

T.C.
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ

**MEDİAL MENİSEKTOMİ SONRASI YAPILAN PROKSİMAL TİBİAL VALGUS
OSTEOTOMİSİNİN KIKIRDAK ÜZERİNDE OLUŞAN YÜKLENMEYE ETKİSİ:
MODEL ÇALIŞMASI**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Halil ATMACA

ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

KOCAELİ - 2010

T.C.
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ

**MEDİAL MENİSEKTOMİ SONRASI YAPILAN PROKSİMAL TİBİAL VALGUS
OSTEOTOMİSİNİN KIKIRDAK ÜZERİNDE OLUŞAN YÜKLENMEYE ETKİSİ:
MODEL ÇALIŞMASI**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Halil ATMACA

ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

Tez Danışmanı Öğretim Üyesi: Prof.Dr. Cümhur Cevdet KESEMENLİ

Ana Bilim Dalı Başkanı: Prof.Dr. Ahmet Yılmaz ŞARLAK

KOCAELİ – 2010

İÇİNDEKİLER

SİMGELER VE KISALTMALAR	I
TABLOLAR VE GRAFİKLER	II
ŞEKİLLER	III
1- AMAÇ VE KAPSAM	1
2- GENEL BİLGİLER	2
2.1 Diz Eklemi Anatomisi	2
2.1.1 Kemik Yapılar	2
2.1.2 Kemik Dışı Yapılar	5
2.2 Diz Eklemi Biyomekaniği	19
2.3 Proksimal Tibial Valgus Osteotomisi	28
3-GEREÇ VE YÖNTEM	33
3.1 Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinden Üç Boyutlu Modelleme	33
3.2 Modeller	37
3.3 İstatistik Değerlendirme Metodu	41
4-SONUÇLAR	42
5-TARTIŞMA	55
6-ÖZET	61
7-İNGİLİZCE ÖZET	62
8-KAYNAKLAR	63

SİMGELER VE KISALTMALAR

PTO: Proksimal tibial valgus osteotomisi

MES: Maksimum eşdeğer gerilmeler

MR: Manyetik rezonans

3D: Üç boyutlu

BT: Bilgisayarlı tomografi

FEA: Sonlu elemanlar analizi

STL: Stereolithography

WB: Workbench

MAKO: Medial açık kama osteotomisi

MIMICS: Materialise's Interactive Medical Image Control System

TABLolar VE GRAFİKLER

Tablo 1: Modellerdeki menisektomi tipleri	37
Tablo 2: Malzeme özellikleri	40
Tablo 3: Mekanik aks değişimlerinin referans modelle olan istatistiki ilişkisi	42
Tablo 4: Maksimum eşdeğer gerilmeler	45
Tablo 5: Menisektomi miktarının referans ve total menisektomi modeliyle karşılaştırılması	47
Tablo 6: İki grup arasında farklılığı karşılaştıran Bonferroni testi	48
Tablo 7: Oransal menisektominin ve PTO'nun MES'e etkisi	48
Tablo 8: Tüm modellerde PTO sonrası elde edilen verilerin gruplar arası ilişkisi	52
Grafik 1: Mekanik aks değişikliklerinin tibia kırırdağına etkisi	44

ŞEKİLLER

Şekil 1: Konveks ve konkav diz eklemi yüzeyleri	2
Şekil 2: Kemik ve kemik dışı yapılar	3
Şekil 3: Menisküsler ve çapraz bağların tibia platosunda dizilimi	4
Şekil 4: Patellanın anterior ve posterior görünümü	4
Şekil 5: Ön çapraz bağın posterolateral ve anteromedial bandı	6
Şekil 6: Arka çapraz bağın posteromedial ve anterolateral bandı	7
Şekil 7: Diz eklemindeki bağların önden ve arkadan görünümü	7
Şekil 8: Kıkırdak doku histolojisi	8
Şekil 9: Kompresif yüklenmeye kıkırdak dokunun cevabı	10
Şekil 10: Gerilme ve makaslama güçlere kıkırdak dokunun cevabı	10
Şekil 11: Menisküsün fibriller yapısı	13
Şekil 12: O'Connor'a göre menisküs yırtığı tipleri	16
Şekil 13: Menisküs yırtıklarının yerini belirten sınıflama sistemi	17
Şekil 14: Diz ekleminin düzlemlerdeki hareketi	20
Şekil 15: Anlık dönme merkezleri ve J şekli	21
Şekil 16: Diz eklemi bağlaşık dört bar sistemi	22
Şekil 17: Femoral kayma ve yuvarlanma hareketi	23
Şekil 18: Diz fleksiyonu ile patella femoral temas noktalarının değişimi	25

Şekil 19: Alt ekstremite anatomik ve mekanik eksenleri	26
Şekil 20: Koronal ve sagittal planda alt ekstremite dizilimi	27
Şekil 21: Diz hareketleri sırasında dize yüklenen kuvvetler	28
Şekil 22: MIMICS ile BT görüntülerinden modelleme	34
Şekil 23: ANSYS WB arayüzünde kullanılabilir bir diz eklemi sonlu elemanlar modeli	35
Şekil 24: MIMICS FEA ile ağ örgüsü yoğunluğu düzenlenmiş sonlu elemanlar modeli	36
Şekil 25: Modellerde uygulanan menisektomi bölgeleri	38
Şekil 26: Normal ve osteotomi uygulanmış model çakışık görüntüsü	39
Şekil 27: Uygulanan kuvvet vektörleri	40
Şekil 28: Referans model (MD 0) tibia kırırdağı yük dağılımları	43
Şekil 29: 15° varus ve valgus pozisyonlarında referans modelde elde edilen yük dağılımları	43
Şekil 30: Parsiyel ve segmental medial menisektomiler sonrası tibia kırırdağındaki eşdeğer gerilmeler	46
Şekil 31: Referans model ile %100 menisektomi uygulanan MD 10' un karşılaştırılması	46
Şekil 32: Parsiyel ve segmental menisektomi uygulanan modellerde 7.5° PTO sonrası elde edilen yük dağılımları	50
Şekil 33: Parsiyel ve segmental menisektomi uygulanan modellerde 15° PTO sonrası elde edilen yük dağılımları	51

1- AMAÇ VE KAPSAM

Menisküsler femur ile tibia arasındaki temas yüzeyini arttırarak tibia kırırdağına aktarılan yüklerin büyük kısmını absorbe eden, lubrikasyon sağlayan, kapsül ve sinoviyanın diz hareketleri sırasında eklem içinde sıkışmasını engelleyen, özellikle ön çapraz bağ yokluğunda dizin stabilitesine önemli ölçüde katkıda bulunan yarım ay şeklinde fibro-kartilajinöz yapılardır (1,2,3,4,5,6,7,8). Menisküs yaralanmalarının % 0,061'i menisektomi ile sonuçlanmaktadır (9,10). Menisküslerin kısmi ya da total eksize edilmesi tibia kırırdağına aktarılan yüklerin artmasına sebep olmaktadır (6,7,11). Bu yük artışı erken dönem osteoartrite neden olmaktadır. Literatürde menisektomi sonrası diz ekleminde dejeneratif değişiklerin geliştiğini ifade eden yayınlar mevcuttur (1,12,13,14,15).

Sturnieks medial menisektomi uygulanmış hastaların yürümenin midstance fazında artmış varus kuvvetlerine maruz kaldıklarını ve medial kompartmanlarına aşırı yük bindiğini bildirmiştir (10,16). Covall ve Wasilewski artroskopik menisektomi uyguladıkları hastalardan tibio-femoral açıları 4°'den az olan dizlerin %50 sinde Fairbank kriterlerine göre evre 1 dejenerasyon, %43 ünde ise evre 2 veya daha üst evrede dejenerasyona rastlamışlardır (1,17). Proksimal tibial valgus osteotomisi (PTO) medial kompartmanda yüklenmeyi azaltarak dekompresyon sağlayıp, bu kompartmanda oluşacak kırırdağ harabiyetini önler (18,19,20,21,22). Literatürde menisektomi sonrası uygulanacak tibial osteotominin faydalı olabileceği bildirilmiştir (10,14). Bizde çalışmamızda bu hipotezden yola çıkarak, PTO'nun menisektomi uygulanan hastalarda tibia kırırdağı üzerinde oluşan maksimum eşdeğer gerilmeleri (MES) yani tibia kırırdağına binen yükleri azaltacağını düşündük. Bu tezde sonlu elemanlar metodu ile oluşturulan modellerde çeşitli oranlarda medial menisektomi sonrası tibia kırırdağında oluşan MES'ler ve farklı açılarda uygulanan PTO'nun kırırdağ üzerinde oluşan stres kuvvetlerini azaltıcı etkisi araştırıldı.

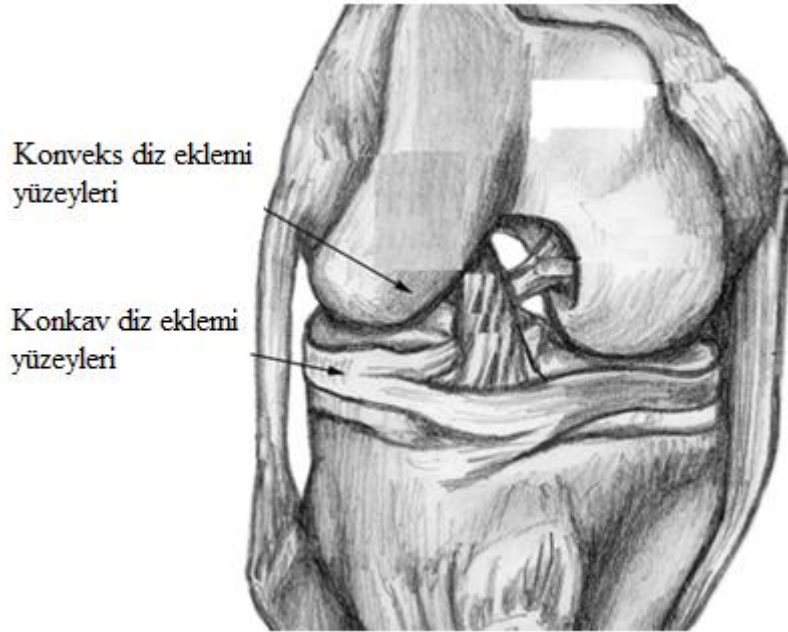
2- GENEL BİLGİLER

2.1 Diz Eklemi Anatomisi

Diz eklemi, menteşe tipi bir eklem olup insan vücudunun sinovyal boşluk hacmi ve eklem kıkırdağı alanı açısından en büyük eklemdir.

2.1.1 Kemik Yapılar

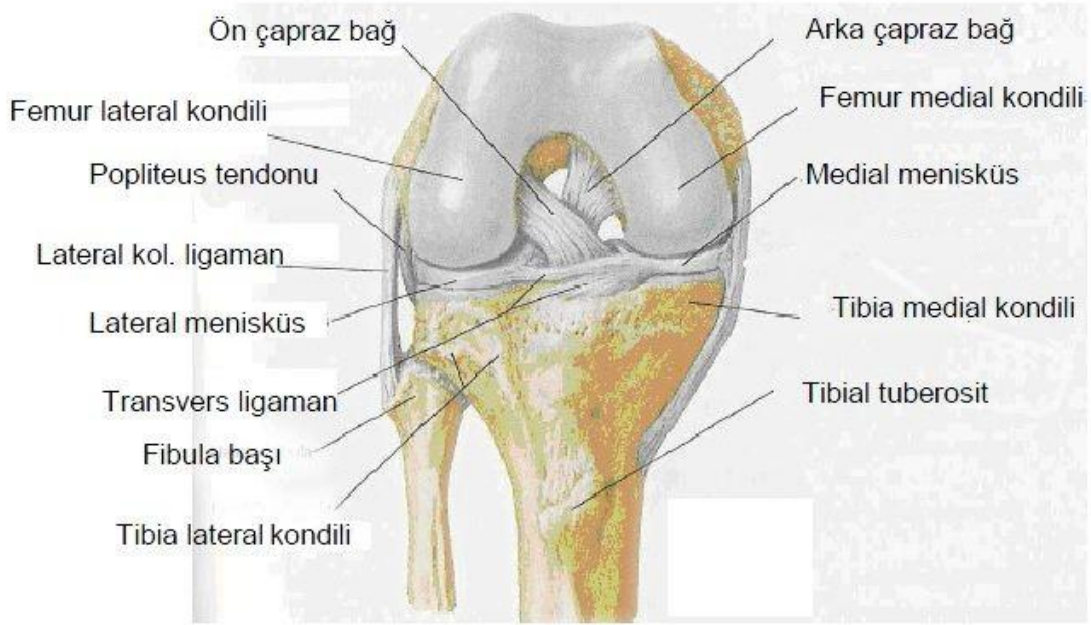
Diz eklemine konveks yüzü femur kondillerine, konkav yüzü tibia'nın üst ucuna aittir (Şekil 1).



