

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİMDALI

PROKSİMAL TİBİAL OSTEOTOMİ TEKNİĞİNİN
PATELLA FEMORAL EKLEME ETKİLERİNİN
SONLU ELEMAN ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

UZMANLIK TEZİ
DR. ABDULLAH ENES UĞUZ

TEZ DANIŞMANI
PROF. DR. HAMZA ÖZER

ANKARA
TEMMUZ 2025

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİMDALI

PROKSİMAL TİBİAL OSTEOTOMİ TEKNİĞİNİN
PATELLA FEMORAL EKLEME ETKİLERİNİN
SONLU ELEMAN ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

UZMANLIK TEZİ
Dr. Abdullah Enes UĞUZ

TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Hamza ÖZER

ANKARA
TEMMUZ 2025

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasının ortaya çıkmasında katkı sağlayan, başta, bilgi, birikim ve tecrübesiyle tez sürecimin her aşamasında bana yol gösteren, akademik gelişimime büyük katkılar sağlayan değerli tez danışmanım Prof. Dr. Hamza Özer'e, kıymetli zamanını ayırdığı ve sabırla destek olduğu için sonsuz teşekkür ederim.

Uzmanlık eğitimi sürecinde bana bilgi ve deneyimleriyle katkıda bulunan, yönlendirmeleri ve destekleriyle gelişimime yardımcı olan başta Anabilim dalı başkanımız Prof. Dr. Hakan Atalar ve kliniğimizdeki tüm değerli hocalarıma ayrı ayrı teşekkür ederim. Onlarla çalışmak benim için büyük bir onur olmuştur.

Her koşulda yanımda olan, varlığıyla bana güç veren, desteği ve anlayışıyla bu süreci daha kolay hale getiren canım eşim Azime'ye, hayatımdaki yeri ve katkısı tarif edilemez. Aynı şekilde, her daim yanımda hissettiğim, beni bu günlere getiren aileme gönülden teşekkür ederim.

Sonlu eleman analizi hakkında yardımlarından ötürü Prof. Dr. Zafer Tekiner'e ve simülasyonları gerçekleştirme konusunda yardımcı olan mühendis arkadaşlarıma teşekkürü bir borç bilirim. Bu süreçte emeği geçen herkese yürekten teşekkür eder, hepsine ayrı ayrı minnettarlığımı sunarım. Ayrıca bu süreçte birlikte çalıştığım, bilgi paylaşımı ve desteğiyle tezimin tamamlanmasına katkıda bulunan değerli çalışma arkadaşlarıma teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	i
İÇİNDEKİLER.....	ii
ŞEKİLLER	iv
TABLolar.....	vi
KISALTMALAR	vii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Tarihçe	3
2.2. Diz Anatomisi	4
2.2.1. Kemik Yapılar	5
2.2.2. Menisküsler	7
2.2.3. Eklem Kapsülü	8
2.2.4. Sinoviya	8
2.2.5. Dizin İç ve Dış Bağları.....	9
2.2.6. Diz Eklemi Bursaları.....	10
2.2.7. Diz Eklemine Nörovasküler Yapıları	11
2.3. Diz Biyomekaniği.....	12
2.3.1. Patellafemoral Eklem Kinematiki	13
2.3.2. Tibiofemoral Eklem Kinematiki	15
2.4. Varus Dizilim Biyomekaniği.....	17
2.5. Diz Osteoartriti Epidemiyolojisi ve Patofizyolojisi.....	19
2.6. Diz Osteoartritinin Radyolojik Değerlendirilmesi.....	24
2.7. Alt Ekstremitenin Dizilim Parametleri	28
2.8. Dizilim Bozukluğunun Kaynağının Saptanması	36
2.9. Düzeltme Derecesinin Hesaplanması	37
2.10. Proksimal Tibial Osteotomi Endikasyonları ve Kontraendikasyonları.....	43
2.11. Proksimal Tibial Osteotomi Teknikleri	49

2.11.1. Medial Açık Kama Osteotomi	49
2.11.2. Lateral Kapalı Kama Osteotomi	52
2.11.3. Proksimal Tibial Osteotomi Komplikasyonları	55
2.11.4. Sonlu Elaman Analizinin Ortopedi ve Travmatolojide Kullanım Alanları	59
3. GEREÇ VE YÖNTEM	62
3.1. Açık Kaynak Modelin Donör Bilgileri	64
3.2. Açık Kaynak Modelin Görüntüleme Verileri	64
3.3. Görüntü Segmentasyonu	66
3.4. Mesh (Ağ) Oluşturulması	67
3.5. Modelin Montajı ve Şablonlaması	67
3.6. Modelin Simülasyona Hazırlık İçin Model Özelleştirmesi	68
3.7. Proksimal Tibial Osteotomi Uygulanması ve Sonlu Dizi Analizi için Modelleme	72
4. BULGULAR	77
5. TARTIŞMA	87
6. SONUÇ	93
7. KAYNAKLAR	94
8. ÖZET	109
9. ABSTRACT	110
10. EKLER	111
Ek-1: Etik Kurul Onayı	111
11. ÖZGEÇMİŞ	112

ŞEKİLLER

Şekil 1.	Femur, tibia ve patellanın ön-arka anatomik yapıları.....	6
Şekil 2.	Meniskal yapıların yukardan görünümü.....	8
Şekil 3.	Diz eklemının başlıca nörovasküler yapıları	12
Şekil 4.	Q açısının şekillendirilmesi	14
Şekil 5.	Femoral roll-back şekillendirilmesi.....	16
Şekil 6.	Adduksiyon momenti şekillendirilmesi.....	19
Şekil 7.	Diz osteoartrit prevalansının şekillendirilmesi.....	22
Şekil 8.	Diz osteoartritinın patofizyolojisinin şekillendirilmesi	24
Şekil 9.	Kellgren ve Lawrence sınıflanmasının gösterilmesi	26
Şekil 10.	Mekanik aksın şekillendirilmesi.....	30
Şekil 11.	MFA'nın şekillendirilmesi	32
Şekil 12.	Femoral ve tibial torsiyon açısının şekillendirilmesi	32
Şekil 13.	Eklem konverjans açısı ve mekanik aksın çizimi.....	34
Şekil 14.	Tibial eğim referans noktaları	35
Şekil 15-16.	Fujisawa ve Noyes methodu ve Dugdale methodunun şekillendirilmesi	40
Şekil 17.	Miniaci yöntemi şekillendirilmesi.....	40
Şekil 18.	Blumensaat methodu ile patella alta olan hastanın grafisi	42
Şekil 19.	Erdemir ve ark. Açık Kaynak Diz kaynak Modeli Oluşturma İşlem Sırası	65
Şekil 20.	OpenKnee Görüntü Segmentasyonu Örneği	66
Şekil 21.	Model Komponentleri	70
Şekil 22.	Tendon Tanımlamaları	70
Şekil 23.	Sınır Koşulları	71
Şekil 24.	Malzeme Tanımlamaları.....	71
Şekil 25.	Kontakt Tanımlamaları.....	72
Şekil 26.	Maket Model Üzerinde Osteotomi Uygulanması.....	74

Şekil 27.	Osteotomi modelinin ‘FREESCAN COMBO’ ile 3D taratılması	75
Şekil 28.	3D Tarama Sonrasında .stl Fortmatında Yüzey Geometrisi.....	76
Şekil 29.	Anteromedializasyon’un Model Üzerinde Şekillendirilmesi	78
Şekil 30.	Osteotomi modelinin radyografik görüntüsü	78
Şekil 31.	Sağlıklı Diz Eklemının Sonlu Dizi Analizi Modellenmesi	79
Şekil 32.	Rutin Osteotomi Uygulanan Model	79
Şekil 33.	5 Derece Anteversiyon ile Osteotomi Modeli	80
Şekil 34.	10 Derece Anteversiyon İle Osteotomi Modeli.....	80
Şekil 35.	Sağlıklı Diz Eklemi Modelinin Patellafemoral Kinematığı	81
Şekil 36.	Sağlıklı Diz Eklem Modelinin Tibia-Femur Translasyon Grafiği	81
Şekil 37.	Sağlıklı Diz Eklem Modelinin Tibiofemoral Translasyon ve Rotasyon Grafiği	82
Şekil 38.	Sağlıklı Diz Eklem Modelinin Tibiofemoral Kinematığı.....	82
Şekil 39.	Sağlıklı Modelde Patellar Kontakt Basınç Şekillendirilmesi	83
Şekil 40.	7 derece Varus Diz Tibia Basınç Haritası	83
Şekil 41.	7 Derece Varus Diz PTO Sonrası Basınç Haritası	84
Şekil 42.	Rutin Teknik Sonrası Patellar Basınç Haritası	84
Şekil 43.	5 Derece Anteversiyon Osteotomili Model Basınç Haritası	85
Şekil 44.	10 Derece Anteversiyon Osteotomili Model Basınç Haritası	85

TABLÖLAR

- Tablo 1.** YTO komplikasyonlarının Woodacre çalışmasına göre tablosu..... 58
- Tablo 2.** Açık kaynak diz modelinde donör bilgilerinin tablosu 64



KISALTMALAR

DSÖ	: Dünya Sağlık Örgütü
PTO	: Proksimal Tibial Osteotomi
FEA	: Finite Element Analysis (Sonlu eleman analizi)
BMI	: Body Mass Index (Vücut Kitle İndeksi)
FTA	: Femorotibial Aç1
AA	: Anatomik Aks
MA	: Mekanik Aks
MAD	: Mekanik Aks Deviasyonu
LDFFA	: Lateral Distal Femoral Aç1
MPTA	: Medial Proksimal Tibial Aç1
ABOA	: Ayak Bileği Oryantasyon Açısı
MAKO	: Medial Açık Kama Osteotomisi
KKO	: Kapalı Kama Osteotomi
VR	: Varus
VL	: Valgus
OA	: Osteoartrit
MFA	: Mekanik femoral aç1
ABOA	: Ayak bileği ortyantasyon açısı
CORA	: Center of Rotation angulation

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dünya Sağlık Örgütü'nün anayasası şöyle der: 'Sağlık, yalnızca hastalık veya sakatlığın olmaması değil, tam bir fiziksel, ruhsal ve sosyal refah durumudur'. Diz hastalıkları bu tanımdaki sağlığın temel bileşenlerini derinden etkilemektedir. Dizin en sık görülen hastalıklarından birisi diz osteoartritidir. Diz osteoartriti dünya genelinde yaklaşık 365 milyon insanı etkilemektedir ve çeşitli derecelerde sakatlıklara neden olmaktadır (1). Diz osteoartriti eklem kıkırdağının ilerleyici kaybı ile giden yaş, genetik ve biyomekanik faktörlerin neden olduğu çok nedenli dejeneratif bir hastalıktır. Hastalığın patofizyolojisinde önemli bir yere sahip biyomekanik faktörlerden birisi de varus-valgus dizilim bozukluğudur (2). Dizilim bozukluğu kompartmanlar arasında anormal yüklenme ile progresif kıkırdak hasarı, subkondral kemik kaybı ve sonucunda deformitenin açısal ilerlemesi ile sonuçlar. Medial kompartman artrozu lateral kompartmana göre 10 kat daha fazla etkilenmektedir (3). Varus dizilim bozukluğu olan dizlerde sıklıkla medial kompartman etkilenmektedir. Diz kıkırdağının korunması, subkondral kemik kaybının azaltılması ve diz ağrısı önlenmesi için tek kompartmanda anormal yüklenmeye neden olan dizilim bozukluğunun düzeltilmesi hedeflenmelidir. Medial kompartman üzerindeki anormal aksiyel yüklenmenin diz eklemının sağlıklı kısımlarına dengeli paylaşdırmak için yapılan proksimal tibial osteotomi (PTO) cerrahisi oldukça etkili bir tekniktir. PTO aktif yaşam biçimi olan ve dizilim bozukluğu olan genç hastalarda artroplastinin sınırlamalarına göre avantajlı bir seçenek olarak dikkati çekmektedir.

Sonlu eleman analizi (FEA), çeşitli kuvvetler uygulandığında farklı malzemelerin nasıl tepki vereceğini tahmin etmek için kullanılan bir hesaplama tekniğidir. Ortopedi alanında, bu teknik ağırlıklı olarak implant tasarımı ve testi için kullanılmıştır. Teknoloji geliştikçe, giderek artan sayıda klinik uygulama geliştirilmekte ve cerrahi planlama ve implantları bireysel hasta özelliklerine göre uyarlama fırsatı alanlarında umut vadetmektedir(4).

Çalışmamızda in-silico diz eklemi modelinde rutin teknikle ve iki ayrı 'Fulkerson Osteotomisi-Benzeri' olarak tanımladığımız biplanar retrotüberkül osteotomisi modifikasyonu PTO cerrahisi simüle edilecek ve patellafemoral eklem, medial ve lateral kompartman biyomekanik olarak incelenecektir. Biyomekanik analiz ardından güncel yaklaşımda PTO cerrahisi için rölatif kontraendikasyonlardan olan patellafemoral bulgular yeniden gözden geçirilecektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Tarihçe

Ekstremitte deformitelerinin tedavisinde osteotomi kavramı 2.000 yılı aşkın bir süredir vardır. Osteotominin temel prensibi (osteo = kemik, tomi = kesmek), bir kemiğin cerrahi olarak kesilmesini sağlamak, böylece yeniden hizalanmayı ve bunun sonucunda ağırlık taşımanın hasar görmüş bir alandan eklem yüzeyinin hasar görmemiş bir alanına aktarılmasını sağlamaktır. Tarihsel olarak diz çevresi osteotomi ilkeleri ve cerrahi teknik açısından üç dönemde incelenebilir. Tarihsel dönem (1940 öncesi), modern erken dönem (1940-2000) ve modern geç dönem (2000-günümüz)(5). PTO ilk kez 1854 yılında Langenbeck tarafından uygulanmıştır ve osteotomi fiksasyonu alçı tespiti ile yapılmıştır(6). 1875 yılında ise Wolkman PTO ile ilgili sonuçlarını yayınlamıştır. Steindler diz osteoartriti endikasyonu ile PTO tekniğini 1940 yılında uygulamıştır. İlk kez tibia medialis tibial tüberkülün proksimalinden PTO uygulanması 1951 yılında Debeyre tarafından uygulanmıştır(7). 1961 yılında, Jackson ve Waugh, diz osteoartriti olan, valgus veya varus deformitesi ve engelleyici ağrısı bulunan 11 proksimal tibial osteotomi (PTO) vakalarını yayımladılar. İlk kez, osteotomi sonrasında elde edilen deformite düzeltilmesini ve mekanik aksın düzeltilmesini gösteren radyografik kanıtları yayımladılar ve ortalama 31 aylık bir takip süresinde elde edilen düzeltmeyi nicel olarak değerlendirdiler(8). 1965 yılına gelindiğinde ise Convery ve arkadaşları kapalı kama osteotomisini daha da geliştirerek yaygınlaştırdılar. Convery 1979 yılında varus diz osteoartrit hastalarında uyguladığı proksimal tibial osteotomi

ameliyatının sonuçlarını yayınladı.1976 yılında ise Maquet kendi ismiyle tanınan ‘barrel-vault, dome, ‘kubbe’ osteotomiyi tanımladı. Bu teknikte patella femoral artritli olan hastalarda tuberistas tibiayı anteriora yönlendirerek temas yüzeyini azaltmayı hedefledi.

1990’lı yılların başlarında Puddu, açık kama PTO’da kullanılan Puddu plağını geliştirmiştir(9). 2002 yılında ise Lobenhoffer, ‘Tomofix’ plağı adını verdiği plağının medial açık kama osteotomisinde uygulama sonuçlarını bildirmiştir(10).

Proksimal tibial osteotomi cerrahisinde uzun yıllardır çok farklı teknikler kullanılmasına rağmen tüm teknikler mekanik aksın düzeltilmesi amaçlamıştır. Son yıllarda mekanik olarak daha güvenilir plak-vida sistemleri geliştirilmesi ve aktif yaşam biçimine sahip popülasyonun sayısal artışı biyolojik rekonstrüksiyon yöntemi olan proksimal tibial osteotomi cerrahisini günümüzde tekrar popüler hale getirmiştir.

2.2. Diz Anatomisi

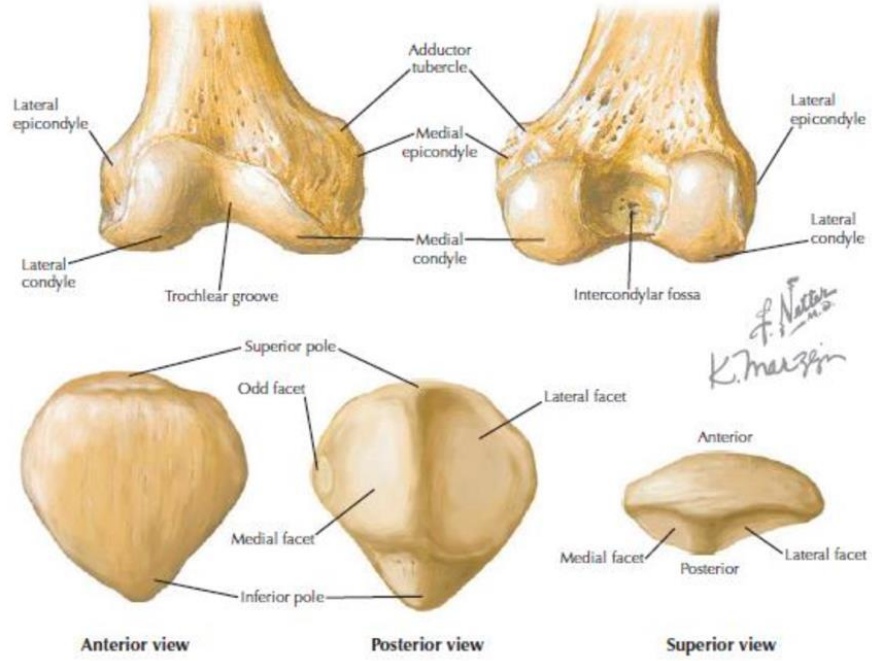
Diz eklemi vücuttaki en büyük eklemdir. Diz eklemi femur, tibia ve patella olmak üzere üç kemikten oluşmaktadır. Fibula diz eklemine katılmaz(11). Tek bir boşluk içerisinde femur ve tibia arasında iki kondiler tip ve patella ile femur arasında sellar tip olmak üzere üç ayrı eklem içerir. Çok merkezli ginglymus tipi bir eklemdir. Kemik yapılar, kapsül, menisküs ve bağlar diz ekleminde statik stabiliteyi sağlarken, kas ve tendonlar ise dinamik stabiliteden sorumludur. Tüm bu yapılar dize altı ayrı hareket özgürlüğü tanırlar. Femur kondillerinden geçen transvers

eksen etrafında fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri yapılır. Diz fleksiyonda iken abdüksiyon ve addüksiyon (diz ekleminde kayma hareketi), aynı zamanda internal ve eksternal rotasyon hareketleri yapılır. Aşağıdaki sıra ile anatomik yapıları değerlendirilecektir.

2.2.1. Kemik Yapılar

Femur distali lateral ve medial kondiller yapılardan oluşur. İnterkondiller notch ile lateral ve medial olarak ikiye ayrılır. Ön ve arka çapraz bağlar buraya yapışır. Kondillerin ön yüzleri arasındaki alan olan trochlea, patellaya uyarken, alt yüzleri ise tibial kondillerin artiküler yüzlerine uyar. Hem femoral hem de tibial kondiller arkaya doğru çıkıntı yaparlar. Bu çıkıntı dizin geniş açılı fleksiyonuna izin verir. Femur distali 3-5 derece dış rotasyonda durur. Kondiller büyüklük ve geometrik olarak asimetric yapıdadırlar. Kondillerin özgün geometrisi fleksiyon ve ekstansiyonda stabilite ve hareketlerden sorumludur. Medial kondil lateral kondile göre daha büyük ve daha simetriktir. Lateral kondil medial kondilden daha küçük olması dizin fizyolojik valgus yapısını oluşturur. Lateral kondile yandan bakıldığında posteriora doğru keskin bir eğrilik bulunmaktadır; uzun aksı medial kondile nazaran daha uzundur ve vertikal planda yerleşmiştir. Bu durum; sagittal planda kondillerin eksantrik yerleşmesine ve ekstansiyonda kollateral ligamanların gerginliğinin artmasına, fleksiyonda ise gevşemesine neden olur. Addüktör tüberküle addüktör magnus kası yapışır. Addüktör tüberkül palpe edilebilmesi nedeniyle önemli bir noktadır. Bu tuberkulun altında kondilin medial yüzeyinin en belirgin noktası olarak medial epikondil bulunur. Medial kondilin sagittal düzlem

ile 22 derece açı yapar. Femur, tibia ve patellanın ön-arka kemik anatomik şekillendirmesi (Şekil-1).



Şekil 1. Femur, tibia ve patellanın ön-arka anatomik yapıları

Patella patellar tendon ve quadriceps femoris kasının arasında bulunan üçgen şeklinde vücudun en büyük sesamoid kemiğidir. Dizin ekstansör mekanizmasından sorumludur. Apeksi aşağı yerleşimlidir. Tabanı düzdür ve quadriceps kası yapışır. Patellar tendon patellanın apeksiyle tibial tüberkül arasında uzanır. Patellar tendon ortalama 8 cm uzunluğundadır (12). Patellanın eklem yüzü ortadan medial ve lateral fasetlere ayrılır. Medial fasetin medial kenarında Odd faset gözlenir ve varyasyonel bir yapıdır.

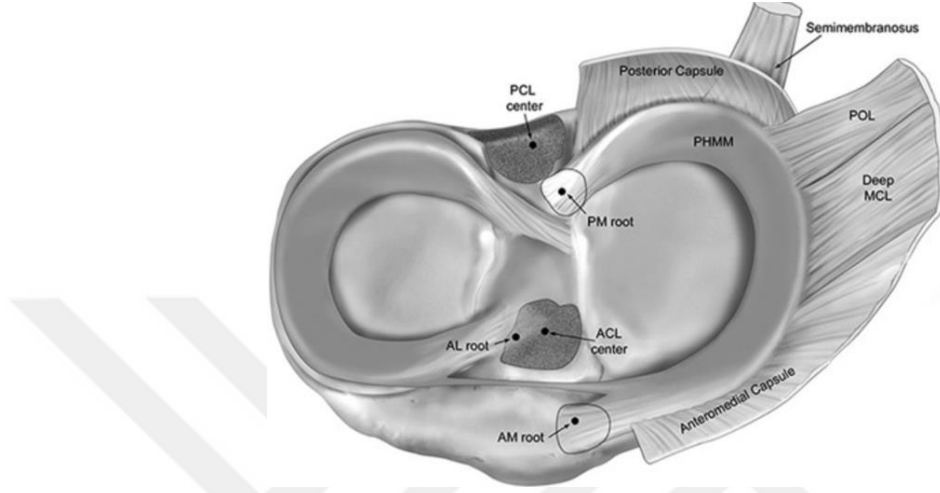
Tibia'nın diz eklemine katılan yüzü medial-lateral plato ve interkondiller eminens oluşturur. Medial kondil yüzeyi oval, derin ve daha konkav; lateral kondil yuvarlak ve daha sıgıdır. Dize binen yükü büyük oranda medial plato taşır ve lateral

platodan daha geniştir. Lateral plato daha az yük taşır. İnterkondiler eminens sayesinde diz ekstansiyonda iken kilitlenir (13).

2.2.2. Menisküsler

Menisküsler fibrokıkırdak yapıdadır. Tibia platosunun yaklaşık üçte ikisini menisküsler doldurur. Menisküsler meniskotibial (koroner) bağ aracılığı ile tibiaya yapışır. Menisküslerin dış kenarları kalındır, merkeze doğru inceliyor koronal olarak bakıldığında üçgen şeklindedir. Menisküslerin konveks olan periferik kenarı eklem kapsülüne yapışıktır. Transvers bağ menisküslerin ön kısımlarını birbirine bağlar. Bu bağlantı her iki menisküsün uyumlu hareketini sağlar. Menisküslerin periferik kısımları popliteal arterin geniküler dalları ile beslenirken iç kısımları avasküler. Menisküslerin periferik kısmının innervasyonu kapsüler pleksustan gelen sinirlerle olur. Avasküler olan merkezi alan beslenmesini difüzyon ile sağlamaktadır. Bu bölgenin yetersiz beslenmesi iyileşme kapasitesini düşürmektedir. Medial menisküs: C şeklinde olup medial menisküsün ön boynuzu anterior tibial interkondiler alana ve ön çapraz bağın önüne bağlanır. Arka boynuzu posterior tibial interkondiler alanda arka çapraz bağın önüne bağlanır. Medial menisküsün periferik kenarı eklem kapsülüne ve kollateral ligamente sıkı bağlantılı olduğundan lateral menisküse oranla daha az hareketlidir. Daha az mobil olmasına neden olan anatomik yapısı medial menisküsü hasarlanma açısından riskli hale getirir. Lateral menisküs mediale göre daha yuvarlak yapıda olup eklem yüzünün önemli bir kısmını örter. Popliteus tendonu lateral menisküsün kapsülle olan bağlantısını kesintiye uğratar. Ek olarak lateral kollateral bağ ile bağlantısı yoktur

bu serbestlik lateral menisküsün daha mobil olmasını ve daha az yaralanmasını açıklar.



Şekil 2. Meniskal yapıların yukardan görünümü

2.2.3. Eklem Kapsülü

Eklem kapsülü fibröz yapısı ile güçlü bir yapıdır. Eklemi çepeçevre sarar. Patella anteriorunda kapsül bulunmaz. Eklem kapsülünün her iki yanını, vastus lateralis ve medialisin tendonları takviye ederek kuvvetlendirir. Kapsülün arka tarafını ise semimembranosus tendonunun devamı olan oblik popliteal ligament eklenerek güçlendirir.

2.2.4. Sinoviya

Sinoviyal dokular eklem kapsülünün iç yüzünü çepeçevre sarar. Eklem yüzeyinin dış tarafında menisküs ve kemiğin dış kenarlarına tutunur. Sinoviyal membran diz eklemi etrafında olan tendonların sürtünme direncini azaltır ve hareketini kolaylaştırır. Eklem anteriorunda bir kese olan bursa suprapatellaris, patellanın superiorunda quadriceps femoris tendonunun altında uzanır. Bu cebin üst

kenarına, vastus intermedius adalesinin en alt liflerinden oluşan articularis genus kası tutunur. Bu kas diz ekstansiyonu sırasında bursayı diz ekleminden uzaklaştırır ve bursanın ekleme invaginasyonunu engeller. Subpopliteal recessus ise eklemin arka tarafında popliteus tendonunun derininde ve inferiorunda bulunur. Semimembranöz ve gastrokinemius kasının medial başı ile medial femoral kondil arasında semimembranöz bursa bulunur. Semimembranöz bursa eklem boşluğu ile ilişkilidir. Eklem kapsülünün arka kısmının lateral yarısını kapsayan sinovyal membran, çapraz bağların yan yüzünden öne doğru uzanır. Ön çapraz bağın ön tarafından dolanarak tekrar geriye doğru döner ve eklem kapsülünün medial yarısını örterler. Böylece çapraz bağlar sinovyal kesenin dışında kalırlar. Bu nedenle çapraz bağlar intrakapsüler oldukları halde ekstrasinovyal yapılardır(14).

2.2.5. Dizin İç ve Dış Bağları

Başlıca intrakapsüller bağlar ön çapraz bağ, arka çapraz bağ ve meniskofemoral bağlardır. Meniskofemoral bağlar medial femoral kondil ile lateral menisküs arasındaki bir bağıdır. Tibia internal rotasyonu esnasında lateral menisküsü mediale doğru yönlendirir. Tibianın anterior translasyonuna engel olur. Bazen aksesuar olarak tek ya da birlikte bulunabilen Wrisberg ve Humphry ligamanları gözlenebilir. İsimlendirmeleri arka çapraz bağ ile ilişkisine göre yapılır. Arka çapraz bağ anteriorunda ise Humphry, posteriorda ise Wrisberg meniskofemoral ligament olarak isimlendirilirler.

Ön çapraz bağ interkondiller notch'ta lateral femoral kondilin medial tarafın posterioruna yapışır. Tibial yapışma yeri lateral menisküs arka boynuzunun

anteriorunda medial eminense yakındır. Primer görevi tibianın femora göre anteriora translasyonuna engel olmaktır. Yapısal olarak anteromedial ve posterolateral olmak üzere iki banttandır oluşur. Diz fleksiyonda iken anteromedial bant gerginken, diz ekstansiyon pozisyonunda posterolateral bant gergin durumdadır.

Arka çapraz bağ tibianın femura göre posteriora translasyonunu engeller. Femoral yapışma noktası medial femoral kondilin posterolateraline yapışır. Tibiada ise eklem yüzeyinin posterior inferiorunda area interkondillaris posteriora tutunur. Lateral menisküsün posterior boynuzu ile bağlantılıdır. Fonksiyonel iki banttandır oluşur. Anterolateral bant fleksiyonda iken gergin konumdadır. Posteromedial bant ise yine ekstansiyonda iken gergin durumdadır. Ön ve arka çapraz esas olarak anterior posterior düzlemde translasyonu engellese de lateral translasyon ve ileri derecedeki rotasyonel zorlanmalara da engel olur.

2.2.6. Diz Eklemi Bursaları

Diz eklemi bursaları çok sayıdadır ve temel görevleri kemik ve tendonlar arasında tampon olarak bulunurlar. Tendonların efektif çalışması için sürtünmeyi azaltan sinoviyal yapılardır. (15). Dizin anterior, lateral ve medial olarak incelenebilir.

