvet maksimum seviyeye ulaştığında, eklem kıkırdaklarında (lateral, medial tibial ve femoral kıkırdaklar) oluşan maksimum kontak basıncı	100
Şekil 5.29.	Intact modeldeki femoral kıkırdak artiküler yüzeyinde oluşan kontak basıncı (MPa) dağılımları	100
Şekil 5.30.	Yükleme sonunda (200. saniye) diz eklemi modellerinde oluşan kontak alanları	101

Şekil 5.31.	Maksimum sıvı basıncı	103
Şekil 5.32.	Uygulanan kuvvetin maksimuma ulaştığı 1. saniyedeki lateral tibial, medial tibial ve femoral kıkırdaklardaki maksimum sıvı basıncı.	103
Şekil 5.33.	Femoral kıkırdak artıklar yüzeyinden yaklaşık 3/8 derinlik uzaktaki sıvı basıncı (MPa).....	104
Şekil 5.34.	1.sn'de medial tibial kıkırdakta oluşan maksimum sıvı basıncının (MPa) konumu	104
Şekil 5.35.	Total menisektomi ve vücut ağırlığının sıvı ve kontak basınçları üzerine etkisi	105
Şekil 5.36.	Uygulanan yük sonucunda üç yönde oluşan yer değiştirmeler açısından total menisektomili diz eklemi ile intact diz eklemi modellerin karşılaştırılması.	106
Şekil 5.37.	Medial tibial kıkırdaktaki sıvının efektif hızı (mm/sn) ve yönü	107
Şekil 5.38.	Intact ve total menisektomili diz eklemlerinde medial tibial kıkırdağın en derin tabakasından elde edilen asal gerilim	106
Şekil 5.39.	Sağlam modelde öngörülen femoral aksiyel yer değiştirme değerlerin literatürden alınan deneysel sonuçlar ile karşılaştırılması.	108
Şekil 5.40.	Intact modelde 200. saniyede kıkırdaklı dokularda meydana gelen kontak basıncı (MPa) dağılımları.....	111
Şekil A.1.	Diz eklemi sonlu elemanlar modeli oluşturulmasındaki kullanılan yazılımların akış şeması.....	148
Şekil A.2.	AMIRA'dan elde edilen .stl uzantısındaki dosyanın Blender yardımı ile .obj haline dönüştürülmesi	149
Şekil A.3.	ZBrush yazılımının ilk açıldığındaki ekran görüntüsü.	150
Şekil A.4.	Blender çıktısı .obj uzantılı dosyanın Zbrush içine dahil edilmesi.	151
Şekil A.5.	Zbrush Edit modülü.	151
Şekil A.6.	Yazılıma dâhil edilen yüzeye Polish işlemin gerçekleştirilmesi.	152
Şekil A.7.	a) Polish Crisp Edges fonksiyonu kullanılmadan önce, b) kullandıktan sonra.....	153
Şekil A.8.	a) Remeshing aracı, b) ZRemesher fonksiyonunun detaylı gösterimi.....	154
Şekil A.9.	a) ZRemesher fonksiyonu kullanmadan önceki, b) kullandıktan sonraki yüzey ağ örgüsü. Varsayılan ayarlar kullanılarak elde edilmiştir.	154
Şekil A.10.	Blok oluşturma prosedürleri.	156
Şekil A.11.	Ağ örgüsü oluşturmak için elemanların atanma işlemi.	157
Şekil A.12.	Ağ örgüsü elemanlarındaki değişikliğin sonuca etkisi.	158
Şekil A.13.	Z yönündeki bölüm sayısı 4'ten 5'e değiştirildiğinde, sonuçta oluşan düğüm sayısı.....	158
Şekil A.14.	Ağ örgüsü oluşturma prosedürleri.	160
Şekil A.15.	Ağ örgüsü kalitesi değerlendirmesi	161
Şekil A.16.	Elemanların hacmine göre ağ kalitesinin değerlendirilmesi. Kalitesiz düğümler (kırmızı olanlar) simülasyon için en sorunlu düğümlerdir.	161
Şekil A.17.	Ağ örgüsü kalitesinin geliştirilmesi ve dosyanın yazılım dışına ihraç edilmesi.	162

Şekil B.1.	ABAQUS içine dâhil edilmiş 12 doku modelin gösterilmesi	163
Şekil B.2.	Tüm modeller tek bir model (MODEL1) içine kopyalanması	164
Şekil B.3.	Düzeltilme işleminden önce ve sonra femoral kırıkdağın detayı	165
Şekil B.4.	Femoral kırıkdağ dokusu için manuel olarak oluşturulan set'ler	166
Şekil B.5.	Doku malzeme materyallerinin atanması	167
Şekil B.6.	Doku geçirgenlik değerlerinin atanması	167
Şekil B.7.	ABAQUS Assembly modülü	168
Şekil B.8.	ABAQUS'te set ve yüzey tanımlama	169
Şekil B.9.	Step modülü tanımlamaları	169
Şekil B.10.	Zaman aralığını belirlenmesi	170
Şekil B.11.	Field output request menüsü	171
Şekil B.12.	History output request menüsü	172
Şekil B.13.	Interaction menüsü	173
Şekil B.14.	Constraints menüsü ekran görüntüsü	174
Şekil B.15.	Amplitudes menüsü ekran görüntüleri	175
Şekil B.16.	Amplitudes menüsü ekran görüntüleri	175
Şekil B.17.	Boundary conditions – displacement değerlerinin ABAQUS içerisine eklenmesi	176
Şekil B.18.	Boundary conditions - pore pressure (gözenek basıncı) uygulanması	177
Şekil B.19.	Predefined fields ekran görüntüsü	178
Şekil B.20.	Jobs menüsü ekran görüntüsü	178

TABLolar DİZİNİ

Tablo 1.1	Dizdeki temel yumuşak dokuların temel bileşenleri, ağırlık yüzdesi ve elastik özellikleri	8
Tablo 3.1	Diz eklemi oluşturulan yapılarının eleman tipi, eleman sayısı ve kalitesi ile ilgili parametreler	53
Tablo 5.1	Kıkırdak materyal özellikleri	61
Tablo 5.2	Teorik ve nümerik analiz sonuçları	64
Tablo 5.3	Olaylar için belirtilen ağ örgüsü sayısı	65
Tablo 5.4	Farklı olaylarda kullanılan eleman tipleri ve açıklaması	66
Tablo 5.5	Yumuşak dokulardaki fibril olan ve olmayan yapıların materyal özellikleri.	89
Tablo 5.6	Yumuşak dokulardaki fibril olan ve olmayan yapıların materyal özellikleri.	97
Tablo 5.7	Diz eklemi modellerin lateral ve medial taraftaki kontak alanların sayısal değerleri (200. Saniye).....	101
Tablo 5.8	1. saniyedeki diz eklemi modeldeki her bir kontak çifti arasındaki dikey kontak kuvveti (N).....	102
Tablo 5.9	Sağlam diz eklemi için öngörülen kontak basınçlarının (1 saniyede) ve kontak alanlarının deney sonuçları ile karşılaştırılması.	109

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

A	: Materyal sabit (MPa)
B	: Materyal sabit (MPa)
B	: Sol Cauchy-Green deformasyon tensörü
$\overline{\mathbf{B}}$: Sol Cauchy-Green deformasyon tensörünün bozulma bileşeni
c	: Viskoelastik sabit
C	: Materyal sabit (MPa)
C_{10}	: Neo-Hookean materyal sabit (MPa)
C	: Sağ Cauchy-Green deformasyon tensörü
$\overline{\mathbf{C}}$: Sağ Cauchy-Green deformasyon tensörünün bozulma bileşeni
[C]	: Sertlik matrisi
det	: Determinant
dv	: Element bazında deforme olmuş hacim (mm^3)
dV	: Elementin deforme olmadan önceki hacmi (mm^3)
D	: Materyal sabit (MPa)
D_1	: Neo-Hookean materyal sabit (MPa)
e	: Boşluk oranı
E	: Elastik (Young's) modülü (MPa)
F	: Deformasyon gradyanı
$\overline{\mathbf{F}}$: Deformasyon gradyanının bozulma bileşeni
g_m	: Ağırlık sabiti
G(t)	: Gevşeme azalma fonksiyonu
\overline{I}_1	: Sağ Cauchy-Green deformasyon tensörünün birinci sabiti
I	: Birim tensörü
J	: Jakobiyen
k	: Geçirgenlik (mm^4/Nsn)
K	: Difüzyon sürünme katsayısı
K	: Gevşeme fonksiyonu
p	: Sıvı basıncı (MPa)
S	: İkinci Piola-Kirchhoff gerilimi (MPa)
t	: Zaman (sn)
tr	: Tensörün izi
U	: Gerinim enerjisinin hacimsel kısmı
v_s	: Katı fazın hız vektörü (mm/sn)
v_f	: Sıvı fazın hız vektörü (mm/sn)
W	: Deformasyona uğramamış her bir hacmin gerinim enerji fonksiyonu (J/mm^3)
$\overline{\mathbf{W}}$: Gerinim enerji fonksiyonunun bozulma bileşeni (J/mm^3)
x	: Malzeme noktasının koordinatı (mm)

X	: Referans koordinat (mm)
σ	: Gerilim (MPa)
ε	: Gerinim (mm/mm)
ν	: Poisson oranı
σ_s	: Katı gerilme tensörü (MPa)
σ_f	: Sıvı gerilme tensörü (MPa)
σ_t	: Toplam gerilme tensörü (MPa)
ϕ_s	: Katı fazın hacimsel oranı
ϕ_f	: Sıvı fazın hacimsel oranı
σ_E	: Etkin katı tensörü
η	: Viskoelastik sönüm katsayısı
σ_E	: Etkin katı tensörü
δ_{ij}	: Kronecker simgesi
τ	: Zaman (sn)
λ_m	: Viskoelastik dağılım için karakteristik zaman (sn)

Kısaltmalar

3B	: Üç Boyut
AÇB	: Arka Çapraz Bağ
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
BW	: Body Weight (Vücut Ağırlığı)
ÇF	: Çift Floroskopi
DICOM	: Digital Imaging and Communications in Medicine (Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim)
DLT	: Direct Linear Transformation (Direk Doğrusal Dönüşüm Yöntemi)
ECM	: Extracellular Matrix (Hücre Dışı Matris)
FOV	: Field of View (Görüş Alanı)
GAGs	: Glycosaminoglycans (Glikozaminoglikanlar)
ICP	: Iterative Closest Point (Yinelemeli En Yakın Nokta Algoritması)
LKL	: Lateral Kollateral Ligament
MKL	: Medial Kollateral Ligament
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
OA	: Osteoartrit
ÖÇB	: Ön Çapraz Bağ
QLV	: Quasi-Linear Viscoelastic (Yarı Doğrusal Viskoelastisite Teorisi)
SE	: Sonlu Elemanlar
SS	: Slice Space (Kesit Aralığı)
STA	: Soft Tissue Artefact (Yumuşak Doku Artefaktı)
UMAT	: User Material Subroutine (Kullanıcı Materyali Alt Yordamı)
TF	: Tibiofemoral
YTO	: Yüksek Tibial Osteotomi

İNSAN DİZ EKLEMİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İÇİN ÜÇ BOYUTLU MODELLENMESİ VE BİYOMEKANİĞİNİN İNCELENMESİ

ÖZET

Mühendislik açısından, diz eklemi önemli bileşeni olan artiküler kıkırdak ve menüsküs su içeren ve gözenekli yapıya sahip olan bir viskoelastik malzemedir. Bununla birlikte literatürdeki bir çok diz eklemi sonlu elemanlar (SE) çalışmaları sıvı basıncı etkisini ihmal etmişlerdir ve yumuşak doluları tek-fazlı malzeme olarak modellemişlerdir. Bu çalışmanın temel amacı, hastaya özgü oluşturulmuş 3B SE diz eklem modeli kullanarak, normal ve menisektomi yapılmış dizlerin sıvı akışına bağlı mekanik değişimlerini sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesidir. Kemikler rijit malzeme olarak modellenmiştir. Kıkırdaklar ve menüsküsler, doğrusal olmayan bir kollajen ağı ile güçlendirilmiş sıvıya doymuş gözenekli ortam olarak modellenmiştir. Bu çalışmada, hem küçük hem de büyük deformasyonlar göz önünde bulundurulmuş ve yumuşak dokular için kurucu denklemler içeren bir ABAQUS alt yordamı (UMAT) kullanılmıştır. Tez kapsamında ön görülen sonuçlar, dokulardaki sıvının basıncı diz eklemi kontak mekaniğindeki değişimler üzerine önemli rol oynadığını ortaya koymuştur. Kontak basınçları, sadece menisektomi ile çıkarılan menüsküs miktarlarına değil, aynı zamanda sıvı basınç dağılımlarına da bağlı bir şekilde değişmiştir. Dahası, sıvı kaynaklı sürünme davranışı, farklı menüsküs rezeksiyonu ile birlikte kıkırdak ve menüsküs arasında farklı seviyelerde yük transferine neden olmuştur. Bu sonuç, elastik model (yani sıvı etkisi ihmal eden) olarak tanımlanmış bir diz eklemi mekaniğinde elde edilemez. Medial menisektomi ile birlikte medial kompartımanın desteklediği yükün bir kısmı lateral kompartımana kaymış ve bu da lateral tarafın daha fazla yüke maruz kalmasına sebep olmuştur. Menisektomi nedeniyle lateral taraftaki bu artış osteoartritin (OA) başlangıcına bir etkisi olabilir.

Anahtar Kelimeler: Diz Eklemi, Menisektomi, Sonlu Elemanlar Metot, Tibiofemoral Eklem Kinematığı, Validasyon.

THREE DIMENSIONAL MODELING AND ANALYSIS OF BIOMECHANICS OF HUMAN KNEE JOINT WITH A FINITE ELEMENT METHOD

ABSTRACT

In terms of engineering, the articular cartilages and menisci which are an important component of the knee joint are a viscoelastic material that contained water and has a porous media. However, many finite element (FE) studies which were performed for the knee joint in the literature neglected the effect of fluid pressure and they modeled soft tissues as single-phase material. The aim of this study was to investigate the mechanical changes depend on fluid flow in the normal and menisectomized knees obtained from patient-specific 3D FE knee joint model using finite element method. The bones were modelled as rigid. The articular cartilages and menisci were modeled as fully saturated porous media reinforced by a nonlinear and site-specific collagen network. In this study, both small and large deformations were taken into account and was used the ABAQUS subroutine (UMAT) including constitutive equations for soft tissues. The results predicted within the scope of the dissertation revealed that the affect of fluid pressure in the soft tissues played an important role on the contact mechanics of the knee joint. The contact pressure depended not only on the amount of meniscal resection, but also on the rate of dissipation of fluid pressure. Moreover, the fluid-induced creep behavior resulted in different levels of load transfer between cartilage and meniscus along with different meniscal resection. This result cannot be achieved in a knee joint mechanics calculated using elastic model (i.e. no fluid flow). With the medial meniscectomy, some amount of the load supported by the medial compartment were shifted to the lateral compartment, which caused the lateral side to be exposed to more load. The increase in the lateral side due to medial meniscectomy may have an effect on the onset of osteoarthritis (OA).

Keywords: Knee Joint, Meniscectomy, Finite Element Method, Tibiofemoral Kinematics, Validation.

GİRİŞ

Diz eklemi, insanın hareket eylemini gerçekleştirebilmesini sağlayan en önemli uzuvlardan biridir. Yapısı ve zaman göre davranışı, farklı hareket eylemlerine gerekli hareketi sağlamak için tam bir uyum gösterir. Diz eklemi insan vücut yükün tamamını taşıyan bir eklemdir [1]. İnsan vücudunda hareketleri ve fiziksel aktiviteleri gerçekleştiren ve çeşitli kritik yüklere maruz kalan bu yapı karmaşık bileşenlerden oluşur. Bunlar; uyluk (femur), kaval (tibia), kamaş (fibula), diz kapağı (patella) kemikleri, meniski, uyluk ve kaval kemiğı kırıkrdakları (femoral ve tibial kırıkrdaklar) ile yan bağılar (medial kollateral ligament (MKL) ve lateral kollateral ligament (LKL)) ve çapraz bağılar (ön-arka) gibi karmaşık yapılardır. Bütün bu yapıların yanı sıra diz eklemi yapısı içerisinde, diz mekanizmasının serbest ve pürüzsüzce hareket etmesini sağlayan ve kontak halinde olan dokular arasında sürtünmeyi azaltmak için yağlama görevi yapan sinoviyal sıvı bulunur. Diz eklemi, yapıların pürüzsüz olarak birlikte çalıştığı fonksiyonel hareketlere sahip bir mekanizmadır.

Karmaşık anatomiye ve yüksek deformasyona bağılı olarak diz eklemi, insan vücudunun en sık yaralanan eklemlerinden biridir [2]. Kazaların neden olduğu bağı yırtıkları gibi yaralanmalara ek olarak, osteoartrit (OA) gibi kronik hastalıklar da ortaya çıkar. Eklemlerin farklı hastalıkları arasında, OA belki de en yaygın olanıdır ve yaşlı nüfus için hayat kalitesini düşüren başlıca nedendir. OA, eklemin mekanik anormalliğine yol açan ve yaşla birlikte sürekli ilerleyen bir hastalık olarak tanımlanması ile birlikte artiküler kırıkdağın yıpranması, aşınması ve yırtığı olarak da tanımlanabilir. Mühendisler ve klinisyenler, OA ve diğere ilişkili eklem patolojileri için daha iyi koruyucu ve tedavi teknikleri geliştirmeye yardımcı olmak adına diz biyomekaniğine dair kapsamlı bir bakış açısına ihtiyaç duyarlar.

İlgili cerrahi tedavileri (menisektomi, yüksek tibial osteotomi (YTO) vb.) geliştirmek ve erken OA başlangıcını teşhis etmek için diz eklemi mekaniğini anlamak çok önemlidir [3-5]. Sonlu elemanlar analizi (SEA), diz eklemi mekaniğini ve kontak davranışının araştırılmasında değerli bir araçtır [6-10]. Araştırmacılar diz eklemi deneysel çalışmalarında sınır şartları, kuvvet gibi koşulların uygulanmasındaki

zorluklar ve etik problemler gibi engeller ile karşılaşırken, diz eklemi sonlu elemanlar analizi uygulamaları ile bu problemlerin üstesinden gelmektedirler. Yani, diz eklemi sonlu elemanlar analizinde gereceğe yakın sınır şartları ve kuvvetleri rahatlıkla uygulanabilmektedir. Bununla birlikte, her ne kadar SEA bu açılardan avantajlı olsa da, güvenilir sonuçlar elde etmek gerçekçi bir sayısal model oluşturmak gerekmektedir. Diz eklemine gerçekçi sonlu elemanlar modeli sayısal denklemlere, geometrik modele, sınır koşullarına, uygulanan kuvvetlere ve malzeme modellemesine bağlıdır [11, 12]. Tüm bunların yanı sıra sonlu elemanlar analiz sonuçlarının uygulanabilir deneysel sonuçlarla doğrulanması sonuçların güvenilirliğini artıracaktır. Bu nedenle literatürde, diz eklemi üzerine in-vivo ve in-vitro olmak üzere birtakım deneysel çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Bunlardan bazıları da diz eklemi kinematiği üzerine yapılan deneysel çalışmalardır. Kinematik çalışmalarından elde edilen veriler, yük altındaki diz eklemine bulunan dokuların deformasyonunu anlamak için sonlu elemanlar analizinde kullanılabilir. Diz kinematiği ile ilgili önceki deneysel çalışmalar kadavrular üzerinde in vitro olarak gerçekleştirilmiştir [13-19]. Manyetik rezonans görüntüleme (MRG), çift floroskopi (ÇF) ve bilgisayarlı tomografi (BT) gibi medikal görüntüleme sistemlerinin gelişmesi ile birlikte diz eklemine kinematik analizi in-vivo olarak elde edilmeye başlanmıştır [20-26]. In-vivo yöntemden elde edilen sonuçlar, bozulmamış bağ ve kasların hesaba katılması ile birlikte diz eklemi kontak kayması olmadığından gerçekliğe çok daha yakındır [27].

Diz eklemine dokuların karmaşık bir yapıya sahip olmasından dolayı gerçekçi matematiksel modeller oluşturmak oldukça zordur. Bu nedenle, diz eklemi ile ilgili daha önce yapılan sonlu elemanlar (SE) çalışmalarda, kıkırdak ve meniski gibi yumuşak dokular yaygın olarak tek-fazlı (single-phase) elastik yani sadece katı faz dikkate alan model olarak tanımlanmışlardır [6, 28-31]. Ancak, bu modeller yük altındaki diz eklemine anlık ve denge (sıvı akışının kesilmesi) durumundaki davranışını tahmin etmek için kullanılırlar. Tek-fazlı diz eklemi modeline anlık yük uygulandığında, kıkırdaklı dokuların zaman bağımlı olarak gevşeme (relaxation) veya sürünme (creep) davranışı gözlemlemek mümkün değildir. Fakat kıkırdaklı dokular, delikli bir yapıya sahip olması ve interstisyel sıvı barındırmasından dolayı uzun süreli yük altında sürünme ve gevşeme davranışını gösterirler. Bu özelliklerinden dolayı bu dokular viskoelastik bir yapıya sahiptir ve iki-fazlı (biphasic) (sıvı-katı)

olarak modellenirler [7, 8, 32-36]. Dokuların bu viskoelastik özelliği, diz eklemi mekanik fonksiyonları için temel bir faktördür [37-39].

Bu tezin amacı, kişiye özgü MR görüntüleri yardımıyla üç boyutlu insan diz eklemi modeli oluşturmak ve sonlu elemanlar yazılımı ile bu modele çeşitli boyutlarda ve lokasyonlarda menisektomi işlemi uygulayarak diz eklemi mekaniğinin deki değişimleri incelenmesidir. Diz ekleminde bulunan kemiksi yapılar rijit olarak kabul edilirken yumuşak dokular sıvı basınç özelliği dikkate alınarak fibril (lif) takviyeli viskoelastik malzeme olarak modellenmiştir. Ayrıca analizlerde elde edilen sonuçların validasyonunu sağlamak için çift floroskopi medikal görüntüleme cihazı ile deneysel çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Diz ekleminin modellenmesinde sıvı basıncının dikkate alınması ve sonlu elemanların analiz sonuçlarının deneysel çalışmalarla doğrulanması gerçekçi sonuçlar elde edilmesini sağlamıştır. Çalışmalar sonucunda elde edilen çıkarımlar ortopedistlerin OA başlangıcını daha iyi anlamasına katkı sağlayabilir.

Bu tez çalışması altı bölümden oluşmaktadır. Bölüm 1’de, tez çalışmasına konu olan insan diz eklemi yapısını oluşturan dokuların anatomik özellikleri, matematiksel ve patomekanik modelleri hakkında genel bir bakış açısı oluşturulmuştur. Ayrıca, ilgili diz eklemi çalışmaları hakkında bilgi verilerek tezin literatüre katkısı açıkça ortaya konulmuştur. Bu bölümde son olarak diz eklemi sonlu elemanlar analizinde validasyon ve doğrulama kavramlarının önemi açıklanmıştır. Bölüm 2’de, yumuşak dokular için literatürde kullanılan mekaniksel model çeşitleri sıralanmış ve bu modelleri oluşturan kurucu denklemlerden ve eşitliklerden bahsedilmiştir. Bölüm 3’de ise tez kapsamı boyunca kullanılan insan diz ekleminin sonlu elemanlar modeli oluşturmada kullanılan yazılımlardan ve yöntemlerden detaylı olarak bahsedilmiştir. Bölüm 4’te, diz eklemimiz için tercih ettiğimiz yöntemin kurucu denklemleri verilmiştir. Bölüm 5’te diz eklemi üzerine gerçekleştirilen deneysel ve simülasyon çalışmalarından detaylı olarak bahsedilmiştir. Bölüm 6’da tez kapsamında ön görülen tüm sonuçların genel bir değerlendirilmesi yapılmıştır. Ayrıca çalışmaların sınırlılıkları açık bir şekilde belirtilip geleceğe yönelik ön görüşler ortaya konulmuştur.

1. GENEL BİLGİLER VE LİTERATÜR TARAMASI

İnsan diz eklemi, vücudun en büyük ve hareket için hayati öneme sahip olan bir eklemdir. İnsan, hayatı boyunca oturma, yürüme, koşma gibi birçok fiziksel hareketleri sıklıkla gerçekleştirir. Fiziksel hareketler sırasında diz ekleminde oluşan mekanik değişimler sıklıkla yaralanmalara sebep olabilir. Bu sebeple diz mekaniğini anlamak için yapılan çalışmalar önem arz etmektedir.

Son yıllarda biyomedikal alanda görüntüleme cihazların gelişmesi ve görüntü işleme programlarının esnekliğin artması diz ekleminin gerçeğe yakın üç boyutlu katı modeli elde edilmesine katkı sağlamıştır. Dahası, sonlu elemanlar analiz programların gerçeğe yakın sonuçlar vermesi bilim camiasının insan hareket kabiliyeti için son derece önemli olan diz eklemi üzerine ilgisini artırmıştır. Bu tür çalışmalar diz eklemi yaralanmaları nedeni ile yapılan cerrahi operasyonların başarı yüzdesini artırmada katkı sağlayabilir.

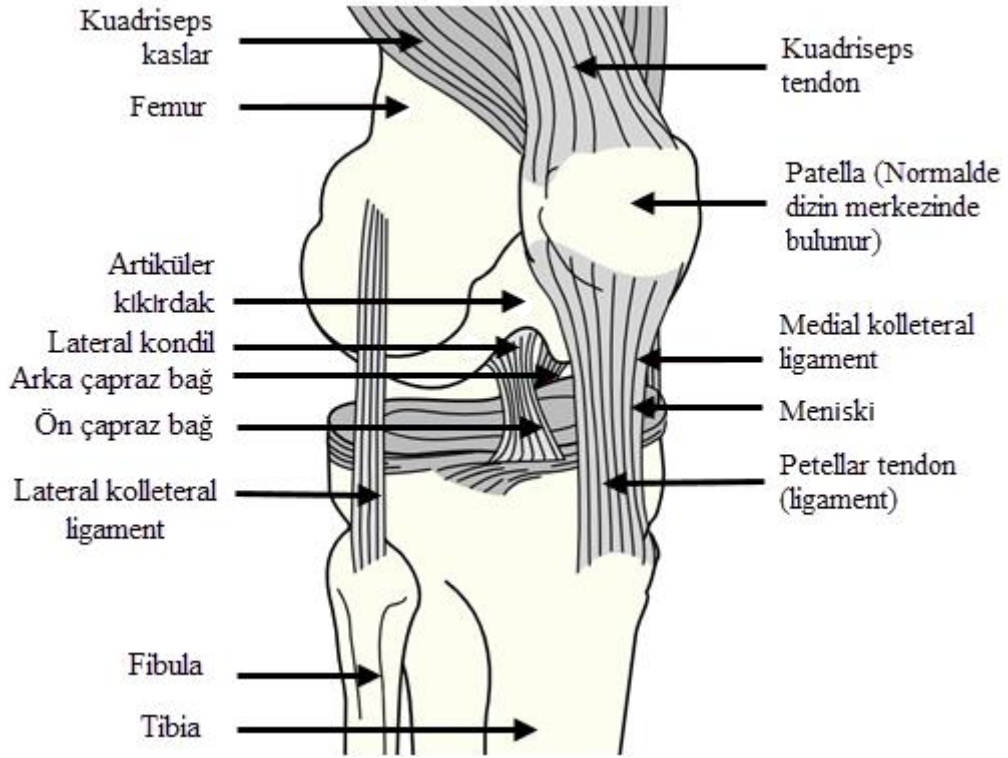
1.1. Diz Eklemi Yapısı

İnsan vücudundaki eklemler için, sinoviyal (oynar), kıkırdaklı (yarı oynar) ve fibrilli (oynamaz) eklemler olmak üzere üç sınıflandırma vardır. Diz ve kalça eklemleri, diğer iki sınıflandırmaya göre daha fazla hareketliliğe sahip olan sinoviyal eklem örnekleridir. Kıkırdaklı ve fibrilli eklemlere örnek olarak omurlar arası ve kafatası eklemleri verilebilir [40].

Diz eklemi vücuttaki en büyük eklemlerden biridir. Bu eklem; kemikler, kaslar, bağlar (ligament), kıkırdaklar ve diğer yumuşak dokulardan oluşur [41]. Diz ekleminin hareketini stabilize eden ve kontrol eden dört ana ligament vardır. Bunlar sırası ile ön ve arka çapraz bağlar (AÇB), medial ve lateral kollateral ligamentlerdir (Şekil 1.1).

Diz eklemi, sırasıyla femur ve tibia kemikleri ile kalça ve ayak bileğine bağlanır (Şekil 1.1). Femurun alt ekstremitesi medial ve lateral kondil adı verilen iki dışbükey yüzeyden oluşur. Lateral kondil lateral tibia platosu, medial kondil medial tibi

platosu ile kontak halindedir. Her bir kemiğin ucu kıkırdak ile kaplıdır. Femoral kıkırdak medial ve lateral kondiller dâhil olmak üzere femur kemiğini çevreler. Tibial kıkırdak ise tibial plato üzerine uzanırlar.



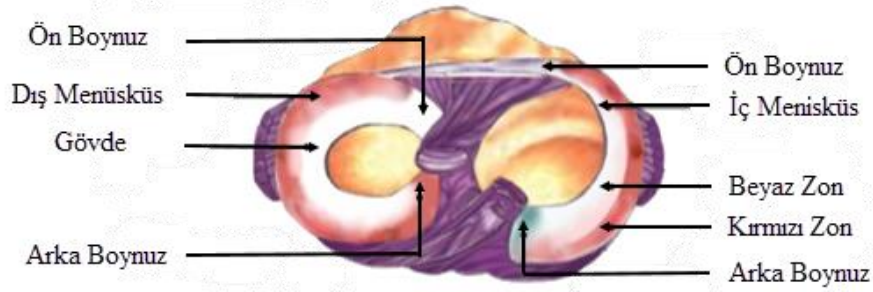
Şekil 1.1. Diz eklemi yapısı [42]

Diz eklemi, sinoviyal zar (sinoviyum) ile kaplanan eklem kapsülü adı verilen lifli bir doku ile çevrilidir. Eklem içindeki kıkırdak ve sinoviyumun oluşturduğu sinoviyal sıvıyla dolu olan boşluğa, eklem boşluğu denir. Sinoviyum tarafından salgılanan sinoviyal sıvı, eklemde yağlanmasında ve beslenmesinde önemli bir rol oynar [43, 44]. Diz eklemdeki diğer bir önemli kemik ise diz kapağıdır (patella). Eklemde ön tarafında bulunur ve temel işlevi ise diz ekstansiyon hareketini kolaylaştırır. Fibula ise, tibiya proksimal ve ayak bileği eklemine distal olarak bağlanmış başka bir kemiktir. Tam ekstansiyonda, femur ve tibia yük desteğinde önemli rol oynar iken, patella ve fibulanın yük desteğine önemli bir katkısı yoktur.

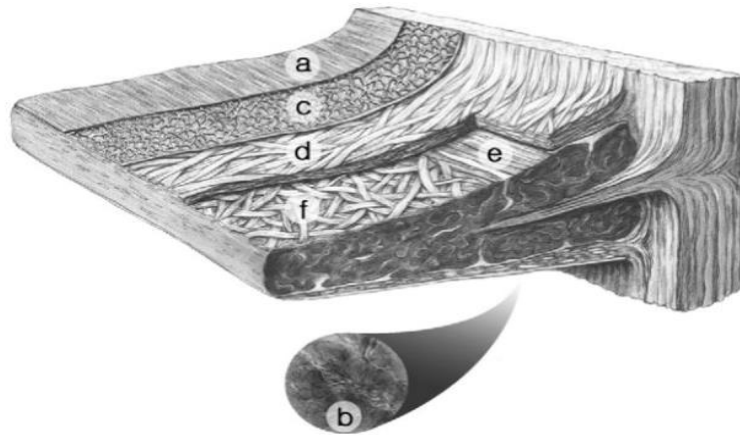
1.1.1. Meniski

Meniski hilal şeklindedir ve femoral ve tibial kıkırdaklar arasında yer alan ek yumuşak dokulardır. Medial tibial kıkırdağın yaklaşık %70'i ve lateral tibial kıkırdağın %50'si

ile sırasıyla medial ve lateral menüsküs temas halindedir. Her menüsküs gövde, ön ve arka boynuzlar olarak bilinen üç kısımdan meydana gelmektedirler (Şekil 1.2). Medial menüsküs daha büyüktür ve interkondilar çentik yönünde daha açık bir tarafı vardır. Medial menüsküsün ön ve arka boynuzları tibia platosuna bağlanır. Medial menüsküsün dış kenarı eklem kapsülüne bağlanır. Lateral menüsküsün şekli bir daireye yakındır. Lateral menüsküsün ön boynuzu, medial menüsküsün ön boynuzuna, enine uzanan ligament yoluyla bağlanır. Lateral menüsküsün arka boynuzu arka tibiaya bağlanır ve ayrıca, medial femoral kondil ve popliteal kas ile bağlantıları vardır [45, 46].



Şekil 1.2. Meniskinin yapısı [47]



Şekil 1.3. Menüsküs içerisindeki kollajen fibrillerin yönelimi. a) femoral katman yüzeyi, b) tibial katman yüzeyi, c) dış katman, d) iç katman, e) lateral tarafın merkez katmanı, f) medial tarafın merkez katmanı [48]

Meniski eklem yükünün bir kısmını destekler ve yeniden dağıtır ve ayrıca eklem stabilizesini artırmakla birlikte yağlamayı kolaylaştırır [49-51]. Bazı araştırmalar ayrıca menüsküsün bir amortisör olarak hareket ettiğini de ileri sürmektedirler, [50, 52, 53], bazı araştırmacılar ise bu hipotezi desteklememektedir [54]. Menüsküsün

ana bileşenleri sıvı, proteoglikan matris ve kollajen fibrillerdir (çoğunlukla tip I) [55]. Sıvı en bol bulunan bileşendir ve doku ağırlığının yaklaşık % 60-70'i kadardır (Tablo 1.1). Kollajen lifler yaklaşık % 15-25 ve proteoglikanlar ise yaklaşık % 1-2 ağırlığındadır [55]. Menüsküsteki fibriller çevresel gerilmelerden kaynaklanan yükü yeniden dağıtmak için [10, 49, 56] çoğunlukla sirkumferansiyel doğrultuda yönlenmiştir [36, 57-59]. Bununla birlikte, gerçekteki oryantasyon dokusu daha karmaşıktır: liflerin bazıları radyal yönde, bazıları rasgele yönlenmiştir (Şekil 1.3).

1.1.2. Artiküler kıkırdak

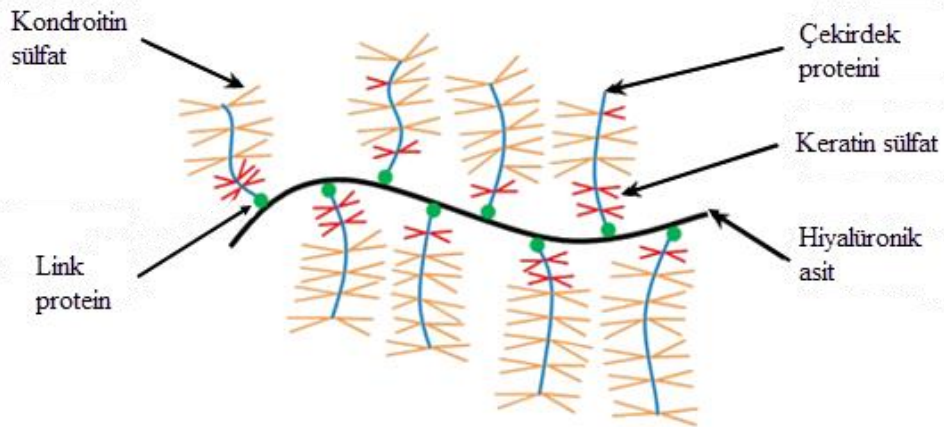
Artiküler kıkırdak, en yaygın kıkırdak türü olan hiyalin kıkırdak örneğidir. Artiküler kıkırdak su yönünden doymuş gözenekli bir matristen oluşur. Artiküler kıkırdak ağırlığının yaklaşık % 68-85'i sıvıdır (Tablo 1.1) [55]. Bu sıvı dizdeki basınç dağılımına göre matrislerin geçirgenlik özelliğinden dolayı doku içerisinde hareket eder. İnterstisyel sıvı dokunun viskoelastik özellik göstermesini sağlar. Gözenekli matris, kondrositlerden, kollajen fibrillerden (genellikle tip II) ve negatif yüklü proteoglikanlardan oluşur. Kollajen ve proteoglikanlar, sırasıyla kıkırdak ağırlığının yaklaşık %10-20'sini ve %5-10'unu oluşturur. Tip II kollajen diz eklemi yük altında iken artiküler kıkırdağının yüksek çekme gerilimine (tension) dayanmasını sağlar [60]. Proteoglikanlar çekirdek protein ve kovalent bağ yardımı ile bağlanmış birkaç negatif yüklü glikozaminoglikan (GAGs) zincirinden oluşurlar (Şekil 1.4). Proteoglikanlar, hücre dışı matrisi (ECM) düzenli tutarlar ve çoğu insan için en az kırk yıl boyunca belirgin bir bozulma belirtileri olmadan eklem kıkırdağının korunmasına yardımcı olurlar [61]. Aynı zamanda dokunun esnek olmasına, yük dağıtmasına ve eklem yüzeyinde sürtünmenin azalmasına yardımcı olur [62]. Kondrositler, insanlarda toplam kıkırdak hacminin yalnızca % 1'ini temsil eden kıkırdak içindeki tek hücre türüdür [63]. Kondrositler ECM'yi üretir ve korurlar; bu da onları kıkırdak metabolik aktivitesinden sorumlu kılar [64].

Artiküler kıkırdak dört bölgeden oluşur; bunlar sırası ile yüzeysel, orta, derin ve kalsifiye bölgeleridir. Yüzeysel bölge toplam kalınlığın %10 ila %20'sini kapsar [65]. Yüzeysel bölgede kollajen fibriller yoğundur ve yüzeye paralel dizilirler. Kondrositler diğer bölgedekilere göre daha düzdür. Proteoglikanlar bu bölgede diğerlerine nazaran az sayıda bulunur. Bu bölgede metabolik aktivite düşüktür. Orta

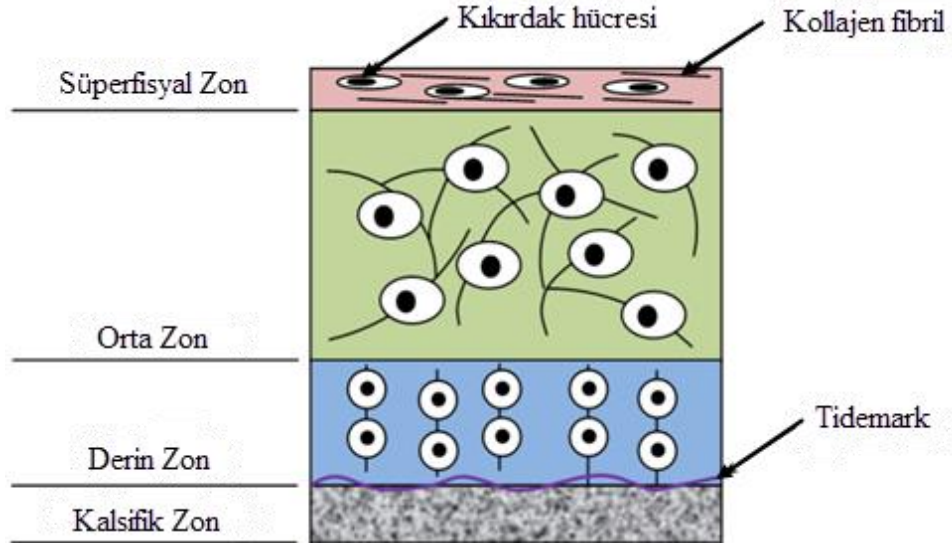
bölge, yüzeysel bölgeden yaklaşık iki kat daha kalındır (%40 ila %60). Kollajen fibriller rastgele bir yönelime sahiptir ve proteoglikanların içeriği yüksek metabolik aktivite bakımından zengindir. Diz ekleminde baskı kuvvetine ilk karşı koyan bölgedir. Yüzeysel ve orta bölge arasındaki oran, türler arasında bir miktar benzerlik gösterirken, derin bölge kalınlığı önemli ölçüde değişmektedir [66]. Derin bölgede kollajen fibriller dik olarak yönlendirilmiş büyük çapa sahiptirler. Kondrositler yuvarlak bir şekle sahiptir ve sütunlar halinde sıralanmıştır. Proteoglikan yoğunluğu bu bölgede en yüksektir. Buna karşın su yoğunluğu ve geçirgenlik en az olan bölgedir. Dizdeki baskı kuvvetine en fazla karşı koyan bölgedir. Kalsifiye edilmiş bölge, hiyalin kırıkdağını subkondral kemikten ayıran tidemark katmanını içerir [67].

Tablo 1.1 Dizdeki temel yumuşak dokuların temel bileşenleri, ağırlık yüzdesi ve elastik özellikleri

Dokular	Kollajen	Proteoglikan	Sıvı	Young modülü
Artiküler kırıkdağ	% 10-20 (tip II)	5-10%	% 68-85	~0.5 MPa (sıkıştırma)
Menüsküs	% 15-25 (tip I)	1-2%	% 60-70	~0.1 MPa (sıkıştırma)
Ligament	% 20-30 (tip I)	Kırıkdağda bulunandan daha az	% 60-70	>100 MPa (çekme)
Tendon	Ligamentde bulunandan daha fazla (tip I)	Ligamentde bulunandan daha az	% 60-70	>1000 MPa (çekme)



Şekil 1.4. Proteoglikan agregası: Link proteinleri ve merkezi hiyalüronik asit ile bağlı birkaç monomer. Kondroitin sülfat kaybı, OA'nın önde gelen nedenlerden biridir [68].



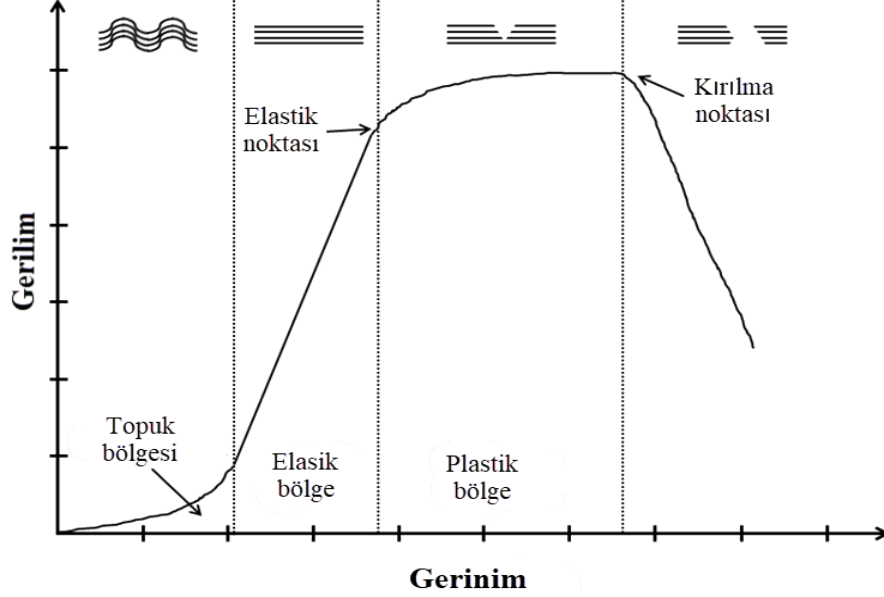
Şekil 1.5. Artiküler kıkırdak yapısı [68].

1.1.3. Ligamentler

Ligamentler kemikleri birbirine bağlayan, eklem hareketini yönlendiren ve kısıtlayan yumuşak dokulardır. Çok karmaşık yapılara sahip olmasından dolayı mühendisler, ligamentleri kompozit malzemeler olarak modeller. Ligamentler yaklaşık %20 hücresel materyal ve %80 hücre dışı matrislerden oluşur [69]. Katı faz %75 tip I kollajenler içerir ve bunlar yüksek gerinime karşı koymakla görevlidirler [70]. Ligamentlerde bulunan proteoglikanlar ve sıvı sızıntısı, ligamentlerin viskoelastik tepki göstermesini sağlar [71].

Kollajen fibriller çoğunlukla ligamentin uzun eksenine paralel olarak hizalanır, ancak bazı fibriller birbirinin içerisine geçecek şekilde düzgün hizalanmazlar [72]. Bir gerilme kuvveti meydana geldiğinde, ilk olarak gergin olmayan fibriller gergin hale gelir ve yüke daha fazla karşı koymasını sağlar (Şekil 1.6). Ligamentler rutin aktivitelerde dizin stabil olması için yeterli uzama gösterirler. Aşırı egzersiz sırasında olduğu gibi gerginlik çok yükselirse, eklemi normal hareket aralığında tutmak için ligamentin sertliği artar. Normal gerginlik sınırlarının aşılması durumunda, ligament hasar riski ortaya çıkar [73]. Ligamentler kemiklere yapışık haldedirler ve bu bölgede ligamentlerin sertliği fazladır, gerilim yoğunluğu ise azdır. Ligamentler, yumuşak dokulardan kemiğe geçiş yoluyla kuvvetleri dağıtır [74].

Şekil 1.6’da diz eklemi yumuşak dokular çekme testi altında iken kollajenlerde (fibril) oluşan gerilim-gerinim değerleri gösterilmiştir.

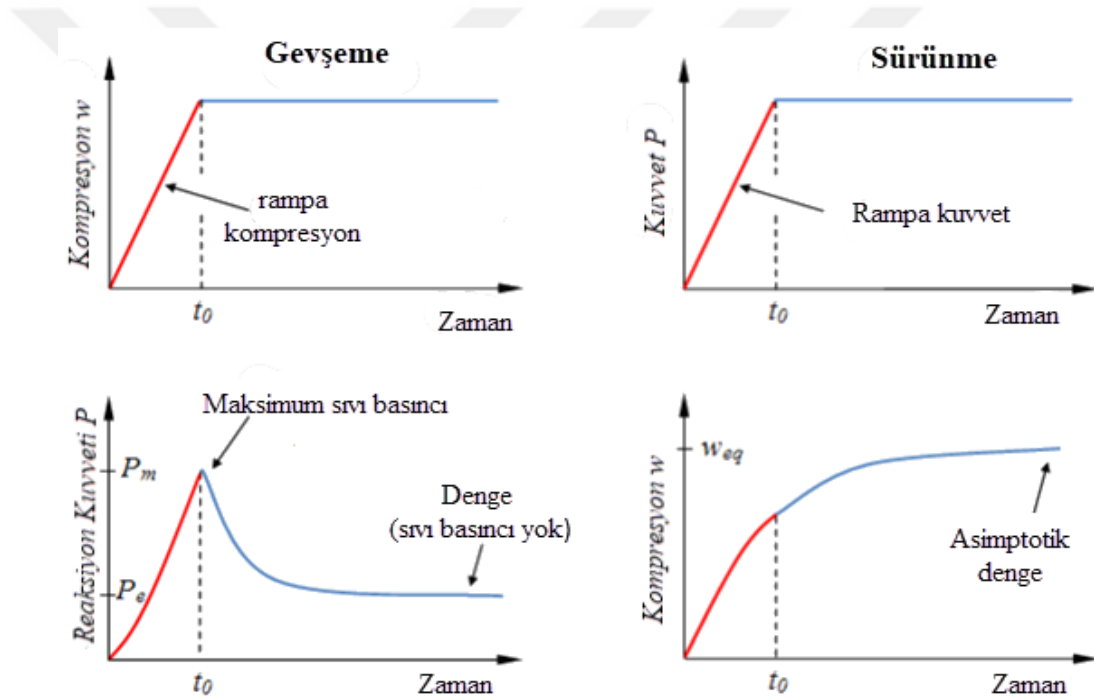


Şekil 1.6. Yumuşak dokuların çekme testi. Gerilim-gerinim eğrisinin farklı bölgeleriyle ilgili kollajen fibril düzleşmesi ve başarısızlığı [75].

1.2. Kıkırdağın Geçici Hal Davranışı

Kıkırdak, uygulanan yük tarafından indüklenen basınç gradyanlarının bir sonucu olarak hareket edebilen sıvı ile doymuş gözenekli ve geçirgen bir yapıdır. Sıvı eksüdasyonu, yani sıvının doku gözeneklerinden kuvvet etkisi ile doku dışına ayrılması, kıkırdakta sıvıya bağlı geçici bir mekanik tepki verir. Bir yük veya gerilme uygulandığında, yükün çoğu başlangıçta sıvı tarafından taşınır, çünkü düşük geçirgenliğe sahip doku sıvıyı hapseder. Sıvı dokudan çıkmaya başladığında (eksüdasyon), sürüklenme kuvveti (drag force) oluşur [76]. Diz eklemine yük uygulandıktan belli bir süre sonra süre katı matris, sıvı basıncı yeniden dağıtmaya başlar ve eksüdasyon meydana geldikçe daha fazla yükü desteklemeye başlar. Kıkırdakta denge durumunda (equilibrium) ise daha fazla basınç gradyanı oluşmaz; yani akışkan akışı durur ve neredeyse bütün yük katı faz tarafından taşınır. Kıkırdakların bu viskoelastik davranışını anlamamanın bir yolu gevşeme ve sürünme testleridir (Şekil 1.7).

Gevşeme testi için (Şekil 1.7a), bir rampa kompresyon uygulanır ve sonrasında kompresyon sabit tutulur. Kompresyon sıfırdan sabit bir maksimum değere geçtiğinde reaksiyon kuvveti artmaya başlar. Kompresyon sabit olduğunda, sıvı dengeye ulaşana kadar doku dışarısına çıkmaya devam ettiğinden reaksiyon kuvvetin maksimum değeri düşmeye başlar. Denge durumunda doku ve çevresindeki ortam arasında daha fazla basınç farkı olmadığı için, reaksiyon kuvveti sabit kalırken daha fazla sıvı akışı olmaz [60]. Sürünme testinde ise (Şekil 1.7b), bir rampa kuvveti uygulanır ve dokuda kompresyon hareketi başlar. Uygulanan kuvvet belli bir maksimum değerine getirilip sabit tutulduğunda denge durumu oluşana kadar kompresyon artmaya devam eder [60].



Şekil 1.7. Yükleme protokolü ve kıkırdak a) gevşeme, b) sürünme cevapları. Gevşeme testinde rampa yer değiştirme uygulanırken, sürünme testinde rampa kuvvet uygulanır. Kıkırdak denge durumuna ulaştığında, gevşeme testinde reaksiyon kuvveti, sürünme testinde ise yer değiştirme değişim göstermez. [77]

1.3. Dizdeki Yumuşak Dokuların Mekaniksel Modelleri

Matematiksel modelleme, diz eklemi gibi karmaşık biyolojik yapıların mekanik analizine izin verir. Literatürde en basit modellerden (sıvı etkisi hesaba katmayan), en karmaşık modellere (sıvı etkisini hesaba katan) kadar yumuşak doku modelleri gerçekleştirilmiştir.

1.3.1. Artiküler kıkırdak modelleri

Artiküler kıkırdak, osteoartritin yaşam kalitesi üzerindeki önemli etkisinden dolayı araştırmacıların en büyük ilgisini çeken yumuşak dokudur. Artiküler kıkırdağın SE modelleri, deneysel çalışmalardan elde edilen veriler sayesinde kapsamlı olarak ele alınmıştır [28, 60, 78-81]. Genellikle bu çalışmalarda kullanılan matematiksel modeller, dokuyu katı bir materyal olarak kabul eden tek-fazlı modellerdir [28, 81-84]. Poroelastik modeller yeni nesil modeller olarak kabul edilir ve bunu fibril takviyeli bifazik ve trifazik modeller takip etmektedir [7, 8, 33-35, 80, 85].

1.3.1.1. Tek-fazlı modeller

Tek-fazlı modeller, sadece katı fazın varlığı göz önüne alan, artiküler kıkırdağın çalışmasını anlatan en basit matematiksel modellerdir. Bu modelin sınırlaması, kıkırdak sıvı eksüdasyon davranışını yakalayamamasıdır. Bununla birlikte, bu modelin uygulanabileceği iki durum vardır. Bunlar, kıkırdağın anlık yüke maruz kaldığı ve dokunun dengeye ulaştığı durumlardır. Yükün anlık uygulanması, yükün çok kısa süre içerisinde diz eklemine uygulanması anlamına gelmektedir. Dokunun dengeye ulaşması ise yük altındaki dokuların sıvı çıkışına izin vermemesi durumudur. Yumuşak dokular anlık yükte düşük geçirgenliğe sahip olması ve denge durumunda basınç gradyanının olmaması nedeniyle sıvı akışı beklenmez [76]. Bu model için malzeme özellikleri elastik veya viskoelastik olabilir [76, 84, 86]. Her iki durumda da, bu varsayımlar dokudaki sıvı akışını tanımlamaz. Viskoelastik malzemenin de sıvı akışını tanımlamamasının nedeni, sıvı basıncının doku sertliği üzerindeki etkisi genel Young's modülüne dâhil olmasıdır. Yani bu değer, sıvı varlığı ihmal edildiği dokunun (katı matrisin) Young's modülünden daha fazla olması anlamına gelmektedir [87, 88]. Toplam Young's modülü genellikle efektif modülüs olarak da adlandırılır. Efektif modülüs elde etmek genellikle zordur çünkü basınç, zamana ve gerinim oranına bağlıdır [79, 89, 90].

Bazı araştırmacılar, kıkırdağın zamana bağlı yanıtlarını dikkate alan viskoelastik davranışa sahip tek fazlı modeller önermişlerdir [82, 91, 92]. Bu modeller, kıkırdağın viskoelastisitesini tanımlamak için genelleştirilmiş Kelvin-Voigt-Maxwell modelini temel almaktadır. Örneğin Parsons ve Black [92] tavşan kıkırdağının hem anlık hem de uzun vadeli kesme modüllerini elde etmişlerdir. Bununla birlikte, bu viskoelastik

modeller temel olarak tek boyutlu olmalarından dolayı kullanım alanları sınırlı kalmıştır. Ek olarak, doku matrisine bağlı sıvı akışı bu modelleme ile tarif edilememiştir. Özetle, tek-fazlı modeller kırıkta mekanizmasını doğru bir şekilde tanımlayamaz veya temel bileşenleri üzerinde etkili yüklerin kesin bir tahminini yapamaz. Kırıkta zamana karşı yanıtını daha kapsamlı tanımlamak için, kırıkta sıvı fazını da içeren poroelastik veya bifazik modeller son zamanlarda kullanılmaya başlanmıştır.

1.3.1.2. Poroelastik/bifazik modeller

Bifazik ve poroelastik modeller, sıvı eksüdasyon (sıvının dokudan ayrılması) veya embibisyon (sıvının doku içine girmesi) sırasında akışa bağımlı davranışı taklit edebilen ikinci nesil model olarak varsayılmıştır [48]. Poroelastik modeller, Biot toprak konsolidasyonu teorisine [93, 94] dayanmaktadır ve biyomekanikte ilk olarak kafatası ve diğer kemikli yapıların benzetiminde kullanılmıştır [95-97]. Daha sonra, eklem kırıkta gibi sıvı barındıran dokular için lineer bifazik teori önerilmiştir [60].

Eklem kırıkta'nın sıvı-katı fazı içeren SE modelleme çalışmaları, başlarda klasik Biot teorisine [93, 94] sonraki yıllarda doymuş gözenekli ortam için geliştirilen toprak konsolidasyonu teorisine dayandırılmıştır [98]. Bu modelde katı faz, sabit geçirgenliğe sahip tamamen doymuş gözenekli bir ortam olarak kabul edilmiştir. Sıvı sıkıştırılmaz ve viskoz olmayan olarak kabul edilmiştir. Bu model, toprak konsolidasyonu teorisine dayandığı için poroelastik olarak adlandırılmıştır.

Bifazik model yumuşak dokunun hem katı fazını (proteoglikan matrisi ve kollajen fibriller) hem de sıvı fazını (interstisyel sıvı) dikkate almaktadır [60]. Araştırmacılar başlangıçta, katı fazı doğrusal, elastik, izotropik, sabit geçirgen malzeme olarak ele almışlardır. Sıvı fazı ise viskoz olmayan bir yapıya sahip olduğu varsayılmıştır. Sıvı ve katı fazlar, sürekli ve sıkıştırılmaz olarak kabul etmişlerdir [99]. Bununla birlikte, sıvının doku sınırlarından dışarı akmasına izin verilirse, katı ve sıvının bütün karışımı sıkıştırılabilir olarak kabul etmişlerdir [60, 87]. Gözenekli bir ortamda sıvı akışının kolaylığının bir ölçüsü olan geçirgenlik, bifazik teorisinin temel parametrelerinden biridir [80]. Bifazik teorisinin ilk versiyonuna lineer bifazik model adı verilmiştir çünkü geçirgenliğin gözenekli ortamın deformasyonuna bakılmaksızın sabit olduğu varsayılmıştır. Doğrusal olmayan bifazik teoride geçirgenlik, gerçek

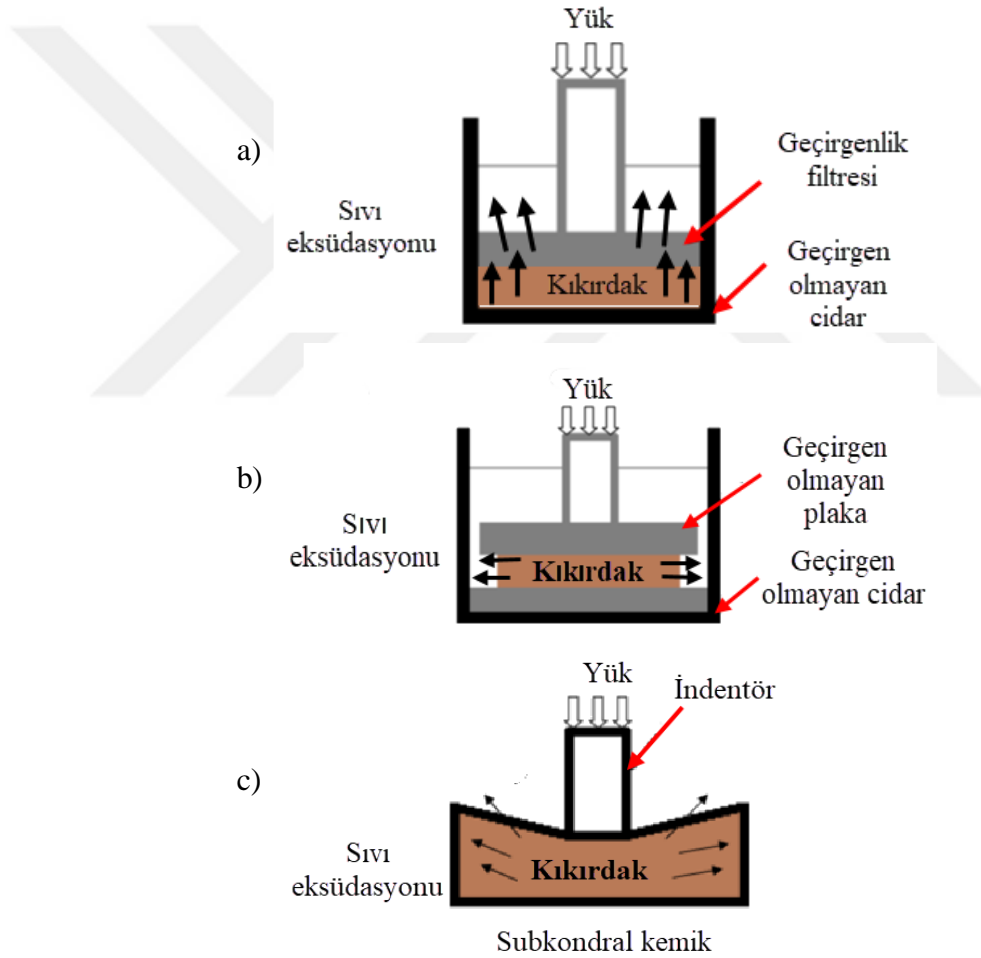
doku davranışına daha yakın olacak şekilde katı fazdaki hacimsel gerininin bir fonksiyonu olarak ele alınmıştır [99]. Hem doğrusal hem de doğrusal olmayan modeller küçük deformasyon teorilerine dayanmaktadır [7]. Bununla birlikte, günlük aktivitelerde, sulu dokular genellikle büyük deformasyonlara uğrarlar [32]. Bu nedenle sonlu deformasyonlu bifazik modeller, dokuların büyük deformasyonlarını yakalamak için geliştirilmiştir [100, 101].

Lineer bifazik teorideki kurucu denklemler poroelastik denklemlerden farklı olsa da, sıvının viskoz olmadığı varsayıldığı sürece hem poroelastik hem de bifazik modellerin aynı olduğu kanıtlanmıştır [102, 103]. Ayrıca, van der Voet [104] tarafından yapılan çalışmada, kıkırdak, ABAQUS (Simulia Inc., Providence, RI, ABD) kütüphanesinde mevcut olan soil (toprak) konsolidasyon teorisi kullanılarak poroelastik olarak modellenmiş ve sonuçlar bifazik ve deneysel sonuçlarla karşılaştırılmıştır. Kuvvet altında poroelastik ve bifazik kıkırdak modellerin sonuçlarının önemli ölçüde benzer olduğunu vurgulanmıştır. Bununla birlikte, bu iki teoride tanımlanan malzeme özelliklerinin korelasyonunda bazı tutarsızlıklar bildirilmiştir [105]. Kısacası, Mow ve ark. [60], bifazik teoriyi biyolojik dokular için özel olarak türetirken, poroelastik teorisi biot toprak konsolidasyondan türetmişlerdir. Yine de, her iki yöntem de eklem modellemek için kullanılmışlardır.

Yumuşak dokuların yük altında davranışını anlamak için üç standart deneysel test gerçekleştirilmiştir [100, 106, 107]. Bunlar, sınırlandırılmış sıkıştırma (confined compression), serbest basınç (unconfined compression) ve indentasyon (indentation) deneyleridir (Şekil 1.8). Sınırlandırılmış sıkıştırma testlerinde, kıkırdak geçirgen olmayan bir cidara yerleştirilmiştir ve üstüne geçirgen bir plaka yerleştirilerek yük uygulanmıştır (Şekil 1.8a). Bu test metodunda sıvı eksüdasyonu radyal ve alt yüzeyden önlenmiştir. Kıkırdak sıkıştırıldıkça, sıvı eksüdasyonuna sadece üst yüzeyden izin verilmiştir [106]. Serbest basınç testinde, geçirgen olmayan sert plakalar kıkırdak eksplantının (yapay ortamda yaşatılan doku) üstüne ve altına monte edilmiş (Şekil 1.8b) ve sadece radyal yönden sıvı eksüdasyonuna izin verilmiştir [107].

İndentasyon testi, kıkırdak mekanik testler içerisinde en popüler bir metodu olarak kabul edilmiştir. Çünkü kıkırdağın, sınırlandırılmış sıkıştırma testlerindeki geçirgen

olmayan bir cidara tam oturtulmasına veya serbest basınç testindeki gibi kıkırdak eksplantının hassas bir şekilde işlenmesine gerek yoktur [108]. İndentasyon testlerinde, bir indentör kıkırdağı sıkıştırarak şekilde kıkırdak yüzeyine doğru hareket ettirilmektedir (Şekil 1.8c). İndentör ucu düz veya hemisferik olabilir ve genellikle geçirgen değildir [100]. İndentör ucu ile kıkırdak yüzeyi arasında bir kontak tanımlanması gerektiğinden, indentörün sonlu eleman simülasyonu diğer iki teste göre daha zordur. İndentör simülasyonunu basitleştirmek için genellikle indentör ve kıkırdak yüzeyi arasında sürtünmesiz kontaka sahip aksisimetrik modeller kullanılmıştır.



Şekil 1.8. Kıkırdak örneği üzerinde yapılan deneysel tersler: a) sınırlanmış sıkıştırma, b) serbest basınç, c) indentasyon [108].

Gerilim gevşemesi (stress relaxation) ve sürünme (creep), deneysel çalışmalarda ve SE simülasyonlarında kullanılan iki büyük yükleme protokolüdür. Bu protokollerde

sıvı hareketinin etkisi açıkça gözlemlenebilir. Gerilim gevşemesi ve sürünme yükleme protokolleri Bölüm 1.2’de detaylı olarak anlatılmıştır.

Hem poroelastik hem de bifazik modeller, gerinim oranı (strain-rate) yüksek olduğunda kıkırdağın kısa süreli ve zamana bağlı yanıtı tanımlamada sınırlı yeteneklere sahiptir. Bunun nedenlerinden biri, sıvı basıncının, doku matrisindeki (katı faz) basınç gerilimine kıyasla nispeten yüksek olmasıdır [109, 110]. Artiküler kıkırdağının mekanik testi, hızlı sıkıştırmadaki efektif Young’s modülü, yavaş sıkıştırmada elde edilenden bir derece daha büyük olabileceğini göstermiştir [90]. Bununla birlikte, geliştirilmiş bifazik ve poroelastik modeller, artiküler kıkırdağın mekanik tepkisini düşük gerinim oranlarında da tespit edilmiştir [109, 110].

1.3.1.3. Fibril takviyeli bifazik/poroelastik modeller

Literatürde, yük altındaki kıkırdağın mekaniğinin daha doğru tahmini için dokudaki yüksek sıvı basıncını hesaba katabilen üçüncü nesil fibril takviyeli modeller geliştirilmiştir [111, 112]. Bifazik/poroelastik bir modelde kıkırdağın katı matrisini oluşturan kollajen fibriller ve proteoglikan matris tek bir sertlik değeri ile temsil edilmiştir. Ancak, fibril takviyeli bir bifazik / poroelastik modelde, katı matris sertliği iki bileşen üzerinden hesaplanmıştır. Bunlar fibril ağı (kollajen fibriller) ve fibril olmayan matrislerdir (proteoglikan). Fibril olmayan matris, proteoglikan matrisi temsil eden sürekli gözenekli bir bileşen olarak kabul edilirken fibril ağı ise, kollajen fibrillerini temsil eden bileşenler olarak kabul edilmiştir. Fibril yapı sadece dokuyu çekme kuvvetlerine karşı destekler sıkıştırma yüklerine karşı bir etkisi olmadığı vurgulanmıştır. Bununla birlikte dokudaki hem çekme hem de sıkıştırma yükleri fibril olmayan matris tarafından desteklendiği öne sürülmüştür. Fibril olmayan bileşen doğrusal elastik bir davranış gösterdiği varsayılırsa, bu bileşeni tanımlamak için Young’s modülü, Poisson oranı ve dokunun sıvı geçirgenlik parametreleri gerekli olduğu bildirilmiştir. Fibriler ağ ise, ayrık yay elemanları [111, 112] veya sürekli elemanlar [113, 114] ile modellenmişlerdir.

İlk fibril takviyeli poroelastik model Soulhat ve ark. [112] tarafından 1999 yılında sunulmuştur. Modellerinde katı faz, doğrusal kollajen fibril ağı ile güçlendirilmiş proteoglikanların doğrusal elastik matris olarak kabul edilmiştir. Kıkırdağın geometrisi silindirik olarak varsayılmış ve fibriler ağ homojen özellik gösterdiği kabul

edilmiştir. Fibril takviyeli bir modelin, kırıkta davranışını homojen katı matrisli bir poroelastik modelden daha iyi tanımlayabileceğini göstermişlerdir [112]. Bu yöntemin en büyük kısıtlamaları sabit geçirgenlik, küçük deformasyonlar ve doğrusal fibril özellikleridir yani sabit Young's modülü işleme alınmasıdır.

Li ve ark. [111, 115, 116] fibril takviyeli poroelastik yöntemini doğrusal olmayan geçirgenlik, doğrusal olmayan fibril özellikleri ve sonlu deformasyon etkileri göz önüne alınarak geliştirmişlerdir. Kırıkta doğrusal olmayan davranışı, fibril ağ modülünün çekme gerinimine bağlı olmasıyla modellenmiştir. Bu yöntemle tarif edilen dokunun gevşeme davranışı, homojen katı matrisli poroelastik modele kıyasla deneysel çalışmalar ile daha iyi uyum göstermiştir [111, 115, 116].

Li ve ark. sonraki çalışmalarında [79, 117, 118], fibril olmayan matrisin ve fibril ağının derinliğe bağlı özelliklerini de modellemişlerdir. Homojen olmayan bir model tarafından tarif edilen artiküler kırıkta mekanik davranışın, homojen modellerin tarif ettiğinden önemli ölçüde farklı olduğu bulunmuştur. Bunun sonucunda, homojen olmayan özelliklerin kırıkta mekanik davranışında önemli bir rol oynadığı öne sürülmüştür [79, 117, 118]. Fibrillerin içyapısındaki viskoelastisite etkisini değerlendirmek için bir viskoelastik denklemler de kullanılmıştır [35, 119]. Li ve ark., yukarıda belirtilen çalışmalarında Fung [120] tarafından geliştirilen yarı doğrusal viskoelastik denklemlerini kullanmışlardır. Kollajen fibrillerin viskoelastisitesi, doku sıkıştırılmasında önemli rol oynayan sıvı basıncın sonucu olmasına rağmen, çekme gerilimi üzerinde de önemli etkisi olduğu rapor edilmiştir. Ayrıca, kollajen viskoelastik kaybının, yüksek ve düşük gerinim oranlarında serbest basınç testinde kırıkta tepkisi üzerinde önemli bir etkiye sahip olmadığı ileri sürülmüştür [119]. Bununla birlikte, ortalama gerinim oranı için kollajen viskoelastisitesi yani değişken fibril modülleri göz önünde bulundurulması gerektiği vurgulanmıştır.

Başlangıçta fibril ağ davranışını tanımlamak için ayırık yay elemanları kullanılmıştır. Bu elemanlar, fibril olmayan katı matrisi ayırmak için kullanılan gözenekli elemanlara eklenmiştir. Element uyumluluğuna model duyarlılığını incelemek için, Li ve Herzog [113] tarafından fibril ağı taklit eden sürekli sonlu eleman formülasyonu geliştirilmiştir. Bu modelde, fibriller olmayan matris için ticari SE

yazılımı olan ABAQUS'teki gözenekli elemanlar kullanılmış ve fibriler ağıın davranışını tanımlamak için yazılıma kullanıcı tanımlı bir süreklilik elemanı dâhil edilmiştir. Bu kullanıcı tanımlı eleman, her bir gözenekli eleman içine gömülmüştür ve böylece her iki eleman da aynı düğümleri ve geometriyi paylaşmıştır. Bu yaklaşım, yaylar kullanıldığında fibriler ve fibriler olmayan elemanlar arasındaki olası uyumsuzluğu ortadan kaldırmaktadır. Ancak, yay elemanlarının kullanımının süreklilik elemanlarına kıyasla önemli sayısal hatalar getirmediği gözlemlenmiştir [113]. Ayrıca Wilson ve ark. [114], derinliğe bağlı özelliklere sahip fibrillerin gerinime bağlı viskoelastisitesini içeren bir süreklilik formülasyonu önermişlerdir. Viskoelastisite formülasyonu, paralel yaylar ve amortisör sıralanmasına dayanılarak geliştirilmiştir. Bu sıralama, sabit bir sönümlenme faktörüne sahip doğrusal bir amortisör ile seri olarak bağlı olan doğrusal olmayan bir yay ve bunlara paralel doğrusal bir yay ile elde edilmiştir [114].

Kısacası, fibril ile güçlendirilmemiş bir poroelastik / bifazik modelin aksine, fibril ile güçlendirilmiş model, hızlı sıkışmalar altında kıkırdaktaki gerilmeleri makul olarak tahmin edebilir. Fibrillerin doğrusal olmama özelliğinin hesaba katılması, yüksek gerinim oranında sıkıştırma altındaki eklem kıkırdağının modellenmesinde önemli bir faktördür. Lineer fibril ile güçlendirilmiş bir model, hızlı sıkışmalarda kıkırdağın yük tepkisinin tanımlanması için yeterli değildir [79].

1.3.1.4. Trifazik modeller

Trifazik modeller, proteoglikan matrisindeki iyon fazını, sıvı ve katı fazlara ek olarak üçüncü faz olarak hesaba katan model olarak önerilmiştir [55]. Proteoglikanların genel negatif yükleri kıkırdak şişmesine (swelling) katkıda bulunur ve doku sertliğini arttırmaktadır [55, 121]. Trifazik teori daha sonra iyonların pasif taşınmasını açıklamak üzere genişletilmiştir [122]. Trifazik modeller kıkırdak özellikleri hakkında daha spesifik veriler sağlamasına rağmen (örneğin elektro-elektromekanik kuvvetler), poroelastik / bifazik ve fibril takviyeli modeller, kıkırdak modellemesi için literatürde hala yaygın olarak kullanılmaktadır.

Gerçekleştirilen tez çalışmasında, diz eklemi yumuşak dokuların mekaniksel davranışını doğru bir şekilde ön görmek için fibril takviyeli bifazik modeller kullanılmıştır. Modelin validasyonu sağlamak için elde edilen sonuçlar deneysel

çalışmalar ile doğrulanmıştır. Kemiksi yapılar yumuşak dokulara göre elastikiyet modülü çok yüksek olduğundan rijit olarak kabul edilmiştir. Kıkırdaklı dokular, tam doygunlukta doğrusal olmayan fibril takviyeli gözenekli malzemeler olarak modellenmiştir. Ligamentler anizotropik hiperelastik olarak kabul edilmiş ve bir fibril kollajen ağı tarafından güçlendirilmiştir. Tüm dokuların kollajen ağları yarı doğrusal viskoelastik materyal olarak varsayılmıştır. Kullanılan modellerin kurucu denklemleri Bölüm 4'te detaylı olarak açıklanmıştır.

1.3.2. Meniski modelleri

Meniskiyi modellemenin en basit yolu, tek fazlı elastik ve izotropik bir malzeme olarak düşünmektir [123], bu da hesaplama maliyetini azaltır ve yakınsamayı daha hızlı hale getirir. Meniski ayrıca enine izotropik [12, 124] ve ortotropik [125] olarak da modellenmiştir. Bununla birlikte, artiküler kıkırdak gibi meniski yüklendiklerinde zamana bağlı ve viskoelastik bir davranış gösterirler [126]. Meniski doğrusal olmayan davranışını modellemek için yerel geçirgenliğin sıkıştırıcı gerinimin bir fonksiyonu olarak değişmesi ve menüsküsün katı fazının doğrusal olmayan davranışını dikkate alınması ile sağlanabilir. [127, 128]. Radyal ve çevresel kollajen fibrilleri taklit etmek için fibril takviyeli modeller de uygulanmıştır [129].

Favenesi ve ark. [130], menüsküs femoral kıkırdağın yarısı kadar sert ve altıda bir (1/6) oranda geçirgenliğe sahip olduğunu göstermişlerdir. McDermott ve ark. [52], yük desteğinde sıvı fazının önemini ve menüsküsün bifazik tanımının önemli rolünü belirtmişlerdir. Sıvı yük desteğinin dâhil edilmesi ve doğruluğu yüksek bir insan diz modellemesi kullanımı Gu ve Li [36], tarafından dikkate alınmıştır.