Şekil 1: Konveks ve konkav diz eklemi yüzeyleri (23).

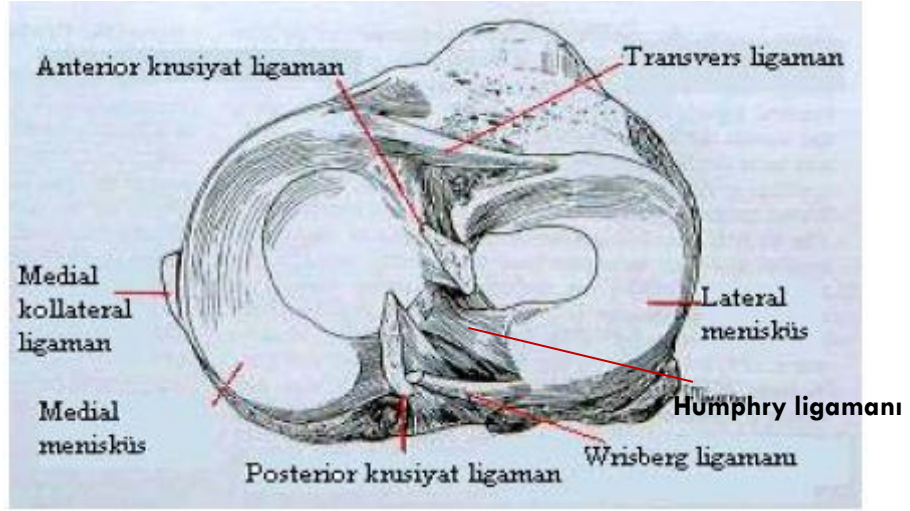
Femur kondillerinin ön yüzleri oval arka yüzleri ise küreseldir. Ön yüzlerinin oval olması ekstansiyonda stabiliteyi güçlendirirken, arka yüzlerin küresel olması fleksiyonda geniş hareket açıklığı sağlamaktadır. Sagittal planda kondillerin eksantrik yerleşmesi “mil desteği” denilen mekanizmayı oluşturmaktadır böylece ekstansiyonda kollateral ligamanların

gerginliği artarken fleksiyonda da azalmaktadır. Femur kondilleri büyüklük ve şekil olarak da birbirlerinden farklıdır. Medial kondil lateral kondile göre daha büyük, yassı ve daha distalde bulunmaktadır. Lateral kondilin frontal planda daha proksimalde olması femur ve tibia şaftları arasında 5° ila 8° lik valgusa neden olmaktadır. İki kondil arasında troklea adı verilen oluk bulunur (Şekil 2) (23,24).



Şekil 2: Kemik ve kemik dışı yapılar (25).

Tibial eklem yüzeyi, medial ve lateral tibia platosu ile bunları birbirinden ayıran eminensiya interkondilaristen oluşur. Medial tibia platosu laterale göre daha büyük, oval ve iç bükeydir. Lateral tibia platosu ise yuvarlaktır. Lateral tibia platosunun daha sığ oluşu fleksiyon sırasında dizin daha fazla kaymasını sağlayarak eklem açıklığını arttırmaktadır. Tibia platosunun posterioara doğru yaklaşık 7-10°'lik bir eğimi vardır. Eminensiya interkondilarisin ön tarafına sırası ile medial meniskusun ön boynuzu, ön çapraz bağ ve lateral meniskusun ön boynuzu yapışır. Arka tarafına ise sırası ile medial ve lateral meniskusun arka boynuzu ve arka çapraz bağ yapışır (Şekil 3) (24,25,26).



Şekil 3: Menisküsler ve çapraz bağların tibia platosunda dizilimi (26).

Patella, ekstansör mekanizmada yer alan, kabaca üçgen şeklinde olan vücuttaki en büyük sesamoid kemiktir. Ekstansör mekanizmanın kaldıraç kolunu uzatıcı görevi vardır. Proksimal kısmı distal kısmına göre daha geniştir. Eklem yüzeyi vertikal bir çentik ile medial ve lateral olmak üzere iki ayrı fasete ayrılmıştır. Lateral eklem yüzü daha geniştir (Şekil 4).



Şekil 4: Patellanın anterior ve posterior görünümü (25).

Patellanın 7 temas yüzeyi vardır. İç ve dış eklem yüzeylerinin her biri hemen hemen 3 eşit parçaya ayrılmıştır. Medial eklem yüzeyinin içi de ayrı bir yüzey olarak ele alınır. Diz ekstansiyonda iken dış patellar fasetin aşağı kısmı, lateral femoral kondille eklemleşir. Diz 90° fleksiyonda iken, patella önce femoral oluk ile fleksiyon arttığında ise iç ve dış eklem yüzeyleri femoral kondillerle ayrı ayrı eklemleşir. Tam fleksiyonda basınç medial eklem yüzeyinde daha çok olmaktadır. Patellanın en geniş temas yüzeyi diz 45° fleksiyonda iken olmaktadır (23).

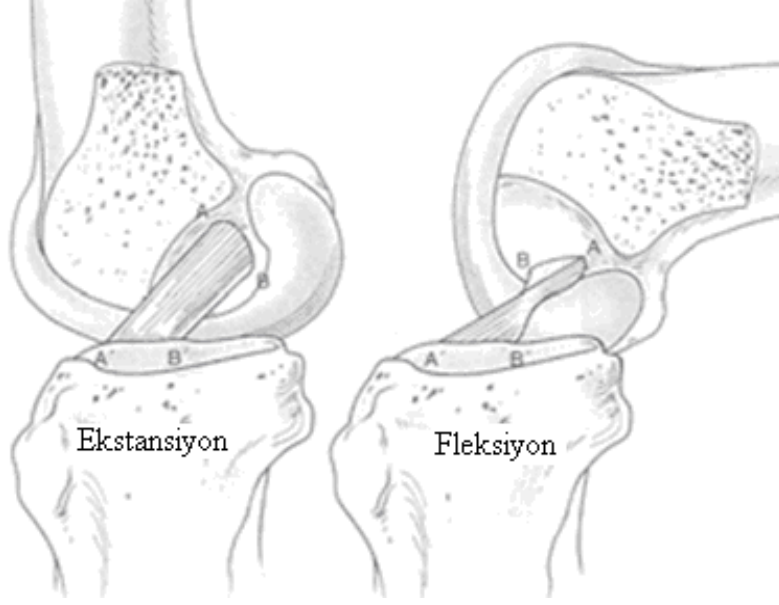
2.1.2 Kemik Dışı Yapılar

Sinovya

Diz eklemi vücuttaki en büyük sinovyal boşluktur. Sinovyal membran proksimalde kuadriseps kası ile femur alt ucu arasında kalan boşluğu örterek suprapateller bursayı oluşturur. Sinovyal membran tüm eklem kapsülünün iç kısmını döşer ve tibial platonun merkezinde uzanan çapraz bağların etrafını kılıf gibi sarar. Bu nedenle çapraz bağlar eklem içi olmasına rağmen ekstrasinovyaldir (24,27). Sinovyal boşluk intrauterin 9.haftada birbirinden sinovyal septalarla ayrılmış üç primitif kompartmanın 12. Haftada septaların rezorbsiyonu sonucu birleşmesiyle oluşur. Bu septaların bir kısmının veya tamamının devam etmesi ile sinovyal plikalar oluşur.

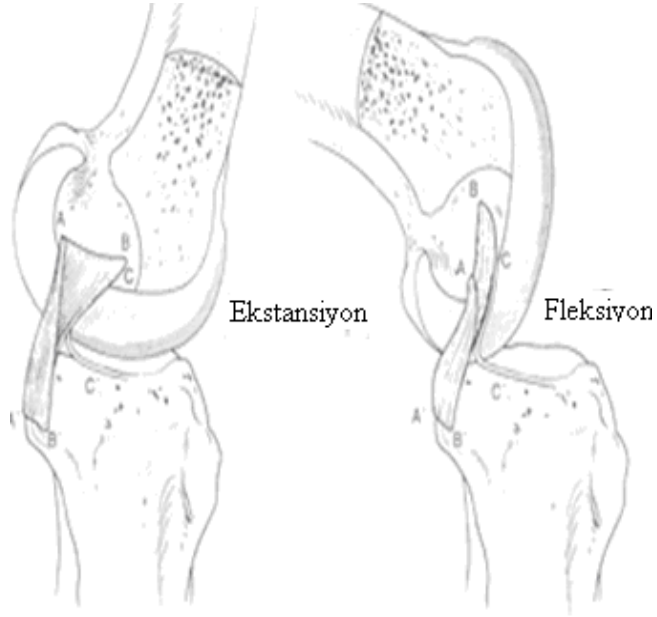
Bağlar

Diz ekleminde stabilizeyi sağlayan ön ve arka çapraz ile kollateral bağlardan (medial ve lateral) oluşur. Ön çapraz bağ lateral femoral kondilin medial yüzünün posteriorundan başlayıp öne ve mediale doğru uzanarak tibia eminensinin anterioruna yapışır. Ortalama uzunluğu 33 mm ve ortalama genişliği 11 ila 12 mm arasındadır. Ön çapraz bağın temel fonksiyonu tibianın öne doğru kaymasını engellemektir. Üç banttandır. Fakat fonksiyonel olarak iki bant mevcuttur. Fleksiyonda anteromedial bant gerilirken, ekstansiyonda posterolateral bant gerilir (Şekil 5) (23,24). Ön çapraz bağ varus-valgus kuvvetlerine engel olurken aynı zamanda internal rotasyon streslerine de karşı koyar (23, 24,28).



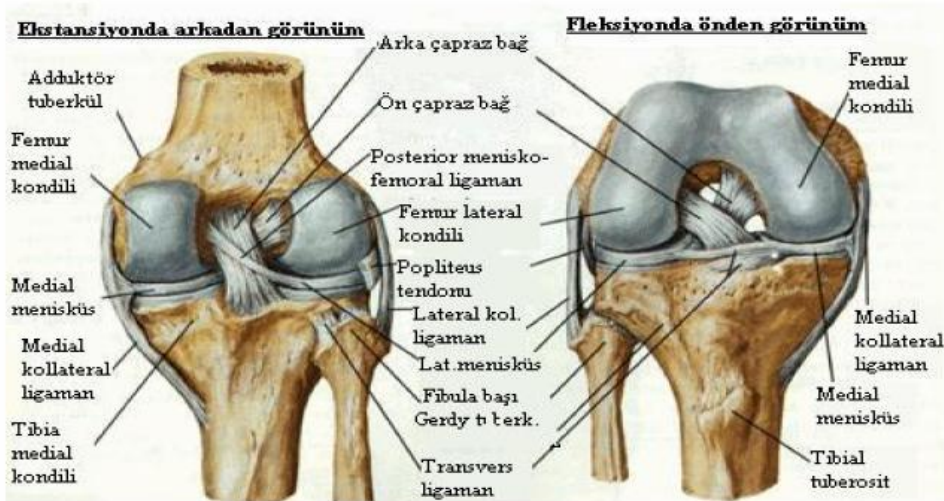
Şekil 5: Ön çapraz bağın posterolateral ve anteromedial bandı (23).

Arka çapraz bağ, ön çapraz bağdan daha kuvvetlidir. Medial femoral kondilin lateral yüzeyinden başlayıp tibianın posteriorunda interkondiler fossanın üst yüzeyin arkasına yapışır. Eklem içinde daha yatay (horizontal) seyreder. Ortalama uzunluğu 38 mm ve ortalama genişliği 13 mm dir. Anterolateral ve posteromedial olmak üzere iki banttandır. Anterolateral bant fleksiyonda gerilirken posteromedial bant ekstansiyonda ve 100° nin üzerinde fleksiyonda gerilir (Şekil 6). Primer fonksiyonu tibianın posteriora kaymasını engellemektir. Fleksiyon esnasında femurun tibia üzerinde kayarken yuvarlanmasından sorumludur (23). Ön ve arka çapraz bağlar, dizin fleksiyon ve ekstansiyonunda stabilizasyonu sağlamak dışında eklem propriosepsiyon duyusundan da sorumludurlar. Birçok çalışmada bu bağların yaralanmalarında propriosepsiyon duyusunun bozulduğu gösterilmiştir (29,30,31).



Şekil 6: Arka çapraz bağın posteromedial ve anterolateral bandı (23).

Medial kollateral bağ proksimalde femurun, distalde ise tibianın medial kondillerinin iç yüzlerine tutunur. Dizin medial kısmının valgus ve dış rotasyon stres kuvvetlerine karşı koyan ana yapıdır. Kapsül aracılığı ile medial menisküsün dış kenarına sıkıca yapışmıştır. Bu bağın yaralanması genellikle medial menisküs yaralanmasına da neden olur. Diz ekleminin lateralinde lateral kollateral bağ bulunmaktadır. Proksimalde femurun dış kondiline, distalde ise fibula başına tutunur. Diz ekstansiyondayken dizi varus kuvvetlerine karşı koruyan temel yapıdır (Şekil 7).