Diz medial taraf bursaları medial gastrokinemius ve anserin bursasıdır. Medial gastrokinemius bursası kasın medial başı ve kapsül arasında bulunur ve eklem aralığı ile ilişkilidir. Anserin bursa ise tibial kollateral ligaman ile gracilis, semitendinosus ve sartorius tendonları arasında bulunur. Tibial kollateral ligament

derininde medial kondil ve semimembranosus tendonu arasında 3 bursa daha mevcuttur. Diz lateralinde bulunan başlıca bursalar ise popliteal bursa, biceps femoris bursası, lateral gastrokinemius bursasıdır. Lateral gastrokinemius bursası eklem aralığı ile ilişkilidir. Diz anteriordaki başlıca bursalar prepatellar bursa, derin ve yüzeysel infrapatellar ve suprapatellar bursadır. Suprapatellar bursa eklem aralığı ilişkilidir.

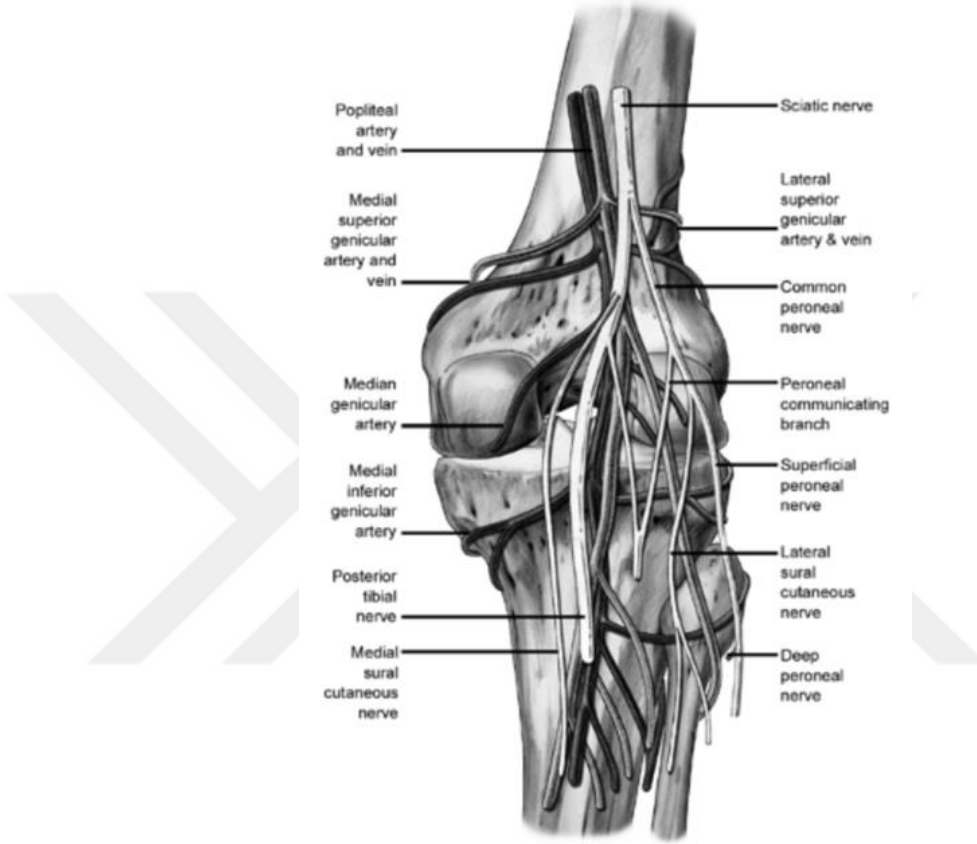
2.2.7. Diz Eklemine Nörovasküler Yapıları

Diz eklemi esas olarak femoral arterden kaynaklanan popliteal arter ile kanlanmaktadır. Politeal arter diz seviyesinde tibialis anterior ve tibialis posterior dallarını verir. Süperior ve inferior geniküler arterler diz anteriorunda çember şeklinde birleşerek patella inferior polünü besler. Medial ve lateral geniküler arterler menisküslerin beslenmesini sağlar. Orta geniküler arter ise çapraz bağlarında beslenmesinden sorumludur. Desenden geniküler arter hunter kanalından önce femoral arterden ayrılır medial femoral kondil ve vastus medialisin beslenmesinden sorumludur.

Diz eklemine innervasyonu femoral, tibial ve peroneal sinirin dalları ile innerve olur. Kalça eklemi kaynaklı ağrıların diz eklemine yansıyan ağrı olarak hissedilmesinde ise obturator sinir kaynaklıdır.

Siyatik sinirin 2 önemli terminal dalı tibial ve fibular sinirdir. Fibular sinirin önemi diz çevresi ve özellikle lateral yaklaşımda risk altında olmasıdır. Ortak fibular sinir süperfisiyal ve profundus olarak ikiye ayrılır. Ortak fibular popliteal fossadan iner ve biceps femoris tendonu medial kenarı boyunca seyrederek. Popliteal

fossayı gastrokineus kasının lateralinden terk eder ve fibula başını posteriorundan çaprazlayarak anteriora geçer ve peroneus longus kasının içerisine yönelir.



Şekil 3. Diz ekleminin başlıca nörovasküler yapıları

2.3. Diz Biyomekaniği

Diz eklemi menteşe tipi bir eklem olarak kabul edilmesine rağmen fleksiyon, ekstansiyon ve yürüme siklusu boyunca değişen akslarda hareket eder. Bu karmaşık hareket paterni patellafemoral ve tibiafemoral eklem kinematiği olarak 2 alt başlıkta incelenecektir.

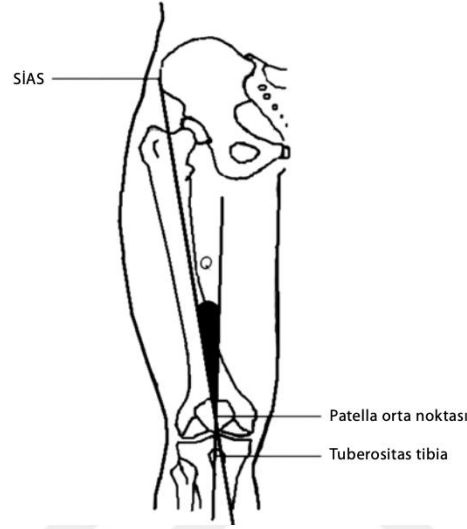
2.3.1. Patellafemoral Eklem Kinematığı

Patellofemoral eklem, diz ekstansiyon mekanizmasında kuadriseps kasının moment kolunu artırarak ve kas kuvvetinin yönünü değiştirerek dizin dinamik stabilitesine katkıda bulunan önemli bir yapıdır. Patella çevresine etki eden çok yönlü kuvvetlerin doğrultuları, hem proksimal hem de distal yerleşim bozukluklarıyla değişebileceğinden, patellofemoral eklemkin biyomekaniği ve kinematığı, alt ekstremitte ile gövde iskeletinin diziliminden de doğrudan etkilenmektedir. Örneğin, femoral anteverسیونun artması, patellofemoral mekanizma üzerinde baskı oluşturarak anterior diz ağrısına neden olabilir.

Patella, tam fleksiyon pozisyonundan ekstansiyona gelirken, yaklaşık olarak 7 cm'lik proksimal-distal yönde bir yer değiştirme gerçekleştirir. Anterior-posterior düzlemde ise bu hareket yaklaşık 19 mm civarındadır. Diz fleksiyonu sırasında tibianın iç rotasyonu ile birlikte patella mediale doğru yaklaşık 7 mm yer değiştirir, yaklaşık 11° iç rotasyon yapar, frontal planda ise 8° kadar dönme gerçekleşir. Ekstansiyonun son 20 derecelik kısmında ise patella lateral tarafa doğru kayar.

Patellaya etki eden proksimal ve distal yöndeki kuvvetler arasındaki açıya **Q açısı** adı verilir. Patella, kuadriseps kasının dört başından gelen kuvvetleri birleştirerek bu kuvvetleri en az sürtünme ile patellar tendon aracılığıyla tibiaya iletir. Distal olarak ise patellar tendon oluşturarak tibial tüberkül üzerine tutunur. Q açısı, diz ekstansiyonda iken sırtüstü yatan bireyde, spina iliaca anterior superior (SİAS) ile patella ortası ve patella ortası ile tibial tüberkül arasındaki çizgiler arasındaki açının ölçülmesiyle belirlenir.

Normalde bu açı erkeklerde 5–8°, kadınlarda ise anatomik farklar nedeniyle biraz daha geniştir. Üst sınır erkeklerde 12°, kadınlarda 15° olarak kabul edilir. Q açısının 20°'nin üzerinde olması, patolojik bir durum olarak değerlendirilir (15).



Şekil 4. Q açısının şekillendirilmesi

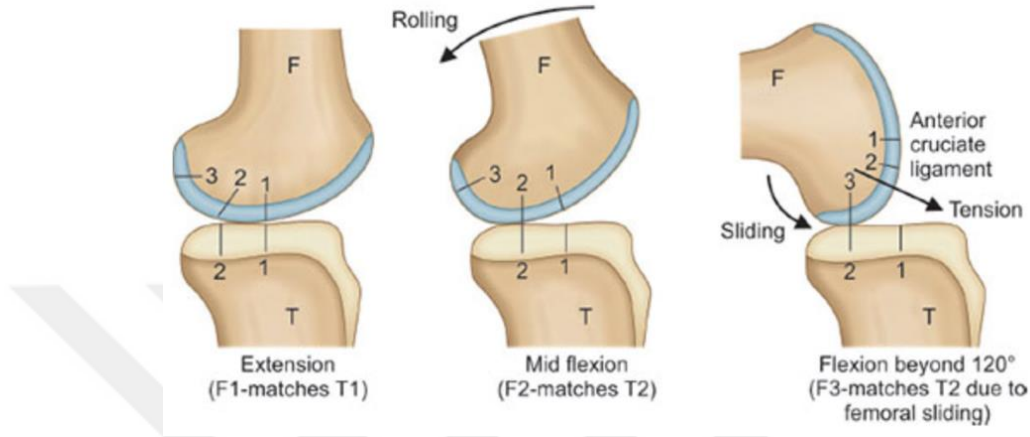
Patellar yüzey alanı yaklaşık 12-13 cm² 'dir. Çoğunlukla patellofemoral temas yaklaşık 20 derece fleksiyonda başlar. Daha erken veya daha geç başlıyor olması patellar tendonun uzunluğu ile değişir. Patellofemoral basıyı etkileyen birçok faktör vardır. Çömelme ve merdiven çıkma sırasında diz önu ağrısı yakınması ile gelen hastada bütün bu faktörlerin gözden geçirilmesi gerekir. Diz fleksiyon miktarındaki artışlar basıyı artırırken, temas alanı ve patellar tendon moment kolundaki azalışlar da basıyı artırır. Sonuç olarak vücut ağırlığındaki artış (kilo alma, ağırlık taşıma, hızlı yürümler, koşma) bir diz önu ağrısı nedeni olabilir. Patellofemoral temas alanındaki azalma da bası artışına neden olur. Bu gruptaki en önemli sorunlar dizilim sorunlarıdır. Femoral anteversiyon, tibial dış rotasyon, genu valgum, genu varum, pes planovalgus, lateral kondil hipoplazisi, patella alta,

patellar yarı çıkık bu grupta sayılabilir. Sonuç olarak diz önü ağrısı ile gelen bir hastada temel sorun patellofemoral basınç artışına neden olacak daha uzaktaki bir sorun olabilir.

2.3.2. Tibiofemoral Eklem Kinematığı

Diz eklemi ilk 20 derece fleksiyonu yaparken sadece yuvarlanma hareketi yapar. 20 derece fleksiyondan sonra yuvarlanma hareketine kayma hareketi eklenir ve fleksiyon derecesi arttıkça yuvarlanma yerini kayma hareketine bırakır. Bu, subluksasyon ve çarpmayı önlemeye yardımcı olur. Medial platonun daha konkav, lateral platonun hafif konveks, lateral femoral kondil çapının, medial kondile göre daha büyük ve medial menisküsün daha az hareketli olması nedeniyle femur kondillerindeki bu hareketler simetrik olmamaktadır. Lateral femur kondilinin yarıçapının daha büyük olması sonucu fleksiyon ile tibiada internal rotasyon, ekstansiyon ile eksternal rotasyon olur. Bu burğu Çeklindeki harekete dizin ‘‘screw home’’ mekanizması denir. Fleksiyon hareketinin ilk 20° sine kadar, her fleksiyon derecesi için yaklaşık 0,5° iç rotasyon hareketi gerçekleşir. Diz tam ekstansiyonda iken femoral ve tibial kondillerin klitlenmesinden dolayı rotasyon neredeyse kısıtlanır. Diz fleksiyonuyla dönme aralığı artar ve 90 derece fleksiyonda en büyük değerine ulaşır. Femurun, diz fleksiyona gelirken arkaya doğru olan kayma-yuvarlanma hareketine femoral roll-back denir. Bu hareketten birinci derecede arka çapraz bağ sorumludur. Diz 0 derece fleksiyondan 90 derece fleksiyona gelince tibiofemoral değme noktası 14mm geriye doğru kayar. Ön ve arka çapraz bağların kesişme noktasındaki anlık dönme merkezi, diz fleksiyonu ile arkaya doğru

giderek femoral roll-backi sağlar. Fleksiyon-ekstansiyonun her kademesindeki bu dönme merkezleribirleştiğinde 'j' tarzında bir açılanma ortaya çıkar.



Şekil 5. Femoral roll-back şekillendirilmesi

Diz ekleminde bulunan bu hareket eksenleri ve dönme merkezleri sayesinde, dize aktarılan yük her zaman diktir. Bunun sonucunda yumuşak dokular ve ligamentler üstüne fazla yük yüklenmemiş olur. Femurun anatomisinde kondiller posteriorda daha belirgin olmak üzere anteriorda da kavis yaparlar bu da temas bölgesi fleksiyonda dar, ekstansiyonda ise geniş olmasına neden olur.

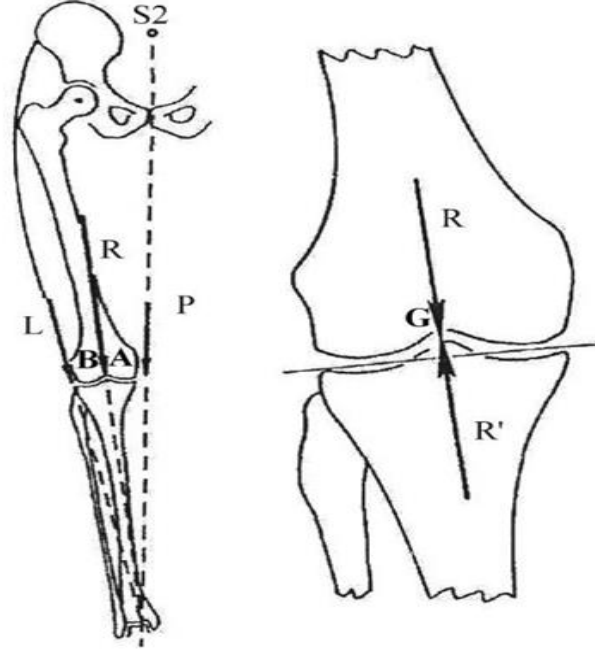
Diz ekleminin birçok düzlemde hareket yeteneği mevcut iken sagittal düzlem dizin asıl hareket düzlemidir. Sağlıklı bir diz ekleminde pasif 160°, aktif 140° fleksiyon eklem hareket açıklığı mevcuttur. Dizin aktif hareket açıklığı kalça ekleminde etkilenir. Kalça eklemi tam fleksiyonda iken aktif diz fleksiyonu 140°, kalça eklemi tam ekstansiyon olduğu sırası ise aktif diz fleksiyonu 120°'dir. Diz ekleminin kalça ekleminde etkilenmesinin sebebi kuadriseps femorisin gerilmesinden kaynaklanmaktadır. Diz ekstansiyon açıklığı yaklaşık 5-10°'dir(16).

2.4. Varus Dizilim Biyomekaniği

Diz Osteoartriti çok faktörlü bir dejeneratif hastalıktır, bu faktörler artan mekanik yüklemekten, eklem kıkırdağının bozulmasına, kemik gelişimine ve kas bozukluklarına kadar uzanır. Varus hizalaması, tibiofemoral osteoartrit geliştirme riskinin artması ve medial osteoartritin ilerlemesinin artmasıyla ilişkilidir. Diz osteoartriti olan bireylerin daha düşük diz fleksör/ekstansör kas kuvveti vardır. Diz ekstansör kasları, eklem yükleme ve buna bağlı hareket sırasında diz stabilizasyonu için hayati öneme sahiptir. Anormal eklem mekanik stresi, eklem kıkırdağının daha hızlı dejenerasyonuna neden olur ve zayıf ekstansör kaslar diz osteoartriti semptomlarını daha da artırır. On araştırmalar, eklem yükleme deneylerinde dizlerin lateralden ziyade medial olarak daha fazla itildiği lateral valgus gevşekliğinden daha fazla medial varus gevşekliği olduğunu göstermiştir(16, 17). Bu, diz ve ayağın yanlış hizalanmasını etkiler, ayrıca basınç dağılımını etkiler ve diz osteoartriti semptomlarını kötüleştirir. Diz bağları eklem stabilitesi için hayati öneme sahiptir. Bu durumda, zayıf diz ekstansör kaslarının diz osteoartritine katkıda bulunduğu bilinmektedir. Bağ gevşekliği nedeniyle normalden daha yüksek kesme kuvvetleri vardır. Bu ayrıca varus dizilime yol açar. Diz eklem boşluğu daraldıkça, vastus medialis, lateralis ve intermedius gibi daha zayıf ekstansörler yük altında zayıflayacaktır. Medial gevşeklik yaygındır ve medial yön propriosepsiyonunu kaybeder. Diz addüksiyon momenti, kas kontrolünün eksikliği nedeniyle daha zararlıdır(18). Varus dizilimli hastalar addüksiyon momentlerini azaltmaya yönelik dış rotasyonda basarak kısa adımlarla yürüme gibi kompensasyon mekanizmaları geliştirmektedir.

Dizin addüksiyon momenti medialden laterale yük aktarımının esas belirleyicisidir ve varus deformiteli dizlerde medial eklem kuvvetini oluşturur. Dizin addüksiyon momenti bu nedenle, medial gonartrozdaki biyomekanik anormallikten sorumludur. Wang ve arkadaşları, yüksek tibial osteotomi cerrahisinin başarılı olmasında, addüksiyon kuvvetinin hareket sırasındaki büyüklüğünün önemli olduğunu vurgulamışlardır. Çalışma sonucuna göre ameliyat öncesi düşük addüksiyon momenti olan dizlerde yüksek addüksiyon momentilere göre ameliyat sonrası daha iyi sonuçlar alınmaktadır (19).

Addüksiyon momenti: Normal bir yürüme döngüsünde dizin medial kompartmanına vücut ağırlığının yüklenmesi sonucu dizde bir addüksiyon momenti oluştu. Medial kompartmanda kompresyon, lateral kompartmanda ise gerim gücü oluşturur. Varus dizilimli hastalar addüksiyon momentlerini azaltmaya yönelik dış rotasyonda basarak kısa adımlarla yürüme gibi kompensasyon mekanizmaları geliştirirler. Dizin addüksiyon momenti medialden laterale yük aktarımının esas belirleyicisidir ve varus deformiteli dizlerde medial eklem kuvvetini oluşturur. Dizin addüksiyon momenti bu nedenle, medial gonartrozdaki biyomekanik anormallikten sorumludur. Sharma ve ark. yürüme sırasındaki dinamik yüklerin tibiofemoral osteoartrit düzeyi ile ilgili olduğunu düşünmektedirler. Diz addüksiyon momentinin büyüklüğü muhtemelen medial kompartman artrozundaki yapısal değişimlerin sorumlusudur. Dizin bazal addüksiyon momenti gonartrozun radyolojik progresyonu ile ilgilidir.



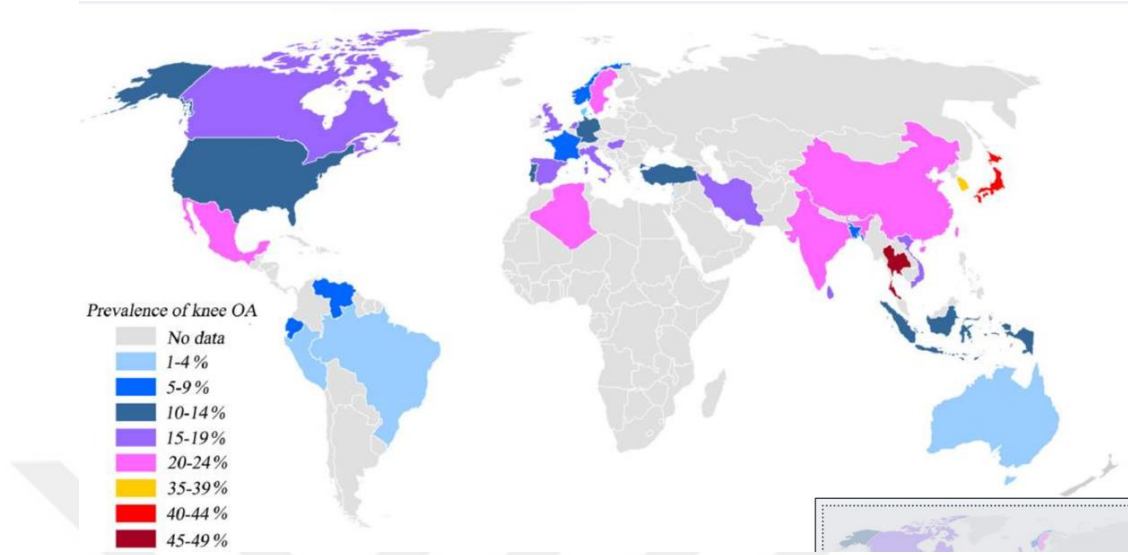
Şekil 6. Adduksiyon momenti şekillendirilmesi

2.5. Diz Osteoartriti Epidemiyolojisi ve Patofizyolojisi

Osteoartrit (OA), eklemi ve dokularını etkileyen kronik bir hastalıktır ve öncelikle eklem kıkırdağında ve sonrasında subkondral kemikte ve çevresindeki sinovyal yapılarda ilerleyici hasara yol açar(20). OA, genel popülasyonda artan insidans ve yaygınlığa sahip sakatlayıcı bir durumdur. En yaygın ortopedik rahatsızlıklardan biri olarak, yüksek bir sağlık yüküyle ilişkilidir ve yalnızca etkilenen hastalar için değil aynı zamanda sağlık sistemleri için de sonuçları vardır (21). Farklı eklemler etkilenebilir, ancak çoğu sosyal OA yükü kalça ve diz OA ile ilişkilidir, her ikisi de ilerleyici sakatlığa neden olur ve muhtemelen protez replasmanlarına yol açar. Dünya çapında yakın zamanda kalça ve diz OA için yaklaşık 300 milyonluk bir genel yaygınlık olduğu tahmin edilmiştir(22). 2010 yılında Küresel Hastalık Yükü'nden gelen bir rapor, kalça ve diz OA yükünü her iki

durumu da diğer hastalıklarla karşılaştırarak incelemiştir. Bu rapora göre kalça ve diz OA, küresel sakatlığın önde gelen nedenlerinden birini temsil etmektedir. Hastalığın etkisi, sakatlıkla yaşanan yıllar ve sakatlığa göre ayarlanmış yaşam yılları tahminleri yoluyla ölçülmektedir. Dünya çapında ölçümlerine göre kalça ve diz OA, küresel sakatlığa en çok katkıda bulunan 11. hastalık olarak sıralanmıştır (23). Osteoartrit, sıklıkla diğer eşlik eden hastalıklarla ilişkili multifaktöriyel patogeneze sahip kronik bir hastalıktır; bu nedenle, hastalığın önlenmesi ve erken evre tedavisi kolay olmayabilir (24). Kalça ve diz OA'sının epidemiyolojisi ve patogenezi diğer eklemlere göre daha kapsamlı bir şekilde incelenmiş ve OA patogenezindeki temel rolleri nedeniyle kıkırdak hasarına yol açan bu moleküler mekanizmaların incelenmesine giderek daha fazla ilgi gösterilmiştir. Diz OA'sı için en sık ilişkilendirilen risk faktörleri yaşlanma, genetik yatkınlık ve obezitedir. OA'nın tanısı, her zaman birinci basamak tanı için gerekli olmasa da klinik muayeneleri tamamlayabilen konvansiyonel radyografi kullanılarak yaygın olarak gerçekleştirilir(25). Tipik olarak, X-ışınlarındaki OA şiddeti, 0 ila 4 arasında yarı kantitatif bir puanlama sistemi olan Kellgren ve Lawrence ölçeği kullanılarak değerlendirilir (26). Bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRG), ikinci basamak teknikleri temsil ederken, MRI eklemin (kıkırdak, subkondral kemik, kemik iliği, yumuşak doku yapısı ve inflamasyon durumu) tam bir değerlendirmesini sağlayabilir (27). Diz OA'nın yaygınlığı, tanımı, tanı yöntemi ve dahil edilen yaş aralığına göre çalışmalar arasında değişiklik göstermiştir. Bu farklılıklar, dünya çapında yürütülen çalışmalar tarafından bildirilen verilerin heterojenliğiyle yansıtılmaktadır. Çin'de yapılan bir

meta-analiz, semptomatik hastalarda diz OA prevalansını, toplam 74.908 denek için 21 çalışmayı dahil ederek araştırdı(28). 2012 ile 2016 yılları arasında yapılan çalışmalarda OA'nın genel prevalansının %14,6 olduğu bildirildi. Kadınlarda diz OA prevalansı erkeklerden daha yüksekti (%19,1'e karşı %10,9). Prevalans yaşla birlikte de arttı. Kore Ulusal Sağlık ve Beslenme İnceleme Anketi'nden (KNHANES) alınan bir demografik çalışma, 50 yaşın üzerindeki 12.287 denekte radyografik OA prevalansını analiz etti ve %35,1 olarak buldu(29). Yine, kadınlar diz OA geliştirme açısından erkeklerden daha yüksek risk altındaydı. Birleşik Krallık'taki Chingford çalışmasından elde edilen veriler, 5 yıllık bir süre boyunca radyografik diz OA insidansının 45 ila 64 yaş aralığındaki kadınlarda %17,6 olduğunu göstermiştir(30). Amerika Birleşik Devletleri'nden (ABD) yapılan bir çalışma, semptomatik diz OA (OA) insidansını kendi kendine bildirilen popülasyona dayalı verileri kullanarak tahmin etmiş ve 60 yaşın üzerindeki deneklerin yaklaşık %9,29'unun semptomatik diz OA tanısı aldığını bildirmiştir(31). Bu konu ile ilgili ülkemizde yapılmış olan bir çalışmada ise semptomatik diz OA prevalansı %14,8 olarak bildirilmiştir(32)



Şekil 7. Diz osteoartrit prevalansının şekillendirilmesi

Eklem kıkırdağı esas olarak tip II kollajen, proteoglikanlar, kondrositler ve sudan oluşur. Sağlıklı eklem kıkırdağı, kıkırdaktaki herhangi bir bozulmanın sentezle karşılanabilmesi için bileşenlerin her biri arasında sürekli bir denge sağlar. Sağlıklı eklem kıkırdağı böylece korunur. Osteoartrit sürecinde, matris metalloproteazlar (MMP'ler) veya parçalayıcı enzimler aşırı ifade edilir, denge bozulur ve genel olarak kollajen ve proteoglikan kaybına neden olur. Osteoartritin erken evrelerinde, kondrositler MMP'lerin doku inhibitörlerini (TIMP'ler) salgılar ve parçalayıcı sürece uyum sağlamak için proteoglikanların sentezini artırmaya çalışır. Ancak, bu onarım süreci yeterli değildir. Denge kaybı, artan senteze, artan su içeriğine, kollajenin düzensiz düzenine ve nihayetinde eklem kıkırdağı elastikiyetinin kaybına rağmen proteoglikan miktarının azalmasına neden olur. Makroskopik olarak bu değişiklikler kıkırdakta çatlama ve çatlaklara ve nihayetinde eklem yüzeyinde aşınmaya neden olur(33). Diz osteoartriti yaşlanmayla yakından ilişkili olsa da, diz osteoartritin sadece yaşlanmanın bir

sonucu olmadığını, bunun yerine kendi hastalığı olduğunu belirtmek önemlidir. Bu, hem osteoartrit hem de yaşlanmada kıkırdakta görülen farklılıklarla desteklenmektedir. Dahası, kıkırdak bozulmasından sorumlu enzimler diz osteoartritinde daha yüksek miktarlarda ifade edilirken, normal yaşlanan kıkırdakta normal seviyelerdedir.

Yaşlanmayla Kıkırdak Değişiklikleri (34).