1.3.3. Ligament modelleri

Literatürde en basitinden en karmaşık olana kadar çok geniş bir ligament modelleri mevcuttur. Bağların mekanik tepkisine kollajen fibrillerin hâkim olduğundan, önerilen modellerin çoğunluğu, fibrillerin tepkisini tahmin etmek için kollajen davranışına odaklanmıştır. Ligamentler, birkaç basitleştirilmiş malzeme özelliği gerektiren tek boyutlu doğrusal veya doğrusal olmayan elemanlara karşılık gelen yaylar veya amortisör olarak modellenmiştir [111, 131, 132]. Eğer dokuda oluşan gerilim-gerinim oranı küçük ise nominal gerilme ile mühendislik gerinim arasındaki

ilişki lineer olmayan olarak tanımlanmıştır. Buna karşın bu oran ortalama bir değer ise ligament başarısız olmadan önceki durumları için lineer olarak ifade edilmiştir (Şekil 1.6) [133]. Ligamentlerin modellenmesinde ön-gerinimin uygulanması mekanik davranış üzerinde önemli bir etkisi olduğu çalışmalarda vurgulanmıştır [134-136]. Bu durum, onları başlangıç koşulu olarak çekme yükünü desteklemesidir [137]. Li ve ark. [138], ligamentler için tek boyutlu bir model kullanarak dış yük altındaki eklem kinematiği hakkında öngörülerde bulunmuşlardır. Daha önceki ligament modellerinde gerinim dağılımların eşit olduğu varsayılmıştır. Ancak ligamentler gerilme, kesme ve bükülme etkilerinin karışımı bir yüke maruz kaldığı için gerçek bir durumu yansıtmamaktadır [139]. Ayrıca, bu modeller ligamentlerin yüzeyi üzerindeki çift eksenli gerinimi [140] ve ligamentlerin kendi aralarında (AÇB ile ÖÇB) veya kemiklerle (tibia ve femur ile MKL) temas davranışından dolayı oluşan değişiklikleri yakalayamaz. Bununla birlikte sonuçların doğruluğunu da etkiler [141].

Tek boyutlu modellerin gerçekçi sonuçları yakalayamamasından dolayı, MRG veya BT görüntüleme cihazları kullanılarak ligamentlerin üç boyutlu modelleri elde edilmiştir [142, 143]. Bir ligament izotropik süreklilik olarak modellenmişlerdir [144, 145]. Ancak anizotropik modeller daha yaygın olarak kullanılmışlardır. Ligamentler, büyük deformasyona ve karmaşık sınır koşullarına maruz kaldıklarından anizotropik ve doğrusal olmayan bir materyal gibi davranırlar [146]. Bu durum, deneysel sonuçlarla uyum göstermesi için sıkıştırılmaz ve fibril takviyeli bir model kullanılarak elde edilmektedir [147]. Peña ve ark. [143], bu modeli ligamentlerin çekme kuvveti altında davranışlarını tahminlemek için, Butler ve ark. [148], tarafından elde edilen ön-gerinim eğrilerini bir FORTRAN alt rutini içerisine dâhil ederek gerçekleştirmişlerdir.

Kazemi ve Li çalışmalarında [32] ligamentleri, ön-gerinim değerlerini (ÖÇB'da %2,5, MKL ve LKL'de %2 ve AÇB'da ön gerinim yok) dikkate alarak fibril takviyeli katı model olarak modellemişlerdir. Çekme kuvveti altındaki ligamentin sıvı basınçlandırma etkisi ihmal edilmiştir. Ön-gerinim etkisi, ABAQUS içerisine bir ön-gerinim koşulu olarak eklenmiştir. Bu nedenle, ön-gerinim değerleri ön-gerinim değerlerine dönüştürülmüştür [137].

1.4. Diz Eklemi Nümerik Modelleri

Standart basitleştirilmiş geometriye sahip kıkırdak modelleri, kıkırdaklı dokuların karmaşık üç boyutlu geometrisinin doğasında bulunan önemli özellikleri açıklayamamaktadır. Diz eklemi ile ilgili olarak, femoral kıkırdak, tibial kıkırdaklar ve meniski sadece kontak halinde değil, aynı zamanda kemiklere de bağlanır. Kıkırdaklı doku - kemik bağları arasındaki çoklu kontaklar, tüm diz eklemine ve bireysel kıkırdaklı dokuların mekanik davranışında önemli rollere sahiptir. Örneğin, femoral kıkırdak meniski ve tibial kıkırdaklar ile temas halindedir ve bununla birlikte femura da bağlıdır. Kıkırdak-kemik arayüz ve diğer kontak bölgelerindeki sıvı akışı ve yer değiştirmeler femoral kıkırdağın mekanik davranışı üzerinde önemli ölçüde etkisi vardır. Ancak bu bölgeler, femoral kıkırdağın yanı sıra tibial kıkırdaklar, meniski ve femur distal başının üç boyutlu geometrisi ile tanımlanabilir. Ayrıca, diz eklemine üç boyutlu geometrisi göz önüne alındığında, bireysel kas kuvvetlerinin yönleri ve konumları bir modelde tanımlanabilir.

Diz eklemine mekanik davranışını analiz etmek için iki boyutlu modeller yanında üç boyutlu modeller de geliştirilmiştir. Bunları, diz eklemine geometrik ve malzeme özelliklerini dikkate almak için farklı matematiksel yaklaşımlar izlemiştir. Bazı çalışmalar daha basitleştirici varsayımlar uygulamıştır. Çalışmalar diz eklemine daha gerçekçi bir şekilde modellemeye çalıştıkça, kesin analitik çözümler imkânsız hale gelmiştir. Nümerik çözümler bu bağlamda önemli çözümler üretmeye başlamıştır [129, 135]. Önceki çalışmalarda kemik yüzeyleri polinomlar (sürekli fonksiyonlar) kullanılarak değerlendirilmiştir, Ancak son çalışmalarda kemik yüzeyleri görüntü segmentasyon metodu kullanılarak bilgisayarlı tomografi veya manyetik rezonans verilerinden yeniden oluşturulmaya başlanmıştır. Dahası, önceki çalışmalar [135], modelde kıkırdaklı yapıları ayrı ayrı olarak değerlendirmesi mümkün değildi. Buna karşılık sonraki çalışmalarda, her bir kıkırdağı ayrı ayrı modellenmesi mümkün olduğu için kemikler arasındaki temas üzerindeki etkiler dikkate alınmış ve daha doğru analizler gerçekleştirilmiştir [129].

Analitik modelleri kapsamlı olarak inceleyen araştırma makaleleri literatürde mevcut olması ile birlikte [149, 150], çalışmamızda, kıkırdak gibi kompleks yapıların mekanik davranışını ön görmede daha faydalı olduğu için nümerik modellere

odaklanılmıştır. Kazemi ve ark. [151], numerik modeller hakkında ayrıntılı bir araştırma makalesi yayınlamışlardır.

1.5. Patomekanik Modelleme ve Klinik Uygulamaları

Görüntüleme teknikleri kullanıldığında, diz eklemine anatomik olarak doğru bir modelin geliştirilmesi mümkündür. Bu modeller sıklıkla dizin belirli bir kısmındaki yaralanma veya kusurların sonuçlarını incelemeye kullanılmıştır [7, 131, 142, 145, 152-156].

Menüsküs yırtıkları, diz eklemine olası yırtıkların yaklaşık %30'unu oluşturmaktadır [157]. Menüsküs ile ilgili yaralanmalar anatomik olarak doğru bir modelle taklit edilmeye çalışılmıştır. Tichon ve Peterson [158] çeşitli açılardan esnetilmiş dizin arka uç çarpışmalarının sonuçlarını araştırmışlardır. Menüsküs hasarı için en duyarlı alanların orta gövdede olduğunu ve medialdeki posterior boynuzunun bu bölgelerde maksimum gerilime maruz kaldığını belirlemişlerdir. Bao ve ark. [159] posterior kök tarafındaki yırtığın lateral menüsküsün hem posterior hem de lateral yönler boyunca yer değiştirdiğini, bununla birlikte kıkırdağın tepe temas basıncının sağlıklı kıkırdağa kıyasla neredeyse üç katına çıktığını göstermişlerdir. Kazemi ve ark. [7], çeşitli lokasyonlardaki altı kısmi menisektomide sıvı basıncının femoral kıkırdağ üzerindeki etkisini poromekanik bir model kullanılarak araştırmışlar ve maksimum sıvı basıncının yeri menisektominin tipine bağlı olarak değiştiğini tespit etmişlerdir.

Diz eklemi yaralanmaları ile ilgili araştırmalar menüsküsten sonra genellikle ligamentler ile alakalıdır. Wang ve ark. [160], kısmen ve tamamen yırtılmış ön çapraz bağı (ÖÇB) ile tam ekstansiyonda diz eklemi modelini incelemişler ve sonuçları sağlam diz eklemi tepkisi ile karşılaştırmışlardır. ÖÇB yaralanmasının MKL'de en yüksek gerilime neden olduğunu ve MKL hasarı olasılığını artırdığını göstermişlerdir. Homyk ve ark. [161], ÖÇB başarısızlığına karşı en duyarlı açı olduğuna inanılan [162], 250°deki dizin fleksiyon durumuna çeşitli yükler uygulayarak ÖÇB başarısızlığını simüle etmişler. ÖÇB yaralanmasının femur iç-dış rotasyonundan ziyade varus ve valgus hareketlerinden kaynaklanma olasılığının daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Aynı zamanda artıklar kıkırdağ kusurları nedeniyle de diz yaralanmaları görülebilir. Papaioannou ve ark. [163], temas

bölgelerinde takılı çeşitli boyutlardaki dairesel plaklı her iki femur kondilindeki osteokondral lezyonları analiz etmişlerdir. Sonucunda osteokondral lezyonların tedavisine karar vermek için 10 mm çapında bir boyut eşliğinin kullanılabileceğini önermişlerdir. Dong ve ark. [164] aynı deneyi yapmışlar, ancak femoral kırıktağın medial tarafında kusurları kare şeklinde analiz etmişlerdir.

Birçok yazar cerrahi işlemin diz davranışı üzerindeki sonuçlarını sonlu elemanlar analizi gerçekleştirerek bildirmiştir. Cohen ve ark. [165], dört farklı tüberozite aktarım prosedürünü analiz etmiştir. Proksimal tibiada cerrahi bir kırık oluşturulmuş, kemiğin parçası çıkartılmış ve kemik pozisyonu patellanın yerinde rahata edebileceği şekilde kaydırılmıştır. Böylelikle dizin stabilizesi ve hareketliliği geliştirilerek hastanın acısının azaltılmasına yardımcı olacak öngörülerde bulunmuşlardır. Prosedürlerin hiçbiri, modellenen yirmi diz eklemindeki maksimum gerilimi veya ortalama gerilimin azalmasında iyi bir sonuç göstermedi, fakat bu çalışma herhangi bir vaka için en iyi prosedürü seçmede faydalı araç oldu. Suggs ve ark. [142], ÖÇB ile benzer sertliğe sahip greftler kullanılarak ÖÇB rekonstrüksiyonundan sonra greft sertliğinin ve başlangıç gerinimin etkisini araştırmışlardır. Sonuçlar, sağlam ÖÇB'ya benzer bir yapısal sertlik sağlamak için aksel sertlik ve sabitleme noktaları arasında uygun bir kombinasyonun önemini ortaya koymuştur. Kazemi ve ark. [8], total menisektomi sonrası kırıkdağlarda sıvı basıncının dağılımındaki değişiklikleri göstermişlerdir. Maksimum sıvı basıncının anteriordan medial bölgelere taşındığını rapor etmişlerdir.

Patolojik çalışmalarda sağlıklı bir diz eklemi modelinin kullanımı da yaygın bir uygulamadır. Gardiner ve Weiss [166], valgus rotasyonu ve dizde pasif fleksiyon sırasında MKL'ye odaklanarak, ligamentlerin gerilim-gerinim davranışını araştırmışlardır. Gerilimin ligament içinde homojen olmadığı ve ayrıca fleksiyon açısına bağlı olduğunu tespit etmişlerdir. Song ve ark. [167], benzer bir araştırma yapmış ancak modeli cerrahi vaka için kullanmak amacıyla ÖÇB üzerinde odaklanmışlardır. Peña ve ark. [101], deneysel ve sayısal sonuçlarla doğrulanmış, sağlıklı bir dizin yük iletiminde ve stabilizesinde meniski ve ligamentlerin rolünü incelemek için bir model elde etmişlerdir. Kiapour ve ark. [168], modellerde kas tendonlarını tek aksel kafes elemanlar olarak modellemişler ve deneysel sonuçlar ile uyumlu sonuçlar elde etmişlerdir.

OA'nın diz eklemi üzerindeki etkileri de araştırmacılar tarafından ilgi odağı olmuştur. OA'dan sonra kıkırdağın mekanik özelliklerinde değişiklikler meydana gelebilir ve sıvı basıncı gradyanını değiştirebilir. Bunlarla birlikte kıkırdak tarafından üretilen elektrik potansiyelinde değişiklikler meydana gelebilir [169-171]. Dabiri ve Li [156], yüzeysel, orta ve derin artiküler kıkırdak bölgelerin farklı özellikler göstermesinden dolayı sıvı basıncındaki değişiklikleri incelemişler ve sıvı basıncındaki bu değişimler OA'nın ilerlemesini hızlandırdığını vurgulamışlardır. Ek olarak, yüzeysel bölgedeki fiber oryantasyonun gerilim dağılımında etkili olduğu ve yüzeysel bölgedeki dejenerasyonun derin bölgedeki sıvı basıncını artırmasına veya azalmasına neden olduğunu göstermişlerdir. Tarnita ve ark. [172], kemiklerin mekaniksel olarak yanlış hizalaması nedeniyle artiküler kıkırdakta OA'nın artırabileceğini belirtmişlerdir. Wilson ve ark. [173], diz eklemi kıkırdak yapılar için aksisimetrik bifazik model kullanarak artiküler kıkırdak hasarının veya subkondral kırığın OA başlangıcına daha fazla neden olup olmadığını anlamaya çalışmışlardır.

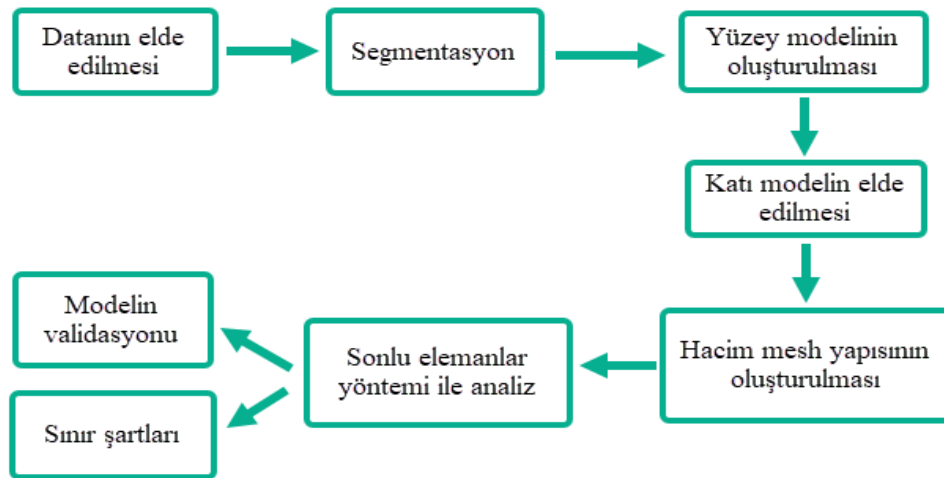
1.6. Diz Eklemi Görüntüleme Teknikleri

Tıbbi görüntüleme biliminin gelişmesi, eklem kinematığının doğru bir şekilde ölçülmesine ve diz ekleminin işlev bozukluğuna neden olan mekanizmaları netleştirmeye yardımcı olmuştur. Bununla birlikte, eklemlerin fonksiyonunu ve mekaniğini anlamak adına yapılacak sonlu elemanlar çalışması için kişiye özgü üç boyutlu biyomedikal şekillerin oluşturulmasında önemli katkılar sağlamıştır. Tıbbi görüntüleme sistemlerinin bu avantajlarından dolayı geçen on yılda bu alanda sıklıkla kullanılmıştır. Bu çalışmalar, öncelikle bilgi içerikli gösterme ve görüntüleme yönünde olmuştur. Günümüzde kliniklerde, bir insan organının tam bir üç boyutlu (3D) hacimli görüntüsü elde edebilmektedir. Üstelik görüntülerden 3D şekil yüzeyini tekrar inşa etmek veya çıkarmak da mümkün olmaktadır. Bu nedenle çalışmalar, hacim ve yüzeylerin 3D görüntülenmesi üzerine yoğunlaşmıştır [174].

Manyetik rezonans görüntüleme ve bilgisayarlı tomografi gibi üniteler tıbbi görüntüleme sistemlerinde tanı ve teşhis için sıklıkla kullanılırlar. MRG ve BT ünitelerin bu görevlerin yanı sıra, diz ekleminin mekanik analizinde kullanılmak üzere üç boyutlu (3B) katı diz eklemi modeller elde etmek için de kullanılmaktadır. Diz eklemini yeniden yapılandırmak için bu cihazlardan elde edilen katmalı

görüntüler kullanılır. Ancak cihazlardan elde edilen görüntü katmanları cihazların çalışma mantığındaki farklılıklardan dolayı değişiklik gösterebilir. Örneğin MRG sıklıkla yumuşak dokuları modellemesinde kullanılırken, BT sert dokuların 3B modelini oluşturmada daha iyi bir kontrast elde etmemizi sağlar [175].

Son yıllarda oldukça önem kazanan yöntem, geometrik verilerin tıbbi görüntülerden elde edilerek anatomik olarak gerçeğe uygun ve kişiye özgü sonlu eleman modellerinin elde edilmesidir. Bu yöntem tıbbi görüntülerin elde edilmesinden analiz safhasına kadar birçok aşama içermektedir (Şekil 1.9). Bu alandaki yapılan yoğun çalışmalar, gerek ham medikal verilerin elde edilmesinden analize kadar adımları azaltmaya gerekse bu adımları kolaylaştırmaya yönelik çabalara katkı sağlamıştır [176]. Görüntüleme teknikler arasında, diz geometrisini ve hareketini ölçmek için çift floroskopi (ÇF) ve MRG kombinasyonu da kullanılmıştır. ÇF, diz ekleminin bir dizi stereoskopik görüntüsünü elde etmek için iki kaynaktan düşük dozda X-ışını radyasyonu kullanan, invazif olmayan bir görüntüleme sistemidir. X-ışınlar, dizin kemikli kısımları (femur, tibia ve patella) gibi daha yoğun yapılar tarafından soğrulur. Yumuşak dokular gibi daha az yoğun yapılardan ise X-ışınları geçer. Soğrulmayan X-ışınları dijital bir sensör tarafından yakalanır ve böylece yumuşak dokular siyah gözüktür iken kemikler beyaz renkte görünür. Kemik hareketleri (yer değiştirmeler ve rotasyonlar) yüksek hızlı kameralar kullanılarak yakalanır. Üç boyutlu geometrinin ÇF görüntülerine dayalı olarak yeniden yapılanma sürecinin doğru bir kalibrasyon prosedürüne ihtiyacı vardır [177].



Şekil 1.9. Ham tıbbi verilerin elde edilmesinde analize kadar yapılması gereken işlem adımları.

Uzuner ve ark. [24], eklem kıkırdağı ve menisküsün mekanik özelliklerini in-vivo olarak değerlendirmek için çift üroscopik ölçüm protokolü ve veri işleme yaklaşımı oluşturmuşlardır. Sistem, iki döner anodik X-ışını tüpü, iki yüksek voltaj darbeli X-ışını jeneratörü, iki görüntü yoğunlaştırıcı ve iki yüksek hızlı dijital video kameradan oluşmaktadır. Sistem içerisinde bulunan kuvvet sensörlü bir koşu bandı, test sırasında reaksiyon kuvvetlerini ölçmek için kullanılmıştır. Aynı sistemi Sharma ve ark. [24], dizdeki yumuşak dokuların deformasyonunu ölçmek için kullanmışlardır.

ÇF sistemi yumuşak doku geometrisini görüntüleyemez ve bu nedenle diz eklemine üç boyutlu modelini oluşturmak için MR görüntüleme sistemi gereklidir. MR görüntüleme sistemi, dizin üç boyutlu görüntülerini oluşturmak için manyetik alan etkisini ve radyo dalgalarını kullanır [80, 178].

1.7. Diz Eklemi Sonlu Elemanlar Modelinin Geliştirilmesi

Diz eklemine üç boyutlu FE modeli ilk olarak Chand ve ark. [179] tarafından 1976'da önerilmiştir. Bu çalışmada yumuşak dokular ihmal edilerek femur ve tibia arasındaki temas gerilimi araştırılmışlardır. Simülasyonlarında, canlı bir deneğin röntgeninden üretilen iki boyutlu diz modeli kullanmışlar. Kuvvet-deformasyon ilişkilerini elde etmek için sonlu elemanlar yazılımı olan NASTRAN (MSC Software Corporation, Santa Ana, CA, ABD) yararlanmışlar. Brown ve ark. [180], lokalize subkondral sertleşmeye bağlı gerilim değişikliklerini incelemek için basitleştirilmiş aksisimetrik bir eklem kıkırdağı ve subkondral kemik modeli kullanmışlardır. Huber-Betzer ve ark. [181], ABAQUS ve FEAP (California Üniversitesi, Berkeley, ABD) programlarını kullanarak kemik ve kıkırdak yapıları içeren dizin, düzlemsel deformasyon SE modelini geliştirmişlerdir. Model eklem uyuşmazlığı sonucunda oluşan kontak gerilim dağılımlarını incelemek için kullanılmıştır. Eklem yüzey eğriliği, kıkırdak sertliği ve kalınlığının etkileri de araştırılmıştır.

Bendjaballah ve ark. [129], tibiofemoral eklem biyomekaniğini, büyük deformasyonlara maruz kalan diz eklemine 3D FE modelini kullanarak araştırmışlardır. Bu model yumuşak ve sert dokuları içermektedir. Diz geometrisini yeniden yapılandırmak için BT görüntüleri kullanılmıştır. Simülasyonları gerçekleştirmek için kurumlarında geliştirilmiş doğrusal olmayan bir FE programı kullanılmıştır. Sıkıştırma yükü altında sağlıklı ve menisektomili diz eklemlerinin

kontak gerilmeleri incelenmiştir. Varus-valgus ve internal-eksternal rotasyonların yanı sıra anterior-posterior kuvvetler altında diz eklemi kontak mekaniği üzerinde çalışmalarda yapılmıştır [131, 182, 183]. Perie ve Hobatho [184], tam ekstansiyonda diz ekleminin kontak alanlarını ve basınçlarını ABAQUS kullanarak araştırmışlardır. Öngörülen hidrostatik basınçların diz eklemin medial kompartmanında daha yüksek olduğu bulunmuştur. Buradaki hidrostatik basınç gözenek sıvısı basıncı değildir, üç normal gerilim bileşeninin ortalamasıdır.

Moglo ve Shirazi-Adl [185], diz pasif ekstansiyonu-leksiyonu sırasında tibia ve femur arasındaki rotasyonu sağlayan screw-home mekanizmasını incelemişlerdir. Diz fleksiyonu sırasında tibia iç rotasyona girerken, diz ekstansiyonu sırasında tibia dış rotasyona uğramıştır. Ayrıca fleksiyon-ekstansiyonu altında çapraz bağ kuvvetleri arasındaki bağlantıyı araştırmışlardır. ÖÇB transeksiyonu ve ÖÇB'deki başlangıç gerinim değişikliklerin screw-home mekanizmasını etkilediği bulmuşlardır. Dahası, diz fleksiyonunda ÖÇB ve AÇB kuvvetleri arasında anlamlı bir bağlantı gözlemlenmiştir. ÖÇB veya AÇB'deki ön gerilmelerinde herhangi bir artış, her iki bağın kuvvetlerinde de artışa sebep olmuştur. Mesfar ve Shirazi-Adl [186], kuadriseps kuvvetleri altında fleksiyondaki bir dizin mekanik cevabını anatomik olarak doğru modeller kullanılarak araştırmışlardır.

Haut Donahue ve ark. [12] tarafından kemik deformasyonlarının ve sınır koşullarının dizlerin kontak mekaniği üzerindeki etkileri araştırılmıştır. Eklemli yüzeyler arasında sürtünmesiz sonlu kayar kontak olduğu varsayılmıştır. Kemikler rijit olarak kabul edilmesi kontak gerilmelerini % 2'den daha az değiştirdiği, buna karşın fleksiyon-ekstansiyon dışındaki dönme sınır koşullarının ihmal edilmesi sonuçlar üzerinde önemli etkisi olduğunu bulmuşlardır. Haut Donahue ve ark. [10] bir başka çalışmada, meniskal malzeme özelliklerinin tahmini kontak gerilmeleri üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Kontak basınçlarının menüsküsün çevresel sertliğine karşı oldukça hassas olduğunu bildirmiştir.

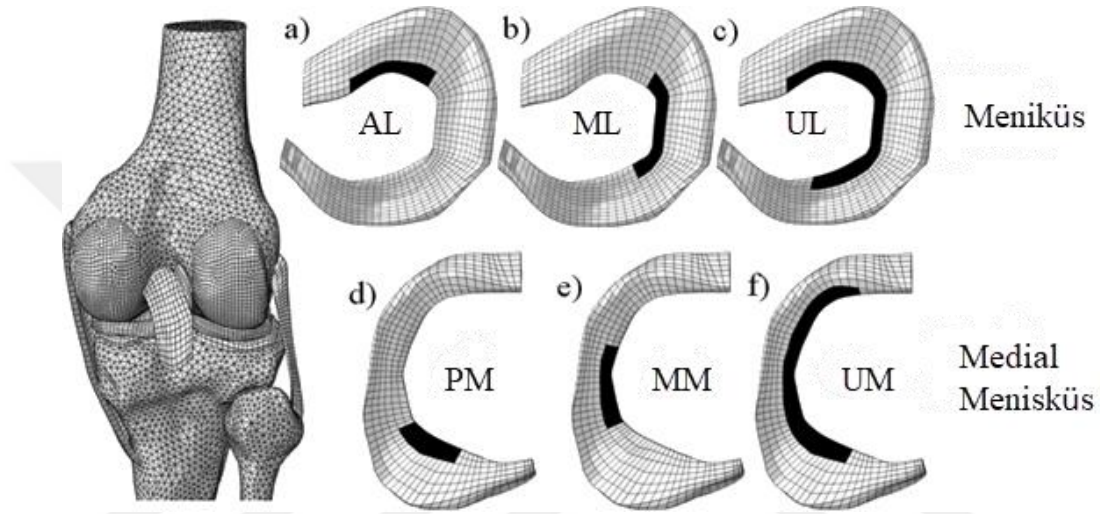
Shirazi ve ark. [187], eklem kıkırdaklarında derinliğe bağlı fibril takviyesini diz eklemi sonlu elemanlar modeline uygulamışlardır. Basınç kuvvetleri altında kollajen ağının rolü araştırılmıştır. Kıkırdak derin bölgedeki dikey fibrillerin, kıkırdakın yükü karşılamaında önemli bir rol oynadığı bulunmuştur. Bu çalışmada fibriller için yay

elemanları kullanılmıştır. Peña ve ark. [143], tüm ligamentlerin daha gerçekçi geometrilerini içeren bir diz modeli geliştirmişlerdir. Ligamentler enine izotropik, hiperelastik malzeme olarak modellenmiştir. Bu ligamentlerin diz stabilitesi ve yük iletimindeki rolleri incelenmiştir. Ligamentlerin sonlu elemanlar modeli için sekiz düğümlü altı yüzlü elemanlar kullanılmıştır. Dhaher ve ark. [188], bağ dokusu materyali belirsizliklerinin eklem biyomekaniği üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. Diz fleksiyonu sırasında ÖÇB malzeme özelliklerinin diz biyomekaniği üzerine anlamlı bir etkisi olduğunu bildirmişlerdir. Bazı araştırmacılar aynı zamanda diz ekleminin çok ölçekli modellenmesine dayanan kondrositlerin mekanik cevabını da tahmin etmişlerdir [189, 190].

Bazı araştırmacılar diz ekleminin aksenel simetrik modellerine sıvı basıncını dâhil etmişler. Wilson ve ark. [173], menisektomi etkilerini araştırmak için kıkırdakların ve menüsküslerin aksenel simetrik bir modelini kullanmışlar. Adeeb ve ark. [191], eklem anatomik uyumunun diz eklemi yük taşıma mekanizması üzerindeki etkisini aksisimetrik kıkırdak doku tabakaları kullanarak araştırmışlardır. Eklem mevcut doğal tutarsızlığının gerilim ve sıvı basıncı dağılımları üzerinde önemli bir etkisi olduğu sonucuna varmışlardır. Çalışmaları menüsküsün diz ekleminin yük taşıma mekanizmasında önemli bir rol oynadığını öne sürmüşlerdir. Ateshian ve ark. [192], kontak halindeki üç boyut (3B) kıkırdak katmanlarını simüle etmek için gözenekli ortama uygun sonlu kayan, sürtünmesiz bir kontak algoritması geliştirmişlerdir. Mononen ve ark. [193], OA'nın kıkırdak kollajen ağındaki gerilimler üzerindeki etkisini incelemek için aksenel simetrik, fibril takviyeli kıkırdak ve menüsküs model kullanmışlardır. Osteoartritli yüzeysel kıkırdak bölgesinde gerilimlerin azaldığını tahmin etmişler. Ayrıca, osteoartritin ilerlemesi sırasında kollajen fibrilasyonunun yüzeysel bölgeden derin bölgeye yükseldiğini öngörmüşlerdir. Kazemi ve ark. [7], sağ diz eklemindeki menüsküsler üzerine çeşitli boyutlarda ve lokasyonlarda menisektomi uygulamış (Şekil 1.10) ve bunun sonucunda kıkırdaklardaki sıvı basıncı değişimlerini incelemişlerdir.

Tez çalışması kapsamında da, diz ekleminin poromekanik modelini kullanarak farklı medial menisektomilerin kıkırdak mekaniği üzerindeki etkileri araştırılmıştır. Kıkırdaklı dokular, tam doyumlukta doğrusal olmayan fibril takviyeli gözenekli malzemeler olarak modellenmiştir. Ligamentler, anizotropik hiperelastik olarak

kabul edilmiş ve fibril kollajen ağı tarafından güçlendirilmiştir. Tüm dokuların kolajen ağı yarı doğrusal viskoelastik malzeme olduğu varsayılmıştır. MR görüntülerinden yeninden oluşturulan diz eklemi 3B sonlu elemanlar modelini Şekil 3.10'de görebilirsiniz. Diz eklemi tam ekstansiyonda 390N'luk dikey kuvvet altında iken lateral kompartıman medial kompartımandan daha fazla yükü karşılamıştır. Diğer taraftan medial menisküs lateral menisküsten daha fazla yüke maruz kalmıştır. Detaylı bilgi için Bölüm 5.4'e bakınız.

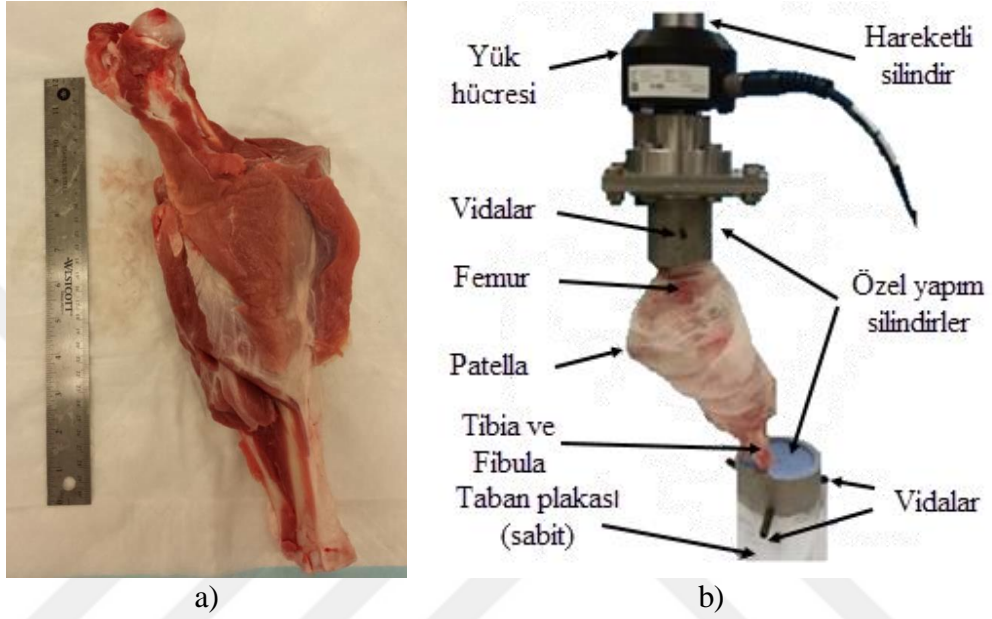


Şekil 1.10. Sonlu elemanlar sağ diz eklemi ve çeşitli lokasyon-boyutlardaki menisektomi modelleri: a) anterior lateral (AL), b) merkez lateral (ML), c) uzatılmış lateral (UL), d) posterior medial (PM), e) merkezi medial (MM) ve f) uzatılmış medial (UM). Menisküsteki gölgeli alanlar oluşturulan menisektomi senaryolarını göstermektedir [7].

1.8. Diz Eklemi Mekanik Üzerine Yapılan Deneysel Çalışmalar

İnsan dizinin mekaniğini incelemek ve erken diz OA'nın başlangıcını tespit etmek için bir dizi deneysel teknik kullanılmıştır. Bunlar, dokuların (veya doku örneklerinin) ayrı ayrı test edilmesinden, dokular arasındaki etkileşimi etkileyen tüm eklemin karmaşık anatomisine kadar değişmektedir. Deneysel teknikler invaziv ve non-invaziv olarak iki grupta sınıflandırılabilir. Diz artroskopisi sırasında elle kontrol edilen problemler kullanılarak yapılan indentasyon testi minimal invaziv yöntemler arasındadır [194, 195]. Literatürdeki bazı non-invaziv yöntem ile yapılan çalışmalar şunlardır: yürüme analizleri [196-198], elektroartrografi [199] ve MR'ların T2 gevşeme haritaları [200], ÇF sistem kullanarak kıkırdak deformasyonu tahminleme [24, 25]. İnvaziv yöntemlerde kıkırdak üzerine doğrudan kuvvet ve basınç

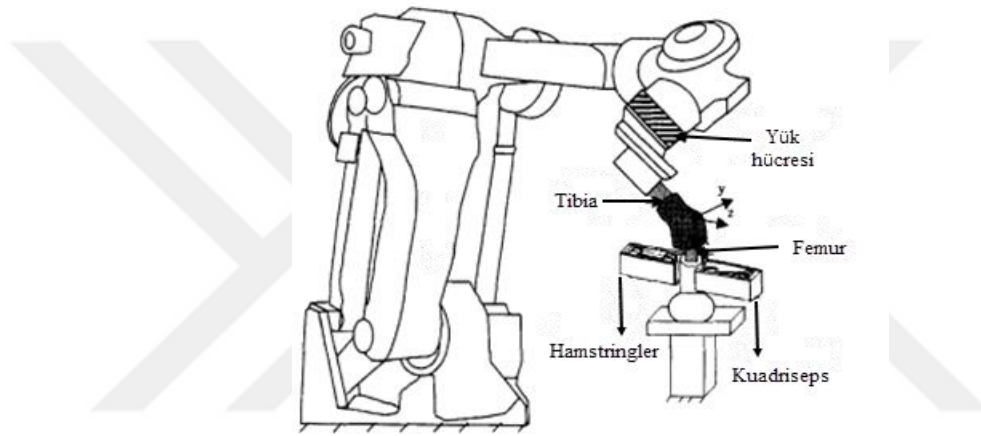
uygulayarak ölçümlerin gerçekleştirilmesi, asemptomatik bir hastada artroskopi gibi cerrahi bir prosedürün uygulanmasının etik problemlerinden dolayı çok kabul edilebilir yöntem değildir. İnvaziv olmayan yöntemler sadece sınırlı araştırma laboratuvarlarında gerçekleştirilir ve karmaşık ve dolaylı ölçüm metotları kullanılmaktadır.



Şekil 1.11. Domuz diz eklemine kuvvet uygulanması. a) Test öncesi domuz diz eklemi hazırlanması. b) Diz eklemi testi için kullanılan deney düzeneği. Diz doğal açısında (~ 40 derece) tutulmuştur [201].

Diz eklemi ile ilgili ilk deneysel çalışmalardan biri Fairbank [202] tarafından 1948'de kısmi menisektomi öncesi ve sonrası radyolojik bir çalışma ile yapılmıştır. Bu çalışmaların bulguları Cox ve ark. [203] tarafından doğrulanmıştır. Menüsküsün çıkarılmasının dizde dejeneratif değişikliklere yol açabileceği sonucuna varmaları ile birlikte menüsküsün diz eklemi yük taşıma kapasitelerinde baskın rol oynadığını vurgulamışlardır. Ahmed ve Burke [134], kuvvet ve torkun birleşmesine izin veren bir aparat geliştirmişler. Bu aparat sayesinde sıkıştırma yükünün önemli bir kısmının menüsküs yoluyla artiküler kıkırdaklara iletildiğini ve tibial kıkırdaktaki basınç dağılımının önemli ölçüde etkilendiğini bildirmişlerdir. Ayrıca, sıkıştırma yükü arttığında menüsküs boyunca yük iletimindeki artışı da tespit etmişlerdir. Fukubayashi ve Kurosawa [204] tüm diz eklemine deneysel olarak teste tabi tutmuş ve menüsküsün çıkarılmasından sonra kontak alanında %50 oranında azalma, buna karşın tepe kontak basıncında %100 oranında artma olduğunu rapor etmişlerdir.

Baratz ve ark. [205], menüsküsün kasnak gerginliği bozulduğunda kontak gerilimlerinin arttığını göstermişlerdir. Yürüme sırasında yükleme ve diz hareketi arasındaki ilişki, OA'lı ve sağlıklı kıkırdaklar için incelenmiştir [206, 207]. Rodriguez ve Li [201], diz eklemının basınç yüküne bağlı mekanik davranışını, sürünme ve gevşemesini servo hidrolik sistem vasıtasıyla deneysel olarak ölçmüşlerdir (Şekil 1.11). Çalışmalarında domuz diz eklemi kullanmışlardır. Li ve ark. [14] çalışmalarında, on üç adet kadavra insan diz örneklerini tibiofemoral diz eklemi kinematığını anlamak için robotik deney düzeneği aracılığıyla in vitro olarak test etmişlerdir (Şekil 1.12).

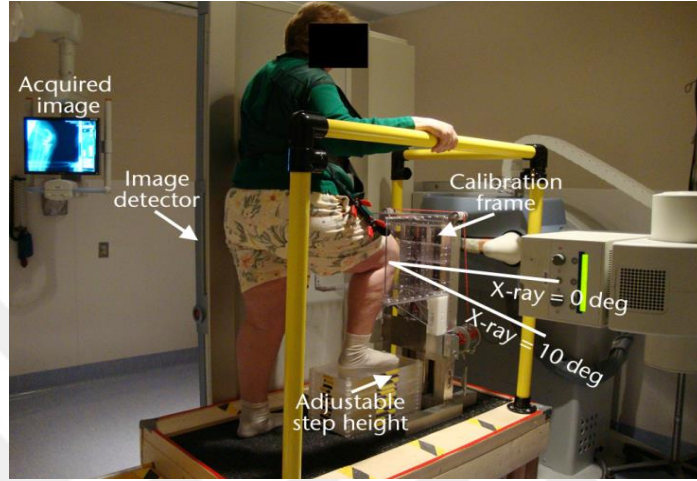


Şekil 1.12. Diz eklemi kinematığını anlamak için kurulan robotik sistem düzeneği [14].

İn-vivo insan diz eklemi testleri, tüm diz bileşenleri ve arasındaki etkileşimleri hesaba kattığından dolayı oldukça karmaşıktır. Son yıllarda floroskopi gibi tıbbi dinamik görüntüleme sistemlerinin gelişmesi ile birlikte in vivo diz eklem kinematik analizlerindeki bu zorluğunun üstesinden gelinmeye çalışılmıştır [20-24]. İn-vivo diz eklem kinematik çalışmaların önemli avantajı dizin doğal yapısını koruması ve tüm bileşenlerinin hesaba katmasıdır. Gerekli doğrulama çalışmaları geliştirildiği takdirde kabul edilebilir sonuçlar elde edilebilmektedir [27].

Tıp alanında işaretçi kullanımı, yürüme, koşma veya oturma sırasında normal ve anormal eklem hareketlerini incelemek için kullanılan başka bir deneysel tekniktir (Şekil 1.14) [208-210]. Bu ışığı yansıtan ya da yayan işaretçiler, vücut hareketi sırasında altta yatan kemiklerin konumunu temsil etmesi için ilgilenilen cilt bölgesine yerleştirilir [211]. Bu sistemlerde kemik hareketleri bir dizi özel kamera vasıtası ile yakalanır. İşaretçi kullanımının dezavantajlarından biri, hareket sırasında

cildin ve kasın, Yumuşak Doku Artefaktı (STA) olarak bilinen deformasyondur. Bu, belirteçlerin kemiklere göre nispi bir harekete sahip olması nedeniyle önemli bir hata kaynağıdır [212]. STA'nın üstesinden gelmek için kemiklere pim yerleştirilmiş [213, 214] ve harici fiksasyon kullanılarak dizin serbestlik derecelerine sınırlamalar getirilmiştir [211].



Şekil 1.13 Diz eklemindeki kemiksi yapıların hareketini in-vivo ve dinamik olarak görüntülemek için spesifik olarak tasarlanmış düz panel X-ışını detektörü [23].



Şekil 1.14 Test sırasında gönüllünün yürüme aktivitesi ve işaretçilerin yerleşimi [209].

Bu tez çalışmasında da araştırmacı Kanada Calgary Üniversitesi Hastanesi'nde bulunan çift floroskopi cihazı (Şekil 5.10) ile diz eklemi kinematığı üzerine çalışmalar yapmıştır. Bu deneysel çalışmaların sonuçlarını 2019 yılındaki makaleleri ile yayınlamışlardır [26]. Ayrıca, bu tez kapsamında aynı gönüllülere ait 3B diz eklemlerin sonlu elemanlar analiz sonuçları ile deneysel sonuçlar karşılaştırılmıştır. Detaylı bilgi için Bölüm 5.3'e bakınız.

1.9. Validasyon ve Doğrulama

Doğrulama, matematiksel denklemlerin, sayısal prosedürlerin ve bilgisayar kodlarının doğru uygulanmasını inceler. Doğrulanmış bir hesaplama modeli, karşılık gelen yöntemin doğru bir temsili olabilir. Ancak, başarılı ve eksiksiz bir doğrulama, hesaplama modelinin sorunun fiziğini doğru bir şekilde taklit ettiği anlamına gelmez. Validasyon, modelin gerçek dünya sorununu karşılayıp karşılamadığını ve böylece ölçüm yoluyla yapıp yapılmadığını incelemektir [215, 216].

Deneysel validasyon şüphesiz diz eklemının SE modellemesinin en büyük zorluklarından biridir. Diz modelinin tam olarak validasyonu, verilerin birden fazla seviyede ölçülmesini gerektirir. Yani, eklem kinematığından doku gerilim ve gerinim değerlerine kadar olan verilerin çeşitli deneysel çalışmalardan elde edilmesi gereklidir (Detaylı bilgi için lütfen bölüm 1.8'e bakınız). Son zamanlarda diz eklemi biyomekanik çalışmaların validasyonu için bir veri tabanını projesi geliştirilmiştir (proje ismi: Grand Knee Challenge) [217]. Bu veri tabanında, birçok araştırmacının gerçekleştirdiği deneysel çalışmalar ve bu çalışmalardaki diz kinematığı/kinetik ölçümler ile elde edilen reaksiyon kuvvetleri, tibial kontak kuvvetleri gibi birçok veriler mevcuttur. Biyomekanik FE modellerinin kinematığı/kinetiğini doğrulamak için bu projeden yararlanılabilir. Tez kapsamında yapılan tüm çalışmalarda kullanılan diz eklemi 3B SE modellerin ve yumuşak dokuları taklit edilebilmesi için geliştirilen kullanıcı tanımlı alt UMAT yordamın kapsamlı validasyonu ve doğrulması yapılmıştır (bknz. Bölüm 4.2).

2. YUMUŞAK DOKULARIN MEKANİKSEL MODELLERİ İÇİN KURUCU DENKLEMLER

2.1. Lineer Elastik (Tek-fazlı) Model

Lineer elastik model, yumuşak dokular için en geleneksel ve en basit mekanik modeldir [75]. Hooke'ın katı malzemeler için tanımladığı doğrusal elastik modeli baz alır. Bu model, bir uçtan sabitlenen ve diğerinden sıkıştırılmış ya da gerilmiş bir yaya karşılık gelen gerilme ve gerinim arasındaki doğrusal ilişkiyi varsayar. Hooke'un modeli şu şekilde sunulabilir.

$$\sigma = E\varepsilon \quad (2.1)$$

burada σ gerilim, ε gerinim ve E elastik (Young's) modüldür. Bu modelin çeşitli test geometrileri ve protokolleri için uygulanması kolaydır ve sonuç olarak test edilen yumuşak dokunun sertliği elastikiyet modülü ile ifade edilebilir. Ancak, bu basit modelin tek boyutlu bir geometriyle sınırlı olduğu ve dokuları elastik ve izotropik malzeme olarak kabul ettiği anlaşılmalıdır. Hooke yasası, üç boyutlu geometrisi için geliştirilebilir ve daha sonra test edilen yumuşak dokunun mekanik davranışını tanımlamak için Poisson oranına (ν) ihtiyaç vardır. Açıkçası, bu hala viskoelastik ve anizotropik iskelet yumuşak dokuları için yeterli değildir. Hooke yasası, bir matris formu olarak ifade edilirse, anizotropik elastik bir materyal için daha genel bir tanımlama oluşturulabilir.

$$[\sigma] = [C][\varepsilon] \quad (2.2)$$

burada $[\sigma]$ gerilim tensörü, $[\varepsilon]$ gerinim tensörü ve $[C]$ sertlik matrisidir. Anizotropik ve elastik dokunun mekanik davranışını tam olarak tanımlamak için, $[C]$ 'de toplamda 21 sertlik bileşenine ihtiyaç vardır. Elastik simetri, yani ortotropik malzemenin karşılıklı dikey düzlemleri olan malzeme için, $[C]$ 'de dokuz elastik sabite ihtiyaç vardır. Ayrıca, bir düzlemde aynı mekanik özellikleri varsa (örneğin x-y düzleminde) ve bu düzleme normal yönde farklı özellikler varsa (örneğin z ekseninde), $[C]$ ve

malzemede beş bağımsız elastik sabite ihtiyaç vardır ve enine izotropik olarak adlandırılır.

Bir anizotropik elastik malzeme için gerekli tüm sertlik bileşenlerini belirleyebilmesine rağmen, iskelet yumuşak dokularının mekanik davranışı hala bu doğrusal modellerle açıklanamaz. Genel olarak, gerinim küçük olduğunda ve gerilim-gerinim ilişkisinin lineer olduğu düşünüldüğünde, iskelet yumuşak dokuları için lineer elastik model uygulanabilir. Bununla birlikte, birçok yumuşak doku, in vivo olarak büyük gerinime maruz kalırlar. Ayrıca, zamana bağlı davranış (viskoelastisiteye bağlı olarak) ve iskelet yumuşak dokuların sıkıştırma ve çekme gibi farklı mekanik yükler altında davranışını bu basit modellerle açıklanamaz. Bu nedenle, iskelet yumuşak dokularının mekanik karakterizasyonu için daha karmaşık modellere ihtiyaç vardır.

2.2. Bifazik, Poroelastik Model

Bifazik model, eklem içi sıvı hareketini hesaba katan en geleneksel ve sıvı doymuş doku modelidir [75]. Bifazik teoride, katı matris ve akışkanın özünde sıkıştırılmaz ve dağılmadığı varsayılır. Tek değişken faktör, dokudaki sıvı akışıdır. Kurucu denklemler, yani katı, akışkan ve tüm doku için gerilim-gerinim ilişkileri aşağıdaki gibidir.

$$\sigma_s = -\phi_s p \mathbf{I} + \sigma_E \quad (2.3)$$

$$\sigma_f = -\phi_f p \mathbf{I} \quad (2.4)$$

$$\sigma_t = \sigma_s + \sigma_f = -p \mathbf{I} + \sigma_E \quad (2.5)$$

burada σ_s , σ_f ve σ_t katı, akışkan ve toplam gerilme tensörleri ϕ_s ve ϕ_f katı ve sıvı için hacimsel oranlardır. p sıvı basıncı, \mathbf{I} birim tensördür ve σ_E etkin katı tensördür. Gerilme tensörü lineer elastik Hookean katı matrisli bifazik malzeme için (denklem (2.1 ve (2.2'e bakınız). Etkin katı gerilim aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$\sigma_E = \mathbf{C} \epsilon \quad (2.6)$$

Etkin katı gerilim tensörü, sıvı akışı sona erdiğinde, tek başına denge deformasyona direnir. Hem katı hem de sıvı fazlar kendiliğinden sıkıştırılmaz ve homojen olarak kabul edildiğinde, kütle dengesi (süreklilik denklemi) şu şekilde verilir.

$$\nabla(\phi_s v_s + \phi_f v_f) = 0 \quad (2.7)$$

burada v_s ve v_f katı ve sıvı fazın hız vektörüdür. Atalet momenti ihmal edildiğinde (ivme = 0), katı ve sıvıdaki moment denklemleri aşağıdaki gibidir.

$$\nabla\sigma_a + \pi_a = 0 \quad (2.8)$$

$$\pi_s = -\pi_f = \frac{\phi_f^2}{k} (v_f - v_s) = 0 \quad (2.9)$$

$$\nabla\sigma_a = 0 \quad (2.10)$$

burada k geçirgenliği ifade eder. Geçirgenliğin difüzyon sürünme katsayısı “ K ” ile ilişkisi aşağıdaki gibidir.

$$k = \frac{\phi_f^2}{K} \quad (2.11)$$

Geçirgenlik gözeneklilik ve boşluk oranına, yani akışkanın katı içeriğe oranına bağlı olarak aşağıdaki denklemdeki gibi tanımlanabilir.

$$k = k_0 \left(\frac{1 + e}{1 + e_0} \right)^M \quad (2.12)$$

burada k_0 başlangıçtaki geçirgenlik, e_0 ve e sırası ile başlangıç ve o andaki boşluk oranı, ve son olarak M pozitif sabiti temsil eder.

2.3. Fibril Takviyeli Bifazik/Poroelastik Model

Fibril takviyeli bifazik modelde, izotropik bifazik matrise ek olarak fibril ağı (kollajen ağı), yüklemeye altındaki dokuların mekanik tepkisine katkıda bulunur [75]. Böylece, toplam gerilim aşağıdaki olur.

$$\sigma_t = \sigma_{nf} + \sigma_{fibril} - pI \quad (2.13)$$

Denklem 2.13’de σ_{nf} ve σ_{fibril} sırasıyla, fibril olmayan ve fibril ağ gerilimleridir. İzotropik bifazik fibril olmayan matris, Darcy kanunu akışkanın akışıyla ilgili olan Hookean veya Neo-Hookean materyaller olarak modellenenabilir. Fibril olmayan kısım için malzeme parametreleri Young modülü (E_m), Poisson oranı (ν_m) ve geçirgenlik (k) dır. Fibril ağ özellikleri, Young’ın fibril ağı E_f modülü tarafından kontrol edilir. Fibril ağının elastik özellikleri doğrusal olmayan bir ilişki ile karakterize edilebilir.

$$\epsilon_f > 0 \text{ için } E_f = E_f^0 + E_f^\epsilon \quad (2.14)$$

$$\epsilon_f < 0 \text{ için } E_f = 0 \quad (2.15)$$

burada E_f^0 başlangıç fibril ağı elastik modülü, E_f^ϵ ise gerinime bağlı fibril ağı elastik modülüdür. Kollajen fibril gerilimleri (σ_f) ayrıca viskoelastik olarak aşağıdaki gibi modellenenabilir.

$$\sigma_f = - \frac{\eta}{2\sqrt{(\sigma_f - E_f^0 \epsilon_f) E_f^\epsilon}} \dot{\sigma}_f + E_f^0 \epsilon_f + \left(\frac{\eta E_f^0}{2\sqrt{(\sigma_f - E_f^0 \epsilon_f) E_f^\epsilon}} \right) \dot{\epsilon}_f \quad (2.16)$$

burada viskoelastik sönüm katsayısı η ve sırası ile $\dot{\epsilon}$ ve $\dot{\sigma}$ gerilme ve gerinim oranlarıdır.

Fibriller yapı ayrıca derinliğe bağlı oryantasyonuna göre de modellenmiştir [33]. Fibriller, doku için derinliğe bağlı bir gerilme modülüne neden olan kollajenlerdir. Bu kollajenlerin yönelimi ayırma çizgisi metodu ile saptanabilir [218]. Fibriller, artiküler kırırdağın derin bölgesinde dikey olarak, orta bölgede rastgele ve yüzeysel bölgede paralel olarak yönlenir. Fibril oryantasyonunu tanımlamak için iki parametre gereklidir. Bunlar yüzeysel bölgenin (d_{vec}) kalınlığı ve orta bölgede (r_{vec}) kollajen fibrillerinin bükülme yarıçapıdır. Fibrillerin gerilimleri şu şekilde formüle edilebilir.

$$\sigma_f = p_z C \sigma_f \quad (2.17)$$

burada p_z derinliğe bağlı fibril yoğunluğunu temsil eder ve C fibrillerin yoğunluk oranıdır.

3B modellemeyle ilişkili hesaplama maliyetleri ve yakınsama zorlukları nedeniyle, tek bir dokunun mekaniği üzerine yapılan çalışmalarla karşılaştırıldığında, bütünleşik simülasyonlarda kurucu yasalar yaygın bir şekilde kullanılmıştır. Örneğin, bifazik malzeme modelleri, diz eklemi modellemesinde kırık ve meniski için yaygın olarak kullanılmışlardır. Eklem modellerinin çoğunda, kırık dokulara kıyasla daha yüksek sertliklerinden dolayı kemikler rijit olarak kabul edilmiştir. Eklem kırıklarında yaygın olarak tek-faz, doğrusal elastik, homojen ve sabit sertliğe sahip izotropik malzemeler olarak modellenmiştir. Kırık yapılarında, ani yüklerde sıvının dışarı akışı için zaman yoktur ve bu nedenle, doku kısa süre için büyük bir elastik modül ile tek-fazlı malzeme olarak modellenebilir. Bununla birlikte, yükleme hızlı değilse veya diz eklemi zamana bağlı tepkisi isteniyorsa, tek-fazlı varsayım tatmin edici değildir. Ayrıca, dokunun anlık tepkisini öngörmek için sıkıştırılabilir bir malzeme modeli kullanılamaz. Menisküs yaygın olarak lineer elastik, izotropik, enine izotropik veya fibril takviyeli lineer elastik katı olarak kabul edilmiştir. Ligamentler genellikle 1D yay / damper (sönümleyici) elementlerle modellenmiştir. Bazı çalışmalarda ise 3D ve hiperelastik elementlerle modellenmiştir.

2.4. Yarı-statik Viskoelastisite

Fung tarafından önerilen yarı doğrusal viskoelastisite (QLV) teorisi, yumuşak dokuların viskoelastisitesini tanımlayan en yaygın kullanılan yapısal modellerden biri olmuştur [120, 219]. Bu yöntem, ligamentler ve tendonlar gibi lifli dokuları modellemek için yaygın olarak kullanılmıştır [32, 80, 220-223].

Çekme kuvvetine maruz kalmış tek boyutlu doku modeli dikkate alındığında, uzamadan kaynaklanan gerilim, zaman ve gerininin bir fonksiyonu olur. QLV teorisi, gevşeme fonksiyonu olarak adlandırılan gerilim tepkisi geçmişinin, değişkenler üzerinden ifade edilebileceğini varsayar.

$$\mathbf{K}(\varepsilon, t) = G(t)\sigma^e(\varepsilon) \quad (2.18)$$

burada $G(t)$ gevşeme azalma fonksiyonunu sembolize eder ve zamanın bir fonksiyonudur. $\sigma^e(\varepsilon)$, elastik gerilim cevabıdır. Kuvvete maruz kalan doku modelin τ zamandaki ε geriniminde olduğu düşünülürse, gerilim cevabı Denklem 2.19'daki gibi olur.

$$G(t - \tau) \frac{\partial \sigma^e[\varepsilon(\tau)]}{\partial \varepsilon} \delta \varepsilon(\tau), t > \tau \quad (2.19)$$

Süperpozisyon yöntemini uygularsak, t zamanındaki çekme gerilimi, her biri aynı gevşeme azalma fonksiyonu ile ifade edilen tüm geçmiş değişikliklerin katkılarının toplamıdır.

$$\sigma(t) = \int_{-\infty}^t G(t - \tau) \frac{\partial \sigma^e[\varepsilon(\tau)]}{\partial \varepsilon} \frac{\partial \varepsilon(\tau)}{\partial \tau} d\tau \quad (2.20)$$

Denklem 2.20'de integralin alt sınırı, sorunun problemin başlangıcının öncesinde gerçekleştirildiği anlamına gelir. Sıfır gerilim ve $t < 0$ zamanındaki gerilim varsayıldığında, yukarıdaki denklem aşağıdaki gibi düzenlenebilir.

$$\sigma(t) = \sigma(0) \int_0^t G(t - \tau) \dot{\sigma}^e d\tau \quad (2.21)$$

burada $\dot{\sigma}^e$ elastik cevabın zamana göre türevidir.

Gevşeme fonksiyonu, sürekli veya ayırık bir formda ifade edilebilir. Sürekli gevşeme fonksiyonu aşağıdaki gibi formüle edilebilir.

$$G(t) = \frac{1 + c[E_1(t/\tau_2) - E_1(t/\tau_1)]}{1 + c \ln(\tau_2/\tau_1)} \delta \varepsilon(\tau), t > \tau \quad (2.22)$$

burada $E_1(z)$ eksponansiyel integral fonksiyonudur ve aşağıdaki gibi ifade edilir.

$$E_1(z) = \int_z^{\infty} \frac{e^{-t}}{t} dt \quad (2.23)$$

τ_1 , τ_2 ve c gibi viskoelastik katsayılar deneysel çalışmalardan elde edilir. Zaman sonsuza giderken $E_1(t/\tau_1)$ ve $E_1(t/\tau_2)$ ifadeleri sıfıra yaklaşır ve gevşeme azalma fonksiyonu aşağıdaki gibi olur.

$$G(\infty) = \frac{1}{1 + c \ln(\tau_2/\tau_1)} \quad (2.24)$$

Genel olarak, Denklem (2.24) yumuşak bir gerilim gevşemesi sağlar ve histerezis davranışını simüle etmek için kullanılabilir. Bununla birlikte, sürekli formun

karmaşıklığı nedeniyle, gevşeme azalması genellikle bir dizi eksponansiyel fonksiyon açısından ifade edilir.

$$G(t) = 1 + \sum_m g_m \exp\left(-t/\lambda_m\right) \quad (2.25)$$

burada λ_m viskoelastik dağılım için karakteristik zamanı, g_m ise ağırlık sabitini sembolize eder. Genelde, $G(t)$ 'yi ifade etmek için üç terimli bir yaklaşım yeterlidir.

Denklem (2.20)'deki elastik cevap " $\sigma^e(\varepsilon)$ ", yumuşak dokuların doğrusal olmayan gerilim-gerinim davranışına dayanır ve polinom veya eksponansiyel olarak tahmin edilebilir. Sırası ile ikinci dereceden bir polinom ve eksponansiyel fonksiyon olarak aşağıdaki gibi ifade edilir.

$$\sigma^e(\varepsilon) = A\varepsilon + B\varepsilon^2 \quad (2.26)$$

$$\sigma^e(\varepsilon) = C(e^{D\varepsilon} - 1) \quad (2.27)$$

Materyal sabiti olan A, B, C ve D değerleri tek eksenli çekme testlerinden elde edilir [220, 224].

2.5. Neo-Hookean Hiperelastisite

Hiperelastik bir malzeme için, gerilim-gerinim ilişkisi, yük altındaki malzemede depolanmış enerjinin bir ölçüsü olan elastik enerji fonksiyonundan türetilir. Malzeme davranışı elastik olduğu için, kurucu davranış sadece mevcut deformasyon durumunun bir fonksiyonudur. Yani viskoelastik malzemelerin aksine deformasyon geçmişi mevcut gerilim durumuna katkısı yoktur.

Bir malzeme noktasının koordinatı küçük " \mathbf{x} " ile ve referans koordinatı büyük " \mathbf{X} " ile gösterirsek, deformasyon gradyanı " \mathbf{F} " ve onun determinanı " J " aşağıdaki gibi tanımlanabilir.

$$\mathbf{F} = \frac{\partial \mathbf{x}}{\partial \mathbf{X}} \quad J = \det(\mathbf{F}) \quad (2.28)$$

Deformasyon gradyanı, referans çerçevedeki vektörlerden geçerli çerçevedeki vektörlere dönüştürülebilir. Jakobiyen (J), element bazında toplam hacim değişikliğini verir.

$$dv = JdV \quad (2.29)$$

buradaki “dv” element bazında deforme olmuş hacim ve “dV” ise deforme olmadan önceki referans hacmi sembolize eder. Sıkıştırılamaz bir malzeme için $J = 1$ değerini alır.

Deformasyon gradyanı, sayısal yakınsama sorunlarını önlemek için sıkıştırılamaz ve neredeyse sıkıştırılamaz malzemeler için hacimsel ve bozulma bileşenlerine ayrılır. Genellikle az miktarda hacimsel deformasyona izin vermek için sıkıştırılamaz bir formülasyon yerine neredeyse sıkıştırılamaz bir formülasyon kullanılır [225]. Deformasyon gradyanının bozulma bileşeni olan “ $\bar{\mathbf{F}}$ ”, hacimde herhangi bir değişiklik içermez.

$$\det(\bar{\mathbf{F}}) = 1 \quad (2.30)$$

Bu değer aşağıdaki denklemden elde edilir.

$$\bar{\mathbf{F}} = J^{-1/3} \mathbf{F} \quad (2.31)$$

Hiperelastik bir malzeme için, deformasyon sırasında gerilmeler tarafından yapılan iş sadece malzemenin ilk konfigürasyonuna ve son durumuna bağlıdır. Bu iş, birim deforme olmayan hacim başına depolanmış gerinim enerjisi fonksiyonu veya elastik potansiyeli “W” olarak ifade edilir. İkinci Piola-Kirchhoff gerilimi “S”, gerinim enerjisi fonksiyonundan aşağıdaki gibi elde edilir.

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}} \quad (2.32)$$

buradaki “C” sağ Cauchy-Green deformasyon tensörü ifade eder ve aşağıda deformasyon gradyanı ile ilişkisi belirtilir.

$$\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \mathbf{F} \quad (2.33)$$

Cauchy gerilimi, ikinci Piola-Kirchhoff gerilimine ileri öteleme yöntemi uygulanarak elde edilebilir.

$$\boldsymbol{\sigma} = J^{-1} \mathbf{F} \mathbf{S} \mathbf{F}^T \quad (2.34)$$

Neredeyse sıkıştırılmaz bir Neo-Hookean malzeme için gerinim enerjisi fonksiyonu aşağıdaki gibi ifade edilebilir.

$$W(\mathbf{C}) = \bar{W}(\mathbf{C}) + U(J) = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{D_1}(J - 1)^2 \quad (2.35)$$

Yukarıdaki denklemde, “ \bar{W} ” bozulma bileşeni temsil eder ve “ U ” gerinim enerjisinin hacimsel kısmıdır. Malzeme sabitleri olan “ C_{10} ” ve “ D_1 ”, sırasıyla kesme modülü ve bulk modülünün ölçüleridir. “ \bar{I}_1 ”, bozulmuş sağ Cauchy-Green deformasyon tensörünün birinci sabitidir. Bozulmuş sağ Cauchy-Green deformasyon tensörü “ $\bar{\mathbf{C}}$ ” aşağıdaki gibi ifade edilebilir.

$$\bar{\mathbf{C}} = \bar{\mathbf{F}}^T \bar{\mathbf{F}}, \quad \bar{I}_1 = \text{tr}(\bar{\mathbf{C}}) = \bar{\mathbf{C}} : \mathbf{I} \quad (2.36)$$

burada “ \mathbf{I} ” birim tensördür. Denklem (2.31), (2.33) ve (2.36)’dan aşağıdaki denklem türetilebilir.

$$\bar{\mathbf{C}} = J^{-2/3} \mathbf{C}, \quad \bar{I}_1 = J^{-2/3} \text{tr}(\mathbf{C}) = J^{-2/3} \mathbf{C} : \mathbf{I} \quad (2.37)$$

Denklem (2.32) ve (2.35), ikinci Piola-Kirchhoff gerilimini elde etmek için kullanılır.

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}} = 2C_{10} \left(\frac{\partial \bar{I}_1}{\partial \mathbf{C}} \right) + \frac{4}{D_1} \frac{\partial J}{\partial \mathbf{C}} (J - 1) \quad (2.38)$$

Denklem (2.36) ve (2.37) kullanılarak aşağıdaki Denklem (2.39) yazılabilir.

$$\begin{aligned} \frac{\partial \bar{I}_1}{\partial \mathbf{C}} &= \frac{\partial}{\partial \mathbf{C}} \left(J^{-2/3} (\mathbf{C} : \mathbf{I}) \right) = \frac{\partial J^{-2/3}}{\partial \mathbf{C}} (\mathbf{C} : \mathbf{I}) + J^{-2/3} \mathbf{I} \\ &= -\frac{2}{3} \frac{\partial J}{\partial \mathbf{C}} J^{-5/3} (\mathbf{C} : \mathbf{I}) + J^{-2/3} \mathbf{I} \end{aligned} \quad (2.39)$$

$$\frac{\partial J}{\partial \mathbf{C}} = \frac{1}{2} J \mathbf{C}^{-1} \quad (2.40)$$

Denklem (2.40)’dan yararlanarak Denklem (2.39) aşağıdaki gibi basitleştirilebilir.

$$\frac{\partial \bar{I}_1}{\partial \mathbf{C}} = -\frac{1}{3} \left(J^{-2/3} \mathbf{C}^{-1} (\mathbf{C} : \mathbf{I}) \right) + J^{-2/3} \mathbf{I} \quad (2.41)$$

$$= J^{-2/3} \left(-\frac{1}{3} (\mathbf{C}^{-1}(\mathbf{C}:\mathbf{I}) + \mathbf{I}) \right)$$

$$= J^{-2/3} \left(-\frac{1}{3} (\mathbf{C}^{-1}\text{tr}(\mathbf{C}) + \mathbf{I}) \right)$$

Denklem (2.38) ve (2.40)'tan aşağıdaki denklem türetilebilir.

$$\mathbf{S} = 2C_{10}J^{-2/3} \left(-\frac{1}{3} (\mathbf{C}^{-1}\text{tr}(\mathbf{C}) + \mathbf{I}) \right) + \frac{2}{D_1} J \mathbf{C}^{-1} (J - 1) \quad (2.42)$$

Cauchy gerilimi, yukarıdaki denklemlerin verdiği bilgiler ışığında Denklem (2.34)'den yararlanılarak aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$\boldsymbol{\sigma} = J^{-1} \mathbf{F} \mathbf{S} \mathbf{F}^T = 2C_{10}J^{-5/3} \mathbf{F} \left(-\frac{1}{3} \mathbf{C}^{-1}\text{tr}(\mathbf{C}) + \mathbf{I} \right) \mathbf{F}^T + \frac{2}{D_1} (J - 1) \mathbf{F} (\mathbf{C}^{-1}) \mathbf{F}^T \quad (2.43)$$

Sol Cauchy-Green deformasyon tensörü “B” aşağıdaki gibi tanımlanabilir.

$$\mathbf{B} = \mathbf{F} \mathbf{F}^T \quad (2.44)$$

Denklem (2.43) aşağıdaki gibi tekrardan yazabiliriz.

$$\boldsymbol{\sigma} = 2C_{10}J^{-5/3} \mathbf{F} \left(-\frac{1}{3} \text{tr}(\mathbf{C}) \mathbf{I} + \mathbf{B} \right) + \frac{2}{D_1} J (J - 1) \mathbf{I} \quad (2.45)$$

Aşağıdaki eşitlikten B ve C'nin ilk sabitleri eşit olduğu görülmektedir.

$$\text{tr}(\mathbf{C}) = \text{tr}(\mathbf{F}^T \mathbf{F}) = \text{tr}(\mathbf{F} \mathbf{F}^T) = \text{tr}(\mathbf{B}) \quad (2.46)$$

Bu eşitlikten dolayı, Denklem (2.45)'teki Cauchy gerilimi aşağıdaki formu alır.

$$\boldsymbol{\sigma} = 2C_{10}J^{-5/3} \mathbf{F} \left(-\frac{1}{3} \text{tr}(\mathbf{B}) \mathbf{I} + \mathbf{B} \right) + \frac{2}{D_1} J (J - 1) \mathbf{I} \quad (2.47)$$

Bozulmuş sol Cauchy-Green deformasyon tensörü aşağıdaki gibi ifade edilirse:

$$\bar{\mathbf{B}} = \bar{\mathbf{F}} \bar{\mathbf{F}}^T = J^{-2/3} \mathbf{B}, \quad \text{tr}(\bar{\mathbf{B}}) = J^{-2/3} \text{tr}(\mathbf{B}) \quad (2.48)$$

Cauchy geriliminin son hali aşağıdaki gibi olur.

$$\sigma = \frac{2C_{10}}{J} \left(-\frac{1}{3} \text{tr}(\bar{\mathbf{B}}) \mathbf{I} + \bar{\mathbf{B}} \right) + \frac{2}{D_1} J(J-1) \mathbf{I} \quad (2.49)$$

Denklem (2.49), indis notasyonunda aşağıdaki gibi ifade edilir.

$$\sigma_{ij} = \frac{2C_{10}}{J} \left(-\frac{1}{3} \text{tr}(\bar{\mathbf{B}}_{ij}) \delta_{ij} + \bar{\mathbf{B}}_{ij} \right) + \frac{2}{D_1} J(J-1) \bar{\mathbf{B}}_{ij} \quad (2.50)$$

burada “ δ_{ij} ” ifadesi Kronecker simgesidir

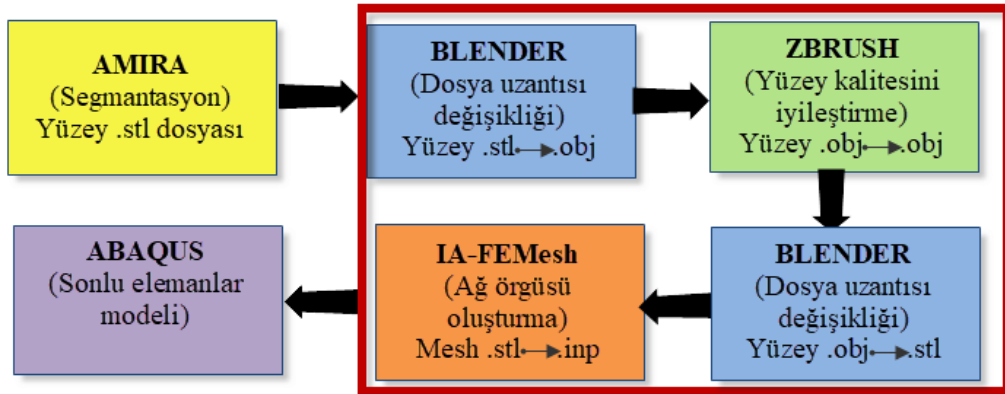
.



3. İNSAN DİZ EKLEMİNİN SONLU ELEMANLAR MODELİNİN OLUŞTURULMASI VE KİNEMATİK VERİLERİN ELDE EDİLMESİ

3.1. Diz Eklemi 3B Sonlu Elemanlar Modeli Oluşturulması

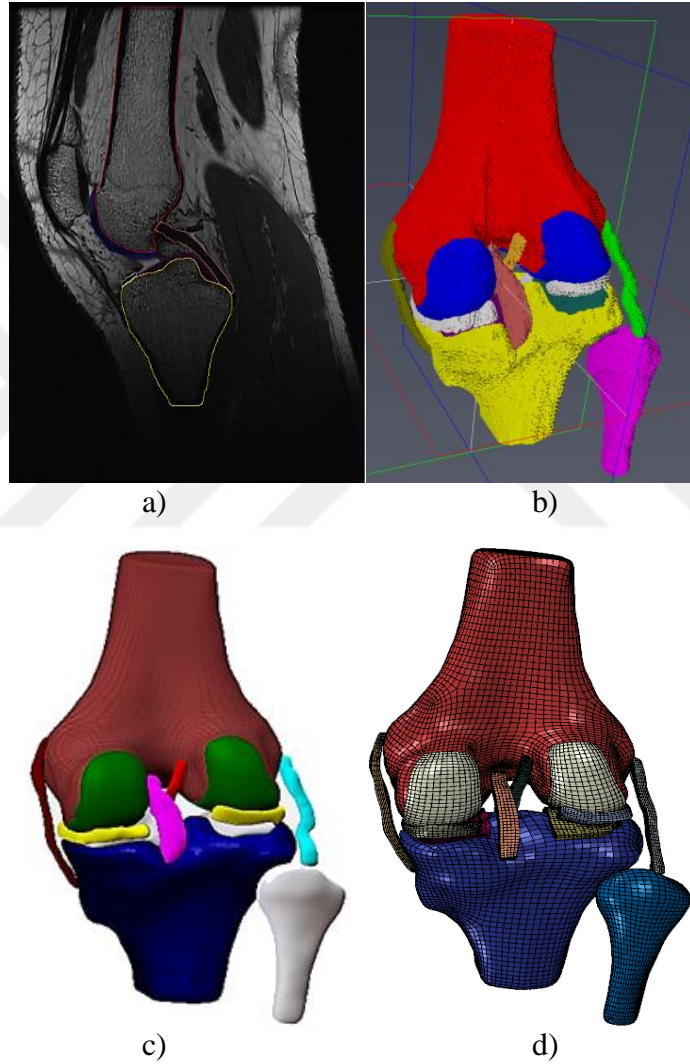
Diz eklemindeki dokuların mekanik davranışını, sonlu elemanlar analizi (ABAQUS) yazılımı kullanılarak öngörmek için kişiye özgü diz ekleminin sonlu elemanlar modeli oluşturulması gerekmektedir. Diz ekleminin 3B geometrisi, genellikle eklemin Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG), Bilgisayarlı Tomografi (BT) veya Mikro-BT'den elde edilen görüntü kümelerinden yararlanılarak yeniden oluşturulur. MRG görüntüleri genellikle yumuşak dokuların yeniden yapılandırılması için tercih edilirken, BT görüntüleri ise sert dokular (kemikler) için daha uygundur. Mimics (Materialize, Leuven, Belçika), Simpleware (Exeter, İngiltere), AMIRA (Thermo Fisher Scientific, Carlsbad, ABD) gibi görüntü işleme yazılım paketleri ve (Seattle, WA, ABD), ZBrush (Pixologic, LA, ABD) gibi geometrik modelleme paketleri 2B'den 3B geometriyi yeniden yapılandırmak için kullanılabilir.