Şekil 7: Diz eklemindeki bağların önden ve arkadan görünümü (26).

Eklemler Kıkırdağı

Kıkırdak dokusu avasküler, anöral, lenfatiksiz olup subkondral kemik ve sinovyal sıvıdan difüzyon yoluyla beslenir. Oldukça düşük metabolik aktiviteye sahip, durağan bir dokudur (32). Kıkırdak bağ dokusunun özelleşmiş bir şekli olup, kondrositlerden ve ekstrasellüler matriksten oluşur. Eklemler kıkırdağı hyalen kıkırdak yapısındadır. Hyalen kıkırdak vücutta en sık görülen tiptir. İçeriğinde %10 kondrosit, %10-30 tip II kollajen, %70-80 su ve inorganik tuzlar ile proteoglikan ve matriks proteini bulunmaktadır. Matriksinde en çok Tip II kollajen yer alır (33). Organik matriksin %10-30'unu kollajen, %3-10'unu proteoglikan ve %60-87'sini su, inorganik tuzlar ve matriks proteinleri oluşturur. Kondrositler normal erişkin eklem kıkırdağının %2'sini oluşturur (32).

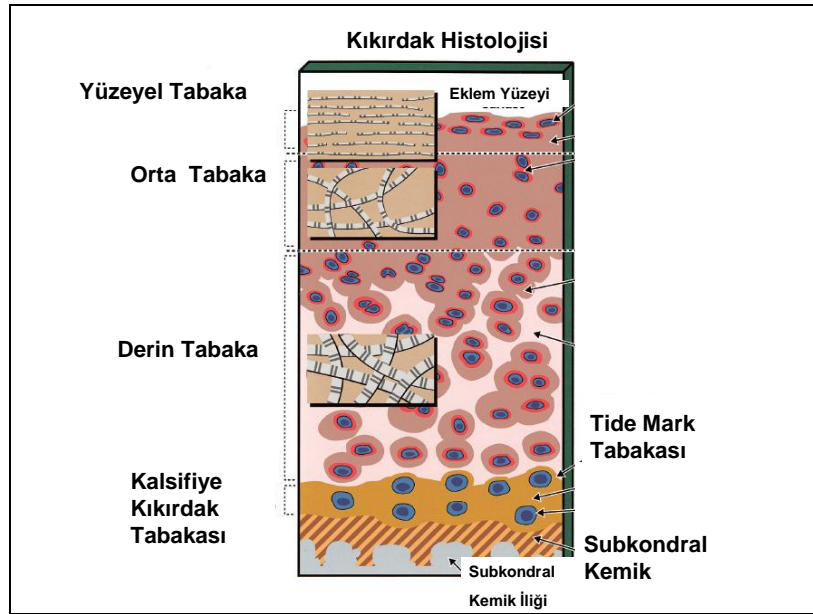
Kıkırdak dokusu histolojik olarak 4 tabakadan oluşur (Şekil 8) (34).

Yüzeyel tabaka

Orta tabaka

Derin ve radyal tabaka

Kalsifiye kıkırdak tabaka



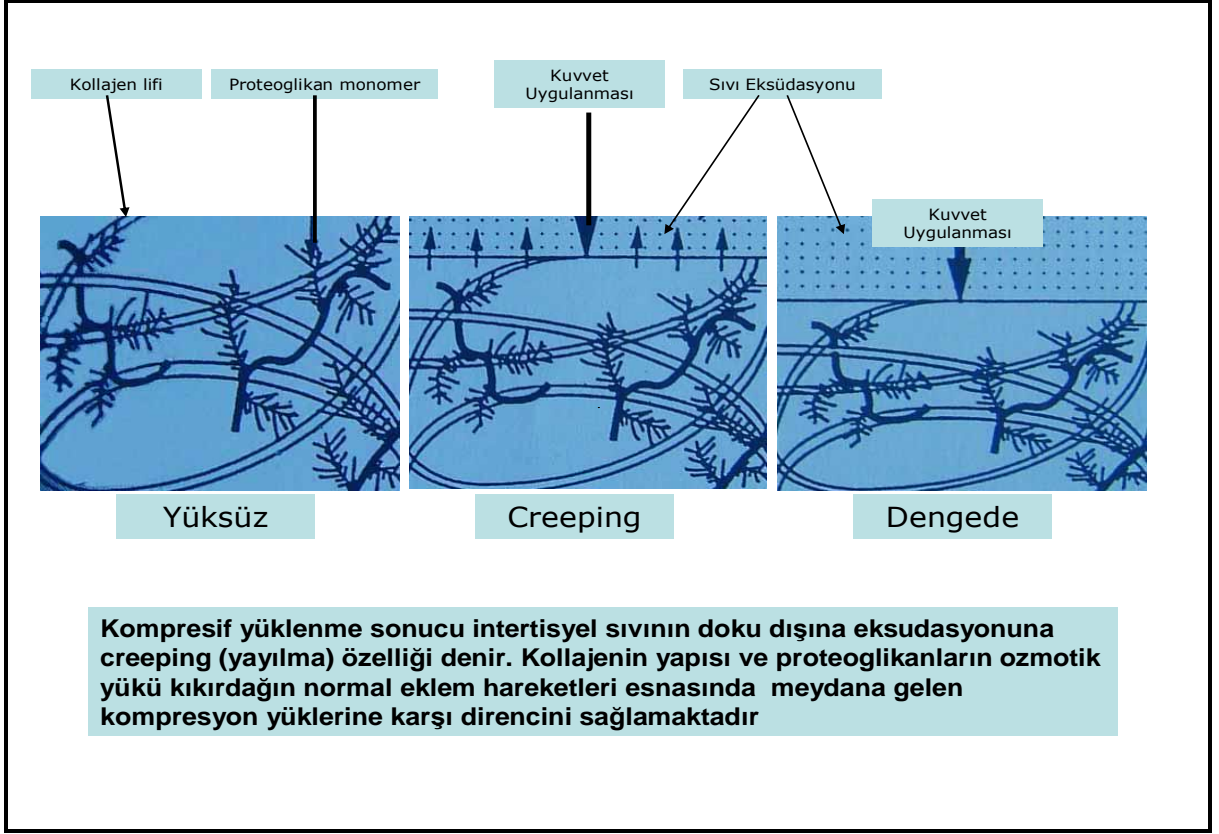
Şekil 8: Kıkırdak dokusu histolojisi (34).

Derin ve radyal tabakada sıra halinde oval ve yuvarlak olarak dizilmiş olan kondrositler, yüzeye doğru yassılaşırlar. Yüzeyel tanjansiyel bölgede (lamina splendens) kollajen lifler, eklem yüzeyine paralel yerleşmiştir. Bu tabaka kıkırdak yüzeyinin %10-20'sini oluşturur. Orta tabakada kollajen lifleri homojen dağılımlıdır ve bu tabaka kıkırdak yüzeyinin %40-60'ını oluşturur. Derin bölgede kollajen lifleri radyal olarak yerleşmiştir. Derin tabaka ise kıkırdak yüzeyinin %30'unu oluşturur. Proteoglikan konsantrasyonu yüzeyel tabakada en az miktarda derin tabakada en yüksek miktarda bulunur. En alt tabaka olan kalsifiye kıkırdak tabakası hyalen kıkırdağı subkondral kemikten ayırır. Tide mark zon ise derin tabakayı kalsifiye kıkırdak tabakasından ayırır (32).

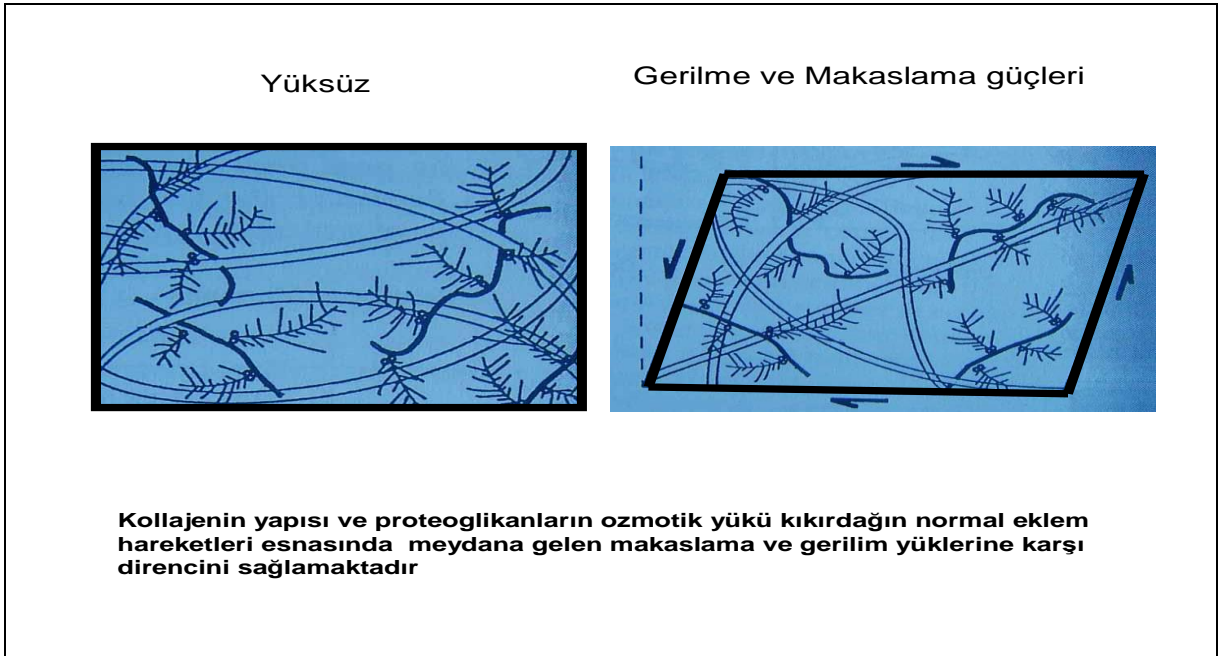
Kıkırdak Dokunun Biyomekanik Davranışı ve Fonksiyonları

İn vivo yapılan çalışmalarda diz ekleminde kıkırdak yüzeyde 15-20 MPa (150-200 atm) basınç ölçülmüştür. Basınç uygulamasının 1 sn gibi kısa sürdüğü durumlarda kıkırdakta %1-3 esneme görülürken, uzun süre basınç uygulamasında %35-45'e varan esneme gözlenmiştir. Kıkırdağın; eklem hareketleri esnasında meydana gelen kompresyon, makaslama ve gerilim yüklerine karşı direncini sağlayan yapı matriksinde bulunan kollajen ve preteoglikanlardır. Kıkırdakta fizyolojik düzeyde meydana gelen siklik yüklenmelerin kıkırdak yapısı üzerine olumlu etkisi olduğu bilinmektedir (35,36).

Kıkırdak dokusu viskoelastik ve kompozit bir materyalin özelliğine benzer davranış gösterir. Kompresif davranışı intertisyel sıvı akışına, makaslama davranışı ise kollajen liflerin ve proteoglikanların hareketine bağlıdır. Kompresif yüklenme sonucu intertisyel sıvının doku dışına kaçışına (eksudasyonuna) creeping (yayılma) özelliği denir (Şekil 9). Kompresif yüklerin eklem yüzeyindeki cevabı ise stress relaksasyon olarak nitelendirilir. Proteoglikanlar matriksi stabilize etmeye yardım eder ve kompresif güçlere karşı doku direncini artırır. Kollajen ise dokuya şeklini verir ve kompresif, gerilme ve makaslama kuvvetlere karşı mekanik dayanıklılıktan sorumludur (Şekil 10) (32,36).



Şekil 9: Kompresif yüklenmeye kıkırdak dokunun cevabı (32,36).



Şekil 10: Gerilme ve makaslama güçlere kıkırdak dokunun cevabı (32,36).

Eklem kıkırdağının iki ana fonksiyonu mevcuttur. Bunlardan biri eklem hareketi sırasında sürtünmenin en aza indirilerek enerji kaybının önlenmesi (lubrikasyon), ikincisi ise üzerine binen yükü sahip olduğu esneklik sayesinde emerek subkondral kemiğe eşit olarak dağıtmaktır. Eklem kıkırdağı birkaç milimetre kalınlığa sahip olmasına rağmen sağlıklı bir bireyde bu fonksiyonları oldukça uzun bir süre mükemmel bir şekilde gerçekleştirmektedir. Kıkırdak dokusu yaşlanma ile birlikte rejenerasyon kapasitesini progresif olarak yitirmektedir. Bunun sonucunda lubrikasyon ve yük dağılımı görevlerini yeterince yerine getiremez (35).