- Su içeriği – azaltılmış
- Kolajen – aynı
- Proteoglikan içeriği – azaltılmış
- Proteoglikan sentezi – aynı
- Kondrosit boyutu – artmış
- Kondrosit sayısı – azalmış
- Elastisite modülü – artırıldı

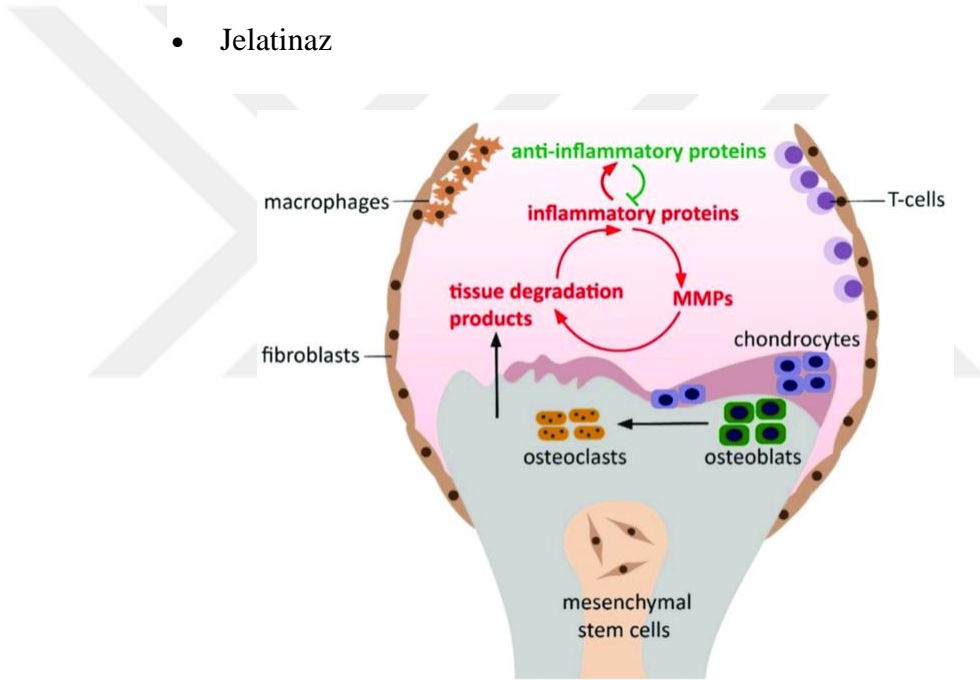
OA'da Kıkırdak Değişiklikleri

- Su içeriği – artırıldı
- Kolajen – düzensiz
- Proteoglikan içeriği – azaltılmış
- Proteoglikan sentezi – arttı
- Kondrosit boyutu – aynı
- Kondrosit sayısı – aynı
- Elastisite modülü – azaltılmış

Matriks Metalloproteazlar

Kıkırdak matriksin bozulmasından sorumludur

- Stromelisin
- Plazmin
- Aggrekanaz-1 (ADAMTS-4)
- Kollajenaz
- Jelatinaz



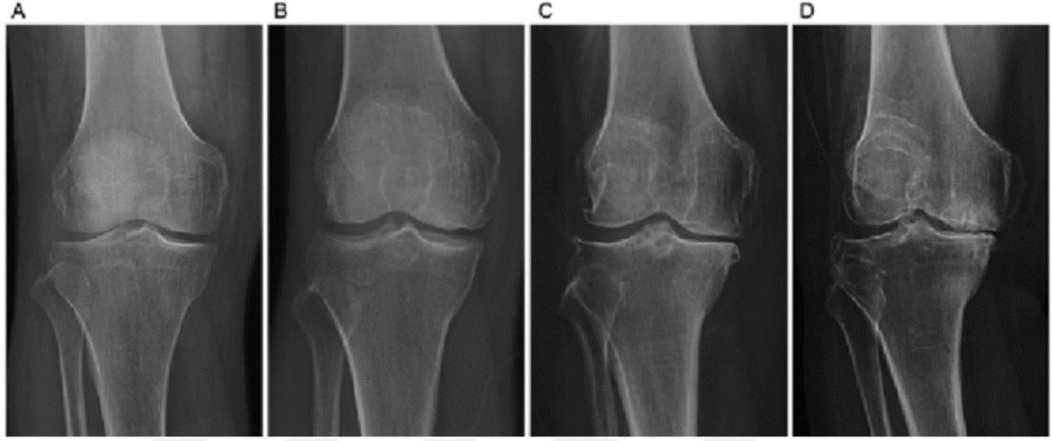
Şekil 8. Diz osteoartritinin patofizyolojisinin şekillendirilmesi

2.6. Diz Osteoartritinin Radyolojik Değerlendirilmesi

Diz OA tanısı her ne kadar klinik bulgular ve fizik muayene ile yapılabilir de, eklem tutulumunun derecesinin yanı sıra diyagnostik doğrulama için eklem hasarlarının belirlenmesi gereklidir. Konvansiyonel düz radyografiler, diz OA'deki yapı-ağrı ilişkisini belirlemek için genellikle tercih edilen ilk tanı yöntemidir. Radyografik muayene birkaç sınırlamaya sahipken, manyetik rezonans

görüntüleme (MRI) diz eklemindeki tüm yapıları gösterebilme özelliğine sahiptir(35). Konvansiyonel radyografi, radyografik duyarlılığın düşük olması nedeniyle erken dönemde diz OA'indeki kemik değişikliklerinin radyografi ile belirlenmesi mümkün olmayabilir. Bununla birlikte konvansiyonel radyografide eklem değişiklikleri görüldüğünde, ileri görüntüleme tekniklerine başvurulmasına gerek olmayabilir. Radyografide OA ile ilgili tespit edilebilecek değişiklikler eklem aralığı daralması, subkondral skleroz, osteofitler, subkondral kistler ve eklem fareleridir(36). Subkondral skleroz, OA'de erken dönemde artmış subkondral kemik aktivitesi ile meydana gelir. Osteofitler ise mekanik yüklenmenin en az olduğu yerde, eklem dış kenarında kapsül girintisinde oluşan çıkıntılardır. Osteofit, toplumdaki erkekler ve kadınlar arasında, diz ağrısı ile en iyi ilişkili olan radyografik özelliktir(37). Eklem aralığında daralma eklem kırırdağının yüke maruz kalan yerdeki kompresyonunu gösterir. İlerleyen evrelerde subkortikal bölgede artmış radyolüensiler halinde kistler görülebilir. Daha ileri evrelerde ise eklem yeniden şekillenmesi, deformiteler ve eklem aralığının kaybı meydana gelebilir. Kondrokalsinozis, özellikle yaşlanma ile artabilir ve 50 yaşın üzerindeki hastaların % 4.4'ünde görülebilir(38). Dizin ağırlık taşıyan ve taşımayan haldeki ekstansiyon grafileri hastalık durumunu değerlendirmede sınırlı iken, ayakta yarı fleksiyon diz grafilerinin tümünde tibiofemoral eklemde eklem aralığı genişliği ve kemik değişiklikleri görüntülenmiştir. Patellofemoral eklem lateral görünümünden öte aksiyel görünümünün, osteoartritteki eklem değişikliklerini saptamada daha etkili olduğu bildirilmiştir(39). Patellofemoral eklemde osteofit varlığı tibiofemoral eklem göre daha duyarlı, ancak daha az spesifiktir.

Tibiofemoral ve patellofemoral bölgelerin radyografik değerlendirmesi tüm çalışmalara dahil edilmelidir(40). Diz OA'inde radyolojik sınıflama Kellgren ve Lawrence'ın 1957'de tanımladıkları sınıflama ile yapılır(41).



Şekil 9. Kellgren ve Lawrence sınıflanmasının gösterilmesi

- Evre- 0: Normal diz, osteoartrit bulgusu yok
Evre- 1: Şüpheli, çok küçük osteofit
Evre -2: Minimal artroz, belirgin osteofit, eklem aralığı normal
Evre- 3: Orta derecede artroz; belirgin osteofit gelişiminin yanısıra eklem aralığında orta derecede daralma
Evre- 4: Ciddi Artroz, subkondral skleroz ile birlikte ve eklem aralığı ileri düzeyde daralmıştır.

Dizin anteroposterior grafisinde gonartrozun radyolojik sınıflandırması da yapılır. Medial tibiofemoral artrozun radyolojik sınıflamasında en çok kullanılan yöntem Modifiye Ahlback yöntemidir. Buna göre;

Grade-1: Eklem aralığında hafif daralma

Grade-2: Eklem aralığının tam olarak kapanması

Grade-3: Tibia eklem yüzeyinin lateral ve medial kenarından tibianın anatomik aksına çizilen çizgiler arasında yapılan ölçüme göre 5 mm veya daha az kemik kaybı

Grade-4: Kemik kaybı 5-10 mm'dir.

Grade-5: Kemik kaybı 10 mm'den fazladır, ayrıca tibianın femura göre 1 cm'den fazla lateral deplasmanı şeklinde tanımlanabilecek subluksasyonu mevcuttur (42).

Varus ve valgus stres grafileri kompartmanların durumu ve ligamanlar hakkında faydalı bilgiler verir. Stress grafisinde eklemden 2-3 derecelik açılma normal değildir. Mukayese için gerekirse karşı dize de stress grafileri çekilmelidir. Aşırı bağ laksitesi olan hastalarda, yanılıyla deformeite fazla hesaplanarak buna göre düzeltme yapılması aşırı düzeltmeye neden olabilir. Tek ve her iki ayak üzerine basarak çekilen grafilerde eklem uyum açıları değerlendirilerek, aralarındaki fark bağ laksitesini gösterir. Aşırı düzeltmeden sakınmak için yumuşak doku laksite derecesi toplam valgus düzeltme derecesinden çıkarılır (43).Uzunluk grafileri yani ortoröntgenografi aksiyal uzanımı hesaplamak için kullanılacak en iyi grafi ayakta basarak çekilen ortoröntgenografidir. Tüm alt ekstremitayı gösteren grafilerin yatarak veya ayakta çekilmeleri konusunda fikir ayrılığı vardır. Yatarak çekilen grafilerde kemiksel veya bağ laksitesine bağlı deformiteler beklenenin altında olacağı için osteotomiyle yeterli düzeltme sağlanmayabilir. Ancak ağırlı tarafa yük vermekten sakınan hastalarda yanlış sonuç verebileceği için tutulan tarafa yük vererek tek ayak üzerine basarak çekilen grafiler önerilmiştir(43). Hastanın grafisi çekilirken rotasyonda durması doğru hesaplamayı engeller. Hastaya doğru pozisyonu vermek için birkaç referans noktası belirlenmiştir. En çok kullanılan yöntem patellaların tam karşıya baktığı pozisyonudur. Bu teknik patellofemoral displazilerde geçerli değildir. En güvenilir

teknik; floroskopi kontrolünde femur kondillerinin arka kortekslerinin süperpoze edildiği pozisyonudur (44).

Manyetik rezonans görüntüleme OA semptomları bulunan ve/veya konvansiyonel radyografik özellikleri olan hastaların çoğunda MRI gerekli değildir. Bununla birlikte, diz MRI, kilitlenme veya instabilite gibi semptomları ve eklem ağrısı olan; meniskal ya da ligaman hasarını işaret eden durumlarda önemli tanısal bir role sahiptir. Diz OA'inde MRI ile çeşitli lezyon türlerinin gözlemlenmesi beklenebilir. Bunlar arasında kıkırdak anomalileri, osteofitler, kemik ödemi, subartiküler kistler, kemik aşınması, menisküs yırtıkları, ligament anormallikleri, sinoviyal kalınlaşma, eklem efüzyonu, eklem içi yabancı cisimler ve periartiküler kistler sayılabilir (45).MRG, OA'in radyografik bulguları yokken, kıkırdakta meydana gelen değişiklikleri belirlemede hassastır ve OA 'in ultra-erken dönemde belirlenmesini sağlayabilir(46). Ultrasonografi, bu görüntüleme tekniği radyasyon içermediği için diğer görüntüleme tekniklerinden ayrılsa da kemik dokudan rahatça geçmemesi, operatöre bağlı olması ve standardize tanı kriterlerinin olmaması gibi dezavantajlara sahiptir. Ultrasonografi tekniği ile sinovyal efüzyon, sinovyal hipertrofi, baker kistleri ve çevre yumuşak dokular gözlenebilir (47).

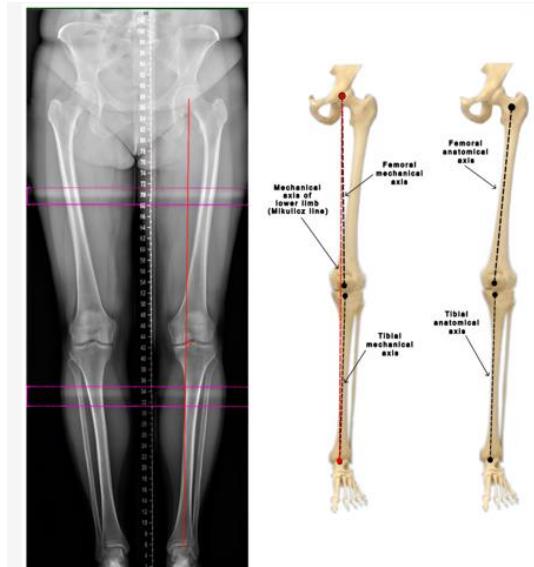
2.7. Alt Ekstremitenin Dizilim Parametleri

Alt ekstremitte hizalama anormallikleri, konjenital anomalilerden, metabolik düzensizliklerden veya travma sonrası bozulmalardan kaynaklanabilen, çok yönlü etiyojolojiye sahip yaygın bir sorunu temsil eder (48). Alt ekstremitte hizalamasının değerlendirilmesi genellikle geleneksel radyografik tekniklere dayanır ve ağırlıklı

olarak femur başından ayak bileğine kadar alt ekstremitenin anatomisini sunmak için anterior-posterior (AP) planda tam boy ayakta radyografiler kullanılır (49). Radyografilerin avantajı, yaygın olarak bulunabilmeleri, kolayca erişilebilmeleri ve nispeten ucuz olmalarıdır (47). Bu inceleme, alt ekstremitenin mekanik ekseninin değerlendirilmesinde yararlıdır. Ayrıca, deformitelerin seviyesinin ölçülmesini sağlar ve anormallikleri düzeltmeyi amaçlayan stratejik preoperatif planlamaya izin verir. Alt ekstremitenin normal hizalanmasının yeniden oluşturulması, uzun kemik kırıkları ve uzuv rekonstrüksiyonundan sonra tatmin edici bir sonuç elde etmede önemli bir rol oynar(50). Bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRG) gibi alternatif yöntemler, daha karmaşık vakalarda kesin ve ayrıntılı tanısal içgörüler için çok önemlidir(51). AP projeksiyonunda tam boy ayakta radyografi, alt ekstremitte hizalamasını değerlendirmek için birincil modalite görevi görür. Bu teknik, hem femur hem de tibianın mekanik ve anatomik eksenlerinin hassas bir şekilde belirlenmesini ve alt ekstremitte açılarının ölçülmesini sağlar. Doğru değerlendirmenin önemli bir bileşeni, tutarlı ve güvenilir sonuçlar elde etmek için esas olan, muayeneden önce hastanın standart konumlandırılmasıdır. X-ışını görüntüsünün doğru bir şekilde değerlendirilmesini kolaylaştırmak için, görüntülemenin kalça, diz ve ayak bileğine yönlendirilmiş yatay hizalanmış bir X-ışını demetiyle AP projeksiyonunda gerçekleştirilmesi zorunludur. Patellanın AP projeksiyonu içinde uygun şekilde hizalanmasını sağlamak, onu femoral kondiller arasına yerleştirmeyi gerektirir. Geleneksel olarak, ayakların 8-10° lateral rotasyonu bu hizalamaya neden olur. Ancak, burulma deformiteleri gibi belirli durumlar, patellanın medial veya lateral yer değiştirmesine

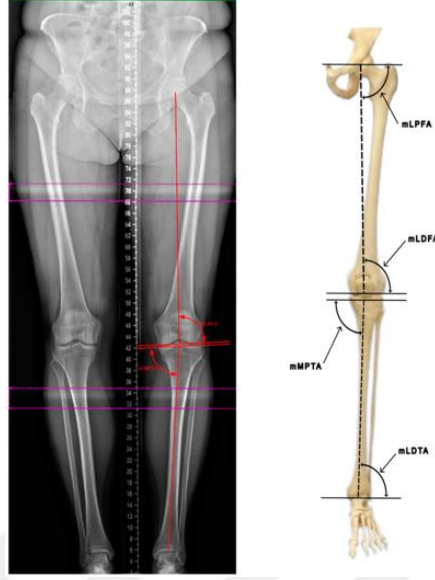
neden olabilir. Yukarıda belirtilen durumlarda, uygun konumlandırma, patella femoral kondil arasında merkezileşene kadar alt bacağın içe veya dışa döndürülmesiyle elde edilebilir. Dış rotasyon (ER), daha az belirgin valgus oluşturur ve daha fazla varusa yol açar ve tersine, iç rotasyon (IR) daha fazla valgus oluşturur ve daha az varusa yol açar (52).

Femur ve tibia'nın anatomik eksenleri, her bir kemiğin orta diyafiz çizgisiyle hizalanır. Femurun mekanik eksen, femur başının merkezinden femoral interkondiler çentiğinin merkezine uzanan bir çizgiyle tanımlanır. Benzer şekilde, tibia'nın mekanik eksen, interspinöz oluktan talus veya tibial plafondun merkezine doğru çizilir. Sonuç olarak, tibia'da her iki eksen fizyolojik olarak birbirine benzerdir. Mikulicz çizgisi olarak bilinen alt ekstremitenin tek bir mekanik eksen, femur başının merkezinden tibial plafondun orta noktasına (ayak bileği ekleminin merkez noktası) uzanan bir çizgiyle tanımlanır (Şekil-10)

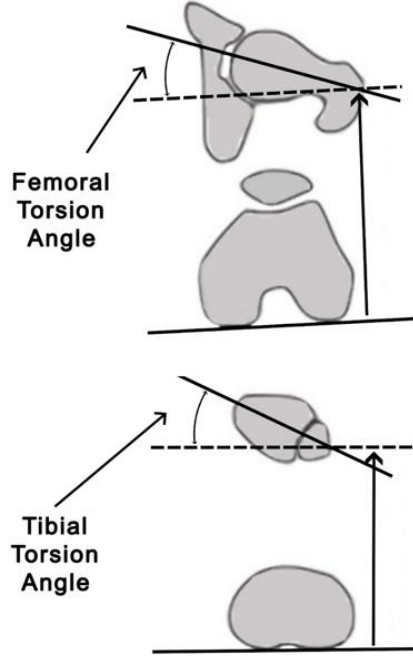


Şekil 10. Mekanik aksın şekillendirilmesi

Bu eksenin diz ekleminin merkezinden lateral veya medial sapması milimetre olarak ölçülür ve bu aralığa mekanik eksen sapması (MAD) adı verilir. Doğru fizyolojik pozisyonda, Mikulicz çizgisi dizin merkezine yaklaşık 4 ± 2 mm medial olarak uzanmalıdır. Çizginin seyri belirli hizalama sorunlarının göstergesidir: lateral sapma valgus hizalamasını, daha medial sapma ise varus hizalamasını gösterir. Eklem çizgisi yakınsama açısı (JLCA), femoral kondillere dokunan bir çizgi ve tibial platosuna dokunan bir çizgi tarafından oluşturulur. Normal koşullar altında, bu çizgiler neredeyse paraleldir ve 0-1 derecelik hafif bir medial yakınsama gösterir. Valgus dizlerde JLCA medial olarak açılırken, varus dizlerde lateral olarak açılır (53). Anatomik tibiofemoral açı (TFA), kalça-diz-ayak bileği açısı (HKA) olarak da bilinir, femur ve tibia'nın anatomik eksenleri arasında ölçülür ve sağlıklı bireylerde normal aralığı $1-1,5^\circ$ 'dir. TFA'yı doğru bir şekilde ölçmek için, femur anatomik eksenine karşılık gelen bir çizgi, tibia'nın anatomik eksenine bir açı oluşturacak şekilde uzatılmalıdır. Femur mekanik eksen, anatomik femoral eksenle $6^\circ \pm 1^\circ$ 'lik fizyolojik bir açı oluşturur ve buna anatomik-mekanik femoral açı (MFA) adı verilir (Şekil-11)



Şekil 11. MFA'nın şekillendirilmesi



Şekil 12. Femoral ve tibial torsiyon açısının şekillendirilmesi

Femoral torsiyon açısı, transvers düzlemdeki femoral baş ve boyun eksenini ile posterior femoral kondillere teğet bir çizgi arasında ölçülür. Bu açının normal aralığı $15,6^\circ \pm 6,7^\circ$ 'dir.

Tibial torsiyon açısı, proksimal tibial kondillerin arka kenarlarındaki teğet çizgiler ile merkezi distal transmalleolar eksen arasındaki açı tarafından belirlenir. Bu açı için fizyolojik aralık $23,5^{\circ} \pm 5,1^{\circ}$ dir (53).

Lateral Distal Femoral Açısı (LDFA): Femural mekanik aks ile distal femoral kondillere paralel çizilen çizgi arasında lateralde oluşan açıdır. Ortalama değeri 87 ± 2 derecedir. Distal femurun eklem yüzeyi hafif valgustadır.

Medial Proksimal Tibial Açısı (MPTA): Tibianın eklem yüzeyinin subkondral mesafesinden çizilen transvers çizgi ile tibianın mekanik aksı arasında medialde oluşan açıdır. Ortalama değeri 87 ± 2 derecedir. Sonuç olarak femur distali 3 derece valgus, tibia proksimali ise 3 derece varustadır. Distal femur ve proksimal tibia eklem yüzleri birbirine paraleldir. Transvers aksla aralarındaki açı diz eklemi konverjans açısını verir. Yani diz eklemi çizgisi transvers aksla 3 derecelik bir açılanma göstermektedir. Eğer femur ve tibia eklem çizgileri birbirine paralellik göstermiyorsa eklem laksitesi veya kıkırdak kaybı söz konusudur (54).

Ayak Bileği Oryantasyon Açısı (ABOA): Ayak bileği transvers aksı ile tibia mekanik aksı arasındaki açıdır. Ortalama değeri 90 derecedir (54).

Diz Eklemi Konverjans Açısı: Femur medial ve lateral kondillerine teğet çizilen çizgi ile tibia platolarına teğet çizilen çizgi arasında kalan açıdır. Normalde bu iki hat birbirine medialde yaklaşıyor. 0,4-3,0 derece arası değerler normal kabul edilir. Ortalama değeri 1,7 derecedir (54).



Şekil 13. Eklem konverjans açısı ve mekanik aksın çizimi

Tibial eğim, tibia platosunun sagittal planda arkaya yaptığı anatomik eğimdir. Hernigou, yüksek tibial osteotomi ile koronal plan deformiteleri düzeltilen hastalarda yaptığı çalışmasında tibial eğimi artmış hasta grubunda sonuçların çok kötü olduğunu bildirerek sagittal plandaki eğimin önemini vurgulanmıştır (55). Kaper tibial eğim açısındaki her 10 derecelik artışın femurun 6 mm posteriora doğru yerdeğiştirmeye yol açtığını ve artrit derecesinin artmasına neden olduğunu öne sürmüşlerdir (56).

Tibial eğim derecesinin ölçümünde genel kabul gören bir teknik henüz yoktur. Altı adet vertikal referans noktası tariflenmiştir:

- 1) Tibia anterior kenar (TAK): Tuberositas tibiyanın 5 cm distali ve eklem aralığının 15 cm distali arasında tibia diafizinin anterior kenarından çizilen çizgi
- 2) Tibia proksimal anatomik aks (TPAA): Tuberositas tibiyanın 5 cm distali ile

eklem aralığının 15 cm distalinde tibia diafizinin orta noktaları arasındaki çizgi

- 3) Tibia anatomik aksı(TAA): Tuberositas tibianın 5 cm distalinde diafizin orta noktası ile ayak bileği eklemine 5 cm proksimalinde metafizin orta noktasını birleştiren çizgi
- 4) Posterior tibial kenar(PTK): Proksimal tibia diafizinin posterior korteksinden çizilen çizgi
- 5) Fibula proksimal anatomik aks(FPAA): Tibia proksimal diafiz parçası ile aynı seviyeden fibula parçasının diafizinin orta noktalarını birleştiren çizgi
- 6) Fibula anatomik aks(FAA): Tuberositas tibianın 5 cm distalindeki düzeyden fibula diafizinin orta noktası ile distalde ayak bileği eklemine 5 cm proksimalinden tibia metafizinin orta noktasının alındığı düzeydeki fibulanın orta noktası bulunarak her iki noktanın birleştiren çizgidir (57).



Şekil 14. Tibial eğim referans noktaları

Bu referans noktalarından en objektif olanı tibia anatomik aksı ile medial kondil eğimi arasındaki açıdır. Ancak ayak bileği ve diz eklemine içine alan tam lateral grafi çekilmesini gerektirdiğinden pratik bir ölçüm metodu değildir (58).

2.8. Dizilim Bozukluğunun Kaynağının Saptanması

Dizilim bozukluğunun nedeninin araştırılmasında Paley testi yapılır. Dizde varus deformitesi tibia, femur, bağ dengesizliği ve bunların kombinasyonundan kaynaklanabilir. Medial proksimal tibial açı ve lateral distal femoral açı hesaplanır. Bu açılardan hangisinde normalden sapma varsa deformitenin kaynağı o kemiktir ve düzeltme deformiteye sebep olan kemikten yapılmalıdır. Osteotominin doğru yerden yapılabilmesi için bu testin ameliyat planlamasında mutlaka uygulanması gerekir. Deformitenin tibiadan olduğu ortaya konduktan sonra deformitenin apeksinin bulunması gerekir. Osteotomi, deformitenin apeksinden yapılmalıdır. Apeksten uzakta yapılan osteotomiler, tibiada ikincil deformitelere sebep olur ve bunların ayrıca düzeltilmesi gerekir. Deformitenin apeksini bulmak için femurun mekanik aksı distale uzatılır. Bu aksın tibia mekanik aksı ile kesiştiği nokta deformitenin apeksini verir(CORA: Center of Rotation Angulation)(59). Dizde varus deformitesi ligaman laksitesine de bağlı olabilir. Varus deformitesi ile beraber ligaman laksitesi olması ameliyat tekniğini ve yapılacak düzeltme miktarını etkileyeceğinden ameliyat öncesi yapılan değerlendirmede ligaman laksitesinin varlığı ortaya konmalıdır. Eğer eklem konverjans açısı 3 dereceden fazla ise lateralde ligaman laksitesi olabilir. Laksisite değerlendirilmesinde supin pozisyonda grafler alınır ve eklem üzerine yük binmez ve varus deformitesine katkıda bulunan ligaman laksitesi ortadan kalkar. Eklemdeki gerçek varus

deformitesini hesaplamak mümkün olur. Bağ instabilitesi olan hastalarda laksiteye bağlı dinamik deformite gözönünde bulundurulmadan saptanan deformitenin tümü kadar düzeltme yapılması fazla düzeltmelere sebep olur. Lateral eklemin her 1 mm açılması varus deformitesinde 1 derece artmaya neden olur. Fazla düzeltmeyi önlemek için planlamada her 1 mm tibiofemoral açılma için düzeltme açısının 1 mm azaltılması gerekir. Varus diz osteoartrisinde lateral gevşekliğin yanısıra medial gevşeklik de meydana gelebilmektedir. Medial laksitenin nedenleri medialdeki aşırı kıkırdak ve kemik doku kaybı ve tibianın laterale sublukse olmasıdır (51). Medial laksite ölçümü için varus ve valgus stres grafisi çekilmelidir. Bu grafilerde medial eklem aralığı mm cinsinden ölçülür. Moore yöntemiyle medial bağ laksitesinin miktarı= valgus stres grafisinde eklem aralığı (mm)-varus stres grafisinde eklem aralığı(mm) farkı kadardır. Eklem aralığı medial femoral kondil ile medial plato tibia arasındaki en yakın mesafeden ölçülür (60).

2.9. Düzeltme Derecesinin Hesaplanması

Varus diz deformitelerinde önerilen optimum düzeltme derecesi ve ameliyat öncesi planlama açısından çok sayıda görüş vardır. Hem mekanik ya da femorotibial açılar hem de yük taşıma hattı ameliyat öncesi planlamada kullanılabilir. Coventry proksimal tibial osteotomilerin uzun ömürlülüklerinin regresyon analizine dayalı olarak, varus dizilimin anatomik femorotibial valgusun en az 8 derecesine kadar düzeltilmesini önermektedir(61). Hernigou mekanik ekstremite eksenini kullanmış ve 3 ile 6 derece arasında bir mekanik valgus açısı bulunan hastalarda iyi klinik sonuçlar elde etmiştir. 3 dereceden daha küçük ya da 6 dereceden daha büyük düzeltme açıları daha kötü klinik sonuçlarla

ilişkilendirmiştir (62). Dugdale ve Noyes yük binme çizgisine dayalı açışal deformiteyi düzeltmenin tibial ve femoral uzunluğa açıklama getirdiğini ve sınırlı röntgen filmlerinden belirlenen femorotibial açığa bağılı kalmaktan daha doğru sonuç verdiğini savunmuşlardır.

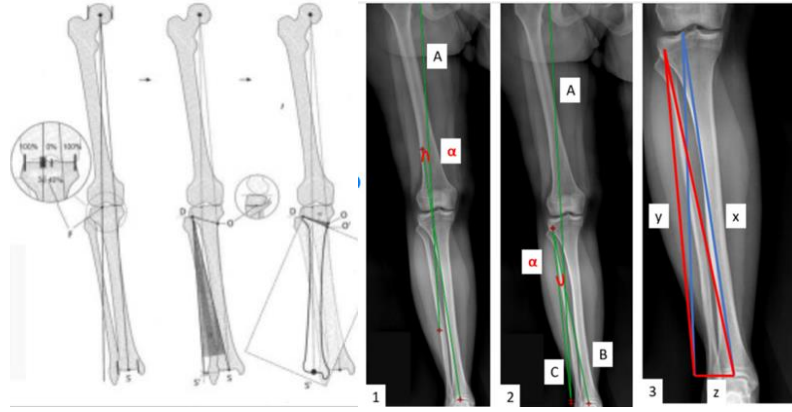
Anatomik aksa göre düzeltme derecesinin hesaplanması: Femorotibial açı, femur anatomik aksı ile tibia anatomik aksının diz ekleminde kesişmesi ile oluşur. Alt ekstremitte diziliminin değerlendirilmesinde eskiden en çok kullanılan yöntem basit ve kolay uygulanabilirliği nedeniyle femorotibial açığa göre düzeltme miktarının hesaplanması şeklinde düşünüyordu ancak daha sonraları anatomik akslara göre hesaplamada hataların ortaya çıkması nedeniyle mekanik aksa göre hesaplama yapılmaya başlanmıştır (63). Ortoröntgenogram ölçümlerinde normalde femurla tibia arasında 5-9 derece arasındaki skalada bir valgus açısı vardır. Bu açı uzun boylu ince kişilerde 5 derece, kısa boylu ve kilolu kişilerde ise 9 derece kadar olabilmektedir. Osteotomi ile 5-9 derece fizyolojik valgusun yeterli olmadığı ve bir miktar fazladan düzeltme yapılması gerektiği düşünülmektedir (63). Insall aksın 5-10 derece valgusta olmasını ve fazla düzeltmeden kaçınılmasını önerir (64).