Şekil 3.1. Diz ekleminin sonlu elemanlar modelini oluşturmak için kullanılan yazılımın akış şeması. Yazılım isimleri kalın harflerle gösterilmiştir, yazılımın temel amacı parantez içerisinde gösterilmektedir, yazılımların dosya uzantıları en alt kısımda belirtilmiştir. Blender, dosyaların biçimini değiştirmek için kullanılmıştır.

Bu çalışmada AMIRA, MR görüntü yığınlarından kişiye özgü 3B diz eklemi modeli oluşturmak için kullanılmıştır. ZBrush yazılımı, bir önceki procesten elde edilen kaba 3B diz eklemi pürüzsüz hale getirmek için kullanılmıştır. Elde edilen 3B diz

ekleminin yüzey pürüzsüzlüğü ve kalitesinden emin olduktan sonra, IA-FEMesh (Iowa Üniversitesi, Iowa City, IA) yazılımı ile ağ örgüsü işlemi gerçekleştirilmiştir. Böylelikle, ağ örgüsü gerçekleşen 3B model sonlu elemanlar analizi olan ABAQUS'te kullanılacak hale gelmiş olur. Açık kaynak kodlu olan Blender yazılımı, programlar arasında dosya formatı uyumu sağlanması için kullanılmıştır. Diz ekleminin sonlu elemanlar modelini oluşturmak için kullanılan yazılımın akış şeması Şekil 3.1'de görülmektedir.



Şekil 3.2. Diz ekleminin yeniden yapılandırılması ve 3B sonlu elemanlar modeli: a) sagittal düzlemdeki manyetik rezonans görüntü dizisi (segmentasyon işlemi), b) diz eklemi 3B kaba modeli (üçgen elementlerden oluşturulmuştur), c) 3B pürüzsüz diz eklemi modeli yüzey (üçgen elementler dörtgen elementlere çevrilmiştir), d) diz eklemi sonlu elemanlar modeli.

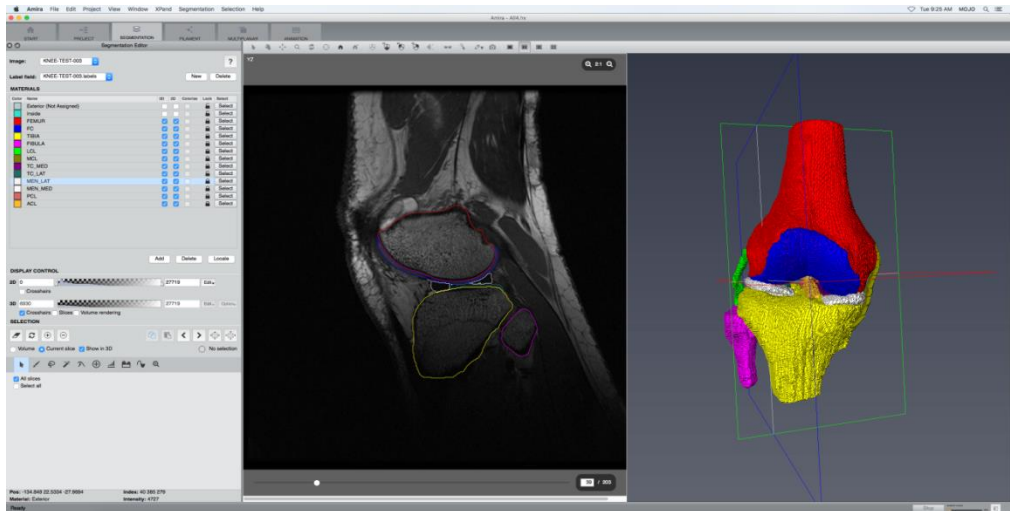
3.1.1. Segmentasyon ve geometrinin yeniden yapılandırılması

Diz eklemi MR görüntüleri, Calgary Üniversitesi Araştırma Hastahanesi radyoloji biriminde 56,7 kg ağırlığındaki sağlıklı bir genç kadın denekten elde edilmiştir. Bu görüntüler, hasta yatar pozisyonunda diz eklemi yük altında değilken, Seaman Ailesi Manyetik Rezonans Araştırma Merkezi'nde (Calgary/Kanada) bulunan 3 Tesla gücündeki MRG cihazı tarafından kaydedilmiştir. Görüntüler, deforme olmayan dokuların (kıkırdak, menisküs, ligamentler) ve kemiklerin üç boyutlu geometrisini görselleştirmesine olanak sağlamıştır. Eklem görüntüleri, diz tam ekstansiyonda olacak şekilde rahat bir durumda toplanmıştır. MRG protokolü, eklem çizgisinin 20 cm üstünde ve altında diz eklemine yüksek çözünürlüklü FIESTA taramasını içeriyordu (kararlı durumda serbest hassasiyet (SSFP) ST 1mm; kesit aralığı (SS) 0,5 mm; görüş alanı (FOV) 24x24cm; matris 512x512 piksel; 200 kesit; TE 2,32ms; TR 7,513ms; TA 7'01"). En küçük ayırt edilebilir görüntü ögesini temsil eden piksel boyutu 0,35 mm'dir. MR görüntüleri tıpta dijital görüntüleme ve iletişim (DICOM) formatındadır. MR görüntü yığınından geometriyi yeniden yapılandırmak için AMIRA yazılımı kullanılmıştır. AMIRA yazılımı ile gerçekleştirilen prosedür, bize kaba ve kalitesiz yüzeyler sahip bir 3D diz eklemi geometrisi sahip olmamızı sağlamıştır.

Geometri yeniden yapılandırılmasının temel adımlardan biri, MR görüntülerden dokuların sınırlarını kesin olarak seçmektir. Bu işleme segmentasyon denir ve bu prosedür, 3D verilerine sahip MR görüntülerindeki belirli bir dokuyu tanımlamak için manuel'den tam otomatik algoritmalara kadar olan segmentasyon editörü araçları veya farklı gelişmiş segmentasyon algoritmaları kullanılarak gerçekleştirilebilir. Sert dokular (kemikler) MR görüntüsünde otomatik / yarı otomatik olarak tanımlanacak kadar yeterli kontrasta sahiptir. Bu nedenle, kemik dokularında sadece büyük görüntü değişimleri içeren kesitlerde doku sınırları seçilmiş ve AMIRA segmentasyon bölümünde bulunan interpolate ve doldurma seçenekleri ile yarı otomatik olarak kemiksi yapıların yeniden yapılandırılması gerçekleştirilmiştir. Bu tezin simülasyonlarında kemikler rijit varsayıldığı ve SE modelinde sadece dış yüzeyleri temsil edildiği için, bu yöntem sadece kemikli yapıların yeniden yapılandırılmasında pratiklik sağlamıştır.

Kemiklerin aksine, yumuşak dokuların kontrastı normalde otomatik veya yarı otomatik bir segmentasyon için yetersizdir. Ayrıca, kırıkdağlar gibi yumuşak dokular diğer kısımlara kıyasla incedir ve hassas sınır seçimine ihtiyaç duyar. Sınırlar doğru seçilmezse, yeniden yapılandırılmış diz düzeneği, temas eden bölgelerde SE çözümünde yakınsama problemlerine sebep olabilecek penetrasyonlara sahip olacaktır. Bu nedenle, yumuşak dokuların yeniden yapılandırılması (özellikle temas eden yapılar: femoral kırıkdağ, tibial kırıkdağlar ve menisküs) yüksek düzeyde doğruluk ve odaklanma gerektirir.

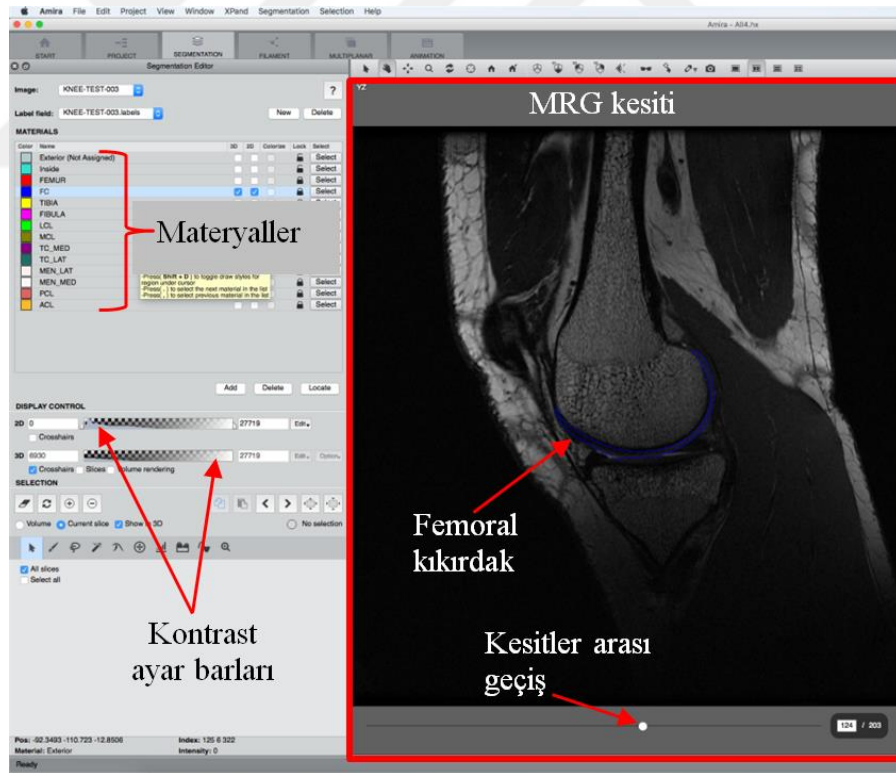
Yumuşak dokuların boyutları çok küçük olduğundan segmentasyon için manuel bir yöntem kullanılmıştır. Doku sınırları belirlemeden önce görüntü kontrastını artırmak için kontrast ayar barı istenilen değerlere ayarlanmıştır. 3B oluşturulması istenen doku için yeni materyal oluştur seçeneği kullanılmış ve her bir dokuda farklı materyal oluşturulmuştur. Örneğin, Şekil 3.4’de femur, artiküler kırıkdağlar, meniski ve ligamentler gibi farklı bir yapıları temsil eden on iki farklı materyal oluşturulmuştur (Materyal bölümünde sadece femoral kırıkdağın 2B görüntüsü seçili olduğu için MR görüntüsünde sadece femoral kırıkdağın sınırları gözükmemektedir). Aşağıda, sadece MR görüntünün sagittal yönünü gösterilmiştir. İstenildiği takdirde ekranı üç anatomik düzlemde (sagittal, transvers ve vertikal) ve 3D görünümde verileri gösteren dört alt pencereye ayrılabilir.



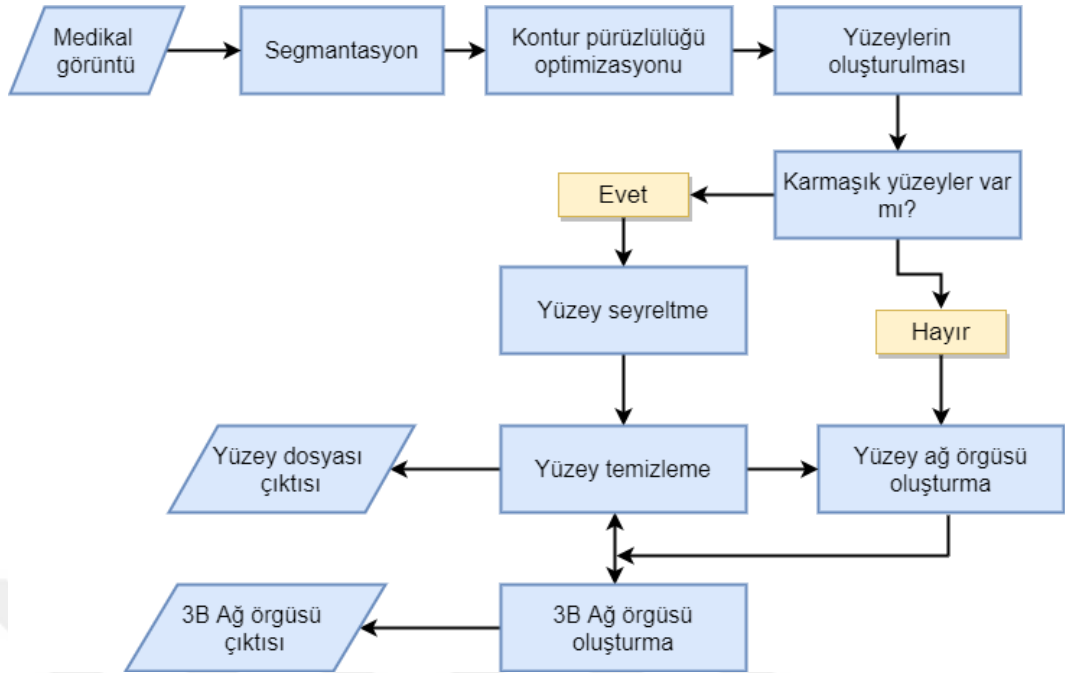
Şekil 3.3. AMIRA segmentasyon sekmesinin ekran alıntısı. Doku sınırlarını belirtilerek segmentasyon işlemi gerçekleştirilmiştir. Her bir doku farklı renkteki çizgilerle seçilmiştir. Ekranın solundaki iki boyutlu görüntü diz ekleminin sagittal pozisyonundaki görüntüsüdür. Ekranın sağ tarafında ise temel dokuları içeren kaba diz eklemi geometrisi görülmektedir.

Segmentasyon yapıldıktan sonra, geometriyi yeniden yapılandırmak için AMIRA'nın Surface Generator özelliği kullanılmıştır. İlk 3B geometri oluşturulduktan sonra, model doğruluğunu artırmak ve yüzeyleri pürüzsüzleştirmek için bazı ekstra düzenlemeler gerçekleştirilmiştir. Bu, gereksiz kenarlar / köşeler, küçük boşluklar ve keskin kenarlar gibi ağ oluşumunda zorluklara veya gereksiz yoğun ağlara neden olabilecek artefaktlar ortadan kaldırılarak yapılmıştır.

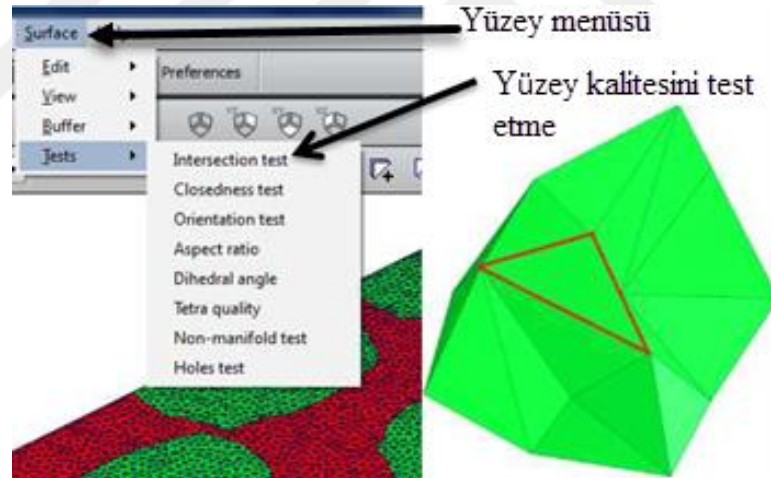
Yukarıdaki paragrafta bahsedildiği gibi sonlu elemanlar analizinden doğru sonuçları elde etmenin, analiz çözüm sırasında yakınsama problemlerden ve bilgisayar hesaplama maliyetlerinden kaçınmanın ilk adımı iyi bir geometri elde etmektir. Bunu da geometriyi oluşturan element sayısı, elementlerin kritik en-boy oranı, gereksiz ağ yapıları, kayıp kenarlar gibi etkenler neden olur. Bunların üstesinden gelmek için AMIRA yazılımında aşağıdaki adımlar (Şekil 3.5) sırası ile takip edilmiş ve oluşturulan model yukarıda bahsedilen etkenler açısından test edilmiştir (Şekil 3.6).



Şekil 3.4. AMIRA yazılımında femoral kırıkdağın sınırların belirlenmesi ve başlıca kullanılan menüler (kontrast ayar barı vb.)



Şekil 3.5. AMIRA yazılımında kaliteli bir 3B model etmeyi gösteren akış diyagramı

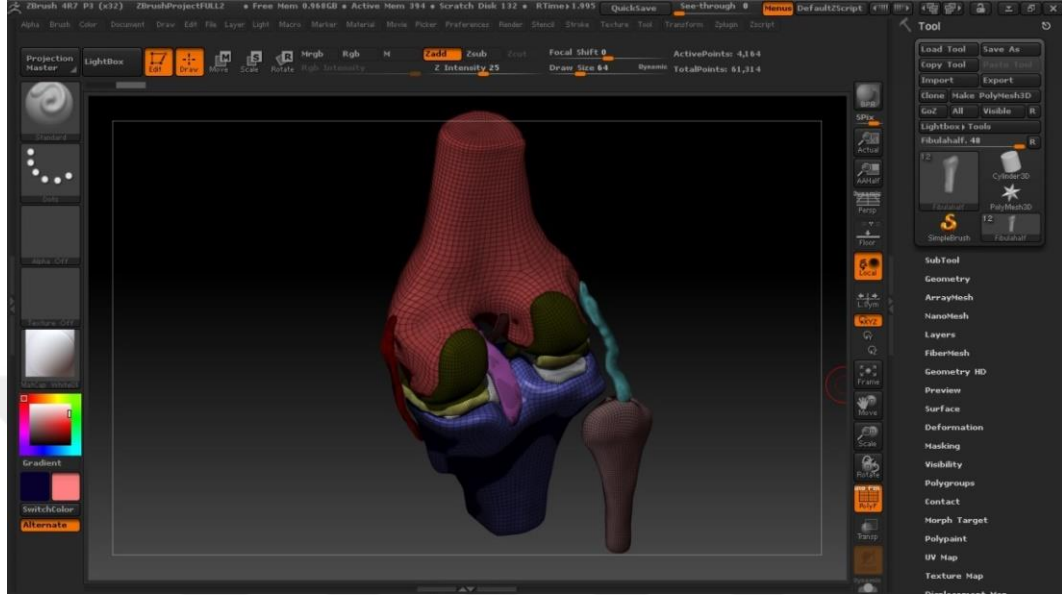


Şekil 3.6. AMIRA test sekmesi. Bu bölümde geometriyi oluşturulan parametrelerin kalitesi kontrol edilmiştir. Kalitesi düşük olarak tespit edilen parametre düzenleme penceresinde bulunan araçlar sayesinde düzeltilmiştir.

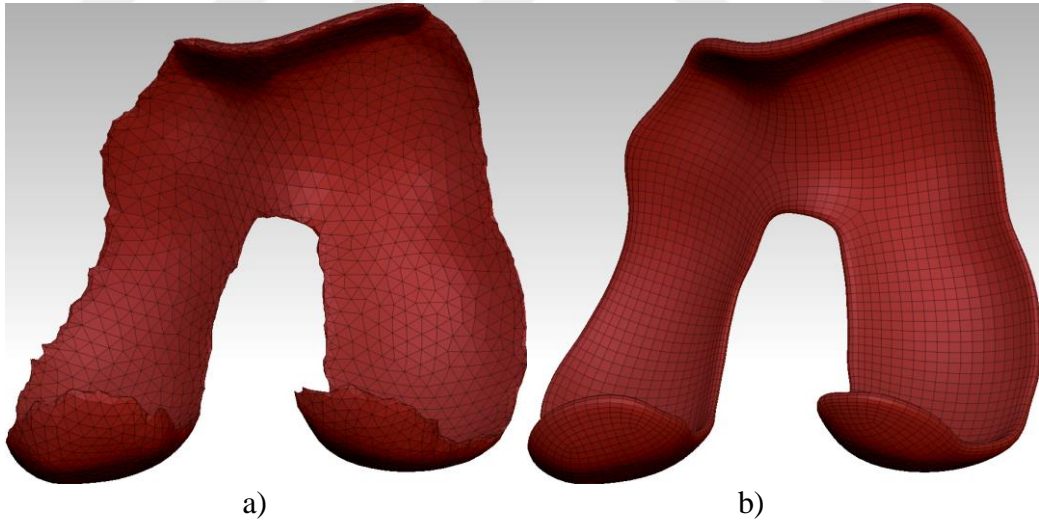
3.1.2. Diz eklemi 3B modelin geometri kalitesinin iyileştirilmesi

AMIRA'da kemiklerin ve dokular için ne kadar kaliteli yüzeyler oluşturulmaya çalışılsa da, sonlu elemanlar simülasyonları için uygun bir ağ oluşturmak için ek adımlar gerekir. Bu adımda iki problemin üstesinden gelinmeye çalışılır. Bunlardan birincisi şeklin yapısından ödün vermeden pürüzlülüğün giderilmesi ve ikincisi ise

üçgen ağ yapısıyla oluşturulmuş geometrinin düzlemsel dörtgen ağ yapısına dönüştürülmesidir. Bunlar için sektörde dijital heykeller ve animasyonlar oluşturmak için kullanılan Zbrush yazılımından yararlanılmıştır (Şekil 3.7 ve Şekil 3.8).



Şekil 3.7. ZBrush ekran görüntüsü.

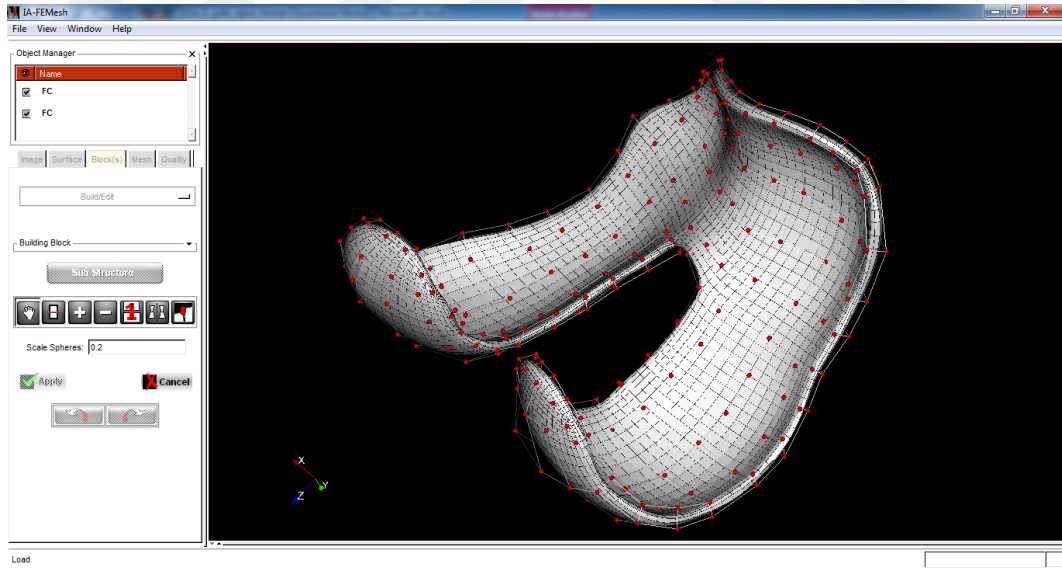


Şekil 3.8. Femoral kıkırdak modelin üçgen ağ yapısını dörtgen ağ yapısına dönüştürülmesi ve model yüzeyinin pürüzlülüğün giderilmesi: a) AMIRA çıktısı, b) Zbrush çıktısı.

3.1.3. 3B Diz eklemi ağ örgüsünün oluşturulması

Sonlu elemanlar ağ yapısı, görüntü işleme yazılımlarının yerleşik fonksiyonları kullanılarak oluşturulabilir. Alternatif olarak, ağ örgüsü oluşturma işlemi ABAQUS gibi sonlu elemanlar programlarında veya HyperMesh (Altair, Troy, MI, ABD), IA-

FEMesh (Iowa Üniversitesi, Iowa City, IA) gibi özel programlama programları ile de gerçekleştirilebilir. Bir görüntü işleme yazılımının ve üçüncül programının ağ örgüsü oluşturma araçları arasındaki seçim esas olarak gerekli örgü tipine dayanır. Mevcut görüntüleme yazılımı ağ örgüsü oluşturma üzerinde sınırlı kontrol sağlar. Örneğin, saf dörtgen elemanlara ihtiyaç duyuluyorsa, görüntüleme yazılımı ağ örgüsü oluşturma işlemini gerçekleştiremeyebilir. Çalışmamızda yumuşak dokular ve sert dokular için saf dörtgen elemanlara ihtiyaç vardır. Özellikle sıvı basıncılandırma göz önüne alındığında kontak analizinde üçgen elemanlar yakınsamanın çok yavaş olmasına neden olur [48]. Sonlu elemanlar (SE) analizi, kas iskelet araştırmalarında değerli bir araçtır. Bununla birlikte, ağ örgüsü geliştirmeyle ilgili talepleri gerçekleştirmek genellikle zordur. İçerisinde femoral ve tibial kırık gibi yapılar bulunmasından dolayı diz eklemleri çok karmaşık bir yapıya sahiptir. ABAQUS gibi SE analiz programını kullanarak karmaşık yapıda ağ yapısını oluşturmak uzun zaman alabilir. Bu nedenle çalışmamızda, özellikle biyolojik dokular için geliştirilen üçüncül ağ örgüsü oluşturma programı olan IA-FEMesh tercih edilmiştir.



Şekil 3.9. Femoral kırıkdağın IA-FEMesh programı ile ağ örgüsünün oluşturulması

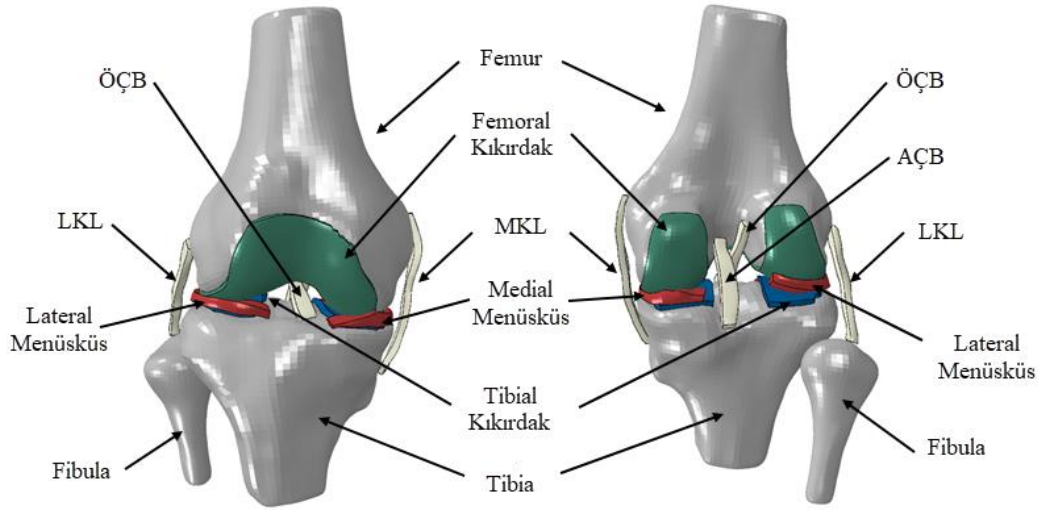
Yumuşak dokuları ayırtmak için saf altı yüzlü elemanlara ihtiyaç vardır. Bunun nedeni, dört yüzlü elemanların kontak analizi için özellikle sıvı basıncı göz önüne alındığında (konsolidasyon analizi) yakınsamanın çok yavaş olmasından kaynaklanmaktadır [226]. Gözenek basıncı serbestlik derecesine sahip ve kontak

simülasyonları (C3D10MP) için kullanılabilen sadece bir tip dört yüzlü elemanın bulunur. Altı yüzlü elemanlarla karşılaştırıldığında, bu dört yüzlü eleman, benzer bir doğruluk seviyesi sağlamak için daha yoğun kafeslere (ve daha fazla hesaplama gücüne) ihtiyaç duyar [226]. Bunun dışında, doku model elementlerin en-boy ve çarpıklık (distortion) oranı ağ örgü kalitesini belirleyen en önemli faktörlerdir. Bu nedenle ABAQUS yazılımında IA-FEMesh'ten elde edilen ağ örgüsünün kalitesi incelenmiştir. Aşağıdaki tabloda, oluşturulan diz eklemine yapılarının eleman tipi, sayısı ve kalitesi ile ilgili detaylar göstermektedir.

En-boy (aspect ratio) oranı, bir ağ örgüsü elemanının tüm kenarlarının eşit uzunlukta olmasına olan sapmasının ölçüsüdür. Bu değer büyük olması, ağ kalitesinin kalitesiz olmasına sebep olur. Bu nedenle en-boy oranının 10'dan düşük olmasına gayret gösterilmiştir. Yüksek çıkan modellere tekrar ağ örgüsü oluşturulmaya çalışılmıştır. Bu durum istenin en-boy oranı elde edilene kadar tekrar edilmiştir. Dörtgen kenar açısı (Quad-face corner angle), dörtgen elemanlar için ağ örgü kalitesini belirleyen başka faktördür. Bu değer, belirlenen en büyük değer ile en küçük değer arasında olmalıdır. Çalışmamızda en küçük açı değeri 30 en büyük açı değeri 145 derece seçilerek doğrulama yapılmıştır. Hatalı eleman sayısı ABAQUS çözücüsünü çalıştırdığında yüksek ihtimal problem yakınsama hatasına sebep olur ve analizi durdurabilir.

Tablo 3.1 Diz eklemine oluşturan yapılarının eleman tipi, eleman sayısı ve kalitesi ile ilgili parametreler

Dokular	Eleman Tipi	Eleman Sayısı	Hatalı eleman sayısı	En-boy oranı
Ön çapraz bağ (ÖÇB)	C3D8	975	0	1.76
Arka çapraz bağ (AÇB)	C3D8	925	0	1.76
Lateral Kollateral Ligament (LKL)	C3D8	1075	0	2.18
Medial Kollateral Ligament (MKL)	C3D8	950	0	3.56
Femoral Kıkırdak	C3D8P	7608	0	3.54
Tibial Kıkırdak	C3D8P	3968	0	2.72
Meniski	C3D8P	6220	0	2.72
Femur	R3D4	5704	0	1.42
Tibia	R3D4	3188	0	1.23
Fibula	R3D4	1862	0	1.69



Şekil 3.10. Oluşturulan 3 boyutlu sonlu elemanlar diz eklemi modeli. Model, kemikler (femur, tibia ve fibula), femoral ve tibial kıkırdak, meniski ve dört ana ligamentlerden (ÖÇB, AÇB, LKL ve MKL) oluşmaktadır.

Diz eklemine her dokusu için ağ örgüsü doğrulaması gerçekleştirildikten sonra üç boyutlu eklem montajını oluşturmak üzere ABAQUS yazılımına aktarıldı ve tüm dokular ABAQUS yazılımında birleştirildi (Şekil 3.10).

3.2. Diz Eklemi Kinematik Verilerin Elde Edilmesi

Bu çalışmada oluşturulan 3B sonlu diz eklemi modelinin kinematik verilerinin elde edilmesinin nedeni bu modelin SE analiz sonuçlarının validasyonu sağlamaktır (Bölüm 5.3). Bu verilerin bazıları ABAQUS programında yük ve sınır şartları olarak kullanılırken bazıları da sonlu elemanlar analiz sonucunda elde edilen veriler ile karşılaştırılmak için kullanılmıştır. Diz eklemine kinematik verilerini 6 serbestlik derecesinde elde etmek için çift floroskopi sistemi kullanılmıştır (Şekil 5.10). Bu deneysel çalışmayı araştırmacı TÜBİTAK 2214-A burs desteği ile ziyaret ettiği Calgary Üniversitesi'nde gerçekleştirmiştir. Diz eklemi kinematik verilerin elde etme süreçleri detaylı olarak Bölüm 5.2'de anlatılmıştır.

4. MATEMATİKSEL MODEL VE UMAT ALTYORDAMI

4.1. Matematiksel Model

Bu bölümde, tez çalışması boyunca kullanılan yumuşak dokular için kullanılan kurucu denklemler ve bu denklemleri ABAQUS çözücüsüne dâhil etmek için geliştirilen UMAT altyordamı açıklanmaktadır. Yumuşak dokuların matematiksel modelleri detaylı olarak Bölüm 1.3 ve Bölüm 2.3’de bahsedilmiştir. Fibril takviyeli modellerin, dokuda yüksek sıvı basıncını hesaba katarak daha gerçekçi sonuçlar elde etmede önemli bir model olduğu görülmüştür. Bu nedenle, diz eklemi modelimizin sonlu eleman analizleri için fibril takviyeli modeller tercih edilmiştir. Fibril takviyeli model, bir fibril ağı ile takviye edilen ve sıvı ile doymuş bir katıyı göz önüne almaktadır. Kollajen fibriller için kullanılan kurucu denklemler Fung [219] tarafından geliştirilen yarı doğrusal viskoelastik teoriden elde edilmiştir. Fibril olmayan matris için ise neo-Hookean hiperelastik teoriden yararlanılmıştır (Bölüm 2.5). Fibriller X, Y ve Z yerel koordinat sistemine göre yönlendirilmiş ve X fibril yönü olarak belirlenmiştir. Bu yerel koordinat sisteminin bir örneği Şekil 4.1’de gösterilmektedir.

Yarı doğrusal viskozite teorisine göre, yük altındaki fibril matrisinde oluşan çekme gerilmesi (Cauchy gerilimi) aşağıdaki denklemdeki gibi ifade edilir.

$$\sigma_x^f(t) = \sigma_x^f(0) + \int_0^t G(t - \tau) \frac{\partial \sigma_x^e}{\partial \varepsilon_x} \frac{\partial \varepsilon_x}{\partial \tau} d\tau \quad (4.1)$$

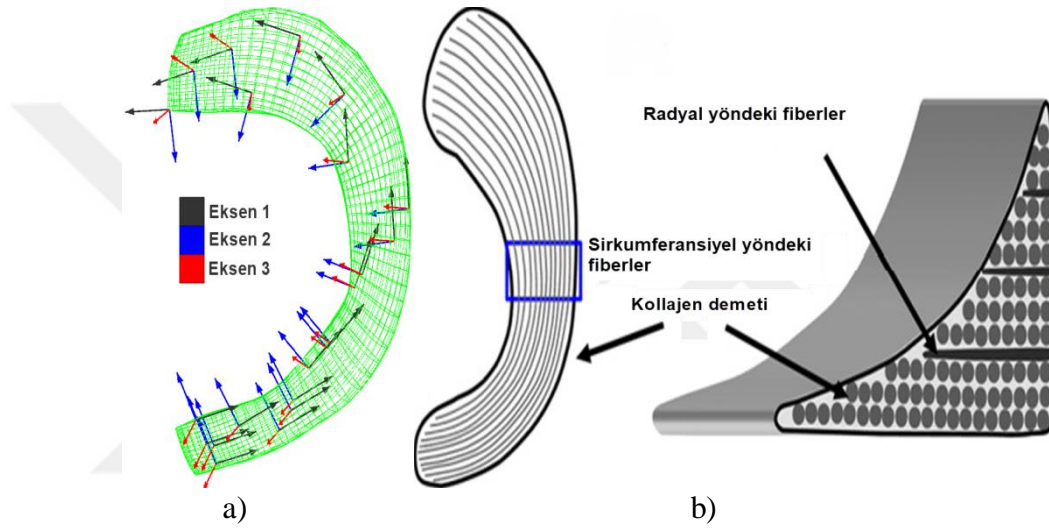
Fibril gerilimi “ $\sigma_x^f(t)$ ”, gevşeme azalma fonksiyonunun “ G_x ” zamana bağlı bir fonksiyonudur, “ σ_x^e ” elastik gerilimi sembolize eder. Denklem X yönünde gösterilmiştir, ancak benzer bir formülasyon ve logaritmik gerinim Y ve Z yönlerinde de uygulanır. Gevşeme azalma fonksiyonu aşağıdaki gibi tanımlanabilir.

$$G_x(t) = 1 + \sum_m g_x^m \exp\left(-t/\lambda_x^m\right) \quad (4.2)$$

Ağırlık sabitlerinin g_x^m değeri ve viskoelastik dağılım için karakteristik süreler λ_x^m literatürden alınmıştır [48]. Elastik cevap ile ilişkili (Denklem (4.1) terimi aşağıdaki şekilde tanımlanır.

$$\sigma_x^e(\epsilon) = A_x \epsilon_x + B_x \epsilon_x^2 \quad (4.3)$$

Burada “ A_x ” ve “ B_x ” sabit değerlerdir ve tek eksenli çekme testlerinden elde edilir [220, 224]. Yukarıdaki denklem grubu sırasıyla y ve z yönlerindeki fibriller için de yazılabilir.



Şekil 4.1. Kollajen fibril yönelimlerini taklit eden koordinat sistemi: a) Modelimize ait medial menüsküsteki yerel koordinat sistemi, Eksen 1, 2 ve 3 sırasıyla X, Y ve Z yönlerine karşılık gelmektedir. b) Basitleştirilmiş bir kollajen fiber organizasyonunu gösteren kama benzeri bir menüsküs kesit olup, fiber demetlerinin çoğu sirkumferansiyel doğrultuda, zaman zaman radyal yönelimdedir [227].

Neo-Hookean hiperelastik yarı sıkıştırılmaz model, fibril olmayan matrislerde oluşacak gerilimler için aşağıdaki gibi tanımlanır.

$$\sigma^m = \frac{2C_{10}}{J} \left(\bar{\mathbf{B}} - \frac{1}{3} \text{tr}(\bar{\mathbf{B}}) \mathbf{I} \right) + \frac{2}{D_1} J(J-1) \mathbf{I} \quad (4.4)$$

“ C_{10} ” ve “ D_1 ” materyal sabitlerinin değeri de literatürden elde edilmiştir. Yukarıdaki denklemde “ \mathbf{I} ” birim tensördür. J Jacobian’ı temsil eder ve deformasyon gradyanı “ \mathbf{F} ” ile “ $\bar{\mathbf{B}}$ ” sol Cauchy-Green deformasyon tensörü bozulma bileşenin determinantına eşittir. Sol Cauchy-Green deformasyon tensörü bozulma bileşeni Denklem 4.5’deki gibi ifade edilir.

$$\bar{\mathbf{B}} = \bar{\mathbf{F}} \bar{\mathbf{F}}^T \quad (4.5)$$

Yukarıdaki denklemde “ $\bar{\mathbf{F}}$ ” deformasyon gradyanının bozulma bileşenini (hacimde değişiklik yoktur) temsil eder. Fibril olmayan matrise interstisyel sıvı etkisini eklemek için ABAQUS yazılımında poroelastik element seçilmiştir. Poroelastik elementler için Darcy kanunu kullanılır. Bu kural, gözenek basınç gradyanı ile sıvı akışı arasındaki oransal ilişkiyi ifade eder. Bu tez çalışmasında geçirgenlik, sabit ve ortotropik olarak kabul edilmiştir.

$$w = -k \text{ grad } p \quad (4.6)$$

Yukarıdaki denklemde “ w ” katıya göre sıvının hızını temsil eder. “ k ” bilindiği gibi geçirgenliği temsil ederken, “ $\text{grad } p$ ” delik basıncın gradyanını temsil eder. Boşluk (sıvı + hava) hacminin katı hacmine oranı olarak tanımlanan başlangıç boşluk oranı 3.5 olarak ayarlanmıştır. Yarı sıkıştırılmaz Neo-Hookean hiperelastik ve yarı doğrusal viskoelastik teoriler için detaylı bilgiye Bölüm 2.4 ve 2.5’e bakabilirsiniz.

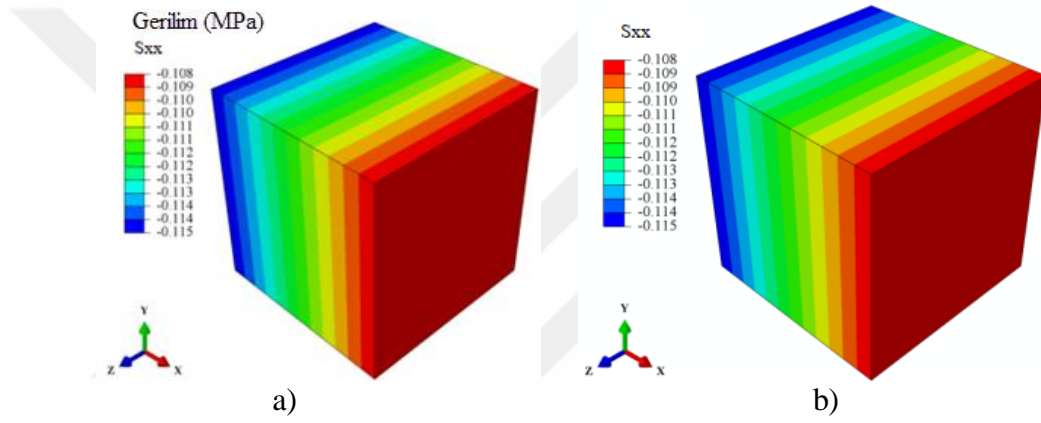
4.2. UMAT Altyordamı

Bölüm 4.1’de bahsedilen denklemlerin bütünlüğü ile tanımlanan malzeme tanımı ABAQUS yazılımında bulunmamaktadır. Bu nedenle, FORTRAN’da yazılmış bir kullanıcı materyali alt yordamı (UMAT) gerekir. UMAT altyordamı, Dr. Kazemi tarafından geliştirilmiştir [48].

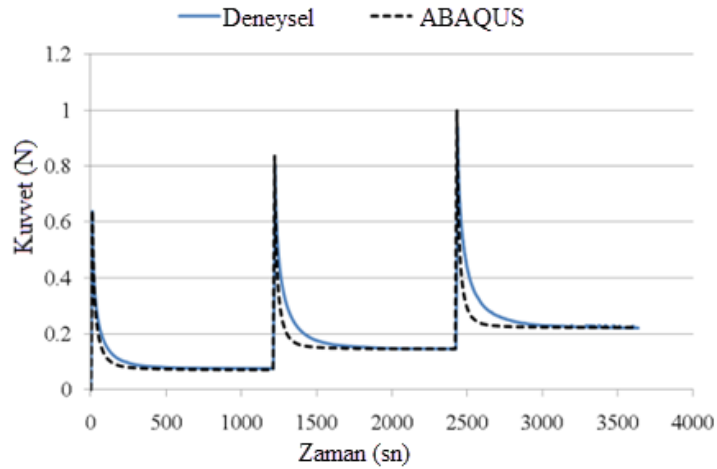
UMAT, malzemeyi ABAQUS materyal kütüphanesinde bulunmayan kurucu modelleri (fibril takviyeli modeller) tanımlamak için kullanılmaktadır. ABAQUS giriş dosyasına (* .inp) dâhil edilen Kullanıcı Malzeme komutu (User Material command), malzeme modeline verilen unsurları atamak için UMAT’ı çağırma yarar. Çözümün her yinelemesinde ve elemanların her bir entegrasyon noktasında, UMAT malzeme model parametrelerini hesaplamak için çağrılır. Çözüme bağlı durum değişkenleri (Solution-dependent state variables), mevcut artışa eklemek üzere bazı parametrelerin (örneğin, gerinim gibi) gerekli olması durumunda verileri depolamak için kullanılabilir. Bu kaydedilen durum değişkenleri bir sonraki zaman artışlarında geri çağrılabilir ve çözüm prosedüründe kullanılabilir. UMAT yapısı, her bir artışın sonunda gerilme tensörü ve çözüme bağlı durum değişkenlerinin güncelleneceği şekilde geliştirilmiştir. Ayrıca, matris sertliğini sembolize eden

Jacobian “ $\partial\Delta\sigma/\partial\Delta\varepsilon$ ”, çözümün bir sonraki iterasyonu için UMAT içinde güncellenmelidir. Her yinelemede, UMAT'a SE çözücüsü tarafından bazı parametreler geçirilir.

UMAT gerçek probleme uygulanmadan önce UMAT, küçük örnekler kullanılarak kapsamlı bir şekilde test edilmiş ve doğrulanmıştır[48]. Aşağıdaki Şekil 4.2’de, %10 sıkıştırma gerinimi altında kübik bir yapının, ABAQUS kütüphanesi ve UMAT kullanılarak elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır. Aynı zamanda UMAT altyordamını validasyonu simülasyon sonuçları ile deneysel sonuçlar karşılaştırılarak sağlanmıştır (Şekil 4.3) [48].



Şekil 4.2. X yönünde %10'luk kompresif gerinime maruz kalan kübik bir yapı üzerindeki gerilim dağılımları (MPa): a) UMAT içerisindeki hiperelastik kurucu denklemler kullanıldığında, b) ABAQUS kendi içerisinde var olan hiperelastik denklemler kullanıldığında elde edilen gerilim değerleri [48].



Şekil 4.3. Deneysel ve analiz sonuçlarının karşılaştırılması [48].

5. DİZ EKLEMİ ÜZERİNE GERÇEKLEŞTİRİLEN DENEYSEL VE SONLU ELEMANLAR ÇALIŞMALARI

5.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Ağ Örgüsü Yoğunluğu ve Eleman Tipinin Bifazik Yumuşak Dokuların Davranışı Üzerine Etkisinin Araştırılması

Bu çalışma, tezin araştırmacısı olan Uzuner ve ark. [228] tarafından, ağ örgüsünün ve eleman tipinin sonlu elemanlar sonucu üzerine etkisini araştırmak için gerçekleştirilmiştir.

5.1.1. Özet

Sonlu elemanlar (SE) yöntemi biyomedikal mühendisliği problemlerini çözmek için sıklıkla kullanılan bir hesaplama tekniğidir. Bifazik kıkırdak modeli, eklem kıkırdağının mekanik davranışını temsil etmede önemli bir rol oynar. Eklem kıkırdağının sonlu eleman analizinde doğru sonuçlar elde etmek için ağ yoğunluğu ve sonlu eleman tipi gibi uygun FEM parametrelerini belirlemek gerekir. FEM'de küçük eleman boyutlarına sahip modeller, daha doğru sonuçların elde edilmesine izin verir, ancak daha uzun hesaplama süresi gerektirir. Bunun aksine, büyük eleman boyutu hesaplama süresini kısaltırken hassas olmayan sonuçlara yol açabilir. Elemanların tipi ayrıca biyomekanik problemler için FEM analizinin sonuçlarını değiştirebilir. Bu çalışmanın amacı; sonlu elemanın ağ boyutunun ve tipinin sayısal bifazik dokuların sonuçları üzerindeki etkisini değerlendirmektir. Bu çalışmada, bu hedefe ulaşmak için, ABAQUS 6.13 yazılımı kullanılarak farklı ağ yoğunluğu ve eleman tiplerine sahip 2D biyomedikal modellerde bir dizi sıkıştırma analizi yapılmış ve sonuçlar karşılaştırılmıştır. Analiz sonuçları ağ örgüsü yoğunluğu ve eleman tipinin maksimum reaksiyon kuvveti üzerinde çok az etkisi olduğunu göstermiştir. Bunun aksine, ağ yoğunluğu hesaplama süresini büyük ölçüde arttırmıştır.

5.1.2. Motivasyon

Artiküler kıkırdak özel bir bağ dokusudur. En önemli özelliği yağlanmış bir yüzey sağlamak ve yükün iletimini kolaylaştırmaktır [65]. Artiküler kıkırdak, ayakta durma, yürüme ve oturma gibi günlük aktivitelerde vücut ağırlığından kaynaklanan

yüklerin üstesinden gelmek için diz eklemine destek veren femur ve tibia ucunu kaplayan hidratlı bir dokudur [229]. Artiküler kıkırdak, su ile doymuş gözenekli bir matristen oluşur. Ağırlığının çoğu sudur (% 68-% 85). Katı matris ise kondrositler, negatif yüklü proteoglikanlar ve kollajen liflerinden oluşur. Dokular arasındaki kontak düşük sürtünme ve genellikle düşük yıpranmaya sahiptir [230].

Bifazik kıkırdak modelinin eklem kıkırdağının mekanik davranışını açıklamada etkili olduğu gösterilmiştir [60]. Bu model, sıkıştırılamaz bir sıvı fazına gömülmüş deforme olabilen homojen bir katıyı sembolize etmektedir. Bifazik model için momentum denklemi aşağıdaki gibidir.

$$\text{div}(\sigma) = \text{div}(\sigma^s) + \text{div}(\sigma^f) = 0 \quad (5.1)$$

buradaki “s” ve “f”, sırası ile modelin katı ve sıvı fazını temsil eder. Bu teori, sıvının viskoz olmadığı varsayılırsa konsolidasyon prosedürü ile alakalı olur [102]. Bu model prosedürü, kıkırdak üzerinde serbest sıkıştırma [117] ve küresel indentör [231] ile yapılan deneysel çalışmalardaki prosedürler aynıdır.

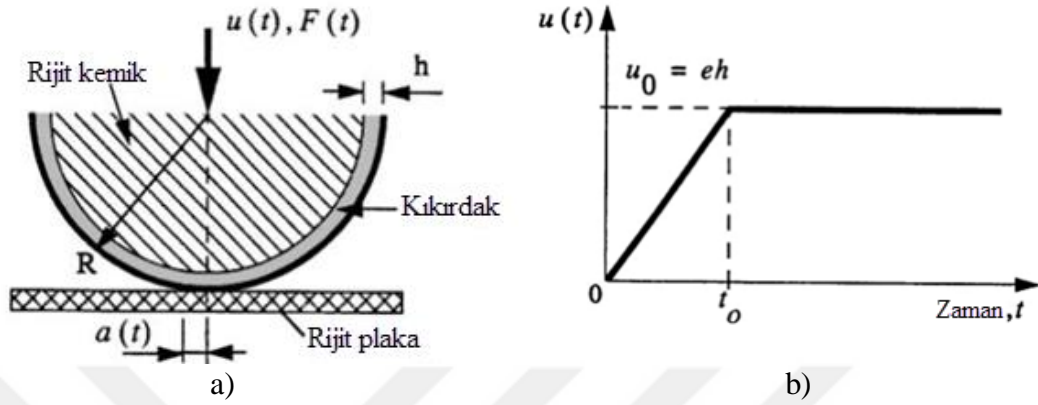
Son yıllarda kıkırdak davranışını açıklayan bilgisayar modelleri geliştirilmiştir [232-237]. Özellikle sonlu eleman (FE) modelleri, artiküler kıkırdağın gerilim analizi için yaygın olarak kullanılmaktadır [60, 238-241]. Element tiplerinin ve ağ yoğunluğunun seçimi, sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak bifazik yumuşak dokunun davranışı hakkındaki analizlerde önemli bir rol oynamaktadır. Ayrıca bu seçim analiz sonuçlarının doğruluğunu ve analiz zamanını etkilemektedir [242].

Bu çalışmada, sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak bifazik dokular içeren basit bir geometrinin kontak problemlerinin çözümünde ağ yoğunluğu ve eleman tipinin simülasyon sonuçları üzerindeki etkileri araştırılmıştır. Sıvının yük desteği üzerindeki rolü sonlu elemanlar modeline dâhil edilmiştir.

5.1.3. Model tanımı

Analizde kullanılacak geometri ve uygulanan yer değiştirmenin karakteristiği Şekil 5.1'de gösterilmiştir. Geometri, rijit bir plaka ile kontak eden küresel bir kıkırdak yüzeyinden ($R = 399 \text{ mm}$) oluşur. Kıkırdak kalınlığı $h = 1 \text{ mm}$ idi ve rijit bir kemiğe tutturulmuştur. Rijit plaka sabitlenirken, rijit kemiğin ise plakaya doğru dikey olarak

hareket etmesine izin verilmiştir. Uygulanan yer değiştirme “ u ”, $t_0=100$ sn’ye kadar bir rampa sıkıştırması ve daha sonra 900 sn’lik bir gevşeme periyodunu içerir. Şekil 5.1b’de yer değiştirme geçmişini gösteren bir fonksiyon bulunmaktadır.



Şekil 5.1. Teorik problem, a) Kullanılan modelin geometrisi, b) rijit kemiğin zamana göre hareketini gösteren rampa fonksiyonu.

Geometri doğrulaması için, üç farklı yer değiştirme (u) değerleri seçilmiştir. Bunlar sırası ile 0,05mm, 0,08mm ve 0,10mm yani %5, %8 ve %10 sıkıştırma oranlarıdır. Aynı koşullarda literatür sonucu ile karşılaştırmak için sıvının doku çıkışına izin verilmemiştir. Kıkırdak yapının materyal özellikleri aşağıdaki tabloda verilmiştir.

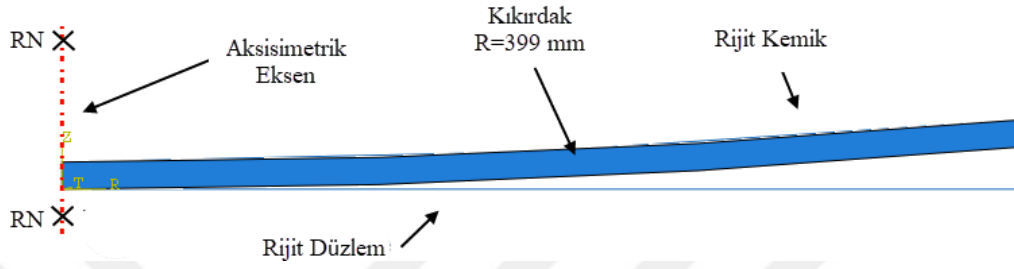
Tablo 5.1 Kıkırdak materyal özellikleri

Material Type	Elastic isotropic
Young’s Module	0.50 MPa
Poisson’s ratio	0.3
Permeability (Isotropic)	0.002 mm ⁴ /Ns
Void ratio	4

5.1.4. Nümerik modelin geliştirilmesi

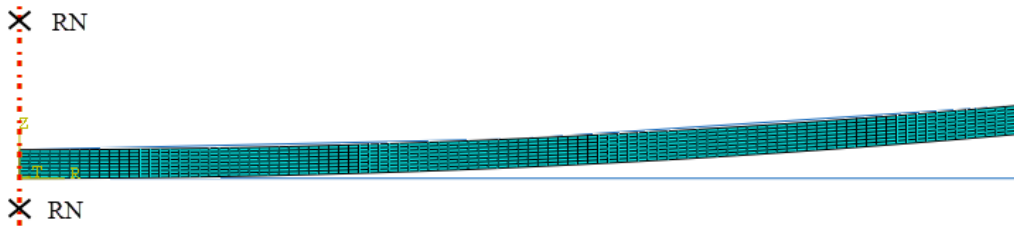
Kemik ve kemiğe olan bağlı kıkırdak küresel bir şekle sahip olduğundan ve yer değiştirme sert plakaya dikey yönde olacak şekilde kısıtlandığından, aksisimetrik model kullanılmıştır. Rijit kemik ve plaka, rijit bir noktaya tutturulan aksel simetrik analitik rijit olarak modellenmiştir. Kıkırdak aksisimetrik deforme olabilir olarak tanımlanmıştır. Teori ile analiz sonuçları karşılaştırmak için kıkırdak yapı ABAQUS'ta bir poroelastik malzeme olarak varsayılmış ve sınır koşulu olarak sıvının doku dışına çıkılmasına izin verilmemiştir.

Şekil 5.2, montajdan sonraki üç parçayı göstermektedir. Kontak alanı simetri eksenini civarındaydı. Üç parçanın yatay uzunluğu 35 mm olarak ayarlanmış ve bu uzunluk, anlamlı sonuçlar elde etmek için yeterli olmuştur. Kıkırdak için 1 mm kalınlık seçilmiştir. Başlangıçta, kıkırdak rijit plakaya simetri ekseninde bulunan bir noktada temas halindeydi.



Şekil 5.2. Aksisimetrik model, rijit bir plaka ile temas eden küresel bir kıkırdak yüzeyinden ve kıkırdağın yapışık bir şekilde tutturulduğu rijit bir kemikten oluşmaktadır.

İlk olarak, sayısal sonucun analitik sonuçlara yakınlığını belirlemek için, oluşturulan numerik modelde, 8-düğümlü aksisimetrik dörtkenar, iki-dereceli yer değiştirme ve bilineer gözenek basınçlarına sahip "CAX8P" elaman tipi kullanılmıştır. Model, toplam 800 adet elamandan oluşmaktadır ve radyal yönde 8 katman ve sirkumferansiyel yönde 100 katman bulunmaktadır (Şekil 5.3).



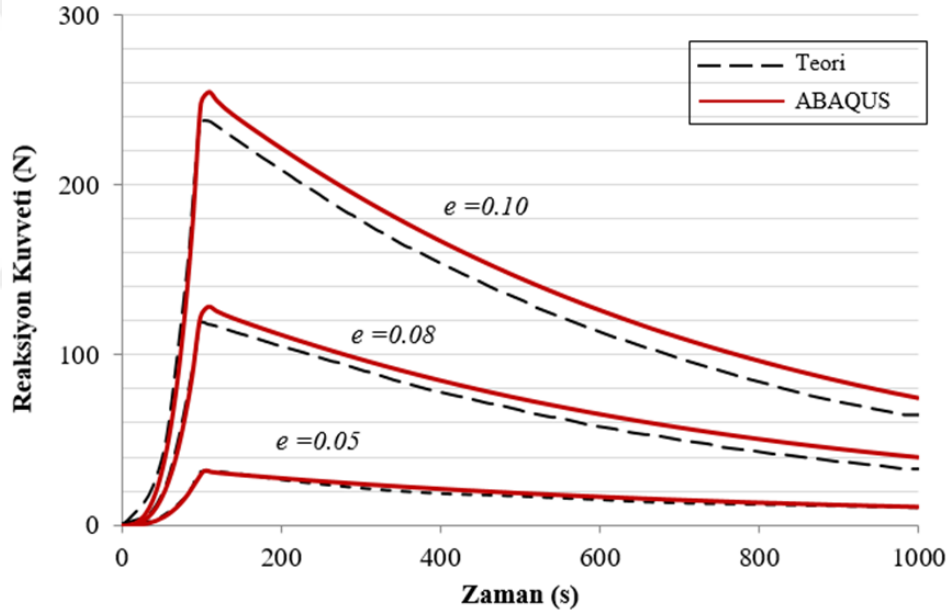
Şekil 5.3. 800 elementli ağ yoğunluğuna sahip aksisimetrik model

Kontak etkileşim için yüzeyden yüzeye ayrıklaştırma (surface to surface discretization) yöntemi seçilmiştir. Kontak halindeki yapıların bir biri üzerindeki hareketi tanımlamak için küçük deformasyon (small deformation) teorisi kullanılmıştır. Malzemenin poroelastik davranışını dikkate almak için toprak konsolidasyon (soil consolidation) model kullanılmıştır. Geçici konsolidasyon sıvısı yanıtı ile toplam süre 1000sn seçilmiştir. Rijit kemiğin yer değiştirmesi 0 ila 100sn arasında bir rampadan ve 1000'e kadar sabit bir hareketsiz durumdan oluşmaktadır.

Rampanın maksimum değeri 1 olarak ayarlanmıştır. Bu parametreler karşılaştırılması hedeflenen literatür çalışmasından alınmıştır [243].

5.1.5. Sonuçlar

Sonlu elemanlar analizi, geliştirilmiş nümerik model kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Reaksiyon kuvveti ve zaman arasındaki ilişki Şekil 5.4'te farklı gerinim değerleri ile gösterilmiştir ($e = 0.05, 0.08$ ve 0.10 mm). Simülasyon ve teorinin sonuçları, reaksiyon kuvvetinin maksimuma ulaşana kadar ki zaman aralığında büyük benzerlik göstermiştir. Bununla birlikte, teori ve simülasyondan elde edilen gevşeme değerleri arasındaki fark (pik reaksiyon kuvveti dâhil) uygulanan yer değiştirme etkisi arttıkça belli bir oranda artış göstermiştir.



Şekil 5.4. Farklı gerinim değerleri için reaksiyon kuvveti değişimi. Siyah çizgiler Herzog ve ark. [243] tarafından, kırmızı çizgiler ise gerçekleştirilen simülasyondan elde edilen sonuçları göstermektedir.

Sonuçlar arasındaki bağıl fark, en küçük sıkıştırma için % 1'den az iken, diğer sıkıştırma oranları için % 10'un altında olmuştur (Tablo 5.2).

Yer değiştirme (e) iki katına çıktığında, reaksiyon kuvveti teorik çalışma için yaklaşık 7 kat ve sonlu elemanlar analiz sonucunda ise yaklaşık 8 kat artmıştır. Her iki çalışmada da gevşeme döneminde, denge durumuna ulaşmadan monoton bir şekilde kuvvet azalması gözlemlenmiştir. Yer değiştirme daha küçük değerlere sahip

olduğunda simülasyon ve teori daha iyi bir benzerlik göstermiştir. Her halükarda, her iki çalışmada sonuçlar birbirine benzerdir. Sonuçlara bakıldığında iki çalışma içinde reaksiyon kuvvet maksimuma ulaşmış ve sonrasında zamanla azalmaya başlamıştır (kıkırdak yapıların gevşeme davranışı). Viskoelastik bir materyalin tipik davranışıdır [244].

Tablo 5.2 Teorik ve nümerik analiz sonuçları

Yer değiştirme (mm)	Maksimum reaksiyon kuvveti (N)		
	Teorik sonuçlar	Nümerik sonuçlar	% Hata
0.05	31.643	31.634	-0.02
0.08	118.798	128.662	8.30
0.10	237.636	254.241	6.98

5.1.5.1. Ağ yoğunluğunun analiz sonuçlarına etkisi

Sonlu elemanlar analizinde ağ yoğunluğu, sonlu elemanlar analizinin doğruluğu ve hesaplama süresi ile yakından ilişkili kritik bir konudur [245]. Çalışmanın bu bölümünde; biyomekanik analiz uygulamalarında ağ yoğunluğunun nümerik analiz sonuçlarının doğruluğu üzerindeki etkisini bifazik kıkırdak model kullanarak incelenmiştir.

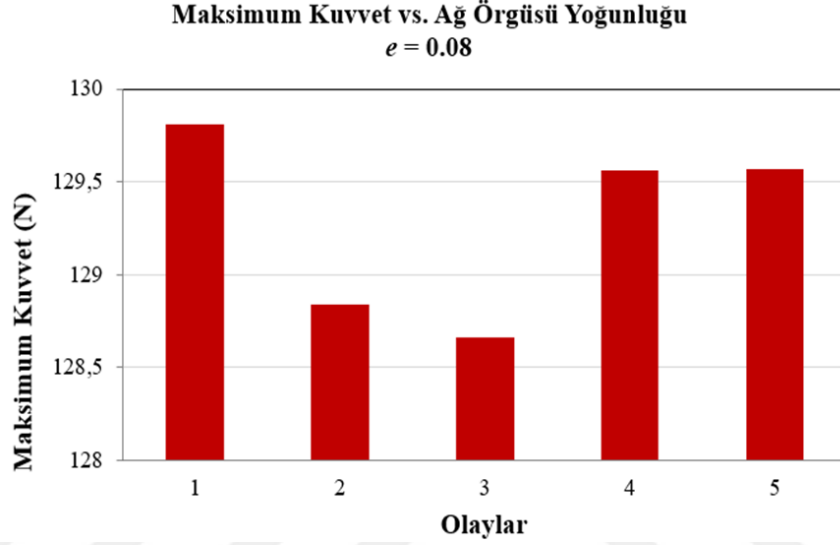
Ağ örgüsü sayısındaki değişiklik sonuçlar üzerindeki etkisini görmek için, teorik ve simülasyon sonuçları arasındaki en yüksek reaksiyon kuvvet farkına sahip $e = 0.08\text{mm}$ gerinim değeri durumu ele alındı. Farklı ağ yoğunluğu sahip beş farklı olay belirlenmiştir. Bu durumlar Tablo 5.3'te verilmiştir.

Olay 1'de en az eleman içeren ağ örgüsü bulunurken, olay 5'te en fazla eleman sayısı bulunmaktadır. Her olayda ağ örgüsü bir öncekinden 4 kat daha fazla elemana sahiptir.

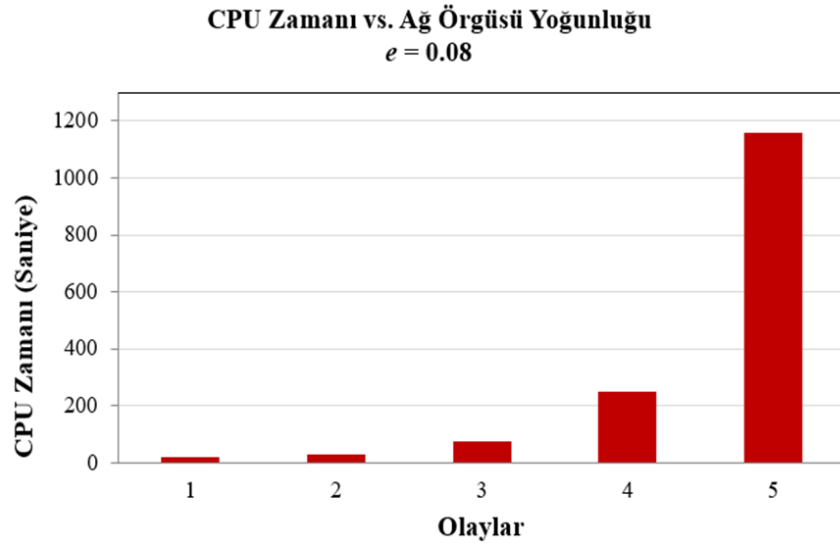
Bifazik dokunun sonlu eleman analizi farklı ağ yoğunluklarda gerçekleştirilmiştir (Tablo 5.3). Sonuçlar Şekil 5.5'te gösterilmiştir. Bu sonuçlar, ağ örgüsü yoğunluğunun sonuçlar üzerinde büyük etkisi olmadığını göstermiştir. Maksimum fark olay 1 ile 3 arasındaydı ve ancak sadece % 0.88 olmuştur.

Tablo 5.3 Olaylar için belirtilen ağ örgüsü sayısı

Olaylar	Radyal yöndeki eleman sayısı	Sirkumferansiyal yöndeki eleman sayısı	Toplam eleman sayısı
1	2	25	50
2	4	50	200
3	8	100	800
4	16	200	3200
5	32	400	12800



Şekil 5.5. Farklı ağ yoğunlukları için maksimum kuvvet.



Şekil 5.6. Farklı ağ yoğunluğu için hesaplama süreleri.

Sonlu elemanlar analizinde çok fazla eleman içeren modelleme çözümü, ihtiyaç duyulan hesaplama süresini uzatır. Yukarıda belirtilen durumlarda sonuçlar arasında önemli bir fark görülmemesine rağmen maksimum hesaplama süreleri arasında

arasındaki fark 56 kat (20,5'e karşı 1158.3 saniye CPU süresi) olmuştur. Sonuçlar Şekil 5.6'da gösterilmiştir. Sonlu elemanlar analizi, 4 GB RAM'e sahip dört çekirdekli Intel i5-2450M CPU 2,5 GHz bilgisayarlarda gerçekleştirilmiştir.

5.1.5.2. Eleman tipinin analiz sonuçlarına etkisi

Daha hızlı kontak yakınsaması ve daha iyi sıvı basıncı dağılım uyumluluğu sağlanması, bifazik dokuların sonlu eleman analizinde eleman tipinin seçimi ile doğrudan ilişkilidir [156]. Eleman tipinin sonuçlar üzerindeki etkisini belirlemek için ABAQUS kütüphanesinde mevcut olan aksisimetrik elemanlar kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Kullanılan eleman tipleri Tablo 5.4'te verilmiştir. Olay 1, 2 ve 3'te dörtgen elemanlar, 4 ve 5'de ise üçgen elemanlar bulunmaktadır. $e = 0.08$ gerinim değeri için farklı eleman tipleri kullanılarak elde edilen sonuçlar Şekil 5.7'de gösterilmiştir. Olgular birbirleriyle karşılaştırıldığında, en büyük fark % 1'den daha az olan 8 ila 4 düğümlü dörtgen elemanlar (Olay 1 ve 3) arasında meydana gelmiştir.

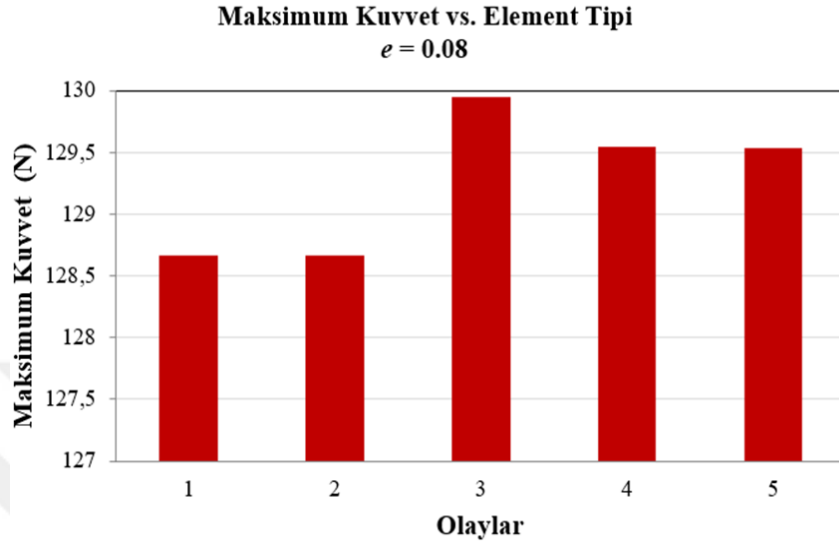
Tablo 5.4 Farklı olaylarda kullanılan eleman tipleri ve açıklaması

Olaylar	Eleman Tipi	Eleman açıklaması
1	CAX8P	8-düğümlü aksisimetrik dörtgenler, ikinci dereceden yer değiştirme, çift doğrusal gözenek basıncı.
2	CAX8PH	8-düğümlü aksisimetrik dörtgenler, ikinci dereceden yer değiştirme, çift doğrusal gözenek basıncı, hibrit.
3	CAX4P	4-düğümlü aksisimetrik dörtgenler, ikinci dereceden yer değiştirme, çift doğrusal gözenek basıncı.
4	CAX6MP	6 düğümlü modifiyeli kuadratik aksisimetrik üçgen, gözenek basıncı, hourglass kontrol.
5	CAX6MPH	6 düğümlü modifiyeli kuadratik aksisimetrik üçgen, gözenek basıncı, hibrit, hourglass kontrol.

Şekil 5.7'de görüldüğü gibi, reaksiyon kuvveti için 8 düğümlü dörtgen elemanlar sayısal olarak daha doğru sonuçlar vermiştir. Dahası, sıvı etkisi ele alındığında da, 8 düğümlü dörtgen elemanlar sayısal olarak daha doğru sonuçlar vermiştir. Ancak bu tür elemanlar kontak yakınsamasını önemli ölçüde azaltır [48, 156].

Hibrit elemanların kullanılması (Eleman adında "H" harfi bulunur ve 2 ve 5 numaralı olaylarda bu elemanlar kullanılmıştır), malzemenin davranışının sıkıştırılmaz (Poisson Oranı = 0,5) veya neredeyse sıkıştırılmaz (Poisson Oranı > 0,475) olduğunu gösterir. Daha önce de belirtildiği gibi, Poisson'un oranı için 0,3 değeri kullanılmıştır. Bu seçim yukarıdaki açıklamalara ters düşmektedir. Bu durum, bazen

yanlış eleman türü kullanıldığında bile tutarlı sonuçların elde edilebileceğini gösterir. Bu tutarlılığın nedeni, kıkırdağın küçük gerinim ve geometriye sahip olması sonucuyla hacminde büyük değişikliklerin olmaması olabilir.



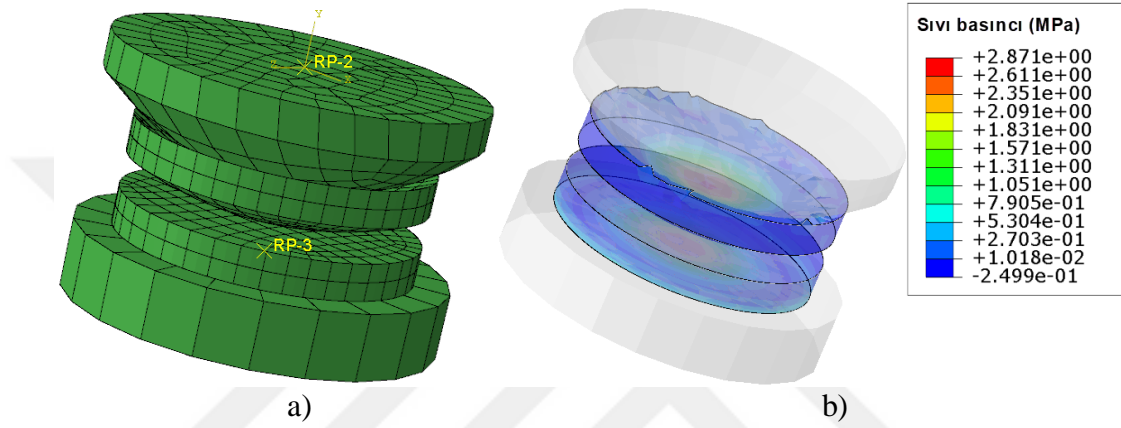
Şekil 5.7. Farklı eleman tipleri kullanılarak elde edilen maksimum reaksiyon kuvveti.

5.1.6. Tartışma

ABAQUS simülasyon sonuçları, rijit bir plakaya temas eden küresel bir kıkırdağın teorik sonuçlarıyla karşılaştırılmıştır. Bir çözüm elde etmek için Young'ın Modülü ve Poisson Oranı gibi bazı değerler için varsayımların yapılması gerekiyordu. Araştırmadan elde edilen temel bulgular ve sonuçlar aşağıdaki gibi özetlenebilir.

- Element tipindeki değişiklik teorik ve sayısal analiz sonuçları arasında maksimum % 1'lik bir fark yaratmıştır.
- Ağ yoğunluğunun etkisi, hesaplama süresi için önemli bir rol oynamıştır. Kafes yoğunluğundaki artış analiz süresini arttırmıştır. Analiz sürelerinin en düşük ve en yüksek ağ yoğunluğu arasındaki farkın yaklaşık 56 kat olduğu belirlenmiştir.
- Ağ yoğunluğundaki değişimin bir sonucu olarak, teorik ve sayısal analiz sonuçları için maksimum fark % 0.88 olmuştur.
- Yer değiştirme iki kat yükseldiğinde; teorik ve sayısal analiz sonuçları arasındaki fark % 7'den fazla olmamıştır, ancak reaksiyon kuvveti yaklaşık 8 kat artmıştır.

Bu çalışmada göze çarpan sonuç ağ yoğunluğunun artması sonuçları çok fazla etkilemezken, hesaplama sürelerini önemli ölçüde artırmasıdır. Eleman tipindeki farklılıklar da sonuçları çok az değiştirdiğini vurgulanmıştır. Belirtilen koşullarda sonuçlar üzerinde büyük bir değişikliğin oluşmamasının sebebi, küçük gerinim değerlerinin ve 2B basit kıkırdak modelinin seçilmesi olabilir. Bu nedenle bu çalışmaya ek üç boyutlu basit bir diz eklemi modeli (Şekil 5.8) üzerinde benzer çalışmalar gerçekleştirilmiştir.