Menisküsler

Menisküsler tibial eklem yüzeyinin 2/3'lük periferik kısmını kaplarlar. Meniskülerin kesitleri üçgen şeklinde olup periferik kısmı kalındır. Proksimal yüzeyleri femur kondillerine uyacak şekilde konkav ve tibial yüzeyleri ise düzdür. Her iki menisküsü anteriorda birbirine bağlayan “ Ligamentum Transversum Genu” bulunur. Prenetal dönemde tamamı vasküler olan bu yapıların erişkinlerde sadece %10-30'luk periferik kısmı superior ve inferior geniküler arterlerin medial ve lateral dalları tarafından oluşturulan kapiller pleksustan beslenirken, merkezi kısım direkt eklem sıvısından beslenmektedir (24,27).

Medial menisküs yaklaşık 3,5 cm boyunda ve yarı dairesel hilal yapıdadır. Orta hatta medial kollateral bağa yapışık olduğundan daha az hareketlidir. Medial menisküs posteromedialde eklem kapsülü ve semimembranosus tendonu ile ilişkidir. Lateral menisküs medial menisküse göre dairesel yapıdadır ve daha hareketlidir bu nedenle daha az yaralanır. Lateral menisküs arka boynuzundan medial femoral kondiline uzanan meniskofemoral bağlar tibianın stabilizasyonunda rol oynar ve öne anormal hareketi engeller. Meniskofemoral bağlar arka çarpaz bağ ile olan ilişkisine göre adlandırılır. Arka çarpaz bağın önünde seyreden anterior meniskofemoral bağ “Humphry bağı” olarak adlandırılır. Posterior meniskofemoral bağ ise arka çarpaz bağın posteriorunda seyreder ve “Wrisberg bağı” olarak adlandırılır (Şekil 3). Meniskofemoral bağlar popliteus kasının kontraksiyonu ile oluşan tibia internal rotasyonuna karşı lateral menisküsü mediale doğru çeker (24,28,37). Menisküsler eklem stabilitesine katkıda bulunurken yük taşıma alanını arttırarak birim alana düşen yüklenmeyi azaltmaktadırlar. Eklem kayganlığının sağlanması, şok absorpsiyonu, eklem kıkırdağının beslenmesine yardımcı olmak, “screw-home” (vida-

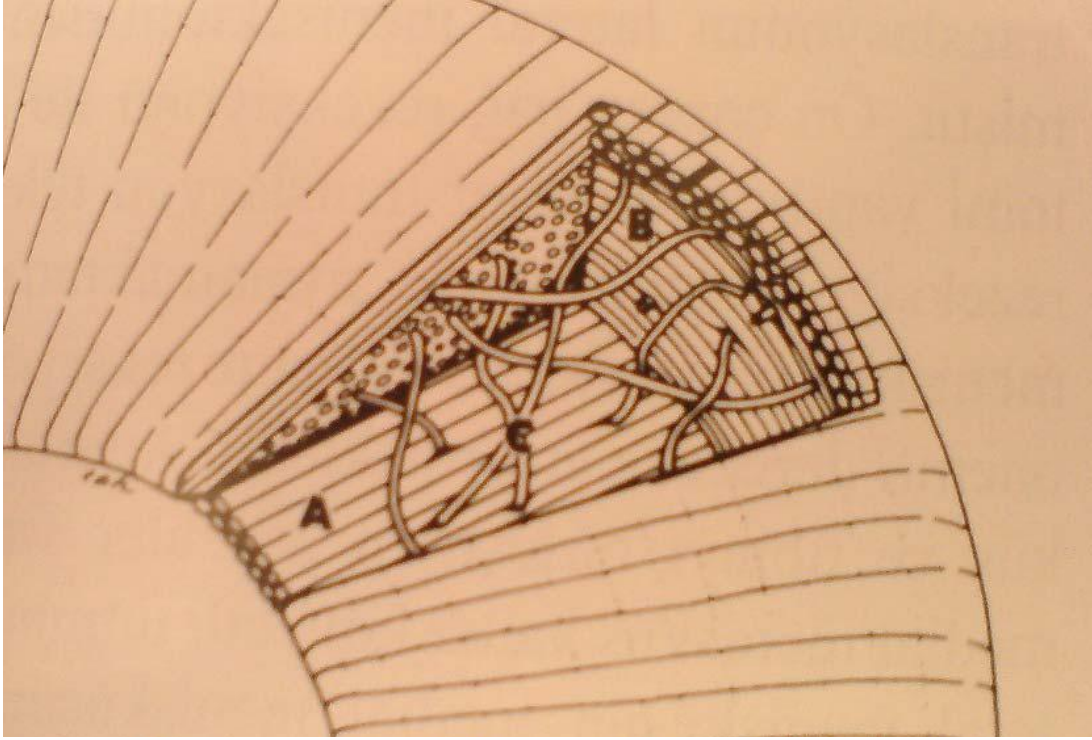
yuva) hareketine katkı ve diz hareketleri sırasında kapsül ve sinovyanın eklem aralığına sıkışmasını engellemek diğer fonksiyonlarıdır.

Menisküslerin histokimyasal yapıları ve biyomekanik özellikleri

İnsan menisküsü fibrokondrositler ve ekstra sellüler matriksten oluşmakta olup %70 su içerir. Ekstra-sellüler matriks üç ana yapıdan oluşur:

1. Kollajen ve elastin lifleri.
2. Proteoglikan yapı.
3. Matriks glikoproteinleri.

Kuru ağırlığının %60-70'i kollajen, %0,6'sı elastinden meydana gelir. Kollajenin %90'ı tip I kollojendir, geri kalan kısımda ise tip II, III, V ve VI kollojen lifleri bulunur (38). Menisküslerin içindeki kollajen liflerinin organizasyonu menisküsün biyomekanik özellikleri ile yakından ilgilidir. Kollajen lifleri genel olarak menisküsün yüzeyel kısımlarında radyal, derin kısımlarında sirkumferensial yerleşim gösterirler. Perforan lifler ise asimetrik dağılmıştır. Sirkumferensial lifler 50-150 mikronluk demetler halindedir ve menisküsün anterior ve posteriodaki yapışma yerleri ile devam ederler. Periferal yapışma yerinden başlayıp santrale doğru ilerleyen ve sirkumferensial liflerin arasında bir örgü oluşturan radyal lifler sirkumferensial lifleri birbirlerine bağlarken, periferde tutunarak menisküslerin stabilitesini sağlar (Şekil 11). Diz yüklendiğinde menisküsler üçgen yapıları nedeniyle perifere doğru itilir ve bu sırada sirkumferensiyel lifler boyunca gerilim (tensil) kuvvetleri oluşur. Bu sırada menisküsü bir arada tutan radyal liflerdir (39).



Şekil 11: Menisküsün fibriller yapısı. Şekilde A ile gösterilen lifler radyal, B ile gösterilen lifler longitudinal, C ile gösterilenler perforan liflerdir (39).

Proteoglikanların insan menisküsündeki yapısı aşağıdaki gibidir:

1. Kondroitin-6 sülfat %40
2. Kondroitin-4 sülfat % 10-20
3. Dermatan sülfat %20-30
4. Keratan sülfat %15

Proteoglikanlar, biyokimyasal özellikleri nedeniyle kompresif güçlere karşı dayanma yeteneği sağlarlar. Hidrofilik olmaları nedeniyle kendi ağırlıklarını 50 misli su tutarlar ve yüklendiklerinde bunun %20'sini ortama salabilirler (40).

Matriks proteinleri ise fibronektin, trombospondin ve kollajen tip VI olarak sayılabilir (38). Yaşla birlikte menisküsün su içeriği, proteoglikan ve matriks proteinleri miktarı artar ve kollajen miktarı azalır. Menisküslerin büyük bir kısmı avasküler olmasına rağmen aktif bir dokudur. Fibrokondrositler yük değişimlerine proteoglikan sentezini değiştirerek cevap

verirler (39). Deney hayvanlarında egzersiz ile menisküs arka boynuzlarında artmış kollajen ve proteoglikan sentezi olduğu gösterilmiştir (41). Yükten korunma ve immobilizasyonun dokulardaki zararlı etkileri menisküsler için de geçerlidir. Ancak, bu etkiler mobilizasyona izin verilmesi ile ortadan kalkar. Koyun deneylerinde, yükten korunan ancak harekete izin verilen menisküslerin gerim (tensil) özelliklerinin normal menisküslerle aynı olduğu gösterilmiştir (42).

Menisküsler yüklenmeye karşı iki fazlı cevap verirler;

1. Proteoglikanlar tarafından emilmiş olan sıvının eklem içine salınması,
2. Proteoglikan ve kollajen zincirleri arasındaki kayma hareketi sonucu elastik deformasyon.

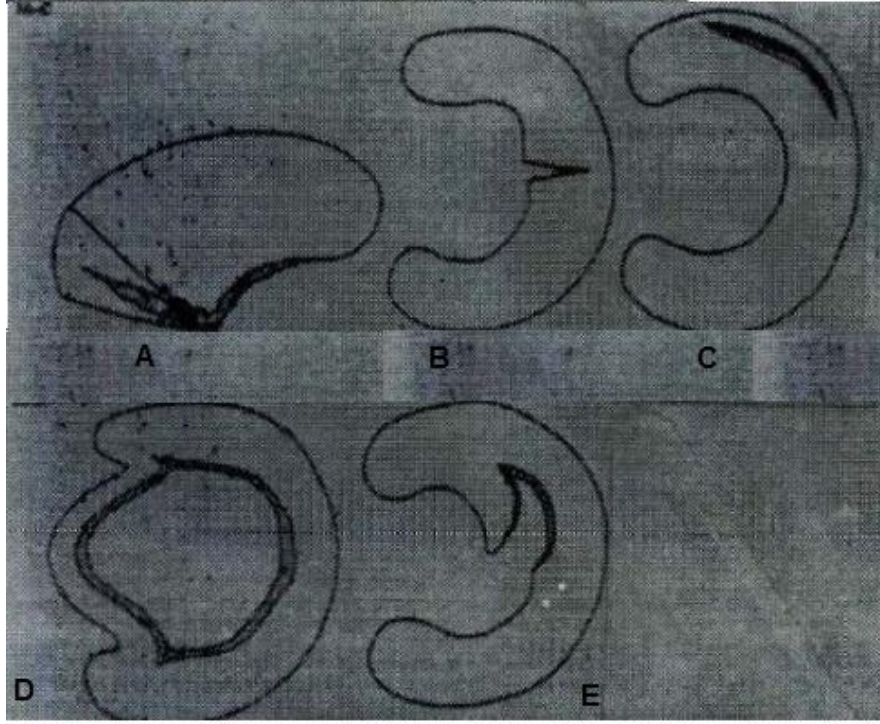
Menisküs yük altında kaldığında bir miktar şekil değiştirir ve üzerine gelen kuvveti dağıtır, yük ortadan kalktığında tekrar orijinal boyutlarına döner ve ortama saldırdığı sıvıyı geri emer. Bu sıvı akımı hem fibrokondrositlerin beslenmesine yardımcı olur hem de eklem lubricasyonuna katkıda bulunur. Bu mekanizmalar sayesinde menisküs üzerinde uzun süreli lokalize yüksek stres alanı meydana gelmesi engellenir. Ani bir kuvvet uygulaması ile belli bir süre yüksek düzeylere ulaşan yüklenme, menisküs içi sıvının uygun salınımı sonrası normal düzeylere döner (40). Menisküsün fizyolojik yüklenmeler ile şekil değiştirebilme özelliği sayesinde, eklem hareketi kısıtlanmadan bütün hareket derecelerinde eklem yüzeylerinin maksimum uyumluluğu (congruity) sağlanır, bu da eklem binen yüklerin optimum dağılmasını sağlar (43). Sonuç olarak menisküslerin yük-deformasyon özellikleri lifler ile güçlendirilmiş (fiber-reinforced), gözenekli (porous), geçirgen (permeable) bir kompozit yapıya benzer. Bu yapı; baskı (compression), gerilme (tension) ve makaslama (shear) güçlerine dirençlidir (39).

Menisküsün sertliği (stiffness) eklem kıkırdağının yarısı kadardır, yani daha kolay deforme olabilir. Bu şekilde eklem kıkırdağını anormal yüklerden koruyan bir amortisör gibi çalışır. Yürüme sırasında vücut ağırlığının 1.3 katı, koşma sırasında 2 katı yük diz tarafından alt ekstremiteye aktarılır (transmission). 1500 Newton'a kadar olan yüklenmelerde lateral kompartmanda yükün tamamına yakın kısmını lateral menisküs aktarır, medial kompartmanda ise yük medial menisküs ve eklem kıkırdağı arasında eşit olarak paylaşılır. Dizin tamamı göz önüne alındığında her iki menisküs dize gelen yüklerin %35-50'ini taşır (44). Menisküsler kapsüle, anterior ve posteriordaki yapışma yerlerine

sıkıca bağlı olmalarına rağmen oldukça hareketli yapılardır. Thompson ve ark. manyetik rezonans (MR) görüntülemesi ile yaptıkları çalışmalarda diz fleksiyonu ile her iki menisküsün posteriora doğru yer değiştirdiğini göstermişlerdir (45). Bu yer değiştirme medial menisküsü için ortalama 5.1 mm, lateral menisküsü için ortalama 11.2 mm'dir. Her iki menisküsün n boynuzları arka boynuzlara göre daha hareketlidir.