Mekanik aksa göre düzeltme miktarının hesaplanması: Femur başının merkezinden başlayıp dizin merkezinden ayak bileği merkezine uzanan alt ekstremitenin mekanik aksı 180 derece olarak kabul edilir. Mekanik aksın 180 dereceden küçük olması varus dizilimini, 180 dereceden fazla olması valgus dizilimini gösterir. Proksimal tibial osteotomide düzeltmeden amaç, mekanik aksı lateral plato tibiadan geçirmektir. Uygun düzeltme hedefi mekanik aksın ameliyat

sonrası 183- 186 derece olmasıdır(63). Mekanik aksa göre düzeltme planlaması 2 şekilde yapılabilir.

Fujisawa ve Noyes'e göre düzeltme mekanik aksta olan açılanma miktarı referans alınarak düzeltme miktarı ölçülür. Bunun için femur ve tibia'nın ayrı ayrı mekanik aksları çizilerek iki aksın kesiştiği nokta bulunur. Bu nokta deformitenin rotasyon merkezini gösterir(CORA). İki aks arasında kalan açı varus deformitesinin derecesini gösterir. Hesaplanan bu açıya 3-5 derecelik fazla düzeltme eklenerek hedeflenen düzeltme açısı bulunur (65). Fujisawa, eminentia tibialislerin orta noktasını %0 noktası, plato tibia'nın lateral köşesini ise %100 olarak kabul eder. Fujisawa, düzeltilmiş mekanik aksın tibia lateral platosunun %30 noktasından geçmesini önermektedir(66). Noyes ise plato tibia'nın medial kenarını %0, lateral kenarına ise %100 olarak kabul eder. Düzeltilmiş mekanik aksın %62,5'e karşılık gelen bölgeden geçmesinin en iyi pozisyon olduğunu bildirmiştir(65).

Dugdale'e göre dizin merkezi olarak lateral platoda mekanik aksın geçmesi hedeflenen nokta referans alınır. Kalça eklemi merkezinden buraya çizilen aks ile ayak bileği merkezinden bu noktaya çizilen aks arasındaki açı hedeflenen düzeltme açısıdır. Bu metotta fazla düzeltme açısı eklemeye gerek yoktur. Böylece mekanik aksın ameliyat sonrasında platodaki tam yeri saptanmakta ve alt ekstremitenin ameliyat sonrası valgus dizilimi saptanabilmektedir. Dugdale, bu yöntemi kendi serisinde kullanmış ve daha hassas ameliyat öncesi planlama yöntemi olduğunu bildirmişlerdir (67).



Şekil 15-16. Fujisawa ve Noyes methodu ve Dugdale methodunun şekillendirilmesi



Şekil 17. Miniaci yöntemi şekillendirilmesi

Patella yüksekliğinin ölçülmesinde oldukça farklı methodlar tanımlanmıştır. Patellanın femur trokleası üzerinde bulunması gereken yerden daha inferiorda olmasına patella baja, daha süperiorda olmasına ise patella alta denir.

Insall Salvati Methodu: Patella yüksekliğinin ölçülmesinde en sık kullanılan yöntemdir. Dizin fleksiyon derecesinden göreceli olarak bağımsız bir yöntemdir. Bu yöntemin avantajları; 20-70 derece fleksiyon aralığında çekilen grafilere

uygulanabilmesi, grafinin büyütme derecesinden etkilenmemesi olarak sayılabilir. Patella tiplerinde, patella çıkıklarında ve tuberositas tibianın deforme olması neticesinde sonuçların değişmesi dezavantajlarındandır.

Modifiye Insall-Salvati metodunun doğruluğu değişik patella varyasyonlarında patellanın non-artiküler fasetinin uzunluğundan etkilendiğinden ve grafilerde patellar tendon imajı her zaman görüntülenmesinden dolayı Grelsamer ve Meadows bu metodu modifiye ettiler. Bu methodda patella eklem yüzünün en alt noktasının patellar tendon insersiyosuna olan mesafesinin (T) patella eklem yüzü mesafesine (P) oranı hesaplanır. Modifiye Insall-Salvati indeksinde 1,20 ile 2,10 arası değerler normal kabul edilir (68).

Blackburne-Peel methodu: Insall-Salvati metodunun dezavantajları nedeniyle Blackburne ve Peel bu ölçüm metodunu geliştirdiler. Bu methodda; 30 derece fleksiyonda çekilen lateral diz grafisinde patella en alt eklem yüzünün medial femoral kondile teğet çizilen çizgiye olan uzaklığının (A), patella eklem yüzüne (B) olan oranı hesaplanmaktadır. A/B oranı yaklaşık 0,8'dir. Oranın 1'den büyük olması halinde patella alta olarak değerlendirmişlerdir (69).

Caton methodu: Blackburne-Peel methoduyla yapılan ölçümlerde referans alınan plato tibiaya teğet çizilen çizginin sıkça farklı yerlerden çizilmesi nedeniyle Caton ve arkadaşları yeni bir ölçüm metodu geliştirdiler. Blackburne-Peel metodundan farklı olarak bu methodda tibianın anterosuperior köşesi referans alınmaktadır. Patella en alt eklem yüzü ile tibianın anterosuperior köşesine arasındaki mesafenin (A), patella eklem yüzü uzunluğuna (B) oranı

hesaplanmaktadır. A/B oranı 0.60'tan küçük ise patella baja, 1,30'dan büyük ise de patella alta olarak kabul edilmektedir (70).

Blumensaat methodu: Blumensaat çizgisi diz 30 derece fleksiyonda iken çekilen lateral grafide interkondiler notch boyunca çizilen çizginin uzatılması ile elde edilir. Blumensaat'a göre patella alt kutbunun normalde Blumensaat çizgisi hizasında olması gerekir; çizgiden 10 mm'den fazla süperiora ise patella alta, çizgiden 10 mm'den fazla inferiorda ise patella baja söz konusudur. Blumensaat yönteminin eleştirildiği iki nokta, diz fleksiyonundan büyük ölçüde etkilenmesi ve Blumensaat çizgisinin femur shaftı ile yaptığı açının değişken olmasıdır (71). Insall 44 dizde patella yüksekliğini bu methodla çalışma serilerinde sadece 3 dizde patella alt polü bu çizgi ile tamasta iken geri kalan 41 diz 1 ile 3 cm arasında değişen mesafelerde Blumensaat çizgisi süperiorunda yer almıştır. Bu nedenle, bu yöntemin doğruluğu eleştirilmiştir (72).



Şekil 18. Blumensaat methodu ile patella alta olan hastanın grafisi

2.10. Proksimal Tibial Osteotomi Endikasyonları ve Kontraendikasyonları

Osteotomi, instabilite eşlik etsin veya etmesin, frontal ve/veya sagittal plan deformitelerini tedavi etmek amacıyla, diz eklemine koruyucu cerrahi yöntem olarak bilinir. Bu yöntemde temel amaç; frontal ve/veya sagittal plan deformitelerini düzeltmek, yük dağılımını değiştirmek suretiyle eklem kıkırdağını korumak, koronal ve anteroposterior diz stabilizasyonunu optimize etmektir (73). Yüksek tibial osteotomi, yapısal veya travmatik sebeplerle oluşan metafizyal deformitelerin sonucu olarak, semptomatik varus dizlerin tedavisinde ideal bir seçenek olarak düşünülmektedir (74). Distal femoral osteotomiler, lateral kompartmanda aşırı yüklenmeyle birliktelik gösteren valgus dizlere çözüm olarak sunulmaktadır (75). Valgus deformitesinin, lateral menisektomi veya travma sonrası sebeplerle tibial kökenli olduğu durumlarda, proksimal tibia varus osteotomisi bir çözüm olarak görülmektedir(76). Sagittal planda kemik kökenli dengesizliklerden kaynaklanan diz instabilitesi, sadece sagittal planda veya frontal planla birlikte yapılan kombine osteotomilerle tedavi edilen, az bilinen bir durumdur (77). Osteotominin amacı deformiteyi düzeltmek ve eklem maruz kaldığı yüklerin yeniden dağılımını sağlamaktır. Koronal dizilim kusurları, kıkırdak sorunlarına yol açan medial veya lateral aşırı yüklenme durumlarıyla ilişkilidir. Medial veya lateral eklem aralığının daralmasıyla kıkırdak sorunları daha da artacağından, bu kısır döngünün çözümünde osteotomi kullanışlı bir seçenektir (78). Ancak, osteotomi endikasyonları arasında sadece koronal plan deformitelerinin düzeltilmesi bulunmaz. Sagittal plandaki dengesizlikler kemik kaynaklı veya bağ yetmezliği ile ilişkili olabilir. Artmış tibial eğim, ön çapraz bağda

artmış gerilim ile ilişkilidir. Tibia posterior eğim açısını (slope) değiştirmek suretiyle sagittal plan düzeltmeleri de son zamanlarda ilgi görmektedir. Kronik ön çapraz bağ yaralanması ile ilişkili varus dizilim kusuru, kronik posterolateral köşe ve kronik arka çapraz bağ yaralanması ile birliktelik gösteren ön çapraz bağ yetmezliği ile ilişkili varus dizilim kusurlarında (ikili varus, rekurvatumun eşlik etmesiyle üçlü varus olarak tarif edilir) sagittal plan değişiklikleri yapılır (79). Kıkırdak otogreft veya allogreft transplantasyonlarında veya meniskal allogreft transplantasyonlarında, koronal plandaki deformiteler düzeltilmeden işlem yapıldığında, klinik olarak daha kötü sonuçlar bildirilmiştir (80). Tüm bu bilgiler çerçevesinde, diz çevresi osteotomilerinin genel endikasyonlarını özetleyecek olursak:

- Dizilim kusuru ve artrit
- Dizilim kusuru ve instabilite
- Dizilim kusuru, artrit ve instabilite
- Kondral veya meniskal transplantasyona eşlik eden dizilim kusuru olarak sıralama yapılabilir (78).

Klinik olarak; tek tibiofemoral kompartmanda sınırlı diz ağrısı, redükte edilemeyen deformite ve tam veya tama yakın eklem hareket açıklığı (5° – 10° kontraktür, seçili vakalarda tolere edilebilir), radyolojik olarak; eklem aralığında daralma ve 5° 'den fazla ekstra-artiküler (eklem dışı) deformite varlığı, koronal plandaki osteotomiler için ideal endikasyonlardır. Genel olarak, kemik ilişkili deformitenin bulunmaması (kontraktürler), inflamatuvar artrit ve birden fazla kompartmanın tutulması, koronal plandaki osteotomiler için kontrendikasyon teşkil

etmektedir(81). Varus dizlerde, proksimal tibial osteotominin (PTO) endikasyonları ve kontrendikasyonları kesin sınırlarla belirlenmemiş olsa da, PTO adayı hasta tanımı yapılabilmektedir. Uluslararası Artroskopi, Diz Cerrahisi ve Ortopedik Spor Hekimliği Topluluğuna göre (ISAKOS International Society of Arthroscopy, Knee Surgery and Orthopaedic Sports Medicine) PTO adayı hasta; diz ekleminin medialinde lokalize ağrı bulunan ve basarak çekilen direkt grafide, medial artrozla ve varusla ilişkili olarak, medial eklem aralığında daralma saptanan, normal lateral ve patellofemoral kompartmana sahip, VKİ (Vücut Kitle İndeksi) 30 kg/m²'nin altında olan, koşma ve sıçrama dışında yüksek aktivite beklentisi olan, 40–60 yaş arası hasta olarak tanımlanabilir(82). Bununla birlikte, kıkırdak koruyucu cerrahi girişimlerde, hasarlı bölgeye binen yükün azalmasını sağlamak amacıyla yapılan osteotomilerde de endikasyon açısından görüş birliği mevcuttur(83). Proksimal tibial osteotomi için farklı görüşlerin olduğu endikasyonlar ve kontrendikasyonlar bulunmaktadır(84). Literatüre bakıldığında, ideal varus miktarı 10° kabul edilmekle birlikte, 15° altını endikasyon içerisinde gören çalışmalar da dikkat çekmektedir. Puddu, 20° üzerindeki varus değerlerini, düzeltmeyle birlikte instabiliteye yol açacağından kontrendike olarak kabul etmektedir(75). PTO başarısında en önemli etkenlerden biri operasyon öncesi eklem hareket açıklığıdır. Minimum 120° diz eklem hareket açıklığı ve maksimum 5° fleksiyon kontraktürü bulunan olgularda daha başarılı sonuçlar elde edilmiştir(85). Ahlback Evre I-II tek kompartmantal artrozlarda endikasyon belirtilirken, daha ileri evrelerde yapılmış osteotomilere ait çalışmalar bulunmaktadır. Yapılan cerrahi ile medialdeki yükü, daha sağlıklı olduğunu

düşündüğümüz lateral kompartmana yönlendirmiş olması Ahlback Evre III-IV hastalarda sonuçların daha başarısız olacağını göstermektedir(86). PTO'da patellar yüksekliğin azalması kabul edilen bir durumdur. Bu değişiklik, retropatellar temas basıncında artışa ve bunun sonucunda diz önü ağırlara yol açabilir. İleri evre patellofemoral artrozu bulunan olguların, yüksek tibial osteotomi sonrasında başarısız sonuçlarla birliktelik göstermesi kaçınılmazdır. Patellofemoral artrozla birlikte yapılan osteotomi ameliyatlarında Maquet ve Fulkerson gibi diz önü yakınmalarının azalmasına yönelik yöntemler belirtilmiştir(87),(88). İlk zamanlarda patella baja varlığı kontrendikasyon olarak kabul edilmekteydi. Lobenhoffer ve ark. her 10°'lik valgus düzeltmesine karşılık patella yüksekliğini 2 mm azaltan biplanar osteotomiyi tarif ettiler(89). Patella baja varlığında uniplanar kapalı kama osteotomisi patella yüksekliğini artırabilirken, biplanar osteotomiler patella yüksekliğinin değişmeden kalmasını sağlayabilmektedir. Patella alta varlığında, hem biplanar proksimal frontal açık kama osteotomisi hem de uniplanar açık kama osteotomi patella altayı azaltma etkisine sahiptir(90),(91). PTO için üst yaş sınırı 65 yaş olarak bildirilmesine rağmen, diğer koşulları sağlayan olgularda daha ileri yaşlarda osteotomi yapılan serilere rastlanılmaktadır(92). Bu nedenle, 65 yaş üzeri hastalar rölatif (göreceli) kontrendikasyon grubuna dahil edilmektedir. Diğer rölatif kontrendikasyonlar içerisinde, obezite (VKİ >30 kg/m²), patella infera veya alta olması ve ciddi patellofemoral semptomların varlığı sayılabilir. Vasküler durumlar açısından uyanık olunmalıdır alt ekstremitede ciddi arteriyel yetmezlik ve büyük varisler olmamalı, hastanın dolaşım durumu iyi olmalıdır. Geçirilmiş tromboflebit öyküsü PTO için kontrendikasyon olmamakla birlikte böyle hastalar

artan riskleri nedeniyle gerekli önlemler alınarak ameliyat edilmelidirler. Riskli hastalarda erken mobilizasyona izin veren teknikler seçilmeli, ameliyat sırasında turnike kullanılmamalıdır (93)

Özetleyecek olursak;

PTO endikasyonları:

- Sedanter olmayan uyumlu hasta
- 65 yaş altı hasta • 5°–15° varus dizilimi
- 90°–120° aktif eklem hareket açıklığı
- Hareketle artan bölgesel ağrı
- 5°'den az fleksiyon kontraktürü
- Ahlback Evre I–II tek kompartmantal artroz

PTO kesin kontrendikasyonları:

- Diffüz dejeneratif artrit
- İnflamatuvar artrit
- Tibiofemoral subluksasyon
- İleri derece osteoporoz
- 90°'den az eklem hareket açıklığı
- 15°'den fazla varus
- Ciddi vasküler patoloji
- Lateral menisektomi öyküsü
- Gerçek dışı hasta beklentisi

PTO rölatif (göreceli) kontrendikasyonları:

- Ciddi patellofemoral bulguların olması
- Patella alta veya infera olması
- Hastanın 65 yaş üzerinde olması
- Obezite (VKİ >30 kg/m²) şeklinde değerlendirilebilir

Sagittal düzlem deformitesi ile ilgili olarak, güncel literatür, ön çapraz bağ revizyon cerrahisi geçiren olgularda ve posterior tibial eğim açısının 12°'den fazla olduğu durumlarda, tibial anterior kapalı kama osteotomisini (tibial dorsifleksiyon osteotomisi) önermektedir. Tibianın anterior açık kama osteotomisi (antekurvatum, tibial fleksiyon osteotomisi) invert posterior tibial eğim açısıyla ve/veya ligaman yetmezlikleriyle birliktelik gösteren semptomatik (ağrı, instabilite) genu rekurvatumda endikedir. Rekurvatum deformitesi, kemik deformitesi olmadan kapsüloligamentöz travmatik yetmezliğe ikincil ise, rekonstrükte edilmiş ligamentleri koruyabilmesine rağmen, tibial fleksiyon osteotomisi için daha az gerekçe vardır(94). Genel olarak, bir osteotomi göz önüne alındığında, klinik ve radyolojik olmayan, ancak temel olan bir diğer kriter, hasta uyumudur. Osteotomi, fonksiyonu tamamen korumak için değişen aralıklarda tam yük vermeden veya kontrollü yüklenme ile mobilizasyon gerektiren, ardından yoğun bir rehabilitasyon gerektiren karmaşık bir ameliyattır. Kaynamama riski ve total diz replasmanı gibi başka bir cerrahiye gereksinim (%5–40) riski barındırır(95),(96). Hasta seçimi ve cerrahi teknik titizlikle yapılmalı, hasta beklentileri unutulmamalı ve hasta iyi bir şekilde bilgilendirilmelidir.

2.11. Proksimal Tibial Osteotomi Teknikleri

Çok sayıda PTO (Proksimal Tibial Osteotomi) teknikleri bulunmaktadır; bunlar arasında lateral kapalı kama osteotomi, medial açık kama osteotomi, kubbe (dome) osteotomisi, progresif kallus distraksiyonu ve chevron osteotomi yer almaktadır. Bunlardan medial açık kama ve lateral kapalı kama en yaygın yapılan tekniklerdir(74).

2.11.1. Medial Açık Kama Osteotomi

1) Avantajlar ve Dezavantajlar

Medial açık kama osteotomi, tek bir osteotomi ve birkaç diseksiyon içeren nispeten basit bir işlemdir. Bu teknik, fibula osteotomisi gerektirmez; bu da nörovasküler komplikasyonlarla ilişkilendirilmiştir ya da lateral tibiannın kemik rezeksiyonunu gerektirmez. Bu nedenle, prosedür sonrasında normal anatomik tibial kemik şekli korunur, bu da diz protezine dönüşüm için imkan tanır. Düzeltme seviyesi, intraoperatif olarak koronal ve sagittal düzlemlerde belirlenebilir ve alt ekstremitte kısıtlılığı engellenebilir veya tedavi edilebilir.

Ancak, bu teknik yüksek kaynamama oranları, uzun süreli ağırlık taşıma kısıtlaması ve bacak uzaması ile ilişkilendirilmiştir. Diğer dezavantajlar arasında hasat bölgesi morbiditesi, instabil fiksasyon nedeniyle düzeltme kaybı ve metal plakanın anterior pozisyonu nedeniyle posterior tibial eğiminin artması yer almaktadır.

2) Medial Açık Kama Osteotomisi İçin İyi Adaylar

Medial açık kama osteotomi, aşağıdaki durumlarda lateral kapalı kama osteotomiden daha etkili olabilir:

- ≥ 2 mm bacak uzunluğu farkı,
- Kombine posterior çapraz bağ yaralanması,
- Patella alta (yüksek patella),
- Medial kolateral ligament gevşekliği(97)

3) Cerrahi Teknik

- **Pozisyonlama ve Hazırlık:**
 - Hasta, radyolusent bir operatif masada supin pozisyonda yerleştirilir ve turnike uygulanır.
 - Aynı anda artroskopi yapılabilir, intraartiküler lezyonları teşhis ve tedavi etmek için.
- **İnsizyon ve Maruziyet:**
 - Tibial tüberositas medial yönü ile tibiyanın posteromedial yönü arasında, eklem çizgisi altına kadar 5 cm'lik dikey bir insizyon yapılır.
 - Pes anserinus tibia'dan ayrılır ve yüzeysel medial kolateral ligamentin maruziyeti sağlanır.
 - Ligamentin distal kısmı kemikten ayrılır ve posterior tibial yapıları korumak için tibiyanın arkasına bir künt bir retraktör yerleştirilir.

- **Osteotomi Planlaması:**

- İki kılavuz tel, medial eklem çizgisinin 3.5-4 cm aşağısına yerleştirilir ve tibiyanın lateral eklem kenarının 1 cm altına, fibula başının ucuna doğru çapraz olarak geçirilir.
- Kılavuz tellerin uygun yerleştirilmesi floroskopi ile kontrol edilir.
- Bir tibial osteotomi, kılavuz tellerin hemen altına, osilatör testere veya osteotom kullanılarak yapılır. Osteotomi çizgisi, tibial tüberositastan posteromedial tibial kısma kadar uzatılmalı ve sagittal düzlemde posterior tibial eğimle paralel olmalıdır.

- **Osteotomi Açma ve Düzeltme:**

- Osteotomi bölgesinin mobilitesi kontrol edilir ve osteotomiye valgus kuvveti uygulanarak açılır.
- Eğer osteotomi açılması yetersizse, intraartiküler kırık riskini azaltmak için 2 veya 3 çaplı osteotom kullanılabilir.
- Son olarak, osteotomi istenilen ölçüde açılana kadar kalibreli bir kama yerleştirilir.

Floroskopi ile doğrulama yaparak, uzun bir hizalama çubuğu veya tel kablonun kalça eklemi üzerinde ve ayak bileği eklemi üzerinde merkezlendiğinden emin olunur, bu çubuğun tibial plato genişliğinin %62.5'inde yer alması gerekmektedir. İstenilen düzeltme derecesi sağlandıktan sonra, internal fiksasyon yapılır. 'Puddu plağı', 'Tomofix', 'Aesculap '(ikili) plağı, spacer'lı veya spacersız plaklar (dikdörtgen veya konik) gibi çeşitli metal plak türleri bulunmaktadır. Bunlar

arasında spacer'lı plakalar en yaygın kullanılanlardır ve metal blok, kalibreli kama ile aynı olmalıdır. Proksimal fiksasyon vidaları floroskopik rehberlik altında kullanılmalı ve defekt, iliak krest otogrefti, allogrefti greftlenmelidir. Defektler ≥ 10 mm ise, kortikokansellöz otogreftler veya allogreftler kullanılır, küçük defektlerde ise kemik grefti opsiyoneldir(96).

2.11.2. Lateral Kapalı Kama Osteotomi

1) Avantajlar ve Dezavantajlar

Lateral kapalı kama osteotomi, deformitenin neredeyse maksimum noktasında düzeltme yapmak için etkilidir. Bu teknik, osteotomi bölgesindeki süngerimsi kemiğin geniş temas yüzeyi sayesinde hızlı kemik kaynaşması, erken ağırlık taşıma ve rehabilitasyon sağlar ve kuadriseps femoris kas gücünün kullanılmasına olanak tanır. Ayrıca, eklem yüzeyi cilt insizyonu üzerinden gözlemlenebilir ve düzeltme kaybı riski düşüktür.

Ancak, prosedür bir fibula osteotomisi gerektirir, bu da nörovasküler komplikasyonlara yol açabilir. Lateral kemik rezeksiyonu, alt ekstremitenin kısalmasına neden olabilir. Ayrıca, proksimal tibial deformite ve lateral kondilin kemik kaybı nedeniyle sonradan yapılacak bir total diz protezinde cerrahi teknikte zorluklara neden olabilir

2) Lateral Kapalı Kama Osteotomisi İçin İyi Adaylar

Lateral kapalı kama osteotomisi, kaynamama riski ile ilişkilendirilen ağır sigara içiciliği, diyabet veya uzun süreli steroid kullanımı gibi durumları olan hastalar için daha uygun bir seçenektir. Ayrıca, prosedür, patella infera mevcut

olduğunda, hasta kemik grefti istemediğinde veya ek olarak anterior çapraz bağ rekonstrüksiyonu yapılması gerektiğinde de uygulanabilir(98).

3) Cerrahi Teknik

Lateral kapalı kama osteotomisi için çeşitli modifiye edilmiş versiyonlar bulunmaktadır, ancak hepsi aynı ilkelere dayanmaktadır(67). Cilt insizyonu transvers, longitudinal veya L şeklinde olabilir. Longitudinal insizyon, diz protezine kolayca dönüşüm yapılmasına olanak tanırken, transvers insizyon, tibial osteotomi ve inferomedial fibula başının kısmi rezeksiyonunun aynı insizyon hattı üzerinden yapılabilmesi nedeniyle peroneal sinir felci riskini azaltır. Osteotomi, tibial tüberositas altında yapılabileceği gibi, proksimal tibial tüberositas osteotomisi daha fazla avantaj sunar: Metafizyal osteotomi, erken kemik kaynamasını teşvik eder; düzeltme, deformitenin hemen yanında yapılabilir ve kuadriseps femoris kasının osteotomi bölgesindeki kuvveti dizin stabilitesini artırır. 10 cm'lik bir dikey insizyon yapılır ve proksimal tibianın tibialis anterior kası kaldırılarak proksimal tibiofibular eklem açığa çıkarılır. Proksimal tibiofibular eklem yönetimi için eklem bozulması, fibula başından 15 cm distal bir noktada fibula osteotomisi ve fibula başının eksizyonu seçenekleri mevcuttur(99),(100). Bir retraktör, patellar tendonun lateral kenarının altına yerleştirilir ve başka bir retraktör tibianın posterolateral yönüne, nörovasküler yapıları korumak için konumlandırılır. Osteotomi, tibianın lateral eklem yüzeyinin 2 cm altından başlanır. Proksimal osteotomi, eklem yüzeyiyle paralel olacak şekilde kesilmeli ve distal osteotomi, patellar tendonu korumak için eğik bir şekilde kesilmelidir. Lateral kemik kama, açılı bir kesme kılavuzu kullanılarak çıkarılabilir. İntraartiküler kırık riskini azaltmak için, lateral

korteks ve kama, uygun şekilde kesici rongeur, küret veya osteotom kullanılarak çıkarılmalı ve karşı kortikal menteşe kısmının 3-6 mm korunmasına özen gösterilmelidir. Medial tibial korteks tamamen osteotomize edilmemeli, osteotomi kapandığında menteşe işlevi görmesi için birden fazla delik ile delinmelidir. Menteşe yavaşça kapatılmalı ve plastik deformasyon oluşturulmalıdır. Proksimal fragmanın distal korteksi, distal fragmanın proksimal korteksine örtüştüğünde meydana gelebilecek aşırı düzeltmeden kaçınılmalıdır. Floroskopi kullanarak kamanın tamamen çıkarıldığından emin olunmalıdır. Osteotomi valgus kuvveti ile kapatıldıktan sonra, hizalama kontrol edilmelidir. İdeal düzeltme, mekanik eksenin 3°-5° aşırı düzeltilmesi ile sağlanmış kabul edilebilir, düzeltme aksı bu durumda tibial plato genişliğinin %62.5'inde yer almalıdır. Fiksasyon için, konturlu bir T-plak veya kilitli plak uygulanabilir (9).

4) Diğer Teknikler

Diğer PTO teknikleri arasında dome osteotomisi, eksternal fiksatör kullanarak ilerleyici kallus distraksiyonu ve chevron osteotomisi bulunmaktadır.

Dome osteotomisi veya ilerleyici kallus distraksiyonu, travmatik varus deformitesi veya Blount hastalığı için 18-20 mm açma veya kapama ya da $\geq 20^\circ$ açısal düzeltme gerektiren büyük düzeltmelerde endikedir. Dome osteotomisi, ters U şeklinde bir proksimal tibial kemik kesisi ve fiksasyon için bir plak veya ilerleyici düzeltme için bir eksternal fiksatör kullanılan bir prosedürdür. Bu teknik, patella yüksekliğinde herhangi bir değişiklik olmadan düzeltme yapmayı sağlamak için faydalıdır. İlerleyici kallus distraksiyonu, bir açılı kama osteotomisi ve aksiyel veya halka fiksatör kullanılarak eksternal fiksasyonla yapılır. Çoğu

ilerleyici kallus distraksiyonu tekniği, büyük düzeltme dereceleri için kullanılır ve patella yüksekliğindeki değişiklikleri en aza indirmek için tibial tüberositas distalinde bir osteotomi gerektirir. Eksternal fiksator kullanımı, çeşitli eksenlerde düzeltme yapılmasına, erken rehabilitasyon ve ağırlık taşıma olanağına ve alt ekstremitelerin mikro hizalanmasına olanak tanır. Ancak, eksternal fiksasyon, ciltte rahatsızlık, pin enfeksiyonları ve fiksator çıkarıldıktan sonra düzeltmenin kaybına neden olabilir (101).