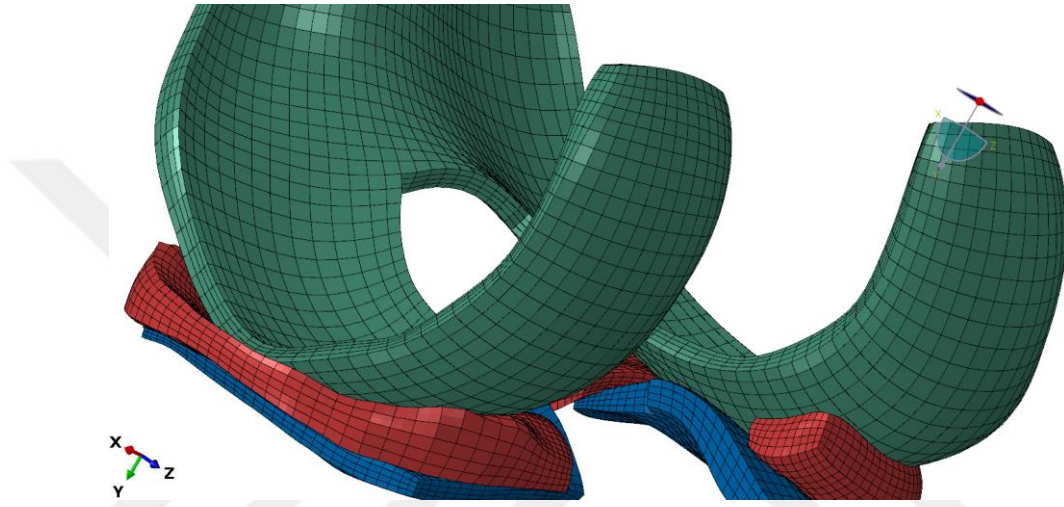


Şekil 5.8. Basitleştirilmiş 3B diz eklemi modeli: a) sonlu elemanlar modeli, b) 1. Saniyede 1 mm'lik yer değiştirme koşulu altında kıkırdaklarda oluşan sıvı basıncı dağılımı.

Basitleştirilmiş diz eklemi modeli, femur, tibia ve artiküler kıkırdaktan (femoral ve tibial kıkırdaklar) meydana gelmiştir. Bu çalışmada, problemi basitleştirmek ve yakınsama sorunlardan kaçınmak için menüsküsler ihmal edilmiştir. Kemiksi yapılar rijit olarak kabul edilirken, kıkırdaklar fibril takviyeli poroelastik malzeme olarak modellenmiştir. Bu model için geliştirilen UMAT altyordamı kullanılmıştır (Bölüm 4.2'ye bakınız). Böylelikle kıkırdak dokunun sıvı etkisi dikkate alınmıştır. Sınır şartları olarak: Tibia'nın tüm yönlerdeki yönelimi ve yer değiştirmesi sınırlanırken, Femur'un sadece dikey yönde yer değiştirmesine izin verilmiştir. Femur'un dikey yöndeki yer değiştirmesi 1mm dir. Sıvının doku dışına çıkışına izin vermek için yumuşak dokular mühürlenmemiştir. Bu işlem, ABAQUS programında sınır şartı olarak kıkırdak yüzeylerindeki sıvı basıncı sıfır girilmesi ile gerçekleştirilmektedir.

2B diz eklemi çalışmasında olduğu gibi bu çalışmada da, sıvı basıncı göz önüne alındığında yüksek düğümlü dörtgen elemanlar daha doğru sonucu vermiştir. Üçgen elemanlar yerine dörtgen elemanlar kullanılması sıvı basıncını daha iyi tahmin

etmesine karşın, kontak yakınsamasını önemli ölçüde azaltır. Bu nedenle sadece ilgilenen bölgelerin yüksek düğümlü dörtgen elemanlar kullanılması analiz çözümünde önemli bir katkısı olabilir. Kıkırdak yapıların kalınlığını dörtten fazla katmana bölünmesi sonucu değıştirmezen hesaplama süresini oldukça artırmıştır. Bu sebeple, gerçek insan diz eklemi modelimizde kıkırdak kalınlıkları 4 katmana, menisküsler 5 katmana bölünmüştür (Şekil 5.9). Böylelikle hesaplama sürelerinde önemli ölçüde azalma sağlandığı görülmüştür.



Şekil 5.9. Kıkırdaklı yapıların kalınlık yönündeki ağ örgüsü. Yeşil, kırmızı ve mavi renklerle sırasıyla femoral kıkırdak, meniski ve tibial kıkırdağı temsil etmektedir.

5.2. Uzun Süreli Durma Sırasında İnsan Tibiofemoral Eklemi Kinematik Verilerinin Çift Floroskopik Cihazı Kullanılarak Elde Edilmesi

Uzuner ve ark. tarafından gerçekleştirilen bu çalışma [26], diz eklemi sonlu elemanlar modelin validasyonu için gerçekleştirilmiş ve 2019 yılında makale olarak yayımlanmıştır.

5.2.1. Özet

Tibiofemoral eklem kinematiği hakkında elde edilecek tam bilgi, sağlıklı ve patolojik eklemi işlevini anlamak için oldukça önemlidir. Bu çalışmanın amacı, eklem kıkırdağı ve meniskinin sürünme tepkisi altında, in-vivo mekanik özelliklerini daha sonraki çalışmada değerlendirmek için ÇF ölçüm protokolü ve veri işleme yaklaşımı oluşturmaktır. Yaralanma geçmişi olmayan genç katılımcıların eklemlerinin, yük altındaki ÇF görüntülerini ve yük uygulanmamış manyetik rezonans

görüntülemesinden yeniden yapılandırılmış 3D eklem geometrisini kullanarak ötelemeler ve rotasyonlarının belirlenmesi için bir hesaplama yaklaşımı geliştirilmiştir. On dakikalık ayakta durma sırasında, yaklaşık vücut ağırlığının dörtte üçü sağ bacağa yavaşça uygulanmış ve daha sonra testin geri kalanı boyunca sabit tutulmuştur. Bu yükleme protokolleri altında test süresi boyunca, distal femur ve proksimal tibia yüksek çözünürlüklü X-ışını görüntüleri elde edilmiştir. Distal femur ve proksimal tibianın 3D modelleri için anatomik koordinat sistemleri oluşturulmuştur. Daha sonra, eklemün zamanın fonksiyonu olan öteleme ve rotasyon bilgileri JointTrack yazılımı ile değerlendirilmiştir. İki katılımcıdan elde edilen proksimal-distal doğrultudaki yer değiştirmeler tutarlıdır ve bu yer değiştirmeler başlangıç fazında yani eklem yükü sıfırdan vücut ağırlığına yaklaştığında önemli bir artış ve eklem yükü sabit kalırken zaman içinde küçük bir artış göstermişlerdir.

5.2.2. Motivasyon

Osteoartritin erken başlangıcını teşhis etmek ve ilgili terapötik veya cerrahi tedavileri geliştirmek için tibiofemoral (TF) eklem kinematığını anlamak önemlidir [3-5]. Ek olarak, TF eklemünün kinematik analizinden elde edilen sonuçlar, yükleme altında diz eklemündeki dokuların kontak mekaniğini anlamak için sonlu eleman analizinde kullanılabilir. Literatürde TF eklem kinematığı üzerine birçok in-vitro olarak kadavra ve in-vivo olarak insan üzerinde gerçekleştirilmiş çalışmalar bulunmaktadır. Bununla birlikte, bu çalışmaların sadece birkaçı fizyolojik ağırlık taşıma duruşunu dikkate almıştır [13-19]. Manyetik rezonans görüntüleme, tek düzlemlı floroskopi, çift floroskopi ve bilgisayarlı tomografi gibi tıbbi görüntüleme sistemlerinin gelişmesi ile birlikte in-vivo TF eklem kinematik analizi büyük ilgi görmüştür [20-25]. In-vitro çalışmalarla karşılaştırıldığında, in-vivo TF eklem kinematik çalışmalarından elde edilen sonuçlar daha sağlam ve doğru olabilir, çünkü sağlam ligamentler ve kaslar doğal ortamlarında buldukları için TF kontak kaymaları yoktur [27].

In-vivo TF eklem kinematik analizinde iki ana yaklaşım vardır. Bunlar işaretçi kullanımı temelli ve noninvazif yani işaretçi kullanmaksızın kullanılan yöntemlerdir. İşaretçi temelli yaklaşımlarda, TF eklemündeki kemik hareketlerini izlemek için deri yüzeyine veya altındaki kemiğin yüzeyine monte edilen işaretçiler kullanılır [27, 246-248]. Yumuşak doku hareketinin eklem kinematığı üzerindeki etkisi

matematiksel olarak düzeltilmelidir [249-252]. Öte yandan, işaretli yaklaşımlarda kinematik analiz yumuşak doku hareketinden etkilenmez. Yüksek doğruluk ve çözünürlüklerine ek olarak, işaretli yaklaşımlar, deney düzeneğinin hazırlanması ve verilerin analiz edilmesi için daha az zaman gerektirir [253]. İşaretli yaklaşımlarda en yaygın kullanılan sistemlerden biri, hızlı ve yüksek çözünürlüklü ÇF sistemidir. İki x-ışını kaynağı ve iki kameradan oluşan bu sistem sayesinde, TF eklemının kemik pozisyonlarını iki farklı açıdan x-ışını görüntüleri ile sağlar [4, 24, 25, 254], bu daha sonra 6 serbestlik derecesine sahip kemiğın öteleme ve rotasyon bilgilerini belirlemek için kullanılabilir. MRG ve BT sistemleri aynı zamanda yüksek uzamsal 3B doku geometrisi sağlayabilmesine rağmen, düşük zamansal çözünürlüğe sahiptirler [255, 256]. Diğer taraftan, bir ÇF sistemi, eklem hareketini yakalamak için yüksek zamansal ve yüksek uzamsal çözünürlüğü birleştirir [257]. Bu nedenle, bu çalışmada ayakta duruş sırasında zamanın bir fonksiyonu olarak eklem yer değiştirmelerini elde etmek için bir ÇF sistemi kullanılmıştır.

Yaklaşık bir saniye için bir tam vücut ağırlığı uygulanacak şekilde ve 300 saniyelik sürünme boyunca zamana bağlı TF eklem temasını, ortogonal floroskopi kullanarak ölçülmüştür [258]. Bu çalışma eklemın kontak alanı yerine sürünme bağlı yer değiştirmelere odaklanmıştır. Bu nedenle, katılımcı ölçüm sırasında diz eklemine neredeyse sabit bir yükü mümkün olduğunca rahat bir şekilde ve koruyabildiği kadar kısmi bir vücut ağırlığı uygulanmıştır. Uzun süreli yükleme veya sürünme fazı eklemın doğrusal olmayan zamana bağlı davranışını daha iyi gösterebilir. Bu tür yükleme protokolleri, eklem kırırdağı ve meniskinin mekanik özelliklerini in-vivo olarak değerlendirmek veya SE diz eklem modelini doğrulamak için kullanılabilir. Bu çalışmanın amacı, TF eklemının sürünme tepkisi için bir çift floroskopi ölçüm protokolü ve bir veri işleme yaklaşımı oluşturmaktır.

5.2.3. Materyal ve metot

Bacak yaralanması geçmişi olmayan iki katılımcı (bir kadın ve bir erkek) çalışmaya dâhil edilmiştir. Kadın katılımcı 24 yaşındaydı ve 59kg ağırlığa sahipti. Erkek katılımcı ise 25 yaşında ve 68kg ağırlığındaydı. Her iki katılımcının da sağ diz eklemleri görüntülenmiştir. MRG ve ÇF çalışmaları, Kanada Calgary Üniversitesi'nde Birleşik Sağlık Araştırmaları Etik Kurulu tarafından onaylanmıştır.

Bir insan katılımcının TF eklemının kinematik verilerini edinme prosedürü aşağıdaki adımları içerir: (1) yüksüz diz MR görüntülerinin elde edilmesi ve diz eklemının ÇF görüntülerinin alınması ve ayağın 10 dakikalık duruş sırasında zemin reaksiyonları, eklemın 3B modelini oluşturmak için bir MRG rekonstrüksiyonunun yapılması, (2) çarpık ÇF görüntülerinin kalibrasyonu ve düzeltilmesi, (3) femur ve tibia için anatomik koordinat sistemlerinin belirlenmesi ve son olarak (4) kemik yer değiştirmelerini belirlemek için 2D çarpıklığı giderilmiş görüntülerin 3D model ile eşleştirilmesi.

5.2.3.1. MR ve ÇF görüntülerin elde edilmesi

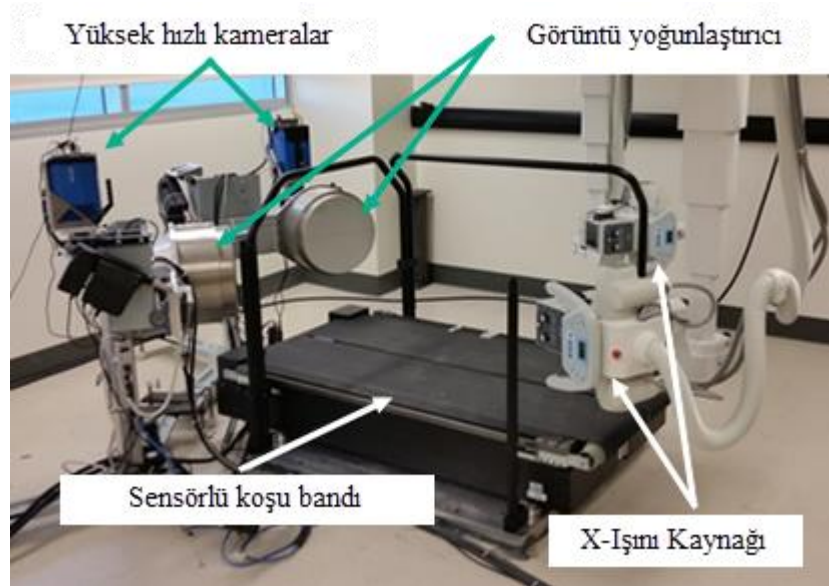
MR ölçümü, Calgary Üniversitesi Foothills Tıp Merkezi Seaman Ailesi MR Araştırma Merkezi'nde 3 Tesla MRG ünitesi (GE 750, GE, ABD) kullanılarak yüksüz dizler üzerinde yapılmıştır. Kıkırdakların ve menüsküslerin testten önce deformasyonunu minimum düzeyde tutmak için her iki denek de sabahın erken saatlerinde bir araba ile ikametgâhından hastaneye götürülmüş ve daha sonra tekerlekli sandalye ile MR merkezine taşınmıştır. Ayrıca, katılımcı MRG'den önce en az 30 dakika süreyle MR uyumlu bir tekerlekli sandalyede oturmuştur. Daha sonra DF ölçümü için tekerlekli sandalye ile MRI merkeziyle aynı hastanede olan Klinik Hareket Değerlendirme Laboratuvarı'na taşınmıştır. Katılımcı ÇF ölçümüne kadar sağ bacağını yüklemekten kaçınılmıştır.

MRG sekansı, eklem hattının 20 cm üstü ve altı dahil olmak üzere TF eklemlerinin yüksek çözünürlüklü bir FIESTA taraması ile elde edilmiştir (Kararlı hal serbest hassasiyeti; Dilim kalınlığı: 1mm; Görüş alanı: $24 \times 24\text{cm}^2$; 200 dilim; Dilim aralığı: 0.5mm; Matris: 512×512 piksel). TF eklemının yanında kalça ve ayak bileği görüntüleri de elde edilmiştir. Ancak bu görüntüler daha düşük çözünürlükte sahiptir. Bu görüntülerin elde edilmesinin sebebi, femur ve tibia için anatomik koordinat sistemini tanımlamaktı [258]. MR görüntüleri, diz eklemının 3D model yeniden yapılandırılması için AMIRA yazılımına aktarılmıştır. Kadın katılımcı diz eklemının segmentasyon ve yeniden yapılandırılması Şekil 3.2a ve b'de gösterilmiştir.

Kısmi bir vücut ağırlığı 5-7 saniye boyunca yavaşça uygulandıktan sonra 10 dakika boyunca ayakta durma pozisyonunda TF eklemlerinin altı serbestlik dereceli kinematığını yakalamak için DF görüntüleme teknikleri kullanılmıştır (Şekil 5.10 ve

Şekil 5.11). DF sistemi, iki yüksek hızlı X-ışını jeneratörü ve iki yüksek hızlı katı hal video kameradan oluşmaktadır (Şekil 5.10). Düşük doz X-ışını teknolojisi ve yüksek resim kare hızları (6-250Hz) ile donatılmıştır. En düşük görüntüleme frekansı bile 10 dakika boyunca diz kompresyonu sırasındaki TF eklemi kemiklerinin 3D öteleme ve rotasyonlarını izlemek için gerekli geçici çözünürlüğü sağlamada yeterli olacaktır [259].

Yükleme protokolü önceden X-ışınları olmadan test edilmiş ve sensörlü koşu bandı tarafından ölçülen reaksiyon kuvvetleri tarafından gösterildiği gibi uygun olduğu bulunmuştur. Test edilmiş bacağın hareketini tam ekstansiyonda sınırlamak için bir sınırlayıcı kullanılmıştır (Şekil 5.11b). Katılımcı başlangıçta tırabzanların yardımıyla doğrudan sol bacağına durmuştur. Daha sonra sağ ayağını koşu bandı tabanına yavaşça indirerek ağırlığını sağ bacağına yavaş yavaş uygulamıştır. Fakat sağ bacağına ve vücudunu düz tutmaya gayret göstermiştir (Şekil 5.11). Bu süre zarfında (5-7 saniye) sağ bacadaki kuvvet neredeyse sıfırdan yaklaşık $\frac{3}{4}$ vücut ağırlığına kadar artmıştır. Daha sonra testin geri kalan süresi boyunca (toplamda 10 dakika) sağ dizdeki kuvveti değiştirmeden kendini dengelemeye çalışmıştır. Sağ bacağına vücut ağırlığının tamamını vermesini istemedik. Ancak katılımcı pozisyonunda rahat hissedecek şekilde bacağına ek bir ağırlık eklemeyi denemeye çalışmıştır.



Şekil 5.10. Klinik Hareket Değerlendirme Laboratuvarı'nda bulunan çift floroskopi görüntüleme sistemi.

Önceki çalışmalarda, TF eklemlerinin yumuşak dokularının deformasyon hızının yükleme aşamasında yüksek olduğu ancak ilk dakikadan sonra hızla azaldığı bildirilmiştir [258]. Bu bağlamda, eklem kemiklerinin ötelemelerini ve rotasyonlarını tam olarak izlemek ve aynı zamanda katılımcılara uygulanan X-ışını miktarını en aza indirmek için bir yükleme protokolü oluşturulmuştur. Bu protokol, ilk dakika için kameralardan sürekli olarak 6Hz'lik bir resim kare hızında ve kalan süre içinse 6Hz frekansta 2 saniye sürekli 28 saniye ara ile ÇF görüntüleri elde etmek olmuştur. Böylece iki kamera tarafından toplam 563 çift yüksek çözünürlüklü görüntü çekilmiştir.



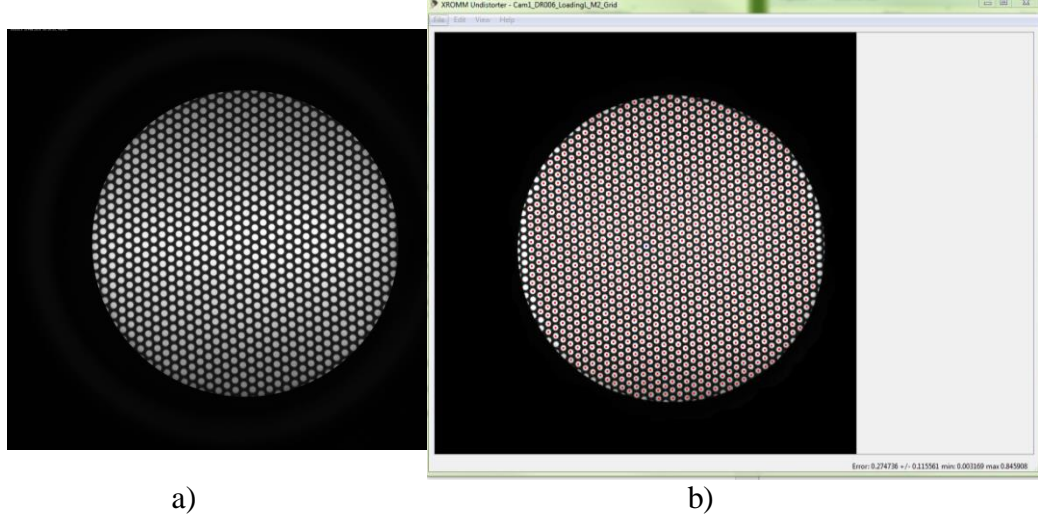
a)

b)

Şekil 5.11. Sağ dizin çift floroskopi ölçümü: a) Sağ bacak 10 dakika ayakta dururken tam ekstansiyonda yaklaşık 3/4 vücut ağırlığı ile yüklenir, b) TF ekleminin kemiklerinin bükülmesini ve rotasyonunu en aza indirmek için bir sınırlayıcı kullanıldı. Katılımcı test sırasında radyasyon miktarını azaltmak için kurşun önlük giydi (gösterilen fotoğraflar kurşun önlük olmadan bir prova sırasında çekilmiştir).

5.2.3.2. ÇF görüntülerinin çarpıklığının giderilmesi

Floroskopik veriler kullanılarak kemik öteleme ve rotasyon hareketlerinin doğru şekilde yapılandırılması, görüntüleme geometrisinin doğru bir şekilde kalibrasyonu ve verileri bozan birçok görüntüleme bozukluğunun giderilmesi için gerçekleştirilen prosedürdür. Direk doğrusal dönüşüm (DLT) yöntemleri, bir dizi potansiyel eksiklikten kaynaklanan her X-ışını kaynağı ve karşılık gelen kameranın ayrı ayrı kalibre edilmesi için iki aşamalı bir işlem kullanılarak kalibrasyon yapmak için yaygın olarak uygulanır.

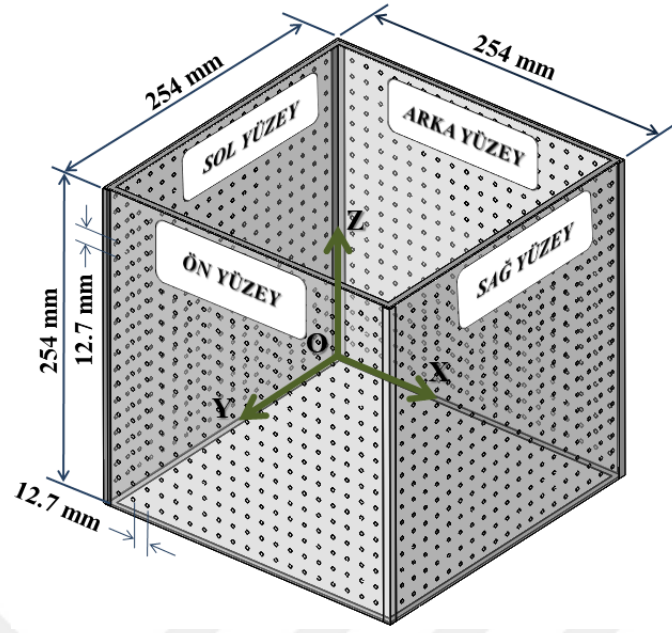


Şekil 5.12. ÇF görüntülerinin çarpıklığının giderilmesi: a) ÇF sisteminin kameralarından alınan referans ızgara görüntüsü, b) XROMMUndistortion yazılımının ekran görüntüsü

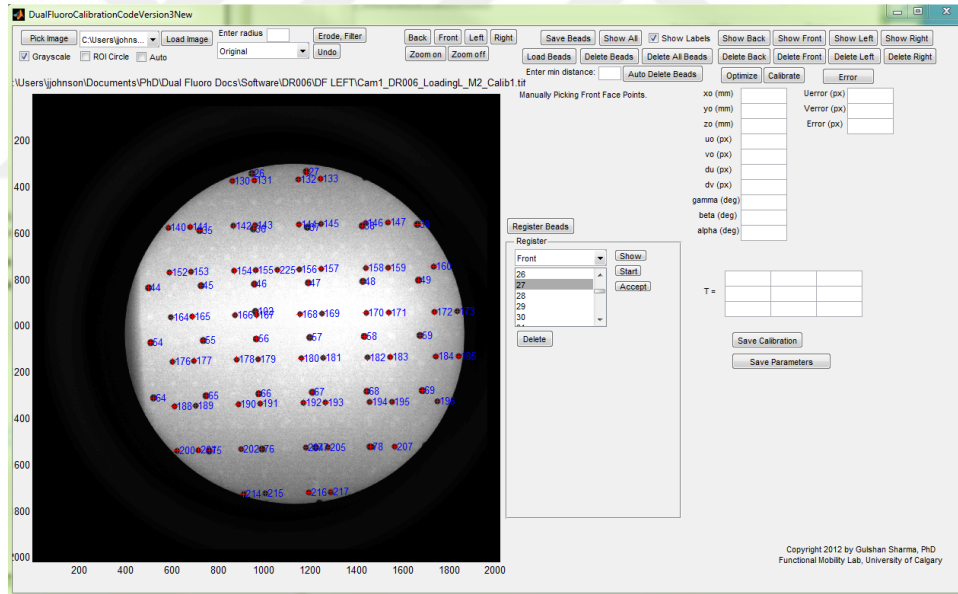
ÇF ham görüntülerinin çarpıklığını düzeltmek için açık kaynaklı yazılım olan XROMMUndistortion (XROMM, Brown Üniversitesi, Providence, RI, ABD) kullanılmıştır (Şekil 5.12b).

5.2.3.3. ÇF Görüntülerinin Kalibrasyonu

Görüntüleme işleminin doğası gereği, DF görüntüleri kamera merceğinin yapısı ve nesnenin kameralara uzaklığı nedeniyle bozular. Bu nedenle, TF eklem kinematığının bozulmamış görüntülerden doğru bir şekilde elde edilebilmesi için bu görüntülerin düzeltilmesi gerekir. Bunu gerçekleştirmek için akrilik kübik kalibrasyon çerçevesi (Şekil 5.13) referans olarak kullanılmıştır. Aynı zamanda, Lichti ve ark. [259] tarafından MATLAB (MathWorks Inc., Versiyon R2017a, Natick, MA, ABD) yazılımı kullanılarak geliştirilen bir algoritma görüntü kalibrasyonu aracı (Şekil 5.14) kullanılmıştır. Kalibrasyon çerçevesi, görüntüleme verilerinin düzeltilmesi için sistemin harici ve dâhili parametrelerinin alınmasını sağlar ve bunu gerçekleştirmek için kendi kendini kalibre eden bir demet ayarlama yöntemi kullanılmıştır [23]. Bu yöntem, iki adımlı doğrudan doğrusal dönüşüm yöntemi gibi diğer kalibrasyon yaklaşımlara kıyasla yüksek doğruluk ve verimlilikte olduğu kanıtlanmıştır [259].

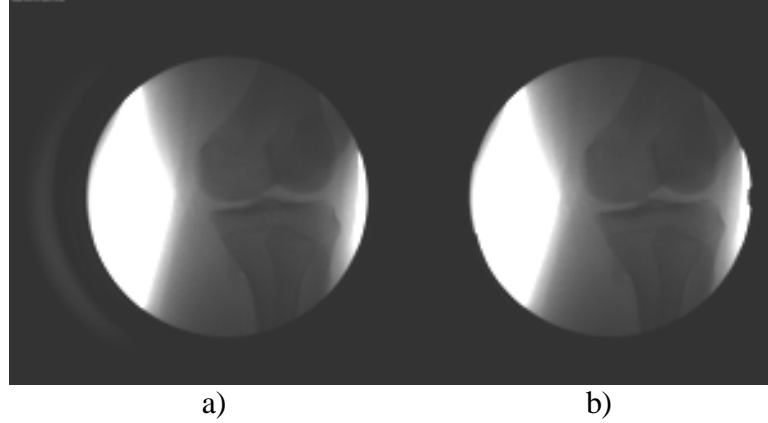


Şekil 5.13. Koordinat sistemine sahip özel akrilik kübik kalibrasyon çerçevesi.



Şekil 5.14. ÇF görüntülerinin kalibrasyonu için boncuk tespiti

Bu prosedürler başarıyla gerçekleştirildikten sonra, 2D düzeltilmiş görüntüler elde edilmiştir (Şekil 5.15). Düzeltilmiş görüntüler kişiye ait diz eklemesindeki femur, tibianın gerçek boyutlarını yansıtmaktadır. Böylelikle, DF ölçüm boyunca elde edilen ve diz eklemine ait olan kinematik verilerin gerçekçi sonuçlar olması sağlanmıştır. Bu durum aynı zamanda bu verileri kullanılarak yapılacak sonlu elemanlar analizinin doğruluğunu da artırmaktadır.

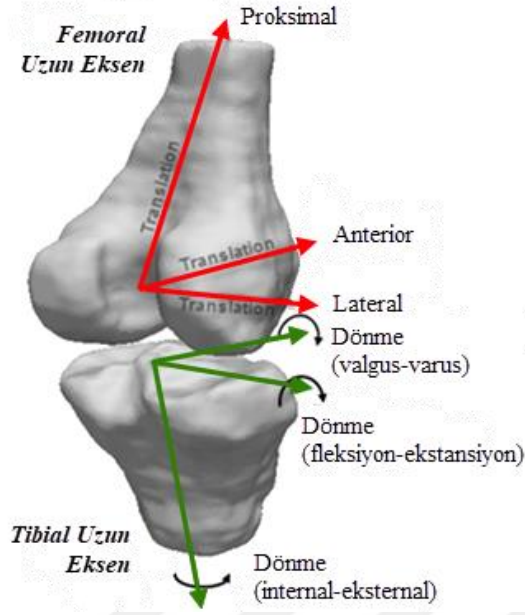


Şekil 5.15. ÇF görüntüleme sisteminden elde edilmiş TF ekleminin görüntüsü a) orijinal görüntü; b) kalibre edilmiş görüntü.

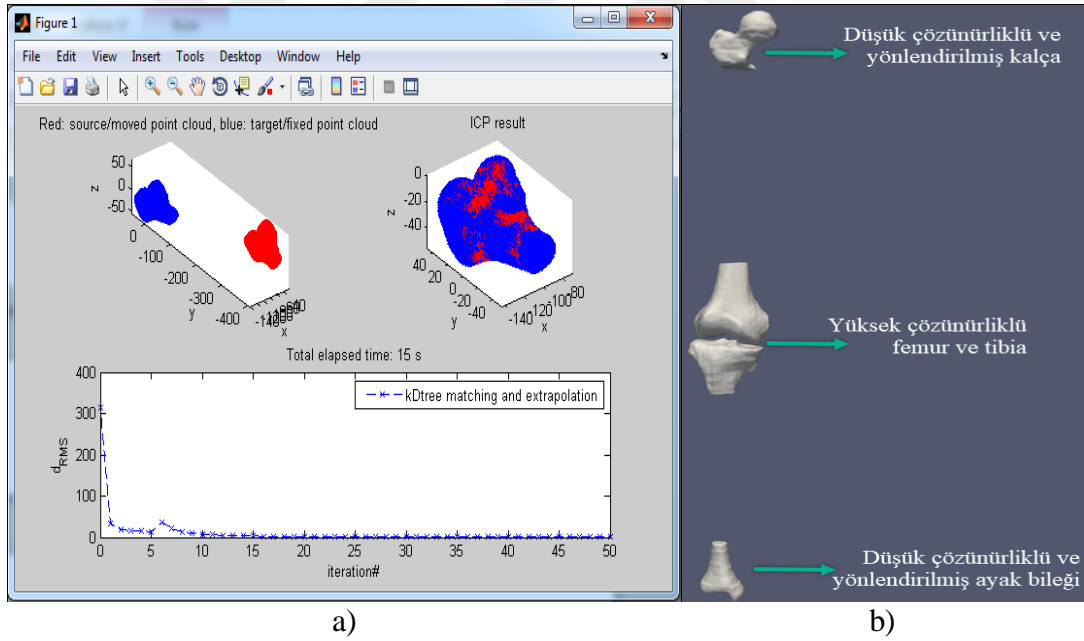
5.2.3.4. Anatomik Koordinat Sisteminin Oluşturulması

Koordinat sistemlerinin oluşturulmasının amacı, femur ve tibianın mutlak ve nispi konumlarını hesaplamamıza ve zaman içindeki pozisyon değişikliklerini belirlememize izin vermektir. Şekil 5.16'da femur ve tibianın koordinat sistemleri görülmektedir. Bu koordinat sistemi, MR görüntüleri ile yeniden yapılandırılan bacağın anatomisi kullanılarak belirlenmelidir [260]. Bu bağlamda, koordinat sistemleri spesifik diz eklemine karakterize eder ve eklem hareketlerini tanımlar, bunlar ki üç bağıl öteleme (proksimal-distal (PD), anterior-posterior (AP), medial-lateral (ML)) ve üç bağıl rotasyon, (valgus- varus (VV), internal-eksternal (IE) ve fleksiyon- ekstansiyon (FE)) hareketlerden oluşur.

Diz eklemi için koordinat sistemleri, MR görüntülerin yeniden yapılandırılması ile elde edilen diz, kalça ve ayak bileğinin 3D modelleri kullanılarak belirlenmiştir (Şekil 5.16). Sadece diz eklemi anatomisine dayalı olarak üretilecek eksenler daha az doğru olabileceğinden, ek referans olarak kalça ve ayak bileği 3D modelleri de kullanılmıştır. Bu nedenle, yüksek çözünürlüklü femur ve tibia ile orta çözünürlüklü femur, tibia ile eşleşmesi ve bu kemiklerin kalça ve ayak bileği modelleri ile hizalanması gerekmektedir (Şekil 5.17). Bu, Sharma ve ark. [23] tarafından geliştirilen özel MATLAB yazılımı aracılığı ile yinelemeli en yakın nokta (ICP) algoritması kullanılarak gerçekleştirilmiştir.



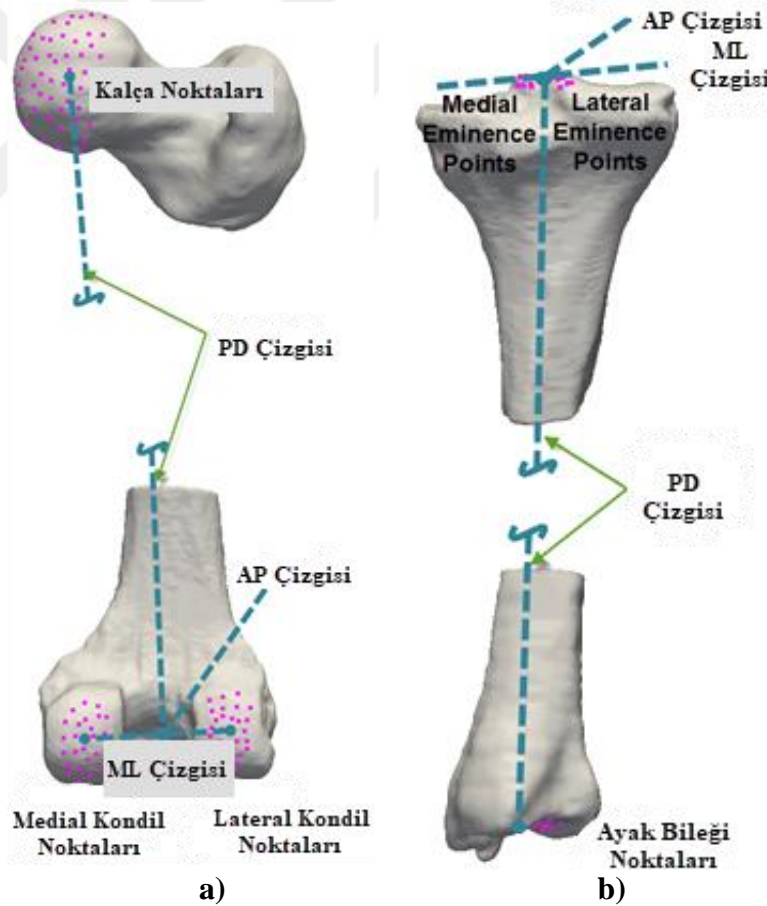
Şekil 5.16. Femur ve tibia için oluşturulan anatomik koordinat sistemi.



Şekil 5.17. Diz eklemi yapılarının hizalanması, a) Orta çözünürlüklü femur ile yüksek çözünürlüklü femur eşleştirme prosedürü. Kırmızı model, orta çözünürlüklü modeli temsil ederken mavi model ise yüksek çözünürlüklü modeli temsil eder. b) Yüksek çözünürlüklü femur ve tibia ile düşük çözünürlüklü ayak bileği ve kalçanın aynı koordinat alanına hizalanması.

Femur ve tibia için oluşturulacak uzun eksenler (TF ekleme, kalça ve ayak bileği ekleme), Sharma ve ark. [23] tarafından geliştirilen ve femur, kalça kemiği, tibia ve ayak bileği anatomisine göre seçilen nokta bulutlarını kullanan

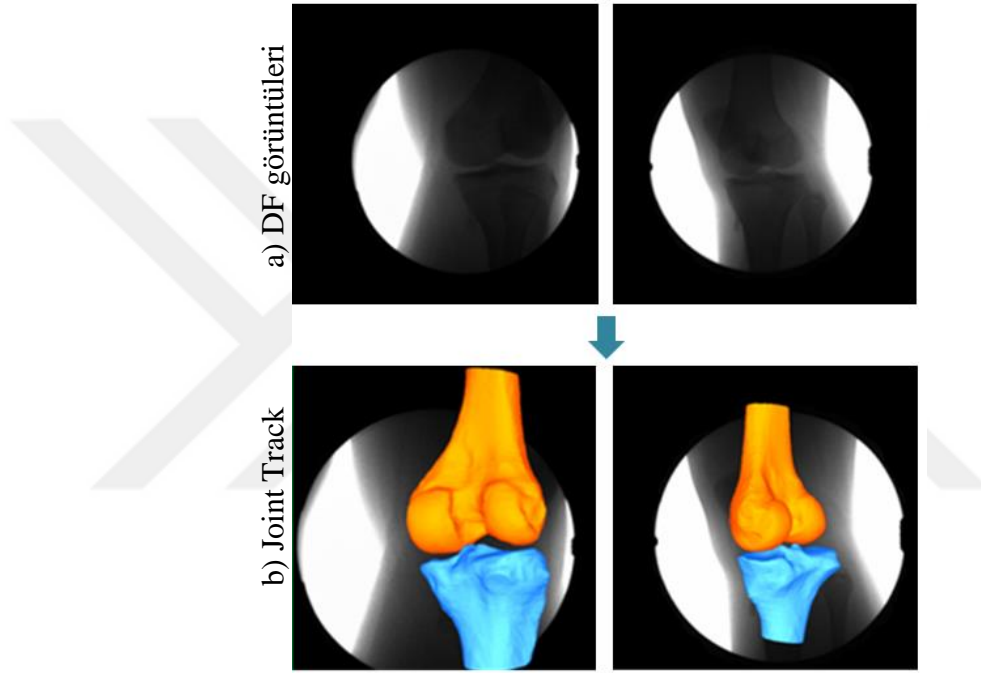
bir MATLAB prosedürü ile elde edilmiştir (Şekil 5.18). Nokta bulutu seçim işlemi, açık kaynak kodlu ParaVIEW yazılımı (BSD, Kitware Inc, NM, ABD) ile gerçekleştirilmiştir. Bu prosedür ile her bir kemik için koordinat sistemini oluşturulmuştur. Femur için medial ve lateral kondillere sırasıyla iki küre yerleştirilmiş ve kürelerin merkezlerini birleştirerek bir ML çizgisi elde edilmiştir [261]. Daha sonra, ML hattının merkezi femurun koordinat sisteminin orijini olarak ML çizgisi ile hizalanacak şekilde seçilmiştir (Şekil 5.18). Femurun uzun eksenini, kalçanın küresel merkezinden başlayıp femur merkezine uzanan çizgi olan PD çizgisiyle örtüşmektedir. Son olarak, PD ve ML eksenlerinin vektörel çarpımı, Şekil 5.18'de gösterilen AP eksenini belirlemiştir. Tibiyanın uzun eksenini elde etmek için de proksimal tibia ve ayak bileği üzerinde benzer işlemler yapılarak oluşturulmuştur [23, 260].



Şekil 5.18. ParaVIEW yardımı ile oluşturulan nokta bulutlarını kullanarak geliştirilen anatomik koordinat sistemleri: a) femur için koordinat sistemi, b) tibia için koordinat sistemi.

5.2.3.5. 2B-3B eşleşme prosedürü

Femur ve tibiyanın 3B modelini, çarpıklığı düzeltilmiş 2B görüntülerle eşleştirmek için JointTrack Biplane (Florida Üniversitesi, Gainesville, FL, ABD) yazılımı kullanılmıştır. Bu yazılım, kemiklerin 3B hareketlerini hesaplar ve raporlar (Şekil 5.19). Bunu gerçekleştirmek için ise kemik 3B modellerinin silüetleri ile çarpıklığı düzeltilen 2B görüntülerle en uygun uyumu sağlayana kadar eşleştirme işlemi yapılmıştır.

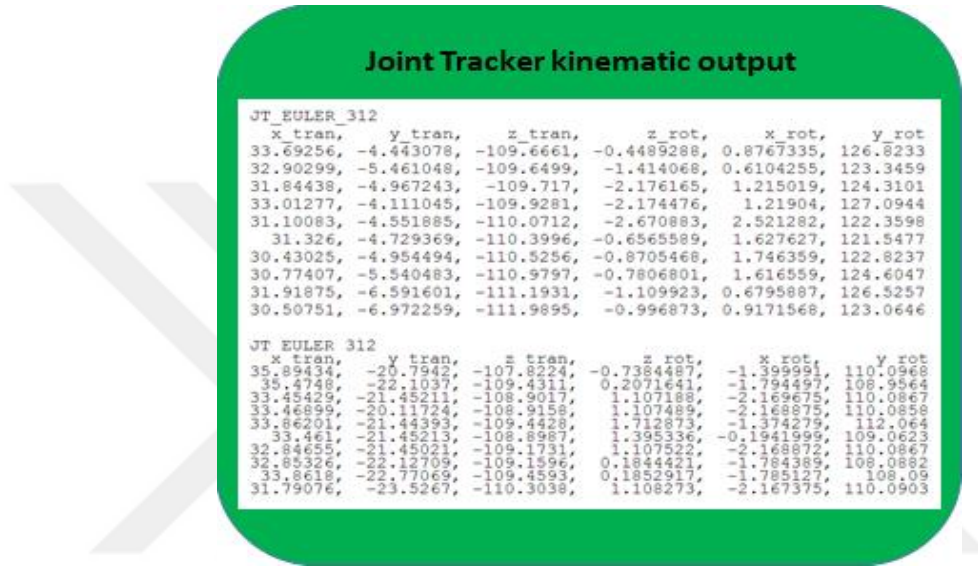


Şekil 5.19. Kadın katılımcı için gerçekleştirilen 2B-3B eşleştirme işlemi: a) 10 dakika boyunca ÇF ölçümünden elde edilen 2B diz ekleminin herhangi bir andaki görüntüsü, b) 3B kemiklerin ÇF görüntü çiftleriyle işaretli olarak 2B-3B eşleştirilmesi.

ÇF sisteminde farklı açılarda yerleştirilen kameralar, TF ekleminin aynı andaki iki görüntüsünü, iki X-ışını kaynağı aracılığıyla belirli bir süre boyunca farklı açılardan sağlar (Şekil 5.11). Bu şekilde, kemiklerin 3B konum verileri 2B görüntüler aracılığıyla elde edilir. Kemik silüeti, çarpıklığı düzeltilmiş iki görüntünün üzerine manuel olarak yerleştirilmiştir. Bu işlem, kadın ve erkek katılımcılar için sırasıyla 563 çift görüntüden 56 ve 61 çift örnek alınarak titizlikle tekrarlanmıştır. Örnekler, yükleme ve erken sürünme aşamaları sırasında kemiklerin hızlı hareketini yakalamak için ilk dakika boyunca 1-2 saniye aralıklarla ve geri kalan dokuz dakikalık yavaş

hareket için 30 saniye aralıklarla alınmıştır. Bu örnekleme yaklaşımı, 10 dakikalık duruş için kemiklerin zamana bağlı ötelemelerini ve rotasyonlarını elde etmek adına yeterli olduğu görülmüştür.

JointTrack programında elde edilen rotasyon ve öteleme verilerinden bazıları aşağıdaki Şekil 5.20’te gösterilmektedir. Bu öteleme ve rotasyon verileri femur ve tibia için ayrı ayrı kayıt tutulmuştur.



The image shows a screenshot of the Joint Tracker kinematic output. It contains two tables of data, one for the femur and one for the tibia. Each table has 7 columns: x tran, y tran, z tran, z rot, x rot, and y rot. The data is presented in a grid format with numerical values.

JT EULER 312						
x tran,	y tran,	z tran,	z rot,	x rot,	y rot	
33.69256,	-4.443078,	-109.6661,	-0.4489288,	0.8767335,	126.8233	
32.90299,	-5.461048,	-109.6499,	-1.414068,	0.6104255,	123.3459	
31.84438,	-4.967243,	-109.717,	-2.176165,	1.215019,	124.3101	
33.01277,	-4.111045,	-109.9281,	-2.174476,	1.21904,	127.0944	
31.10083,	-4.551885,	-110.0712,	-2.670883,	2.521282,	122.3598	
31.326,	-4.729369,	-110.3996,	-0.6565589,	1.627627,	121.5477	
30.43025,	-4.954494,	-110.5256,	-0.8705468,	1.746359,	122.8237	
30.77407,	-5.540483,	-110.9797,	-0.7806801,	1.616559,	124.6047	
31.91875,	-6.591601,	-111.1931,	-1.109923,	0.6795887,	126.5257	
30.50751,	-6.972259,	-111.9895,	-0.996873,	0.9171568,	123.0646	

JT EULER 312						
x tran,	y tran,	z tran,	z rot,	x rot,	y rot	
35.89434,	-20.7942,	-107.8224,	-0.7384487,	-1.39999,	110.0968	
35.4748,	-22.1037,	-109.4311,	0.2071641,	-1.794497,	108.9564	
33.45429,	-21.45211,	-108.9017,	1.107188,	-2.169675,	110.0867	
33.46999,	-20.11724,	-108.9158,	1.107489,	-2.168875,	110.0858	
33.86201,	-21.44353,	-109.2428,	-1.712873,	-2.378275,	112.0644	
33.461,	-21.45213,	-108.8987,	1.395336,	-0.1941999,	109.0623	
32.84655,	-21.45021,	-109.1731,	1.107522,	-2.168872,	110.0867	
32.85326,	-22.12709,	-109.1596,	0.1844421,	-1.784388,	108.0882	
33.8618,	-22.77069,	-109.4593,	0.1852917,	-2.785127,	108.0909	
31.7907e,	-23.5267,	-110.3038,	1.108273,	-2.167375,	110.0903	

Şekil 5.20. Anatomik koordinat sistemine göre 3B kemiklerin öteleme ve rotasyon verilerin bazıları.

Şekil 5.20’den elde edilen veriler femur ve tibia’nın ayrı ayrı bağımsız değerleridir. Sonlu elemanlar analizinde kullanılmak üzere Femur’un Tibia’ya göre bağıl rotasyon ve öteleme hareket bilgileri aşağıdaki prosedürleri yerine getiren özel MATLAB yazılımı ile hazırlanmıştır.

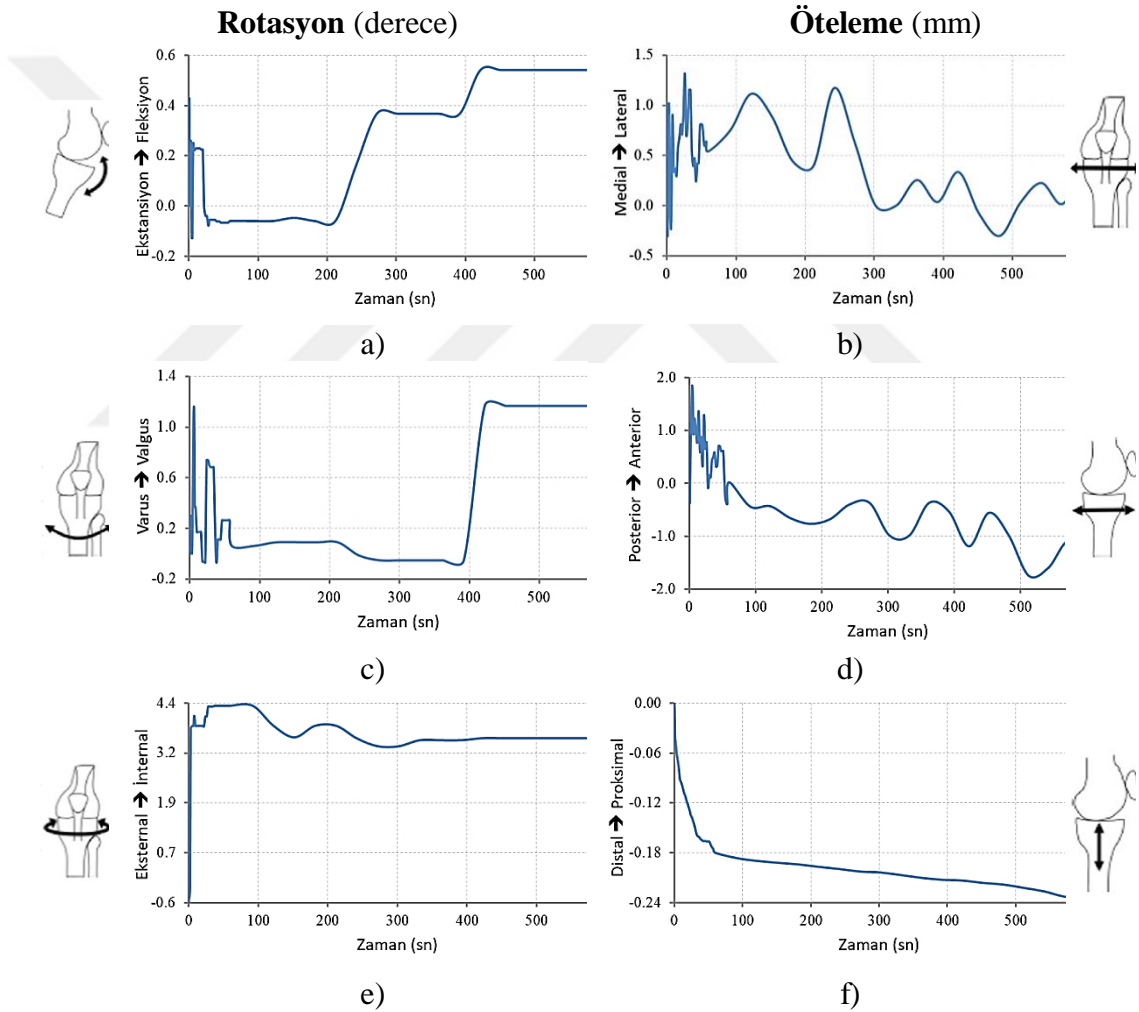
- Femur ve tibia’nın rotasyon ve öteleme verilerini içeren ve JointTracker programında elde edilen “.jts” dosyasının geliştirilen MATLAB yazılımına aktarılması sağlanmıştır.
- Her satırın, Euler Açılı Seti (ZXY açılı seti) kullanılarak transformasyon matrisine dönüştürülmüştür. Bu matris 4 x 4 x m matris olarak kaydedilmiştir. Buradaki “m” harfi .jts dosyasındaki satır sayısını temsil etmektedir.
- Femurun tibia’ya göre bağıl hareketini hesaplamak için transformasyon matrisinin kendi matrisin tersi ile çarpılması gerekmektedir.

- Elde edilen dosya, Euler Aç ı Seti denklemleri kullanılarak ba ğ ı l ötelemeler ve rotasyonlar içeren tek bir matrise tekrar geri dönüştürülmüştür.

Tüm bu prosedürlerden sonra kemiklerin öteleme ve rotasyon verileri, 10 dakika boyunca ve seçilen frekansta (6Hz) elde edilmiştir.

5.2.4. Sonuçlar

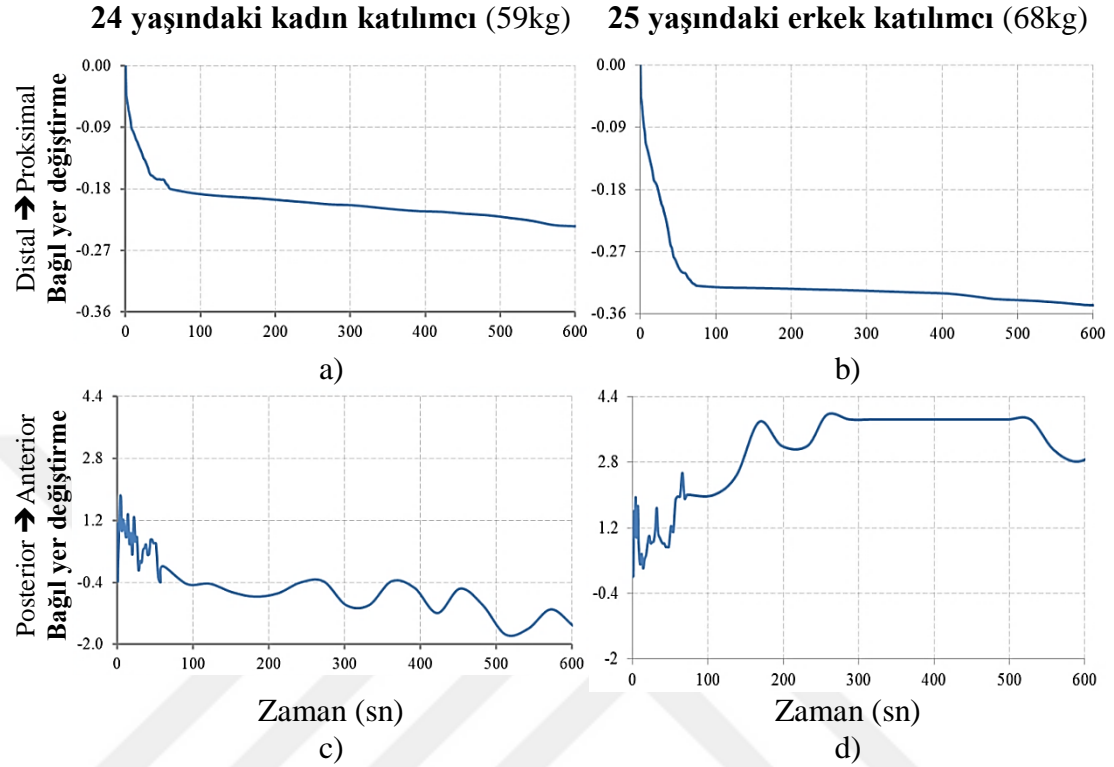
Kadın katılımcı için TF eklem kinemati ğ ı, zamanın fonksiyonu olarak altı serbestlik derecesinde gösterilmiştir (şekil 5.21).



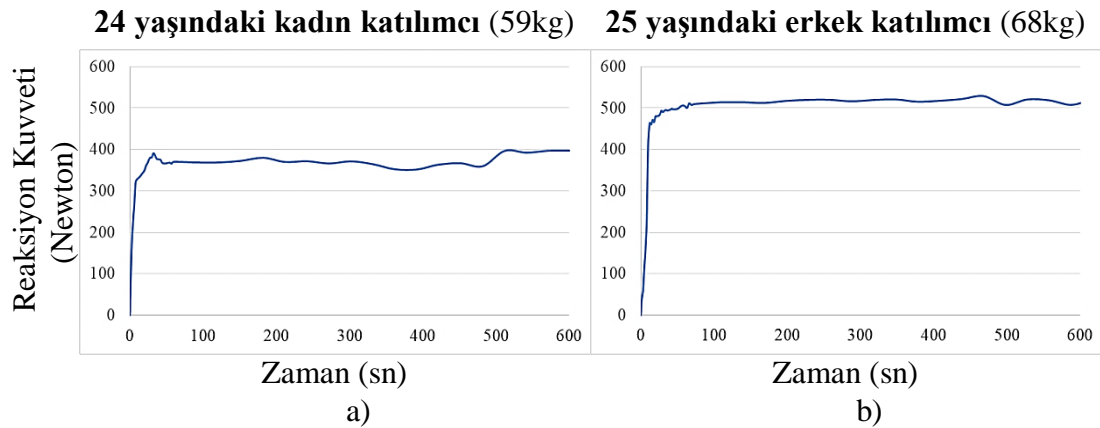
şekil 5.21. Kadın katılımcı için yaklaşık 3/4 vücut a ğ ı rlı ğ ı ile 10 dakika boyunca ayakta dururken, TF eklemının 3B göreceli hareketi: a, c ve e) femurun, tibiaya göre ba ğ ı l rotasyon; b, d, f) femurun, tibiaya göre ba ğ ı l öteleme bilgileri.

Bu sonuçlar distal femurun proksimal tibiaya göre ba ğ ı l hareketleridir. Maksimum ba ğ ı l rotasyonlar, VV, IE ve FE rotasyonlarında sırasıyla 1.2, 4.3 ve 0.54 dereceydi.

Maksimum bağıl ötelemeler PD, AP ve ML yönlerinde sırasıyla 0.23, 1.84 ve 1.32 mm'dir (Şekil 5.21).



Şekil 5.22. 10 dakikalık sürünme sırasında kadın ve erkek katılımcılar için yaklaşık 3/4 vücut ağırlığı altındaki TF eklemin kinematik verilerinin karşılaştırılması: a) ve b) PD yönündeki; c) ve d) AP yönündeki bağıl yer değiştirmeler.



Şekil 5.23. 10 dakikalık sürünme sırasında koşu bandı tarafından ölçülen reaksiyon kuvvetleri: a) kadın katılımcı, b) erkek katılımcı.

Bu sonuçların yanı sıra, ÇF sisteminde bulunan sensörlü koşu bandı (Şekil 5.10) aracılığı ile test süresi boyunca katılımcılar tarafından zemine uygulanan reaksiyon kuvvetleri ölçülmüştür (Şekil 5.23). Her iki katılımcıda deney süresi boyunca

yönergeleri doğru bir şekilde uygulamış ve bunun sonucunda, saf rampa fonksiyonuna yakın reaksiyon kuvvet-zaman grafiği elde edilebilmiştir (Şekil 5.23). Test süresi boyunca kadın katılımcı zemine maksimum 397.3N'luk bir kuvvet uygularken, erkek katılımcı ise 521.7N'luk bir kuvvet uygulamıştır.

5.2.5. Tartışma

Çalışmanın amacı, insan diz ekleminin in-vivo sürünme yanıtı için bir ölçüm protokolü ve bir veri işleme yaklaşımı oluşturmaktır. Bu nedenle, ayakta duruş sırasında bir sürünme yükleme protokolü geliştirilmiştir ve iki katılımcı üzerinde test edilmiştir (Şekil 5.23a, b). Görüntüler ve sonuçlar ölçüm metodunun ve aynı zamanda bilgisayar yöntemlerinin geçerliliğini göstermiştir. Ancak sürünme verilerine güven kazanmak için daha fazla ölçüm yapılması gerekmektedir. İlk dakika boyunca sürünme yer değiştirmesi hızla gelişmiştir. Bu, yaklaşık bir saniyede tam vücut ağırlığı uygulandığında ve sürünme verileri 300 saniye boyunca elde edilen benzer bir çalışma ile uyumludur [258]. Bu çalışmada kullanılan yükleme oranı çok daha düşüktü (%100/sn ile karşılaştırıldığında ~%75/6sn =%12.5/sn) ve sürünme testi 600 saniyeye uzatılmıştı. Uzatılmış yükleme fazı, dokuların doğrusal olmayan özelliklerini in-vivo olarak değerlendirmek için daha iyi olabilir ve uzun süreli sürünme fazı, dokuların çoklu karakteristik zamanlarını tahmin etmek için kullanılabilir. Çünkü kısa süreli yanıt esas olarak zamana bağlılığın hızlı spektrumu ile belirlenir.

Her iki katılımcı, yük uygulaması üzerinde herhangi bir kontrol olmamasına rağmen, test edilen bacaklara yaklaşık $\frac{3}{4}$ vücut ağırlığı uygulamışlardır. Katılımcıların sadece vücut ağırlığının yarısından biraz fazlasını uygulamışlardır. Buda kabul edilebilir bir sonuçtur çünkü sol bacakları daha yüksekti ve yük uygulaması sırasında sağ bacakların dönüşlerini azaltmak için eğilmiştir.

İnsan diz ekleminin in-vivo sürünme testi, dikey yer değiştirme ile gösterildiği gibi, yük olarak kısmi vücut ağırlığını kullanan katılımcılar ile gerçekleştirilebilir (Şekil 5.22a,b ve Şekil 5.23a,b). Buna karşın, eklemin enine yer değiştirmelerinin ve rotasyonlarının kontrol edilmesi zordu (Şekil 5.22a-e). İlginç bir şekilde, 10 dakika ayakta kalan her iki katılımcı için AP yönündeki ötelemedeki maksimum değişiklik yaklaşık 4 mm'dir (Şekil 5.22c ve d). Ayrıca, her iki katılımcının femuru genellikle

tibiaya göre bir yönde hareket etmiştir. Bununla birlikte, erkek katılımcı, muhtemelen düzenli olarak voleybol oynadığı ve kasları vasıtası ile daha iyi diz stabilizesine sahip olduğu için, hem AP'de (Şekil 5.22c karşı Şekil 5.22d) hem de ML rotasyonlarında daha iyi kontrollü bir hareket gerçekleştirmiştir. Bu, tek ayaklı duruşlar sırasında sporcuların sporcu olmayanlardan daha istikrarlı bir duruş sergileyebilecekleri bulgusuyla desteklenmektedir [262].

Diz eklemının sürünmesinin tamamlanması 600 saniyeden daha fazla olması gerçektir (Şekil 5.22a, b), ancak kontak bölgesinin 50 saniye sonra sabit kaldığı bildirilmiştir [258]. İki bulgu birbiriyle tutarlı olabilir, çünkü dizdeki kontak neredeyse maksimuma ulaştıktan sonra proksimal tibia ve distal femur arasındaki mesafe daha da azaltılabilir. Bulgumuz, örnek test [60], domuz eklemi üzerine yapılan test [201] ve önceki insan diz eklemi modellemesi sonuçları [32] ile önemli ölçüde uyumluluk göstermiştir.

Eklemın enine yer değiştirmeleri ve rotasyonları üzerindeki zayıf kontrole ek olarak, bu çalışmanın önemli bir sınırlaması JointTrack yazılımı ile manuel 2D-3D eşleştirme işlemidir. İnsan faktörleri nedeniyle, bu eşleştirme işlemindeki hataları öngörmek zordur. Bu nedenle, sonuçların ileri çalışmalarla doğrulanması gerekebilir. Alternatif olarak, bu çalışmada geliştirilen ölçüm ve veri işleme yaklaşımları, bilinen geometriye sahip femoral ve tibial protezlerle de test edilebilir [23]. Bu çalışmada kullanılan genel yöntemler, önceki çalışmalarda validasyonu sağlanmıştış [23, 24].

MRG ve ÇF ölçümlerinden elde edilen veriler, daha önce geliştirilen bir viskoelastik poromekanik modeli doğrulamak ve açıklamak için kullanılacaktır [32]. Doğrulanmış bir model in-vivo eklem yaralanmalarını ve kıkırdak mekaniği anlamak için kullanılabilir. Öte yandan, bu çalışmadaki ölçümlerden elde edilen veriler bir sonlu eleman analizi ile yorumlandığında erken doku dejenerasyonunu belirlemek ve in-vivo kıkırdak ve menüsküs özelliklerini değerlendirmek için kullanılabilir.

Özetle, uzun süreli ayakta durma görevi sırasında insan katılımcıların tibiofemoral eklemının kinematikiğini belirlemek için diz eklemının çift floroskopik görüntüleri kullanılmıştış. Çarpıklığı giderilmiş 2B görüntüler ile manyetik rezonans görüntülemeyen yeniden yapılandırılmış distal femur ve proksimal tibianın 3B modelleri ile eşleştirilerek kemiklerin 3D hareket verileri elde edilmiştir. Uzun süre

ayakta durma, eklemin bir sürünme tepkisine makul bir şekilde karşıyabilir ve eklemin onaylanmış bir sonlu elemanlar modeli kullanılarak kıkırdak ve menüsküsün mekanik özelliklerini in-vivo olarak değerlendirmek için kullanılabilir.

Dr. Janet Ronsky, Dr. Gregor Kuntze ve Bayan Jessica Kupper'in DF ölçümü ve Calgary Üniversitesi Klinik Hareket Değerlendirme Laboratuvarı'nda yaptığı işleme gösterdiği yardım için çok teşekkür ederiz. Sabri Uzuner'in Calgary Üniversitesi'ne yaptığı ziyaretin mali ve manevi desteği için TÜBİTAK'a (Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu) özellikle teşekkür etmek isteriz. Bu araştırma Kanada Doğa Bilimleri ve Mühendislik Araştırma Konseyi tarafından finanse edilmiştir. Çalışma Calgary Üniversitesi Etik Kimliği REB15-1165 numarası ile Birleşik Sağlık Araştırmaları Etik Kurulu tarafından onaylanmıştır. Bu çalışmanın bir katılımcısı için 0.21 mSv değerinde X-ışını maruz kaldığı tahmin edilmektedir.

5.3. İnsan Diz Eklemine Sonlu Eleman Modelinin Deneysel Validasyonu: Non-İnvaziv Çift Floroskopik Görüntüleme Tekniği

5.3.1. Özet

Sonlu elemanlı model simülasyonları, tıbbi karar verme sürecinde kullanılan etkili teknikler olarak tanımlanmıştır. Bununla birlikte, bilgisayar modelleri önceki çalışmaların çoğunda yayınlanan veriler kullanılarak validasyonu sağlanmıştır. Ancak diz eklemi modellerin kinematik validasyonu hala sorun olmaya devam etmektedir. Son zamanlarda, tıbbi görüntüleme kullanarak yapılan çalışmalar diz eklemi kinematiğinin daha doğru görüntülenmesini sağlamıştır. Bu çalışmanın amacı oluşturulan 3B sonlu diz eklemi modelinin yine aynı modele ait deneysel kinematik veriler ile doğrulamaktır. Deneysel kinematik veriler ve diz eklemi sonlu elemanlar modeli biri erkek biri bayan olmak üzere iki katılımcıdan elde edilmiştir. Kinematik veriler ve reaksiyon kuvvetler her iki katılımcı için, 10 dakika boyunca ayakta durma pozisyonunda çift floroskopi ölçümünden elde edilmiştir (Detaylı bilgi için Bölüm 5.2'ye bakınız) . Sonlu elemanlar modelleri ise 3-Tesla MRG cihazından elde edilmiştir. Dizin kemiksi yapıları (femur, tibia ve fibula) rijit olarak kabul edilmiştir. Diz eklemi yumuşak dokuları, sıvı ve kollajen etkilerini hesaba katmak için fibril takviyeli poromekanik model olarak modellenmiştir. Sonlu elemanlar sonuçları ile deneysel çift floroskopi ölçüm sonuçları büyük bir uyum göstermiştir.

5.3.2. Motivasyon

Diz eklemi gibi karmaşık biyolojik sistemlerin hassas ve klinik olarak anlamlı bir şekilde modellenmesi hala sorun olmaya devam etmektedir. Ancak, aynı zamanda hasta bakım kalitesini de önemli ölçüde artırma potansiyeline sahiptir. Nümerik analiz, çeşitli biyomedikal alanlarda önemli bir araç olarak kabul edilmektedir ve diz eklem biyomekaniğini analiz etmek için yaygın olarak benimsenmiştir [263]. Bilgisayarlı modeller, cerrahi aletlerin yanı sıra klinik ve cerrahi değerlendirme tekniklerinin geliştirilmesi için temeldir [264]. Son zamanlarda, biyomekanikte kişiye özel bilgisayarlı modeller tanımlanmıştır. Bu yaklaşım, kuvvetler ve gerinimler, kontak kuvvetleri ve bağ bölgeleri ve deneysel çalışmalardan elde edilmesi zor olan çeşitli doku yapıları arasındaki gerilim ve gerinim dağılımı gibi çeşitli faktörlerin değerlendirilmesinde önemli sonuçlar üretebilir ve yardımcı olabilir [264]. Bununla birlikte, kişiye özgü bilgisayarlı modellerinin validasyonu zor olabilir.

Çeşitli biyomedikal görüntüleme cihazlarla yapılan deneysel çalışmalar, insan diz eklemiyle ilgili yaralanmaların şiddetini değerlendirmek için yaygın olarak kullanılmışlardır [265]. Jacobsen ve ark. [266], gerilim radyografisi ile diz eklemine anterior-posterior, medial ve lateral stabilizesini değerlendirmişlerdir. Li ve ark. [138], bilgisayarlı diz eklemi modelinde valide edilmiş kinematik laksite testi, deneysel laksite testine benzerliğini göstermişlerdir. Wang ve ark. [267], doğrulanmış bir bilgisayar modeli kullanarak ön çapraz bağ rekonstrüksiyonunda kıkırdak teması ile bir gevşeklik testi simülasyonu gerçekleştirmişlerdir. Quatman ve ark. [268], doğrulanmış bir bilgisayar modeli kullanarak ön çapraz bağ yaralanmaları mekanizması üzerinde çalışmışlardır. Bununla birlikte, deneğe özgü bilgisayar modellerinden ziyade önceki çalışmalarda klinik anlamlılığın değerlendirilmesi için temsili bir model kullanılmıştır [138, 267, 268]. Lenhart ve ark. [269], hareket sırasında tibiofemoral ve patellofemoral eklemlerin kişiye özgü bir modelinde yüke bağlı davranışın öngörülmesi ve validasyonu üzerine odaklanmıştır. Yukarıdaki çalışmalarda, spesifik bilgisayarlı modellerin validasyonunda kullanılan veriler ya önceki denek çalışmalardan elde edilen sonuçlar veya kadavra örneklerinden toplanan veriler kullanılarak valide edilmiştir. Kişiye özgü oluşturulan sonlu

elemanlar modelinin kişiye özgü deneysel veriler ile validasyonu konusunda yapılan çalışmalar oldukça azdır.

Bu çalışmanın amacı kişiye özgü geliştirilen bilgisayarlı modellerin yine aynı kişiye özgü deneysel kinematik veriler ile validasyonunu sağlamaktır. Kinematik veriler çift floroskopi görüntüleme cihazı ile elde edilmiştir. Bu verilerin elde edilmesi ile ilgili detaylı bilgi bir önceki çalışmamızda (Bölüm 5.2) bulunmaktadır. Bilgisayarlı modeller iki farklı katılımcının MR görüntülerinden elde edilmiştir. Diz eklemi yumuşak dokular fibril takviyeli viskoelastik olarak modellenmiştir.

5.3.3. Materyal ve metot

Bu çalışmada, daha önceki çalışmamız için MRG verilerinden inşa edilen kadın ve erkek diz eklemi SE modelleri kullanılmıştır (Bölüm 3.1'te sadece kadın katılımcı gösterilmiştir). Katılımcıların daha önce diz yaralanması veya cerrahi operasyon kaydı bulunmamıştır. Sonlu eleman modeli, ABAQUS yazılımı kullanılarak üretilmiştir. Dizin kemiksi yapıları (femur, tibia ve fibula) rijit olarak kabul edilmiştir. Bu varsayım, kemiklerin yumuşak dokulara kıyasla çok daha sert olduğu gerçeğine dayanmaktadır. Kıkırdak, meniski ve ligamentlerdeki kollajen liflerinin etkisini hesaba katmak için fibril takviyeli malzemeler olarak modellenmiştir. Kıkırdaklar ve menüsküsler, sıvı basıncını hesaba katmak için gözenekli elemanlar kullanılarak modellenmiştir. Ligamentler için hiperelastik elemanlar kullanılmıştır. Sonlu elemanlar ağ örgüsü doğrulaması daha önceki çalışmamızda gerçekleştirilmiştir (Bölüm 5.1).

Kıkırdaklar ve menüsküsler için malzeme modeli fibril yapılar ile güçlendirilmiş sıvıya doymuş bir matristen oluşmaktadır (fibril takviyeli modelleme Bölüm 4.1'e bakınız). Sıvı basıncı ve akışı doğrusal bir Darcy yasası ile tanımlanırken, dokunun geçirgenliği doku sıkışması ile değişen boşluk oranına bağlıdır. Fibril yapı doğrusal olmayan ve ortotropik olarak kabul edilmiştir.

Farklı dokulardaki fibril oryantasyonu, literatürdeki mevcut verilere dayanılarak seçilmiştir. Femoral kıkırdak için alana özgü oryantasyon [12] kullanılmış ve kollajen oryantasyonlarının derinlik bağımlılığı göz ardı edilmiştir. Sirkumferansiyel yön menüsküste birincil fibril yönü olarak ele alınmıştır [13]. Ligamentlerdeki

fibriller uzunlamasına yönde hizalanmıştır. Tibial kıkırdaklar hakkında veri eksikliği nedeniyle, bu dokular için rastgele yönlendirme kullanılmıştır.

Farklı dokuların materyal özellikleri literatürden elde edilmiş ve Tablo 5.5’de bu özellikler verilmiştir. Fiber özelliklerini ABAQUS yazılımına uygulamak için kullanıcı tanımlı bir FORTRAN altyordamı kullanılmıştır.

Tablo 5.5 Yumuşak dokulardaki fibril olan ve olmayan yapıların materyal özellikleri.

	Kollajen fibril ağ $\sigma = A\varepsilon + B\varepsilon^2$				Fibril olmayan yapılar (izotropik)	
	Birincil fibril yönü (x) [MPa]		Dikey yönü (y,z) [MPa]		Young modülü [MPa]	Poisson Oranı
	A	B	A	B		
Femoral Kıkırdak	3	1600	0.9	480	12	0.45
Tibial Kıkırdak	2	1000	2	1000	12	0.45
Meniski	28	0	5	0	15	0.45
Ligaments	10	14000	0	0	15	0.46
Ağırlık sabiti (g^m), karakteristik zaman (λ^m) [32]					$g^1=0.3; \lambda^1=10$ $g^2=1.7; \lambda^2=100$ $g^3=0.5; \lambda^3=1000$	
Geçirgenlik [mm^4/Ns]					$k_x=0.002; k_y= k_z=0.001$	

Not: Birincil fiber yönü, yerel xyz koordinat sisteminin x eksenine dâhil edilmiştir. Ortotropik geçirgenlik x yönünde yani fiber yönde en yüksektir [8, 85].

Yükleme protokolü, femura Şekil 5.22a,b’deki erkek ve kadın katılımcılara ait proksimal-distal yöndeki yer değiştirmeler uygulanarak gerçekleştirilmiştir. Femura bu yer değiştirmeler uygulanırken, tibia ve fibula her yönde kısıtlanmıştır. Femurun, lateral-medial ve anterior-posterior ötelemelerin yanı sıra tüm rotasyonlardaki hareketi de kısıtlanmıştır. Simülasyonlar için geçici Toprak Konsolidasyon yöntemi kullanılmıştır. Doğrusal olmayan denklemleri çözmek için Newton yöntemi kullanılmıştır. Maksimum zaman artışları manüel olarak ve sayısal sonuçlar önemli değişikliklere maruz kalmayacak şekilde seçilmiştir.

Kıkırdaklı dokular arasındaki mekanik kontak (femoral kıkırdak-meniski, meniski-tibial kıkırdaklar ve femoral kıkırdak-tibial kıkırdaklar arasında) için küçük sürgülü sürtünmeli kontak modeli kullanılarak modellenmiştir. Her bir kontak çifti için, bir yüzey ana yüzey ve diğer yüzey köle yüzey olarak seçilmiştir. Kontak kısıtlaması farklı yöntemler kullanılarak uygulanabilir. Bu çalışmada, temasın uygulanması için doğrusal penaltı (linear penalty) yöntemi seçilmiştir. Bu yöntemi kullanılarak, temas

kısıtı yaklaşık olarak uygulanır ve bazı alanlarda ana yüzeyin köle yüzeyine çok küçük nüfuzları oluşabilir. Bu yöntem, kontak kısıtlamasının sıkı bir şekilde uygulanmasına kıyasla daha az yakınsama zorluğu ile sonuçlanır.