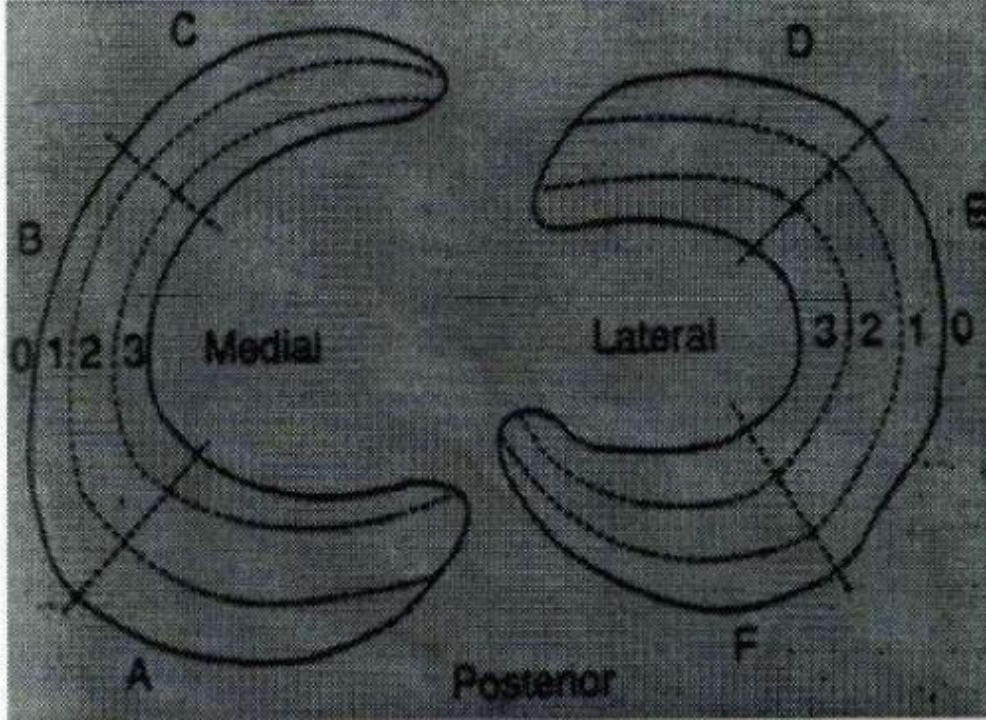
Menisküs Yırtıkları

Klasik olarak izole menisküs yırtıkları, medial tarafta lateralin 3 katı daha fazla görülür. Buna karşın, akut n çapraz bağ yırtığı olan hastalarda genellikle lateral menisküs arka boynuzunda uzunlamasına veya oblik yırtıklar saptanır. Menisküs yırtıkları her iki tarafta da sıklıkla arka boynuzlarda görülür, n boynuzlardaki yırtıklar genellikle arkadaki yırtıkların uzantısı seklindedir. Genç hastalardaki yırtıklar, genellikle ciddi bir rotasyonel travma sonrası meydana gelir, vertikal dzlemededir, uzunlamasına veya oblik yönde seyreder. Yaşlılardaki yırtıklar ise, daha önceden dejenere olmuş meniskslerde meydana gelir ve dizdeki genel yıpranmanın bir parçasıdır. Travma yks her zaman elde edilemez, radyal ya da horizontal ve kompleks yırtıklar daha sık görülür. Yırtıklar yerleşim yerleri ve şekillerine göre tarif edilir. O'Connor, klasik olarak 5 tip yırtık tarif etmiştir (46). Uzunlamasına (longitudinal), oblik, horizontal, radyal ve kova sapı yırtıklar (şekil 12). Yırtıkların çoğu bu tiplerden biri ya da birkaçının birlikteliğinden oluşur. Yırtığın derinliği, ilgilendirdiği menisküs dokusunun miktarına göre tam kat veya tam kat olmayan olarak ayrılır.



Şekil 12: O'Connor'a göre menisküs yırtığı tipleri. A: horizontal; B: radyal; C: longitudinal; D: kova sapı; E: oblik (46).

Farklı yırtık tipleri hakkında konuşabilmek, klinik dokümantasyonu kolaylaştırmak amacı ile Cooper ve ark. tarafından menisküs yırtıklarının yerini belirten bir sınıflama sistemi geliştirilmiştir. Buna göre her menisküs 3 radyal (ön, orta, arka) ve 4 sagittal bölgeye (menisko-sinovyal bileşmeden menisküsün serbest kenarına kadar) ayrılır (47). Bu sistem menisküs yırtıklarının yerinin standardize edilmesini sağlar (Şekil 13).



Şekil 13: Menisküs yırtıklarının yerini belirten sınıflama sistemi (47).

Periferal tam kat olmayan yarık şeklinde yırtıklar ve 5 mm'den az tam kat longitudinal periferik yırtıklar biyomekanik olarak görev yapabilirler ve tamiri gerekmez (39,48). Damarlanma özelliklerine göre, menisküs yırtıkları üç ana bölgede incelenebilir (47).

1. **Kırmızı-kırmızı bölge:** yırtığın her iki kenarı da damarlı bölgededir. Meniskokapsüler bileşkedен 3 mm'ye kadar olan bu yırtıklarda, genellikle iyileşme sorunu yoktur.
2. **Kırmızı-beyaz bölge:** Meniskokapsüler bileşkedен 3–5 mm arasında uzaklıkta olan yırtıklardır. Yırtığın bir kenarı damarlı bölgede, diğer kenarı damarsız bölgededir. Bu yırtıklarda iyileşebilir, ancak iyileşmeyi artırıcı yöntemlere başvurmak gerekebilir.
3. **Beyaz-beyaz bölge:** Meniskokapsüler bileşkedен 5 mm 'den fazla uzakta olan yırtıklardır. Bu bölgedeki yırtıklar dikildiklerinde, kendi başlarına iyileşme şansı yoktur. Yırtık tipine göre ya parsiyel menisektomi yapılır ya da iyileşmeyi artırıcı yöntemler kullanılarak tamir yapılır. İyileşme şansı, diğer iki bölgeye göre daha düşüktür.

Menisektomi sonrası diz biyomekaniği önemli derecede değişiklik gösterir. Bu değişimler çıkartılan menisküs miktarı ile doğru orantılıdır (39).

1. Medial parsiyel menisektomi sonrası temas yüzeyi % 10, total menisektomi sonrası %75 azalır (48).

2. Birim alana düşen en yüksek temas kuvveti parsiyel medial menisektomi sonrası %65, total menisektomi sonrası %235 artar (48).

3. Menisküslerin amortisör etkisi kaybolduğu için daha az elastik olan eklem kırırdağı günlük aktiviteler sırasında bile dinamik olarak anormal kuvvetler ile karşılaşır. Hoshino'nun bir çalışmasında proksimal femur üzerine ani darbe ile ağırlık verilerek tibiaya aktarılan yük ölçülmüş ve her iki menisküsün çıkartılmasından sonra bu yükün %21 arttığı bulunmuştur (49).

4. Anormal yük dağılımı subkondral kemiğe yansır.

Bu biyomekanik değişimlere eşlik eden metabolik ve biyokimyasal değişimlerin sonucu olarak erken osteoartrit gelişmektedir. Meydana gelen osteoartritin şiddeti, çıkartılan menisküs miktarı ile doğru orantılıdır (39).

Menisektomi sonrası diz ekleminde oluşan geç değişiklikler

Diz eklemi, menisküsleri alındıktan sonra da normal fonksiyonlarına devam edebilir. Bununla beraber ekleminde, uzun dönemde dejeneratif değişiklikler oluşabilmektedir. Tapper ve Hoover'ın yaptıkları çalışmada menisektomi sonrası 10. yılda dejeneratif değişikliklerin %85 oranında ortaya çıktığını göstermişlerdir (50).

Fairbank dizlerde menisektomi sonrası 3 ana değişiklikten bahsetmiş ve bu değişikliklerin aynı anda beraberce görülebileceği gibi tek başlarına da görülebileceklerini bildirmiştir. Fairbank ayrıca bu değişikliklerin ameliyattan sonra 3 ila 14 yıllık geniş bir zaman aralığında ortaya çıkabileceğini belirtmiştir (1).

Menisektomi sonrasında diz ekleminde uzun dönemde görülen değişiklikler;

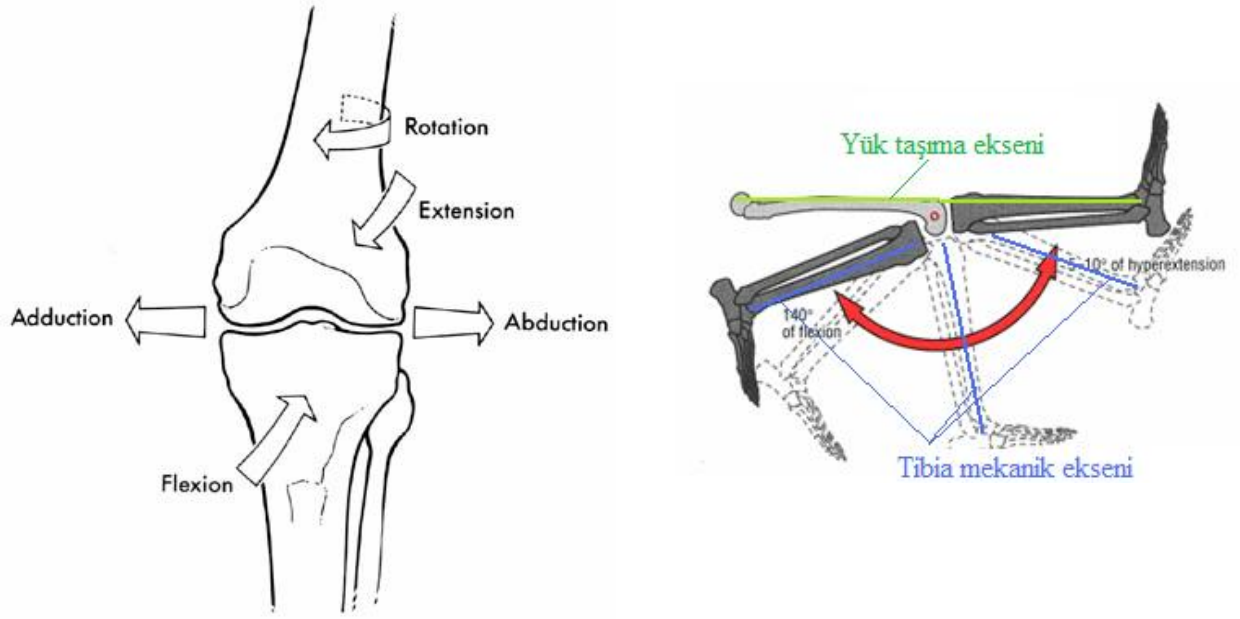
- 1) Femur kondilinin kenarında distale uzanan anteroposterior bir çıkıntı oluşumu
- 2) Kondilin eklem yüzeyinin periferik kısmının düzleşmesi
- 3) Eklem aralığının daralması

Eklem Kapsülü

Eklem kapsülü, eklem yüzlerinin kenarına tutunur ve eklem yan yüzleri ile arka yüzünü sarar. Eklem ön tarafında patellanın bulunduğu yerde eklem kapsülü bulunmaz, sadece membrana synovialisin oluşturduğu bursa suprapatellaris bulunur. M. Kuadriseps femoris kirişinin altında yukarıya doğru uzanır. Eklem kapsulunun her iki yanını, m.vastus lateralis ve medialisin tendonlarından gelen lifler desteklemektedir. Eklem kapsulunun arka tarafını ise m.semimembranosusun kirişinin bir uzantısı olan ligamentum popliteum obliquum takviye ederek kuvvetlendirir.