Chevron osteotomisi, ters V şeklinde bir kemik kesisi yapıldığı, lateral kamanın medialde yerleştirildiği ve rijit plak fiksasyonunun uygulandığı bir prosedürdür. Bu teknik kemik kaybına neden olmaz veya kemik grefti gerektirmez, ancak teknik zorluğu ve invazivliği nedeniyle sıklıkla kullanılmamaktadır (102).

2.11.3. Proksimal Tibial Osteotomi Komplikasyonları

Proksimal tibial osteotomi (PTO), genel olarak güvenli bir cerrahi işlem olarak kabul edilse de, uygun hasta sečilmediđinde veya cerrahi teknik yetersiz olduğunda çeşitli komplikasyonlara yol açabilir. Diz çevresi osteotomilerde en sık karşılaşılan komplikasyonlar aşağıdaki şekilde özetlenebilir (103):

- Kortikal menteşe bölgesinde ya da eklem içine uzanan kırıklar
- Yetersiz veya aşırı düzeltme
- İmplant başarısızlığı
- Bölgesel ağrı sendromları
- Gecikmiş kaynama veya kaynamama

- Nörovasküler yaralanmalar
- Enfeksiyon

Başarılı sonuçlar elde etmek ve komplikasyonlardan kaçınmak için doğru hasta seçimi oldukça önemlidir. Trieb ve arkadaşları, 65 yaş altı hastalarda komplikasyon oranlarının daha düşük olduğunu bildirmiştir (104). Deformitenin yanlış değerlendirilmesi ve uygun yerden düzeltme yapılmaması, eklem çizgisinde değişikliğe ve ekleme binen stresin artmasına neden olabilir (103). Örneğin, valgus dizilimi ve lateral kompartman osteoartriti olan bir hastada tibial düzeltme yerine distal femoral osteotomi tercih edilmelidir (105).

Kırıklar: PTO, kontrollü bir kırık oluşturma işlemidir. Osteotomi sırasında karşı korteksin kırılmaması için 5–10 mm mesafe bırakılması önerilir. Ancak özellikle geniş açılı düzeltmelerde (8° üzeri), lateral korteks kırıkları sık görülür (107). Bu tür kırıklar düzeltme kaybı, yanlış kaynama ve implant sorunlarına yol açabilir. Bir kadavra çalışmasında, karşı korteksin kırılmadan tolere edebileceği maksimum açılar, kapalı kama PTO için $6,7^{\circ}$, açık kama için ise $6,5^{\circ}$ olarak belirlenmiştir (108). İntraartiküler kırıklar da düzeltme sırasında yetersiz derinlikte osteotomi yapılmasından kaynaklanabilir. Gerekirse intraoperatif redüksiyon ve fiksasyon yapılmalıdır. Lateral korteksin korunması, osteotominin stabilitesi açısından kritiktir (109).

Nörovasküler Yaralanmalar: Kapalı kama PTO sırasında peroneal sinir yaralanmaları sık görülebilir. Özellikle fibular osteotomi yapılan hastalarda bu oran %20'ye kadar çıkmaktadır (105, 110). Sinir hasarları turnike kullanımı, aşırı düzeltme veya kompartman basıncıyla ilişkili olabilir. Anatomik olarak peroneal

sinir fibula başının 4 mm posterolateralinden geçtiği için dikkatli diseksiyon ve koruyucu teknikler önerilmektedir (106).

Kompartman Sendromu: Özellikle anterior kompartmanda basınç artışı görülebilir. Eş zamanlı ligament onarımı varsa risk daha da artar. Uzun süreli epidural analjezi bu durumu maskeleyebilir, bu nedenle dikkatli izlem gerekir. Şüphede durumunda fasyotomi düşünülmelidir (105).

Tromboembolizm: PTO sonrası derin ven trombozu (DVT), diz protez cerrahisine benzer oranlarda görülebilir. Pulmoner emboli nadir olsa da hayati risk taşır. DVT profilaksisi için erken mobilizasyon, kompresyon çorapları ve antikoagülan kullanımı önemlidir (105).

Osteonekroz: Osteotomi hattının fazla ilerlemesi ya da proksimal fragmanın ince bırakılması kan dolaşımını bozarak osteonekroza neden olabilir. Radyolojik olarak skleroz, deformite veya çökmeyle tanı konulabilir. Gerekirse greftleme veya artroplasti yapılabilir (105).

Patella İnfera: Özellikle açık kama PTO sonrasında patellanın aşağı yer değiştirmesi sonucu ön diz ağrısı gelişebilir. Bu durum ileride yapılacak diz protezi cerrahisini zorlaştırabilir. Erken mobilizasyon ve doğru cerrahi teknik ile risk azaltılabilir (105).

Enfeksiyon: PTO sonrası enfeksiyon oranları %0,8–10,4 arasında değişmektedir. Eksternal fiksator kullanılan vakalarda risk daha yüksektir. Enfeksiyon varlığında revizyon cerrahileri gerekebilir (112).

Vasküler Yaralanma: Popliteal arter yaralanması, PTO'nun ciddi komplikasyonlarından biridir ve literatürde %0,4–9,8 arasında görülme oranı bildirilmektedir. Bu nedenle arka kortekse yakın çalışırken koruyucu ekipman kullanımı önerilmektedir (113).

Kaynamama / Gecikmiş Kaynama: Osteotominin doğru teknikle yapılmaması, karşı korteksin kırılması ya da yetersiz fiksasyon gibi durumlar kaynamama riskini artırır. Sigara kullanımı, diyabet ve geniş açılı düzeltmeler de risk faktörleri arasındadır. Gerekirse psödoartroz bölgesine greftleme ve yeniden fiksasyon uygulanabilir (105, 106, 111, 114).

Yetersiz Düzeltme ve Deformite Rekürrensi: Yetersiz düzeltme, zamanla varus deformitesinin tekrarlamasına ve yeniden cerrahi gereksinimine yol açabilir. Uzun dönem takiplerde klinik başarının düştüğü gösterilmiştir (103, 111). Bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı, düzeltme miktarının daha hassas belirlenmesini sağlayabilir (115).

Tablo 1. YTO komplikasyonlarının Woodacre çalışmasına göre tablosu

İmplant	Hepsi	Tomofix	Puddu	Orthofix
Revizyon gerektiren kaynamama	%4,3 (n=5)	%3,6 (n=3)	%8,3 (n=2)	%0
Kırık	%0	%0	%0	%0
İmplant çıkarımı gerektiren plak rahatsızlığı	%7 (n=8)	%7,2 (n=6)	%8,3 (n=2)	
İmplant başarısızlığı	%0	%0	%0	%0
Minör yara yeri enfeksiyonu	%9,6 (n=11)	%8,4 (n=7)	%8,3 (n=2)	%25 (n=2)
Majör yara yeri enfeksiyonu	%3,5 (n=4)	%2,4 (n=2)	%0	%25 (n=2)
DVT	%0	%0	%0	%0
Vasküler yaralanma	%1,7 (n=2)	%2,4 (n=2)	%0	%0
Kompartman sendromu	%0,9 (n=1)	%1,2 (n=1)	%0	%0
Diğer	%4,3 (n=5)	%2,4 (n=2)	%12,5 (n=3)	%0

2.11.4. Sonlu Elaman Analizinin Ortopedi ve Travmatolojide Kullanım

Alanları

Sonlu Eleman Analizi (FEA), başlangıçta mekanik, inşaat ve havacılık mühendisliği gibi alanlarda yapısal analiz problemlerini çözmek amacıyla geliştirilmiştir. Bu yöntemin temelleri, Turner'ın 1956 yılında yayımladığı çalışmaya dayanmaktadır (116). 1967 yılında Zienkiewicz, yöntemin matematiksel temelini ortaya koyarak "Yapısal ve Süreklilik Mekaniğinde Sonlu Elemanlar Yöntemi" adlı eserini yayınlamıştır (117). Yöntemin biyomekanikteki ilk uygulaması ise 1972 yılında Brekelmans ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilmiştir (118). O tarihten itibaren, bilgi işlem teknolojilerindeki ilerlemeler sayesinde FEA, biyomekanik sistemlerin anlaşılmasında ve ortopedik cerrahide önemli bir araç haline gelmiştir. FEA, biyomekanik yapıların, özellikle de eklem ve kemik dokularının yük taşıma davranışlarını analiz etmede yaygın şekilde kullanılmaktadır. Bu yöntem sayesinde, yük dağılımı, kırık oluşumu, kemik-implant etkileşimi gibi pek çok parametre sayısal olarak değerlendirilebilmekte; böylece cerrahlara hasta özelinde planlama yapma imkânı sunulmaktadır (119). Sonlu Elemanlar Yöntemi, karmaşık fizyolojik yapıların davranışını incelemek için oldukça uygundur. Ortopedik cerrahi ve travmatoloji alanında, sağlıklı ve patolojik durumların daha iyi anlaşılmasına katkı sağlamakta; protez ya da fiksasyon sonrasında oluşabilecek biyomekanik değişiklikleri ve bu değişikliklerin kemiğe etkilerini değerlendirmede etkili bir yöntem olarak öne çıkmaktadır. Ayrıca, atel, plak ve vida gibi ortopedik cihazların mekanik özelliklerini analiz ederek, uygun implant seçimine katkı sunar (120, 121). FEA ile

yapılan simülasyonlar, deforme düzeltmeleri, tümör rezeksiyonları ve spinal rekonstrüksiyon gibi kompleks cerrahi işlemler için planlama aracı olarak kullanılabilir. Bu sayede cerrahi teknikler optimize edilerek olası komplikasyonlar azaltılabilir. FEA ayrıca, implantların zaman içinde gösterebileceği performansın, kemik yeniden şekillenmesi veya implant gevşemesi gibi durumların tahmin edilmesine de yardımcı olur (122, 123). Sonlu eleman analizinin temel avantajlarından biri, hastaya özgü modeller oluşturulmasına olanak sağlamasıdır. Bu amaçla iki yaklaşım kullanılmaktadır: birincisi, doğrudan 3D görüntüleme yöntemleri (BT ve MR gibi) ile elde edilen anatomik yapıların segmentlenerek modele dönüştürülmesi; ikincisi ise istatistiksel şekil modelleri (SSM) veya istatistiksel şekil ve yoğunluk modelleri (SSIM) gibi yöntemlerle 3D modelleme yapılmasıdır. Her iki yöntem de bireysel anatomiye uygun özelleştirilmiş modelleme yapılmasına imkân tanır. FEA süreci üç ana aşamadan oluşur: ön işlem, çözüm ve son işlem. Ön işlem aşamasında, CAD yazılımları (SolidWorks, Pro/E, CATIA vb.) kullanılarak implant ve kemik geometrileri oluşturulur. Bu geometriler, ağ oluşturma araçları ile sonlu elemanlara dönüştürülür. Ardından malzeme özellikleri ve sınır koşulları tanımlanır. Doğrusal ve izotropik malzeme modelleri yaygın olarak kullanılırken, bağ dokular gibi daha karmaşık yapılar için doğrusal olmayan ve anizotropik özelliklerin tanımlanması gerekebilir (124). Simülasyon tamamlandıktan sonra, elde edilen sonuçlar post işlem aşamasında değerlendirilir. Bu aşamada, analiz bulguları yorumlanarak karar vericilere sezgisel ve anlaşılır bir biçimde sunulur. FEA'nın güvenilirliği için, modelleme sonuçlarının deneysel verilerle doğrulanması önemlidir. Bu karşılaştırma, modelin gerçek

durumu ne kadar doğru temsil ettiğini belirlemeye yardımcı olur. Ortopedik biyomekanikte yaygın olarak kullanılan iki sayısal analiz yaklaşımından biri, kas-iskelet sisteminin dinamiklerini inceleyen çoklu gövde dinamik modelleridir; diğeri ise yük taşıyan yapıların stres ve deformasyonlarını inceleyen yapısal mekanik temelli FEA'dır. Bu bağlamda, FEA, ortopedik ekipmanların mekanik davranışlarını test etmek ve hasta özelinde en uygun tedavi stratejisini geliştirmek açısından vazgeçilmez bir araçtır (125, 126).

Sonuç olarak, FEA tabanlı simülasyonlar; cerrahi planlamadan implant tasarımına, deformite analizinden kemik iyileşme sürecine kadar birçok alanda biyomekanik araştırmaların temelini oluşturmaktadır. Bu yöntem sayesinde, yeni cerrahi tekniklerin geliştirilmesi, kişiye özel tedavi yaklaşımlarının optimize edilmesi ve ortopedik sonuçların iyileştirilmesi mümkün hale gelmektedir (127).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

"Proksimal Tibial Osteotomi Tekniğinin Patellafemoral Ekleme Etkilerinin Sonlu Eleman Analizi ile İncelenmesi" başlıklı tez çalışmamız ile ilgili araştırma önerisi etik kurul komisyonunun 29.04.2025 tarih ve 07 sayılı toplantısında görüşülmüş olup, Araştırma Kod No: 2025 – 802 ile etik kurul onayı ile çalışmamız gerçekleştirilmiştir

Çalışmamızda kullanılan sonlu eleman analizi (FEA) diz modelinin geometrisi, Erdemir ve arkadaşları tarafından geliştirilen ve açık erişime sunulan bir modelden alınmıştır. Geometrik veriler .stl formatında temin edilmiştir (128). Biyolojik yapıların hesaplamalı olarak modellenmesi ve simülasyonu, hem bilimsel araştırmalarda hem de klinik karar verme süreçlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Özellikle FEA, biyolojik sistemlerde yapı ve işlev ilişkilerinin anlaşılmasına katkı sağlayan etkili bir yöntemdir. Eklemler, organlar ve tıbbi cihazlara ilişkin biyomekanik analizlerde klinik planlamaya yardımcı olabilir (129). Modelleme ve simülasyon teknolojilerindeki ilerlemeler ve bu araçlara erişimin kolaylaşması sayesinde, anatomi ve fizyolojik süreçleri daha gerçekçi şekilde temsil eden detaylı biyomekanik modeller geliştirilebilmektedir. Bu modeller, farklı yükleme koşulları altında dokuların vereceği tepkileri öngörmeye olanak tanır (130). Sonlu elemanlar yöntemi, özellikle eklem mekaniğini incelemek için uzun süredir kullanılmaktadır (131). Diz eklemi, kas-iskelet sistemi içinde hem mekanik açıdan karmaşık bir yapıya sahiptir hem de yaralanma ve işlev bozukluklarının sık görüldüğü bir bölgedir (132). Günlük yaşam, egzersiz ve spor sırasında yüksek

kuvvetlere maruz kalan diz ekleminde doku hasarı ve yaralanmalar yaygın olup, çoğu zaman cerrahi müdahale gerektirebilir (133). Bu nedenle diz problemlerinin etkili bir şekilde tedavi edilebilmesi için, ekleminde yer alan yapıların mekanik özelliklerinin ve fonksiyonlarının iyi anlaşılması gerekir. Sanal diz modelleri üzerinden yapılan FEA simülasyonları, bu tür analizler için önemli avantajlar sunar (134). Bu modeller, eklem ve doku fonksiyonlarını değerlendirmek, yaralanma mekanizmalarını anlamak ve yeni implant tasarımlarını test etmek amacıyla kullanılabilir (135). Ancak diz eklemi anatomik ve mekanik açıdan oldukça karmaşık bir yapıya sahiptir. Bu nedenle güvenilir bir hesaplamalı model oluşturulabilmesi için; kemik, kıkırdak, menisküs, bağ ve tendon gibi yapıların geometrilerinin doğru şekilde tanımlanması ve bu yapıların farklı koşullarda nasıl etkileştiğinin iyi anlaşılması gerekmektedir (136). FEA için tıbbi görüntülerden (örneğin manyetik rezonans görüntüleme) elde edilen üç boyutlu anatomik verilerin işlenmesi, birkaç aşamalı bir süreci gerektirir. Bu süreçte; yapıların sınırlarının belirlenmesi (segmentasyon), kapalı hacimlerin ve ağların oluşturulması, dokular arası bağlantı ve temas bölgelerinin tanımlanması, tüm yapıların bir araya getirilmesi, malzeme özelliklerinin atanması ve sınır koşullarının uygulanması gibi adımlar yer alır (116). Mevcut literatürde, bu süreçler için evrensel olarak kabul edilmiş bir “altın standart” veri seti bulunmamaktadır (117). Bu çalışmada kullanılan diz modelleri, kamuya açık Open Knee(s) veritabanından alınmıştır. Bu platformun amacı, FEA için geliştirilen diz modeli kohortlarına ait tüm dijital verileri detaylı ve sistematik biçimde sunarak araştırmacılara kapsamlı bir kaynak sağlamaktır (118).

3.1. Açık Kaynak Modelin Donör Bilgileri

Bu çalışmada, açık kaynaklı diz modelleri arasından 1 numaralı örnek kullanılmıştır. Bu modeller, kadavra bağışçılarında alınan sekiz farklı diz örneği üzerinden geliştirilmiştir. Modelin oluşturulmasında, farklı yaş gruplarını ve kırık durumlarını temsil eden bireyler seçilmiştir. Bunlar; sağlıklı kırıkdağa sahip genç bireyler (18–35 yaş), orta yaşlı bireyler (40–65 yaş) ve sağlıklı ya da patolojik kırıkdağa sahip yaşlı bireylerdir (65–80 yaş). Hem kadın hem de erkek bağışçılar bu gruplara dâhildir. Bağışçılar; boy (1.50–1.80 m), kilo (45–90 kg) ve vücut kitle indeksi (VKİ: 18.5–24.9) aralıklarında olacak şekilde belirlenmiştir (116).

Tablo 2. Açık kaynak diz modelinde donör bilgilerinin tablosu(128).

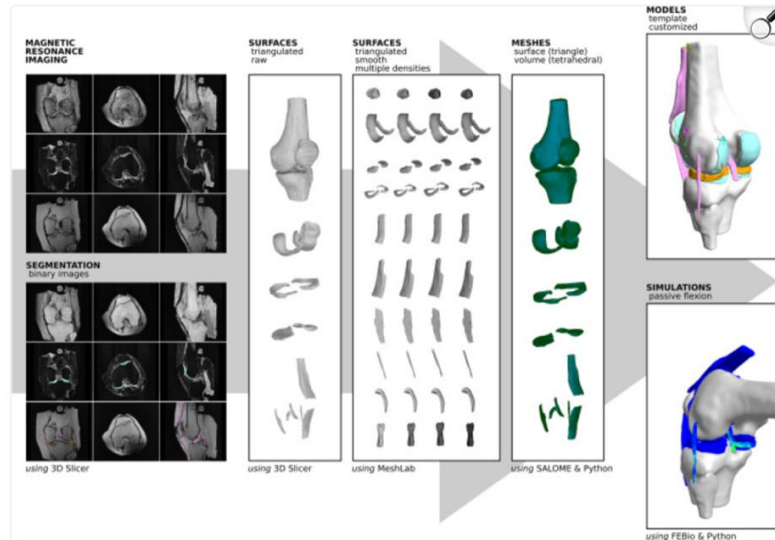
Donor specifics for Open Knee(s) models.

Specimen ID	oks001	oks002	oks003	oks004	oks006	oks007	oks008	oks009
Side	Right	Right	Left	Right	Right	Right	Right	Left
Gender	Male	Female	Female	Female	Female	Male	Male	Male
Age (years)	71	67	25	46	71	71	40	34
Race	White	White	White	White	White	White	White	White
Height (m)	1.83	1.55	1.73	1.58	1.52	1.70	1.78	1.80
Weight (kg)	77.1	45.3	68.0	54.4	49.4	65.8	63.5	68.03
BMI	23.1	18.9	22.8	21.9	21.3	22.7	20.09	20.0

3.2. Açık Kaynak Modelin Görüntüleme Verileri

Manyetik rezonans (MR) görüntüleri, genelde klinik uygulamalarda kullanılan üç farklı protokolle, 3 Tesla gücünde bir cihaz kullanılarak elde edilmiştir. Bu protokoller, Osteoartrit İnisiyatifi çalışmasına dayanmakta ve modelleme ile simülasyon işlemleri için özel olarak geliştirilmiştir (140). İlk görüntüleme protokolü, hem tibiofemoral hem de patellofemoral eklemleri ve

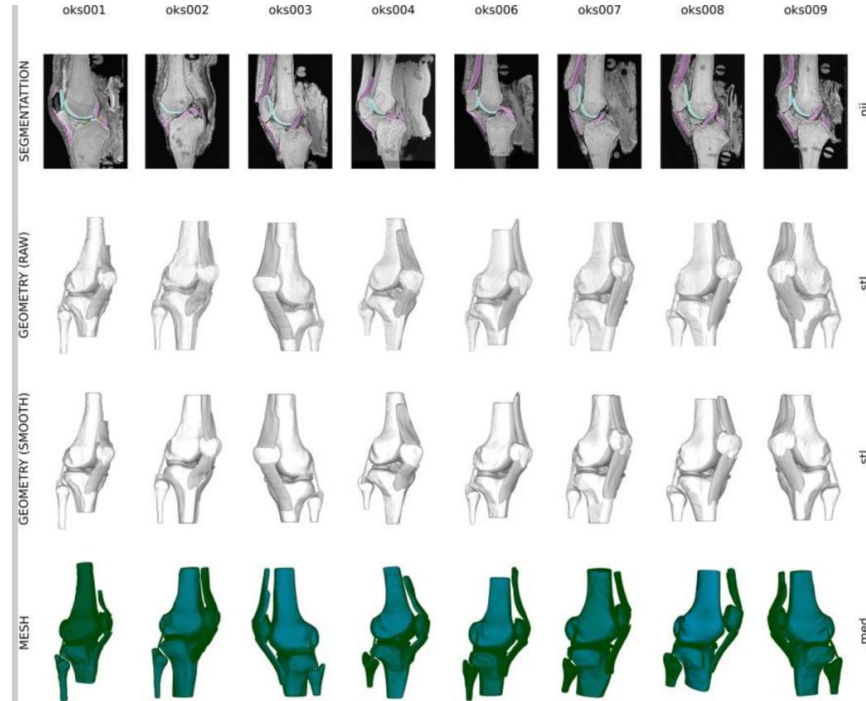
kemiklere yerleştirilen işaretçileri kapsayacak şekilde geniş bir görüş alanı sunar. Bu işlemde, yağ baskılaması olmayan 3 boyutlu T1-ağırlıklı bir görüntüleme yöntemi kullanılmıştır (TR = 20, TE = 6; çözünürlük: 0.5 mm × 0.5 mm × 0.5 mm) (140). Kıkırdak dokuların görüntülenmesi için, yağ baskılaması uygulanan başka bir 3D T1-ağırlıklı protokol kullanılmıştır (TR = 29, TE = 5.3; çözünürlük: 0.35 mm × 0.35 mm × 0.7 mm). Bu yöntem, kıkırdak yapıyı daha net gösterebilmek için tercih edilmiştir. Bağ dokuların görüntülenmesinde ise görüntüler üç farklı düzlemde (aksiyal, sagittal ve koronal) alınmıştır. Burada proton yoğunluklu bir görüntüleme yöntemi kullanılmıştır (TR = 10,000, TE = 9.7; çözünürlük: 0.35 mm × 0.35 mm × 2.8 mm) (140). Bu sayede bağların yerleri, sınırları ve menisküs hacmi daha iyi görülebilmektedir. Görüntüleme sırasında örnekler hareket ettirilmeden sabit tutulmuştur. Elde edilen tüm veriler, daha önce yapılmış bir çalışma kapsamında kamuya açık hale getirilmiş ve herkesin kullanımına sunulmuştur (139).



Şekil 19. Erdemir ve ark. Açık Kaynak Diz kaynak Modeli Oluşturma İşlem Sırası (128).

3.3. Görüntü Segmentasyonu

Doku anatomisinin yeniden yapılandırılması için segmentasyon işlemi, 3D Slicer yazılımı kullanılarak gerçekleştirilmiştir (116). Bu süreç ağırlıklı olarak manuel olarak yürütülmüş; modelleyiciler, görüntü hacmi üzerinde ilgili dokuların sınırlarını belirlemek için fırça, kalem gibi temel etiketleme araçlarını kullanmıştır (117). Segmentasyon işlemi, Open Knee(s) projesinde tanımlanan dokuya özgü kılavuzlar ve standartlara uygun şekilde yapılmıştır (117). Segmentasyonu yapılan başlıca yapılar; femur, tibia, patella, fibula, medial ve lateral menisküsler, femoral ve tibial kıkırdak, patellar kıkırdak, medial ve lateral kolateral bağlar, ön ve arka çapraz bağlar, patellar tendon ve kuadriseps tendonudur (117). Segmentasyon sonucunda elde edilen veriler; doku etiketlerini içeren ikili görüntüler (NIfTI,.nii formatında) ve ham yüzey ağları (.stl formatında) şeklinde kaydedilmiştir (117).



Şekil 20. OpenKnee Görüntü Segmentasyonu Örneği (128).

3.4. Mesh (Ağ) Oluşturulması

Sonlu eleman ağları, her dokunun yüzey geometrisi kullanılarak oluşturuldu. Bu işlem HyperMesh 2021 programıyla otomatik yapıldı (116). Kemikler genellikle sert kabul edildiği için sadece yüzey ağı ile modellenirken, bağlar, kıkırdak ve menisküs gibi diğer dokular için hacim ağı oluşturuldu. Ağlar, düğümler, elemanlar ve bölgeler şeklinde organize edildi. Doku yapıları arasındaki bağlantılar ve temaslar, otomatik yöntemlerle belirlendi. İlk simülasyonlardan sonra, gerektiğinde ağlar manuel olarak düzenlendi. Ağlar MED formatında kaydedildi ve yüzey geometrilerinden ağlara dönüşüm için gerekli betikler sağlandı (116). Kemik deformasyonu gereken durumlarda, hacim ağları da kullanıldı. Yüzey geometrileri, tıbbi görüntülerin çözünürlüğüne göre oluşturuldu ve bu çözünürlük ağ kalitesini belirledi. Gerektiğinde yüzeyler daha basit hale getirildi. Ağlarda hem basit (doğrusal) hem de daha karmaşık (ikinci dereceden) elemanlar kullanılabilir(116).

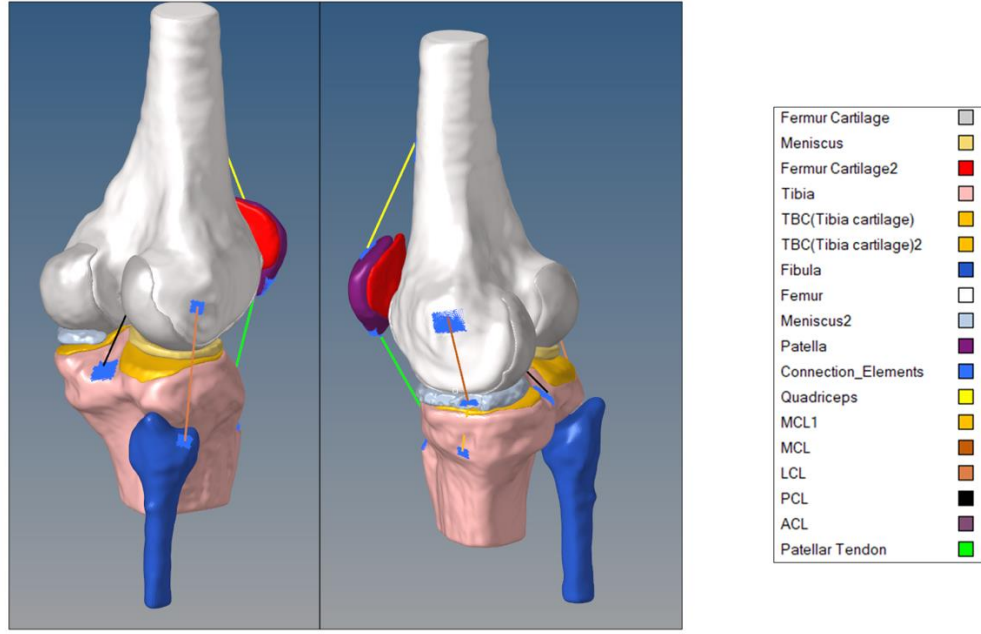
3.5. Modelin Montajı ve Şablonlaması

Doku ağları, set tanımlamalarıyla birlikte HyperMesh 2021 programı kullanılarak otomatik şekilde diz ekleminin sonlu eleman modeli üzerine yerleştirildi (116). Bağlantı haritası ve model tanımlama ağacı kullanılarak, doku malzemeleri, doku etkileşimleri (bağlar, temaslar) ve kemiklerin rijit cisim özellikleri ile yükleme ve sınır koşullarını içeren şablon modeller oluşturuldu (116).