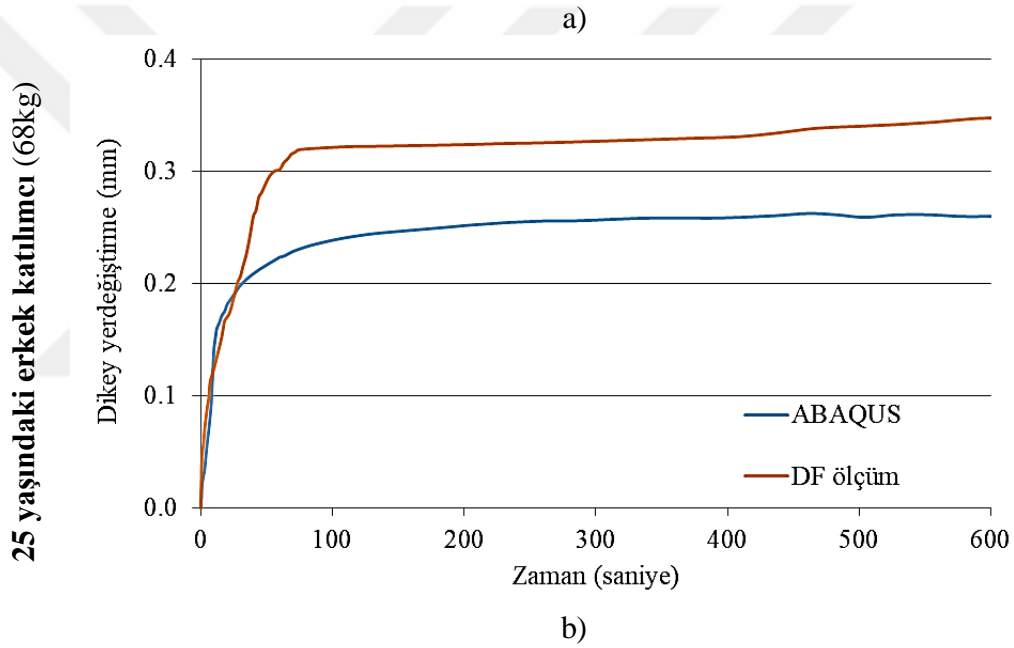
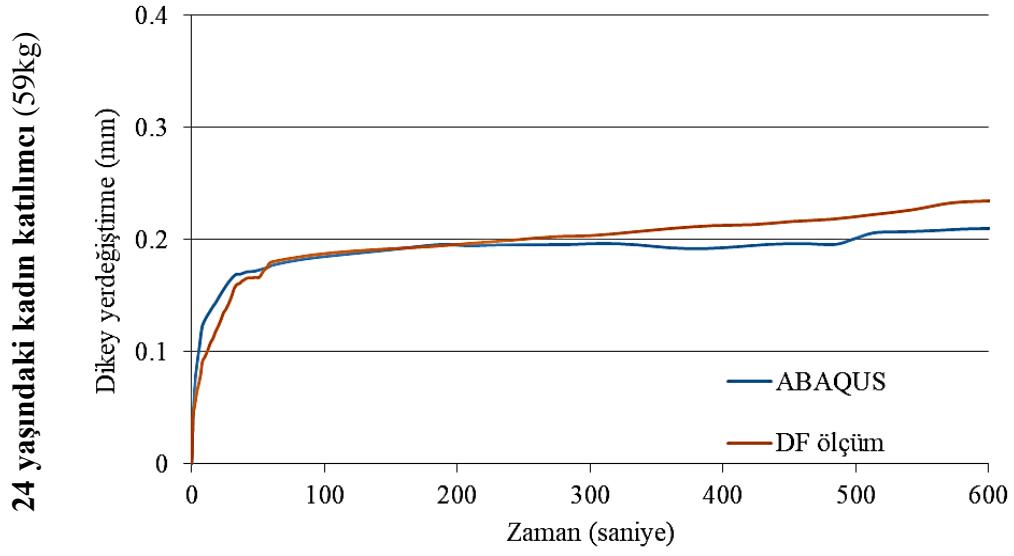
Çift floroskopi sistemi ile diz eklemi kinematik verilerin elde edilmesi Bölüm 5.2’de detaylı olarak bahsedildiğinden tekrardan kaçınmak için bu bölümde de ayrıca değinilmemiştir.

5.3.4. Sonuç ve tartışma

Her iki katılımcı için, ÇF sistemi kullanılarak diz eklemleri üzerinden elde edilen deneysel sonuçlar, yine aynı katılımcılara ait diz eklemının sonlu elemanlar sonucu muhteşem bir uyum göstermiştir.

Bu çalışma, insan diz eklemlerin belirli bir bilgisayarlı modeli için in-vivo olarak elde edilen kinematik veriler ile validasyonuna yenilikçi bir yaklaşım göstermiştir. Yaklaşımımız, her iki katılımcı için diz eklemi sonlu elemanlar sonucu deneysel sonuçlarla doğrudan karşılaştırılmasını kullanan yenilikçi metodolojiyi içeriyordu.

Temsili bilgisayar modellerini kullanan mevcut çalışmaların çoğunluğu, eğer çalışmaların sonuçları önceki kadavra deneylerinde raporlanan sonuçların belirli bir standart sapma aralığı içinde ise modeller onaylanmış olarak kabul edilmiştir [168, 263, 268, 270]. Bilgisayar teknolojisi geliştikçe, biyomekanikte konuya özgü model ön plana çıktı; bununla birlikte, malzeme doğrusallığı, düzensiz yüklemesi, anatominin geometrik ve malzeme alanları ve validasyonu zorlu konular olmaya devam etmektedir [269, 271, 272]. Yakın zamana kadar, konuya özgü diz modellerinin çoğu, eklem kıkırdağı üzerindeki kinematik veya kontak basıncının değerlendirilmesi için kadavralardan elde edilen deneysel veriler kullanılarak geliştirilmiştir [138, 267, 273-275]. Bununla birlikte, tıbbi görüntülemenin hızla gelişmesiyle, bilgisayarlı modellerinin validasyonu için tıbbi görüntülemeyi kullanan yöntemler dikkat çekmiştir. ÇF sistemi, konuyu spesifik hale getirme potansiyeli nedeniyle konuya özgü modellerin validasyonu ve in-vivo/in-vitro materyal özelliklerinin değerlendirilmesi açısından yararlıdır.



Şekil 5.24. Deneysel sonuçların analiz sonuçları ile karşılaştırılması: a) kadın katılımcı, b) erkek katılımcı.

5.4. Medial Menisektomi Sonrası Diz Eklem Mekaniklerinde Değişiklikler: Sonlu Elemanlar Çalışması

Bu bölümde bahsedilen sonuçların bazıları uluslararası dergide yayınlanmıştır [276].

5.4.1. Özet

Meniski, diz eklemine mekanik fonksiyonunda hayati bir rol oynar. Bununla birlikte ne yazık ki, menüsküs yırtığı sıklıkla görülen bir durumdur. Menisektomi, menüsküs yırtığı için cerrahi bir tedavidir, ancak menisektomi sonrası diz eklemine oluşan mekanik değişiklikler OA için bir risk faktörüdür. Bu çalışmanın amacı diz eklemi

poromekanik model kullanarak farklı medial menisektomilerin değişmiş kıkırdak mekaniği üzerindeki etkisini araştırmaktır. Kıkırdaklı dokular, tam doğgunluk ile doğrusal olmayan fibril takviyeli gözenekli malzemeler olarak modellenmiştir. Ligamentler anizotropik hiperelastik olarak kabul edilmiş ve bir fibril kollajen ağı tarafından güçlendirilmiştir. Tüm dokuların kollajen ağı için yarı doğrusal viskoelastisite malzeme olarak varsayılmıştır. Sağ diz eklemine, tam ekstansiyonda 200 saniye boyunca ayakta vücut ağırlığının $\frac{3}{4}$ uygulanmıştır. Eklem farklı menisektomilerini simüle etmek için dört sonlu eleman modeli geliştirilmiştir. Bozulmamış (Intact) model referans olarak kullanılmış ve ön görülen sonuçların bir kısmı literatürden elde edilen deneysel sonuçlarla karşılaştırılmıştır. Analiz sonuçlarına göre sağlam diz eklemi modelinde, lateral kompartıman medial kompartımana göre daha yüksek bir yük desteği göstermiş ve kompartımanlar arasındaki yük payındaki fark medial menisektomi ile artmıştır. Benzer şekilde, kontak ve sıvı basıncı lateral kompartımanda daha yüksek olmuştur. Öte yandan, normal eklemdaki medial menisküs lateral olandan daha fazla yüke maruz kalmıştır. Bu çalışmada, menisküs yırtılmasını anlamak veya cerrahi kararları desteklemek için menisektomi tipine ve boyutuna göre değişen kontak mekaniğindeki bilgiler raporlanmıştır.

5.4.2. Giriş

Menisküs yırtıkları diz eklemindeki olası yırtıkların yaklaşık % 30'nu oluşturur ve kompleks yırtıklar tıbbi yardım uygulanması gerekir [157]. Menisektomi, kompleks menisküs yırtığı için cerrahi bir tedavi olmakla birlikte, menisküs ve eklem kıkırdaklarının kontak mekaniğindeki değişiklikler sebebi ile OA için bir risk faktörüdür [6-9, 277, 278]. 1950'den önce cerrahlar tüm menisküs yırtıkları için total menisektomi yapmayı tercih etmişler, ancak daha sonra mümkün olduğunca fazla menisküsü korumak için kısmi menisektomi yapmaya başlamışlardır [6]. Bunun nedeni, toplam menisektomilerin kısmi menisektomilerden daha fazla zarara yol açmasıdır [279] ve uzun süreli takip çalışmaları, toplam menisektomilerden sonra yüksek oranda yeni operasyonlara sebep olmasıdır [280]. Özellikle yırtık, diğer menisküs bölgesinden daha az kan içeren avasküler bölgede meydana geldiğinde, kısmi menisektomi standart tedavi haline gelir [7]. Hem lateral hem de medial menisektomi geleneksel hale gelmiştir. Bununla birlikte, medial menisektomiler,

medial menüsküsün anatomi yapısından dolayı yaralanmalar daha sık görülür. Bu nedenle lateral menisektomilerden daha yaygındır [6, 280-283].

Sonlu elemanlar metodu (SEM), menisektomi ile indüklenen diz OA'sını anlamak ve diz ekleminin kontak davranışını araştırmak için değerli bir araçtır [6-10]. Bazı senaryolarda diz eklemi mekaniğini anlamak için deney düzeneği oluşturmak oldukça zor olabilirken, SEM tüm sınır koşulları için uygun olabilir. SEM bu konuda avantajlı olmasına rağmen, güvenilir sonuçlar elde etmek gerçekçi bir nümerik model gerektirir. Diz ekleminin gerçekçi bir sonlu eleman modeli, nümerik prosedürlere, sınır koşullarına ve malzeme modellemesine bağlıdır [10-12].

Menisektominin eklem kıkırdak mekaniği üzerindeki etkisini araştırmak için tek fazlı elastik, yani sıvı etkisi ihmal edilmiş, malzeme modeli yaygın olarak kullanılmıştır. Medial menisektominin yeri ve boyutunun tibial kıkırdak üzerine etkisi elastik sonlu eleman modeli kullanılarak araştırılmıştır [16]. Değişen rezeksiyon derecelerine sahip medial kısmi menisektomi, lineer olarak elastik ve enine izotropik doku özellikleri ile modellenmiş ve menüsküs rezeksiyonu boyutu arttıkça eklem kontak basıncının arttığı gözlenmiştir [6, 29]. Medial menisektominin OA üzerindeki etkileri uygun faz koşulları altında tek fazlı modeller kullanılarak araştırılmıştır [280]. Kısmi menisektomiyi takiben kıkırdak üzerindeki kontak basıncı dağılımları fiber takviyeli modellerle de incelenmiştir [30]. Artiküler kıkırdak ve menüsküs sırasıyla izotropik ve enine izotropik olarak değerlendirildiğinde, diz diziliminin ve kuvvet dağılımlarının hem total hem de kısmi menisektomiden sonra değişmiş eklem mekaniğinde önemli bir rol oynadığı ortaya konulmuştur [31]. Tüm bu çalışmalarda, diz ekleminin anlık yük altında olduğu varsayılarak yumuşak dokulardaki sıvı basıncı göz ardı edilmiştir. Artiküler kıkırdaklar ve menüsküsler önemli derecede poromekanik davranış gösterdiklerinden, sıvı basıncı ve akışı eklem seviyesindeki mekanik davranışta önemli bir rol oynayabilir [7, 8, 33-35]. Menisektominin sonucunu anlamak için sıvı basıncı ile indüklenen değişiklikleri, eklemdeki yük dağılımları ve yağlama etkisi dikkate alınması gerekebilir [7, 36].

Daha önceki bir çalışmada, çeşitli lokasyonlardaki altı kısmi menisektominin sıvı basıncı hesaba katılan femoral kıkırdak modeli üzerindeki etkisi poromekanik bir model kullanılarak araştırılmıştır [7]. Sağlam ve menisektomi yapılmış diz FE

modelleri, sıvı basıncı dikkate alınarak basit bir sürünme yükü altında karşılaştırılmıştır [8]. Başka bir çalışmada, eklem kıkırdak hasarının veya subkondral kırığın OA başlangıcına daha fazla neden olup olmadığını anlamak için bir aksisimetrik bifazik model kullanılmıştır [173]. Artrit ve onarılmış kıkırdakta kollajen ağının rolü de aksisimetrik fibril ile güçlendirilmiş bir modelle incelenmiştir [193]. Bu çalışmalarda, sıvı basıncı dikkate alındığından nümerik yakınsama zorlukları nedeniyle küçük deformasyon olduğu varsayılmıştır. Bununla birlikte, diz eklemi günlük aktivitelerde vücut ağırlığından (BW) kaynaklanan yüksek yer reaksiyon kuvveti ile büyük deformasyona maruz kalır. Reaksiyon kuvveti merdiven inerken, merdiven çıkarken, tek ayaklı duruş, diz bükme, ayakta durma, otuma ve iki ayaklı duruş aktivitelerinde vücut ağırlığının sırasıyla %346, %316, %259, %253, %246, %225 ve %107 katında bir değer almaktadır [284]. Sağlıklı ve menisektomi yapılan tibiofemoral eklemdaki kontak davranışı sadece tek fazlı elastik modeller kullanılarak büyük deformasyon ile araştırılmıştır [129]. Menisektominin diz eklemindeki eklem kıkırdakları üzerindeki etkisi sadece kısa süreli yüklemelerle büyük deformasyonda değerlendirilirken, menüsküs enine izotropik ve elastik olarak, eklem kıkırdakları fibril takviyeli viskoelastik olarak modellenmiştir [178, 285].

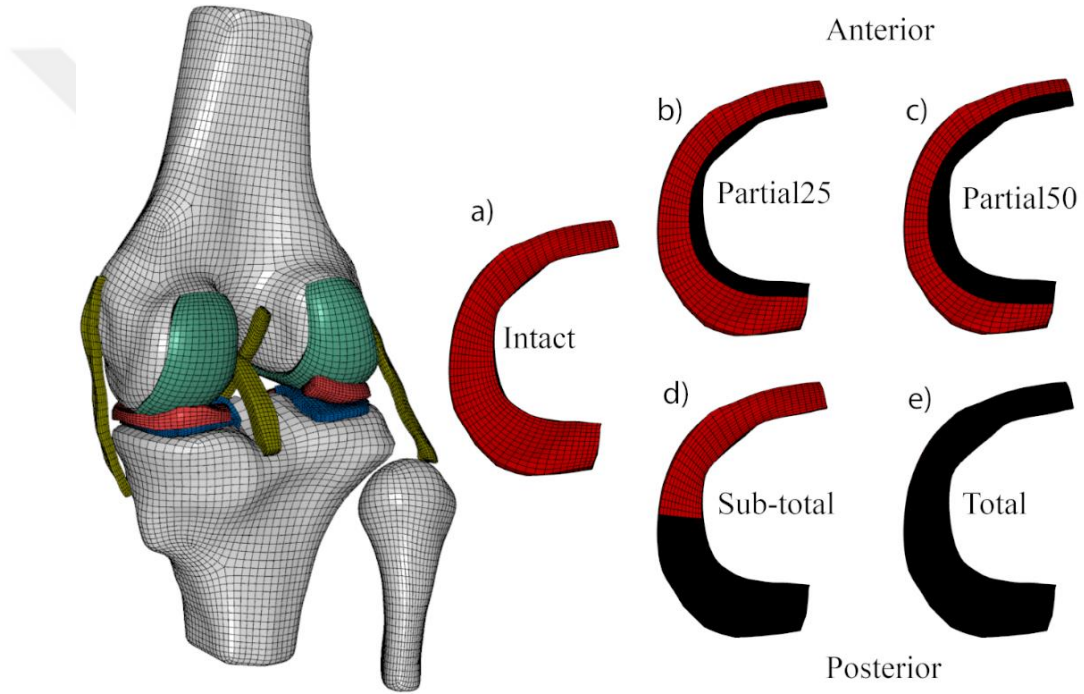
Menisektomi ile ilgili az sayıda çalışma, yumuşak dokularda büyük deformasyona uğrayan diz ekleminin sıvı basıncına bağlı mekanik tepkisine odaklanmıştır. Bu nedenle, bu çalışmanın amacı, medial menisektominin kıkırdak dokularında büyük deformasyona sahip diz ekleminin poromekaniği üzerindeki etkisini araştırmaktır. Bu çalışma, kıkırdak homeostazını ve OA başlangıcını anlamaya yardımcı olabilir.

5.4.3. Metot

5.4.3.1. Menisektomi model ve ağ örgüsü

Diz eklemi SE modeli daha önce bacak hasarı öyküsü olmayan bir kadın katılımcının sağ diz ekleminden yeniden yapılandırılmıştır. 24 yaşındaki 59 kg'lık katılımcının 3T MRG taraması diz eklemleri tam ekstansiyonda sırtüstü pozisyonda gerçekleştirilmiştir [26]. 3B model kemikler: femur, tibia, fibula ve yumuşak dokular: femoral ve tibial kıkırdaklar, meniski, dört ana bağ, yani ön çapraz (ÖÇB), arka çapraz bağlar (AÇB), medial kollateral (MKL) ve lateral kollateral (LKL) bağlarından oluşmaktadır (Şekil 5.25). Diz ekleminin ağ örgüsü IA-FEMesh (Iowa

Üniversitesi, Iowa City, IA) yazılımı kullanılarak oluşturulmuştur. Kemikler rijit olarak kabul edilmiştir. Çünkü kırıkdağı dokulardan çok daha yüksek sertliğe sahiptirler. Eleman tipi, kemiksi yapılar için dörtgen elemanlardan (R3D4), kırıkdağılar ve meniski için altı yüzlü gözenekli elemanlardan (C3D8P) ve bağlar için sürekli ortam katı elemanlarından (C3D8) oluşmuştur. Birinci dereceden lineer saf dörtgen elemanlar, sıvı basınçlanması düşünöldüğünde kontak analizi için üçgen elemanlardan daha hızlı yakınsama gösterebileceklerinden kırıkdağı dokular için özellikle tercih edilmiştir [226]. Sağlam diz eklemi SE model için toplam 32579 eleman kullanılmıştır.



Şekil 5.25 Medial menisektomi modelleri için yeniden yapılandırılmış sağ diz ekleminin sonlu eleman modeli: (a) yaklaşık %25 iç doku çıkarıldı (Partial25), (b) yaklaşık %50 iç doku çıkarıldı (Partial50), (c) yaklaşık %50 ön doku çıkarıldı (Sub-total) ve (d) medial menüsküs tamamen çıkarıldı (Total) (üst görünüm). Karanlık alanlar menisektominin yerini gösterir. Ağ örgüsü, kemikler, eklem kırıkdağıları, tam meniski ve ligamentler için sırasıyla 10754, 11680, 6220 ve 3925 elemandan oluşur.

Medial menüsküs lezyonu lateral menüsküs lezyonundan daha yaygın olduğundan, bu çalışmada sağlam lateral menüsküs durumunda sadece medial menisektomi araştırılmıştır. Medial menisektomi sonrası eklem kırıkdağındaki mekanik değişiklikleri incelemek için dört klinik vaka simüle edilmiş ve sağlam diz ile karşılaştırılmıştır (Şekil 5.25). En sık görülen menüsküs lezyonu tipinin boyuna

gözyaşı olması ve 3B menüsküs rezeksiyonu boyutunun artmasıyla dizde OA oluşma riskinin artması nedeniyle [29, 286, 287], iki kısmi boyuna menisektomi olgusu simüle edilmiştir. Bunlar sırası ile uzunlamasına yönde toplam medial menüsküsün yaklaşık %25 ve %50'sinin rezeksiyonları olan “Partial25” ve “Partial50” idi. Kısmi menisektominin yeri, yeni yırtılmalara neden olabilecek diz eklemine meydana gelen gerilimlerin artması ile de ilişkili olabilir [28, 154]. Bu etkiyi incelemek için ön medial menüsküsün %50'sinin çıkarılmış hali olan “Sub-total” menisektomi modeli modellenmiştir. Kısmi menisektomi ile karşılaştırıldığında total menisektomi OA riskini artırmasından dolayı [288], medial menüsküsün tamamının çıkarılmasından elde edilen “Total” menisektomi de simüle edilmiştir.

5.4.3.2. Yumuşak doku özellikleri

Eklem kıkırdakları ve menüsküsler, doğrusal olmayan fibril takviyeli ve tamamen doymuş gözenekli ortam olarak modellenmiştir [85]. Ligamentler için doğrusal olmayan, anizotropik fibril takviyeli katı model kullanılmıştır. Çünkü sıvı basıncı, ligamentlerin gerilme davranışında etkisi olmadığından ihmal edilebilir. Kollajen fibrillerin kıkırdaklarda sıvı basınçlandırılmasında önemli bir rol oynadığı bildirilmiştir [36]. Bu nedenle, kollajen fibril oryantasyonları, femoral kıkırdak için ölçülen bölünmüş çizgi deseni kullanılarak dâhil edilmiştir [218], hakkında veri bulunmamasından dolayı tibial kıkırdak için rastgele fibril oryantasyonu düşünülmüştür. Birincil fiber oryantasyonunun menüsküs için sirkumferansiyel yönde olduğu varsayılmıştır. Son olarak, ligamentler için birincil kollajen yönü, uzunlamasına yönde hizalanmaktadır [36].

Dokuların malzeme özellikleri (Tablo 5.6) literatürden elde edilmiştir [8, 79, 187, 289-291]. Tüm yumuşak dokuların fibril olmayan katı matrisleri izotropik, hiperelastik olarak modellenmiş ve Neo-Hookean hiperelastik teorisi ile tanımlanmıştır. Kollajen ağı için yarı doğrusal viskoelastisite varsayılmıştır. Fibril matris yapısının Young modülü ortotropik olarak kabul edilmiştir (Tablo 5.6). Bu çalışmada büyük deformasyon teorisinin kullanılması nedeniyle, ligamentler için başlangıç gerinim değerleri dikkate alınmıştır. Bu değerler önceki çalışmalardan elde edilmiştir: MKL ve LKL'de %2, ÖÇB'da %2.5 ve AÇB'da ise sıfır [129, 137, 143]. Bu gerinim değerleri, başlangıç koşulları olarak gerilim değerlerine

dönüştürülmüştür [137]. Diz eklemi modeli daha önce büyük deformasyon için sayısal olarak test edilmiştir [32]. ABAQUS'te deneysel olarak doğrulanmış malzeme modelini uygulamak için kullanıcı tanımlı bir FORTRAN alt programı kullanılmıştır.

Tablo 5.6 Yumuşak dokulardaki fibril olan ve olmayan yapıların materyal özellikleri.

	Kollajen fibril ağ $\sigma = A\varepsilon + B\varepsilon^2$				Fibril olmayan yapılar (izotropik)	
	Birincil fibril yönü (x) [MPa]		Dikey yönü (y,z) [MPa]		Young modülü [MPa]	Poisson Oranı
	A	B	A	B		
Femoral Kıkırdak	1.38	367.14	0.41	110.14	1.0	0.47
Tibial Kıkırdak	0.92	229.46	0.92	229.46	1.0	0.47
Meniski	12.84	0	2.30	0	5.0	0.42
Ligaments	46.47	1118.60	0	0	15.0	0.46
Ağırlık sabiti (g^m), karakteristik zaman (λ^m) [32]	$G(t) = 1 + \sum_m g^m \exp\left(\frac{-t}{\lambda^m}\right)$				$g^1=0.3; \lambda^1=10$ $g^2=1.7; \lambda^2=100$ $g^3=0.5; \lambda^3=1000$	
Geçirgenlik [mm ⁴ /Ns]	(Darcy's law)				$k_x=0.002; k_y= k_z$ $=0.001$	

Not: Birincil fiber yönü, yerel xyz koordinat sisteminin x eksenine dâhil edilmiştir. Ortotropik geçirgenlik x yönünde yani fiber yönde en yüksektir [8, 85].

5.4.3.3. Yük ve sınır şartları

Poromekanik sonlu eleman modellemesinde, kadın katılımcının vücut ağırlığının üçte ikisi olan 390N'lik bir sıkıştırma yükü kullanılmıştır. 390N kuvveti, önceki çalışmamızda aynı katılımcının bir sürünme protokolü altında çift floroskopi ölçümü sırasında elde edilen maksimum reaksiyon kuvvetiydi [26]. Diz üzerine ortalama kuvvet uygulanmış, ancak diz eklemindeki yumuşak dokuların uzun süreli yanıtını değerlendirmek için büyük deformasyon teorisi kullanılmıştır. Yük, rampa fonksiyonu olarak 1. saniyede maksimuma ulaştırılmış ve 600 saniyeye kadar sabit bırakılmıştır. Ancak bu çalışmada 200 saniyeye kadar sabit tutulmuştur. Bunun nedeni, menisektominin basit sürünme altındaki etkisine odaklanmak ve analiz sonuçlarını literatürdeki deneysel sonuçlarla [50, 51, 292] karşılaştırmasıdır. Yük femur üzerine proksimal-distal yönde uygulanmıştır. Femurun öteleme hareketlerini yapacak şekilde serbest bırakılırken tüm rotasyon hareketleri sınırlandırılmıştır. Tibia ve fibula tüm serbestlik derecesinde kısıtlanmıştır.

Femoral ve tibial kırıkdağlar “TIE” kontağı kullanılarak sırasıyla femur ve tibiaya bağlanmış, bu da iki yapının kontak yüzeyleri arasında göreceli bir hareket yaşanmadığı anlamına gelmektedir. Ligamentlerin uçları da TIE kontakları kullanılarak karşılık gelen kemiklerle sınırlandırılmıştır. Menüsküs boynuzları, menüsküs boynuzları-tibia bağlantılarını simüle etmek için tibial platoya bağlanmıştır. Kırıkdağlı dokular arasındaki mekanik kontakların davranışını simüle etmek için sonlu eleman modelinde altı kontak çifti tanımlanmıştır. Medial ve lateral tarafların her biri için üç tanımlama gerçekleştirilmiştir: femoral kırıkdağ-tibial kırıkdağ, meniski - femoral kırıkdağ ve meniski - tibial kırıkdağ. Total medial menisektomi durumunda altı kontak çifti dört çifte düşmüştür.

Gözenek basıncı, kırıkdağlı dokulardan sıvı sızmasına izin vermek ve herhangi bir temassız / serbest yüzey oluşturmak için sıfıra ayarlanmıştır. Bu çalışmada büyük deformasyon göz önüne alındığından, ABAQUS'te NLGEOM seçeneği kullanılarak sonlu elemanlar analizine geometrik doğrusal olmayan durumlar dâhil edilmiştir.

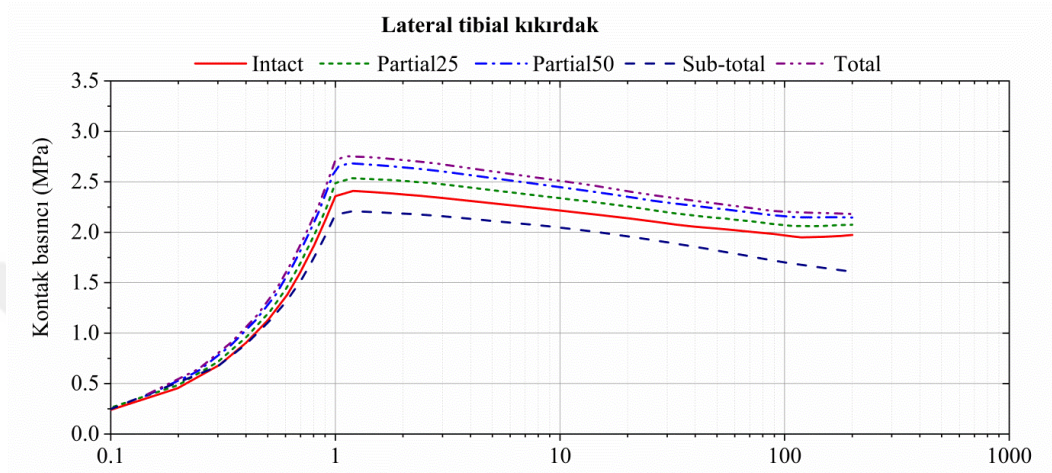
5.4.3.4. ABAQUS çözücü tekniğı

Büyük deformasyonun etkisini dikkate almak için her bir kontak çifti için sonlu kayma seçeneği kullanılmıştır. Kontak modellemesi için doğrusal olmayan yüzeyden yüzeye seçeneği seçilmiştir. Ana yüzeyin köle yüzeye penetrasyonunu önlemek için lineer penaltı yöntemi kullanılmıştır. Kırıkdağlı dokular arasındaki sürtünme katsayısı 0,2 olarak ayarlanmıştır [40]. ABAQUS standardındaki geçici toprak konsolidasyonu yöntemi, poromekanik modeldeki sıvı akışının etkisini değerlendirmek için kullanılmıştır. Her bir sayısal yinelemede maksimum gözenek basıncı artışı 0.05MPa'ya ayarlanmıştır. ABAQUS simülasyonunu çalıştırmak için 12 paralel çekirdek işlemci ve 370 GB'a kadar RAM'e sahip süper bilgisayar sistemi kullanılmıştır (Calgary Üniversitesi).

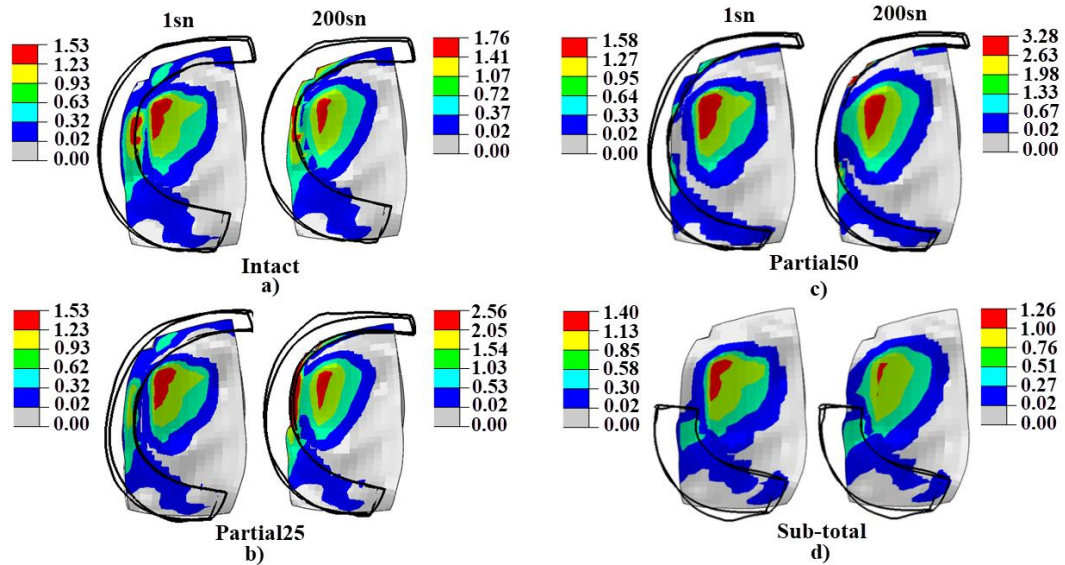
5.4.4. Sonuçlar

Maksimum kontak basıncı tüm senaryolar için lateral tibial platoda, sürünme ile birlikte azalmıştır (Şekil 5.26). Karşılık gelen kontak merkezi menisektomi nedeniyle sürünme ile kaymamıştır. Bununla birlikte, medial platoda, kontak basıncı ve kontak merkezi varyasyonları menisektomi tipine oldukça bağlı olmuştur (Şekil 5.27).

Maksimum kontak basıncı sağlam diz (Intact) ve uzunlamasına menisektomiler (Partial25 ve Partial50) için sürünme ile artarken, alt toplam menisektomili diz için azalmıştır. Kontak merkezi, sağlam diz ve boyuna menisektomiler için sürünme geliştikçe medial tarafta biraz kaymış, ancak sub-total ve total medial menisektomiler için kaymamıştır.



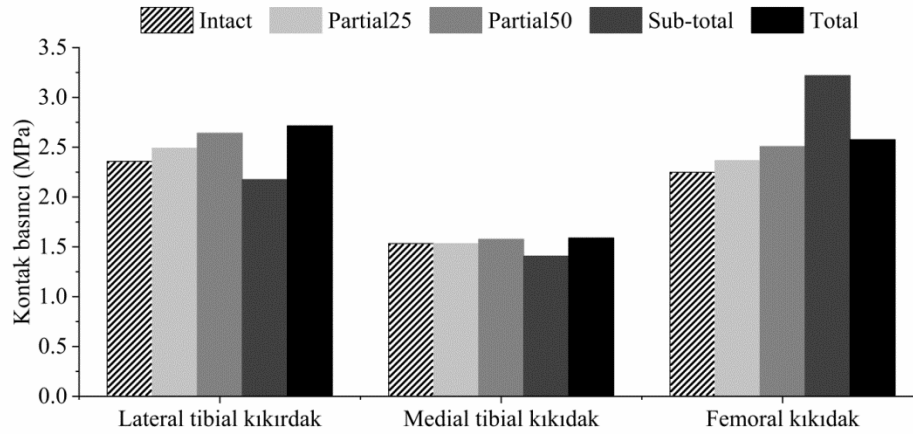
Şekil 5.26 Normal ve medial menisektomi diz eklemlerinde, sürünme yükü ile birlikte lateral tibial platoda oluşan zamana bağlı maksimum kontak basıncı.



Şekil 5.27 Medial tibial kırkırdaktaki kontak basınç dağılımları: a) Normal, b) Partial25, c) Partial50, ve d) Sub-total menisektomili dizler (Siyah çizgi menisektomi sonrası menüsküste kalan kısmı göstermektedir).

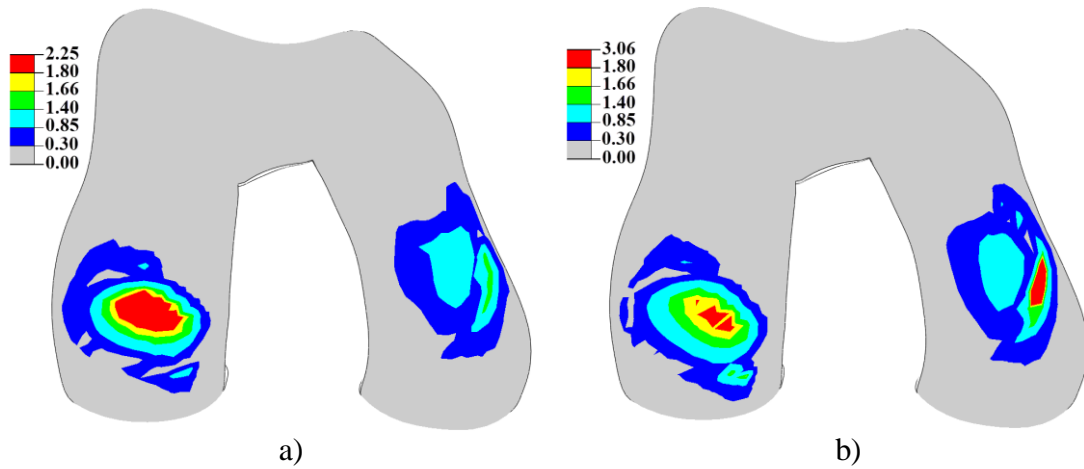
1. saniyede tüm kırkırdaklardaki maksimum kontak basıncı, Sub-total menisektomi dışında, menüsküs rezeksiyonu boyutuyla, az çok artmıştır (Şekil 5.28). Total

menisektomi için, kontak basıncı lateral ve medial kıkırdaklarda sırasıyla %10 ve %8 azalmış, ancak sağlam dizle karşılaştırıldığında femoral kıkırdakta %43 artmıştır (Şekil 5.28). En yüksek kontak basıncı, 3.22MPa, medial kondilde meydana gelmiştir. Femoral kıkırdaktaki kontak basınçları sürünmeden önce kondillerde çok farklı şekilde dağılırken (Şekil 5.29a), sürünme sonrasında kondiller arasında daha eşit olarak dağılmıştır (Şekil 5.29b).

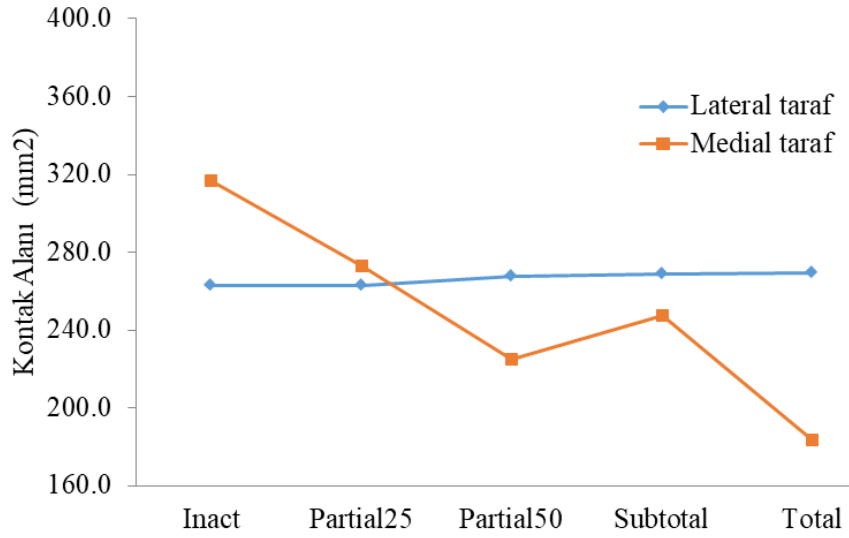


Şekil 5.28 Sürünme başladığında (1. saniyede) yani uygulanan kuvvet maksimum seviyeye ulaştığında, eklem kıkırdaklarında (lateral, medial tibial ve femoral kıkırdaklar) oluşan maksimum kontak basıncı.

Medial menisektomi ile birlikte, diz eklemi modellerin kontak alanı açısından lateral tarafında büyük bir değişiklik gözükmez iken medial tarafta dramatik bir düşüş gerçekleşmiştir (Şekil 5.30 ve Tablo 5.7).



Şekil 5.29 Intact modeldeki femoral kıkırdak artiküler yüzeyinde oluşan kontak basıncı (MPa) dağılımları: a) 1. saniyede, b) 200. saniyede. İ inferior görüntü, lateral kondil sol taraftadır.



Şekil 5.30 Yükleme sonunda (200. saniye) diz eklemi modellerinde oluşan kontak alanları. Kontak alanı, tibial kırıkdağ yüzeyinden hesaplanmıştır.

Maksimum sıkıştırma kuvveti 390N'a ulaştığında yani 1.sn'de, lateral ve medial tibial kırıkdağlarda meydana gelen dikey yükler Tablo 5.8'de sunulmuştur. Inact, Partial25, Partial50, Sub-total ve Total menisektomili modellerdeki lateral taraf medial tarafa göre, sırası ile %54, %77, %118, %81 ve %142 daha fazla toplam yük maruz kalmıştır. Lateral tarafın maruz kaldığı toplam yük, Inact dizdekine göre Partial25, Partial50, Sub-total ve Total menisektomi yapıldıktan sonra sırasıyla %6, %13, %6 ve %17 artmıştır. Buna karşın, medial tarafın maruz kaldığı toplam yük, Partial25, Partial50, Sub-total ve Total menisektomi ile %8, %20, %10 ve %26 azalmıştır.

Tablo 5.7 Diz eklemi modellerin lateral ve medial taraftaki kontak alanların sayısal değerleri (200. Saniye).

	Lateral taraftaki kontak alanı (mm ²)	Medial taraftaki kontak alanı (mm ²)
Inact	262.777	316.621
Partial25	262.945	273.282
Partial50	267.727	224.943
Subtotal	269.000	247.267
Total	269.696	183.317

Eklem kırıkdağındaki sıvı basıncı genellikle kontak basıncı varyasyonları ile tutarlıdır. Beklendiği gibi, sıvı basıncı sürünme sırasında oldukça hızlı bir şekilde

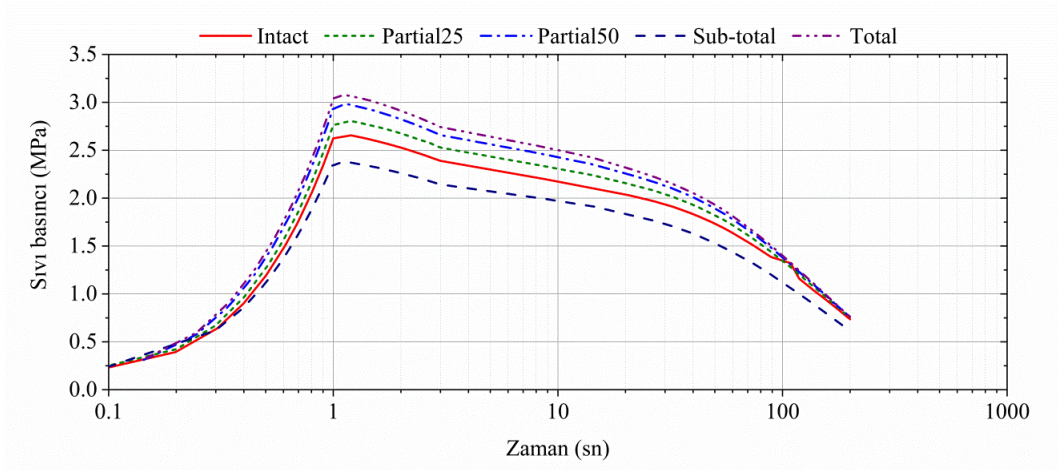
azalmıştır (Şekil 5.31). Lateral kıkırdaktaki maksimum sıvı basıncı, gevşeme davranışının başlarında menisektomi ile önemli ölçüde değişmiştir (Şekil 5.31). Lateral tibial kıkırdaktaki maksimum sıvı basıncı (1 saniyede), Partial25, Partial 50 ve Total menisektomi ile birlikte sırasıyla %5, %12 ve %16 arttı, ancak Sub-total menisektomi için %10 azalmıştır. Buna karşın, medial tibial kıkırdaktaki maksimum sıvı basıncı, Partial25, Partial50, Sub-total ve Total menisektomi ile birlikte sırasıyla %17, %14, %9 ve %13 azalmıştır (Şekil 5.32). En yüksek sıvı basıncı, Sub-total menisektomi hariç tüm olgular için lateral tibial kıkırdakta meydana gelmiştir. Total menisektomi durumunda en yüksek sıvı basıncı 3.04MPa olarak bulunmuştur (Şekil 5.32).

Tablo 5.8 1. saniyedeki diz eklemi modeldeki her bir kontak çifti arasındaki dikey kontak kuvveti (N).

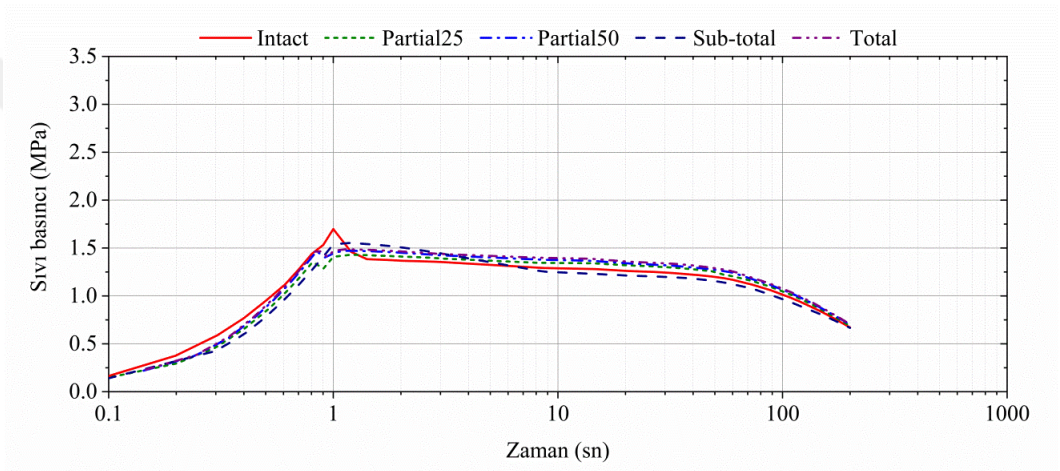
Model	Lateral taraf (N)		Medial taraf (N)		Toplam* reaksiyon kuvvet (N)
	Kıkırdak- Kıkırdak	Menüsküs- Kıkırdak	Kıkırdak- Kıkırdak	Menüsküs- Kıkırdak	
Intact	206	31	108	46	391
Partial25	218	32	110	31	391
Partial50	234	34	113	10	391
Sub-total	214	37	126	13	390
Total	242	34	114	-	390

*Kuvvetler, tibial yüzeyi içeren temas çiftlerinden elde edilmiştir. Toplam reaksiyon kuvvetinin 390N olması gerektiği dikkat edilirse, son sütunda oluşan hata göz ardı edilebilir.

Pik sıvı basıncında (1. saniyede), femoral kıkırdaktaki maksimum sıvı basıncı sağlıklı diz eklemde, Partial25, Partial50, Sub-total ve Total menisektomi ile birlikte sırasıyla %5, %10, %27 ve %14 arttı (Şekil 5.33). Hem maksimum sıvı basıncı hem de kontak basıncının konumları, Partial25, Partial50 ve Total menisektomi ile birlikte değişmezken, Sub-total menisektomi sonrası lateralden medial kondile kaymıştır (Şekil 5.33). Sürünme geliştikçe, medial tibial kıkırdaklarındaki maksimum sıvı basıncının yeri, tüm durumlar için merkezi bölgeye ve Sub-total modeldeki durum hariç daha derin bir tabakaya kaymıştır. Sub-total modelde ise Intact modeldekinden daha üst noktalara kaymıştır (Şekil 5.34). Total menisektomi, sıvı ve kontak basıncını femoral ve tibial kıkırdaklarda yaklaşık %15 artırmasına karşın, katılımcının vücut ağırlığı tamamı (590N) diz eklemine uygulandığı varsayıldığında sıvı ve kontak basınçları ilgili bölgelerde çok daha yüksek değerlere ulaşmıştır (Şekil 5.35).

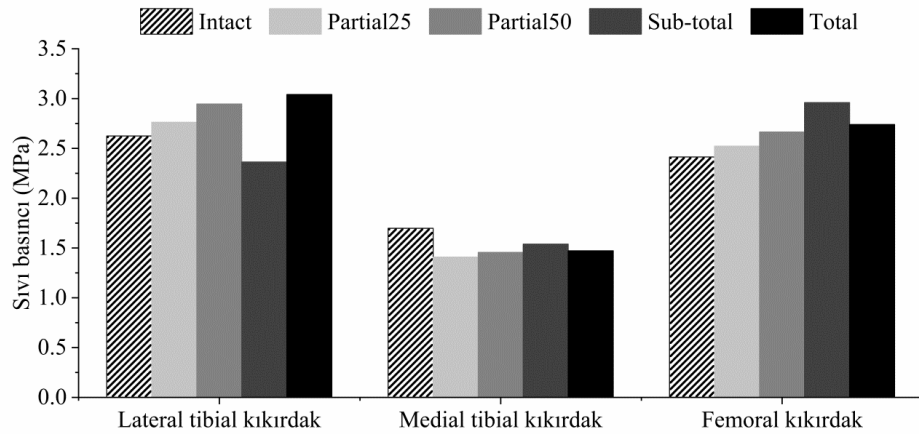


a)

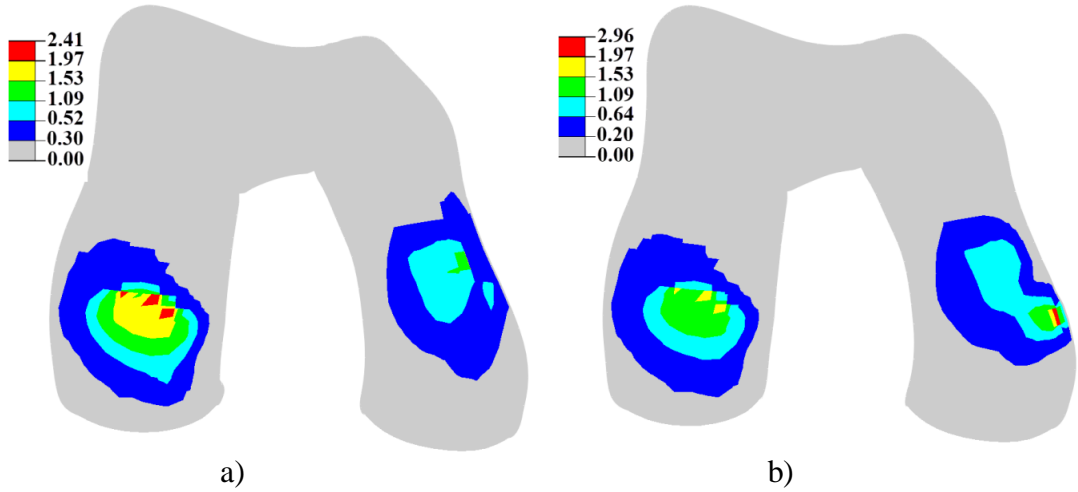


b)

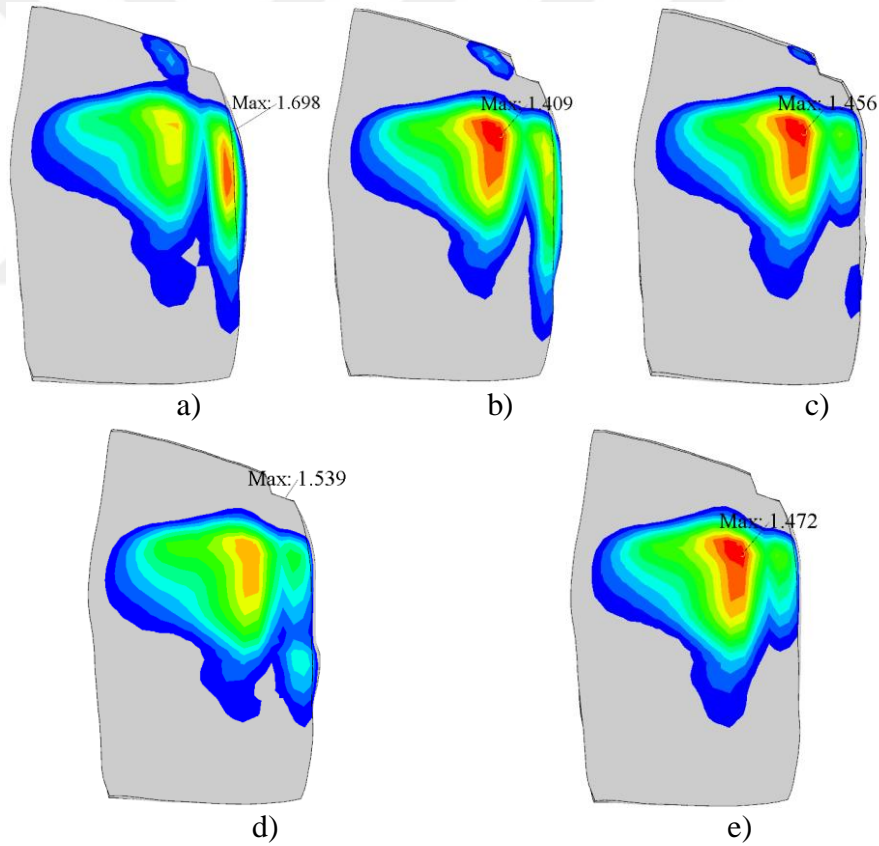
Şekil 5.31 Maksimum sıvı basıncı: a) lateral tibial kırıldaktaki sıvı basıncı, b) medial tibial kırıldaktaki sıvı basıncı. Maksimum sıvı basıncın lokasyonu zamanla değişkenlik gösterebilir.



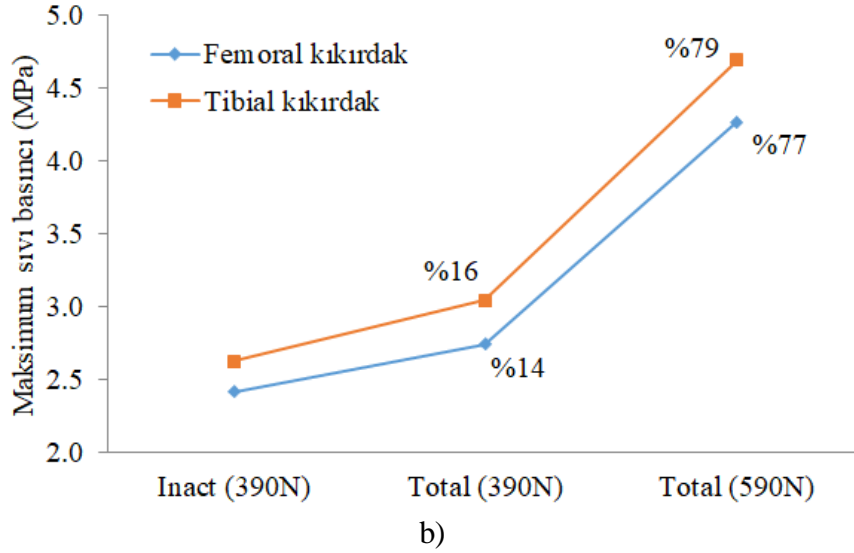
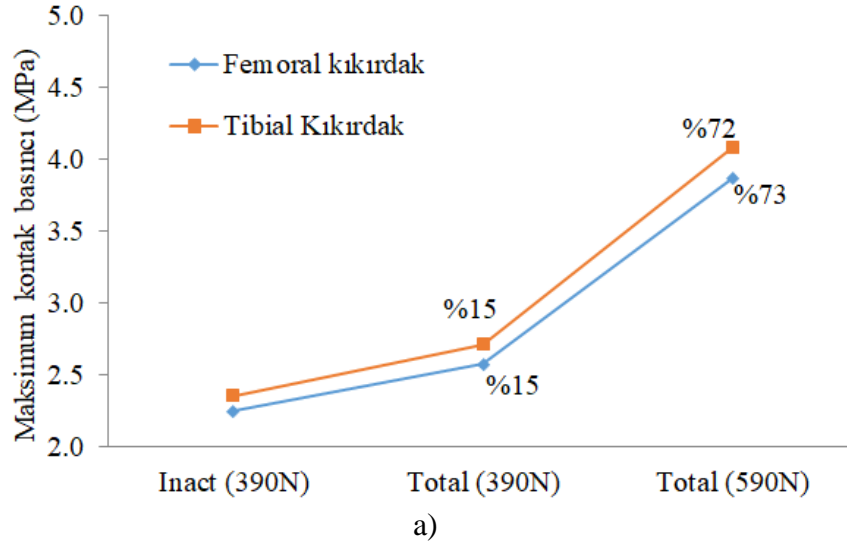
Şekil 5.32 Uygulanan kuvvetin maksimumuna ulaştığı 1. saniyedeki lateral tibial, medial tibial ve femoral kırıklardaki maksimum sıvı basıncı. (yumuşak doku sürünme davranışının başlarında)



Şekil 5.33 Femoral kıkırdak artiküler yüzeyinden yaklaşık 3/8 derinlik uzaktaki sıvı basıncı (MPa): a) Intact diz eklemi modeli, b) Sub-total menisektomili diz eklemi modeli. İnférieur görünüm; lateral kondil femoral kıkırdağın sol tarafıdır.



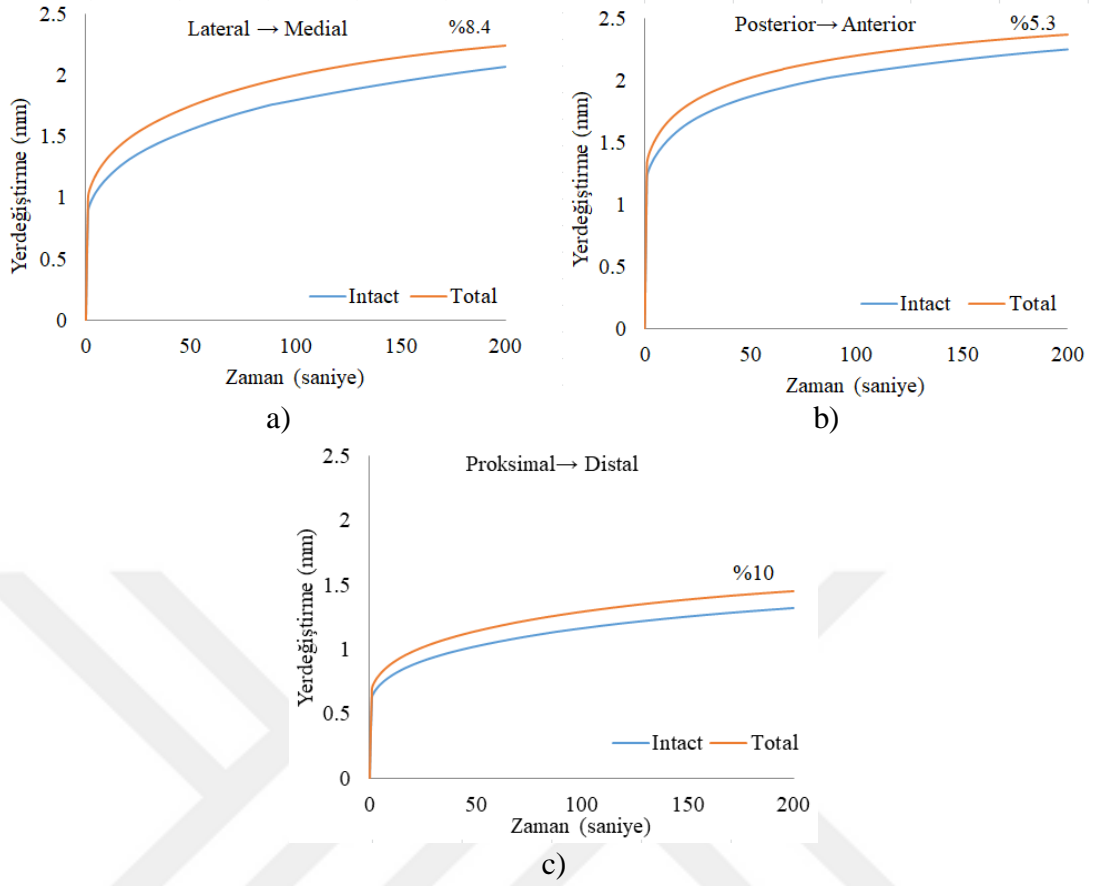
Şekil 5.34 1.sn'de medial tibial kıkırdakta oluşan maksimum sıvı basıncının (MPa) konumu: a) Intact, b) Partial25, c) Partial50, d) Sub-total ve e) Total menisektomili modeller. Medial tibial kıkırdağın kontak yüzeyi (üst) temel alındığında maksimum sıvı basıncı konumu Intact model için 6/8, Partial25, Partial50 ve Total modeller için 7/8, Sub-total model için 3/8 derinliktedir. Medial tibial kıkırdağın alt kısmından bakılmaktadır.



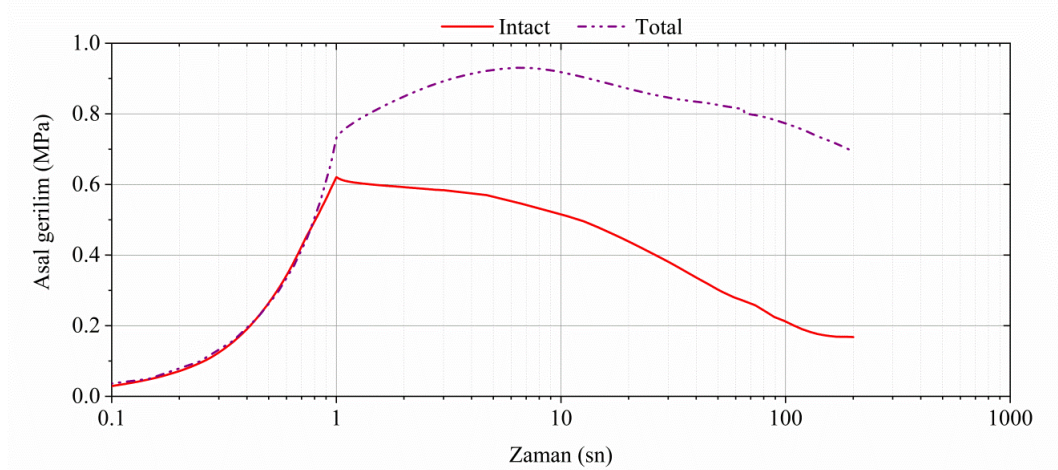
Şekil 5.35 Total menisektomi ve vücut ağırlığının sıvı ve kontak basınçları üzerine etkisi (1. saniyedeki yani kuvvetlerin maksimumuna ulaştığı zamandaki durumlar temel alınmıştır).

200. saniyede uygulanan yük sonucunda, Total menisektomili diz eklemindeki lateral-medial, posterior-anterior ve proksimal-distal yöndeki yer değiştirmeler sağlıklı diz ekleminde olandan sırası ile %8.4, %5.3 ve %10 fazla olmuştur (Şekil 5.36).

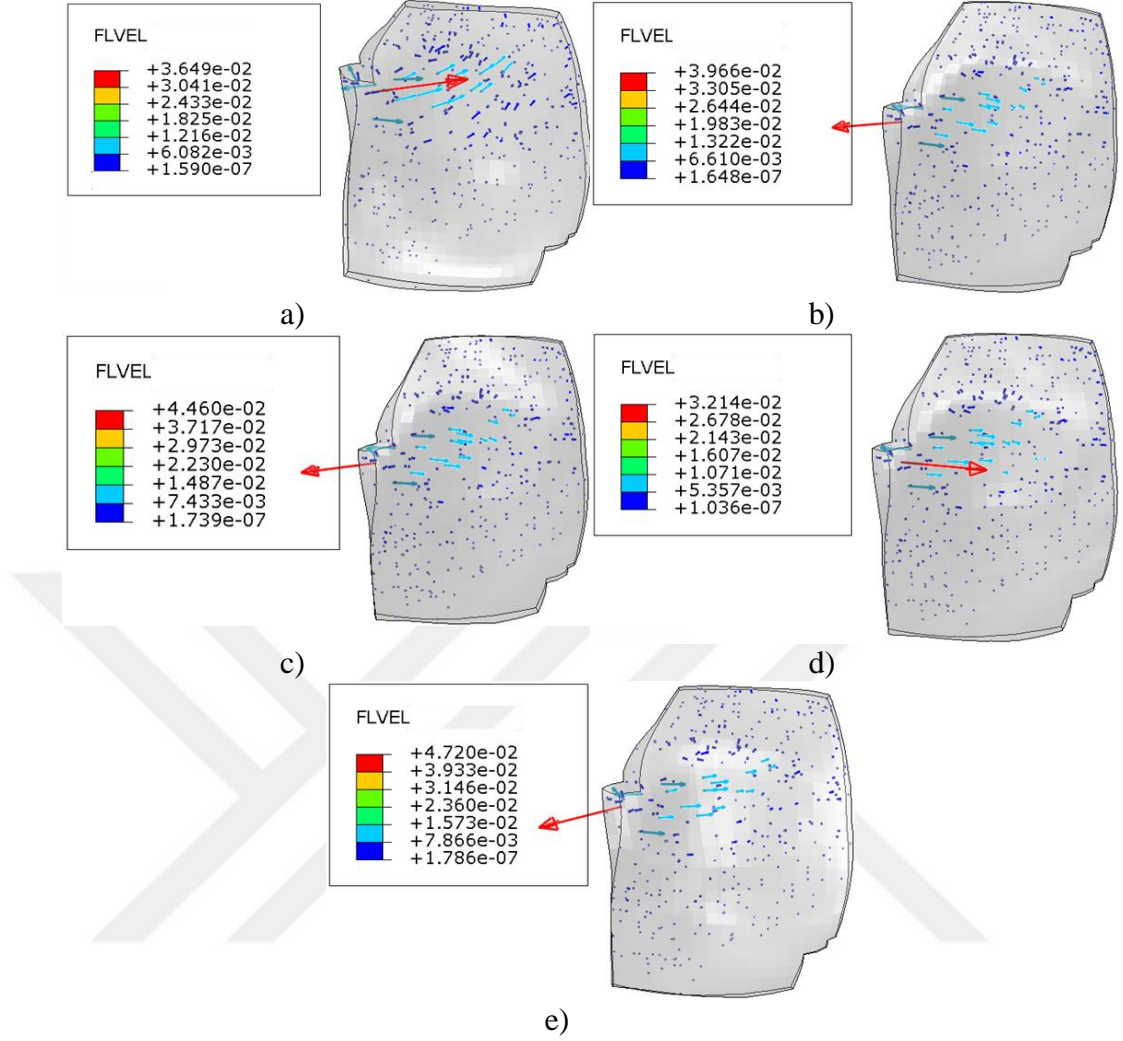
Kıkırdaklı dokularda oluşan asal gerilimlerin yönleri, SE modelinde tayin edilen fiber yönleri ile yaklaşık olarak benzerlik göstermiştir. Medial tibial kıkırdak bölgesinde birincil asal gerilim başlangıçta sağlam ve total menisektomili diz eklemlerinde benzer olmuştur. Bununla birlikte, sürünme ile birlikte önemli ölçüde farklılaşmıştır. Total menisektomili dizde gerilim, sağlam dizdekinden önemli ölçüde yavaş bir azalma göstermiştir (Şekil 5.37).



Şekil 5.36 Uygulanan yük sonucunda üç yönde oluşan yer değiştirmeler açısından total menisektomili diz eklemi ile intact diz eklemi modellerin karşılaştırılması. a) lateral-medial, b) anterior-posterior, c) proksimal-distal yönlerdeki yer değiştirmeler.



Şekil 5.37 Intact ve total menisektomili diz eklemlerinde medial tibial kırırdağın en derin tabakasından elde edilen asal gerilim (İki model içinde aynı numaraya sahip düğüm seçilmiştir). Seçilen düğüm noktasının yeri, medial menüsküsün en alt yüzeyindeki anterior köşesindedir.



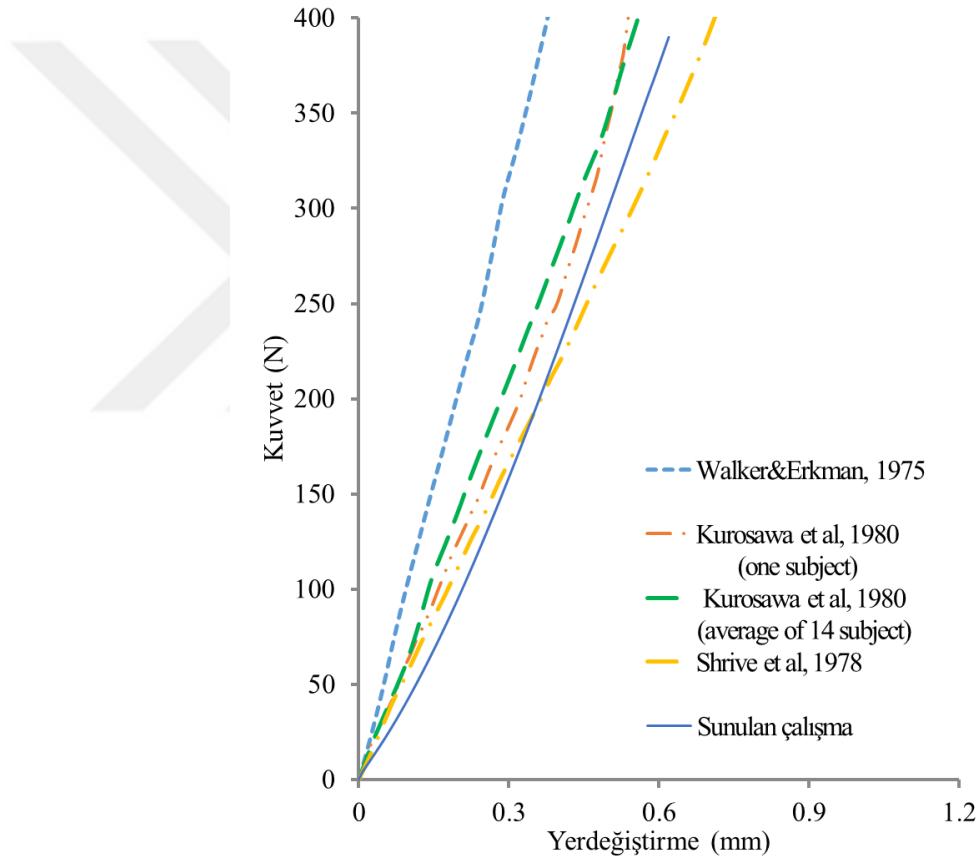
Şekil 5.38 Medial tibial kıkırdaktaki sıvının efektif hızı (mm/sn) ve yönü: a) Intact, b) Partial25, c) Partial50, d) Sub-total ve e) Total diz eklemi modelleri. Okun yönü sıvının hareket yönünü sembolize ederken rengi sıvı hızın büyüklüğünü sembolize etmektedir.

Sub-total model hariç medial tibial kıkırdaktaki maksimum efektif sıvı hızı büyüklüğü ve yönü sağlam modeldekine göre farklılık göstermiştir (Şekil 5.38). Sağlam dizdekine göre Partial25, Partial50 ve Total modellerdeki sıvı hızı büyüklüğü sırası ile %9, %22 ve %30 artmıştır. Benzer olarak, sağlam diz eklemi modelinde maksimum sıvı akış hızı yönü medial yöne doğru iken, Partial25, Partial50 ve Total modellerde tam zıt yöne yani lateral yöne doğru değişmiştir.

5.4.5. Tartışma

Bu çalışmanın amacı, medial menisektomi sonrası eklem kıkırdak mekaniğindeki değişiklikleri büyük deformasyon teorisi kullanarak araştırmaktır. Kıkırdaklı dokular

sıvı basıncının eklem mekaniği üzerindeki etkisini dikkate almak için poromekanik olarak modellenmiştir. Medial menisküsün çeşitli rezeksiyonlarını taklit etmek için dört model geliştirilmiştir (Şekil 5.25). Sağlam model (intact) referans model olarak kullanılmıştır. Bu çalışmanın temel bulguları şunlardır: 1) temas ve sıvı basınçları, daha önce benzer çalışmalarda elde edilenin yaklaşık iki katı olmuştur; 2) sürünme davranışı için sıvı basıncı dağılımı küçük deformasyon teorisi kullanan çalışmaların tahmin ettiklerinden çok daha düşük göstermiştir; 3) sağlam diz eklemının lateral tarafındaki temas basıncı medial taraftakinden daha yüksektir ve bu fark medial menisektomi ile artmıştır.



Şekil 5.39 Sağlam modelde öngörülen femoral aksiyel yer değiştirme değerlerinin literatürden alınan deneysel sonuçlarla karşılaştırılması. Diz kinematığı üzerine yapılan önceki çalışmamızdan [26] elde edilen 390N kuvveti, bu çalışmada maksimum kuvvet olarak seçilmiştir.

Modelleme yaklaşımının geçerliliğini göstermek için, sağlam diz analiz sonuçlarımız literatürden (Şekil 5.39 ve Tablo 5.9) elde edilen deneysel sonuçlarla karşılaştırılmıştır ve karşılaştırma iyi bir şekilde benzerlik göstermiştir. 1 saniyede

390 N uygulandığında, femurun proksimal-distal yönde yer değiştirmesi 0.62 mm olmuştur ve kuvvet-yer değiştirme doğrusal olmayan bir ilişki göstermiştir (Şekil 5.39). Bu tahminler kadavra eklemlerinden elde edilen deneysel sonuçlarla uyumludur [180, 204, 293] (Şekil 5.39). Tablo 5.9'da, sağlam diz eklemlerinden elde edilen maksimum kontak basıncı ve $t = 1$ saniyedeki kontak alanları karşılaştırılmıştır. Sağlam modelimizdeki maksimum kontak basıncı, deneysel sonuçlarda olduğu gibi lateral tibial kıkırdakta meydana gelmiştir. Genel olarak, öngörülen kontak alanımız, yükleme büyüklüklerindeki fark dikkate alındığında deneysel sonuçlarla benzer bir eğilim göstermektedir. Dahası, Tablo 5.8 iyi nümerik sonuçlar elde edildiğini göstermiştir. Çünkü eklemdaki toplam kontak kuvveti, uygulanan kuvvet olan 390N ile tutarlıdır.

Tablo 5.9 Sağlam diz eklemi için öngörülen kontak basınçlarının (1 saniyede) ve kontak alanlarının deney sonuçları ile karşılaştırılması.

	Metot	Yük (N)	CPLTC (MPa)	CPMTC (MPa)	CAL (mm ²)	CAM (mm ²)
Present model	SEA	390	2.36	1.53	262.78	316.62
Fukubayashi and Kurosawa [204]	Deneysel	200	-	-	270 ± 0.5	420 ± 1.5
Fukubayashi and Kurosawa [204]	Deneysel	500	-	-	530 ± 1.5	420 ± 0.6
Brown and Shaw [180]	Deneysel	500	-	-	1125 ± 180 (CAL + CAM)	
Fukubayashi and Kurosawa [204]	Deneysel	1000	4	3	640 ± 1.8	510 ± 0.8
Brown and Shaw [180]	Deneysel	1000	-	-	1250 ± 100 (CAL + CAM)	
Morimoto et al [293]	Deneysel	1000	5.24±1.0	4.76±1.2	443.83 ±107.3	595.12 ±154.7

CPLTC: lateral tibial kıkırdaktaki kontak basıncı; CPMTC: medial tibial kıkırdaktaki kontak basıncı; CAL: lateral kompartımandaki kontak alanı; CAM: medial kompartımandaki kontak alanı. Öngörülen kontak basıncı her doku için maksimum değeri alındı. Kontak alanları için ise ortalama değer alınmıştır.