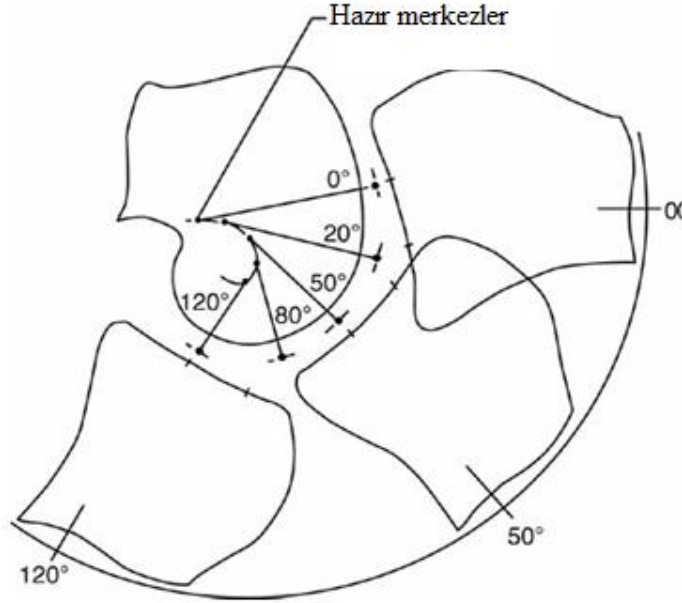
2.2 Diz Eklemi Biyomekaniği

Diz eklemi menteşe tipi bir eklem olsa da üç ayrı planda ve çeşitli eksenlerde hareket eder. Sagittal planda transvers eksen etrafında fleksiyon ve ekstansiyon yaparken, frontal planda içe abdüksiyon ve addüksiyon, koronal planda ise vertikal ekseninde iç ve dış rotasyon yapar (Şekil 14) (51,52,53).



Şekil 14: Diz eklemine ait düzlemlerdeki hareketleri (51,52,53).

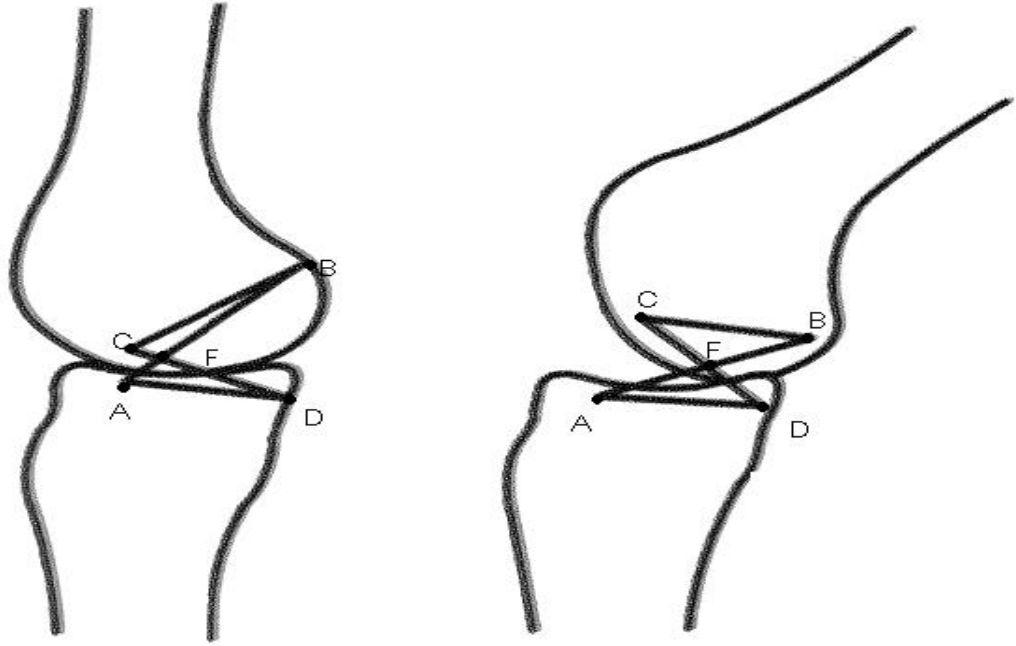
Sagittal düzlem diz eklemine ait fleksiyon ve ekstansiyon hareketini yaptığı düzlemdir. Fleksiyon-ekstansiyon hareketi sabit bir dönme merkezi etrafında olmayıp, değişkenlik gösterir. Fleksiyon-ekstansiyonun her kademesindeki bu değişken dönme merkezleri birleştirildiğinde 'J' tarzında bir eğri ortaya çıkar. Buna anlık hareket merkezi (instant center) adı verilir (54). Şekil 15'de Gunston tarafından tanımlanmış olan anlık dönme merkezi ve J şekli gösterilmiştir (55). Bu değişken dönme merkezi sayesinde, diz eklemine aktarılan yük her zaman diktir ve bu sayede bağlar üzerine aşırı yük gelmemiş olur. Değişkenlik gösteren bu hareket dizde, femur ve tibia kondilleri arasında kayma ve yuvarlanma hareketleri şeklinde kendini gösterir. Diz aktif olarak 140° , pasif olarak 160° fleksiyon yapabilir. Kalça ekstansiyonda iken diz fleksiyonu 120° , kalça fleksiyonda iken 140° dir. Ayak sabit iken kalça fleksiyona getirilirse, diz fleksiyonu 160° kadardır. Diz eklemine ait ekstansiyon $5-10^{\circ}$ hiperrekstansiyon şeklindedir (52).



Şekil 15: Anlık dönme merkezleri ve J şekli (55).

Diz eklemi anlık dönme merkezi açılarına göre, normal yürüme için 0-75° ve koşma için 0-90° hareket açıklığı meydana gelmektedir. Bu değerler, normal yürüme için 63°, merdiven çıkmak için 83°, merdiven inmek için 90° ve sandalyeden doğrulabilmek için 93° olarak ifade edilmektedir (52). Diz, mekanik açıdan birbirine zıt iki özelliği bir arada gerçekleştirir. Bunlardan biri tam ekstansiyonda sağlanan stabilizasyon ve her konum için durabilme yetisidir. Bu stabilite sayesinde diz vücut ağırlığı ve fizyolojik kaldıraç sistemi içerisindeki rolünden kaynaklanan gerilmelere karşı koyar (56). Dizin diğer özelliği ise ön, arka ve yan düzlemlerde ortaya çıkan geniş hareket serbestliğidir. Belirli bir fleksiyon derecesinden sonra bu serbestlik daha da gözlemlenebilir hale gelir. Dizin birbiri ile çelişen, stabilite ve hareketlilik fonksiyonlarını gerçekleştirebilmesi “kinematik çatışma” olarak adlandırılmaktadır (52).

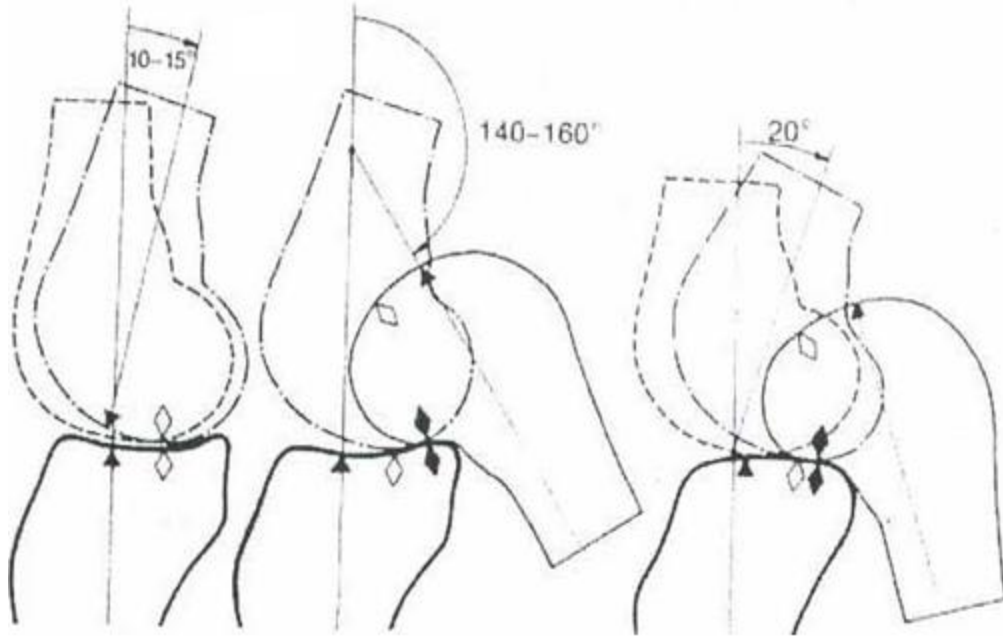
Şekil 16'da dört bar sistemi görülmektedir. Burada AB doğrultusu ön çapraz bağı, CD doğrultusu arka çapraz bağı, AD tibial eklem yüzünü ve CB ise interkondler çentik pozisyonunu göstermektedir. Ayrıca diz eklemi için fleksiyon-ekstansiyon kinematiği yine Şekil 16'da gösterilen bağlaştık dört bar sistemi ile açıklanmıştır. Bu sistemde dört bar, ön ve arka çapraz bağların nötral lifleri ile bağların femoral ve tibial kesişim geçiş unsurlarını birleştiren çizgilerdir. Bu mekanik hareket düzlemi olarak da kabul edilebilir.



Şekil 16: Diz eklemi bağlaşık dört bar sistemi (51).

Femur ve tibia eklem yüzlerinin geometrik yapısı ve bağlaşık dört bar sistemiyle diz ekstansiyondan fleksiyon durumuna geçerken, tibianın femur üzerindeki hareketine rotasyonla birlikte kayma hareketi de katılmış olur. Böylelikle femur üzerindeki dönme merkezi de sürekli değişmiş olur. Bu kayma ve yuvarlanma hareketlerinin kombinasyonuna “femoral kayma (femoral rollback)” adı verilir. Femoral kayma hareketinin oluşmasında arka çapraz bağ etken konumdadır. 90° fleksiyona gelene kadar femoro-tibial temas noktası ortalama 14 mm geriye doğru kaymış olur. Bağlaşık dört bağ sistemi ile geriye kayma esnasında femurun tibianın arka bölgesine geçmesi yada bir başka ifadeyle diz eklemi stabilizasyonundan çıkıp disloke olması engellenmiş olur (51).

Femur kondillerinde sabit bir noktanın tibia platosu üzerindeki hareketi yuvarlanma olarak tanımlanırken, femur kondillerinin tibia platosunda sabit bir nokta üzerindeki hareketi kayma olarak tanımlanır (Şekil 17) (51).



Şekil 17: Femoral kayma ve yuvarlanma hareketi (51).

Femurun tibia üzerinde sadece yuvarlanması söz konusu ise, 45° fleksiyonda tibia platosunun dışına çıkar. Buna ilaveten, femur tibia üzerinde sadece kayarsa, 130° fleksiyonda femur arka yüzeyi tibia platosu arka kenarına değecektir. Bu istenmeyen durum dolayısı ile fleksiyon hareketi 130° ile sınırlı kalmaktadır. Yuvarlanma ve kayma hareketlerinin dizin değişik fleksiyon derecelerindeki kombinasyonu ile diz eklemi konumu gereği bulunduğu dar bir hacim içerisinde geniş açısal sınırlara ulaşmış olur (51). Dizin fleksiyonu ile birlikte önce kayma olmaksızın sadece yuvarlanma hareketi gözlenirken, 20° fleksiyondan sonra yuvarlanma hareketine kayma hareketi de eşlik eder. Fleksiyon ilerledikçe yuvarlama hareketi azalır, kayma hareketi daha ön plana çıkar ve fleksiyon sadece kayma hareketi ile tamamlanır (51,56). Medial kondil fleksiyonun ilk 10°-15° aralığında sadece yuvarlanırken, lateral kondilde bu hareket 20° fleksiyona kadar devam eder. Böylece lateral kondil medial kondilden daha fazla yuvarlanır. Diz fleksiyondan ekstansiyona ilerledikçe femur lateral kondilinin artiküler yüzeyi biter ve hareket ön çapraz bağ ile sınırlanır. Bu sırada daha büyük ve daha az eğri olan medial kondil hareketine devam eder. Bu asimetri nedeniyle dizin lateral kompartmanı önce ekstansiyona gelir. Ekstansiyon sonunda femur mediale döner, tibia dış rotasyon yapar ve

lateraldeki bağların gerilmesine yol açar. Ortaya çıkan bu harekete “screw-home” (vida-yuva) hareketi denir. Çapraz bağların yokluğunda vida-yuva hareketi gözlenmez (51,52).