3.6. Modelin Simülasyona Hazırlık İçin Model Özelleştirilmesi

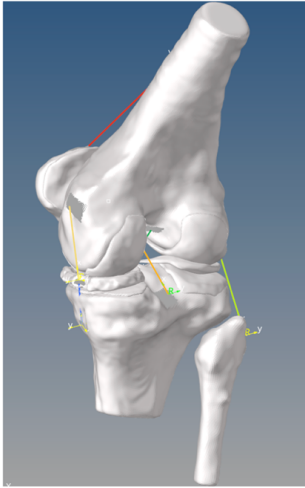
Şablon modeller; malzeme özelliklerinin tanımlanması, dengeleyici yapıların modellenmesi, yerinde (in-situ) bağ gerilimi, eklem koordinat sistemlerinin oluşturulması, yükleme ve sınır koşullarının belirlenmesi gibi unsurlar aracılığıyla diz biyomekaniğinin hesaplamalı temsiline yönelik simülasyon çıktıları açısından daha da özelleştirilmiştir (116). Kemik yapılar rijit (esnemez) olarak modellenirken; kıkırdak dokular, bağlar, menisküsler ve tendonlar neredeyse sıkıştırılmaz ve hiperleistik özellikte kabul edilmiştir (116). Modelde, kuadriseps tendonunun proksimal ucuna bağlanan hayali bir rijit cisim, femura kaymalı bir eklem aracılığıyla ve doğrusal bir yayla bağlantı kurarak tendonun hareketini sınırlamak amacıyla ek stabilizatör olarak dahil edilmiştir. Ayrıca, medial ve lateral patellofemoral bağlar, literatürde tanımlanmış orijin ve insersiyon noktaları dikkate alınarak modellenmiş; sadece gerilme kuvveti taşıyan ve gerilme-yer değiştirme eğrisine sahip elemanlar aracılığıyla patellofemoral bağlantı sağlanmıştır (116). Bununla birlikte, medial kollateral bağın menisküsle etkileşimini temsil edebilmek amacıyla, bu bağın her bir düğüm noktası, medial menisküsün yakınındaki en yakın düğüme doğrusal yaylarla bağlanmıştır (116). Tibiofemoral eklemde ana bağları olan ön çapraz bağ (ACL), arka çapraz bağ (PCL), medial kollateral bağ (MCL) ve lateral kollateral bağ (LCL) ile ekstansör mekanizmaya ait kuadriseps tendonu ve patellar bağın in-situ gerilme değerleri; literatürde yer alan veriler kullanılarak ve Hypermesh 2021 yazılımı aracılığıyla modele entegre edilmiştir (116,117). Ana yapılar dışında kalan bazı bağlar, örneğin anterior intermeniskal bağ ve meniskofemoral bağ gibi yapılar ise modellemeye

dahil edilmemiştir (116). Medial kollateral bağ, detaylı görüntüleme verileri temel alınarak yüzeysel ve derin katmanlar olmak üzere iki ayrı bileşene ayrılarak daha ayrıntılı bir şekilde modellenebileceği belirtilmiştir (116, 118). Çapraz bağların modellenmesinde, bağ demetlerinin yönleri belirlenerek tekil yapı içinde fiber oryantasyonları tanımlanabilmekte veya bu demetler, ayrı bağlantı elemanları şeklinde modellenerek temsil edilebilmektedir (116). Femur ve tibia için koordinat sistemleri, Grood ve Suntay konvansiyonu temel alınarak, anatomik kemik işaretlerinden yararlanılarak tanımlanmıştır (116, 119). Eklem hareketlerini yansıtmak üzere, kinematik bağlantılarla birlikte bir eklem koordinat sistemi oluşturulmuştur. Bu kapsamda; fleksiyon-ekstansiyon hareketi için femur ile hayali rijit cisim arasında sabit bir eksen, iç-dış rotasyon için tibia ile farklı bir rijit cisim arasında bir eksen ve varus-valgus hareketi için ise iki hayali rijit cisim arasında yüzen (floating) bir eksen tanımlanmıştır (116). Patellofemoral eklem de benzer bir kinematik zincirle modellenmiştir. Patella, anatomik referans noktaları esas alınarak oluşturulan bir sabit eksen etrafında tilt (eğilme) hareketi yapacak şekilde; ayrıca, bir yüzen eksen etrafında rotasyonel hareketi olacak biçimde temsil edilmiştir (116).



Şekil 21. Model Komponentleri

Tendon Tanımlamaları:

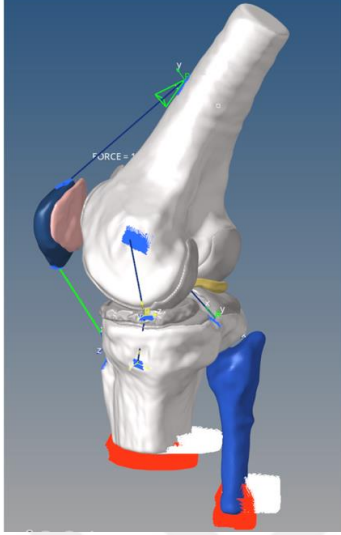


Tendon	Stiffness [N/mm]
Quadriceps	2000
MCL	60
Patellar Tendon	1800
ACL	242
PCL	331
LCL	189

- Literatür bilgisine göre tendon tanımlamaları yapılmıştır.
- Tendon bağlantı noktalarına bir boyutlu CBUSH eleman atılmış ve literatürde kullanılan malzeme özelliklerine göre yapı kısıtlanmıştır.

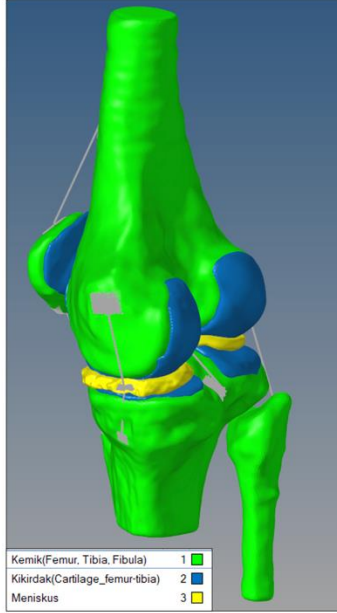
Şekil 22. Tendon Tanımlamaları

Sınır Koşulları:



- Kırmızı renk ile gösterilen bölgelerden analiz modeli uzayda tüm dönme ve öteleme yönlerinde sabitlenmiştir.
- Yeşil ok ile gösterilen tendon bölgesinden yapıya 100kg kütleli temsil eden 1000N kuvvet uygulanarak analiz modeli çözdürülmüştür.

Şekil 23. Sınır Koşulları



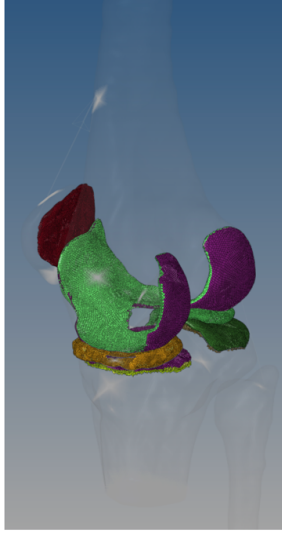
- Literatür bilgisine göre malzeme tanımlamaları yapılmıştır.

Table 1 Material properties of all parts of total knee joint model

	Elastic modulus (Mpa)	Poisson ratio
Cortical bone	12000	0.3
Cancellous bon	100	0.2
Meniscus	59	0.475
Cartilage	15	0.3
ligament	48	0.3

Şekil 24. Malzeme Tanımlamaları

Kontakt Modelleri:



- Modelde sürtünmeli kontak kullanılan bölgeler gösterilmiştir.
- Literatür bilgisine göre sürtünme katsayısı 0 alınarak analiz modeli çözdürülmüştür.

Kontakt Modelleri:



- Modelde freeze(tie) kontak kullanılan bölgeler gösterilmiştir.
- Literatür bilgisine göre bu kontak tanımlaması yapılacak bölgeler tespit edilmiştir.

Şekil 25. Kontakt Tanımlamaları

3.7. Proksimal Tibial Osteotomi Uygulanması ve Sonlu Dizi Analizi için Modelleme

.Stl formatında alınan diz elemanların geometrisi ‘HyperMesh 2021’ programına aktarıldı ve öncelikle tibia distalinden 7 derece z koordinatında eğim verilerek 7 derecelik varus diz oluşturuldu. 16 farklı parça halinde geometri

öncelikle yüzey tanımlamaları için tetrahedral mesh oluşturuldu. Ardından kontakt tanımları yapılarak patella-femoral, tibiofemoral eklemler oluşturuldu ve materyal tanımlamaları ise önceki çalışmalara ait literatürdeki değerler kullanıldı (103). 7 derece varus diz simulasyonu gerçekleştirildi. Osteotomi yapılmış modelin simülasyonu için ise ticari olarak ulaşılan 'SELBONES' sağ taraf tibia modeli üzerinde biplanar retrotüberkül osteotomisi yapıldı ve 3 boyutlu olarak taratıldı, veriler .stl formatında alınarak geometri elde edildi.

Çalışmamızda özgün olarak 3 farklı biplanar retrotüberkül osteotomisi gerçekleştirildi. 3 modelde lateral korteks bilinçli olarak osteotomize edildi. Tibia posterior kondiller sınırına paralel olan rutin retrotüberkül osteotomisi ve 5 ve 10 derece anteversiyon açısı ile retrotüberkül osteotomisi gerçekleştirildi. Osteotomi düzeltme aralığı 3 model içinde 7 derece olarak yapıldı, ardından kilitli plak ile proksimal sıra kilitli vida yerleştirildi. Rutin retrotüberkül osteotomisinden farklı olarak yapılan 5 ve 10 derece anteversiyon ile yapılan osteotomilerde distal kortikal vida ile çektirme yapılırken distal parçanın anterior ve mediale translasyon yapacağı düşünülerek 'Fulkerson Osteotomisi-Benzeri' olarak tanımladığımız osteotomi yapıldı ve test gerçekleştirildi.

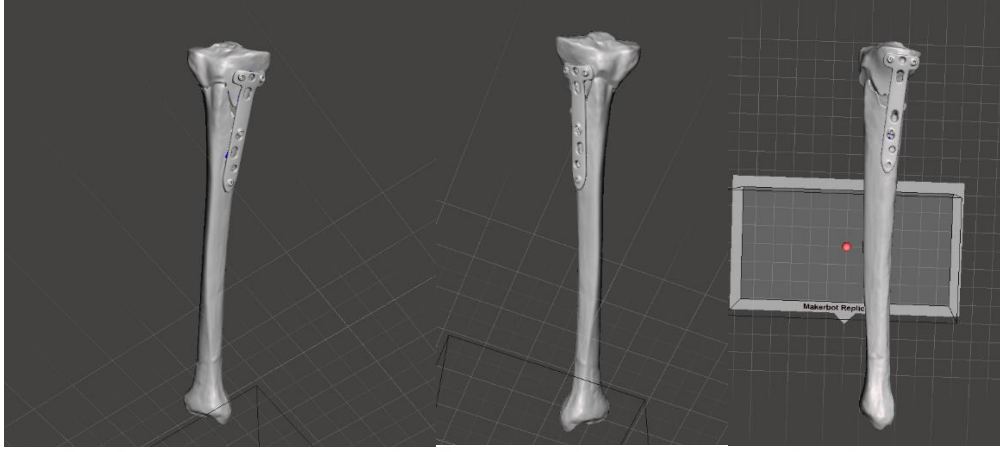


Şekil 26. Maket Model Üzerinde Osteotomi Uygulanması



Şekil 27. Osteotomi modelinin 'FREESCAN COMBO' ile 3D taratılması

Osteotomi yapılan modeller sonlu dizi analizi diz modeline aktarılmak için 'FreeScan Combo' cihazı ile 3D yüzey taraması gerçekleştirildi. Bu tarama methodu mavi lazer ve kızılötesi VCSEL ışık kaynaklarıyla metroloji düzeyinde doğruluğa ve hassas modda 0,02 mm'ye kadar doğruluğa sahiptir. Tarama yapılan modeller stl.,obj. ve asl. formatında mesh yapısı elde edildi.



Şekil 28. 3D Tarama Sonrasında .stl Fortmatında Yüzey Geometrisi

7 derece varus düzeltmesi ile 3 farklı biplanar retrotüberkül PTO simüle edildi. Patellofemoral ve tibiofemoral eklemlerde 0°, 30°, 60° ve 90° fleksiyon sırasında oluşan kontakt basınç dağılımları ve patellar kontakt yüzey alanları elde edildi. Rutin teknik ve tasarladığımız osteotomi modelinin patellafemoral ekleme etkisi, sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirilmiştir.

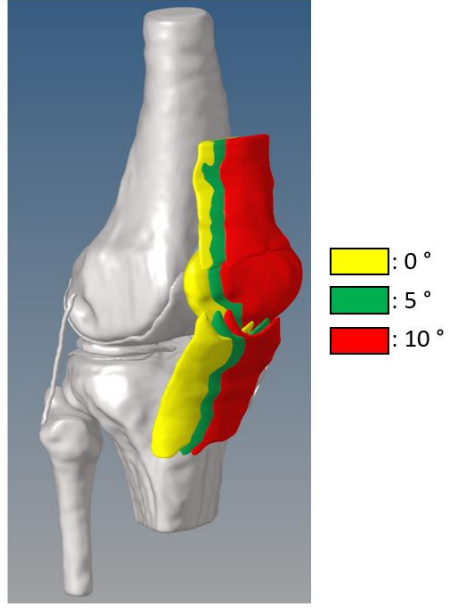
4. BULGULAR

.Stl formatında alınan diz elemanların geometrisi sağlıklı model için 'Febio' varus modeller için 'HyperMesh' programına aktarıldı. Tibia distalinden 7 derece z kooordinatında eğim verilerek 7 derecelik varus diz oluşturuldu. 16 farklı parça halinde geometri öncelikle yüzey tanımlamaları için tetrahedral mesh oluşturuldu. Ardından kontakt tanımları yapılarak patella-femoral, tibiofemoral eklemler oluşturuldu ve materyal tanımlamaları ise önceki çalışmalara ait literatürdeki değerler kullanıldı (103).

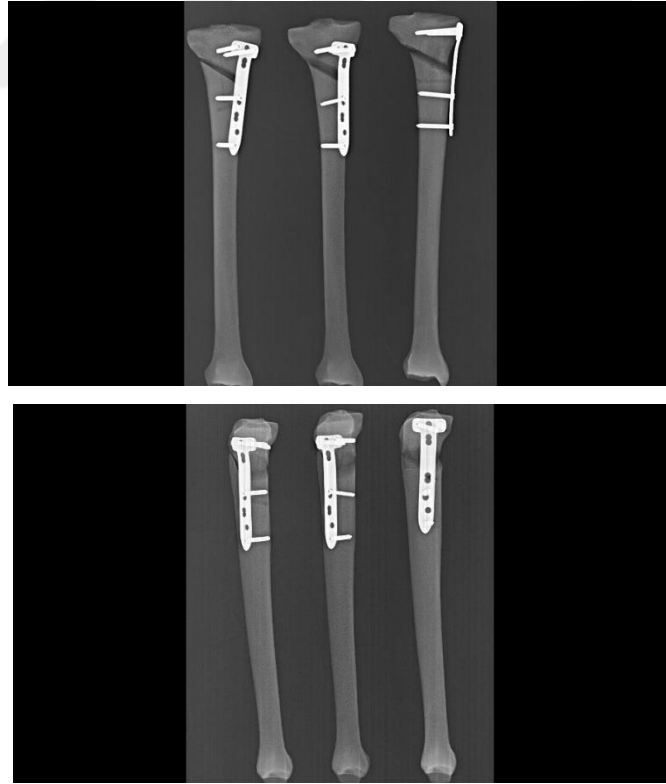
7 derece düzeltme ile birlikte 10 derece anteversiyon ile osteotomi yapılan modelimizde tibial tüberkülün 6,9 mm mediale, 3 mm anteriora yer değiştirdi.

7 derece düzeltme ile birlikte 5 derece anteversiyon ile osteotomi yapılan modelimizde tibial tüberkülün 3,1 mediale, 2,4 mm anteriora yer değiştirdi.

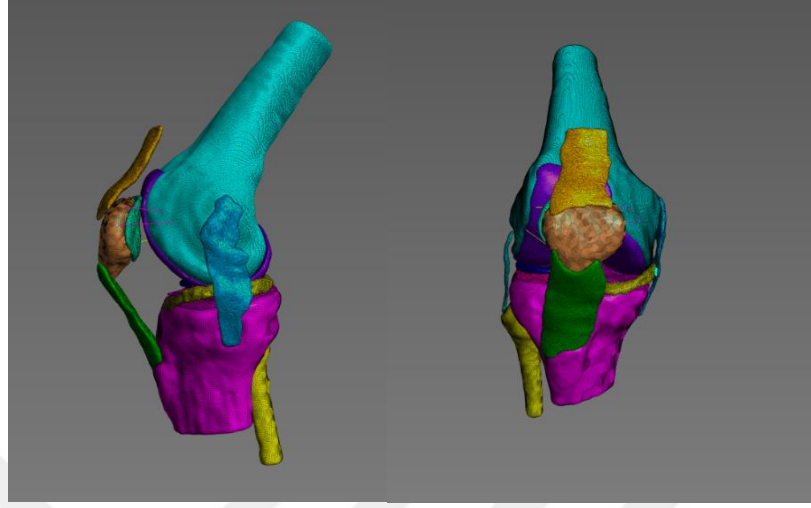
Anteversiyon verilmeden rutin teknik olarak uygulanan modelimizde ise lateral korteks osteotomize edilmesinden kaynaklandığını düşündüğümüz, kilitli plak ile distal kortikal vida yerleştirilmesi esnasında distal tibial tüberkülün 0,4 mm kadar mediale yer değiştirdiği gözlemlendi ancak sagittal planda değişim gözlenmedi.



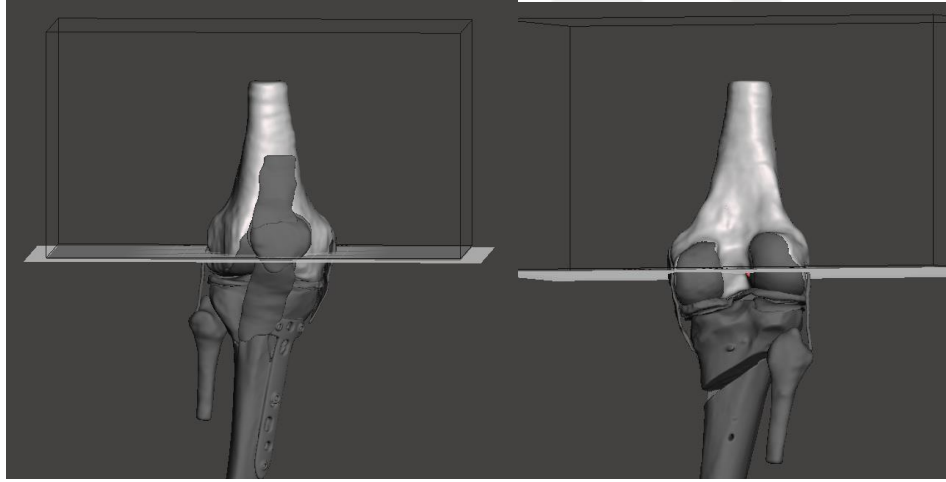
Şekil 29. Anteromedializasyon'un Model Üzerinde Şekillendirilmesi



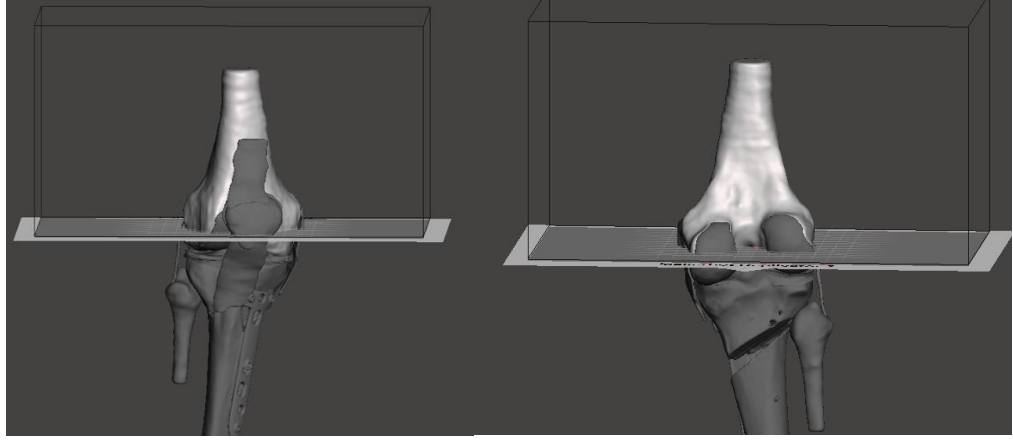
Şekil 30. Osteotomi modelinin radyografik görüntüsü



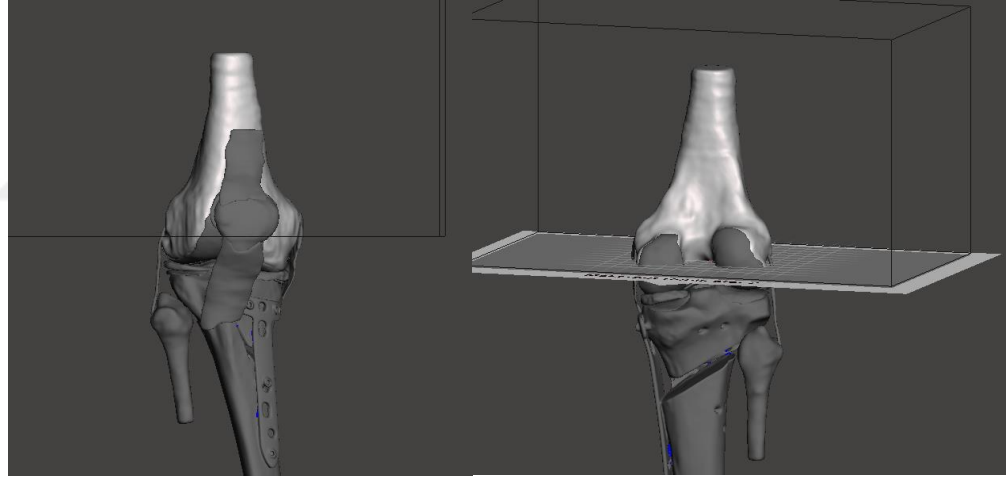
Şekil 31. Sağlıklı Diz Eklemine Sonlu Dizi Analizi Modellenmesi (122)



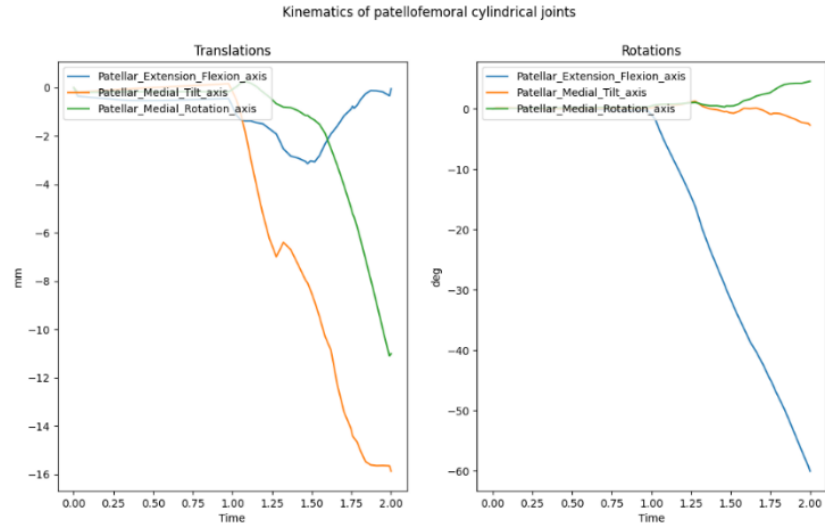
Şekil 32. Rutin Osteotomi Uygulanan Model



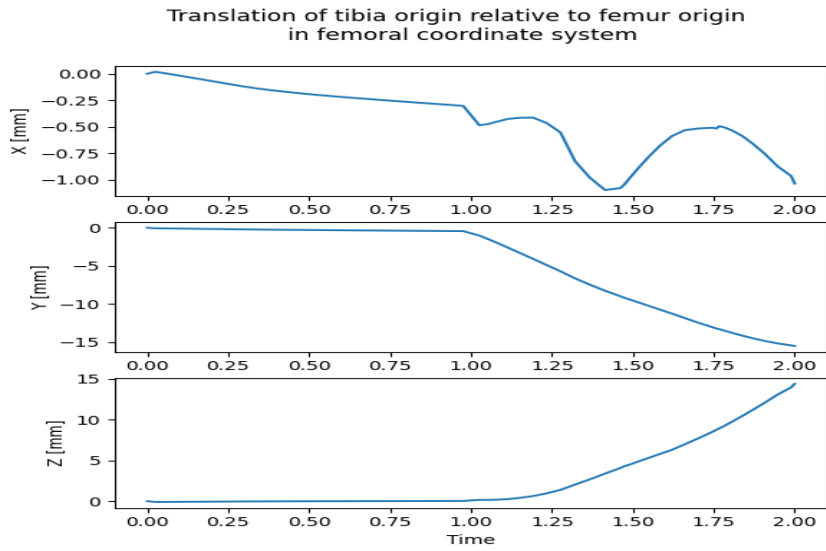
Şekil 33. 5 Derece Anteversiyon ile Osteotomi Modeli



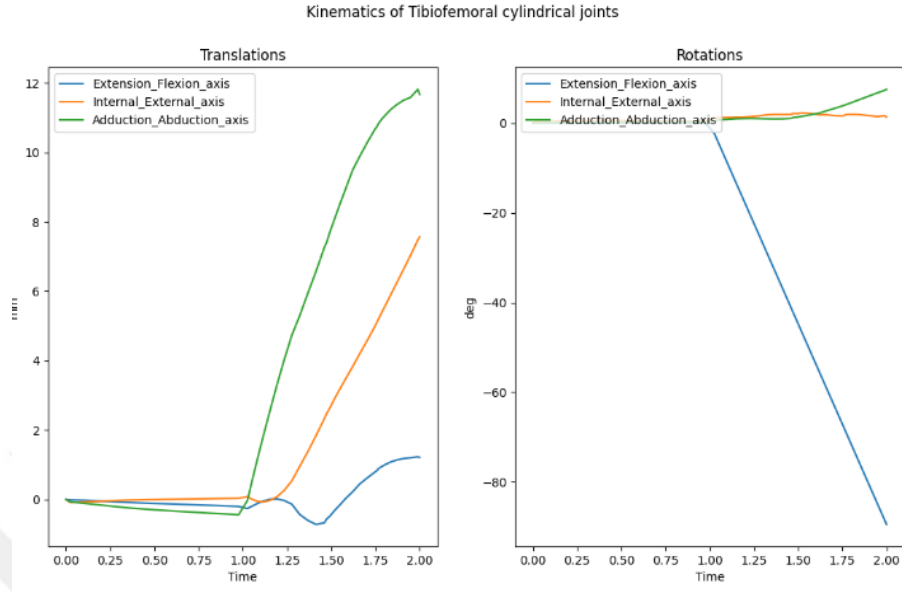
Şekil 34. 10 Derece Anteversiyon İle Osteotomi Modeli



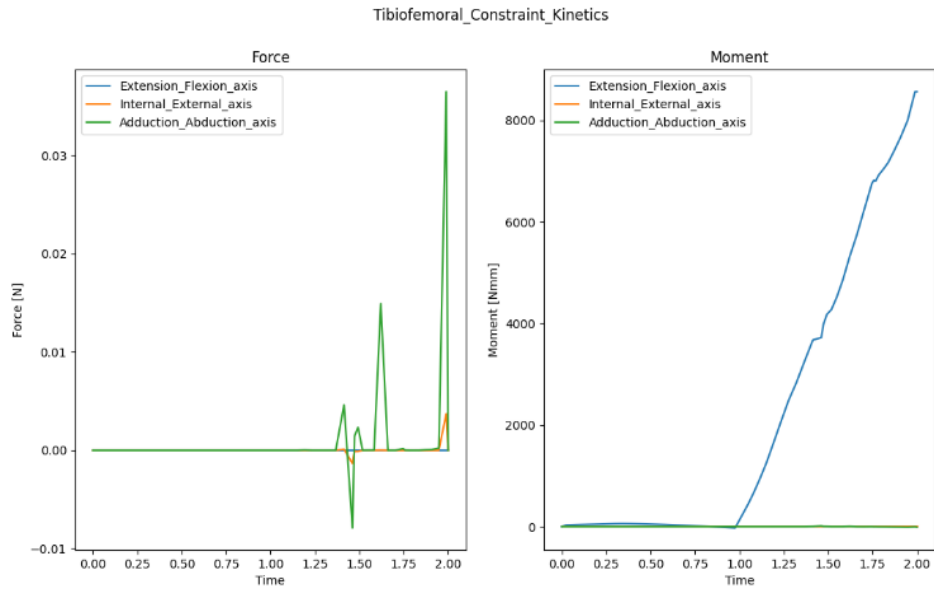
Şekil 35. Sağlıklı Diz Eklemi Modelinin Patellafemoral Kinematığı