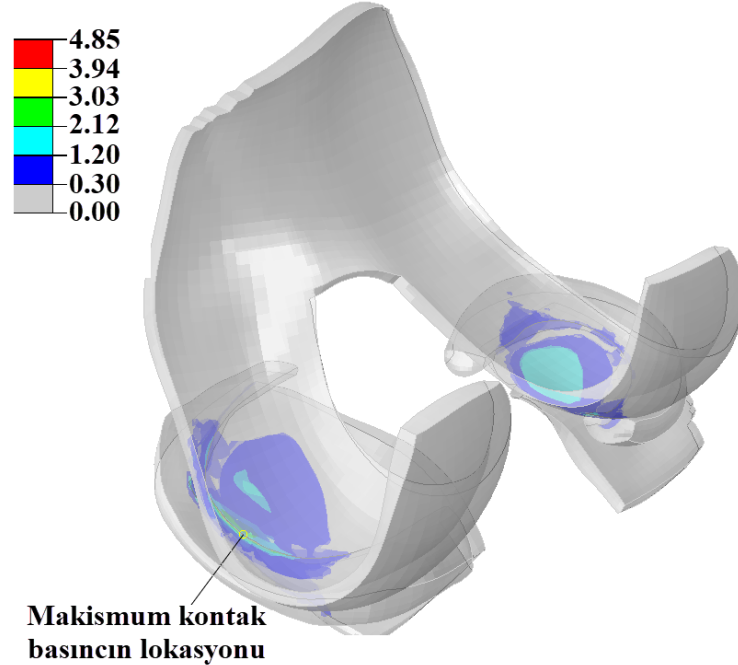
Menisektominin boyutu ve tipi eklem kontak mekaniğini olumsuz etkileyebilir. Sub-total menisektomi, kontak basıncında en büyük değişikliği gösterirken, diğer tüm menisektomilerde kontak basıncı menüsküs rezeksiyonun boyutuyla artmıştır. Sıvı basıncı merkezi, sub-total medial menisektomide lateral kondilden medial kondile kaymıştır (Şekil 5.33). Medial tibial platodaki birincil asal gerilim de toplam menisektomi ile önemli ölçüde değişmiştir (Şekil 5.37). Sub-total ve total

menisektomilerdeki bu dramatik değişiklikler dokularda yeni gözyaşlarına neden olabilir. Sonuçlarımız, ortopedistlerin kısmi menisektomi operasyonlarında mümkün olduğunca hilal şeklini tutma yönündeki cerrahi kararlarını desteklemektedir [294, 295]. Ayrıca menisektomi sonrası sıvı basıncı değişiklikleri hakkında ek bilgiler vermiş olduk. Yayınlanan menisektomi modellerinin çoğunda tek fazlı malzeme kanunları kullanılmış ve bu nedenle sıvı basıncı ile ilişkili temas mekaniği araştırılmamıştır [6, 28-30, 280].

Intact modelde, lateral kompartıman medialden daha fazla yükü desteklemiştir ve iki kompartıman arasındaki yük payındaki bu fark medial menisektomi ile artmıştır (Tablo 5.8). Diğer bir deyişle, yük lateralde artmış ancak medial kompartımanda azalmıştır. Çünkü medial taraftaki menisküs kaybı nedeniyle ek yükleme medial taraftan lateral tarafa kaymıştır. Bu durum, lateral taraftaki daha küçük bir kontak alanı ile birlikte, lateral taraftaki kontak basıncının neden medial taraftakinden daha yüksek olduğunu açıklamaktadır (Şekil 5.28). Lateral kompartıman daha fazla toplam yüklemeyi desteklese de, medial taraftaki menisküs-kıkırdak teması intact dizdeki lateral tarafa göre %48 daha fazla kuvvete maruz kalmıştır (Tablo 5.8). Dahası, tüm vakalar için en yüksek kontak basıncı, kıkırdak-kıkırdak temas yüzeyleri dışındaki menisküs yüzeyinde meydana gelmiştir (Şekil 5.40). Ayrıca, medial menisküs lateral menisküsten daha yüksek temas basıncına maruz kalmıştır (Şekil 5.40). Sürünme ve menisektomi ile birlikte bu fark önemli ölçüde arttı. T=200 saniyede, medial menisküsteki maksimum kontak basıncı, intact, Partial25, Partial50 ve Sub-total menisektomili modellerdeki lateral menisküslerde bulunandan sırasıyla %25, % 64, %156 ve %255 daha yüksek olmuştur. Bu gözlem, medial menisküs lezyonunun neden lateral menisküs lezyonundan daha yaygın olduğunu açıklayabilir [280-283].

Sürünme, lateral ve medial kıkırdaklardaki kontak basınçlarını önemli ölçüde değiştirmiştir. Bu da kıkırdak dokularındaki sıvı basınçlarından büyük ölçüde etkilenen zamana bağlı kontak basıncının modellenmesi gerektiğini göstermektedir. Maksimum kontak basıncı başlangıçta lateral kıkırdakta medial kıkırdaktakine göre daha yüksekti, ancak intact menisküs tarafından desteklenen lateral kıkırdakta (Şekil 5.26 vs. Şekil 5.27) sürünme ile azalmıştır. Bu literatürle uyumluydu [3, 5, 44] çünkü sürünme geliştikçe eklem kıkırdağından menisküslere daha fazla yük aktarılmıştır.

Bu nedenle yük, intact menüsküste arttıkça lateral tibial kıkırdaktaki azalmıştır (Şekil 5.26). Bununla birlikte, senaryo, özellikle uzunlamasına menisektomiler için medial kompartımda oldukça farklı gerçekleşmiştir. Medial menüsküste artan kontak basıncına paralel olarak, medial tibial kıkırdaktaki kontak basıncı da sürünme ile artmıştır (Şekil 5.27a, b ve c). Bu sonuç kısmen femurun 3D öteleme hareketi ile elde edilmiş olabilir: 390 N basınç altında 1sn'de sırasıyla proksimal-distal, lateral-medial ve posterior-anterior yönlerdeki ötemeler, 0.62mm, 0.86mm ve 1.18mm dir (Şekil 5.36). Yatay ötemeler, dikey olandan daha büyük olduğuna dikkat edilmelidir. Eklemde kayma nedeniyle, medial menüsküsün geri kalanı kısmı ile karşılık gelen eklem kıkırdakları arasındaki temas yüzeyi, özellikle medial menüsküsün iç dokusu için azalmıştır (Şekil 5.27a, b ve c). Bu nedenle, bu alandaki temas basıncı sürünme ile artmıştır. Başka bir neden, eklem kıkırdağının geometrik yapısı olabilir. Tibial kıkırdak kalınlığı merkezden medial veya lateral tarafa azalmıştır. Temas merkezi, kıkırdağın daha ince olduğu medial tarafa kaymıştır (Şekil 5.27a, b ve c). Donahue ve ark. [11], dokuların geometrilerinin OA'nın başlangıcını değerlendirmek için birincil ilgi alanı olabileceğini ve menüsküs kalınlığında %10'luk bir azalmanın tibial kıkırdak üzerindeki temas basıncında %20 artışla sonuçlandığını varsaymaktadır.



Şekil 5.40 Intact modelde 200. saniyede kıkırdaklı dokularda meydana gelen kontak basıncı (MPa) dağılımları. İzometrik görünüş; medial kompartıman sol taraftadır.

Bu çalışmada büyük bir deformasyon teorisi kullanılmıştır. Erken sürünme sırasındaki kontak basıncı, benzer kuvvet ve sınır koşullarına sahip küçük deformasyon teorisi kullanılarak yayınlanan çalışmalarda rapor edilenlere kıyasla, kondiller (Şekil 5.29) arasında oldukça farklı bir şekilde dağılmıştır [7, 48]. Bu tutarsızlık kullanılan farklı kontak tanımlarından kaynaklanabilir. Küçük deformasyon durumunda küçük kayan temas teorisi seçilirken, büyük deformasyon için sonlu kayar teorisi kullanılır. Bu çalışmada öngörülen hem maksimum kontak hem de sıvı basınçları, 1 sn'de uygulanan 300N basınç yükü altındaki diz eklemının önceki çalışmalarındakinden yaklaşık iki kat daha fazla gerçekleşmiştir. Ayrıca bu çalışmada sıvı basınç dağılımının düşüşü önceki çalışmalardan çok daha hızlı olduğu gözlenmiştir. Bununla birlikte, sonuçlardaki bu farklılık kısmen hastaya özgü diz eklemi özelliklerinden kaynaklanabilir.

Bu çalışmada bazı sınırlamalar bulunmaktadır. Çalışmalar karşılaştırılırken, küçük deformasyon teorisini kullanan çalışmada [7, 48] ve büyük deformasyon kullanılan bu çalışmada farklı insan denekler kullanılmıştır. Bu nedenle, kişiye özgü eklem geometrisinin sonuçlar üzerinde ne kadar farklılık oluşturduğu açık değildir. Ayrıca tüm rotasyonlar kısıtlanmış olarak femur üzerine tam ekstansiyonda basit bir sıkıştırma sürünme yükü uygulanmıştır. Diz eklemindeki sıvı basıncı ve temas basıncı femurun rotasyonuna göre değişkenlik gösterebilir.

Özet olarak, intact diz eklemine referans olarak kullanılmış, basit bir sürünme yüklemesi altında dört medial menisektomi vakası için değişen kırıkta mekanizmasını incelenmiştir. Model, literatürden elde edilen deneysel verilerle karşılaştırılmıştır. Ayakta durmuş intact diz eklemi için, lateral kompartıman medial kompartımandan daha fazla yüklemeyi desteklemiştir. Bununla birlikte, medial menisküs aslında lateral menisküsten daha fazla yüklemeye maruz kalmıştır, bu da medial menisküs lezyonlarının lateral olanlardan daha yaygın olmasının bir nedeni olabilir. Medial menisektomi, medial kompartımandan lateral kompartımana daha fazla yük kaydırmıştır, bu da lateral tarafta daha fazla temas basıncı ile sonuçlanmıştır. Ayrıca, medialden lateral tarafa küçük bir yüklemeye kayması, medial tarafa kıyasla eklem temasının daha az uyumu nedeniyle lateral taraftaki kontak basıncını önemli ölçüde artırabilir [296]. Menisektomiye bağlı lateral kompartımandaki kontak basıncındaki bu artış, OA başlangıcında bir etkisi olabilir. Sub-total menisektomi düşünülen

vakalar arasında en belirgin mekanik değişiklikleri göstermiştir. Son olarak, bu çalışma sıvı basıncı, büyük deformasyon ve menüsküs yırtığı tipinin diz eklemi mekaniği üzerindeki önemini göstermiştir.

Bu çalışma Calgary Üniversitesi, Etik ID REB15-1165 numarası ile Birleşik Sağlık Araştırmaları Etik Kurulu tarafından onaylanmıştır. Katılımcının sağ bacağına MRI verileri Calgary kampüslerinde elde edilmiş ve işlenmiştir. Kanada Doğa Bilimleri ve Mühendislik Araştırma Konseyi ve Compute Canada'nın desteklerinden dolayı ayrıcalıklı hissetmekteyiz. Ayrıca Sabri Uzuner'in Calgary Üniversitesi ziyaretine maddi ve manevi desteği için TÜBİTAK'a (Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu) teşekkür ederiz.



6. ÖZET, SONUÇLAR, SINIRLILIKLAR VE ÖNERİLER

6.1. Özet

Bu tezin temel amacı, küçük ve büyük deformasyonlarda diz eklemi zamana bağlı davranışı tahmin edebilecek bir diz eklemi modeli oluşturmaktır. Bu kapsamda gerçekleştirilen 3B SE diz eklemi modelinde menüsküs ve artiküler kıkırdak için fibril yapıyı ve sıvı basıncını hesaba katan bifazik poroelastik matematiksel teori kullanılmıştır. Diz eklemi MR görüntülerinden yeniden yapılandırılma sürecine kadar geçen süreçte kullanılan tüm yazılımlarda elemanların en boy, çarpıklık oranları gibi ağ örgüsünün kalitesini belirleyen parametrelerin kontrolleri yapılmıştır. Bununla birlikte, ağ örgüsünün kalitesini belirlemek için bir takım sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir (Bölüm 5.1'e bakınız). Bu çalışmaların gerçekleştirilmesinin nedeni kabul edilebilir SE analiz sonuçları elde edilmesi gayreti olmuştur. Yeniden yapılandırılan doku geometrileri, diz eklemi SE modelini oluşturmak için ABAQUS yazılımında birleştirilmiştir. FE modeli distal femur, tibia, fibula, artiküler kıkırdaklar, meniski ve dört ana ligament içermektedir: ÖÇB, AÇB, LKL ve MKL. Kıkırdaklar, meniski ve ligamentler için bölgeye özgü, doğrusal olmayan fibril takviyesi düşünülmüştür. Yarı doğrusal viskoelastisite teorisi, kollajen fibrillerin doğrusal olmayan davranışını tanımlamak için kullanılmıştır. Büyük deformasyonlarda dokuların fibril olmayan katı matrisi için Neo-Hookean hiperelastikliği düşünülmüştür. Büyük ve küçük deformasyonlara cevap verecek matematiksel kurucu denklemleri içeren kullanıcı tanımlı bir FORTRAN alt-yordamı UMAT, ABAQUS içine dâhil edilmiştir. Hem küçük hem de büyük deformasyonlar düşünülmüş ve diz eklemi farklı yükleme koşullarında viskoelastik yanıtı araştırılmıştır. Ayrıca diz eklemi sonuçların validasyonu sağlamak için çift floroskopik cihaz kullanılarak iki denek üzerinden deneysel çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Sağlam eklemi sürünme davranışına ek olarak, çeşitli boyutlarda ve konumlarda menisektomi yapılmış diz eklemlerinin zamana bağlı yanıtındaki değişiklikler de araştırılmıştır. Bu çalışma, küçük ve büyük

deformasyonlarda diz ekleminin zamana bağılı viskoelastik yanıtını tanımlayabilen nadir 3B SE modellerinden birini sunmuştur.

6.2. Sonuçlar

6.2.1. Sıvı basıncı ve fibril takviyesi etkisinin sonuçlar üzerine etkisi

Bu çalışma, sıvı basıncının eklem temas mekaniğinde önemli bir rol oynadığını göstermiştir. Aslında, eklem yüzeyleri arasındaki temas basıncının (örneğin, tibial kıkırdak ile menüsküs) ağırlıklı olarak dokulardaki sıvı basınçlandırmasından kaynaklandığı gösterilmiştir. Bu nedenle, temas basıncı uygulanan sürünme yükleri altında zamana bağılı bir davranış göstermiştir. Bazı durumlarda (örneğin, sürünme yüklemesi altındaki Sub-total diz eklemi modelinde), maksimum temas basıncı lateralden mediale kaymıştır. Bununla birlikte, Sub-total menisektomili model hariç tüm modellerde maksimum temas alanı zamanla farklı bölgelere hareket etmiştir. Tek fazlı elastik modeller, yani sıvı basınçlanmasını ihmal eden modeller, böyle bir sonucu ön görememiştir. Bu, tek fazlı modellerin diz ekleminin yük altında anlık davranışını tahmin etmesinden kaynaklanmaktadır. Aynı yük altındaki diz ekleminde oluşan sıvı basıncı, küçük ve büyük deformasyon teorilerinde farklılık göstermiştir. Sıvı basıncı büyük deformasyon teorisinde iki kat daha fazla olmuştur. Dahası, zamana bağılı olarak sıvının dokudan ayrılması büyük deformasyonda daha hızlı gerçekleşmiştir.

Li ve ark. 2003 yılında yaptıkları in-vitro çalışmada [297], yüksek sıvı basıncın fibriller tarafından üretildiğini ortaya koymuşlardır. Bu nedenle, bu çalışmada kullanılan fibril ağlar, eklem 3D poromekanik modellerinde önemli bir özellik olarak düşünülebilir. Dahası, bu tezde sunulan basınç sonuçları, diz ekleminin yaralanması ve patomekaniği hakkında ek bilgi sağlayabilir. Örneğin menisektomi çalışmamızda, menisektomiyi takiben, potansiyel olarak kıkırdak dejenerasyonuna yol açabilecek kollajen ağında değişen gerilme yükü ile ilişkilendirilebilen sıvı basıncı değişiklikleri hakkında ek bilgiler sağlamış olduk. Yayınlanan çalışmalarda menisektomi modellerinin çoğunda tek fazlı malzeme kurucu denklemleri kullanılmış ve bu nedenle sıvı basınçlandırmasıyla ilişkili temas mekaniği araştırılmamıştır.

Tez çalışmamızdaki sonuçlar, sıvı basıncının eklemdeki yük dağılımı ve doku deformasyonu üzerinde önemli bir etkisi olduğunu göstermiştir. Sıvı kaynaklı sürünme, kırık ve menüsküs arasında farklı menisektomilere sahip farklı seviyelerde yük transferine neden olur, bu da elastik bir modelle anlaşılabilir.

Anlık diz yüklemelerinde (yani hızlı diz sıkışması) efektif elastik modül kullanılır. Buda sıvı basıncı ve fibril takviyesi modellenmediği anlamına gelir. Bununla birlikte, denge durumunda öngörülen yük yanıtı için kullanılan elastik modül gerçek modülden daha büyük olduğu için ölçülen yük uygulanan yük ile eşleşmeyecektir. Başka bir deyişle, böyle bir model hem kısa hem de uzun vadeli yük yanıtlarını tahmin edemez. Bu nedenle, sıvı basıncı, yükleme anından denge durumuna uzanan diz tepkisini yakalamak için gereklidir.

6.2.2. Ağ örgüsünün sonuçlar üzerine etkisi

Bu çalışmada sunulan sonuçlar, element tipindeki değişikliğin sonuçlar üzerinde önemli bir etkisi olduğunu ortaya koymuştur. Sıvı basıncı göz önüne alındığında yüksek düğümlü dörtgen elemanlar daha doğru sonucu vermiştir. Üçgen elemanlar yerine dörtgen elemanlar kullanılması sıvı basıncını daha iyi tahmin etmesine karşın, kontak yakınsamasını önemli ölçüde azaltmıştır. Bu nedenle sadece ilgilenen bölgelerin yüksek düğümlü dörtgen elemanlar kullanılması analiz çözümünde önemli bir katkısı olabilir. Sıvı basıncı, her bir elemanın merkezi için belirlenmiştir. Çünkü hızlı temas yakınsaması için kullanılan gözenekli elemanların tipinde (C3D8P), yüzey için elde edilen sıvı basıncı daha az doğrudur. Ayrıca, bu eleman tipi temas gerilimi ve sıvı basıncı arasında doğrusal bir ilişki sağlar.

Ağ yoğunluğunun fazla olması daha doğru sonuçlar elde etmeyi sağlayacağı gibi, hesaplama süresi için önemli bir dezavantajdır. Tezdeki çalışmalar analiz sürelerinin en düşük ve en yüksek ağ yoğunluğu arasındaki farkın yaklaşık 56 kat olduğunu göstermiştir. Buna karşın, ağ yoğunluğundaki bu değişim, teorik ve sayısal analiz sonuçları arasında maksimum % 0.88 fark göstermiştir.

Femoral ve tibial kırık doku kalınlığı boyunca dört element tabakası ile örülürken, menüsküs kalınlık yönünde beş katman element kullanılarak ayrıştırılmıştır. Bu ağ örgüsü seçimi sadece doğru sonuçlar üretmekle kalmadı, aynı

zamanda gerilme ve sıvı basınçlarının derinlik değişimlerindeki farklılığı da ortaya koymuştur.

6.2.3. Menisektominin sonuçlar üzerine etkisi

Tez kapsamında ön görülen sonuçlar, dokular arası kontak merkezi menisektomi nedeniyle sürünme ile birlikte kaymıştır. Bununla birlikte, medial platoda, kontak basıncı ve kontak merkezi varyasyonları menisektomi tipine bağlı olarak değişiklik göstermiştir. Maksimum kontak basıncı menisektomi boyutuna paralel olarak yükselmiştir. Maksimum kontak basıncının yeri menisektominin tipi ile farklılık göstermiştir. Örneğin, Sub-total modelde maksimum kontak basıncı femoral kıkırdak-menüsküs kontak çiftinde meydana gelirken, sağlam diz modeli dâhil diğer menisektomi modellerde menüsküs-tibial kıkırdak arasında gerçekleşmiştir. Sağlam dizde en yüksek kontak basıncı medial menüsküste meydana gelmiştir. Menüsküs rezeksiyon boyutuna bağlı olarak medial menüsküsteki kontak basıncı dramatik olarak artmıştır.

Dokulardaki sıvı basıncı kontak basıncı ile genellikle paralellik göstermiştir. Maksimum sıvı basıncı sağlam dizde lateral tarafta meydana gelmiştir. Sub-total model hariç, diğer menisektomilerde çıkarılan dokunun boyutuna paralel olarak sıvı basıncı lateral tarafta artış göstermiştir. Maksimum sıvı basıncının yeri menisektomi tipine bağlı olarak farklılık göstermiştir. Örneğin, Sub-total modelde maksimum sıvı basıncı medial tarafta meydana gelirken diğer menisektomili modellerde lateral tarafta meydana gelmiştir. Dahası Sub-total hariç, diğer tüm menisektomili modellerde tibial kıkırdaklardaki maksimum sıvı basıncı sağlam diz modeline göre daha derin bir tabakaya kaymıştır. Menisektominin sıvının dokudan çıkış hızı üzerinde de etkisi olduğu görülmüştür. Sıvı akış hızı, sıvı ve kontak basınçlarındaki değişikliklere paralel bir yönelim göstermiştir. Menüsküsün, sağlam bir diz eklemindeki yüklemeyi yavaş yavaş yeniden dağıttığı bulunmuştur. Ancak menisektomi uygulanan diz eklemlerinde, tibial kıkırdaklarla doğrudan temas halinde olan femoral kıkırdığın orta bölgelerinde sıvı basınçta önemli artışlar gözlenmiştir. Sıvı basıncındaki bu artış, kıkırdak dejenerasyonunu tetikleyebilecek veya doku hasarına yol açabilecek kollajen fibril ağında ekstra gerilim üretmiştir.

Sağlam dizde uygulanan yükün büyük bir çoğunluğunu lateral taraf karşılamıştır ve medial menisektomi boyutundaki artış ile birlikte lateral taraftaki yük artmıştır. Sağlam model dâhil tüm menisektomili modellerde en fazla yük lateral taraftaki kıkırdak-kıkırdak kontak alanında meydana gelmiştir.

6.2.4. Hesaplama süresi ve nümerik yakınsaklık

Diz eklemdaki sıvı basınçlandırmasının hesaplanması çok kritik olmasına rağmen son derece zaman alıcıdır. Bunun bir nedeni, yüzlerce ya da binlerce zaman artışı için sonuçların hesaplanması gerekliliğidir, çünkü bilinmeyen değişkenler zamana bağlıdır. Bununla birlikte, temel sorun gözenekli ortamın temasıyla ilişkili yakınsama güçlükleridir, bu da diz eklemindeki çoklu kontaklarda daha da zorlaşır. Her iki tarafı kıkırdaklarla kontak halinde olan menüsküs, femoral ve tibial kıkırdaklar tarafından sıkıştırıldığında, kontak yakınsaması diğer kontak alanlarına göre daha da yavaştır. Tez kapsamı dâhilinde gerçekleştirilen çalışmalarda, aşırı derecede zaman alan kıkırdak ve menüsküslerdeki sıvı basıncı etkisi ele alınmıştır. Diğer araştırmacılar, modellemede bazı ek varsayımlar getirerek yakınsama sorunlarından kaçınmaya ve hesaplama maliyetini azaltmaya çalıştılar. Örneğin, Wilson ve ark. [173], diz ekleminin aksenel simetrik modelinde sayısal zorluklardan kaçınmak için menüsküs ve kıkırdak yüzeyleri arasında ince esnek membranlar kullanmışlardır.

Atalet kuvvetin ihmal edildiği ancak sıvı basıncının dikkate alındığı bu tezde sunulan yarı statik problemler için, dokulardaki basınç gardiyanları yakınsama oranını kritik olarak etkiler. Özellikle, gerinim oranının yüksek olması yani hızlı yüklemeye sayısal yakınsamanın yavaşlaması ile sonuçlanacaktır. Diz ekleminin rotasyon hareketleri ihmal edilse bile öteleme hareketlerindeki en basit diz sıkıştırılması bir saniyeden az ise, bu durum çok yavaş yakınsamaya neden olacaktır. Buda analizin süper bilgisayarlar kullanılsa bile günlerce sürmesine hatta ABAQUS çözücüsünün başarısız olmasına ne olabilir. Diz ekleminin dinamik bir yüke maruz kaldığı, yani diz fleksiyonun zamana göre değiştiğini düşünüldüğü durumlarda, kontak yüzeyler milisaniyeler içerisinde ayrılabilir. Bu, akışkan basıncının sınır koşullarını değiştirecektir. Çünkü kontak halinde olmayanlar yüzeyler için sıfır basınç koşulu uygulanmalıdır. Bu tür değişiklikler, yani sayısal bir prosedür kullanarak serbest yüzey sınır koşullarının uygulanmasındaki teknik zorluklar, sayısal yakınsamayı da

yavaşlatabilir. Bu amaçla UPOREP adı verilen bir kullanıcı alt programı kullanılabilir.

Tez çalışmasında diz eklemine poromekanik model olarak ele alınması yüksek hesaplama maliyetine neden olmuştur. Nedenlerden biri, diz eklemine zaman göre cevabı binlerce zaman artışlarına ihtiyaç olmasıdır. Diğer bir neden ise, çok düğümlü elemanlar kullanıldığında ABAQUS versiyonunun eski olması yakınsamanın yavaş olmasına sebep olmasıdır. Bununla birlikte, daha iyi basınç dağılımı için çok düğümlü elemanlara ihtiyaç vardır.

6.3. Sınırlılıklar

Sayısal analizlerde kullanılacak bilgisayarların donanımı, yazılım ve sayısal tekniklerdeki gelecekteki muhtemel olabilecek ilerlemelerle bile, tanımlanan problemlerde varsayımlarla ilişkili basitleştirmeler olmadan hiçbir hesap modelleme mümkün değildir. Sunulan 3D diz eklemi modelinde yapılan basitleştirmelerden bazıları, tam ekstansiyonda pasif yüklerin kullanılması, kasların ve tendonların ihmal edilmesi ve her çalışma için sadece bir deneğe sahip olmayı içerir. Ek olarak, geometri yeniden yapılandırılmasında ve dokuların yapısal modellemesinde doğal olarak bazı basitleştirme seviyeleri vardır. Bir başka basitleştirme, bir yürüyüş döngüsünün tek bir duruşuna karşılık gelen bir kontak durumunu dikkate alınmasıdır.

Diz eklemi için doğru bir geometri oluşturmak, başarılı bir modelleme için önemli bir adımdır. Bu çalışmada geometrinin yeniden yapılandırılmasında ortaya çıkan hataları en aza indirmek için yoğun çaba sarf edilmiştir. Bununla birlikte, doğru segmentasyon hala zorlayıcıdır. İlk olarak, 3 Tesla MRG'lerde bile, bazı doku sınırları, örneğin menüsküsün bir parçası, bir bilgisayar ekranından tanımlanması hala zordur. Çünkü bu dokuların kalınlıkları oldukça incedir. İkincisi, AMIRA gibi gelişmiş görüntü işleme yazılım paketleri ile bile, yoğun manuel çalışmaya ihtiyaç duyar. Üçüncüsü, geometrinin saf altı yüzlü elemanlarla birleştirilmesinden önce genellikle yüzey iyileştirmesi gerekir. Yüzey iyileştirme üzerinde sınırlı araçlar ve kontroller mevcuttur. Şu anda mevcut olan yazılım paketleriyle artefaktların ve hataların belirlenmesi hala zordur.

Bu tezde, orijinal doku geometrisini temsil ettiği varsayılan yeniden yapılandırılmış yüzey geometrisini en iyi şekilde korumak için yüksek kaliteli bir sonlu eleman ağı oluşturmaya büyük çaba sarf edilmiştir. Bu, menüsküslerin değişken kalınlığına sahip olmasından dolayı oldukça zordur (menüsküs iç tarafı çok ince ve dış tarafı kalındır). Bununla birlikte, mükemmel bir örgü üretimi için yüzey hatalarının daha iyi kontrolü ve tahmini ile daha iyi ağ oluşturma özellikleri gereklidir. Ağ ile yüzey yaklaşımı eklemdeki teması değiştirebilir ve yakınsama zorluklarına neden olabilir. Bu nedenle ağ örgüsü oluşturma işlemi için ABAQUS yazılımı kullanmak yerine üçüncül yazılım olan ve biyomekanik yapıların ağ örgüsü oluşturmak için geliştirilmiş IA-FEMesh yazılımı kullanılmıştır. Bu tez çalışmasında ağ duyarlılığı tespit etmek için birtakım çalışmalar gerçekleştirilmiştir (Bölüm 5.1 bkz.).

Yapısal modellerin doğruluğu, nihayetinde dokunun malzeme özellikleri ile de belirlenir. Çeşitli çalışmalar modellemede güvenilir malzeme özelliklerinin önemini ve sonuçların bu özelliklere duyarlılığını göstermiştir [88, 188, 298, 299]. Açıkçası, malzeme özelliklerini yeterince ölçmek hala zordur. Tez çalışmasında, daha önce doku eksplantları üzerinde gerçekleştirilen sürünme testlerinden elde edilen malzeme özellikleri kullanılmıştır. Ek olarak, sonuçları doğrulamak için simülasyon sonuçları kadavratik veya in-vivo deneysel çalışmalardan elde edilen sonuçlar ile karşılaştırılmıştır. Dahası kişiye özgü oluşturulan diz eklemi modelin farklı sonuçlar oluşturabileceği sınırlılığın üstesinden gelmek için çift floroskopik cihaz ile deneysel çalışma gerçekleştirilmiştir.

6.4. Öneriler

Mevcut çalışmanın bazı sınırlılıkları gelecekteki çalışmalarda ortadan kaldırılabilir. Gelecekteki araştırmalarda daha gerçekçi bir malzeme modeli düşünülebilir. Özellikle mevcut model, yumuşak dokularda daha iyi fibril oryantasyonu olacak şekilde geliştirilebilir. Mesela tezimizde kullandığımız modelde tüm doku katmanları için tek bir tip fibril oryantasyonu seçilmiştir, bu her bir doku katmanı için gerçekte olduğu gibi fibril oryantasyonu tanımlanabilir. Yani doku derinliğine bağlı fibril oryantasyonu matematiksel model geliştirilebilir. Böylelikle katmanlara bağlı gerilimler elde edilebilir.

Çalışmamızda kullanılan bazı malzeme özellikleri daha gerçekçi seçilebilir. Örneğin doku geçirgenliği sabit seçmek yerine gerininin bir fonksiyonu olarak seçilebilir. Bilindiği gibi doku geçirgenliği uygulanan kuvvet ile birlikte doku sıkışmasına paralel olarak azalır.

Dinamik yükleme ve yürüyüş simülasyonları gelecekteki çalışmalar için düşünülebilecek konular arasındadır. Bu çalışmada dinamik yükler için kontak algoritmasının tanımlanması zor bir konu olmasından dolayı yürüyüş periyodun sadece bir safhası olan ayakta duruştaki diz eklemindeki mekanik değişimler incelenmiştir. SE analizinde, kontak çiftlerindeki düğüm/yüzey setleri yürüme fazın tamamını simüle ederken zamana bağlı olarak hızla değişir. Büyük deformasyon çalışmaları için kullanılan ABAQUS sonlu kayan kontak (Finite sliding) seçeneğinin, kontak halindeki yüzeylerin bağımlı hareketini yakalamak için dikkate alınması gerekir. Yürüyüş fazında döngüler saniyeler içinde gerçekleştiği için sıvı basınçlanması ihmal edilebilir [300]. Bu nedenle, sıvı akışının göz ardı edilmesi geçerli bir varsayım olabilir, ancak malzemenin sıkıştırılmazlığının uygulanması bir zorluk olmaya devam edecektir. Bazı araştırmalar bunun üstesinden gelmek için yüksek Poisson oranı (örneğin 0.49) kullandılar. Ancak hala bu geçerli yöntem olmayabilir. Kontak tanımlama ve farklı yüklerin oluşması gibi zorluklardan dolayı dinamik bir çalışma statik ve yarıstatik çalışmalara göre oldukça zordur. Basit varsayımlar yaparak dinamik yüklerde çalışmaya başlamak faydalı olabilir.

KAYNAKLAR

- [1] Borkowski P., Sowinski T., Kwiatkowski K., Skalski K., Zabicka M., Polczynski M., Geometrical Modeling of Knee Joint Including Anatomic Properties, *International Conference on Biomechanics*, Zakopane, Poland, 6-8 Eylül 2006.
- [2] Engel K., Herpers R., Hartmann U., Theoretical Biomechanics, Editor: Vaclav K., *Biomechanical Computer Models*, INTECH press, Croatia, 93-112, 2011.
- [3] Paley D., Normal Lower Limb Alignment and Joint Orientation. Editor: Herzenberg J. E., *Principles of Deformity Correction*, Springer press, Berlin, 1-18, 2002.
- [4] Varadarajan K. M., Gill T. J., Freiberg A. A., Rubash H. E., Li G., Gender Differences in Trochlear Groove Orientation and Rotational Kinematics of Human Knees, *Journal of Orthopaedic Research*, 2009, **27**(7), 871-878.
- [5] Liu F., Kozanek, M., Hosseini A., Van de Velde S. K., Gill T. J., Rubash H. E., Li G., In Vivo Tibiofemoral Cartilage Deformation during The Stance Phase of Gait, *Journal of Biomechanics*, 2010, **43**(4), 658-665.
- [6] Zielinska B., Donahue T. L. H., 3D Finite Element Model of Meniscectomy: Changes in Joint Contact Behavior, *Journal of Biomechanical Engineering*, 2006, **128**(1), 115-123.
- [7] Kazemi M., Li L. P., Buschmann M. D., Savard P., Partial Meniscectomy Changes Fluid Pressurization in Articular Cartilage in Human Knees, *Journal of Biomechanical Engineering*, 2012, **134**(2), 021001.
- [8] Kazemi M., Li L. P., Savard P., Buschmann M. D., Creep Behavior of the Intact and Meniscectomy Knee Joints, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2011, **4**(7), 1351-1358.
- [9] Haemer J. M., Song Y., Carter D. R., Giori N. J., Changes in Articular Cartilage Mechanics with Meniscectomy: A Novel Image-based Modeling Approach and Comparison to Patterns of OA, *Journal of Biomechanics*, 2011, **44**(12), 2307-2312.
- [10] Donahue T. L. H., Hull M. L., Rashid M. M., Jacobs C. R., How the Stiffness of Meniscal Attachments and Meniscal Material Properties Affect Tibiofemoral Contact Pressure Computed using a Validated Finite Element Model of the Human Knee Joint, *Journal of Biomechanics*, 2003, **36**(1), 19-34.

- [11] Donahue T. L. H., Hull M. L., Rashid M. M., Jacobs C. R., The Sensitivity of Tibiofemoral Contact Pressure to the Size and Shape of The Lateral and Medial Menisci, *Journal of Orthopaedic Research*, 2004, **22**(4), 807-814.
- [12] Donahue T. L. H., Hull M. L., Rashid M. M., Jacobs C. R., A Finite Element Model of the Human Knee Joint for The study of Tibio-femoral Contact, *Journal of Biomechanical Engineering*, 2002, **124**(3), 273-280.
- [13] Siebel T., Kafer W., In Vitro Investigation of Knee Joint Kinematics Following Cruciate Retaining Versus Cruciate Sacrificing Total Knee Arthroplasty, *Acta Orthopaedica Belgica*, 2003, **69**(5), 433-440.
- [14] Li G., Zayontz, S., DeFrate L. E., Most E., Suggs J. F., Rubash H. E., Kinematics of the Knee at High Flexion Angles: an in Vitro Investigation, *Journal of Orthopaedic Research*, 2004, **22**(1), 90-95.
- [15] Fukubayashi T., Torzilli P., Sherman M., Warren R., An in Vitro Biomechanical Evaluation of Anterior-Posterior Motion of the Knee. Tibial Displacement, Rotation, and Torque, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1982, **64**(2), 258-264.
- [16] Garg A., Walker P., Prediction of Total Knee Motion using a Three-Dimensional Computer-graphics Model, *Journal of Biomechanics*, 1990, **23**(1), 45-58.
- [17] Nilsson K. G., Kärrholm J., Ekelund L., Knee Motion in Total Knee Arthroplasty. A Roentgen Stereophotogrammetric Analysis of the Kinematics of the Tricon-M knee Prosthesis, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1990, (256), 147-161.
- [18] Nilsson K. G., Kärrholm J., Gadegaard P., Abnormal Kinematics of the Artificial Knee: Roentgen Stereophotogrammetric Analysis of 10 Miller-Galante and Five New Jersey LCS Knees, *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 1991, **62**(5), 440-446.
- [19] Amis A. A., Senavongse W., Bull A. M., Patellofemoral Kinematics during Knee Flexion-Extension: An in Vitro Study, *Journal of Orthopaedic Research*, 2006, **24**(12), 2201-2211.
- [20] Dennis D. A., Komistek R. D., Hoff W. A., Gabriel S. M., In Vivo Knee Kinematics Derived using an Inverse Perspective Technique, *Clinical Orthopaedics and Related Research*®, 1996, 331, 107-117.
- [21] Ramsey D. K., Wretenberg P. F., Biomechanics of the Knee: Methodological Considerations in the In-vivo Kinematic Analysis of the Tibiofemoral and Patellofemoral Joint, *Clinical Biomechanics*, 1999, **14**(9), 595-611.
- [22] Li G., DeFrate L. E., Rubash H. E., Gill T. J., In vivo Kinematics of the ACL during Weight-bearing Knee Flexion, *Journal of Orthopaedic Research*, 2005, **23**(2), 340-344.

- [23] Sharma G., Saevarsson S., Amiri S., Montgomery S., Ramm H., Lichti D., Lieck R., Zachow S., Anglin C., Radiological Method for Measuring Patellofemoral Tracking and Tibiofemoral Kinematics before and after Total Knee Replacement, *Bone and Joint Research*, 2012, **1**(10), 263-271.
- [24] Sharma G. B., Kuntze G., Kukulski D., Ronsky J. L., Validating Dual Fluoroscopy System Capabilities for Determining In-Vivo Knee Joint Soft Tissue Deformation: A Strategy for Registration Error Management, *Journal of Biomechanics*, 2015, **48**(10), 2181-2185.
- [25] Ritchie B., Kuntze G., Sharma G., Beveridge J., Kupper J., Ronsky J., Determining In-vivo Human Tibiofemoral Cartilage Stiffness using Dual Fluoroscopy and Magnetic Resonance Imaging, *CMBES Proceedings*, 2016, **39**(1).
- [26] Uzuner S., Rodriguez M. L., Li L. P., Kucuk S., Dual Fluoroscopic Evaluation of Human Tibiofemoral Joint Kinematics during a Prolonged Standing: A Pilot Study, *Engineering Science and Technology, an International Journal*, 2019, **22**(3), 794-800.
- [27] Sati M., de Guise J. A., Larouche S., Drouin G., Improving In-vivo Knee Kinematic Measurements: Application to Prosthetic Ligament Analysis, *The Knee*, 1996, **3**(4), 179-190.
- [28] Atmaca H., Kesemenli C. C., Memişoğlu K., Özkan A., Çelik Y., Changes in the Loading of Tibial Articular Cartilage Following Medial Meniscectomy: A Finite Element Analysis Study, *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 2013, **21**(12), 2667-2673.
- [29] Vadher S. P., Nayeb-Hashemi H., Canavan P. K., Warner G. M., Finite Element Modeling Following Partial Meniscectomy: Effect of Various Size of Resection, *The 28th IEEE EMBS Annual International Conference*, IEEE, New York City, USA, 2098-2101, 2006.
- [30] Shirazi R., Shirazi-Adl A., Analysis of Partial Meniscectomy and ACL Reconstruction in Knee Joint Biomechanics under a Combined Loading, *Clinical Biomechanics*, 2009, **24**(9), 755-761.
- [31] Yang N., Nayeb-Hashemi H., Canavan P. K., The Combined Effect of Frontal Plane Tibiofemoral Knee Angle and Meniscectomy on the Cartilage Contact Stresses and Strains, *Annals of Biomedical Engineering*, 2009, **37**(11), 2360-2372.
- [32] Kazemi M., Li L. P., A Viscoelastic Poromechanical Model of the Knee joint in Large Compression, *Medical Engineering & Physics*, 2014, **36**(8), 998-1006.
- [33] Dabiri Y., Li L. P., Influences of the Depth-dependent Material Inhomogeneity of Articular Cartilage on the Fluid Pressurization in the Human Knee, *Medical Engineering & Physics*, 2013, **35**(11), 1591-1598.

- [34] Maccabi A., Shin A., Namiri N. K., Bajwa N., John M. S., Taylor Z. D., Grundfest W., Saddik G. N., Quantitative Characterization of Viscoelastic Behavior in Tissue-mimicking Phantoms and Ex vivo Animal Tissues, *PLoS one*, 2018, **13**(1).
- [35] Li L. P., Herzog W., The Role of Viscoelasticity of Collagen Fibers in Articular Cartilage: Theory and Numerical Formulation, *Biorheology*, 2004, **41**(3-4), 181-194.
- [36] Gu K. B., Li L. P., A human Knee Joint Model Considering Fluid Pressure and Fiber Orientation in Cartilages and Menisci, *Medical Engineering & Physics*, 2011, **33**(4), 497-503.
- [37] Daniel D. M., Akeson W. H., O'Connor J. J., *Knee Ligaments: Structure, Function, Injury, and Repair*, 2nd ed., Raven Press, Montana, 1990.
- [38] Fung Y., Elasticity of Soft Tissues in Simple Elongation, *American Journal of Physiology-Legacy Content*, 1967, **213**(6), 1532-1544.
- [39] Mak A., The Apparent Viscoelastic Behavior of Articular Cartilage—The Contributions from the Intrinsic Matrix Viscoelasticity and Interstitial Fluid Flows, *Journal of Biomechanical Engineering*, 1986, **108**(2), 123-130.
- [40] Mow V. C., Ateshian G. A., Spilker R. L., Biomechanics of Diarthrodial Joints: A Review of Twenty Years of Progress, *Journal of Biomechanical Engineering*, 1993, **115**(4B), 460-467.
- [41] Larson R. L. R., Grana W. A., *The Knee: Form, Function, Pathology, and Treatment*, 1st ed., Saunders Press, Philadelphia, 1993.
- [42] Mysid, Knee Diagram, https://en.wikipedia.org/wiki/File:Knee_diagram.svg, (Ziyaret tarihi: 02 Eylül 2019).
- [43] Dabiri Y., The Roles of the Normal Mechanical Properties of Articular Cartilage in the Contact Mechanics of the Human Knee Joint: A Finite Element Approach, Ph.D. dissertation, University of Calgary, Schulich School of Engineering, Calgary, Canada, 2013.
- [44] Mow V. C., Structure and Function of Articular Cartilage and Meniscus, *Basic Orthopaedic Biomechanics*, 1997, 31-58.
- [45] Rath E., Richmond J. C., The Menisci: Basic Science and Advances in Treatment, *British Journal of Sports Medicine*, 2000, **34**(4), 252-257.
- [46] Fox M. G., MR Imaging of the Meniscus: Review, Current Trends, Clinical Implications, *Radiologic Clinics of North America*, 2007, **45**(6), 1033-1053.
- [47] Erden K., Menisküs Nedir?, OrtoCAN, <http://www.ortocan.com.tr/m-4-meniskus-nedir-.html>, (Ziyaret tarihi: 02 Eylül 2019).

- [48] Kazemi M. M., Finite Element Study of The Healthy and Meniscectomized Knee Joints Considering Fibril-reinforced Poromechanical Behaviour for Cartilages and Menisci, Ph.D. dissertation, University of Calgary, Schulich School of Engineering, Calgary, Canada, 2013.
- [49] Fithian D. C., Kelly M. A., Mow V. C., Material Properties and Structure-function Relationships in the Menisci, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1990, (252), 19-31.
- [50] Kurosawa H., Fukubayashi T., Nakajima H., Load-bearing Mode of the Knee joint: Physical Behavior of the Knee Joint with or without Menisci, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1980, (149), 283-290.
- [51] Walker P. S., Erkman M. J., The role of the menisci in force transmission Across the Knee, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1975, (109), 184-192.
- [52] McDermott I. D., Masouros S. D., Amis A. A., Biomechanics of the Menisci of the Knee, *Current Orthopaedics*, 2008, **22**(3), 193-201.
- [53] Krause W., Pope M., Johnson R., Wilder D., Mechanical Changes in the Knee after Meniscectomy, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1976, **58**(5), 599-604.
- [54] Andrews S., Shrive N., Ronsky J., The shocking truth about meniscus, *Journal of Biomechanics*, 2011, **44**(16), 2737-2740.
- [55] Lai W., Hou J., Mow V., A triphasic Theory for the Swelling Properties of Hydrated Charged Soft Biological Tissues. *Biomechanics of Diarthrodial Joints*, Springer, 283-312, 1990.
- [56] Lai J. H., Levenston M. E., Meniscus and Cartilage Exhibit Distinct Intra-tissue Strain Distributions under Unconfined Compression, *Osteoarthritis and Cartilage*, 2010, **18**(10), 1291-1299.
- [57] Aspden R., Yarker Y., Hukins D., Collagen Orientations in the Meniscus of The Knee Joint, *Journal of Anatomy*, 1985, **140**(Pt 3), 371.
- [58] Athanasiou, K. A., Sanchez-Adams, J., Engineering the Knee Meniscus, Synthesis Lectures on Tissue Engineering, 2009, 1(1), 1-97.
- [59] Cui J. H., Min B.-H., Collagenous Fibril Texture of the Discoid Lateral Meniscus, *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 2007, **23**(6), 635-641.
- [60] Mow V. C. Kuei, S., Lai W. M., Armstrong C. G., Biphasic Creep and Stress Relaxation of Articular Cartilage in Compression: Theory and Experiments, *Journal of Biomechanical Engineering*, 1980, **102**(1), 73-84.
- [61] Roughley P. J., Lee E. R., Cartilage Proteoglycans: Structure and Potential Functions, *Microscopy Research and Technique*, 1994, **28**(5), 385-397.

- [62] Heinegård D., Oldberg A., Structure and Biology of Cartilage and Bone Matrix Noncollagenous Macromolecules, *The FASEB Journal*, 1989, **3**(9), 2042-2051.
- [63] Buckwalter J. A., Mankin H. J., Grodzinsky A. J., Articular Cartilage and Osteoarthritis, *Instructional Course Lectures-American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 2005, **54**, 465.
- [64] Henak C. R., Anderson A. E., Weiss J. A., Subject-specific Analysis of Joint Contact Mechanics: Application to the Study of Osteoarthritis and Surgical Planning, *Journal of Biomechanical Engineering*, 2013, **135**(2), 021003.
- [65] Sophia Fox A. J., Bedi A., Rodeo S. A., The Basic Science of Articular Cartilage: Structure, Composition, and Function, *Sports Health*, 2009, **1**(6), 461-468.
- [66] Clark A., Leonard T., Barclay L., Matyas J., Herzog W., Heterogeneity in Patellofemoral Cartilage Adaptation to Anterior Cruciate Ligament Transection; Chondrocyte Shape and Deformation with Compression, *Osteoarthritis and Cartilage*, 2006, **14**(2), 120-130.
- [67] Revell P., Pirie C., Amir G., Rashad S., Walker, F., Metabolic Activity in the Calcified Zone of Cartilage: Observations on Tetracycline Labelled Articular Cartilage in Human Osteoarthritic Hips, *Rheumatology International*, 1990, **10**(4), 143-147.
- [68] Rodriguez Marval M. L., Strain Rate Dependent Response and Fluid Load Support of the Knee Joint Under Compression, Ph.D. dissertation, University of Calgary, Schulich School of Engineering, Calgary, Canada, 2018.
- [69] Cowin S. C., Doty S. B., *Tissue Mechanics*, 1st ed., CowinSpringer Science & Business Media, NewYork, 2007.
- [70] Amiel D., Frank C., Harwood F., Fronck J., Akeson, W., Tendons and Ligaments: A morphological and Biochemical Comparison, *Journal of Orthopaedic Research*, 1983, **1**(3), 257-265.
- [71] Martin R. B., Burr D. B., Sharkey N. A., Fyhrie, D. P., *Skeletal Tissue Mechanics*, 1st ed., Springer, NewYork, 1998.
- [72] Provenzano P. P., Vanderby Jr. R., Collagen Fibril Morphology and Organization: Implications for Force Transmission in Ligament and Tendon, *Matrix Biology*, 2006, **25**(2), 71-84.
- [73] Woo S. L., Debski R. E., Withrow J. D., Janaushek M. A., Biomechanics of Knee Ligaments, *The American Journal of Sports Medicine*, 1999, **27**(4), 533-543.
- [74] Mow V. C., Huiskes, R., A Brief History of Science, and Orthopaedic Biomechanics, Editors: Lippincot Williams, Wilkins, *Basic Orthopaedic Biomechanics and Mechanobiology*, 2st ed., Philadelphia, 1-28, 2005.

- [75] Korhonen R. K., Saarakkala S., Biomechanics, Modeling of Skeletal Soft Tissues, Editor: Vaclav K., *Theoretical Biomechanics*, 1st ed., InTech Press, Croatia, 113-132, 2011.
- [76] Mow V., Ratcliffe A., Structure and Function of Articular Cartilage and Meniscus, *Basic Orthopaedic Biomechanics*, 1997, 31-58.
- [77] Li, L., Ahsanizadeh, S., Computational Modelling of Articular Cartilage. Computational Modelling of Biomechanics and Biotribology in the Musculoskeletal System, *Elsevier*, 205-243, 2014.
- [78] Ateshian G., Lai W., Zhu W., Mow V., An Asymptotic Solution for the Contact of Two Biphasic Cartilage Layers, *Journal of Biomechanics*, 1994, **27**(11), 1347-1360.
- [79] Li L. P., Buschmann M. D., Shirazi-Adl, A., Strain-rate Dependent Stiffness of Articular Cartilage in Unconfined Compression, *Journal of Biomechanical Engineering*, 2003, **125**(2), 161-168.
- [80] Kazemi M., Li, L. Computational Poromechanics of Human Knee Joint, *Journal of Physics: Conference Series, IOP Publishing*, **341**(1), 012014, 2012.
- [81] Atmaca H., Özkan A., Mutlu İ., Çelik, T. Ugur L., Kisioglu Y., The Effect of Proximal Tibial Corrective Osteotomy on Menisci, Tibia and Tarsal Bones: a Finite Element Model Study of Tibia Vara, *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 2014, **10**(1), 93-97.
- [82] Colletti JR J. M., Akeson W. H., Woo S. L., A Comparison of the Physical Behavior of Normal Articular Cartilage and the Arthroplasty Surface, *JBJS*, 1972, **54**(1), 147-160.
- [83] Kempson G., Freeman M., Swanson S., The Determination of a Creep Modulus for Articular Cartilage from Indentation Tests on the Human Femoral Head, *Journal of Biomechanics*, 1971, **4**(4), 239-250.
- [84] Hayes W. C., Bodine A., Flow-independent Viscoelastic Properties of Articular Cartilage Matrix, *Journal of Biomechanics*, 1978, **11**(8-9), 407-419.
- [85] Li L. P., Cheung J. T. M., Herzog W., Three-dimensional Fibril-Reinforced Finite Element Model of Articular Cartilage, *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2009, **47**(6), 607.
- [86] Manda K., Finite Element Simulations of Biphasic Articular Cartilages with Localized Metal Implants, Master Dissertation, Universitetsservice US-AB, Royal Institute of Technology, Stockholm, SWEDEN, 2010.
- [87] Armstrong C., Lai W., Mow V., An Analysis of the Unconfined Compression of Articular Cartilage, *ASME. J Biomech Eng*, 1984, **106**(2), 165-173.

- [88] Yao J., Funkenbusch P. D., Snibbe J., Maloney M., Lerner A. L., Sensitivities of Medial Meniscal Motion and Deformation to Material Properties of Articular Cartilage, Meniscus and Meniscal Attachments using Design of Experiments Methods, *ASME. J Biomech Eng.*, 2006, **128**(3), 399-408.
- [89] Li L., Gu K., Reconsideration on the Use of Elastic Models to Predict the Instantaneous Load Response of the Knee Joint, *Journal of Engineering in Medicine*, 2011, **225**(9), 888-896.
- [90] Oloyede A., Flachsmann R., Broom N. D., The Dramatic Influence of Loading Velocity on the Compressive Response of Articular Cartilage, *Journal Connective Tissue Research*, 1992, **27**(4), 211-224.
- [91] Hayes W. Mockros L., Viscoelastic Properties of Human Articular Cartilage, *Journal of Applied Physiology*, 1971, **31**(4), 562-568.
- [92] Parsons J. Black J., The Viscoelastic Shear Behavior of Normal Rabbit Articular Cartilage, *Journal of Biomechanics*, 1977, **10**(1), 21-29.
- [93] Biot M. A., General Theory of Three-dimensional Consolidation, *Journal of Applied Physics*, 1941, **12**(2), 155-164.
- [94] Biot M. A., Theory of Elasticity and Consolidation for a Porous Anisotropic Solid, *Journal of Applied Physics*, 1955, **26**(2), 182-185.
- [95] Nowinski J. Davis C., A Model of the Human Skull as a Poroelastic Spherical Shell Subjected to a Quasistatic Load, *Journal Mathematical Biosciences*, 1970, **8**(3-4), 397-416.
- [96] Nowinski J., Bone Articulations as Systems of Poroelastic Bodies in Contact, *AIAA Journal*, 1971, **9**(1), 62-67.
- [97] Nowinski J., Stress Concentration Around a Cylindrical Cavity in a Bone Treated as a Poroelastic Body, *J Acta Mechanica*, 1972, **13**(3-4), 281-292.
- [98] Zienkiewicz O. Shiomi T., Dynamic Behaviour of Saturated Porous Media; the Generalized Biot Formulation and Its Numerical Solution, *International Journal for Numerical Analytical Methods in Geomechanics*, 1984, **8**(1), 71-96.
- [99] Lai W., Mow V. C., Roth V., Effects of Nonlinear Strain-dependent Permeability and Rate of Compression on the Stress Behavior of Articular Cartilage, *J Biomech Eng.*, 1981, **103**(2), 61-66.
- [100] Suh J.K., Spilker R. L., Mow V. C., Finite Element Analysis of the Indentation Problem for Articular Cartilage using a Finite Deformation Biphasic Model, *Winter Annual Meeting of the American Society of Mechanical Engineers*, NY,USA, 215-218, 1990.
- [101] Suh J. K., Spilker R., Holmes M., A Penalty Finite Element Analysis for Nonlinear Mechanics of Biphasic Hydrated Soft Tissue under Large

- Deformation, *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 1991, **32**(7), 1411-1439.
- [102] Simon B. R., Multiphase Poroelastic Finite Element Models for Soft Tissue Structures, *ASME. Appl. Mech. Rev.*, 1992, **45**(6), 191-218.
- [103] Simon B., Liabe J., Pflaster D., Yuan Y., Krag M., A Poroelastic Finite Element Formulation Including Transport and Swelling in Soft Tissue Structures, *Journal Biomech Eng.*, 1996, **118**(1), 1-9.
- [104] Van der Voet A. F., Finite Element Modelling of Load Transfer Through Articular Cartilage, Ph.D. dissertation, Universty of Calgary, Calgary, Canada, 1994.
- [105] Schanz M. Diebels S., A Comparative Study of Biot's Theory and the Linear Theory of Porous Media for Wave Propagation Problems, *Acta Mechanica*, 2003, **161**(3-4), 213-235.
- [106] Buschmann M. D., Soulhat J., Shirazi-Adl A., Jurvelin, J. S., Hunziker E. B., Confined Compression of Articular Cartilage: Linearity in Ramp and Sinusoidal Tests and the Importance of Interdigitation and Incomplete Confinement, *Journal of Biomechanics*, 1997, **31**(2), 171-178.
- [107] Spilker R. L., Suh J.K., Mow V. C., Effects of Friction on the Unconfined Compressive Response of Articular Cartilage: a Finite Element Analysis, *ASME. Journal Biomech Eng.*, 1990, **112**(2), 138-146.
- [108] Goldsmith A., Hayes A., Clift S. E., Application of Finite Elements to the Stress Analysis of Articular Cartilage, *Medical Engineering Physics*, 1996, **18**(2), 89-98.
- [109] Brown T. D. Singerman R. J., Experimental Determination of the Linear Biphasic Constitutive Coefficients of Human Fetal Proximal Femoral Chondroepiphysis, *Journal of Biomechanics*, 1986, **19**(8), 597-605.
- [110] Miller K., Modelling Soft Tissue using Biphasic Theory—A Word of Caution, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1998, **1**(3), 261-263.
- [111] Li, L. Soulhat J., Buschmann M., Shirazi-Adl A., Nonlinear Analysis of Cartilage in Unconfined Ramp Compression using a Fibril Reinforced Poroelastic Model, *Clinical Biomechanics*, 1999, **14**(9), 673-682.
- [112] Soulhat J., Buschmann M., Shirazi-Adl A., A fibril-Network-Reinforced Biphasic Model of Cartilage in Unconfined Compression, *Journal Biomech Eng.*, 1999, **121**(3), 340-347.
- [113] Li L. Herzog W., Strain-rate Dependence of Cartilage Stiffness in Unconfined Compression: the Role of Fibril Reinforcement Versus Tissue Volume Change in Fluid Pressurization, *Journal of Biomechanics*, 2004, **37**(3), 375-382.

- [114] Wilson W., Van Donkelaar C., Van Rietbergen B., Ito K., Huiskes R., Stresses in the Local Collagen Network of Articular Cartilage: a Poroviscoelastic Fibril-reinforced Finite Element Study, *Journal of Biomechanics*, 2004, **37**(3), 357-366.
- [115] Li L. P., Buschmann, M. D., Shirazi-Adl A., The role of Fibril Reinforcement in the Mechanical Behavior of Cartilage, *Biorheology*, 2002, **39**(1, 2), 89-96.
- [116] Li L., Buschmann M., Shirazi-Adl A., The Asymmetry of Transient Response in Compression Versus Release for Cartilage in Unconfined Compression, *J. Biomech. Eng.*, 2001, **123**(5), 519-522.
- [117] Li L., Buschmann M., Shirazi-Adl A., A Fibril Reinforced Nonhomogeneous Poroelastic Model for Articular Cartilage: Inhomogeneous Response in Unconfined Compression, *Journal of Biomechanics*, 2000, **33**(12), 1533-1541.
- [118] Li, L. Shirazi-Adl A., Buschmann M., Alterations in Mechanical Behaviour of Articular Cartilage due to Changes in Depth Varying Material Properties-- a Nonhomogeneous Poroelastic Model Study, *Computer Methods in Biomechanics Biomedical Engineering*, 2002, **5**(1), 45-52.
- [119] Li L. Herzog W., Electromechanical Response of Articular Cartilage in Indentation—Considerations on the Determination of Cartilage Properties during Arthroscopy, *Computer Methods in Biomechanics Biomedical Engineering*, 2005, **8**(2), 83-91.
- [120] Fung Y. C., *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*, 2nd ed., Springer Science & Business Media, NY, USA, 2013.
- [121] Ateshian G. A., Chahine N. O., Basalo I. M., Hung C. T., The Correspondence between Equilibrium Biphasic and Triphasic Material Properties in Mixture Models of Articular Cartilage, *Journal of Biomechanics*, 2004, **37**(3), 391-400.
- [122] Gu, W. Lai, W. Mow V., A Mixture Theory for Charged-Hydrated Soft Tissues Containing Multi-electrolytes: Passive Transport and Swelling Behaviors, *J Biomech Eng.*, 1998, **120**(2), 169-180.
- [123] Peña E., Calvo B., Martinez M., Palanca D., Doblare M., Finite Element Analysis of The Effect of Meniscal Tears and Meniscectomies on Human Knee Biomechanics, *Journal Clinical Biomechanics*, 2005, **20**(5), 498-507.
- [124] Guess T. M., Thiagarajan G., Kia M., Mishra M., A Subject Specific Multibody Model of The Knee with Menisci, *Medical Engineering & Physics*, 2010, **32**(5), 505-515.
- [125] Meakin J. R., Shrive N. G., Frank C. B., Hart D. A., Finite Element Analysis of the Meniscus: The Influence of Geometry and Material properties on Its Behaviour, *The Knee*, 2003, **10**(1), 33-41.

- [126] Spilker R. L., Donzelli P. S., Mow V. C., A Transversely Isotropic Biphasic Finite Element Model of the Meniscus, *Journal of Biomechanics*, 1992, **25**(9), 1027-1045.
- [127] Holmes M., Lai W., Mow V., Singular Perturbation Analysis of the Nonlinear, Flow-dependent Compressive Stress Relaxation Behavior of Articular Cartilage, *J. Biomech Eng.*, 1985, **107**(3), 206-218.
- [128] Holmes M., Finite Deformation of Soft Tissue: Analysis of a Mixture Model in Uni-axial Compression, *ASME. J. Biomech Eng.*, 1986, **108**(4), 372-381.
- [129] Bendjaballah M. Z., Shirazi-Adl A., Zukor D. J., Biomechanics of the human knee joint in compression: reconstruction, mesh generation and finite element analysis, *The Knee*, 1995, **2**(2), 69-79.
- [130] Favnesi J., Shaffer J., Mow V., Biphasic Mechanical Properties of Knee Meniscus, *Trans Orthop Res Soc*, 1983, **8**, 57.
- [131] Bendjaballah M., Shirazi-Adl A., Zukor D., Finite Element Analysis of Human Knee Joint in Varus-valgus, *Clinical Biomechanics*, 1997, **12**(3), 139-148.
- [132] Beillas P., Papaioannou G., Tashman S., Yang K., A New Method to Investigate In vivo Knee Behavior using a Finite Element Model of the Lower Limb, *Journal of Biomechanics*, 2004, **37**(7), 1019-1030.
- [133] Wismans J., Veldpaus F., Janssen J., Huson A., Struben P., A Three-dimensional Mathematical Model of the Knee-joint, *Journal of biomechanics*, 1980, **13**(8), 677-685.
- [134] Ahmed A., Burke D., Duncan N., Chan K., Ligament Tension Pattern in the Flexed Knee in Combined Passive Anterior Translation and Axial Rotation, *Journal of Orthopaedic Research*, 1992, **10**(6), 854-867.
- [135] Blankevoort L. Huiskes R., Ligament-bone Interaction in a Three-Dimensional Model of the Knee, *J Biomech Eng.*, 1991, **113**(3), 263-269.
- [136] Butler D. L., Kay M. D., Stouffer D. C., Comparison of Material Properties in Fascicle-bone units from Human Patellar Tendon and Knee Ligaments, *Journal of Biomechanics*, 1986, **19**(6), 425-432.
- [137] Mesfar W. Shirazi-Adl A., Biomechanics of Changes in ACL and PCL Material Properties or Prestrains in Flexion under Muscle Force-implications in Ligament Reconstruction, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2006, **9**(4), 201-209.
- [138] Li G., Gil, J., Kanamori A., Woo S.Y., A Validated Three-dimensional Computational Model of a Human Knee joint, *J. Biomech Eng.*, 1999, **121**(6), 657-662.

- [139] Matyas J., Anton M., Shrive N., Frank C., Stress Governs Tissue Phenotype at the Femoral Insertion of the Rabbit MCL, *Journal of Biomechanics*, 1995, **28**(2), 147-157.
- [140] Hirokawa S., Tsuruno R., Hyper-elastic Model Analysis of Anterior Cruciate Ligament, *Medical Engineering Physics*, 1997, **19**(7), 637-651.
- [141] Galbusera F., Freutel M., Dürselen L., D'Aiuto, M., Croce D., Villa T., Sansone V., Innocenti B., Material Models and Properties in the Finite Element Analysis of Knee Ligaments: a Literature Review, *Frontiers in Bioengineering Biotechnology*, 2014, **2**, 54.
- [142] Suggs J., Wang C., Li G., The Effect of Graft Stiffness on Knee Joint Biomechanics after ACL Reconstruction—a 3D Computational Simulation, *Clinical Biomechanics*, 2003, **18**(1), 35-43.
- [143] Peña E., Calvo B., Martinez M. A., Doblaré M., A Three-dimensional Finite Element Analysis of the Combined Behavior of Ligaments and Menisci in the Healthy Human Knee Joint, *Journal of Biomechanics*, 2006, **39**(9), 1686-1701.
- [144] Öhman C., Espino D., Heinmann T., Baleani M., Delingette H., Viceconti M., Subject-specific Knee Joint Model: Design of an Experiment to Validate a Multi-body Finite Element Model, *The Visual Computer*, 2011, **27**(2), 153-159.
- [145] Mootanah R., Imhauser C. W., Reisse F., Carpanen D., Walker R. W., Koff M. F., Lenhoff M. W., Rozbruch S. R., Fragomen A. T., Dewan Z., Development and Validation of a Computational Model of the Knee Joint for the Evaluation of Surgical Treatments for Osteoarthritis, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2014, **17**(13), 1502-1517.
- [146] Weiss J. A., Gardiner J. C., Ellis B. J., Lujan T. J., Phatak N. S., Three-dimensional Finite Element Modeling of Ligaments: Technical Aspects, *Medical Engineering Physics*, 2005, **27**(10), 845-861.
- [147] Weiss J. A., Maker B. N., Govindjee S., Finite Element Implementation of Incompressible, Transversely Isotropic Hyperelasticity, *Computer Methods in Applied Mechanics Engineering*, 1996, **135**(1-2), 107-128.
- [148] Butler D., Sheh M., Stouffer D., Samaranayake V., Levy M. S., Surface Strain Variation in Human Patellar Tendon and Knee Cruciate Ligaments, *J. Biomech Eng.*, 1990, **112**(1), 38-45.
- [149] Hefzy M. S., Grood E. S., Review of Knee models, *Appl. Mech. Rev.*, 1988, **41**(1), 1-13.
- [150] Hefzy M. S. Cooke, T. D. V., Review of Knee Models: 1996 update, *Appl. Mech. Rev.*, 1996, **49**(10S), 187-S193.

- [151] Kazemi M., Dabiri Y., Li L. P., Recent Advances in Computational Mechanics of the Human Knee Joint, *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2013, **2013**(Special Issue), 27.
- [152] Kwon O. R., Kang K. T., Son J., Kwon S. K., Jo S. B., Suh D. S., Choi Y. J., Kim H. J., Koh Y. G., Biomechanical Comparison of Fixed-and Mobile-Bearing for Unicompartmental Knee Arthroplasty using Finite Element Analysis, *Journal of Orthopaedic Research*, 2014, **32**(2), 338-345.
- [153] Özkan A., Atmaca H., Mutlu İ., Celik T., Uğur L., and Kişioğlu Y., Stress Distribution Comparisons of Foot Bones in Patient with Tibia Vara: A Finite Element Study, *Acta of bioengineering and biomechanics/Wroclaw University of Technology*, 2013, **15**(4), 67.
- [154] Carpanen D., Hillstrom H., Walker R., Reisse F., Cheah K., Mootanah R., Partial meniscectomy: How Much can be Removed before a Meniscus Reconstruction is Required?, *Orthopaedic Proceedings, The British Editorial Society of Bone & Joint Surgery*, 2018, **98**(SUPP_9), 54-54.
- [155] Peña E., Calvo B., Martinez M., Palanca D., Doblare M., Influence of the Tunnel Angle in ACL Reconstructions on the Biomechanics of the Knee Joint, *Clinical Biomechanics*, 2006, **21**(5), 508-516.
- [156] Dabiri Y., Li L. P., Altered Knee Joint Mechanics in Simple Compression Associated with Early Cartilage Degeneration, *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2013, **2013**(Special Issue), 11.
- [157] Poehling G. G., Ruch D. S., Chabon S. J., The Landscape of Meniscal Injuries, *Clinics in Sports Medicine*, 1990, **9**(3), 539-549.
- [158] Tichon, D., Peterson, D., Effect of Rear end Low-speed Collisions on the Meniscus, *IEEE 37th Annual Northeast Bioengineering Conference (NEBEC)*, IEEE, Troy, NY, USA, 1-2, 1-3 April 2011.
- [159] Bao H., Zhu D., Gong H., Gu G., The Effect of Complete Radial Lateral Meniscus Posterior Root Tear on the Knee Contact Mechanics: a Finite Element Analysis, *Journal of Orthopaedic Science*, 2013, **18**(2), 256-263.
- [160] Wang T., Hao Z., Wan C., The Effect of Anterior Cruciate Ligament Injury on the Biomechanical Behavior of Human Knee Joint, *2nd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics, IEEE*, Tianjin, China, 1-5, 17-19 Oct. 2009.
- [161] Homyk A., Orsi A., Wibby S., Yang N., Nayeb-Hashemi H., Canavan P. K., Failure Locus of the Anterior Cruciate Ligament: 3D Finite Element Analysis, *Computer Methods in Biomechanics Biomedical Engineering*, 2012, **15**(8), 865-874.
- [162] Besier T. F., Lloyd D. G., Cochrane J. L., Ackland T. R., External loading of the knee joint during running and cutting maneuvers, *Medicine Science in Sports Exercise*, 2001, **33**(7), 1168-1175.

- [163] Papaioannou G., Demetropoulos C. K., King Y. H., Predicting the Effects of Knee Focal Articular Surface Injury with a Patient-specific Finite Element Model, *The Knee*, 2010, **17**(1), 61-68.
- [164] Dong Y.F., Hu G. H., Zhang L. L., Hu Y., Dong Y.H., Xu Q.R., Accurate 3D Reconstruction of Subject-specific Knee Finite Element Model to Simulate the Articular Cartilage Defects, *Journal of Shanghai Jiaotong University*, 2011, **16**(5), 620.
- [165] Cohen Z. A., Henry J. H., McCarthy D. M., Van Mow C., Ateshian G. A., Computer Simulations of Patellofemoral Joint Surgery: Patient-specific Models for Tuberosity Transfer, *The American Journal of Sports Medicine*, 2003, **31**(1), 87-98.
- [166] Gardiner J. C. Weiss J. A., Subject-specific Finite Element Analysis of the Human Medial Collateral Ligament during Valgus Knee Loading, *Journal of Orthopaedic Research*, 2003, **21**(6), 1098-1106.
- [167] Song Y., Debski R. E., Musahl V., Thomas M., Woo S. L. Y., A Three-dimensional Finite Element Model of the Human Anterior Cruciate Ligament: a Computational Analysis with Experimental Validation, *Journal of Biomechanics*, 2004, **37**(3), 383-390.
- [168] Kiapour A., Kiapour A. M., Kaul V., Quatman C. E., Wordeman S. C., Hewett T. E., Demetropoulos C. K., Goel V. K., Finite Element Model of the Knee for Investigation of Injury Mechanisms: Development and Validation, *Journal of Biomechanical Engineering*, 2014, **136**(1), 011002-011018.
- [169] Binette, J., Garon, M., Savard, P., McKee, M., and Buschmann, M., Tetrapolar Measurement of Electrical Conductivity and Thickness of Articular Cartilage, *J. Biomech. Eng.*, 2004, 126(4), 475-484.
- [170] Buschmann M. Grodzinsky A., A molecular Model of Proteoglycan-Associated Electrostatic Forces in Cartilage Mechanics, *J. Biomech Eng.*, 1995, **117**(2), 179-192.
- [171] Quenneville E., Binette J. S., Garon M., Légaré A., Meunier M., Buschmann M. D., Fabrication and Characterization of Nonplanar Microelectrode Array Circuits for use in Arthroscopic Diagnosis of Cartilage Diseases, *IEEE transactions on Biomedical Engineering*, 2004, **51**(12), 2164-2173.
- [172] Tarniță D., Catana M., Tarnita D. N., Modeling and Finite element Analysis of the Human Knee Joint Affected by Osteoarthritis, *Key Engineering Materials*, *Trans Tech Publ*, 2014, **601**, 147-150.
- [173] Wilson W., Van Rietbergen B., Van Donkelaar C. C., Huiskes R., Pathways of Load-induced Cartilage Damage Causing Cartilage Degeneration in the Knee after Meniscectomy, *Journal of Biomechanics*, 2003, **36**(6), 845-851.

- [174] Toprak Y., İnsan Bacağının Sonlu Elemanlar Modelinin Oluşturulması, Yüksek Lisans Tezi, Gebze İleri Teknoloji Enstitüsü, Tasarım ve İmalat Mühendisliği, 2008, 179239.
- [175] Ozkan A., Atik F., Özder U., Püsür M., Material Comparisons of Mandibular Square Sype Plate Fixators, *Journal of Engineering Research Applied Science*, 2013, **2**(2), 154-160.
- [176] Gülçimen B., Özcan R., Sedat Ü., İnsan Ayağı Biyomekaniğinin Sonlu Elemanlar Yöntemiyle İncelenmesi, *Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi*, 2011, **8**(4), 1-10.
- [177] Kaptein B. L., Shelburne K. B., Torry M. R., and Giphart J. E., A Comparison of Calibration Methods for Stereo Fluoroscopic Imaging Systems, *Journal of Biomechanics*, 2011, **44**(13), 2511-2515.
- [178] Mononen M. E., Jurvelin J. S., Korhonen R. K., Implementation of a Gait Cycle Loading into Healthy and Meniscectomised Knee Joint Models with Fibril-reinforced Articular Cartilage, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2015, **18**(2), 141-152.
- [179] Chand R., Haug E., Rim K., Stresses in the Human Knee Joint, *Journal of Biomechanics*, 1976, **9**(6), 417-IN5.
- [180] Brown T. D., Shaw D. T., In vitro Contact Stress Distribution on the Femoral Condyles, *Journal of Orthopaedic Research*, 1984, **2**(2), 190-199.
- [181] Huber-Betzer H., Brown T. D., Mattheck C., Some Effects of Global Joint Morphology on Local Stress Aberrations Near Imprecisely Reduced Intra-articular Fractures, *Journal of Biomechanics*, 1990, **23**(8), 811-822.
- [182] Bendjaballah M., Shirazi-Adl A., Zukor D., Biomechanical Response of the Passive Human Knee Joint under Anterior-posterior Forces, *Clinical Biomechanics*, 1998, **13**(8), 625-633.
- [183] Jilani A., Shirazi-Adl A., Bendjaballah M., Biomechanics of human Tibio-femoral joint in Axial Rotation, *The Knee*, 1997, **4**(4), 203-213.
- [184] Perie D., Hobatho, M., In vivo Determination of Contact Areas and Pressure of the Femorotibial Joint using Non-linear Finite Element Analysis, *Clinical Biomechanics*, 1998, **13**(6), 394-402.
- [185] Moglo K. Shirazi-Adl A., Cruciate Coupling and Screw-home Mechanism in Passive Knee Joint during Extension-Flexion, *Journal of Biomechanics*, 2005, **38**(5), 1075-1083.
- [186] Mesfar W. Shirazi-Adl A., Biomechanics of the Knee Joint in Flexion under Various Quadriceps Forces, *The Knee*, 2005, **12**(6), 424-434.