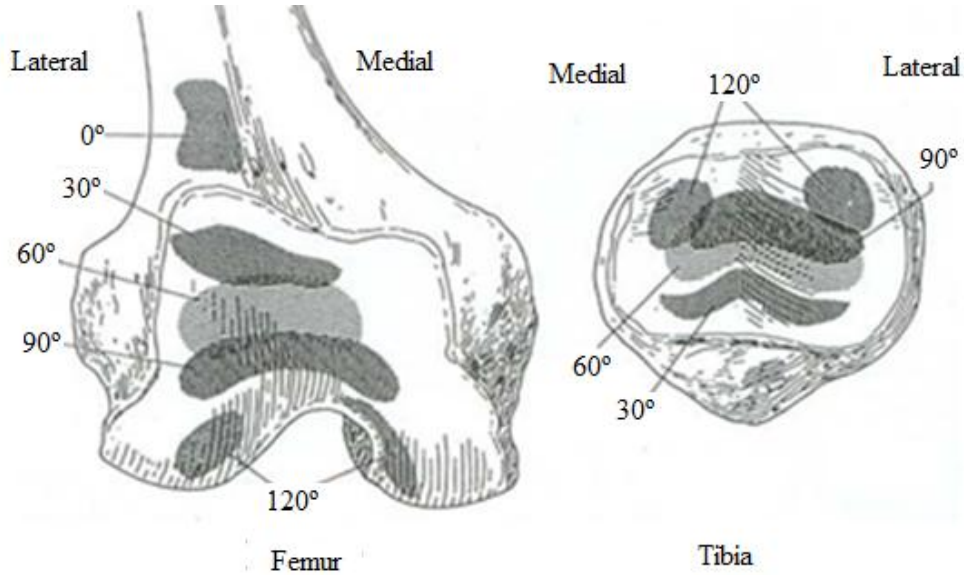
Dizin ikinci önemli hareketi rotasyondur. Rotasyon, ancak diz fleksiyonda iken mümkün olabilmekte ve fleksiyon derecesine paralel olarak rotasyon kabiliyeti de artmaktadır. 90° fleksiyonda rotasyon kabiliyeti maksimuma çıkmakta, 90° dereceden sonra yumuşak doku gerginliği nedeniyle tekrar azalmaktadır (51,52,56,57). Dizin diğer bir hareketi olan abdüksiyon ve addüksiyon 30° fleksiyonda maksimuma ulaşmakta, 30° fleksiyondan sonra yumuşak doku gerginliği nedeniyle azalmaktadır. Tam ekstansiyonda abdüksiyon ve addüksiyon gözlenmez. Normal yürüme esnasında maksimum abdüksiyon ve addüksiyon miktarı ortalama 11° kadardır (27,51,52).

Dizin fleksiyon ekstansiyon hareketi boyunca stabilite, bağların değişik derecedeki gerginliği ile sağlanır. Ekstansiyonda iken her iki kollateral bağ, ön çapraz bağın posterolateral bandı ve arka çapraz bağın posteromedial bandı gergindir. Menisküslerin ön kısmı femur ve tibia kondilleri arasında sıkışarak uyumu sağlar. Dizin fleksiyona gelmesi ile birlikte önce lateral kollateral bağ gevşer. Popliteus kası kasılır ve tibia 9° ile 20° arasında iç rotasyon yapar. Medial kollateral bağın süperfisyel lifleri, ön çapraz bağın anteromedial ve arka çapraz bağın anterolateral bandı gerilir. Menisküslerin arka kısmı femur ve tibia kondilleri arasında sıkışır. Fleksiyon derecesi arttıkça femur kondilleri tibia üzerinde yuvarlanırken posteriora doğru kayar. Dizin her pozisyonunda en az bir çapraz bağ gergindir ve ön arka yönlü dönmeye engel olur. Menisküsler çıkarıldığında dizin dönme miktarının oranında %14 bozulma olduğu bildirilmiştir (51,56).

Tibiofemoral eklem özellikle kompresyona neden olacak yükleri taşıırken, patellofemoral eklem kuadriseps kuvvetinin tibiaya aktırılmasında ekstansör mekanizma içinde rol alır. Her iki ayak üzerinde duran birinde her iki diz eklemi vücut ağırlığının %43'ünü taşır. Tek ayak üzerinde durulduğunda ise dengeyi sağlamak için lateral bağ gerilmesi ile oluşan kuvvetler vücut ağırlığının iki katına ulaşır (56,58). Yürüme esnasında tibiofemoral eklem iki yük biner. Bunlar yürümenin basma (stance) fazında yer reaksiyon kuvveti ve salınım (swing) fazında bacağın kendi yüküdür. Yürümenin fazına göre değişmekle birlikte, normal yürüme sırasında dize vücut ağırlığının iki ila beş katı yük biner. Bunlar koşma esnasında vücut ağırlığının 24 katına çıkabilir. Yürüme esnasında dize gelen yükler 1300-3500 Newton arasındadır (51). Dize binen fonksiyonel yükün yön ve

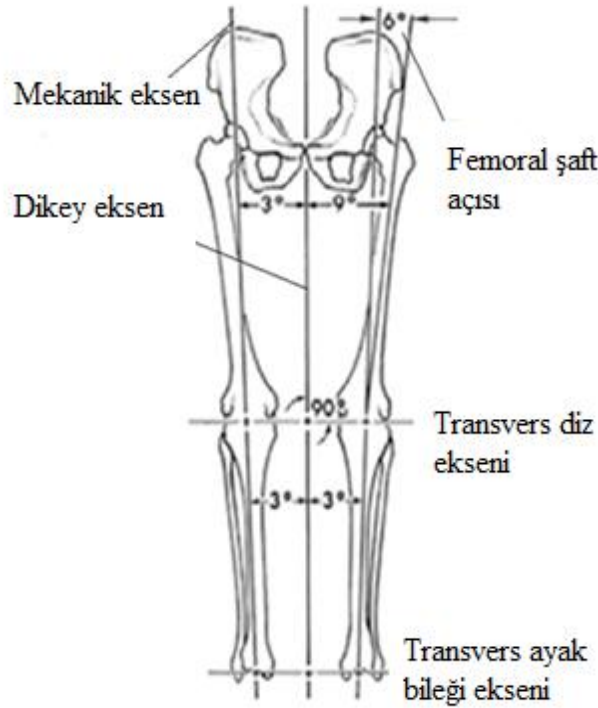
büyüklüğü, o anda dize etki eden kas kuvvetinin büyüklüğü ile beraber belirli bir yön ve büyüklükte eklem reaktif kuvveti oluşturur. Bu oluşan eklem reaktif kuvveti eklem temas noktalarının eklem yüzeylerine dik olduğu durumda, çapraz ve kollateral bağlarda bir gerilme yaratmadan dengeyi sağlar (56,58). Yer reaksiyon kuvvetlerinin lateral ve medial bileşenleri dizde varus ve valgus momentlerine yol açar. Diz bu varus valgus momentlerine üç mekanizma ile karşı koyar. Bunlar eklem temas yüzeyine binen yükün yeniden dağılımı, eklem temas yüzeyinin kompresyonla genişlemesi ve bağlara aşırı yük binmesidir (51).

Patellofemoral eklem yürüme esnasında vücut ağırlığının 1/3'ü, merdiven çıkarken vücut ağırlığının 2.5 katı ve merdiven inerken vücut ağırlığının 3.5 katı kuvvet etki eder. Fleksiyonun artması ile bu baskılayıcı kuvvetler de artar. 60°-90° arasında baskılayıcı kuvvetler maksimum iken, ekstansiyonda patella eklem yüzüne gelen kuvvet en azdır (27,52). Aglietti ve arkadaşları (59) fleksiyon esnasında patellanın troklea ile ilişkisini incelemişlerdir. Patellanın inferior eklem yüzeyi, ilk olarak 20° fleksiyonda troklea ile temas eder. Patellanın orta eklem yüzeyi 60° fleksiyonda ve süperior eklem yüzeyi 90° fleksiyonda troklea ile temas eder. 120° üzerindeki fleksiyonda, kuadriseps tendonu troklea üzerinde kayar ve patella sadece medial ve lateral fasetleri ile femur kondillerine temas eder (Şekil 18) (52).



Şekil 18: Diz fleksiyonu ile patella femoral temas noktalarının değişimi (52).

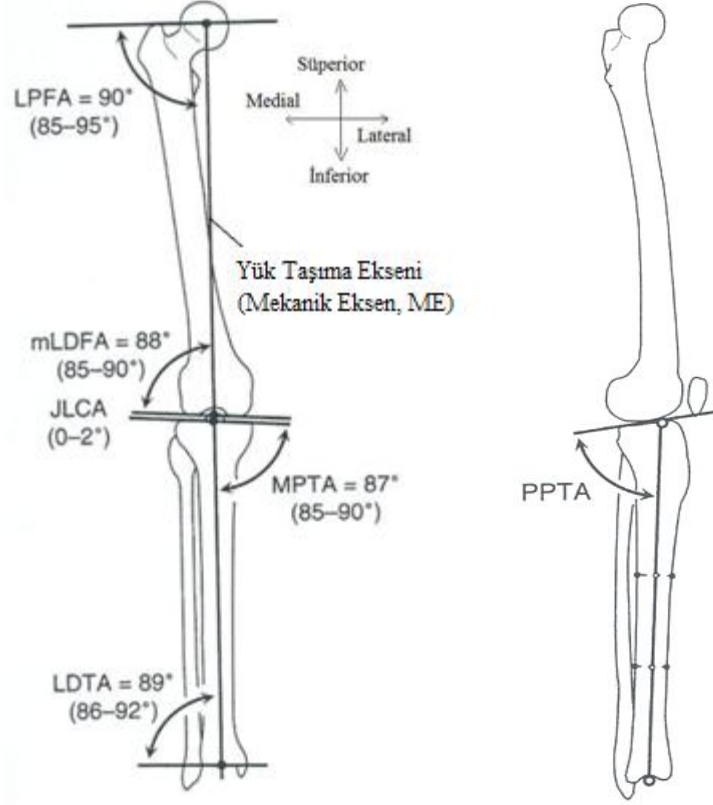
Alt ekstremitte mekanik eksenini, ayakta duran bir kişide femur başı merkezinden ve talusun üst tepesinin merkezinden geçer (52) (Şekil 19).



Şekil 19: Alt ekstremitte anatomik ve mekanik eksenleri (52).

Paley, mekanik eksenin eklem merkezinin 8 ± 1 mm medialinden geçtiğini belirtir (60). Mekanik eksen (yük taşıma eksenini) vücut ağırlık merkezinden geçen dikey eksene göre 3° valgustadır (52,60). Femur anatomik eksenini (femoral shaft eksenini), fossa piriformis ile diz eklemi merkezinden geçen eksendir Mekanik eksen, femur anatomik aksına göre 5° - 9° (ortalama 7°) valgustadır (60). Mekanik eksen (yük taşıma eksenini), femur başı merkezinden diz eklemi merkezine yada hemen lateral bölgesine oradan da ayak bilek eklemine ortasına uzanan bir doğrultuda ortaya çıkmaktadır. Dikey (vertikal) eksen ise ayakta duran kişide simfisis pubisin tam ortasından geçen (vücut ağırlık merkezi) ve transvers eksenle 90° lik açı yapan bir eksen olarak ifade edilmektedir. Anatomik eksen ise femurda ve tibiada shaftın ortasında geçen eksendir (37,52,60). Frontal planda femur kondillerine teğet çizilen çizgi ile mekanik eksen arasındaki açıya mekanik lateral distal femoral açı (LDFA) denir (60). Tibia kondillerine teğet çizilen çizgi ile tibia anatomik aksı arasındaki açıya anatomik medial proksimal tibial açı (MPTA) denir (60). LDFA değeri $90^\circ\pm 5^\circ$ ve MPTA normal değeri $87^\circ\pm 3^\circ$ arasındadır. Femur kondillerine teğet çizilen çizgi

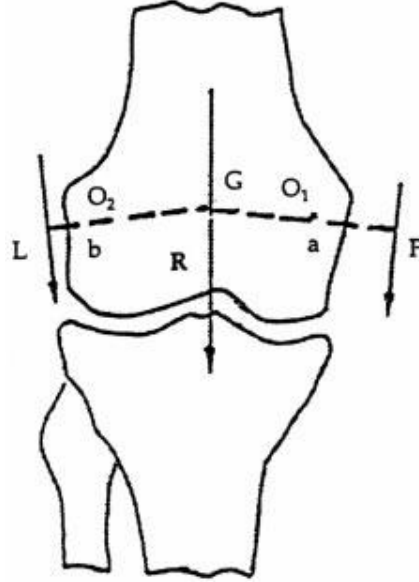
ile tibia kondillerine teğet çizilen çizgi arasındaki açı eklem çizgisi konverjans açısıdır (JLCA) ve normal değeri 0-2° dir (Şekil 20) (60).



Şekil 20: Koronal ve sagittal planda alt ekstremite dizilimi (60).

Tibiada mekanik eksen ile anatomik eksen aynı düzlemedir. Tibia platosu da sagittal planda 5-10° posteriora eğimlidir (Şekil 20). Sagittal planda tibia kondillerine teğet çizilen çizgi ile tibia anatomik aksı arasındaki açıya posterior proksimal tibial açı (PPTA) denir ve bu açının normal değeri 80° dir (58). Ayakları üzerinde dik duran bir insanda, diz eklemleri, dizlerin altında kalan kısım haricindeki vücudu taşır. Bu da yaklaşık tüm vücut ağırlığının %86 kadarıdır. Tek ayaküstünde durulması halinde diz eklemine taşıdığı yük, vücut ağırlığının %93'ü kadardır. Bu durumda vücut ağırlığının oluşturduğu kuvvet (P), diz eklemine iç kısmından (medial) geçer. (P) kuvveti, bir diğer kas kuvveti olan Lata tarafından (L) kuvveti ile dengelenir. Bu her iki kuvvet vektörünün bileşkesi, diz eklemi

ortasında (G) merkezi ve (R) vektörü şeklinde olur. Bu (G) noktası dizin rotasyon merkezidir (Şekil 21) (24).