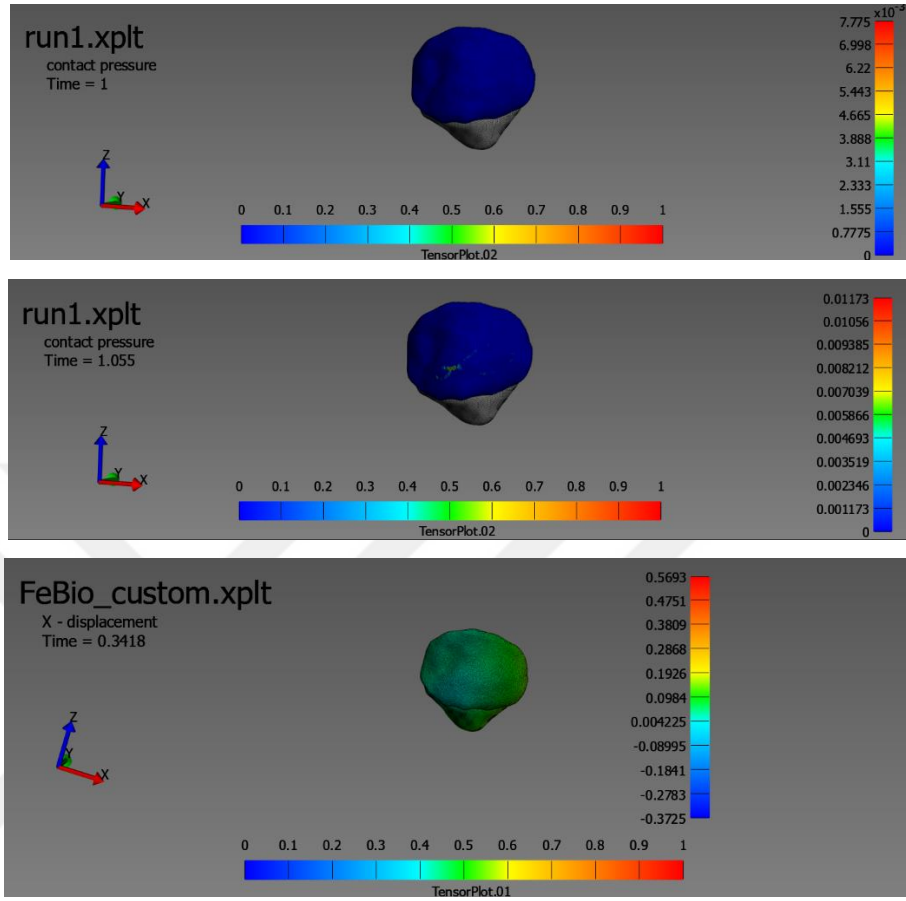
Şekil 36. Sağlıklı Diz Eklem Modelinin Tibia-Femur Translasyon Grafiği(122)



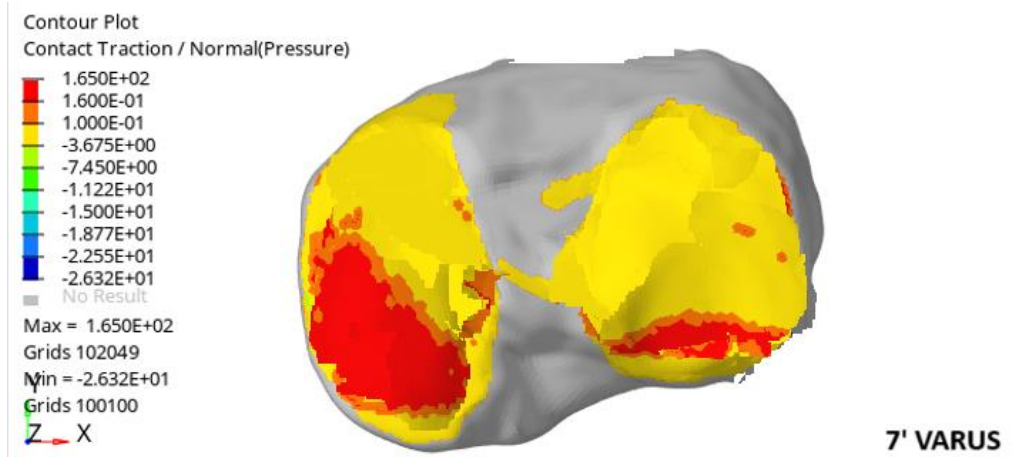
Şekil 37. Sağlıklı Diz Eklem Modelinin Tibiofemoral Translasyon ve Rotasyon Grafiği(122)



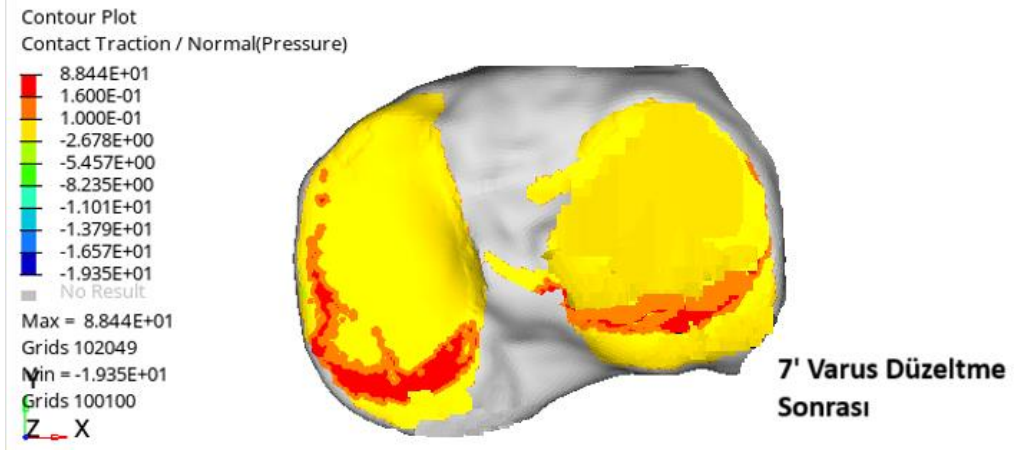
Şekil 38. Sağlıklı Diz Eklem Modelinin Tibiofemoral Kinematığı(122)



Şekil 39. Sağlıklı Modelde Patellar Kontakt Basınç Şekillendirilmesi (122)

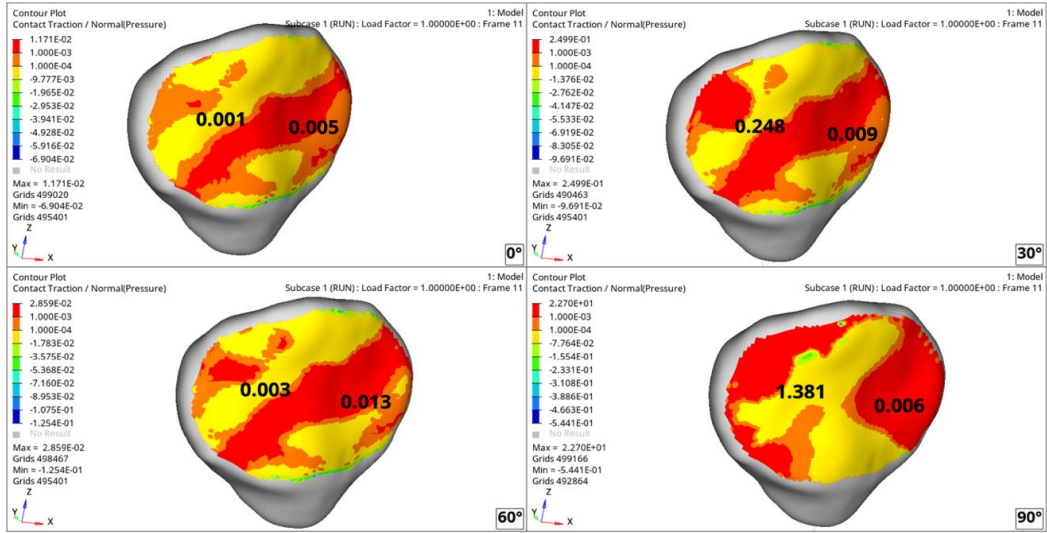


Şekil 40. 7 derece Varus Diz Tibia Basınç Haritası



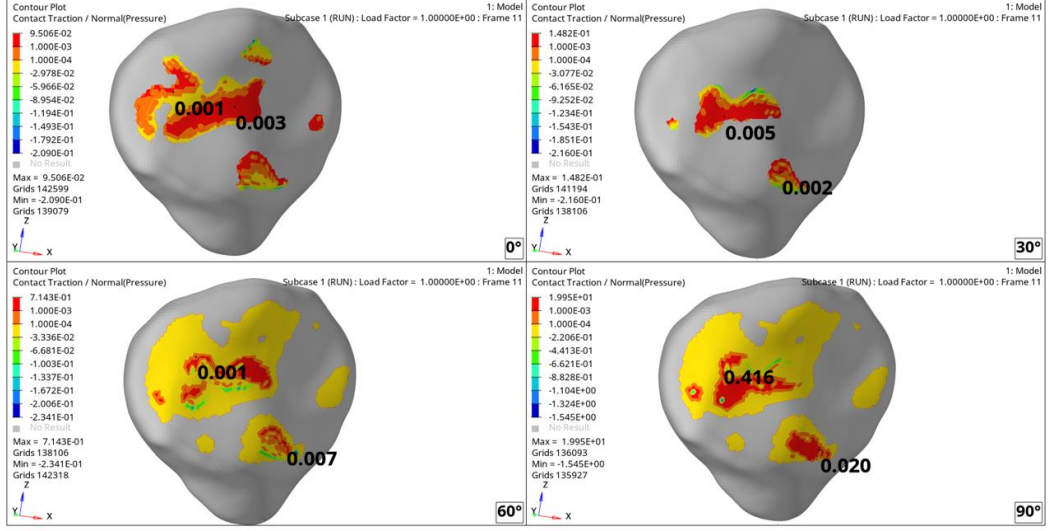
Şekil 41. 7 Derece Varus Diz PTO Sonrası Basınç Haritası

0° Sonuçlar:



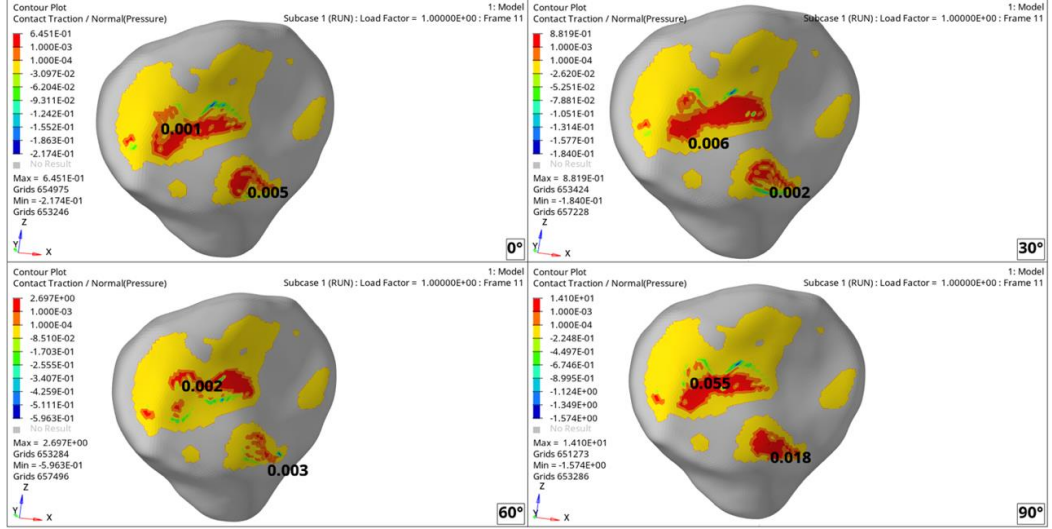
Şekil 42. Rutin Teknik Sonrası Patellar Basınç Haritası

5° Sonuçlar:



Şekil 43. 5 Derece Anteversiyon Osteotomili Model Basınç Haritası

10° Sonuçlar:



Şekil 44. 10 Derece Anteversiyon Osteotomili Model Basınç Haritası

Uygulanan 130 N'luk anterior yöndeki itme kuvveti altında, oluşturulan normal diz sonlu eleman modelinde tibia ucu yer değiştirmesi 4.9 mm olarak hesaplanmıştır. Yer değiştirme ölçümü, yükleme referans noktasının ucu dikkate

alınarak gerçekleştirilmiştir. Medial kollateral bağda (MCL) maksimum VMS değeri 4.7 MPa, lateral kollateral bağda (LCL) ise 3.7 MPa olarak belirlenmiştir. MCL ve LCL'nin gerilme dağılımları incelendiğinde, maksimum gerilme değerlerinin her iki bağın da femoral tutunma bölgelerinde yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Ayrıca, MCL'nin maksimum gerilme değeri LCL'ye kıyasla daha yüksek bulunmuştur. Modele uygulanan 130 N'luk anterior çekme testi yüklemesi sonucunda elde edilen tibial yer değiştirme değerleri, bağların VMS dağılımı ve maksimum gerilme bölgeleri daha önce literatürde bildirilmiş verilerle uyumlu sonuçlar vermiştir (104). Bu bulgular, geliştirilen normal diz modelinin biyomekanik doğruluğunun teyit edildiğini göstermektedir.

Normal diz modelinde, dizin ekstansiyon hareketi sırasında patellofemoral yüzey kırırdağının temas alanı; 90°, 60°, 30° ve 0° fleksiyon açılarına karşılık olarak sırasıyla 210 mm², 223 mm², 93 mm² ve 56 mm² olarak hesaplanmıştır. Rutin düzlemli osteotomi modelinde ise 60 ve 90 derece fleksiyon açılarında sırasıyla 134 mm² ve 131 mm² olarak belirlenmiştir.

5 derece anteversiyon osteotomi ile anteromedialize edilen modelde temas alanı, 90° ve 60° fleksiyon açıları için sırasıyla 147 mm² ve 158 mm²'ye düşmüştür. 10 derece anteversiyon osteotomi ile anteromedialize modelde ise bu alan sırasıyla 175 mm² ve 167mm² olarak belirlenmiştir. Rutin teknikle uygulanan biplanar osteotomi uygulananlarda patellafemoral yüzey alanının düşmesi basınçların artması ile ilişkilendirildi. Buna karşın, 5 ve 10 derece anteversiyon ile yapılan tibial tüberkülün anteromedialize edildiği modellerde patellafemoral kontakt yüzey alanının daha fazla olduğu ve basınçların daha düşük olması ile ilişkilendirildi.

5. TARTIŞMA

Çalışmamızı in-silico diz eklemi üzerinde proksimal tibial osteotomi tekniğinin sonlu eleman analizi (FEA) incelenmesi olarak gerçekleştirdik. Tartışmaya açmak istediğimiz konu proksimal tibial osteotomi cerrahisi için rölatif kontraendikasyonlarından olan patellafemoral artrit ve komplikasyonlar arasında olan lateral korteksin kırılması tekrar gözden geçirilecektir.

Diz eklemi osteoartriti ve dizilim bozuklukları ciddi sağlık harcamalarına ve sosyoekonomik alt yapısı nedeniyle ortopedik cerrahların yoğun mesai harcadığı sağlık sorunlarıdır. Yaşlanan nüfusun geçmişe oranla daha fazla fiziksel aktif yaşam tarzı benimsemesi, dizilim bozukluğu hastaların gonartroz evresi ilerlemeden tedavilerinin verilmesi aktif yaşam süren hastalar için değerli bir yaklaşım olacaktır. Dizilim bozukluğu hastalarda proksimal tibial osteotomi tekniği primer varus gonartrozu tedavisinde özellikle hareketli ve beklenen yaşam süresi uzun olan bireylerde, hastanın kendi ekleminin ve kemiğinin korunarak, daha az ağırlı yaşam sürmeleri açısından oldukça önemli bir yere sahiptir. Hastanın proteze ihtiyacını önlemek veya en azından, bu ihtiyacı mümkün olduğu kadar geciktirerek, aktif hastalarda TDP nin neden olabilen gevşeme ve revizyonları da engellemiş olmak en büyük katkıdır. PTO da ki asıl amaç, alt ekstremitedeki dizilim bozukluğunun laterale doğru kayması dejenere olan taraftan normal olan tarafa doğru yer değiştirmesi ile dejeneratif sürecinin yavaşlatılması planlanmaktadır.

PTO rölatif kontrendikasyonlarından ‘Ciddi patellofemoral bulguların olması’ çalışmamızın odak noktasını oluşturmaktadır.

Proksimal tibial osteotomi genel olarak güvenli bir cerrahi olsa da uygunsuz hasta seçimi ve başarısız cerrahi teknik ciddi komplikasyonlara yol açabilmektedir(105).

Sonlu eleman analizi (FEA), ortopedide biyomekaniğin değerlendirilmesi için önemli bir araçtır. Sonlu eleman (FE) simülasyonları, implant varyasyonları, cerrahi teknikler ve çeşitli patolojiler gibi binlerce değişkeni etkili ve verimli bir şekilde değerlendirerek tasarımın optimize edilmesi, tarama, tahmin ve tedavi süreçlerini iyileştirebilir. Ayrıca, FEA komplikasyonları veya başarısızlıkları geriye dönük olarak değerlendirmek ve sorun gidermek için kullanılarak benzer gelecekteki durumların önlenmesine yardımcı olabilir. Son olarak, FEA simülasyonları, implantlar, prosedürler ve tekniklerin zaman ve maliyet açısından etkili bir şekilde değerlendirilmesine olanak sağlar (106).

Öncelikle tartışmak istediğimiz konu proksimal tibial osteotomi sonrasında patellafemoral basınç değişimi ki patellafemoral bulgular rölatif kontraendikasyon olarak değerlendirilmektedir. PTO cerrahisinden farklı bir teknik olan 'Tibial tüberkül osteotomisi,' kondromalazi, "ön diz ağrısı" sendromları, patellofemoral artrit ve patellar instabilite dahil olmak üzere birçok patellofemoral eklem bozukluğu için yaygın bir tedavi seçeneğidir. Tibial tüberkül osteotomisi, patellar ya da trokleadaki kondral lezyonların yükünü azaltmak, çok düzlemli yetersiz hizalamayı düzeltmek ve instabilite durumlarında yumuşak doku dengeleme prosedürleriyle birlikte kullanılmak üzere patellar izlenimi ve/veya patellofemoral temas kuvvetlerini değiştirebilir (107). Tibial tüberkülün anteromedializasyonu (Fulkerson tekniği), başlangıç ve orta düzeydeki patellofemoral artritte

öngörülebilir şekilde ağrının azalmasına ve fonksiyonun iyileşmesine yol açar. Fulkerson ameliyatı, patellanın yeniden ortalanması ile patellofemoral basıncın azaltılmasını birleştirir (108).

Çalışmamızda amaçladığımız tibial tüberkülün anteromedializasyonu, Fulkerson'nun tanımladığı tekniğine benzer bir şekilde proksimal tibial osteotomi ile birleştiren, 'Fulkerson Osteotomisi-Benzeri' olarak tanımladığımız osteotomi modelini in-silico olarak sonlu eleman analizi olarak gerçekleştirerek patellafemoral eklem basınç değişimlerini inceledik.

Litaratürde 2025 yılına ait monoplanar PTO ile Biplanar PTO tekniğinin patellafemoral eklem basınç değişimi üzerine yapılmış sonlu eleman analizi ile yapılan çalışmada biplanar osteotomi sonrasında patellafemoral ekleme ait basınçların daha fazla arttığını bildirmişlerdir (109).

2013 yılında PTO cerrahisinin patellafemoral eklem basınç değişimini araştıran, Javidan ve ark. yaptığı kadavra çalışmasında ise dokuz insan kadavra dizi üzerinde basınç ölçen transduserlar, patellar tendon ile medial ve lateral retinakulumlar korunarak, suprapatellar poş içerisine yerleştirilmiş ve Kuadriseps tendonu, bir makara sistemi aracılığıyla 950 N'luk kuvvet oluşturacak şekilde, femur eksenine boyunca bir malzeme test cihazına bağlanarak diz biyomekaniği simüle etmişlerdir. Patellofemoral temas özellikleri, doğal dizde (yani osteotomi yapılmamış dizde) ve ardından uygulanan 10 mm ve 15 mm mediyal açık kamalı proksimal tibial osteotomilerden sonra, 30°, 60°, 90° ve 120° fleksiyon açılarında, transdüser yardımı ile basınç değişimleri ölçmüşlerdir. Ortalama temas basıncında, 10 mm'lik osteotomi ile doğal diz arasında 30° ve 120° fleksiyon açılarında ve 15

mm'lik osteotomi ile doğal diz arasında tüm fleksiyon açıları boyunca, istatistiksel olarak anlamlı bir artış ($P < .05$) görüldüğünü bildirmişlerdir (87).

2007 yılına ait Stoffel ve ark. diğer bir kadavra çalışmasında ise 12 kadavra üzerinde proksimal tibiaya uygulanan açık kamalı osteotomi (PTO), 30° ($P < 0.05$), 60° ($P < 0.005$) ve 90° ($P < 0.0005$) diz fleksiyonlarında patellafemoral eklem basıncında anlamlı bir artışa yol açtığını bildirmişlerdir (110).

Çalışmamızda özgün olarak 3 farklı biplanar retrotüberkül osteotomisi gerçekleştirildi. 3 modelde lateral korteks bilinçli olarak osteotomize edildi. Tibia posterior kondiller sınırına paralel olan rutin retrotüberkül osteotomisi ve 5 ve 10 derece anteversiyon açısı ile retrotüberkül osteotomisi gerçekleştirildi. Osteotomi düzeltme aralığı 3 model içinde 7 derece olarak yapıldı, ardından kilitli plak ile proksimal sıra kilitli vida yerleştirildi. Rutin retrotüberkül osteotomisinden farklı olarak yapılan 5 ve 10 derece anteversiyon ile yapılan osteotomilerde distal kortikal vida ile çektirme yapılırken distal parçanın anterior ve mediale translasyon yapacağı düşünülerek 'Fulkerson Osteotomisi-Benzeri' osteotomi yapıldı.

7 derece düzeltme ile birlikte 10 derece anteversiyon ile osteotomi yapılan modelimizde tibial tüberkülün 6,9 mm mediale, 3 mm anteriora yer değiştirdi.

7 derece düzeltme ile birlikte 5 derece anteversiyon ile osteotomi yapılan modelimizde tibial tüberkülün 3,1 mediale, 2,4 mm anteriora yer değiştirdi.

Anteversiyon verilmeden rutin teknik olarak uygulanan modelimizde ise lateral korteks osteotomize edilmesinden kaynaklandığını düşündüğümüz, kilitli

plak ile distal kortikal vida gönderilmesi esnasında distal tibial tüberkülün 0,4 mm kadar mediale yer değiştirdiği gözlemlendi ancak sagittal planda değişim gözlemlenmedi.

Çalışmamızda da benzer olarak rutin PTO yapılmış diz modelimizde patellafemoral basınçların osteotomi yapılmamış varus diz modelimize kıyasla arttığı gözlemlendi. Normal diz modelinde, dizin ekstansiyon hareketi sırasında patellofemoral yüzey kırırdağının temas alanı; 90°, 60°, 30° ve 0° fleksiyon açılarına karşılık olarak sırasıyla 210 mm², 223 mm², 93 mm² ve 56 mm² olarak hesaplanmıştır. Rutin düzlemlerle osteotomi modelinde ise 60 ve 90 derece fleksiyon açılarında sırasıyla 134 mm² ve 131 mm² olarak belirlenmiştir. 5 derece anteversiyon osteotomi uygulanan modelde temas alanı, 90° ve 60° fleksiyon açıları için sırasıyla 147 mm² ve 158 mm² olarak belirlenmiştir. 10 derece anteversiyon osteotomi modelinde ise bu alan sırasıyla 175 mm² ve 167 mm² olarak belirlenmiştir. Rutin tekniklerle uygulanan biplanar osteotomi uygulananlarda patellafemoral yüzey alanının düşmesi basınçların artması ile ilişkilendirildi. Buna karşın, 5 ve 10 derece anteversiyon ile yapılan tibial tüberkülün anteromedialize edildiği modellerde patellafemoral kontakt yüzey alanının daha fazla olduğu ve basınçların daha düşük olması ile ilişkilendirildi.

2018 yılında Imhoff lateral korteks kırılması ile ilgili yaptığı çalışmada lateral menteşe kırıkları vakaların %30'una kadarında görülürken, kaynamama (nonunion) oranını %5.4 olarak bildirmişlerdir (111). 2020 yılında ise Wu ve ark. yaptıkları çalışmada proksimal tibial osteotomi esnasında lateral menteşe kırığı meydana gelebileceğini, ama tedavi ve rehabilitasyon süreci menteşe kırığının sınıflamasına göre yönlendirildiği sürece, tedavi etkinliği, menteşe kırığı olmayan

vakalarla benzer olabileceğini bildirmişlerdir (112). Çalışmamızda lateral menteşe kırıklarının iyileşmesini simüle etmedik, ‘Fulkerson Osteotomisi-Benzeri’ olarak tanımladığımız osteotominin yapılabilmesi ve tibial tüberkülün anteromedializasyonunu sağlamak için bilinçli olarak kontrollü olarak lateral menteşe osteotomize edildi. Tibial tüberkülün anteromedializasyonu için feda edilen lateral menteşe osteotomisinin kaynamama ve biyomekanik etkileri için ileri çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

Patellafemoral bulgular günümüzde proksimal tibial osteotomi için rölatif kontraendikasyon olarak değerlendirilmektedir. Litaratürde önceki çalışmalar biplanar proksimal tibial osteotomi sonrasında patellafemoral basınçların arttırdığını desteklemektedir. Tibial tüberkülün anteromedialize edildiği Fulkerson osteotomisinden esinlenerek yaptığımız ve ‘Fulkerson Osteotomisi-Benzeri’ olarak tanımladığımız proksimal tibial osteotomisinde yaptığımız sonlu eleman analizinde patellafemoral basınçların rutin proksimal osteotomiye kıyasla azaldığını gözlemledik. Çalışmamızın sonuçları ışığında patellafemoral bulguları olan hastalarda tibial tüberkülün anteromedialize edildiği proksimal tibial osteotomi tekniğinin patellafemoral bulguları olan hastalara uygulanabilirliği açısından tartışmaya açmak istiyoruz. Çalışmamız in-silico tabanlı bir çalışma olup güvenilirliğini açısından kadavra ve ileri çalışmalarla desteklenmesi gerektiği düşüncesindeyiz.

6. SONUÇ

Diz eklemi osteoartriti ve dizilim bozuklukları ciddi sağlık harcamalarına ve sosyoekonomik alt yapısı nedeniyle ortopedik cerrahların yoğun mesai harcadığı sağlık sorunlarıdır. Yaşlanan nüfusun geçmişe oranla daha fazla fiziksel aktif yaşam tarzı benimsemesi, dizilim bozukluğu hastaların gonartroz evresi ilerlemeden tedavilerinin verilmesi aktif yaşam süren hastalar için değerli bir yaklaşım olacaktır. Dizilim bozukluğu hastalarda proksimal tibial osteotomi tekniği primer varus gonartrozu tedavisinde özellikle hareketli ve beklenen yaşam süresi uzun olan bireylerde, hastanın kendi eklemine ve kemiğinin korunarak, daha az ağrılı yaşam sürmeleri açısından oldukça önemli bir yere sahiptir. Hastanın proteze ihtiyacını önlemek veya en azından, bu ihtiyacı mümkün olduğu kadar geciktirerek, aktif hastalarda TDP nin neden olabilen gevşeme ve revizyonları da engellemiş olmak en büyük katkıdır. PTO da ki asıl amaç, alt ekstremitedeki dizilim bozukluğunun laterale doğru kayması dejenere olan taraftan normal olan tarafa doğru yer değiştirmesi ile dejeneratif sürecinin yavaşlatılması planlanmaktadır.

Çalışmamızda tibial tüberkülü anterior ve mediale taşıdığımız ‘Fulkerson Osteotomisi-Benzeri’ olarak tanımladığımız biplanar retrotüberkül proksimal tibial osteotomi modifikasyonu olan osteotomimiz ile patellafemoral basınçların rutin tekniğe kıyasla azaldığını tespit ettik ve bu sonuçların ışığında seçilmiş hastalarda patellafemoral bulguların rölatif komplikasyon olarak değerlendirilmesinin tartışılması gerektiği kanaatindeyiz.

7. KAYNAKLAR

1. Long H, Liu Q, Yin H, Wang K, Diao N, Zhang Y, et al. Prevalence Trends of Site-Specific Osteoarthritis From 1990 to 2019: Findings From the Global Burden of Disease Study 2019. *Arthritis Rheumatol.* 2022;74(7):1172-83.
2. Chang A, Hochberg M, Song J, Dunlop D, Chmiel JS, Nevitt M, et al. Frequency of varus and valgus thrust and factors associated with thrust presence in persons with or at higher risk of developing knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2010;62(5):1403-11.
3. Andriacchi TP. Dynamics of knee malalignment. *Orthop Clin North Am.* 1994;25(3):395-403.
4. Welch-Phillips A, Gibbons D, Ahern DP, Butler JS. What Is Finite Element Analysis? *Clin Spine Surg.* 2020;33(8):323-4.
5. Smith JO, Wilson AJ, Thomas NP. Osteotomy around the knee: evolution, principles and results. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013;21(1):3-22.
6. Zhang HN, Zhang J, Lv CY, Leng P, Wang YZ, Wang XD, et al. Modified biplanar open-wedge high tibial osteotomy with rigid locking plate to treat varus knee. *J Zhejiang Univ Sci B.* 2009;10(9):689-95.
7. Debeyre J, Patte D. [The place of corrective osteotomies in the treatment of gonarthrosis]. *Acta Orthop Belg.* 1961;27:374-83.
8. Jackson JP, Waugh W. TIBIAL OSTEOTOMY FOR OSTEOARTHRITIS OF THE KNEE. *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume.* 1961;43-B(4):746-51.
9. Amendola A. Unicompartmental osteoarthritis in the active patient: the role of high tibial osteotomy. *Arthroscopy.* 2003;19 Suppl 1:109-16.
10. Lobenhoffer P, Simoni C, Staubli A. Open-Wedge High-Tibial Osteotomy With Rigid Plate Fixation. *Techniques in Knee Surgery.* 2002;1:93-105.