- [187] Shirazi R., Shirazi-Adl A., Hurtig M., Role of Cartilage Collagen Fibrils Networks in Knee Joint Biomechanics under Compression, *Journal of Biomechanics*, 2008, **41**(16), 3340-3348.
- [188] Dhaher Y. Y., Kwon T.-H., Barry M., The Effect of Connective Tissue Material Uncertainties on Knee Joint Mechanics under Isolated Loading Conditions, *Journal of Biomechanics*, 2010, **43**(16), 3118-3125.
- [189] Halloran J., Sibole S., Van Donkelaar C., Van Turnhout M., Oomens C., Weiss J. A., Guilak F., Erdemir A., Multiscale Mechanics of Articular Cartilage: Potentials and Challenges of Coupling Musculoskeletal, Joint, and Microscale Computational Models, *Annals of Biomedical Engineering*, 2012, **40**(11), 2456-2474.
- [190] Sibole S. C. Erdemir A., Chondrocyte Deformations as a Function of Tibiofemoral Joint Loading Predicted by a Generalized High-throughput Pipeline of Multi-scale Simulations, *PLoS One*, 2012, **7**(5), e37538.
- [191] Adeeb S. M., Sayed Ahmed E. Y., Matyas J., Hart D. A., Frank C. B., Shrive, N. G., Engineering B., Congruency Effects on Load Bearing in Diarthrodial Joints, *J. Computer Methods in Biomechanics Biomedical Engineering Online*, 2004, **7**(3), 147-157.
- [192] Ateshian G. A., Maas S., Weiss J. A., Finite Element Algorithm for Frictionless Contact of Porous Permeable Media under Finite Deformation and Sliding, *Journal of Biomechanical Engineering*, 2010, **132**(6), 061006.
- [193] Mononen M., Julkunen P., Töyräs J., Jurvelin J., Kiviranta I., Korhonen R., Alterations in Structure and Properties of Collagen Network of Osteoarthritic and Repaired Cartilage Modify Knee joint Stresses, *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 2011, **10**(3), 357-369.
- [194] Lyyra T., Jurvelin J., Pitkänen P., Väättäinen U., Kiviranta I., Indentation Instrument for the Measurement of Cartilage Stiffness under Arthroscopic Control, *J. Medical Engineering Physics*, 1995, **17**(5), 395-399.
- [195] Kiviranta P., Lammentausta E., Töyräs J., Kiviranta I., Jurvelin J., Indentation Diagnostics of Cartilage Degeneration, *Osteoarthritis Cartilage*, 2008, **16**(7), 796-804.
- [196] Adouni M. Shirazi-Adl A., Partitioning of Knee Joint Internal Forces in Gait is Dictated by the Knee Adduction Angle and not by the Knee Adduction Moment, *Journal of Biomechanics*, 2014, **47**(7), 1696-1703.
- [197] Chang A. H., Chmiel J. S., Moisio K. C., Almagor O., Zhang, Y., Cahue, S., Sharma L., Varus Thrust and Knee Frontal Plane Dynamic Motion in Persons with Knee Osteoarthritis, *J. Osteoarthritis Cartilage*, 2013, **21**(11), 1668-1673.

- [198] Bytyqi D., Shabani B., Lustig S., Cheze L., Gjurgjeala N. K., Neyret P., Gait Knee Kinematic Alterations in Medial Osteoarthritis: Three Dimensional Assessment, *International Orthopaedics*, 2014, **38**(6), 1191-1198.
- [199] Prévaille A. M., Lavigne P., Buschmann M., Hardin J., Han Q., Djerroud L., Savard P., Electroarthrography: A Novel Method to Assess Articular Cartilage and Diagnose Osteoarthritis by Non-invasive Measurement of Load-induced Electrical potentials at the Surface of the Knee, *Osteoarthritis Cartilage*, 2013, **21**(11), 1731-1737.
- [200] Kwack K. S., Min B. H., Cho J. H., Kim J. M., Yoon S. H., Kim S. Y., T2 Relaxation Time Mapping of Proximal Tibiofibular Cartilage by 3-Tesla Magnetic Resonance Imaging, *Acta Radiologica*, 2009, **50**(9), 1049-1056.
- [201] Rodriguez M. L., Li L., Compression-rate-dependent Nonlinear Mechanics of Normal and Impaired Porcine Knee Joints, *BMC Musculoskeletal Disorders*, 2017, **18**(1), 447.
- [202] Fairbank T. J., Knee Joint Changes after Meniscectomy, *Journal of Bone and Joint Surgery*, 1948, British volume, **30**(4), 664-670.
- [203] Cox J. S., Nye C. E., Schaefer W. W., Woodstein I. J., The Degenerative Effects of Partial and Total Resection of the Medial Meniscus in Dogs' Knees, *Clinical Orthopaedics Related Research*, 1975, (109), 178-183.
- [204] Fukubayashi T., Kurosawa, H., The Contact Area and Pressure Distribution Pattern of the Knee: A Study of Normal and Osteoarthrotic Knee Joints, *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 1980, **51**(1-6), 871-879.
- [205] Baratz M. E., Fu F. H., Mengato R., Meniscal tears: the Effect of Meniscectomy and of Repair on Intraarticular Contact Areas and Stress in the Human Knee: A Preliminary Report, *The American Journal of Sports Medicine*, 1986, **14**(4), 270-275.
- [206] Andriacchi T. P., Dynamics of Knee Malalignment, *The Orthopedic Clinics of North America*, 1994, **25**(3), 395-403.
- [207] Alexander E., Dyrby C., Andriacchi T., Kinematic Patterns and Knee Cartilage Thickness, *Journal of Biomedical Materials Research*, 2003, **28**, 1266.
- [208] Günther M., Blickhan, R., Joint Stiffness of the Ankle and The knee in Running, *Journal of Biomechanics*, 2002, **35**(11), 1459-1474.
- [209] Gao B., Zheng, N. N., Alterations in Three-dimensional Joint kinematics of Anterior Cruciate Ligament-Deficient and-Reconstructed Knees during Walking, *Clinical Biomechanics*, 2010, **25**(3), 222-229.
- [210] Trepczynski A., Kutzner I., Kornaropoulos E., Taylor W. R., Duda G. N., Bergmann G., Heller M. O., Patellofemoral Joint Contact Forces during

- Activities with high knee flexion, *Journal of Orthopaedic Research*, 2012, **30**(3), 408-415.
- [211] Cappozzo A., Catani F., Leardini A., Benedetti M., Della Croce U., Position and Orientation in Space of Bones during Movement: Experimental Artefacts, *Clinical Biomechanics*, 1996, **11**(2), 90-100.
- [212] Ryu T., Shin, M., Soft Tissue Artifact Compensation in Lower Extremities using Displacement Relationship between Anatomical Landmarks and Skin Markers, *Journal of Foot and Ankle Research*, Springer, **7**(S1), A71, 2014.
- [213] Fuller J., Liu L. J., Murphy M., Mann R., A Comparison of Lower-Extremity Skeletal Kinematics Measured using Skin-and Pin-Mounted Markers, *Human Movement Science*, 1997, **16**(2-3), 219-242.
- [214] Benoit D. L., Ramsey D. K., Lamontagne M., Xu L., Wretenberg P., Renström P., Effect of Skin Movement Artifact on Knee Kinematics During Gait and Cutting Motions Measured In vivo, *J. Gait Posture*, 2006, **24**(2), 152-164.
- [215] Anderson A. E., Ellis B. J., Weiss J. A., Verification, Validation and Sensitivity Studies in Computational Biomechanics, *Computer Methods in Biomechanics Biomedical Engineering*, 2007, **10**(3), 171-184.
- [216] Babuska I., Oden J. T., Verification and Validation in Computational Engineering and Science: Basic Concepts, *Computer Methods in Applied Mechanics Engineering*, 2004, **193**(36), 4057-4066.
- [217] Fregly B. J., Besier T. F., Lloyd D. G., Delp S. L., Banks S. A., Pandy M. G., D'lima D. D., Grand Challenge Competition to Predict In vivo Knee Loads, *Journal of Orthopaedic Research*, 2012, **30**(4), 503-513.
- [218] Below S., Arnoczky S. P., Dodds J., Kooima C., Walter N., The Split-Line Pattern of The Distal Femur: A Consideration in the Orientation of Autologous Cartilage Grafts, *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 2002, **18**(6), 613-617.
- [219] Fung Y. C. B., Stress-strain-history Relations of Soft Tissues in Simple Elongation, *Biomechanics Its Foundations Objectives*, 1972, 181-208.
- [220] Sarver J. J., Robinson P. S., Elliott D. M., Methods for Quasi-linear Viscoelastic Modeling of Soft Tissue: Application to Incremental Stress-Relaxation Experiments, *Journal of Biomechanical engineering*, 2003, **125**(5), 754-758.
- [221] Toms S. R., Dakin G. J., Lemons J. E., Eberhardt A. W., Quasi-linear Viscoelastic Behavior of the Human Periodontal Ligament, *Journal of Biomechanics*, 2002, **35**(10), 1411-1415.

- [222] Woo S. Y., Gomez, M., Akeson W., The Time and History-dependent Viscoelastic Properties of the Canine Medial Collateral Ligament, *J. Biomech Eng.*, 1981, **103**(4), 293-298.
- [223] Woo S., Mechanical Properties of Tendons and Ligaments. I. Quasi-static and Nonlinear Viscoelastic Properties, *J. Biorheology*, 1982, **19**(3), 385.
- [224] Yoo L., Kim H., Gupta, V., Demer J. L., Quasilinear Viscoelastic Behavior of Bovine Extraocular Muscle Tissue, *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 2009, **50**(8), 3721-3728.
- [225] Heyliger P., Nonlinear Continuum Mechanics for Finite Element Analysis, *Communications in Numerical Methods in Engineering*, 2008, **24**(11), 1567-1568.
- [226] Abaqus V. 6.14, Online Documentation Help, Theory Manual: Dassault Systms, Vélizy-Villacoublay, France, 2016.
- [227] Fisher M. B., Henning E. A., Söegaard N., Esterhai J. L., Mauck R. L., Organized Nanofibrous Scaffolds that Mimic the Macroscopic and Microscopic Architecture of the Knee Meniscus, *Acta Biomaterialia*, 2013, **9**(1), 4496-4504.
- [228] Uzuner S., Zurnacı E., Rodriguez M., Kucuk S., Investigation of the Effect of Mesh Density and Element Type on Behavior of Biphasec Soft Tissues in Finite Element Analysis, *International Conference on Advanced Technologies, Computer Engineering and Science (ICATCES'18)*, Karabuk, 693-697, 11.05.2018 - 13.06.2018.
- [229] Liphardt A. M., Mündermann A., Koo S., Bäcker N., Andriacchi T. P., Zange J., Mester J., Heer M., Vibration Training Intervention to Maintain Cartilage Thickness and Serum Concentrations of Cartilage Oligometric Matrix Protein (COMP) during Immobilization, *Osteoarthritis Cartilage*, 2009, **17**(12), 1598-1603.
- [230] Oungoulian S. R., Chang S., Bortz O., Hehir K. E., Zhu K., Willis C. E., Hung C. T., Ateshian G. A., Articular Cartilage Wear Characterization with a Particle Sizing and Counting Analyzer, *Journal of Biomechanical Engineering*, 2013, **135**(2), 024501 (4 pages).
- [231] Meng Q., Jin Z., Fisher J., Wilcox R., Comparison between FEBio and Abaqus for Biphasec Contact Problems, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: *Journal of Engineering in Medicine*, 2013, **227**(9), 1009-1019.
- [232] Hosoda N., Sakai N., Sawae Y., Murakami T., Finite Element Analysis of Articular Cartilage Model Considering the Configuration and Biphasec Property of the Tissue, *13th International Conference on Biomedical Engineering*, Singapore, 3-6 December 2008.

- [233] Guo H., Spilker R. L., Biphasic Finite Element Modeling of Hydrated Soft Tissue Contact using an Augmented Lagrangian Method, *Journal of Biomechanical engineering*, 2011, **133**(11), 111001 (7 pages).
- [234] Abd Latif M., Hashim N. H., Mahmud J., Jumahat A., Abdul Kadir M., The Effects of Surface Curvature on Cartilage Behaviour in Indentation Test: A finite element study, *Procedia Engineering*, 2013, **68**(2013), 109-115.
- [235] Zhang Q., Gao L., Xiao P., Zhang C., Ye J., Finite Element Analysis on the Mechanical Behavior of Articular Cartilage under Rolling Load, *2014 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation*, Tianjin, China, 936-940, 3-6 August 2014.
- [236] Hashim N. H., Latif M. J. A., Jaafar Y. L., Ramlan R., Mahmud J., Computational and Experimental Study of Articular Cartilage Thickness on Biomechanical Behavior, *International Journal of Applied Engineering Research*, 2017, **12**(16), 5849-5856.
- [237] Doweidar M., Doblaré M., *Finite Element Modeling and Simulation of the Multiphysic Behavior of Articular Cartilage. Numerical Methods and Advanced Simulation in Biomechanics and Biological Processes*, 1st ed., Elsevier Academic Press, USA, 2018.
- [238] Spilker R. L., Suh J. K., Mow V. C., A Finite Element Analysis of the Indentation Stress-Relaxation Response of Linear Biphasic Articular Cartilage, *J Biomech Eng.*, 1992, **114**(2), 191-201.
- [239] Suh J. K., Bai, S., Finite Element Formulation of Biphasic Poroviscoelastic Model for Articular Cartilage, *J Biomech Eng.*, 1998, **120**(2), 195-201.
- [240] DiSilvestro M. R., Zhu Q., Suh, J. K. F., Biphasic Poroviscoelastic Simulation of the Unconfined Compression of Articular Cartilage: II—Effect of Variable Strain Rates, *J. Biomech. Eng.*, 2001, **123**(2), 198-200.
- [241] DiSilvestro M. R. Suh, J. K. F., A Cross-validation of the Biphasic Poroviscoelastic Model of Articular Cartilage in Unconfined Compression, Indentation, and Confined Compression, *Journal of Biomechanics*, 2001, **34**(4), 519-525.
- [242] Liu Y., Glass G., Effects of Mesh Density on Finite Element Analysis, *SAE 2013 World Congress & Exhibition*, United States (Technical Paper), 13/01/2013.
- [243] Wu J., Herzog W., Epstein, M., Evaluation of the Finite Element Software ABAQUS for Biomechanical Modelling of Biphasic Tissues, *Journal of Biomechanics*, 1997, **31**(2), 165-169.
- [244] Dewall R. J., Varghese T., Kliever M. A., Harter, J. M., Hartenbach E. M., Compression-dependent Viscoelastic Behavior of Human Cervix Tissue, *Ultrasonic Imaging*, 2010, **32**(4), 214-228.

- [245] More S. T., Bindu, R., Effect of Mesh Size on Finite Element Analysis of Plate Structure, *Int. J. Eng. Sci. Innovative Technol*, 2015, **4**(3), 181-185.
- [246] Andersen M. S., Benoit D. L., Damsgaard M., Ramsey D. K., Rasmussen J., Do Kinematic Models Reduce the Effects of Soft Tissue Artefacts in Skin Marker-based Motion Analysis? An In vivo Study of Knee Kinematics, *Journal of Biomechanics*, 2010, **43**(2), 268-273.
- [247] Benoit D. L., Damsgaard M., Andersen, M. S., Surface Marker Cluster Translation, Rotation, Scaling and Deformation: Their Contribution to Soft Tissue Artefact and Impact on Knee Joint Kinematics, *Journal of Biomechanics*, 2015, **48**(10), 2124-2129.
- [248] Wen Y., Huang H., Yu Y., Zhang S., Yang J., Ao Y., Xia S., Effect of Tibia Marker Placement on Knee Joint Kinematic Analysis, *Gait & Posture*, 2018, **60**, 99-103.
- [249] Cappello A., Leardini, A., Catani, F., and La Palombara, P., Selection and Validation of Skin Array Technical References based on Optimal Rigid Model Estimation, *Proc III Int Symp on 3-D Analysis of Hum Mov*, **1194**, 15-18.
- [250] Szczerbik E., Kalinowska, M., The Influence of Knee Marker Placement Error on Evaluation of Gait Kinematic Parameters, *Acta Bioeng Biomech Wroc Univ Technol*, 2011, **13**, 43-46.
- [251] Tsai T. Y., Lu T. W., Kuo M. Y., Lin C. C., Effects of Soft Tissue Artifacts on the Calculated Kinematics and Kinetics of the Knee during Stair-ascent, *Journal of Biomechanics*, 2011, **44**(6), 1182-1188.
- [252] Clément J., Dumas R., Hagemester N., De Guise J. A., Soft Tissue Artifact Compensation in Knee Kinematics by Multi-body Optimization: Performance of Subject-Specific Knee Joint Models, *Journal of Biomechanics*, 2015, **48**(14), 3796-3802.
- [253] Perrott M. A., Pizzari T., Cook J., McClelland J. A., Comparison of Lower Limb and Trunk Kinematics between Markerless and Marker-based Motion Capture Systems, *Gait & Posture*, 2017, **52**, 57-61.
- [254] Li J. S., Tsai T. Y., Wang S., Li, P., Kwon Y. M., Freiberg A., Rubash H. E., Li G., Prediction of In vivo Knee Joint Kinematics using a Combined Dual Fluoroscopy Imaging and Statistical Shape Modeling Technique, *Journal of Biomechanical Engineering*, 2014, **136**(12), 124503.
- [255] Peterfy C., Gold G., Eckstein F., Cicuttini F., Dardzinski B., Stevens R., MRI Protocols for Whole-Organ Assessment of The Knee in Osteoarthritis, *Osteoarthritis and Cartilage*, 2006, **14**, 95-111.
- [256] Mosher T., Walker E., Petscavage-Thomas, J., and Guermazi, A., Osteoarthritis Year 2013 in Review: Imaging, *Osteoarthritis and Cartilage*, 2013, **21**(10), 1425-1435.

- [257] Brainerd E. L., Baier D. B., Gatesy S. M., Hedrick T. L., Metzger K. A., Gilbert S. L., Crisco J. J., X-ray Reconstruction of Moving Morphology (XROMM): Precision, Accuracy and Applications in Comparative Biomechanics Research, *Journal of Experimental Zoology Part A: Ecological and Integrative Physiology*, 2010, **313**(5), 262-279.
- [258] Hosseini A., Van de Velde S. K., Kozanek M., Gill T. J., Grodzinsky A. J., Rubash H. E., Li G., In-vivo Time-dependent Articular Cartilage Contact Behavior of the Tibiofemoral Joint, *Osteoarthritis and Cartilage*, 2010, **18**(7), 909-916.
- [259] Lichti D. D., Sharma G. B., Kuntze G., Mund B., Beveridge J. E., Ronsky J. L., Rigorous Geometric Self-calibrating Bundle Adjustment for a Dual Fluoroscopic Imaging system, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2015, **34**(2), 589-598.
- [260] Grood E. S., Suntay W. J., A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-dimensional Motions: Application to the Knee, *Journal of Biomechanical Engineering*, 1983, **105**(2), 136-144.
- [261] Iranpour F., Merican A. M., Dandachli W., Amis A. A., Cobb, J. P., The Geometry of the Trochlear Groove, *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 2010, **468**(3), 782-788.
- [262] Matsuda S., Demura S., Uchiyama M., Centre of Pressure Sway Characteristics during Static One-legged Stance of Athletes from Different Sports, *Journal of Sports Sciences*, 2008, **26**(7), 775-779.
- [263] Dreischarf M., Zander T., Shirazi-Adl A., Puttlitz C., Adam C., Chen C., Goel V., Kiapour A., Kim, Y., Labus K., Comparison of Eight Published Static Finite Element Models of the Intact Lumbar Spine: Predictive Power of Models Improves when Combined Together, *Journal of Biomechanics*, 2014, **47**(8), 1757-1766.
- [264] Kiapour A. M., Kaul V., Kiapour A., Quatman C. E., Wordeman S. C., Hewett T. E., Demetropoulos C. K., Goel V. K., The Effect of Ligament Modeling Technique on Knee Joint Kinematics: A Finite Element Study, *Applied Mathematics*, 2014, **4**(5A), 91.
- [265] Pugh L., Mascarenhas R., Arneja S., Chin P. Y., Leith J. M., Current Concepts in Instrumented Knee-laxity Testing, *The American Journal of Sports Medicine*, 2009, **37**(1), 199-210.
- [266] Jacobsen K., Stress Radiographical Measurement of The Anteroposterior, Medial and Lateral Stability of the Knee Joint, *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 1976, **47**(3), 335-344.
- [267] Wang L., Lin L., Feng Y., Fernandes T. L., Asnis P., Hosseini A., Li G., Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Cartilage Contact Forces—A 3D Computational Simulation, *J. Clinical Biomechanics*, 2015, **30**(10), 1175-1180.

- [268] Quatman C. E., Kiapour A., Myer G. D., Ford K. R., Demetropoulos C. K., Goel V. K., Hewett T. E., Cartilage Pressure Distributions Provide a Footprint to Define Female Anterior Cruciate Ligament Injury Mechanisms, *The American Journal of Sports Medicine*, 2011, **39**(8), 1706-1714.
- [269] Lenhart R. L., Kaiser J., Smith C. R. Thelen D. G., Prediction and Validation of Load-dependent Behavior of the Tibiofemoral and Patellofemoral Joints during Movement, *Annals of Biomedical Engineering*, 2015, **43**(11), 2675-2685.
- [270] Indelicato P. A., Hermansdorfer J., Huegel M., Nonoperative Management of Complete Tears of the Medial Collateral Ligament of the Knee in Intercollegiate Football Players, *Clinical Orthopaedics Related Research*, 1990, (256), 174-177.
- [271] Carey R. E., Zheng L., Aiyangar A. K., Harner C. D., Zhang X., Subject-specific Finite Element Modeling of the Tibiofemoral Joint based on CT, Magnetic Resonance Imaging and Dynamic Stereo-radiography data In vivo, *Journal of Biomechanical Engineering*, 2014, **136**(4), 0410041–0410048.
- [272] Kang K. T., Kim S. H., Son, J., Lee Y. H., Chun H. J., In vivo Evaluation of the Subject-specific Finite Element Model for Knee Joint Cartilage Contact Area, *International Journal of Precision Engineering Manufacturing*, 2015, **16**(6), 1171-1177.
- [273] Yang Z., Wickwire A. C., Debski R. E., Development of a Subject-Specific Model to Predict the Forces in the Knee Ligaments at High Flexion Angles, *Medical Biological Engineering Computing*, 2010, **48**(11), 1077-1085.
- [274] Yao J., Salo A. D., Lee J., Lerner A. L., Sensitivity of Tibio-menisco-femoral Joint Contact Behavior to Variations in Knee Kinematics, *Journal of Biomechanics*, 2008, **41**(2), 390-398.
- [275] Beillas P., Lee S., Tashman S., Yang K., Sensitivity of the Tibio-femoral Response to Finite Element Modeling Parameters, *Computer Methods in Biomechanics Biomedical Engineering*, 2007, **10**(3), 209-221.
- [276] Uzuner S., Li L., Kucuk S., Memisoglu K., Changes in Knee Joint Mechanics after Medial Meniscectomy Determined with a Poromechanical Model, *Journal of Biomechanical Engineering*, DOI: 10.1115/1.4047343.
- [277] Persson F., Turkiewicz A., Bergkvist D., Neuman P., Englund M., The Risk of Symptomatic Knee Osteoarthritis after Arthroscopic Meniscus Repair vs Partial Meniscectomy vs the General Population, *Osteoarthritis and Cartilage*, 2018, **26**(2), 195-201.
- [278] Eijgenraam S. M., Reijman M., Bierma-Zeinstra S. M. A., Van Yperen, D. T., and Meuffels, D. E., Can We Predict the Clinical Outcome of Arthroscopic Partial Meniscectomy? A systematic review, *British Journal of Sports Medicine*, 2018, **52**(8), 514-521.

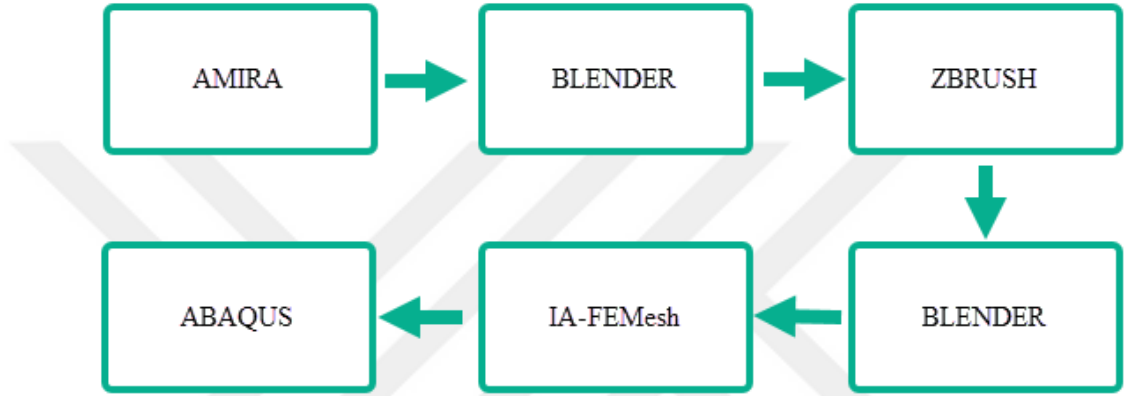
- [279] Peña E., Calvo B., Martínez M. A., Doblaré M., Computer Simulation of Damage on Distal Femoral Articular Cartilage after Meniscectomies, *Computers in Biology and Medicine*, 2008, **38**(1), 69-81.
- [280] Bae J. Y., Park K. S., Seon J. K., Kwak D. S., Jeon I., Song E. K., Biomechanical Analysis of the Effects of Medial Meniscectomy on Degenerative Osteoarthritis, *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2012, **50**(1), 53-60.
- [281] Xu, C., Zhao, J., A Meta-analysis Comparing Meniscal Repair with Meniscectomy in The Treatment of Meniscal Tears: The more Meniscus, the better Outcome?, *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 2015, **23**(1), 164-170.
- [282] Feeley B. T., Lau, B. C., Biomechanics and Clinical Outcomes of Partial Meniscectomy, *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 2018, **26**(24), 853-863.
- [283] Majewski M., Susanne H., Klaus S., Epidemiology of Athletic Knee Injuries: A 10-year study, *The Knee*, 2006, **13**(3), 184-188.
- [284] Kutzner I., Heinlein B., Graichen F., Bender A., Rohlmann A., Halder A., Beier A., Bergmann G., Loading of the Knee Joint during Activities of Daily Living Measured In vivo in Five Subjects, *Journal of Biomechanics*, 2010, **43**(11), 2164-2173.
- [285] Tanska P., Mononen M. E., Korhonen R. K., A Multi-scale Finite Element Model for Investigation of Chondrocyte Mechanics in Normal and Medial Meniscectomy Human Knee Joint during Walking, *Journal of Biomechanics*, 2015, **48**(8), 1397-1406.
- [286] Englund M., Roos E. M., Roos H., Lohmander L. S., Patient-relevant Outcomes Fourteen Years after Meniscectomy: Influence of Type of Meniscal Tear and Size of Resection, *Rheumatology*, 2001, **40**(6), 631-639.
- [287] Sun D., Neumann J., Joseph G. B., Foreman S., Nevitt M. C., McCulloch C. E., Li X., Link T. M., Introduction of an MR-based Semi-quantitative Score for Assessing Partial Meniscectomy and Relation to Knee joint Degenerative Disease: Data from the Osteoarthritis Initiative, *European Radiology*, 2019, **29**(6), 3262-3272.
- [288] Englund M., Roemer F. W., Hayashi D., Crema M. D., Guermazi A., Meniscus Pathology, Osteoarthritis and the Treatment Controversy, *Nature Reviews Rheumatology*, 2012, **8**(7), 412.
- [289] Woo S. L. Y., Akeson W. H., Jemmott G. F., Measurements of Nonhomogeneous, Directional Mechanical Properties of Articular Cartilage in Tension, *Journal of Biomechanics*, 1976, **9**(12), 785-791.
- [290] Tissakht M., Ahmed, A., Tensile Stress-strain Characteristics of the Human Meniscal Material, *Journal of Biomechanics*, 1995, **28**(4), 411-422.

- [291] Pena E., Calvo B., Martinez M., Doblare M., A Three-dimensional Finite Element Analysis of the Combined Behavior of Ligaments and Menisci in the Healthy Human Knee Joint, *Journal of Biomechanics*, 2006, **39**(9), 1686-1701.
- [292] Shrive N., O'connor J., Goodfellow J., Load-bearing in the Knee Joint, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1978, (131), 279-287.
- [293] Morimoto Y., Ferretti M., Ekdahl M., Smolinski P., Fu F. H., Tibiofemoral Joint Contact Area and Pressure after Single-and Double-bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction, *Arthroscopy: The journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 2009, **25**(1), 62-69.
- [294] Doral M., Turhan E., Dönmez G., Bilge O., Atay Ö., Üzümcügil A., Ayvaz, M. Kaya D., Bozkurt M., Meniscectomy, *Techniques in Knee Surgery*, 2010, **9**(3), 150-158.
- [295] Doral M. N., Bilge O., Huri G., Turhan E., Verdonk R., Modern Treatment of Meniscal Tears, *EFORT Open Reviews*, 2018, **3**(5), 260-268.
- [296] Seedhom B. B., Hargreaves D. J., Transmission of the Load in the Knee Joint with Special Reference to the Role of the Menisci: Part II: Experimental Results, Discussion and Conclusions, *Engineering in Medicine*, 1979, **8**(4), 220-228.
- [297] Li L., Buschmann M., Shirazi-Adl A., The Role of Fibril Reinforcement in the Mechanical Behavior of Cartilage, *Journal of Biorheology* , 2002, **39**(1, 2), 89-96.
- [298] Hasler E. M., Herzog W., Wu J. Z., Müller W., Wyss U., Articular Cartilage Biomechanics: Theoretical Models, Material Properties, and Biosynthetic Response, *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 1999, **27**(6), 415-488.
- [299] Weiss J. A., Gardiner J. C., Bonifasi-Lista C., Ligament Material Behavior is Nonlinear, Viscoelastic and Rate-independent under Shear Loading, *Journal of Biomechanics*, 2002, **35**(7), 943-950.
- [300] Adouni M., Shirazi-Adl A., Shirazi R., Computational Biodynamics of Human Knee Joint in Gait: from Muscle Forces to Cartilage Stresses, *Journal of Biomechanics*, 2012, **45**(12), 2149-2156.



EK-A 3B Diz Eklemi Geometrisi Elde Edilirken Kullanılan Yazılımların İş Akışı

AMIRA yazılımında segmentasyon işlemi bittikten sonra sonlu elemanlar analizinde kullanılmak üzere gerçekleştirilen kaba 3B diz eklemi modelin “.stl” (STereoLithography) formatında çıktısı alınır. Daha sonrasında ana yazılımlar olarak Zbrush ve IA-FEMesh kullanılır. Ancak, ana yazılımlar arası geçişlerde format değişikliği için Blender yazılımı kullanılır (Şekil A.1)

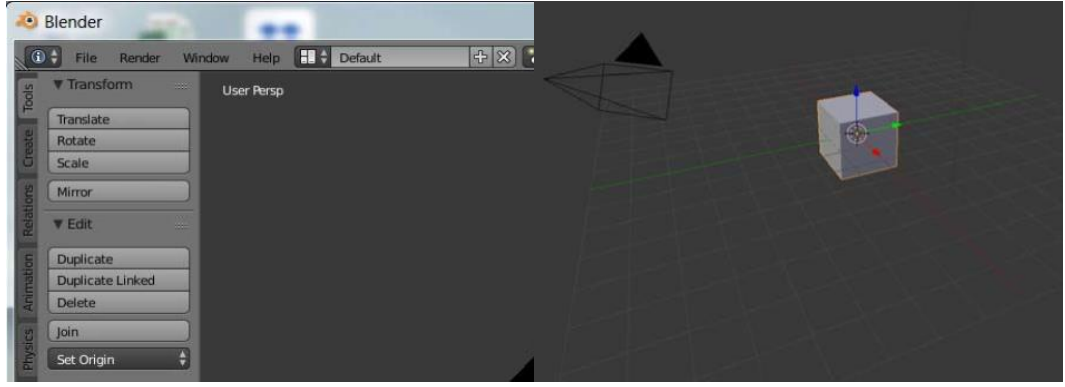


Şekil A.1. Diz eklemi sonlu elemanlar modeli oluşturulmasındaki kullanılan yazılımların akış şeması.

I. Blender

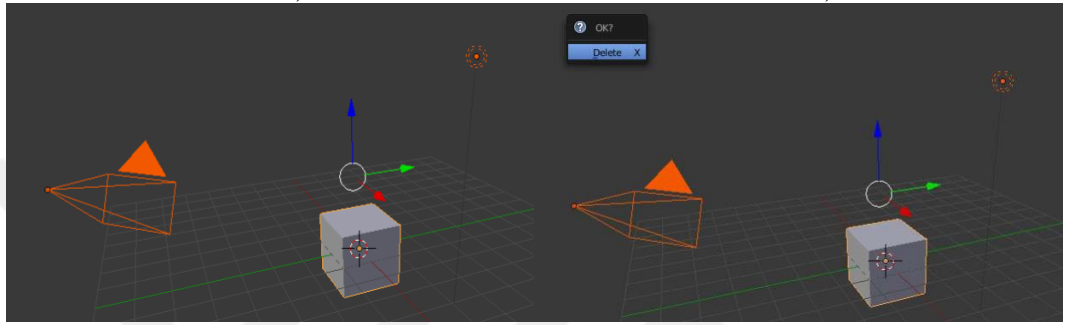
Blender ücretsiz ve açık kaynaklı bir 3D oluşturma paketidir. Programı kullanmak için gereken adımlar:

- Ekranda herhangi bir yere tıklanır (Şekil A.2 a ve b) ve ardından çalışma alanında ki başlangıç objeleri seçmek için klavyedeki A tuşu basılır ve sonrasında bu objeleri silmek için X tuşuna basılır (Şekil A.2 c ve d).
- AMIRA yazılımdan elde edilen diz eklemine oluşturan tüm geometrik yapıların. stl dosyaları Blender içine dâhil edilir (Şekil A.2 e) ve .obj formatında kaydedilir.



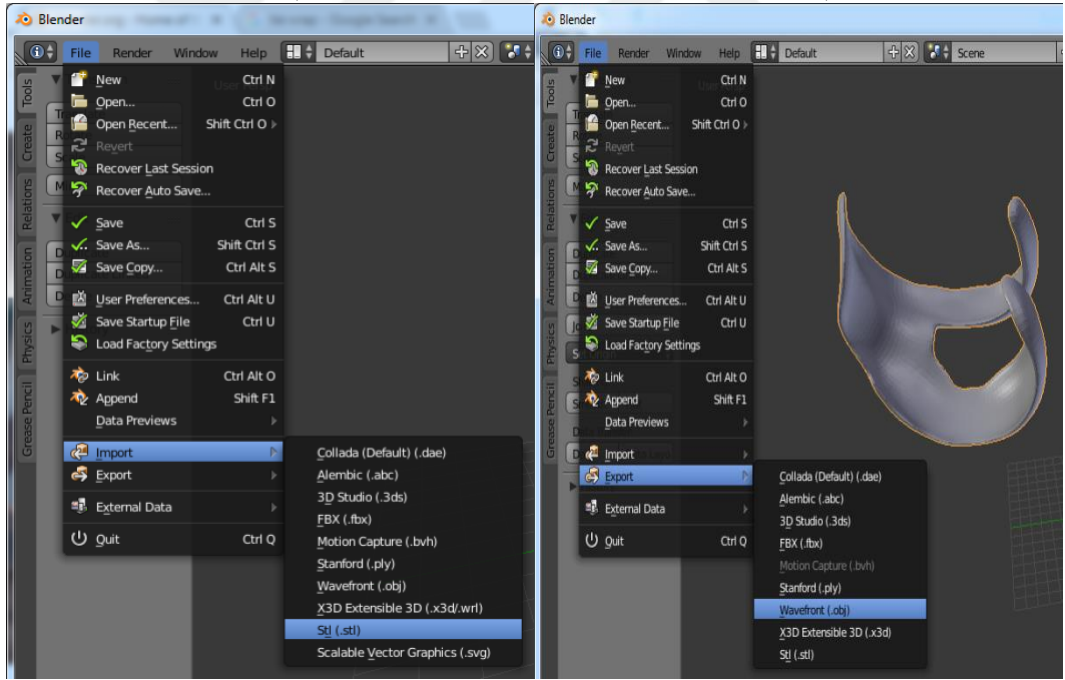
a)

b)



c)

d)



e)

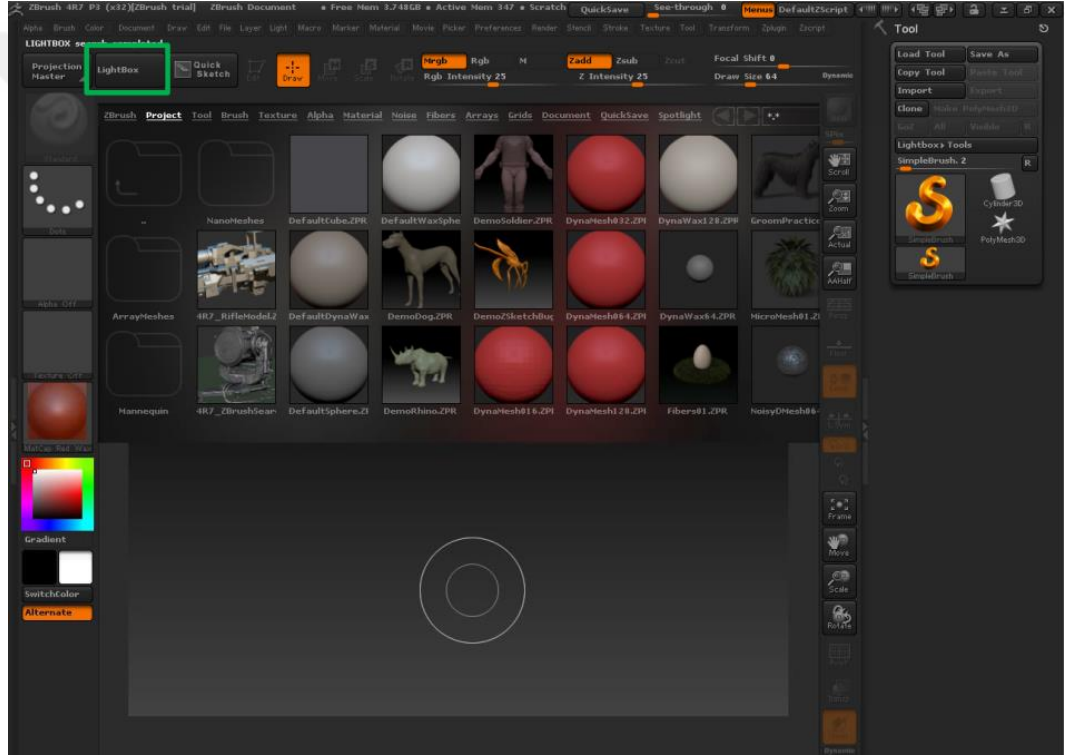
f)

Şekil A.2. AMIRA'dan elde edilen .stl uzantısındaki dosyanın Blender yardımı ile .obj haline dönüştürülmesi. Diz eklemi 3B model yüzelerinin pürüzsüzleştirilmesinde kullanılacak olan ZBrush yazılımının .obj uzantılı dosyayı kabul etmektedir

II. ZBrush

Zbrush, oyuncak/koleksiyon, otomotiv/havacılık, heykel tasarımı, reklam/film ve implant tasarımı gibi birçok farklı alanlarda tasarım yapma imkânı sağlayan teknolojik bir yazılımdır. Bu yazılım çok güçlü araçlar içerir. Bu çalışmada da, AMIRA yazılımında elde edilen kaba doku geometrisi yüzeylerin kalitesini artırmak için birkaç Zbrush aracı kullanılmıştır.

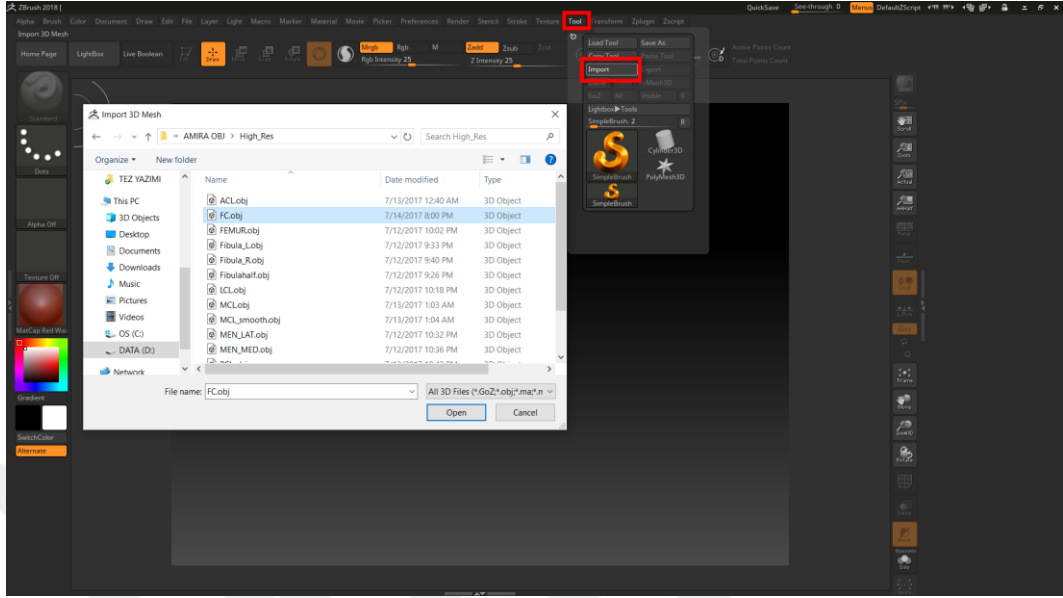
- a) Yazılım çalıştırıldığında Şekil A.3'e benzer ekran gelmektedir. Varsayılan olarak, yazılım bir seçenekler menüsü görüntüler. Çalışma alanını geçebilmek için, "LightBox" seçeneğine tıklanır (Şekil A.3'deki yeşil kutu).



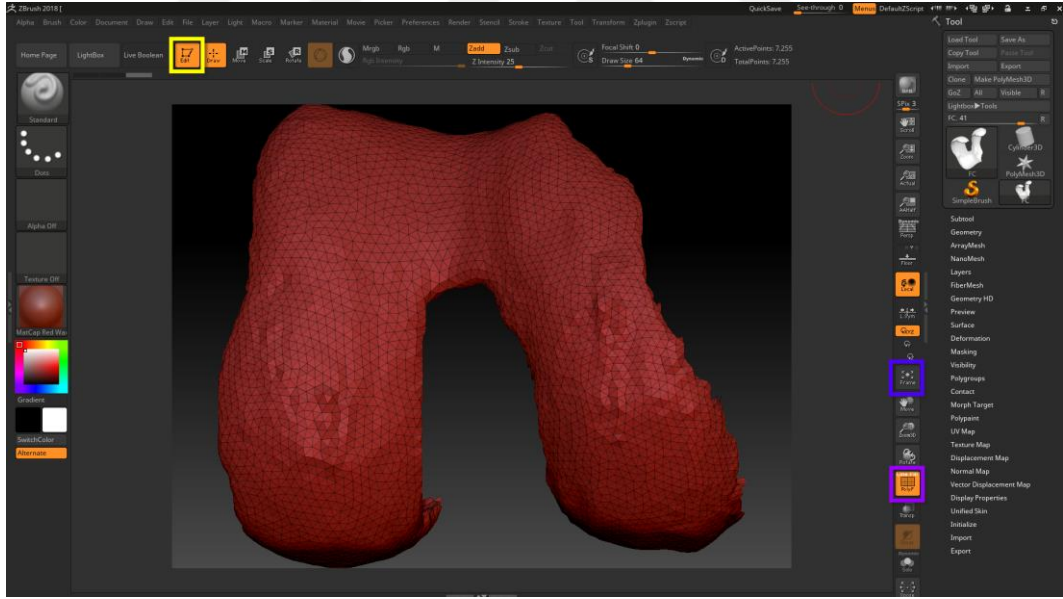
Şekil A.3. ZBrush yazılımının ilk açıldığında ekran görüntüsü.

- b) Blender yazılımı ile .obj formatına dönüştürülen doku geometrilerini tek tek buraya dahil etmek için sırası ile Tool sekmesine, ardından Import seçeneğine fareye sağ tıklanır (Şekil A.4'teki kırmızı kutu). İçer aktarılan yüzeyi görmek için, fareyi herhangi bir yönde hareket ettirirken farenin sağ tuşuna basılı tutulur. Fare ne kadar hareket ettirilirse, yüzey o kadar büyük olur. Yüzeyin boyutunu en üst düzeye çıkarmak için Edit menüsüne (Şekil A.5'teki sarı kutu), ardından Frame seçeneğine (Şekil A.5'teki mavi kutu) ve son olarak Line Fill seçeneğine (Şekil

A.5'teki mor kutu) tıklanır. Bu işlemlerden sonra Şekil A.5'dakine benzer görüntü gelecektir.

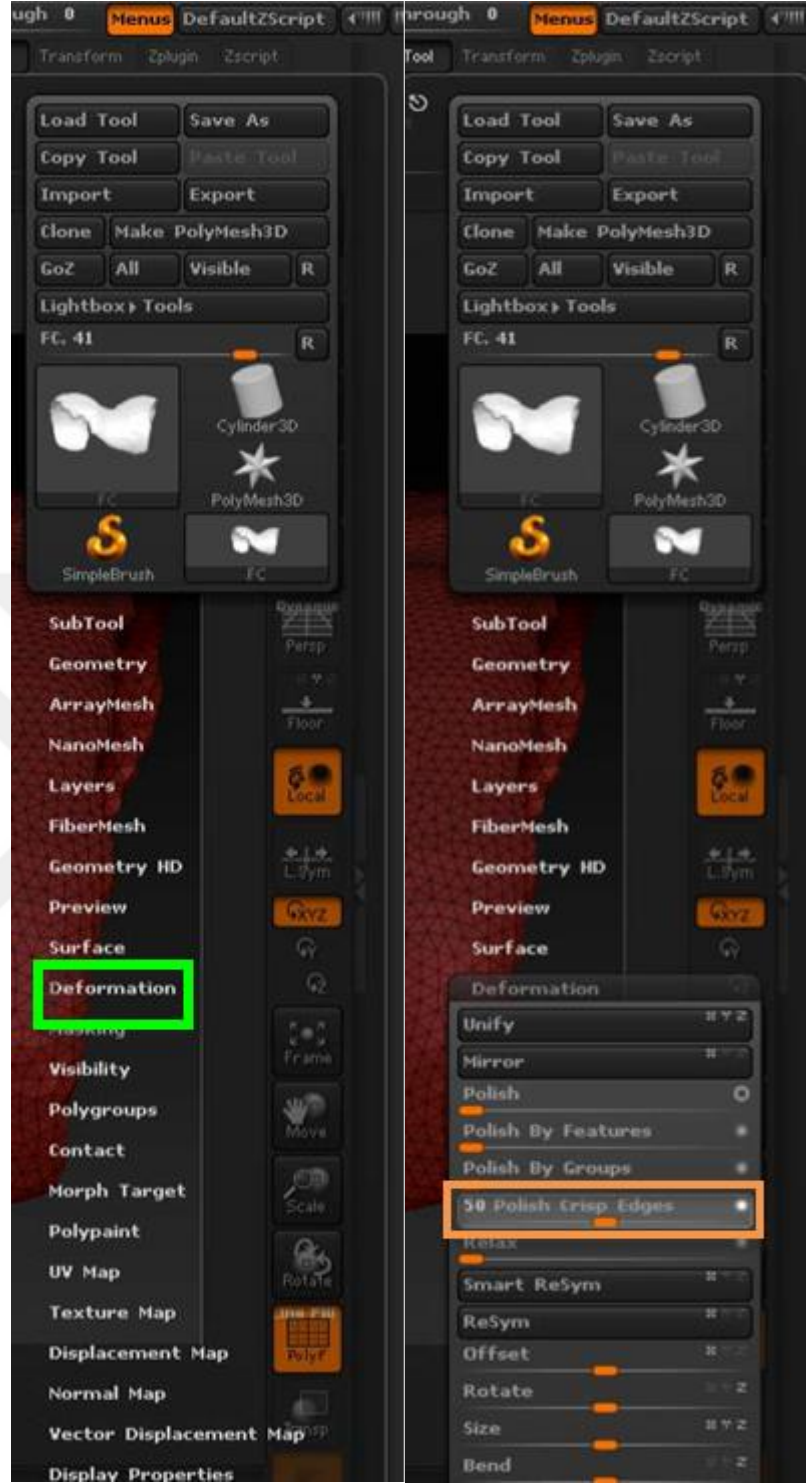


Şekil A.4. Blender çıktısı .obj uzantılı dosyanın Zbrush içine dahil edilmesi.



Şekil A.5. Zbrush Edit modülü.

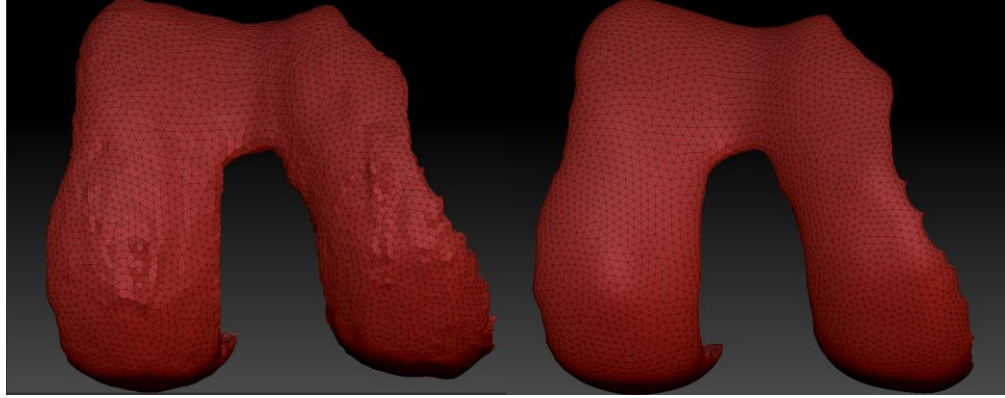
- c) Bu adımda yüzey pürüzsüzleştirme işlemi gerçekleştirilir. Bunun için ilk olarak, Tool menüsünden Deformation sekmesine tıklanır (Şekil A.6a'daki yeşil kutu). Deformation sekmesinin altındaki Polish Crips Edges seçeneğine tıklanır (Şekil A.6b'deki turuncu kutu). Arzu edilen yumuşatma etkisi görülene kadar barı 0'dan 50'ye kadar artırın.



a)

b)

Şekil A.6. Yazılıma dâhil edilen yüzeye Polish işlemin gerçekleştirilmesi.



a)

b)

Şekil A.7. a) Polish Crisp Edges fonksiyonu kullanılmadan önce, b) kullandıktan sonra.

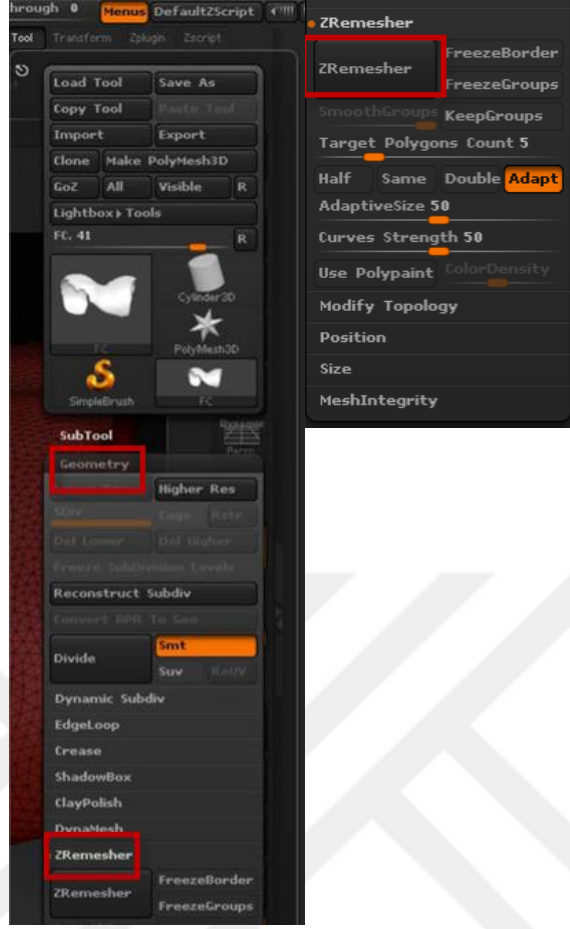
d) Üçgen ağ örgüsünü dörtgen elemanlar ile oluşturmak istersek, Tool menüsünden Geometry seçeneğine oradan da ZRemesher seçeneği seçilmelidir. Herhangi bir nedenden dolayı Deformation seçeneği görünmeye devam ederse, bu seçeneği gizlemek için fareye sağ tıklayın. ZResmesher seçeneği ile gelen birkaç alt seçenek aşağıdaki gibidir:

- Target Polygons Count: Yeni ağ örgüsüne sahip olacak yüzeyin poligon sayısı (bin olarak). Varsayılan değer 5 bindir.
- Adaptative Size: Yüzeydeki ağ örgüsü detaylarını göstermeye yarar. 100 seçildiğinde çok detaylı 0 seçildiğinde az detaylı gösterir.

Bunlar, yüzeylerin şeklini düzeltmek için iki ana faktördür. Daha fazla ayrıntıyı aşağıdaki adreste bulabilirsiniz.

<http://docs.pixologic.com/referenceguide/tool/polymesh/geometry/zremesher/>

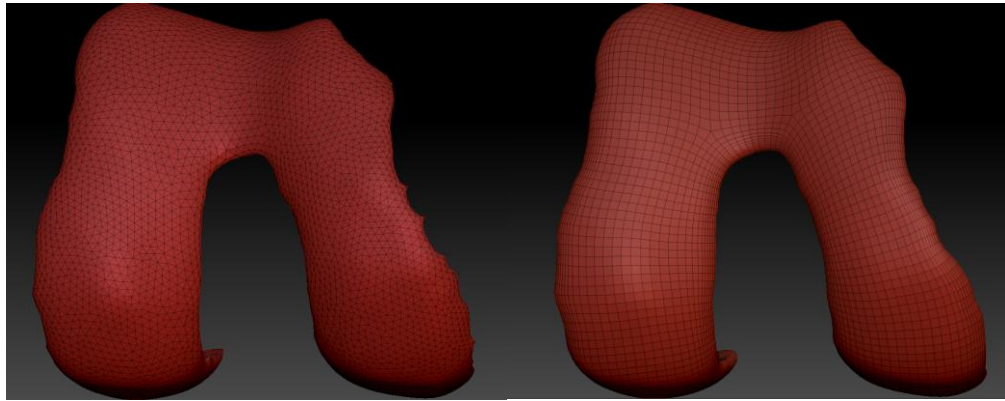
ZRemesher alt kısmına buluna sekmeler varsayılan olarak bırakılabilir veya istenilen görünüme ulaşana kadar değişiklikler yapılabilir (Şekil A.8 b). Yeniden yapılandırılmış yüzeyin elde edilmesi birkaç saniye sürebilir. Kullanıcı sonuçlardan memnun değilse, yeniden şekillendirmeden önce yüzeye geri dönmek için Ctrl Z tuşlarına basmalıdır. Şekil A.9b, varsayılan değerler kabul edildiğinde yüzeyin yeni ağ görüntülü halini göstermektedir.



a)

b)

Şekil A.8. a) Remeshing aracı, b) ZRemesher fonksiyonunun detaylı gösterimi.



a)

b)

Şekil A.9. a) ZRemesher fonksiyonu kullanmadan önceki, b) kullandıktan sonraki yüzey ağ örgüsü. Varsayılan ayarlar kullanılarak elde edilmiştir.

e) Bu işlemlerden sonra elde edilen görüntü hala yüzeydir. Sadece yüzeyin pürüzsüzlüğü sağlanmıştır ve üçgen yerine dörtgen elemanlar kullanılmıştır. Son

olarak tatmin olunan doku yüzey görüntüsünün kaydedilmesidir. Bunun için sırası ile Tool, ardından Export seçeneğine tıklanır ve .obj formatında kaydedilir.

Not: Çalışma alanında herhangi bir yerde yüzey görünmüyorsa, fareye sol tıklayın ve yüzey tekrar görünecektir.

III. Blender (İkinci kez kullanımı)

İzlenen adımlar Bölüm I'dekilere benzerdir, ancak bu sefer IA-Mesh tarafından IA-FEMesh yazılımının kullanılabilmesi için bir .stl dosyası dışa aktarılır. Bunu yapabilmek için Zbrush'dan elde edilen .obj dosyası Blender içine aktarılır.

IV. IA-FEMesh

Altı yüzlü veya dört yüzlü örgü üretimine yönelik çok bloklu bir örgü şeması kullanan ücretsiz bir yazılım araç takımıdır. 3D yüzeyi işlemek ve bir ağ örgüsü oluşturmak için öne çıkan bazı özellikler şunlardır:

- a) Dışarıdan bir 3B doku yüzeyini program için dâhil etmek için sırası ile Surface sekmesine ardından Load seçeneğine tıklanır. İlgili dosyanın yeri bulunduğundan sonra Open sekmesine sağ tıklanır (Şekil A.10 a ve b).
- b) İkinci aşama ağ örgüsü oluşturmak için yüzey etrafına bloklar oluşturulur. Bunun için öncesinde Blok sekmesine ardından Create seçeneğine gidilir. Doku geometrik yapılarının oldukça doğrusal olmayan görüntüsünden dolayı bu prosedür oldukça zaman alan kısımdır. Bloklardaki köşelerin, kenarların ve yüzeylerin nasıl hareket ettirileceği ile ilgili detaylı bilgi aşağıdaki linkte mevcuttur.

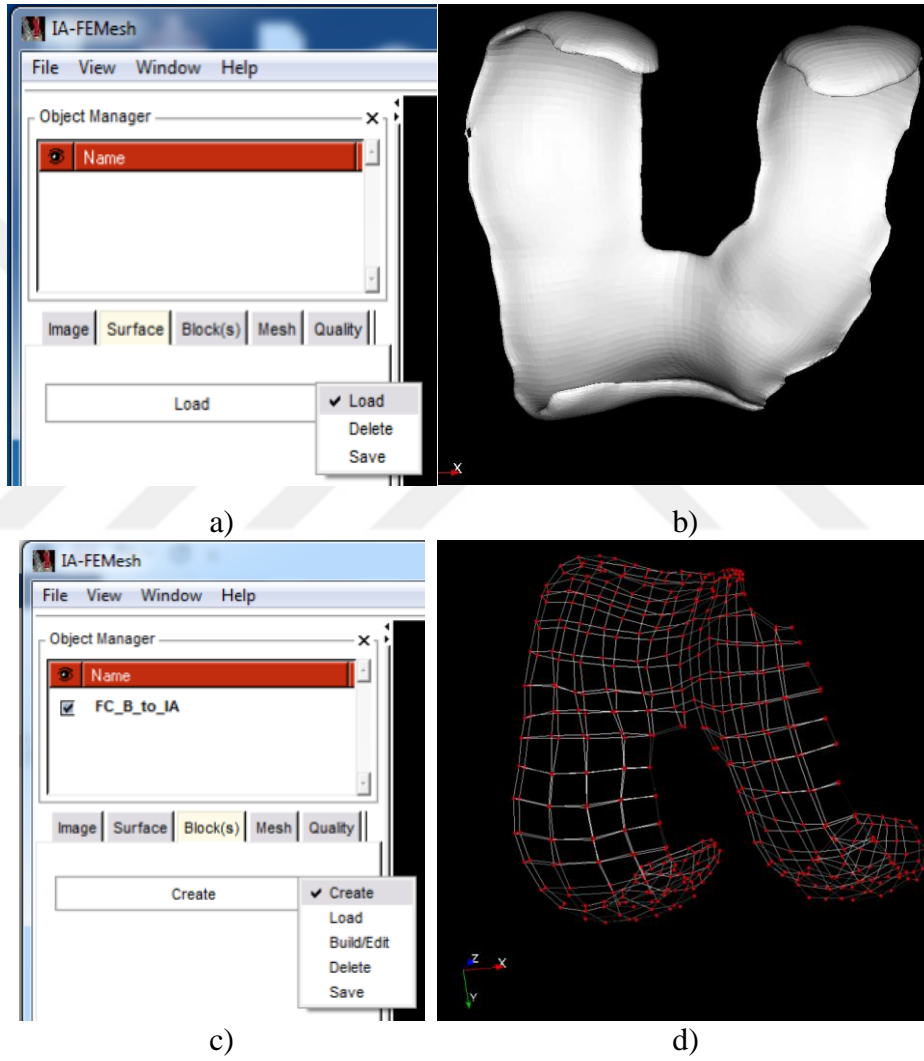
http://www.ccad.uiowa.edu/sites/default/files/IA-FEMesh_Manual_version1.pdf

Diz ekleminde bulunan ve en karmaşık şekle sahip olan femoral kırık için geliştirilen blok Şekil A.10d'de gösterilmiştir.

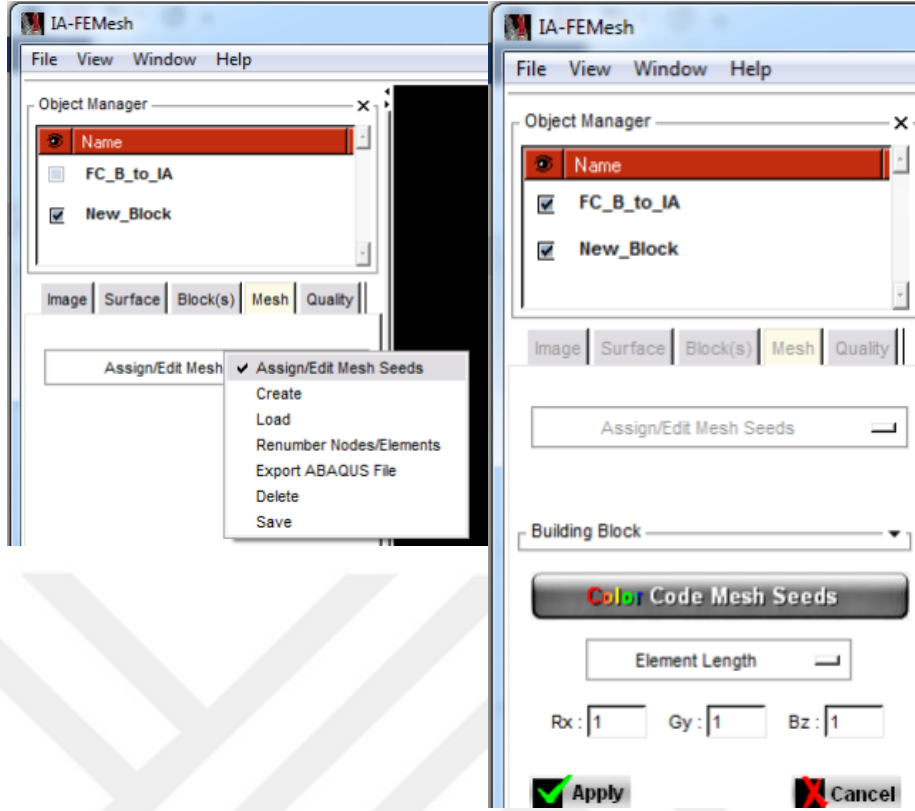
- c) Bu kısımda, yüzeyi çevreleyen her bir blok kaç kaç bir ağ örgüsünden oluşacağını belirleme işlemi gerçekleştirilir. Yani her bir bloktaki eleman sayısı belirlenir. Detaylı olarak incelemeniz gereken yerlerde eleman sayısı artıracak gibi daha az detay gerektiren bölgelerde eleman sayısını az tutabilirsiniz.

Ağ örgüsü belirleme işlemi yapabilmek için Assign/Edit Mesh Seed seçeneğine gidilir (Şekil A.11a). Varsayılan olarak eleman boyu seçme seçeneği aktiftir (Şekil A.11b). Eleman boyutunu kontrol etmenin daha bir yolu Number of Division

seçeneğidir (Şekil A.11c). Bir bloktaki eleman sayısı $X(R_x)$, $Y(G_y)$ ve $Z(B_z)$ yönlerinde belirlenebilir (Şekil A.11d). Başlangıçta direk olarak uygula butonuna basılır ve yazılım varsayılan olarak bir ağ örgüsü oluşturur (Şekil A.12a). Her bloğa ayrı ayrı tıklanarak yer ağ örgü sayısı belirlenebilir. Yazılım bunu yapabilmek için bloktaki düğüm sayısını değiştirir. Örneğin, Şekil A.12b'deki gibi B_z değeri 4'ten 5'e ayarlanırsa Z yönündeki eleman sayısı tüm bloklar için değişecektir. Şekil A.13'te femoral kıkırdağın ağ örgüsü elemanları görülmektedir.

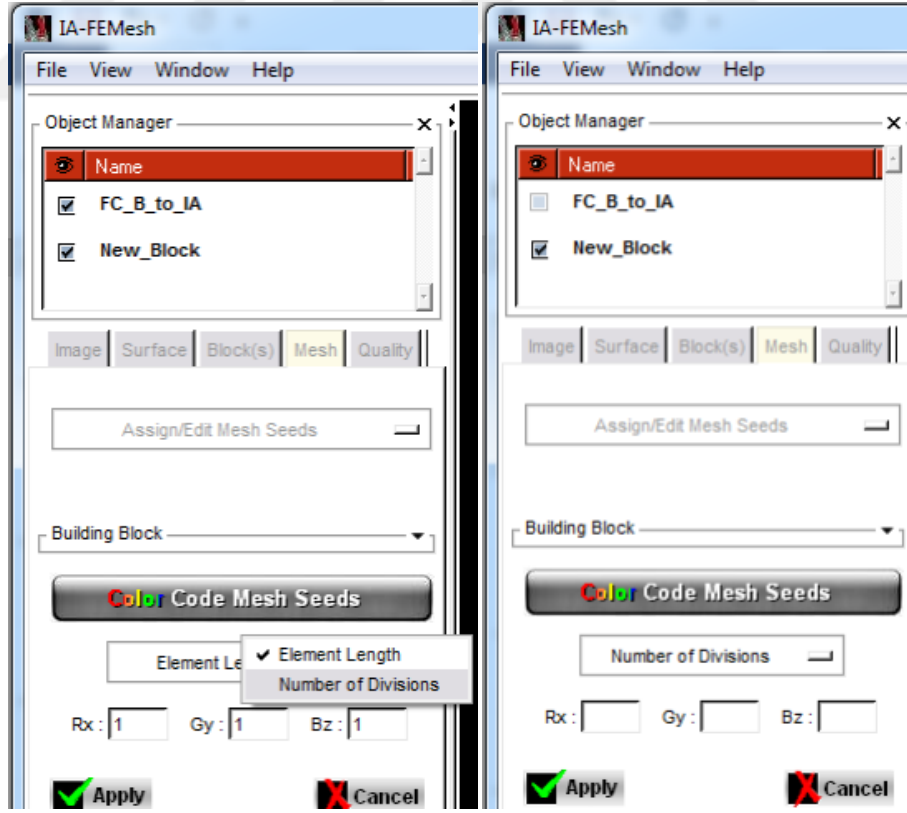


Şekil A.10. Blok oluşturma prosedürleri.



a)

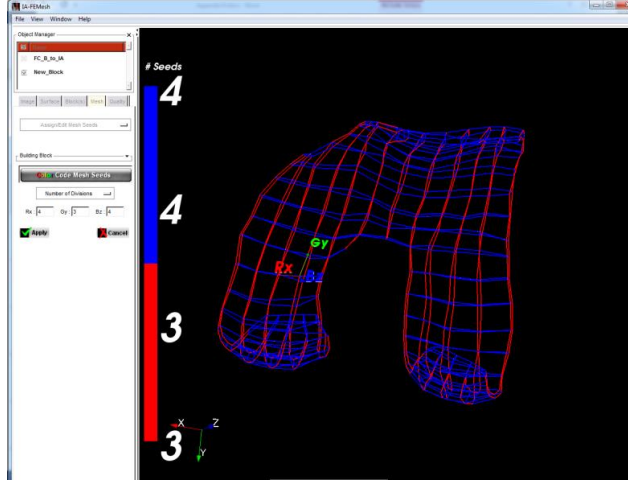
b)



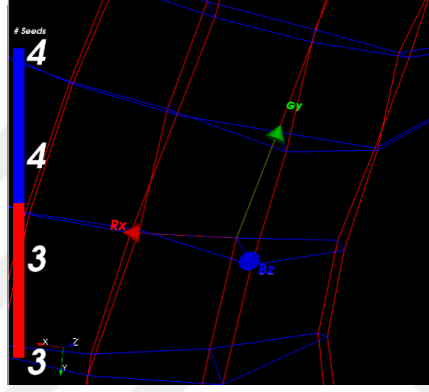
c)

d)

Şekil A.11. Ağ örgüsü oluşturmak için elemanların atanma işlemi.

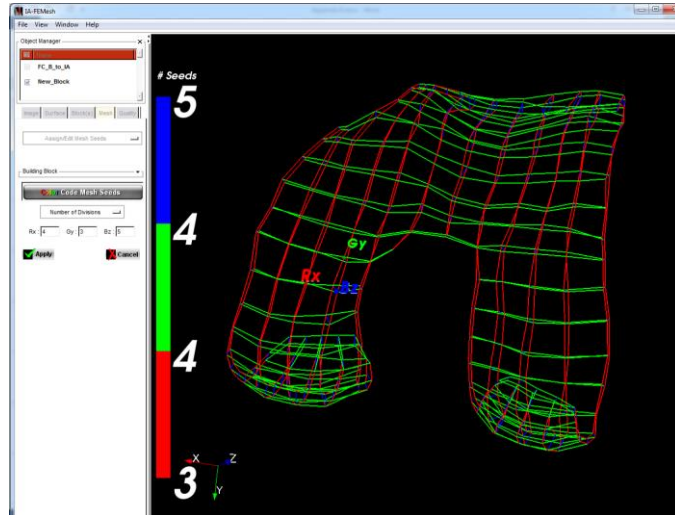


a)



b)

Şekil A.12. Ağ örgüsü elemanlarındaki değişikliğin sonuca etkisi.



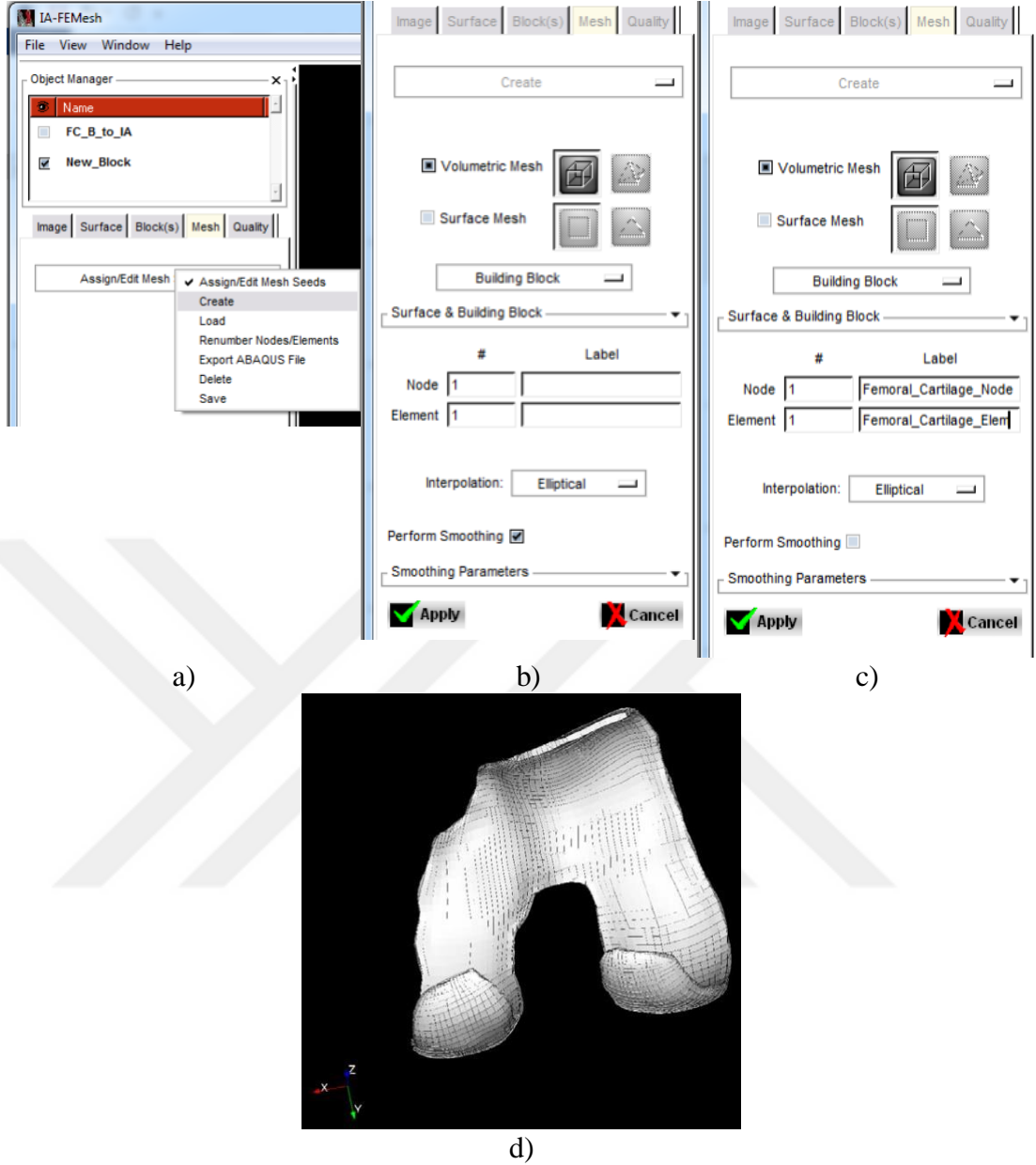
Şekil A.13. Z yönündeki bölüm sayısı 4'ten 5'e değiştirildiğinde, sonuçta oluşan düğüm sayısı.

d) Blok işlemi uygun bir şekilde yapıldıktan sonra, bloklarda belirtilen eleman sayısı kadar yüzeysel (surface mesh) mi hacimsel (volumetric mesh) mi ya da altı yüzlü mü dört yüzlü elemanlarla mı ağ örgüsü oluşturulacağı belirlenir. Diz eklemi modelimizde tüm doku modellerin ağ örgüsü için altı yüzlü elemanlar kullanılmıştır. Bunun nedeni daha doğru sonuçlar elde edilmesidir (ABAQUS dokümantasyon). Bu tez çalışmalarında kemikler rijit olarak kabul edildiği için yüzeysel ağ örgüsü yumuşak dokular ise hacimsel ağ dokusu seçilmiştir.

Bu işlemi gerçekleştirmek için Mesh bölümünden Assign/Edit Mesh Seed seçeneği seçilir ve sonrasında Create butonuna tıklanır (Şekil A.14). İki seçenek karşımıza çıkar, daha önce bahsedildiği gibi kemikler için surface mesh yumuşak dokular için volumetric mesh seçilir. Label olarak belirtilen yere mutlaka bir isim verilmeli aksi halde yazılım uyarı verecektir. Node ve Element sekmesine herhangi bir şey yapılmasına gerek yoktur (işlem sonucunda orada modelin tamamındaki düğüm ve eleman sayısı gözükecektir). Varsayılan seçenek olan Interpolation yerine Elliptical'i seçin. IA-FEMesh manüel dosyasında yumuşatma seçeneğindeki tiki kaldırılması öneriliyor. Sonuçta oluşan ağ örgüsü Şekil 14d'de görülmektedir.

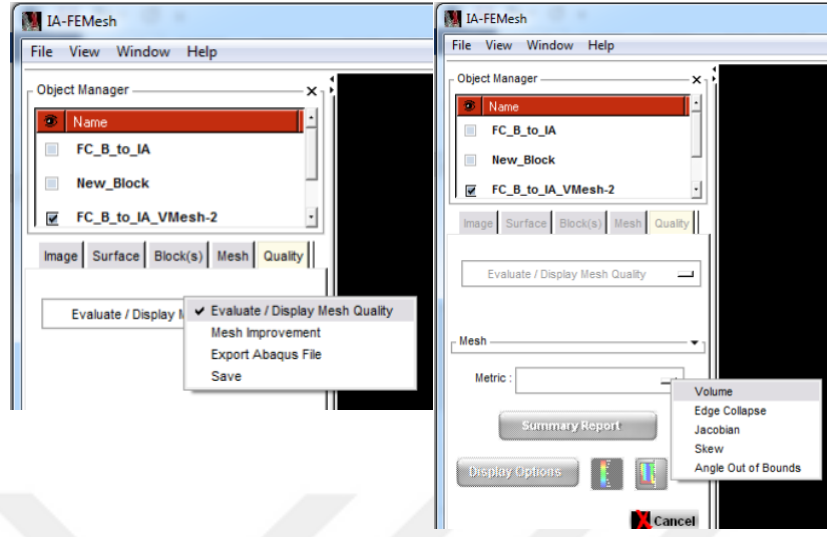
e) Bu aşamada oluşturulan ağ örgüsünün en-boy oranı (Aspect ratio), Jakobiyen, hacim gibi parametrelerde değişiklikler yaparak ağ örgüsü kalitesini artırmak. Bu aşama sonlu elemanlar analizi için oldukça önemlidir. Analiz sırasında ağ örgüsü elemanlarından kaynaklanan bir sürü hata alınabilir, özellikle yüksek deformasyon çalışmalarında ve kontak tanımlamalarındaki penetrasyon durumlarında.

İlk olarak ağ örgüsünün kalitesini görüntülemek için sırası ile Quality → Evaluate/Display Mesh Quality seçeneklerine tıklanır (Şekil A.15a). Örneğin Volume seçeneği tıkladığında renk skalası eleman boyutunu verir (Şekil A.16). Sıfıra veya eksi değere çok yakın bir değer simülasyon için sorunlu olabilir ve yeniden düzeltme işlemi gerektirir. Ağın kalitesinin nasıl doğrulanacağına ilişkin ayrıntılar IA-FEMesh kılavuzunda bulunabilir.



Şekil A.14. Ağ örgüsü oluşturma prosedürleri.

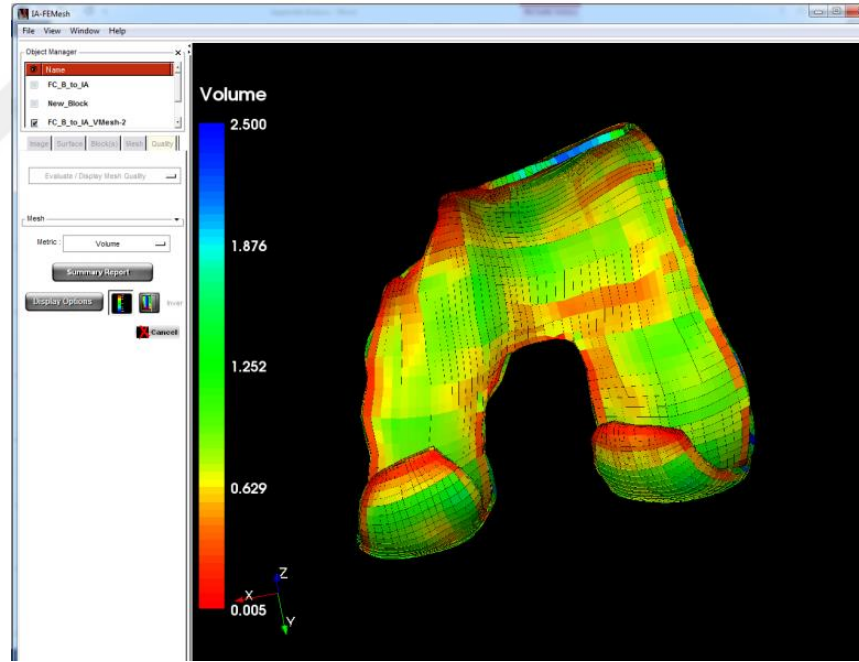
Tüm parametreler için ağ kalitesi sorgulandıktan sonra sorunlu olabilecek parametrenin kalitesini artırmak için sırası ile Quality → Mesh Improvement tıklanır (Şekil A.17a). Bu adımda, ağ kalitesini artırmak için ek enterpolasyonlar ayarlanabilir. Smooth Iterations seçeneği makul bir sayıya ayarlanmalıdır (5 gibi) ve ardından uygula tıklanmalıdır (Şekil A.17b). Ağın geliştiğini doğrulamak için e'deki adımlar tekrarlanmalıdır. Tatmin edici ağ örgüsü oluştuktan sonra ABAQUS'de kullanılmak üzere .inp uzantılı dosyalar export edilir. Bunun için sırası ile Mesh → Export ABAQUS® file tıklanır (Şekil A.17c). Ardından uygulama butonuna tıklanarak dosya ihraç edilir (Şekil A.17d).



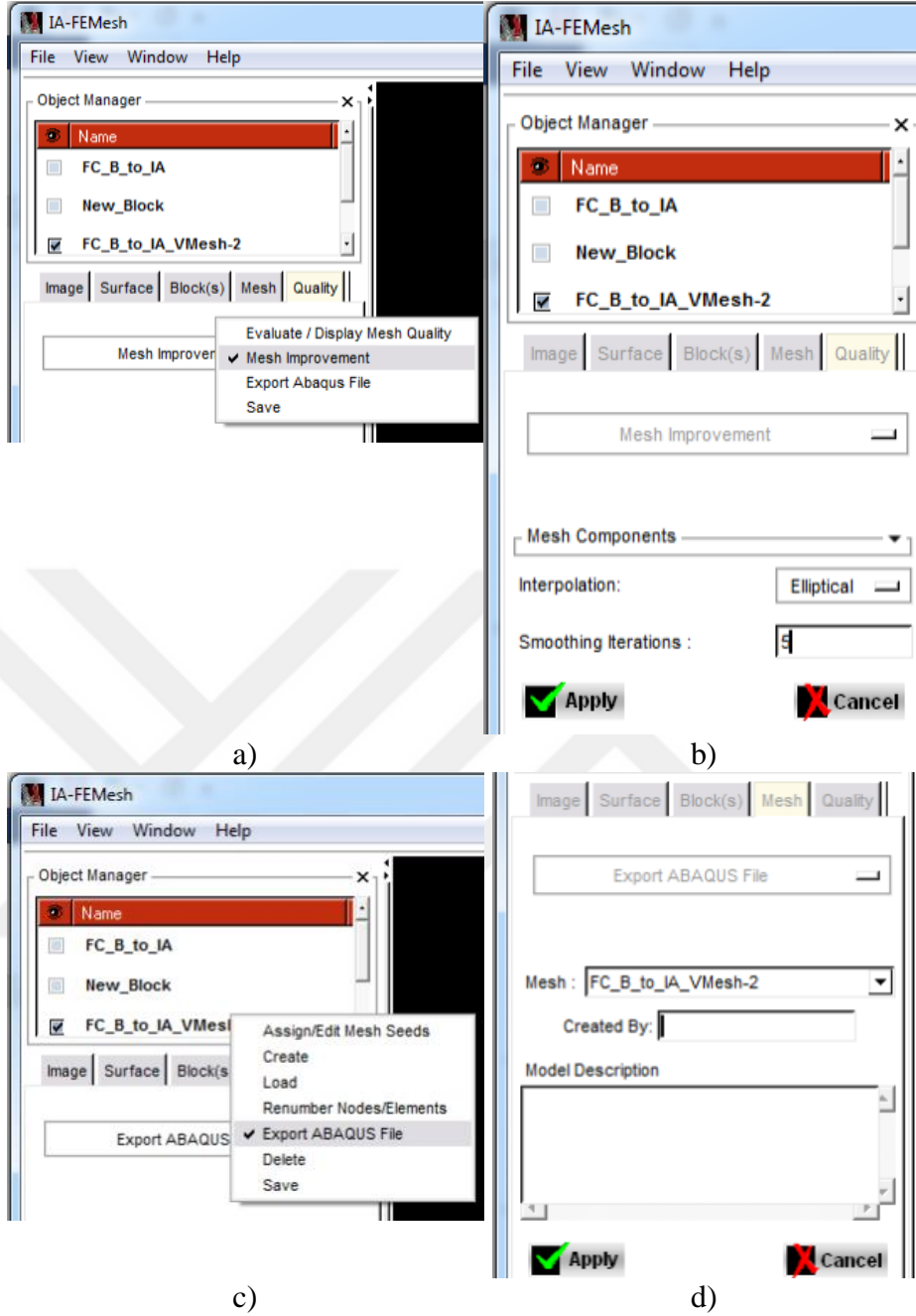
a)

b)

Şekil A.15. Ağ örgüsü kalitesi değerlendirilmesi



Şekil A.16. Elemanların hacmine göre ağ kalitesinin değerlendirilmesi. Kalitesiz düğümler (kırmızı olanlar) simülasyon için en sorunlu düğümlerdir.

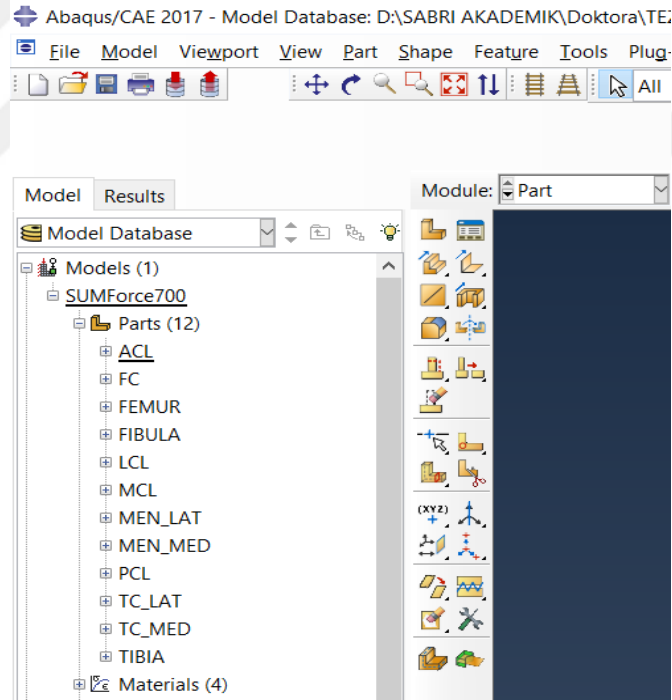


Şekil A.17. Ağ örgüsü kalitesinin geliştirilmesi ve dosyanın yazılım dışına ihraç edilmesi.

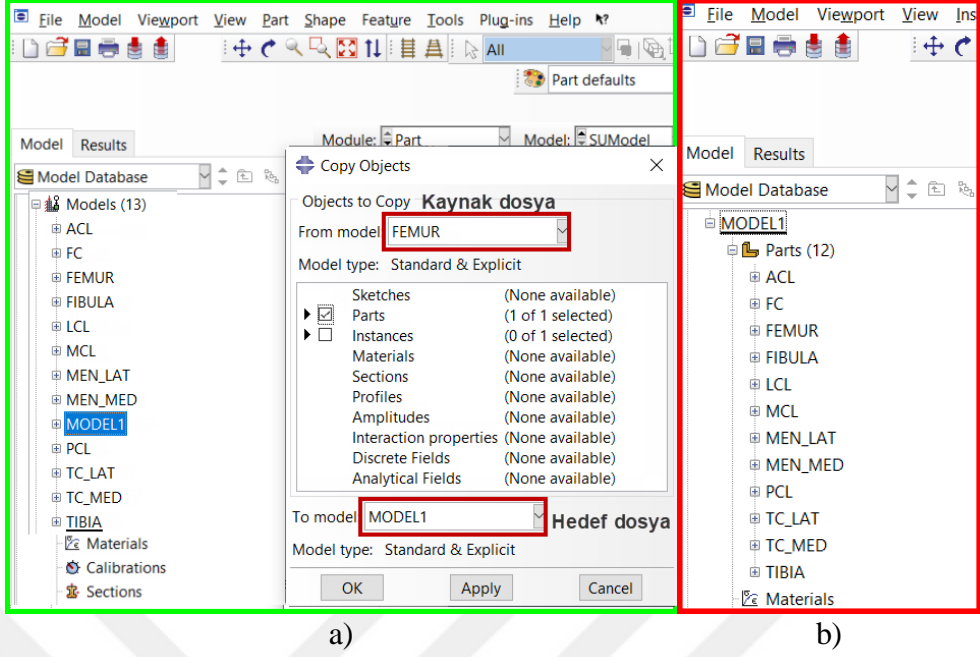
EK-B Diz Eklemi Bilgisayarlı Model Oluşturma Talimatları

ABAQUS®'de sağlıklı diz eklemine bilgisayarlı poromekanik bir modelini oluşturmak için bir dizi adım izlenmelidir. Bu bölüm, modeli kronolojik olarak elde etmek için ana prosedürleri kısaca açıklamaktadır.

a) Importing Files: Bu kısım, IA-FEMesh yazılımı ile geliştirilen her bir doku modeli ABAQUS içine dâhil edilmesini içerir. Daha önce bahsedildiği gibi diz eklemesinde 12 ayrı doku modeli bulunmaktadır (Şekil B.1). ABAQUS içerisinde analiz için gerekli tanımlamalar yapılmadan önce ayrı ayrı olan her bir doku modeli ABAQUS içerisinde diz eklemi dokuları olarak birleşmesi gerekmektedir. Yani tek bir diz eklemi modeli olması gerekmektedir. Bunun için bir tanesi referans obje (objects) olarak eklenir ve diğerleri bunun içine kopyalama metodu ile dâhil edilir. Diğer bir metot ise yeni bir model oluşturup, kalan modelleri bunun içeriğine kopyalamaktır (Şekil B.2).




Şekil B.1. ABAQUS içine dâhil edilmiş 12 doku modelin gösterilmesi. Bu dokular: 3 adet kemik (femur, tibia ve fibula), 3 adet kırık (femoral, lateral ve medial tibial kırıklar), meniski (lateral ve medial menisküs), ve son olarak 4 ligamentten (ÖÇB, AÇB, LKL, MKL) oluşmaktadır. Tüm bu doku modelleri SUMForce700 adında model içine dâhil edilmiştir.



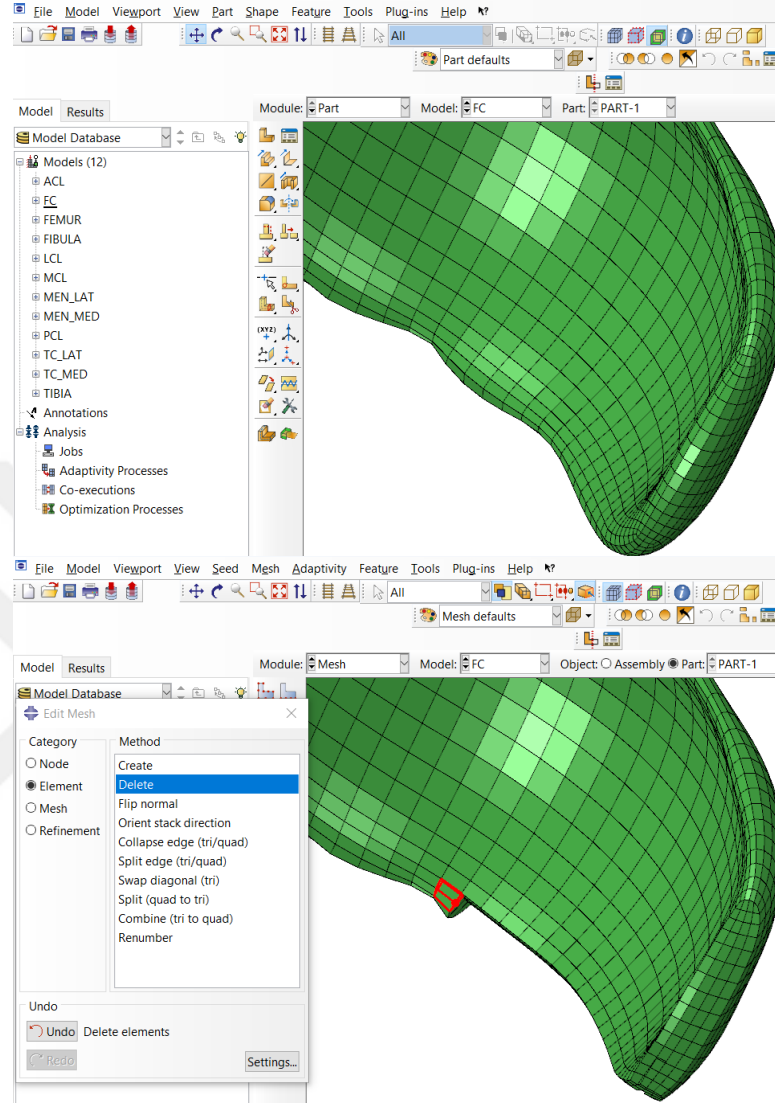
Şekil B.2. Tüm modeller tek bir model (MODEL1) içine kopyalanması. a) yeni bir model oluşturuldu (MODEL1) ve diğer 12 doku modelleri ABAQUS içine model olarak dâhil edildi. Sonrasında 12 doku modeli MODEL1 içine dâhil edildi. Kopyalama işleminde sadece Part'ların dâhil edildiğine dikkat edin. Her bir modele ait örnekler (Instances) daha sonrasında Assembly modülünde eklenebilir. b) Dizdeki tüm kısımları içeren tek bir modelin ekran görüntüsü.

b) Mesh Edit and Cropping: Doku sonlu elemanlar modeli oluşturma sürecinde kullanılan tüm programlarda yumuşatma işlemi uygulanmasına rağmen dar açılı elemanlar oluşturmaktan dolayı doku kenarlarında bazı kırpmalar gerekebilir, özellikle femoral ve tibial kırkırdaklar için (Şekil B.3). Kırpma işlemi diz yük taşıma temas alanından uzak olduğu için sonuçları etkilemez. Buna rağmen geometrinin orijinalliğinden uzaklaşmamak için az sayıda eleman çıkarılmalıdır. Bu nedenle IA-FEMesh yazılımında doku kenarları için daha küçük boyutta elemanlar ile ağ örgüsü oluşturulur.

Bu prosedürü gerçekleştirmek için, mesh bölümünde bulunan  ikonuna basılır ve sonrasında element ardında da delete seçenekleri seçilir. Silinen elementlere ait düğümlerinde silinmesine dikkat edin.

c) Set generation: Doku modellerinde “set” tanımlaması önem arz etmektedir. Çünkü bu tanımlanan set'ler kesit ataması, doku oryantasyon gibi daha sonraki proseslerde kullanılacaktır. Örneğin femoral kırkırdak için tanımlanan set'ler farklı renkler ile Şekil B.4'te gösterilmiştir. Diğer doku modelleri için de aynı prosedür

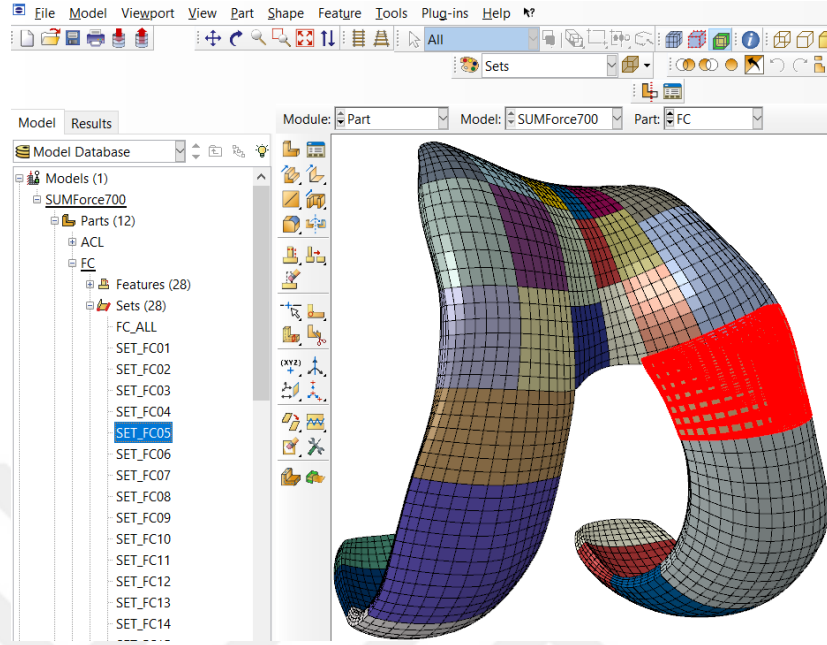
takip edilmiştir. Kemikler rijit malzeme olarak tanımlandığı için sadece bir set tanımlanması yeterlidir.



Şekil B.3. Düzeltme işleminden önce ve sonra femoral kırıkdağın detayı. Edit Mesh bölümü doku kenarlarındaki sorunlu elemanları silmek için kullanılır.

- d) Properties Module: Bu modülde yumuşak dokular için malzeme atamaları gerçekleştirilir. Buna ortotropik geçirgenlik ve kullanıcı materyali alt rutini (UMAT) tarafından işleme alınacak mekanik sabitler dâhildir. Femoral Kırıkdağ, Tibial Kırıkdağ, Menisküs ve Ligamentler için en az dört farklı materyal oluşturulmalıdır. Depvar anahtar sözcüğü, kullanıcı tanımlı bir malzeme için dâhili durum değişkenlerinin sayısını tanımlamak için kullanılır (Şekil B.5a). Toplam 55 çözüme bağımlı durum değişkeni bulunmaktadır (Şekil B.5b).

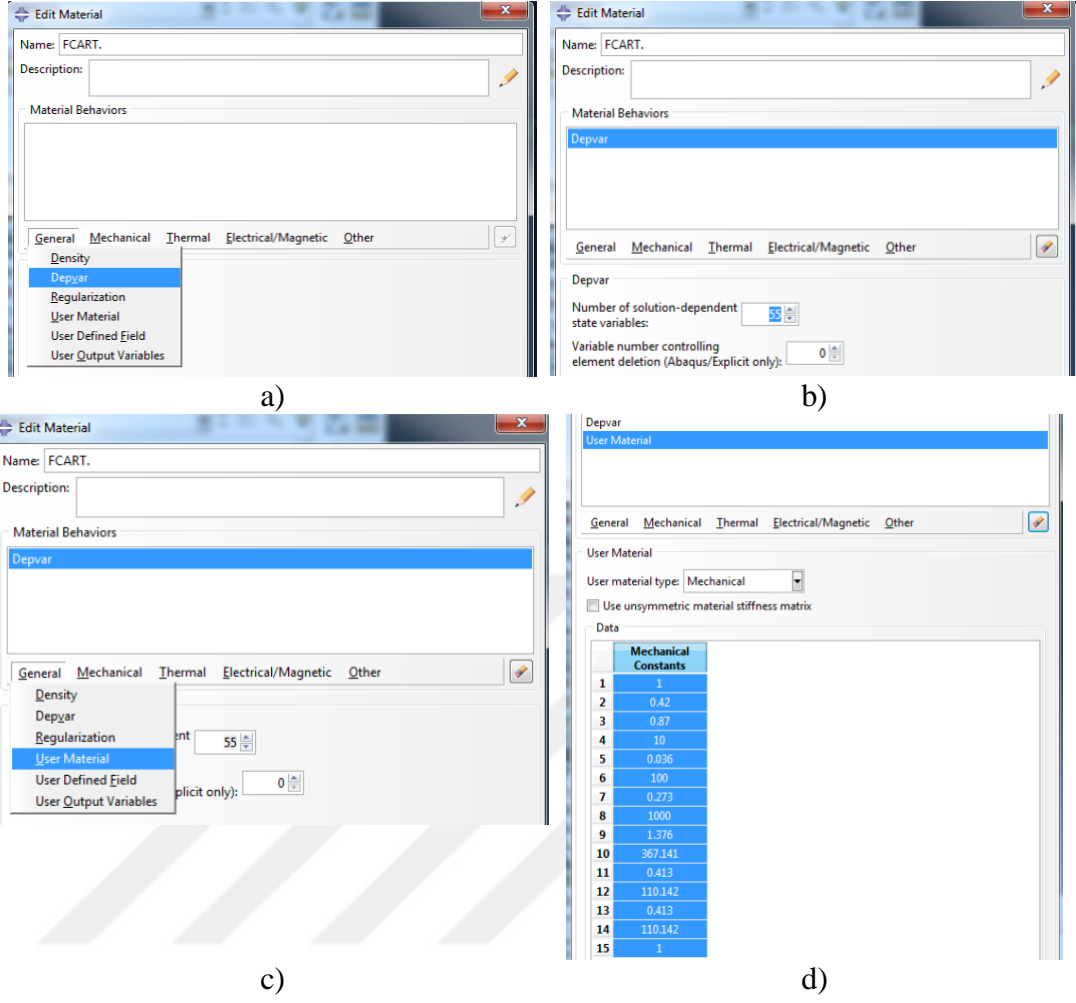
Properties modülünde toplam 15 mekanik sabit belirtilmiştir (Şekil B.5c ve d). Ortotropik geçirgenlik ise Şekil B.6'da gösterildiği gibi ayarlanmıştır.



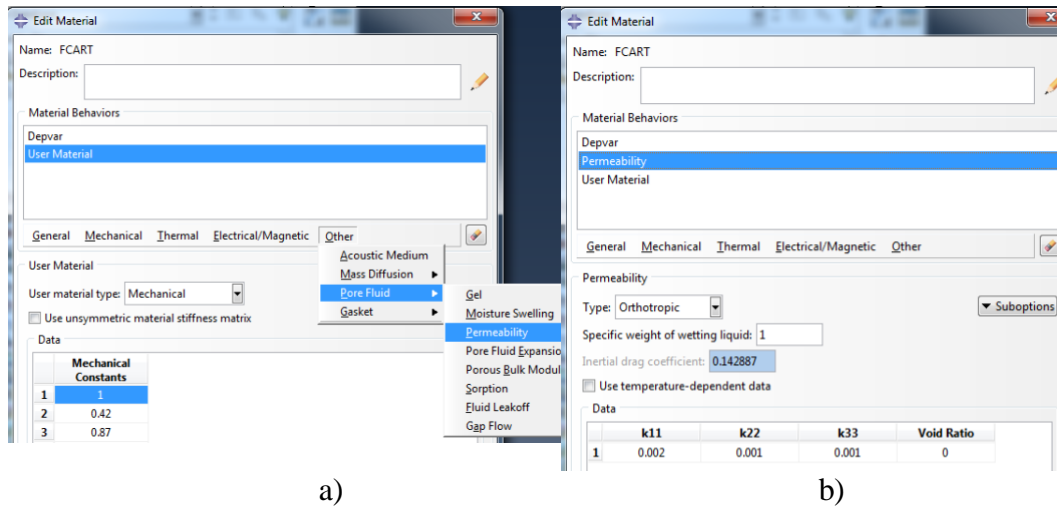
Şekil B.4. Femoral kıkırdak dokusu için manuel olarak oluşturulan set'ler. Femoral kıkırdak için toplamda 28 adet set tanımlandı.

e) Assembly module: Bu kısımda tüm dokular bir araya getirilir. Dokuların konumlarının ayarlanmasına gerek yoktur. Çünkü AMIRA yazılımında doku MR görüntülerinden 3B model elde edilen aynı referans eksene göre konumlanırlar. ABAQUS'te doku modellerini bu referans eksene göre konumlandırır. Aksi takdirde tüm dokuları gereceğe uygun şekilde birleştirmek mümkün değildir.

Dokuları bir araya getirmek için tüm part'ların instance'ları seçilir (Şekil B.7a). Instance doku modelin örneği olarak davranır. Bu örnekler bağımlı (dependent) veya bağımsız (independent) olabilir. Part kısmında değişiklik olmayacak ancak örneğinde değişiklik olacaksa bağımsız olarak seçilebilir. Bu işlemden sonra, tüm örnekler görünür hale gelir. Daha önce bahsedildiği gibi herhangi bir ekstra ayar gerektirmeden beklenen yerlerde konumlanırlar (Şekil B.7b).



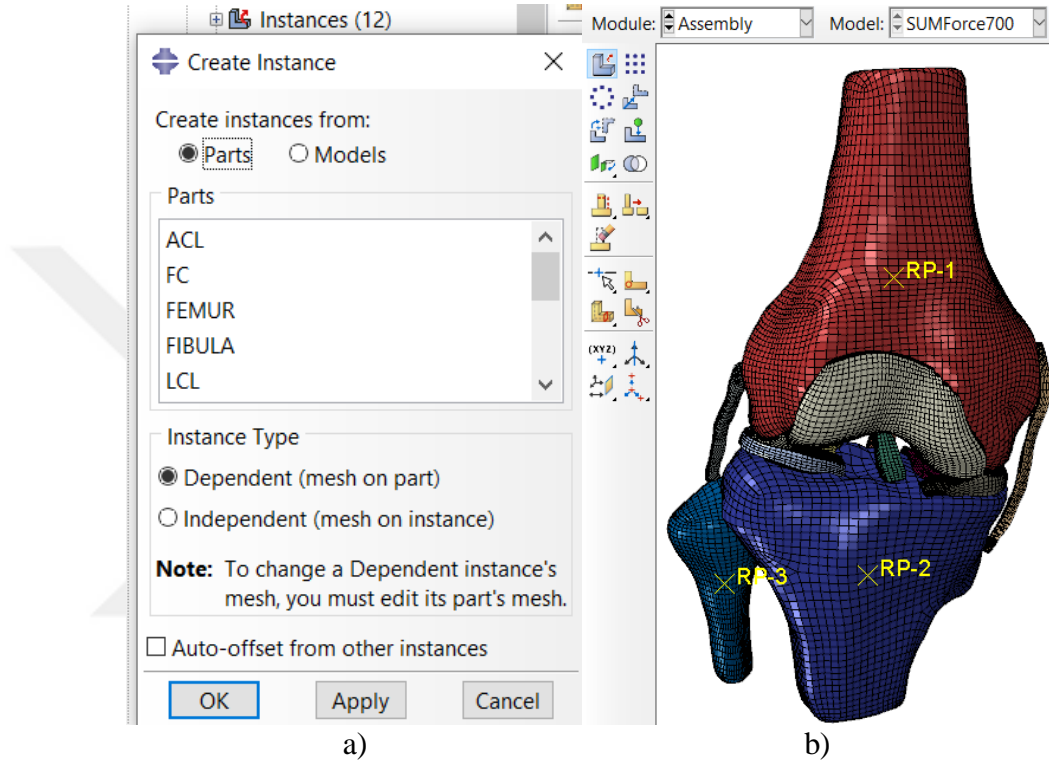
Şekil B.5. Doku malzeme materyallerinin atanması.



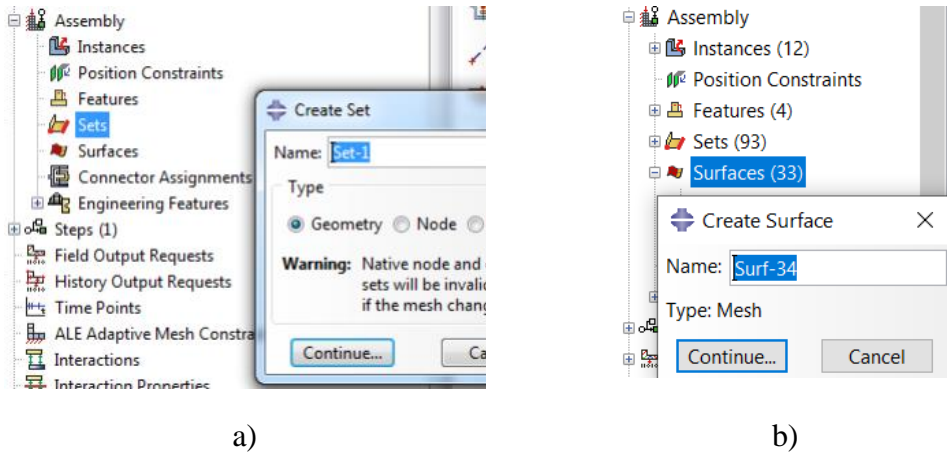
Şekil B.6. Doku geçirgenlik değerlerinin atanması.

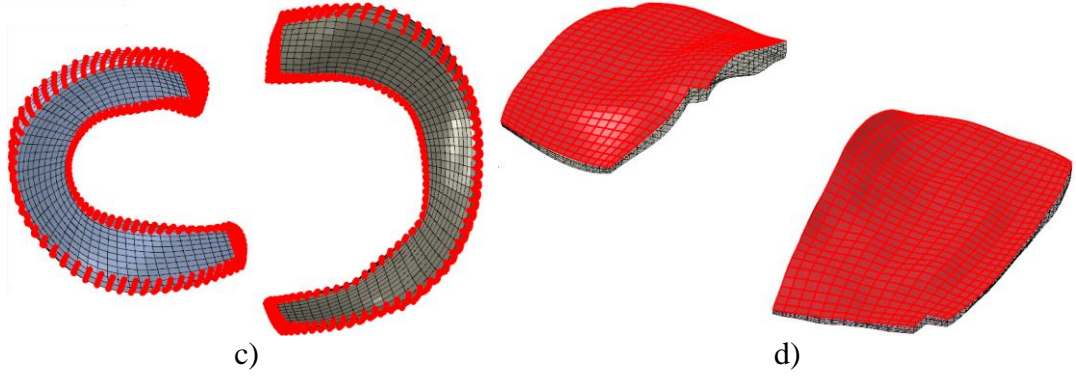
f) Sets and Surfaces: Setler ve yüzeyler sınır koşullarında, yüzey etkileşimlerinde ve kısıtlamalarda kullanılmak üzere oluşturulur. Yeni bir set oluşturmak için

Assembly modülünde Set seçeneği tıklanır. Set bir geometri, bir düğüm grubu veya elemanlar şeklinde oluşturulabilir (Şekil B.8a). Yüzeyler Assembly modülünde iken de oluşturulabilir (Şekil B.8b). Örneğin, Şekil B.8c’de menüsküsün yanal yüzeyinde bulunan düğümlerden oluşan set görülmektedir. Şekil B.8d’de ise tibial kırıkdağın üst yüzeyini sembolize eden yüzey örneği gösterilmektedir.



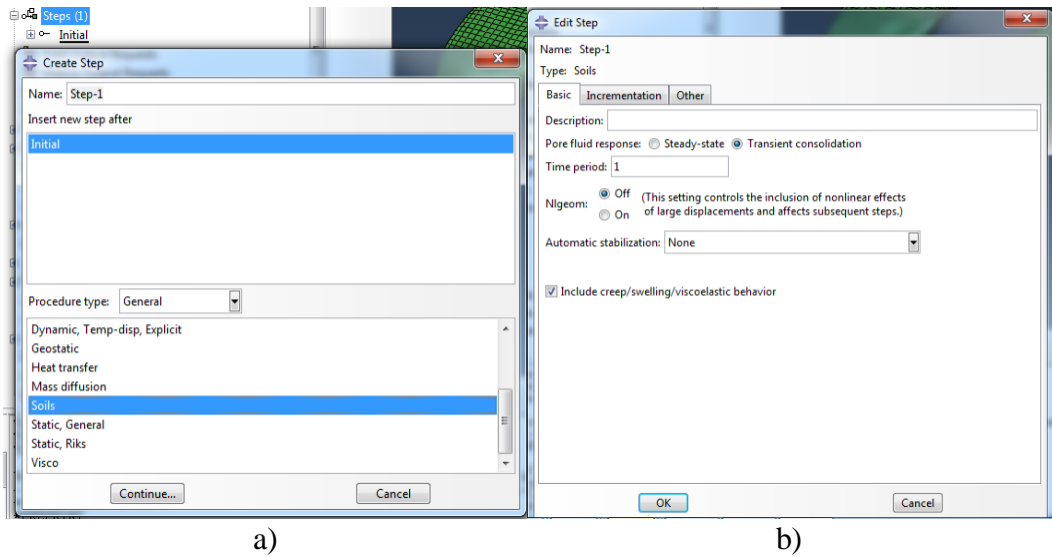
Şekil B.7. ABAQUS Assembly modülü. Diz eklemindeki her bir doku modeli farklı renklerle sembolize edildi.





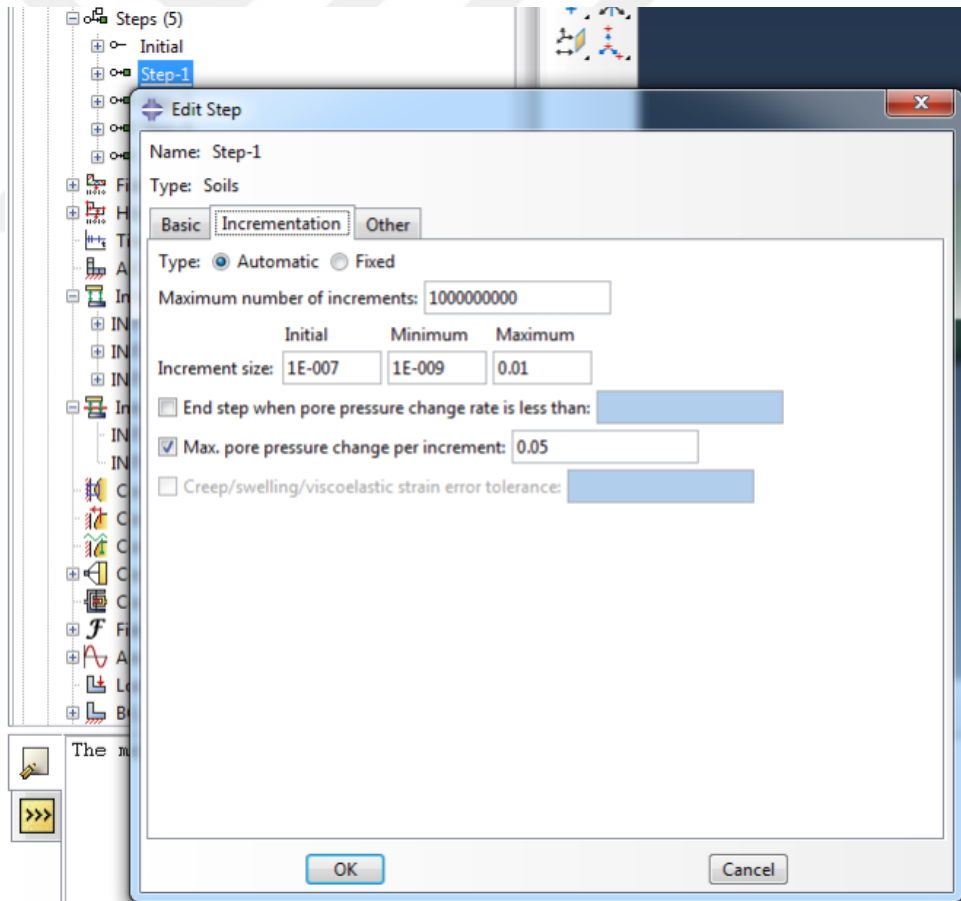
Şekil B.8. ABAQUS'te set ve yüzey tanımlama.

g) Steps: Simülasyonun zaman içinde nasıl hareket edeceğini kontrol etmek için step tanımlamak gereklidir. Tüm modeller için bir ilk adım (initial step) varsayılan olarak zaten vardır. İlk adımda değiştirilebilir parametreler yoktur. Yeni step tanımlamak için Step module tıklanır (Şekil B.9a). Simülasyonu başlatmak için küçük zaman aralıkları tanımlanması önerilir. Step tipi, poromekanik diz eklemi modelimiz toprak konsolidasyonu teorisine dayandığı için Soils olmalıdır. Ayrıca Step bölümünde, Transient consolidation yöntemi Darcy'nin yasasını uygulamak için kullanılır (Şekil B.9b). Bu yasa gözenekli bir ortamdaki katıya göre sıvı akışının basınca bağlı olarak değişimini anlatır. Büyük yer değiştirmelerin doğrusal olmayan etkisini dikkate almak için Nlgeom seçeneği aktif hale getirilir. Dokuların viskoelastik davranışı kullanıcı materyali alt rutininde (UMAT) dikkate alındığından, creep/swelling/viscoelastic behaviour seçeneği pasif hale getirilir (tik kaldırılır).

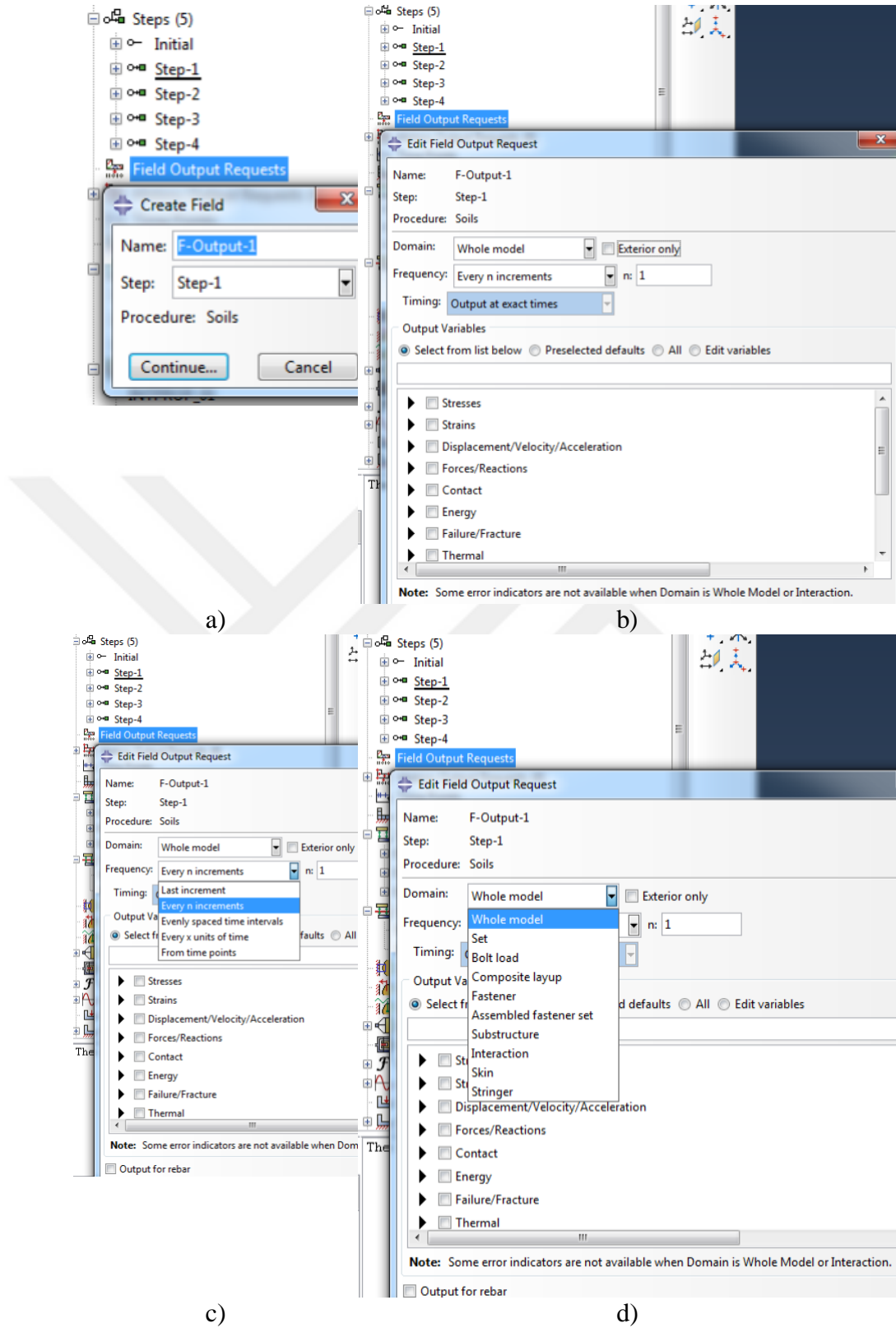


Şekil B.9. Step modülü tanımlamaları.

Zaman artış modülünde başlangıçta zaman artışları otomatik olarak seçilidir (Şekil B.10). Fakat analiz sırasında yakınsama problemleri yaşamamak için küçük başlangıç artış miktarı belirlenir. Minimum artış miktarı başlangıç artış miktarından küçük olmalıdır. Buna karşın maksimum artış miktarı ise büyük olmalıdır. Maksimum gözenek basıncı bir sonraki iterasyona geçme kriteridir. Sonuç, belirlenen değerin üstünde çıkarsa daha fazla iterasyonla farklı değerler denenerek sonuç girilen değerin altında tutulmaya çalışır. Maksimum iterasyon değerinde belirlenen değerin altında değilse ABAQUS analizi durdurur ve hatayı ilgili dosyada rapor eder. Bu bölümde girilecek değer tecrübe ve problemi iyi tanımaya dayanır. Problemin tipine göre değişiklik yapmak gerekebilir. Tez kapsamında yapılan çalışmalarda lineer olmayan etki olduğundan zaman aralıkları mümkün olduğunca kısa tutuldu. Zaman aralıklarının küçük tutulması analiz süresinde ciddi bir artış göstereceği unutulmamalıdır.



Şekil B.10. Zaman aralığını belirlenmesi.

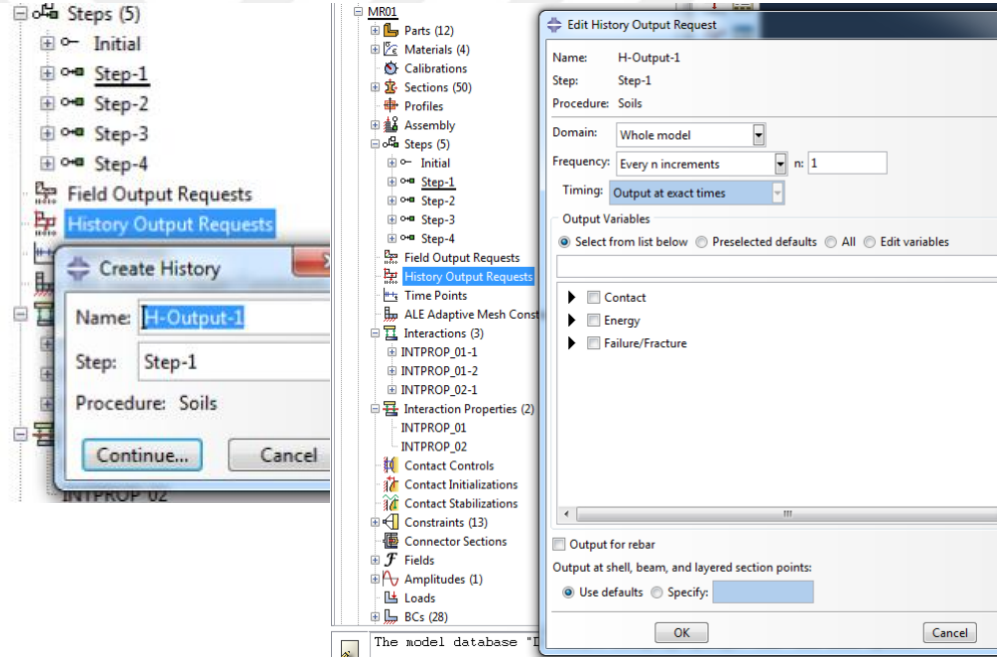


Şekil B.11. Field output request menüsü.

h) Field Output Request: Analiz sonucunda görmek istediğimiz değişkenler için talep oluşturmamızı sağlar (Şekil B.11a ve b). Bu değişkenleri tüm model, arzu edilen

noktadaki düğümler, yüzeyler veya kontaklar için talep edilebilir (Şekil B.11d). Frequency seçeneği talep edilen değişkenlerin hangi zaman aralıklarında veya zamana bağlı olamayan artışlarda mı talep edileceğini belirler (Şekil 11c). Uzun bir değişken listesi istenebilir. Dokuların bifazik davranışını tahmin etmek için yapılan çalışmalarda genellikle şu değişkenler talep edilir: Stresses: S (stress components ve invariants). Strain: LE (Logarithmic strain components). Displacement/ Velocity/ Acceleration: U (Translations ve rotations). Forces/Reactions: RF (Reaction forces ve moments). Contact: CSTRESS (contact stress), CDISP (contact displacements) ve CSTATUS (contact status). Porous media/Fluids: VOIDR (void ratio), POR (pore veya acoustic pressure).

i) History output request: Bu isteğe bağlı bir istektir. Talep edilen en yaygın değişkenler enerji ile ilgili değişkenlerdir (Şekil B.12).

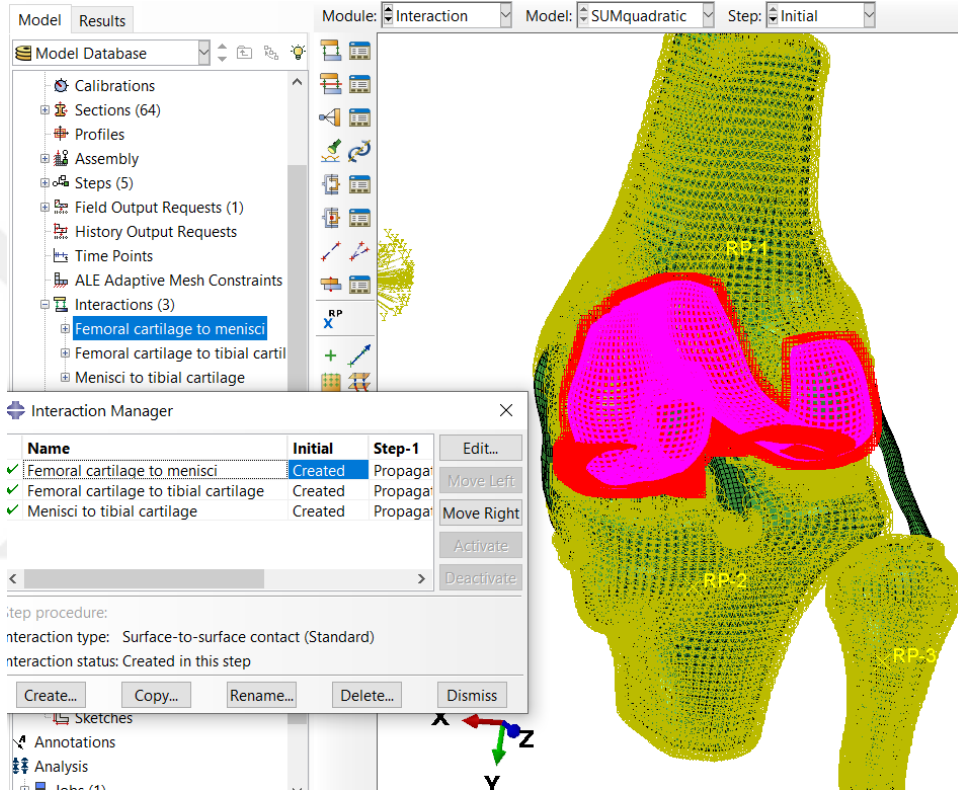


Şekil B.12. History output request menüsü.

j) Interactions: Bu modülde, temas halindeki yüzeylerin davranışını belirlemek için temas halindeki yüzeylerin birbirileri arasındaki ilişki tanımlanır. Modelimizde üç kontak çifti vardır. Bunlar aşağıdaki gibidir:

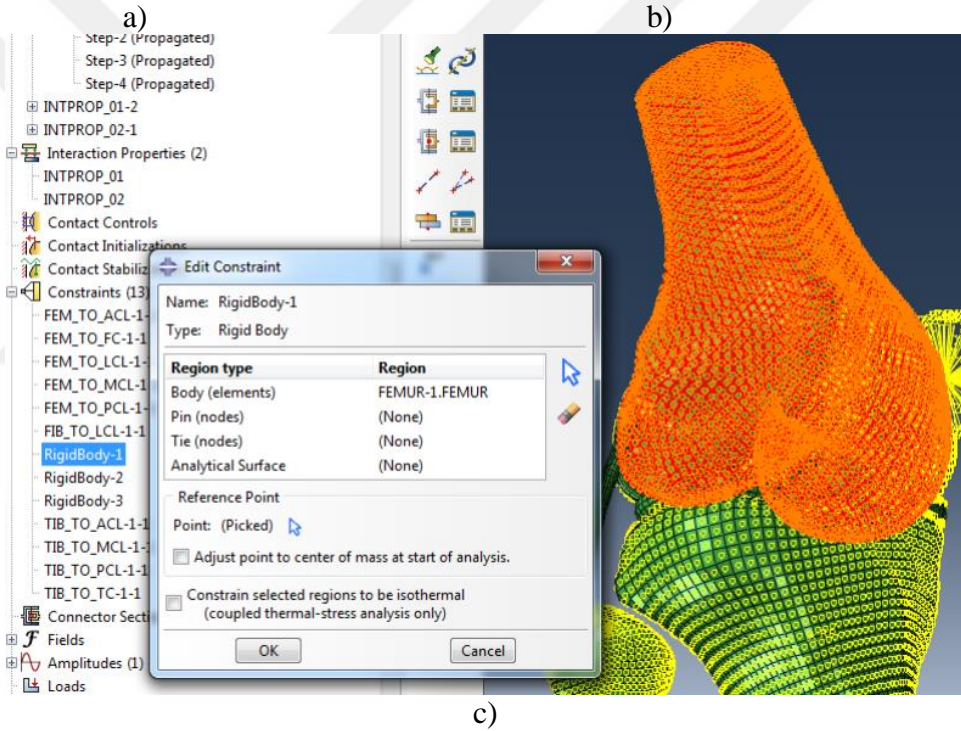
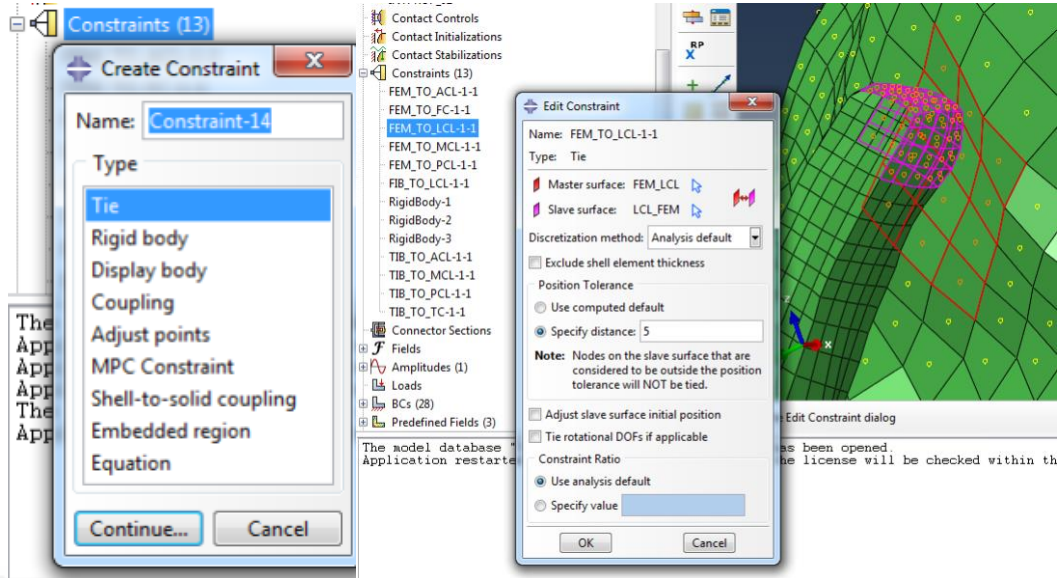
- Femoral kıkırdak - Tibial kıkırdak.
- Meniski - Femoral kıkırdak
- Meniski - Tibial kıkırdak.

Şekil B.13'te femoral kıkırdak ile meniski arasındaki etkileşim gösterilmektedir. Master ve Slave yüzeyler seçilmelidir. Bunun için tanımlanan yüzeyler kullanılabilir. Temas halinde olan iki dokudan daha rijit olan veya daha fazla eleman içeren doku yüzeyi Master diğeri Slave seçilir. Kayma formülasyonu (Sliding formulation) için, sonlu kayma (finite sliding) veya küçük kayma (small sliding) seçenekleri seçilebilir. Analiz büyük deformasyonlar içeriyorsa sonlu kaymak seçilirken küçük deformasyonlarda küçük kayma seçilir.



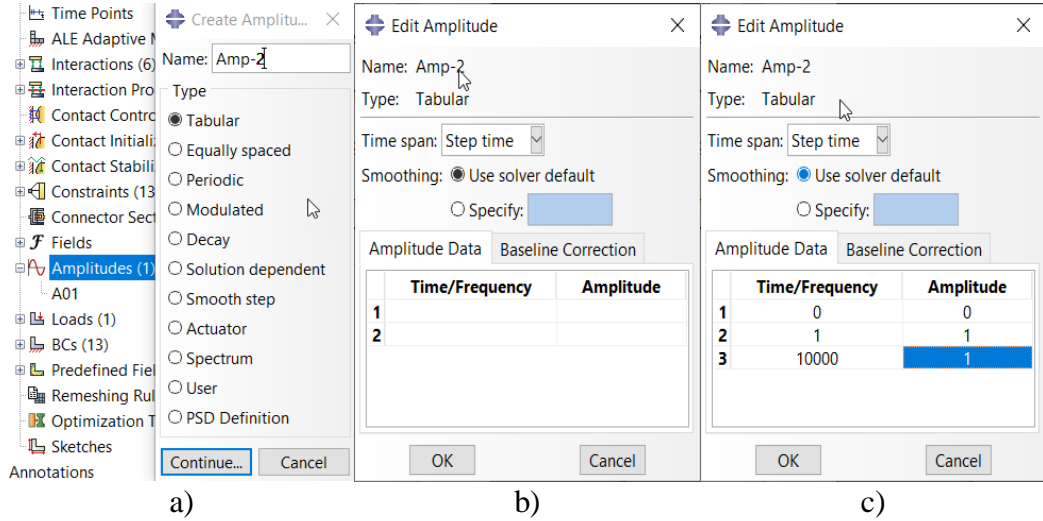
Şekil B.13. Interaction menüsü.

k) Constraints: Analizlerimizde iki türlü kısıtlanma kullanılmıştır. Bunlar Tie ve Rigid body seçenekleridir (Şekil B.14a). Tie iki adet instance'yi bir arada tutar ve aralarında bağıl bir hareket yoktur. Interaction'da olduğu gibi master ve slave yüzeyler tanımlanmalıdır (Şekil B.14b). Rigid body seçeneği kemikleri rijit 3B modeller olduğunu vurgulamak için kullanılır (Şekil B.14c). Rijit gövde için bir referans noktası belirtilmelidir ki, bu nokta parça modülünde zaten bir özellik olarak mevcuttur.



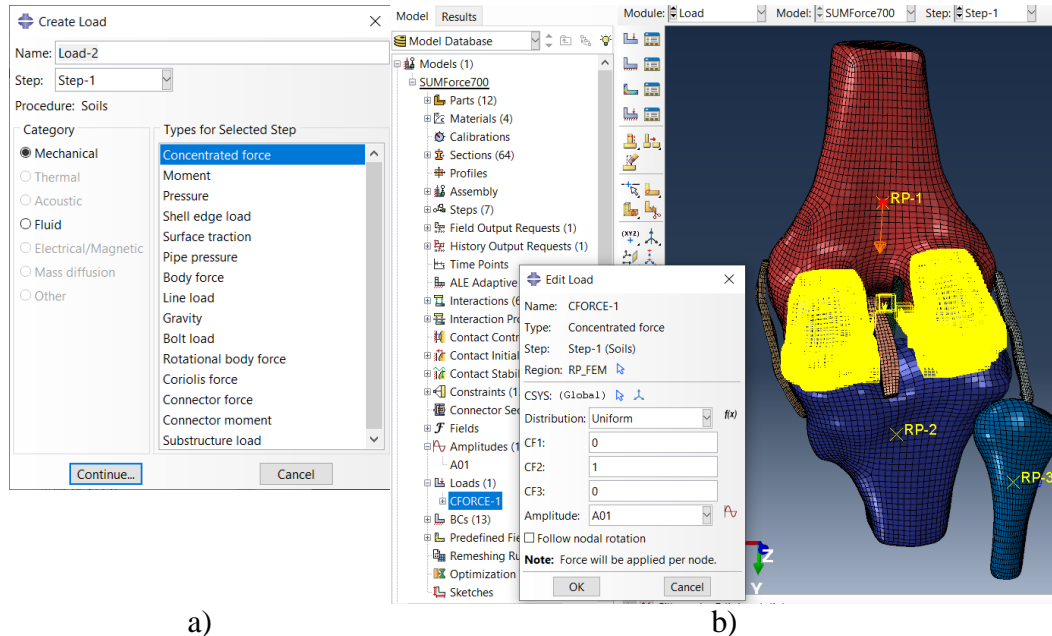
Şekil B.14. Constraints menüsü ekran görüntüsü.

1) Amplitudes: Bu bölüm, bir kemiğe uygulanacak olan dönme, yer değiştirme, kuvvet veya moment gibi bir sınır durumu ile ilişkili olabilecek işlevleri tanımlamak için kullanılırlar (Şekil B.15a). En çok kullanılan Amplitude türü, time/frequency ve amplitude değerleri içeren bir tablo oluşturmak gerekir (Tabular) (Şekil B.15b). Bir saniyede 0'dan 1'e yükselen ve daha sonra 10000 saniye boyunca sabit tutulan bir genlik örneği Şekil B.15c'de gösterilmiştir.



Şekil B.15. Amplitudes menüsü ekran görüntüleri.

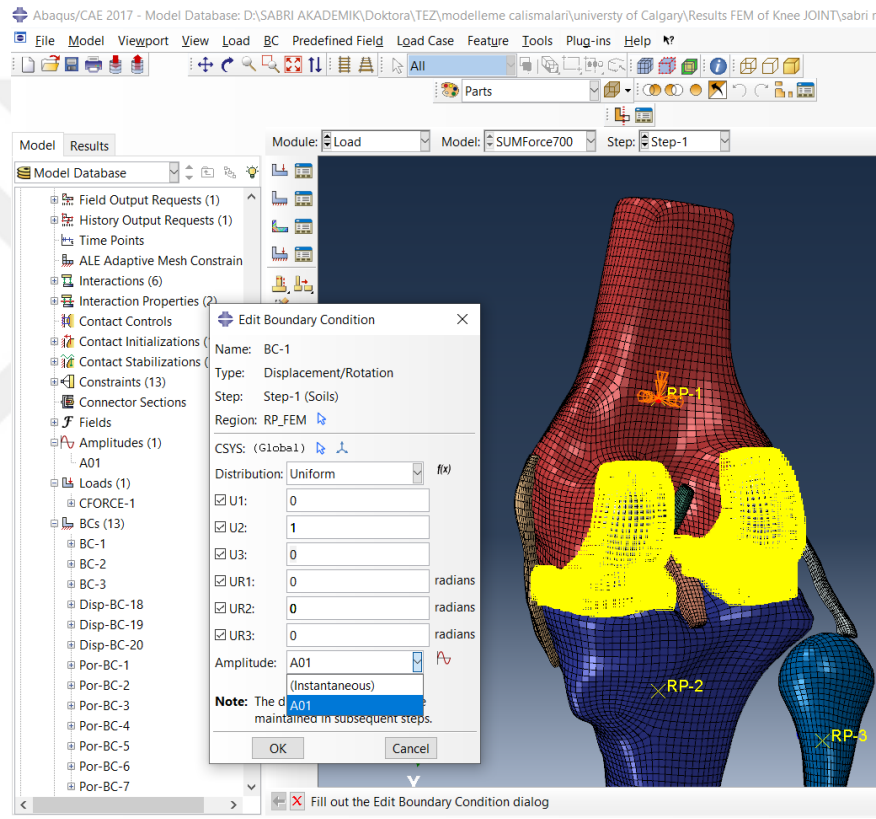
m) Loads: Modele uygulanan dış kuvvetleri ve momentleri belirtmek için kullanılırlar (Şekil B.16a). Yüklerin uygulanma şekli, kullanılan genliğe bağlı olarak değişecektir. Şekil B.16b, dikey olarak uygulanan bir yük örneğini göstermektedir. Kuvvetlerin büyüklüğü CF değerine göre verilir (bu durumda Y için 1 ve X ve Z için ise 0), yükün zaman göre uygulanması, daha önce oluşturulan genlik değerine bağlı olarak değişecektir.



Şekil B.16. Amplitudes menüsü ekran görüntüleri

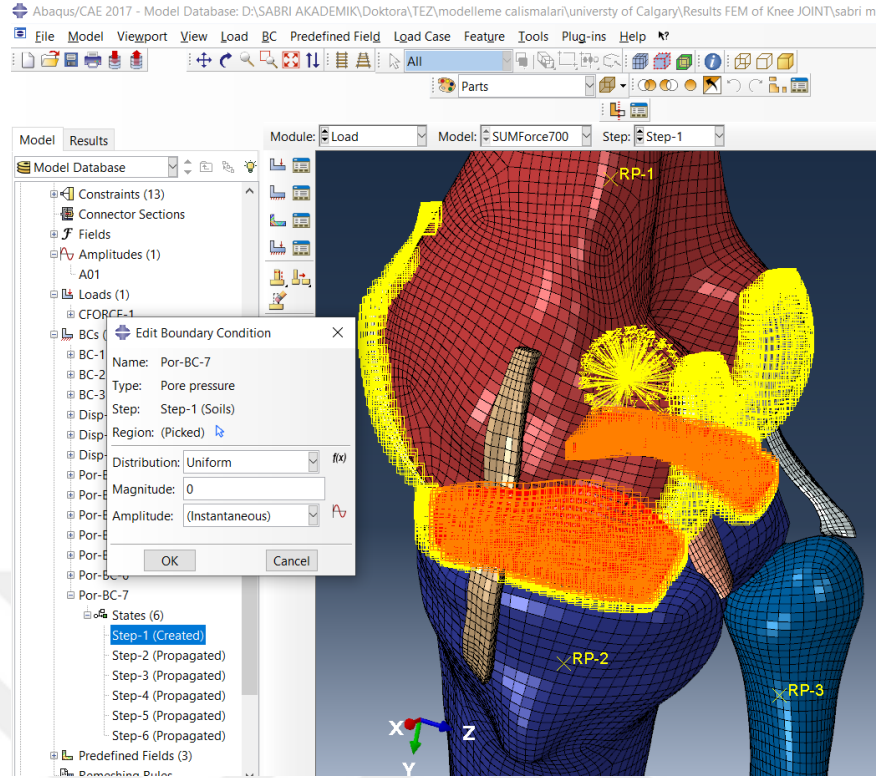
n) Boundary conditions: Tez çalışma konusu ile ilgili analizler iki tip sınır koşulu içerir. Bunlar yer değiştirmeler / rotasyonlar ve gözenek basıncıdır. Herhangi bir

yöndeki yer değiştirme / dönüş değerlerini sıfıra eşitlemek demek, seçilen düğüm veya yüzey kümesinin, koşulun belirtildiği yönde hareket etmesine / dönmesine izin verilmeyeceği anlamına gelir. Şekil B.17, femur (kırmızı renkte) sadece dikey (U2) yönde hareket etmesine izin verildiği diğer hareketlerin ve dönmelerin kısıtlandığı bir örneği göstermektedir. Yüklerde olduğu gibi, yer değiştirmenin uygulanma şekli kullanılan genlik değerine bağlı olacaktır. UR1, UR2 ve UR3'ün X, Y ve Z yönlerindeki dönüşleri temsil ettiğine dikkat edin. Kemikler sert olarak modellendiğinden, yer değiştirme koşullarını belirlemek için sadece tek bir nokta (referans) gerekir.



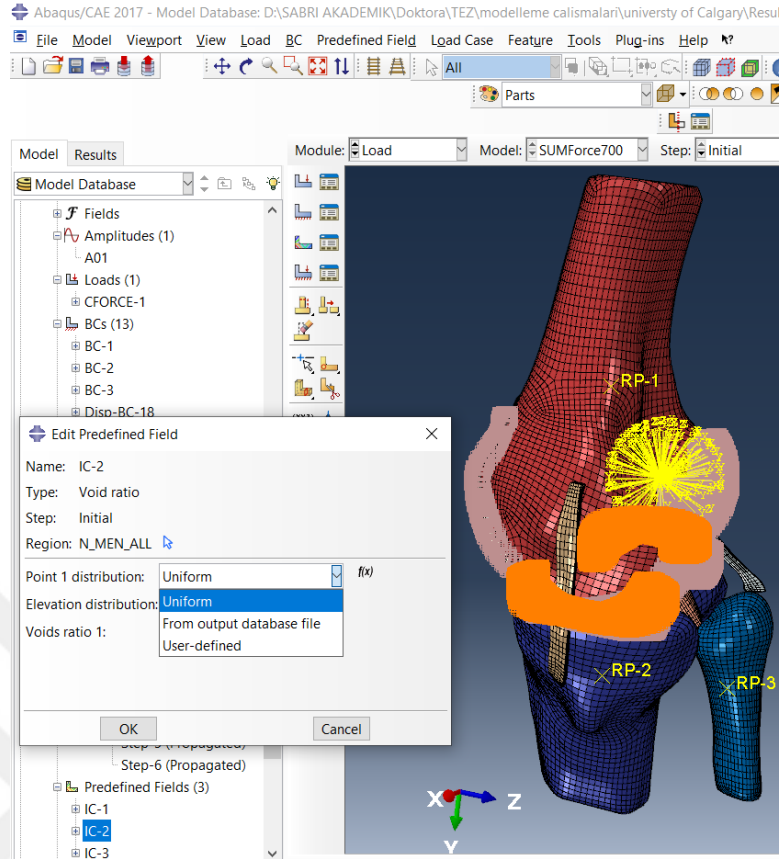
Şekil B.17. Boundary conditions – displacement değerlerinin ABAQUS içerisine eklenmesi.

Şekil B.18'de gözenek basıncı sınır koşulu uygulanmasına bir örnek gösterilmektedir. Bu durumda, tibial kırırdağın yüzeyine sıfır değeri verilir. Bu durum, başka herhangi bir yüzeyle temas etmeyen serbest yüzey durumuna karşılık gelir.

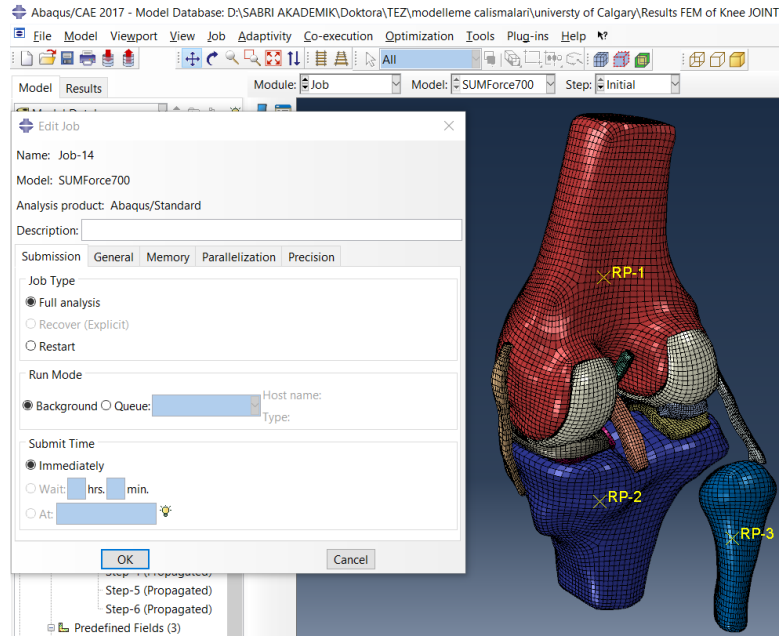


Şekil B.18. Boundary conditions - pore pressure (gözenek basıncı) uygulanması.

- o) Predefined fields: Bu bölüm, hesaplama alanına bağlı olarak belirli değişkenin değerini belirtmek için kullanılır. Örneğin, diz eklemi için Void Ratio (Boşluk Oranı) değişkeni belirtilmelidir (Şekil B.19). Örnekte, boşluk oranı sabit ve değişmeyendir, ancak bir $f(x)$ fonksiyon belirtilirse, fonksiyona bağlı olarak değişken boşluk oranı da belirtilebilir.
- p) Job creation: Bu bölüme kadar anlatılan ABAQUS modüllerinde gerçekleştirilen tanımlar tamam ise, bir çalışma dosyası hazırlanır (Şekil B.20). Burada, analizde bir alt rutin kullanılıp kullanılmayacağını, analiz sırasında kullanılacak hafıza, işlemci miktarları gibi bir takım ayarlar yapılabilir. Herhangi bir değişkenliğe ihtiyaca yoksa varsayılan olarak kalabilir. Tez kapsamında yapılan analizlerin aşırı fazla hesaplama sürelerine sahip olduğundan, analizler Calgary Üniversitesi'nde bulunan paralel bilgisayarlar vasıtası ile gerçekleştirilmiştir. Bunun için sadece input dosyası oluşturmak yeterlidir. İlgili input dosyasını ve malzeme özelliklerin matematiksel denklemlerini içeren alt rutini VPN servisler ile üniversite dışında iken de paralel bilgisayar sistemine gönderilebilir.



Şekil B.19. Predefined fields ekran görüntüsü.



Şekil B.20. Jobs menüsü ekran görüntüsü.

KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER

- [1] **Uzuner S.**, Rodriguez M. L., Li L. P., Kucuk S., Dual Fluoroscopic Evaluation of Human Tibiofemoral Joint Kinematics during a Prolonged Standing: A Pilot Study, *Engineering Science and Technology, an International Journal*, 2019, **22**(3), 794-800.
- [2] **Uzuner S.**, Li L., Kucuk S., Memisoglu K., Changes in Knee Joint Mechanics after Medial Meniscectomy Determined with a Poromechanical Model, *Journal of Biomechanical Engineering*, 2020, DOI: 10.1115/1.4047343.
- [3] **Uzuner S.**, Zurnacı E., Rodriguez M. Kucuk S., Investigation of the Effect of Mesh Density and Element Type on Behavior of Biphasic Soft Tissues in Finite Element Analysis, *International Conference On Advanced Technologies Computer Engineering And Science (ICATCES'2018)*, Safranbolu, Turkey, 11-13 May 2018.
- [4] **Uzuner S.**, Rodriguez M. L., Li L., Kucuk S., An In-vivo Study of Human Tibiofemoral Joint Kinematics by using Dual Fluoroscopy System. *International Conference On Advanced Technologies Computer Engineering And Science (ICATCES'2018)*, Safranbolu, Turkey, 11-13 May 2018.

ÖZGEÇMİŞ

Sabri UZUNER, 1983 yılında Borçka/ARTVİN’de doğdu. İlk ve orta öğrenimini Sakarya-Geyve İlköğretim Okulu’nda tamamladı. 2001 yılında Bursa Ali Osman Sönmez Teknik Lisesi’nde elektronik bölümünden mezun oldu. 2007 yılında Marmara Üniversitesi Mekatronik Öğretmenliği bölümünü bitirdi. Yüksek Lisans eğitimini Marmara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Mekatronik Eğitimi ABD’de 2012 yılında tamamladı. 2007-2012 yılları arasında Selçuk Üniversitesi Ereğli Kemal Akman Meslek Yüksekokulu Elektronik ve Otomasyon Bölümde öğretim görevliliği ve bölüm başkanlığı yaptı. 2012 yılında Düzce Üniversitesi Cumayeri Meslek Yüksek Okulu Elektronik ve Otomasyon bölümüne öğretim görevlisi olarak atandı ve halen devam etmektedir. Evli ve üç çocuk babasıdır.