11. Gupton M, Imonugo O, Black AC, Launico MV, Terreberry RR. Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Knee. StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing Copyright © 2025, StatPearls Publishing LLC.; 2025.
12. Miller TT. The patellar tendon. *Semin Musculoskelet Radiol.* 2013;17(1):56-9.
13. Flandry F, Hommel G. Normal anatomy and biomechanics of the knee. *Sports Med Arthrosc Rev.* 2011;19(2):82-92.
14. Thomopoulos S, Parks WC, Rifkin DB, Derwin KA. Mechanisms of tendon injury and repair. *J Orthop Res.* 2015;33(6):832-9.
15. Chatra PS. Bursae around the knee joints. *Indian J Radiol Imaging.* 2012;22(1):27-30.
16. Leaf-nosed bat. *Encyclopædia Britannica: Encyclopædia Britannica Online;* 2009.
17. van Tunen JAC, Dell'Isola A, Juhl C, Dekker J, Steultjens M, Thorlund JB, et al. Association of malalignment, muscular dysfunction, proprioception, laxity and abnormal joint loading with tibiofemoral knee osteoarthritis - a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskelet Disord.* 2018;19(1):273.
18. Astephen Wilson JL, Deluzio KJ, Dunbar MJ, Caldwell GE, Hubley-Kozey CL. The association between knee joint biomechanics and neuromuscular control and moderate knee osteoarthritis radiographic and pain severity. *Osteoarthritis Cartilage.* 2011;19(2):186-93.
19. Wang JW, Kuo KN, Andriacchi TP, Galante JO. The influence of walking mechanics and time on the results of proximal tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Am.* 1990;72(6):905-9.
20. Hunter DJ, Bierma-Zeinstra S. Osteoarthritis. *Lancet.* 2019;393(10182):1745-59.

21. Hunter DJ, Schofield D, Callander E. The individual and socioeconomic impact of osteoarthritis. *Nat Rev Rheumatol*. 2014;10(7):437-41.
22. Safiri S, Kolahi AA, Smith E, Hill C, Bettampadi D, Mansournia MA, et al. Global, regional and national burden of osteoarthritis 1990-2017: a systematic analysis of the Global Burden of Disease Study 2017. *Ann Rheum Dis*. 2020;79(6):819-28.
23. Cross M, Smith E, Hoy D, Nolte S, Ackerman I, Fransen M, et al. The global burden of hip and knee osteoarthritis: estimates from the global burden of disease 2010 study. *Ann Rheum Dis*. 2014;73(7):1323-30.
24. Roos EM, Arden NK. Strategies for the prevention of knee osteoarthritis. *Nat Rev Rheumatol*. 2016;12(2):92-101.
25. Mathiessen A, Cimmino MA, Hammer HB, Haugen IK, Iagnocco A, Conaghan PG. Imaging of osteoarthritis (OA): What is new? *Best Pract Res Clin Rheumatol*. 2016;30(4):653-69.
26. Kellgren JH, Lawrence JS. Radiological assessment of osteo-arthrosis. *Ann Rheum Dis*. 1957;16(4):494-502.
27. Hayashi D, Roemer FW, Guermazi A. Imaging of Osteoarthritis by Conventional Radiography, MR Imaging, PET-Computed Tomography, and PET-MR Imaging. *PET Clin*. 2019;14(1):17-29.
28. Li D, Li S, Chen Q, Xie X. The Prevalence of Symptomatic Knee Osteoarthritis in Relation to Age, Sex, Area, Region, and Body Mass Index in China: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Front Med (Lausanne)*. 2020;7:304.
29. Hong JW, Noh JH, Kim DJ. The prevalence of and demographic factors associated with radiographic knee osteoarthritis in Korean adults aged ≥ 50 years: The 2010-2013 Korea National Health and Nutrition Examination Survey. *PLoS One*. 2020;15(3):e0230613.

30. Driban JB, Bannuru RR, Eaton CB, Spector TD, Hart DJ, McAlindon TE, et al. The incidence and characteristics of accelerated knee osteoarthritis among women: the Chingford cohort. *BMC Musculoskelet Disord*. 2020;21(1):60.
31. Losina E, Weinstein AM, Reichmann WM, Burbine SA, Solomon DH, Daigle ME, et al. Lifetime risk and age at diagnosis of symptomatic knee osteoarthritis in the US. *Arthritis Care Res (Hoboken)*. 2013;65(5):703-11.
32. Kaçar C, Gilgil E, Urhan S, Arikan V, Dündar U, Oksüz MC, et al. The prevalence of symptomatic knee and distal interphalangeal joint osteoarthritis in the urban population of Antalya, Turkey. *Rheumatol Int*. 2005;25(3):201-4.
33. Kisand K, Tamm AE, Lintrop M, Tamm AO. New insights into the natural course of knee osteoarthritis: early regulation of cytokines and growth factors, with emphasis on sex-dependent angiogenesis and tissue remodeling. A pilot study. *Osteoarthritis Cartilage*. 2018;26(8):1045-54.
34. Collins NJ, Hart HF, Mills KAG. Osteoarthritis year in review 2018: rehabilitation and outcomes. *Osteoarthritis Cartilage*. 2019;27(3):378-91.
35. Wenham CY, Conaghan PG. Imaging the painful osteoarthritic knee joint: what have we learned? *Nat Clin Pract Rheumatol*. 2009;5(3):149-58.
36. Garnero P, Peterfy C, Zaim S, Schoenharting M. Bone marrow abnormalities on magnetic resonance imaging are associated with type II collagen degradation in knee osteoarthritis: a three-month longitudinal study. *Arthritis Rheum*. 2005;52(9):2822-9.
37. Reichenbach S, Guermazi A, Niu J, Neogi T, Hunter DJ, Roemer FW, et al. Prevalence of bone attrition on knee radiographs and MRI in a community-based cohort. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2008;16(9):1005-10.
38. Felson DT, Anderson JJ, Naimark A, Kannel W, Meenan RF. The prevalence of chondrocalcinosis in the elderly and its association with knee osteoarthritis: the Framingham Study. *J Rheumatol*. 1989;16(9):1241-5.

39. Buckland-Wright C. Which radiographic techniques should we use for research and clinical practice? *Best Pract Res Clin Rheumatol.* 2006;20(1):39-55.
40. Chang GH, Felson DT, Qiu S, Guermazi A, Capellini TD, Kolachalama VB. Assessment of knee pain from MR imaging using a convolutional Siamese network. *Eur Radiol.* 2020;30(6):3538-48.
41. Kohn MD, Sassoon AA, Fernando ND. Classifications in Brief: Kellgren-Lawrence Classification of Osteoarthritis. *Clin Orthop Relat Res.* 2016;474(8):1886-93.
42. Keyes GW, Carr AJ, Miller RK, Goodfellow JW. The radiographic classification of medial gonarthrosis. Correlation with operation methods in 200 knees. *Acta Orthop Scand.* 1992;63(5):497-501.
43. Esenkaya I, Özturan B. Proksimal tibia medial açık kama iki planlı retrotüberkül osteotomisi: Kamalı plak ile tespit. *TOTBID Dergisi.* 2020;19.
44. Augereau B. [Radiological assessment before femoral and tibial osteotomies]. *Ann Radiol (Paris).* 1993;36(3):252-5.
45. Conaghan PG, Felson DT. Structural associations of osteoarthritis pain: lessons from magnetic resonance imaging. *Novartis Found Symp.* 2004;260:191-201; discussion -5, 77-9.
46. van Oudenaarde K, Jobke B, Oostveen AC, Marijnissen AC, Wolterbeek R, Wesseling J, et al. Predictive value of MRI features for development of radiographic osteoarthritis in a cohort of participants with pre-radiographic knee osteoarthritis-the CHECK study. *Rheumatology (Oxford).* 2017;56(1):113-20.
47. Sukerkar PA, Doyle Z. Imaging of Osteoarthritis of the Knee. *Radiol Clin North Am.* 2022;60(4):605-16.

48. Sheehy L, Cooke TDV. Radiographic assessment of leg alignment and grading of knee osteoarthritis: a critical review. *World Journal of Rheumatology*. 2015;5(2):69-81.
49. Zampogna B, Vasta S, Amendola A, Uribe-Echevarria Marbach B, Gao Y, Papalia R, et al. Assessing Lower Limb Alignment: Comparison of Standard Knee Xray vs Long Leg View. *Iowa Orthop J*. 2015;35:49-54.
50. Men J, Liang HG, Wang ZW, Sun P, Feng W. Efficacy Analysis of Selection of Distal Reference Point for Tibial Coronal Plane Osteotomy during Total Knee Arthroplasty: A Literature Review. *Orthop Surg*. 2021;13(5):1682-93.
51. Marques Luís N, Varatojo R. Radiological assessment of lower limb alignment. *EFORT Open Rev*. 2021;6(6):487-94.
52. Paley D, Paley D. Radiographic assessment of lower limb deformities. *Principles of deformity correction*. 2002:31-60.
53. Ahrend M-D, Baumgartner H, Ihle C, Histing T, Schröter S, Finger F. Influence of axial limb rotation on radiographic lower limb alignment: a systematic review. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 2022:1-18.
54. Paley D, Tetsworth K. Mechanical axis deviation of the lower limbs. Preoperative planning of uniapical angular deformities of the tibia or femur. *Clin Orthop Relat Res*. 1992(280):48-64.
55. Hernigou P, Medevielle D, Debeyre J, Goutallier D. Proximal tibial osteotomy for osteoarthritis with varus deformity. A ten to thirteen-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am*. 1987;69(3):332-54.
56. Kaper BP, Bourne RB, Rorabeck CH, Macdonald SJ. Patellar infera after high tibial osteotomy. *J Arthroplasty*. 2001;16(2):168-73.
57. Singh S, Chaurasia A, Shantanu K, Mohan R, Chaudhary S, Kumar D, et al. Anatomical Variations in the Posterior Tibial Slope in the North Indian Population: A Hospital-Based Study. *Cureus*. 2023;15(7):e41338.

58. Yoo JH, Chang CB, Shin KS, Seong SC, Kim TK. Anatomical references to assess the posterior tibial slope in total knee arthroplasty: a comparison of 5 anatomical axes. *J Arthroplasty*. 2008;23(4):586-92.
59. Pape D, Lorbach O, Schmitz C, Busch LC, Van Giffen N, Seil R, et al. Effect of a biplanar osteotomy on primary stability following high tibial osteotomy: a biomechanical cadaver study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2010;18(2):204-11.
60. Moore TM, Meyers MH, Harvey JP, Jr. Collateral ligament laxity of the knee. Long-term comparison between plateau fractures and normal. *J Bone Joint Surg Am*. 1976;58(5):594-8.
61. Coventry MB. Proximal tibial osteotomy. *Orthop Rev*. 1988;17(5):456-8.
62. Hernigou P, Huys M, Pariat J, Roubineau F, Flouzat Lachaniette CH, Dubory A. Comparison of fixed-bearing and mobile-bearing total knee arthroplasty after high tibial osteotomy. *Int Orthop*. 2018;42(2):317-22.
63. Murphy SB. Tibial osteotomy for genu varum. Indications, preoperative planning, and technique. *Orthop Clin North Am*. 1994;25(3):477-82.
64. Scuderi GR, Insall JN. Knee surgery. *Curr Opin Rheumatol*. 1990;2(1):160-2.
65. Noyes FR. Editorial Commentary: Measurements for Successful High Tibial Osteotomy: Understanding Supine Versus Standing and Intraoperative Fluoroscopic Alignment Is Required. *Arthroscopy*. 2020;36(6):1665-9.
66. Kobayashi H, Saito S, Akamatsu Y, Kumagai K, Nejima S, Inaba Y. The relationship between the "Fujisawa point" and anatomical femorotibial angle following simulated open wedge high tibial osteotomy. *BMC Musculoskelet Disord*. 2022;23(1):776.
67. Dugdale TW, Noyes FR, Styer D. Preoperative planning for high tibial osteotomy. The effect of lateral tibiofemoral separation and tibiofemoral length. *Clin Orthop Relat Res*. 1992(274):248-64.

68. Grelsamer RP, Meadows S. The modified Insall-Salvati ratio for assessment of patellar height. *Clin Orthop Relat Res.* 1992(282):170-6.
69. Blackburne JS, Peel TE. A new method of measuring patellar height. *J Bone Joint Surg Br.* 1977;59(2):241-2.
70. Norman O, Egund N, Ekelund L, Rünow A. The vertical position of the patella. *Acta Orthop Scand.* 1983;54(6):908-13.
71. Yazdi H, Akbari Aghdam H, Motaghi P, Mohammadpour M, Bahari M, Ghahfarokhi SG, et al. Using Blumensaat's line to determine the sagittal alignment of the distal femur. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 2023;33(4):1031-5.
72. Insall J, Salvati E. Patella position in the normal knee joint. *Radiology.* 1971;101(1):101-4.
73. Lobenhoffer P. Indication for Unicompartmental Knee Replacement versus Osteotomy around the Knee. *J Knee Surg.* 2017;30(8):769-73.
74. Rossi R, Bonasia DE, Amendola A. The role of high tibial osteotomy in the varus knee. *J Am Acad Orthop Surg.* 2011;19(10):590-9.
75. Puddu G, Cipolla M, Cerullo G, Franco V, Gianni E. Which osteotomy for a valgus knee? *Int Orthop.* 2010;34(2):239-47.
76. Marti RK, Verhagen RA, Kerkhoffs GM, Moojen TM. Proximal tibial varus osteotomy. Indications, technique, and five to twenty-one-year results. *J Bone Joint Surg Am.* 2001;83(2):164-70.
77. Dejour D, La Barbera G, Pasqualotto S, Valoroso M, Nover L, Reynolds R, et al. Sagittal Plane Corrections around the Knee. *J Knee Surg.* 2017;30(8):736-45.
78. McNamara I, Birmingham TB, Fowler PJ, Giffin JR. High tibial osteotomy: evolution of research and clinical applications--a Canadian experience. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013;21(1):23-31.

79. Herman BV, Giffin JR. High tibial osteotomy in the ACL-deficient knee with medial compartment osteoarthritis. *J Orthop Traumatol.* 2016;17(3):277-85.
80. Frank RM, Cotter EJ, Strauss EJ, Gomoll AH, Cole BJ. The Utility of Biologics, Osteotomy, and Cartilage Restoration in the Knee. *J Am Acad Orthop Surg.* 2018;26(1):e11-e25.
81. Zampogna B, Vasta S, Papalia R. Patient Evaluation and Indications for Osteotomy Around the Knee. *Clin Sports Med.* 2019;38(3):305-15.
82. Gürsan O, Açıan A, Tatari H. Diz çevresi osteotomilerinde modern endikasyonlar, kontrendikasyonlar ve hasta seçimi. *TOTBID Dergisi.* 2020;19.
83. Niemeyer P, Albrecht D, Andereya S, Angele P, Ateschrang A, Aurich M, et al. Autologous chondrocyte implantation (ACI) for cartilage defects of the knee: A guideline by the working group "Clinical Tissue Regeneration" of the German Society of Orthopaedics and Trauma (DGOU). *Knee.* 2016;23(3):426-35.
84. Sabzevari S, Ebrahimpour A, Roudi MK, Kachooei AR. High Tibial Osteotomy: A Systematic Review and Current Concept. *Arch Bone Jt Surg.* 2016;4(3):204-12.
85. Dettoni F, Bonasia DE, Castoldi F, Bruzzone M, Blonna D, Rossi R. High tibial osteotomy versus unicompartmental knee arthroplasty for medial compartment arthrosis of the knee: a review of the literature. *Iowa Orthop J.* 2010;30:131-40.
86. Flecher X, Parratte S, Aubaniac JM, Argenson JN. A 12-28-year followup study of closing wedge high tibial osteotomy. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;452:91-6.
87. Javidan P, Adamson GJ, Miller JR, Durand P, Jr., Dawson PA, Pink MM, et al. The effect of medial opening wedge proximal tibial osteotomy on patellofemoral contact. *Am J Sports Med.* 2013;41(1):80-6.

88. Sadek AF, Osman MK, Laklok MA. Management of combined knee medial compartmental and patellofemoral osteoarthritis with lateral closing wedge osteotomy with anterior translation of the distal tibial fragment: Does the degree of anteriorization affect the functional outcome and posterior tibial slope? *Knee*. 2016;23(5):857-61.
89. Lobenhoffer P, Agneskirchner JD. Improvements in surgical technique of valgus high tibial osteotomy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2003;11(3):132-8.
90. Hinterwimmer S, Beitzel K, Paul J, Kirchhoff C, Sauerschnig M, von Eisenhart-Rothe R, et al. Control of posterior tibial slope and patellar height in open-wedge valgus high tibial osteotomy. *Am J Sports Med*. 2011;39(4):851-6.
91. LaPrade RF, Oro FB, Ziegler CG, Wijdicks CA, Walsh MP. Patellar height and tibial slope after opening-wedge proximal tibial osteotomy: a prospective study. *Am J Sports Med*. 2010;38(1):160-70.
92. Takeuchi R, Ishikawa H, Miyasaka Y, Sasaki Y, Kuniya T, Tsukahara S. A novel closed-wedge high tibial osteotomy procedure to treat osteoarthritis of the knee: hybrid technique and rehabilitation measures. *Arthrosc Tech*. 2014;3(4):e431-7.
93. Georgoulis AD, Makris CA, Papageorgiou CD, Moebius UG, Xenakis T, Soucacos PN. Nerve and vessel injuries during high tibial osteotomy combined with distal fibular osteotomy: a clinically relevant anatomic study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 1999;7(1):15-9.
94. Zein AMN, Mahmoud Hassan AZ, Saleh Elsaid AN. Biological Bone Plate and Iliac Bone Autograft for Proximal Tibial Slope Changing Osteotomy in Genu Recurvatum. *Arthrosc Tech*. 2022;11(6):e989-e98.
95. de Mello Junior WA, Arruda LR, Coluccini AM, da Silva Nunes RP, Pedro Mdo A, de Souza MR, et al. COMPLICATIONS FOLLOWING MEDIAL

OPENING WEDGE OSTEOTOMY OF THE KNEE: RETROSPECTIVE STUDY. *Rev Bras Ortop.* 2011;46(1):64-8.

96. Amendola A, Bonasia DE. Results of high tibial osteotomy: review of the literature. *Int Orthop.* 2010;34(2):155-60.
97. Giffin JR, Stabile KJ, Zantop T, Vogrin TM, Woo SL, Harner CD. Importance of tibial slope for stability of the posterior cruciate ligament deficient knee. *Am J Sports Med.* 2007;35(9):1443-9.
98. Savarese E, Bisicchia S, Romeo R, Amendola A. Role of high tibial osteotomy in chronic injuries of posterior cruciate ligament and posterolateral corner. *J Orthop Traumatol.* 2011;12(1):1-17.
99. Coventry MB, Bowman PW. Long-term results of upper tibial osteotomy for degenerative arthritis of the knee. *Acta Orthop Belg.* 1982;48(1):139-56.
100. Insall J, Shoji H, Mayer V. High tibial osteotomy. A five-year evaluation. *J Bone Joint Surg Am.* 1974;56(7):1397-405.
101. Song EK, Seon JK, Park SJ, Jeong MS. The complications of high tibial osteotomy: closing- versus opening-wedge methods. *J Bone Joint Surg Br.* 2010;92(9):1245-52.
102. Wright JM, Crockett HC, Slawski DP, Madsen MW, Windsor RE. High tibial osteotomy. *J Am Acad Orthop Surg.* 2005;13(4):279-89.
103. Peters AE, Akhtar R, Comerford EJ, Bates KT. Tissue material properties and computational modelling of the human tibiofemoral joint: a critical review. *PeerJ.* 2018;6:e4298.
104. Aksahin E, Kocadal O, Aktekin CN, Kaya D, Pepe M, Yılmaz S, et al. The effects of the sagittal plane malpositioning of the patella and concomitant quadriceps hypotrophy on the patellofemoral joint: a finite element analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2016;24(3):903-8.
105. Vena G, D'Adamio S, Amendola A. Complications of osteotomies about the knee. *Sports Med Arthrosc Rev.* 2013;21(2):113-20.

106. Pfeiffer FM. The Use of Finite Element Analysis to Enhance Research and Clinical Practice in Orthopedics. *J Knee Surg.* 2016;29(2):149-58.
107. Saper MG, Cox BA, Shneider DA. A Modified Osteotomy for Anteromedialization of the Tibial Tubercle. *Arthrosc Tech.* 2017;6(4):e1107-e12.
108. Kohn D, Steimer O, Seil R. [Anterior medial correction the tibial tuberosity]. *Orthopade.* 2004;33(2):218-23.
109. Zheng Y, Yang B, Meng D, Wang Z, Pan N, Feng C, et al. Patellofemoral mechanics after uniplane open wedge high tibial osteotomy is superior to those after biplane open wedge high tibial osteotomy. *BMC Musculoskelet Disord.* 2025;26(1):7.
110. Stoffel K, Willers C, Korshid O, Kuster M. Patellofemoral contact pressure following high tibial osteotomy: a cadaveric study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007;15(9):1094-100.
111. Imhoff FB, Imhoff AB. Editorial Commentary: Lateral Hinge Fracture in High Tibial Osteotomy: Risk or Annex? *Arthroscopy.* 2018;34(11):3080-1.
112. Wu M, Wang Z, Zhou P, Zhang K, Chen X, Xiao Y, et al. [Early effectiveness analysis of lateral hinge fracture during medial opening-wedge high tibial osteotomy]. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi.* 2020;34(7):854-61.
113. Anagnostakos K, Mosser P, Kohn D. Infections after high tibial osteotomy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013;21(1):161-9.
114. Darnis A, Villa V, Debette C, Lustig S, Servien E, Neyret P. Vascular injuries during closing-wedge high tibial osteotomy: A cadaveric angiographic study. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2014;100(8):891-4.
115. Capella M, Gennari E, Dolfin M, Saccia F. Indications and results of high tibial osteotomy. *Annals of Joint.* 2017;2.
116. Ellis RE, Tso CY, Rudan JF, Harrison MM. A surgical planning and guidance system for high tibial osteotomy. *Comput Aided Surg.* 1999;4(5):264-74.

117. Turner MJ, Clough RW, Martin HC, Topp L. Stiffness and deflection analysis of complex structures. *Journal of the Aeronautical Sciences*. 1956;23(9):805-23.
118. Imbert J-F. *Analyse des structures par éléments finis* 1979.
119. Taylor M, Prendergast PJ. Four decades of finite element analysis of orthopaedic devices: where are we now and what are the opportunities? *Journal of biomechanics*. 2015;48(5):767-78.
120. Mediouni M, Volosnikov A. The trends and challenges in orthopaedic simulation. *Journal of orthopaedics*. 2015;12(4):253-9.
121. Kluess D, Wieding J, Souffrant R, Mittelmeier W, Bader R. Finite element analysis in orthopaedic biomechanics. *Finite element analysis*. 2010;9(4):151-71.
122. Herrera A, Ibarz E, Cegoñino J, Lobo-Escolar A, Puértolas S, López E, et al. Applications of finite element simulation in orthopedic and trauma surgery. *World journal of orthopedics*. 2012;3(4):25.
123. Formica M, Zanirato A, Bori E, Revetria TA, Ditting J, Innocenti B. Biomechanical analysis of different THA cementless femoral stem designs in physiological and osteoporotic bone during static loading conditions. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. 2024;144(2):917-26.
124. Verma A, Jain A, Sethy SS, Verma V, Goyal N, Vathulya M, et al. Finite element analysis and its application in Orthopaedics: A narrative review. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*. 2024:102803.
125. Vathulya M, Sarkar S, Verma V, Singh IV, Kandwal P. Finite element analysis to study tensile strength differences between free and attached ear lobules. *Plastic and Reconstructive Surgery—Global Open*. 2023;11(1):e4754.
126. Welch-Phillips A, Gibbons D, Ahern DP, Butler JS. What Is Finite Element Analysis? *Clinical Spine Surgery*. 2020;33(8):323-4.
127. Maslov L, Borovkov A, Maslova I, Soloviev D, Zhmaylo M, Tarasenko F. Finite Element Analysis of Customized Acetabular Implant and Bone after

Pelvic Tumour Resection throughout the Gait Cycle. *Materials*. 2021;14(22):7066.

128. Patel RV, Yearley AG, Isaac H, Chalif EJ, Chalif JI, Zaidi HA. Advances and Evolving Challenges in Spinal Deformity Surgery. *Journal of Clinical Medicine*. 2023;12(19):6386.
129. Chokhandre S, Schwartz A, Klonowski E, Landis B, Erdemir A. Open Knee(s): A Free and Open Source Library of Specimen-Specific Models and Related Digital Assets for Finite Element Analysis of the Knee Joint. *Ann Biomed Eng*. 2023;51(1):10-23.
130. Erdemir A, Guess TM, Halloran J, Tadepalli SC, Morrison TM. Considerations for reporting finite element analysis studies in biomechanics. *J Biomech*. 2012;45(4):625-33.
131. Wittek A, Mufty H, Catlin A, Rogers C, Saunders B, Sciarrone R, et al. Image, geometry and finite element mesh datasets for analysis of relationship between abdominal aortic aneurysm symptoms and stress in walls of abdominal aortic aneurysm. *Data Brief*. 2020;30:105451.
132. Cooper RJ, Wilcox RK, Jones AC. Finite element models of the tibiofemoral joint: A review of validation approaches and modelling challenges. *Med Eng Phys*. 2019;74:1-12.
133. Song A, Kim P, Ayers G, Jain N. Characteristics of Non-Spine Musculoskeletal Ambulatory Care Visits in the United States, 2009-2016. *Pm r*. 2021;13(5):443-52.
134. Louboutin H, Debarge R, Richou J, Selmi TA, Donell ST, Neyret P, et al. Osteoarthritis in patients with anterior cruciate ligament rupture: a review of risk factors. *Knee*. 2009;16(4):239-44.
135. Kazemi M, Dabiri Y, Li LP. Recent advances in computational mechanics of the human knee joint. *Comput Math Methods Med*. 2013;2013:718423.

136. Quatman CE, Kiapour A, Myer GD, Ford KR, Demetropoulos CK, Goel VK, et al. Cartilage pressure distributions provide a footprint to define female anterior cruciate ligament injury mechanisms. *Am J Sports Med.* 2011;39(8):1706-13.
137. Erdemir A, Besier TF, Halloran JP, Imhauser CW, Laz PJ, Morrison TM, et al. Deciphering the "Art" in Modeling and Simulation of the Knee Joint: Overall Strategy. *J Biomech Eng.* 2019;141(7):0710021-07100210.
138. Rooks NB, Schneider MTY, Erdemir A, Halloran JP, Laz PJ, Shelburne KB, et al. Deciphering the "Art" in Modeling and Simulation of the Knee Joint: Variations in Model Development. *J Biomech Eng.* 2021;143(6).
139. Halloran JP, Abdollahi Nohouji N, Hafez MA, Besier TF, Chokhandre SK, Elmasry S, et al. Assessment of reporting practices and reproducibility potential of a cohort of published studies in computational knee biomechanics. *J Orthop Res.* 2023;41(2):325-34.

8. ÖZET

Amaç: Proksimal tibial osteotomi tekniğinin patellafemoral ekleme etkilerinin sonlu eleman analizi ile incelenmesi

Yöntem: İn-silico diz eklemi üzerinde rutin ve kendi tasarladığımız osteotomi sonrasında diz modelinde sonlu eleman analizi ile patellafemoral eklem biyomekanik olarak değerlendirildi.

Sonuçlar: Literatürle uyumlu olarak medial açık kama proksimal tibial osteotomi cerrahisi sonrasında sonlu eleman analizi değerlendirilmesinde patellafemoral eklem basınçlarının arttığını ancak tibial tüberkülün anteromedialize edildiği osteotomi modelinde patellafemoral eklem basınçlarının azaldığını tespit ettik.

Tartışma: Proksimal tibial osteotomi cerrahisi sonrasında patellafemoral eklem basınç değişimleri ile ilgili literatür basınçların arttığı yönündedir. Patellafemoral bulgular proksimal tibial osteotomi cerrahisi için rölatif kontraendikasyon oluşturmaktadır. Patellafemoral bulguları olan hastalar için alternatif olarak tasarladığımız 'Fulkerson Osteotomisi-Benzeri' retrotüberkül proksimal tibial osteotomisi üzerine sonlu eleman analizi çalışmasında tibial tüberkül'ü anteromedialize ederek patellafemoral basınçların düştüğünü gözlemledik ve rölatif kontraendikasyon olarak değerlendirilen patellafemoral bulguları tartışmaya açmak istiyoruz.

Anahar Kelimeler: PTO, FEA-Sonlu eleman analizi, Patellafemoral eklem biyomekaniği

9. ABSTRACT

Objectives: Investigation of the Effects of Proximal Tibial Osteotomy Technique on the Patellofemoral Joint Using Finite Element Analysis

Method: The patellofemoral joint was biomechanically evaluated using finite element analysis on an in-silico knee model following both routine and our custom-designed osteotomy procedures.

Results: Consistent with the literature, finite element analysis revealed that patellofemoral joint pressures increased following medial open-wedge proximal tibial osteotomy. However, in the osteotomy model where the tibial tubercle was anteromedialized, patellofemoral joint pressures were found to be reduced.

Conclusions: According to the literature, patellofemoral joint pressure tends to increase following proximal tibial osteotomy surgery. Therefore, the presence of patellofemoral symptoms is considered a relative contraindication for proximal tibial osteotomy. In our finite element analysis study on a 'Fulkerson Osteotomy-Like' retrotubercle proximal tibial osteotomy—designed as an alternative for patients with patellofemoral symptoms—we observed a reduction in patellofemoral pressures by anteromedializing the tibial tubercle. Based on these findings, we would like to reopen the discussion on whether patellofemoral symptoms should be regarded as a relative contraindication.

Keywords: HTO (High tibial osteotomy), FEA, Patellafemoral joint biomechanics