Şekil 21: Diz hareketleri sırasında dize yüklenen kuvvetler (24).

Diz ekleminin iç kısmında oluşan osteoartrit, dizde varus deformitesi oluşmasına neden olur. Bu durumda, dizin dış tarafındaki kas gücünün (L) yönü değişir ve aynı zamanda vücut ağırlığı ile oluşan kuvvetin de (P) yönü iç tarafa kayar. Böylece bu kuvvetlerin uzantıları, ayak bileğinden daha uzakta birleşecek ve dizdeki bileşke kuvvet (R) mediale kayacaktır (37).

2.3 Proksimal Tibial Valgus Osteotomisi

PTO dizin varus deformitesinde ve buna bağlı oluşan medial kompartman gonartrozunda tedaviyi sağlayan biyolojik bir ameliyattır. Deformitenin düzeltilmesi dolayısıyla mekanik aks sapmasının ortadan kaldırılması medialde oluşacak eklem stresini azaltarak hem ağrıyı hem de ileride gerekebilecek bir total diz artroplastisini engeller veya geciktirir. PTO'da amaç alt ekstremitede ki bozuk olan veya zamanla bozulan mekanik aksın düzeltilerek diz eklemindeki yük dağılımının dengelenmesidir (51,61).

PTO' nun avantajları:

- Deformiteye yakın yerden uygulanır (20,62).
- İyileşme potansiyeli yüksek olan kansellöz bölgeden uygulanır (20,62).
- Quadriseps mekanizmasının kompresif güçleri bir avantaj sağlar (20).
- Erken yük vermeye izin verildiğinde osteotomi hattında kaynama gecikmesi veya kaynamama riski minimumdur (61).
- Daha sonra gerekli olabilecek diz cerrahileri için aynı insizyon kullanılabilir (62).
- Cerrahi sonrası uzun dönem alçı immobilizasyonu gerekmez (62).

PTO için uygun hasta seçimi:

- a) İzole medial kompartman osteoartriti ile beraber olan ağrı ve osteoartritten dolayı hastanın işini yapamaması (20,61)
- b) Yük altında çekilen röntgen ile görülen tek kompartman tutulumu (20,61,62)
- c) Hastanın operasyon sonrası koltuk değneği kullanabilmesi, yeterli kas gücüne sahip olması ve rehabilitasyon programını uygulayabilecek kadar motivasyonlu olması (62)
- d) Damar problemi (arteriyel yetersizlik ve büyük varisler) olmamalı
- e) Ön çapraz bağ yetmezliği ile beraber olan medial eklem aralığındaki daralma
- f) Genellikle 65 yaşın altındaki veya yaşlı fakat aktif hastalar
- g) Dizde aktivite ile ortaya çıkan lokalize ağrı
- h) Stabil diz
- i) Tam ekstansiyon
- j) 90-100 derece fleksiyon (63,64)

Kontrendikasyonlar:

- a) Lateral kompartmanın eklem yüzeyinin daralması
- b) Tibianın laterale 1 cm den fazla sublukse olması
- c) Medial kompartmanda 2-3 mm den fazla tibial kemik kaybı
- d) 15 dereceden fazla fleksiyon kontraktürü olması
- e) 90 dereceden az fleksiyon olması
- f) 20 dereceden fazla düzeltmeye ihtiyaç duyulması
- g) Romatoid artrit ve inflamatuvar kökenli artrit
- h) İleri derece patellofemoral osteoartrit (relatif)
- i) Önceden geçirilmiş cerrahiye veya travmaya bağlı gelişmiş instabilite (63,64)

Patello-femoral artroz mevcudiyeti PTO için tartışılan bir konudur. Kettelkamp ciddi patello-femoral artrozun PTO için kontrendikasyon olduğunu savunurken, Insall bunun bir engel olmadığını ancak mevcut patello-femoral eklem şikâyetlerinin PTO sonrası ortadan kalkmayacağını bildirmiştir (65,66).

Komplikasyonlar:

- 1) İstenen açısal değerin elde edilememesi
 - a) Yetersiz düzeltme
 - b) Aşırı düzeltme
 - c) Ameliyat öncesi planlama hataları
 - d) Ameliyat sonrası düzeltme kaybı/nüks
- 2) Kaynama sorunları
 - a) Kaynama gecikmesi

- b) Yanlış kaynama
 - c) Kaynamama
- 3) Nörovasküler komplikasyonlar
- a) Fibular sinir yaralanması
 - b) Posterior tibial sinir yaralanması
 - c) Popliteal arter / ven yaralanması
 - d) Anterior tibial arter yaralanması
 - e) Kompartman sendromu
 - f) Derin ven trombozu
- 4) Yara iyileşmesi ile ilgili problemler
- a) Enfeksiyon
 - b) Cilt nekrozu
 - c) Kesi çevresinde his kusuru
- 5) Teknik hatalar
- a) Fibular/tibial osteotomi hataları
 - b) Medial/ lateral korteksin kırılması
 - c) İntraartiküler penetrasyon
- 6) Diğer komplikasyonlar
- a) Proksimal parçada avasküler nekroz
 - b) Eklemdede sertlik
 - c) Ameliyat sonrası instabilite
 - d) Patella infera/ supera

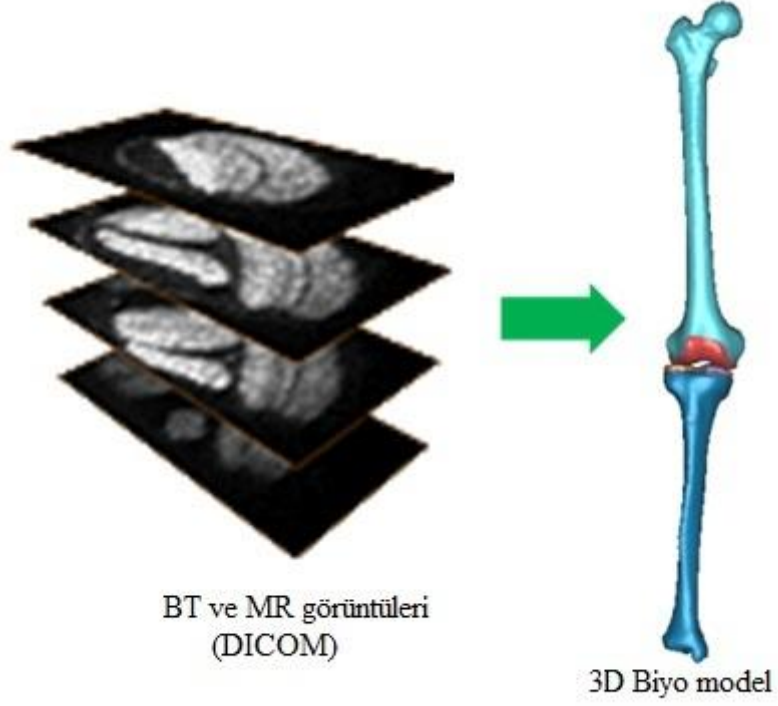
- e) Tesbit yetersizliği
- f) Hastalığın diğer kompartmanlara ilerlemesi
- g) Bacak uzunluk eşitsizliği (medial açık kama osteotomi sonrası bacakta uzama)
- h) Kapalı kama osteotomi sonrası proksimal tibiada kemik stoğunu azaltma (18,67)

3-GEREÇ VE YÖNTEM

Parsiyel ve total menisektomi sonrası uygulanan PTO'nun tibia kırıkdağına binen yüklere etkisini araştırmak için insan alt ekstremitesi üç boyutlu (3D) sonlu elemanlar modellenmesi kullanıldı. Bu modelleme için TUBİTAK destekli 107M327 numaralı bilimsel araştırma projesi dahilinde Kocaeli Üniversitesi Radyoloji A.B.D 'da Toshiba® Aquilion multi slice BT cihazında supin pozisyonda her iki kalça ve diz eklemi tam ekstansiyonda, her iki patella tam yukarıda olacak şekilde kalça ekleminden iç rotasyon verilerek alt ekstremitte mekanik aksına aksiyel planda dik olarak 0.5 mm kesit aralığı ile çekilen alt ekstremitte uzunluk BT kesitleri DICOM (The Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında alınarak Hewlett-Packard® HP Pavillon Dv6-1370et 15.6 inch Notebook PC kullanılarak MIMICS® (Materialise's Interactive Medical Image Control System, Materialise-Belgium) programında 3D katı model haline getirildi.

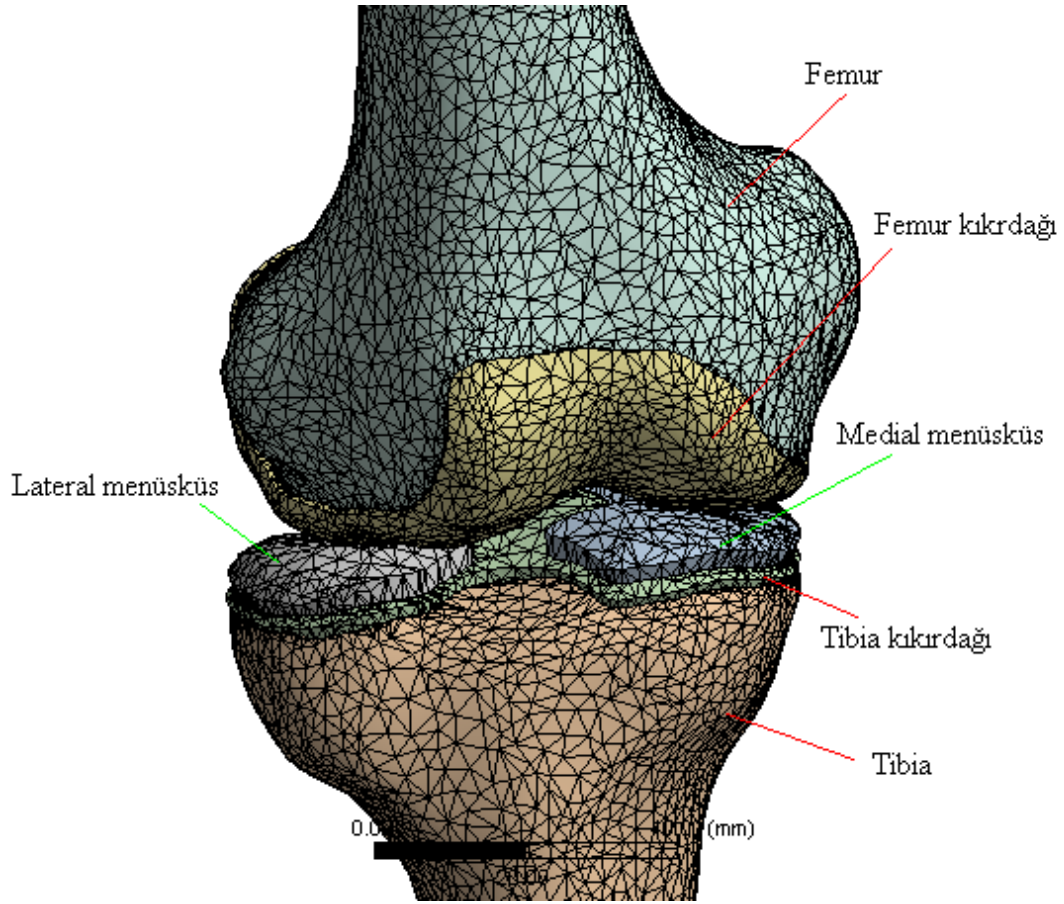
3.1 Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinden Üç Boyutlu Modelleme

MIMICS görselleştirme ve segmentasyon işlemleri için BT ve MR görüntülerini kullanan interaktif bir yazılımdır. Çalışmada kullanılacak modeller BT çekimleri sonrasında MIMICS yazılımı ile elde edilmiştir (Şekil 22). Modellerin düzenlenebilmesi için MIMICS yazılımı yanında tersine mühendislik yazılımlarından da yararlanılması gerekmektedir. Modellerde oluşan lezyon ve çeşitli kemik olmayan yapıların BT görüntülerinde istenmeyen geometrilerin düzenlenmesi için nokta bulutu verisine dönüştürülen modeller GEOMAGIC yazılımından yararlanılarak geometrik düzenlemeden geçmiştir. Düzenlenen 3D modeller sonlu elemanlar analizleri (FEA) için uygun hale gelmektedir. Steriolithography (STL) formatında veri aktarımı GEOMAGIC ve MIMICS arasında gerek ASCII gerekse binary biçiminde gerçekteşmektedir.



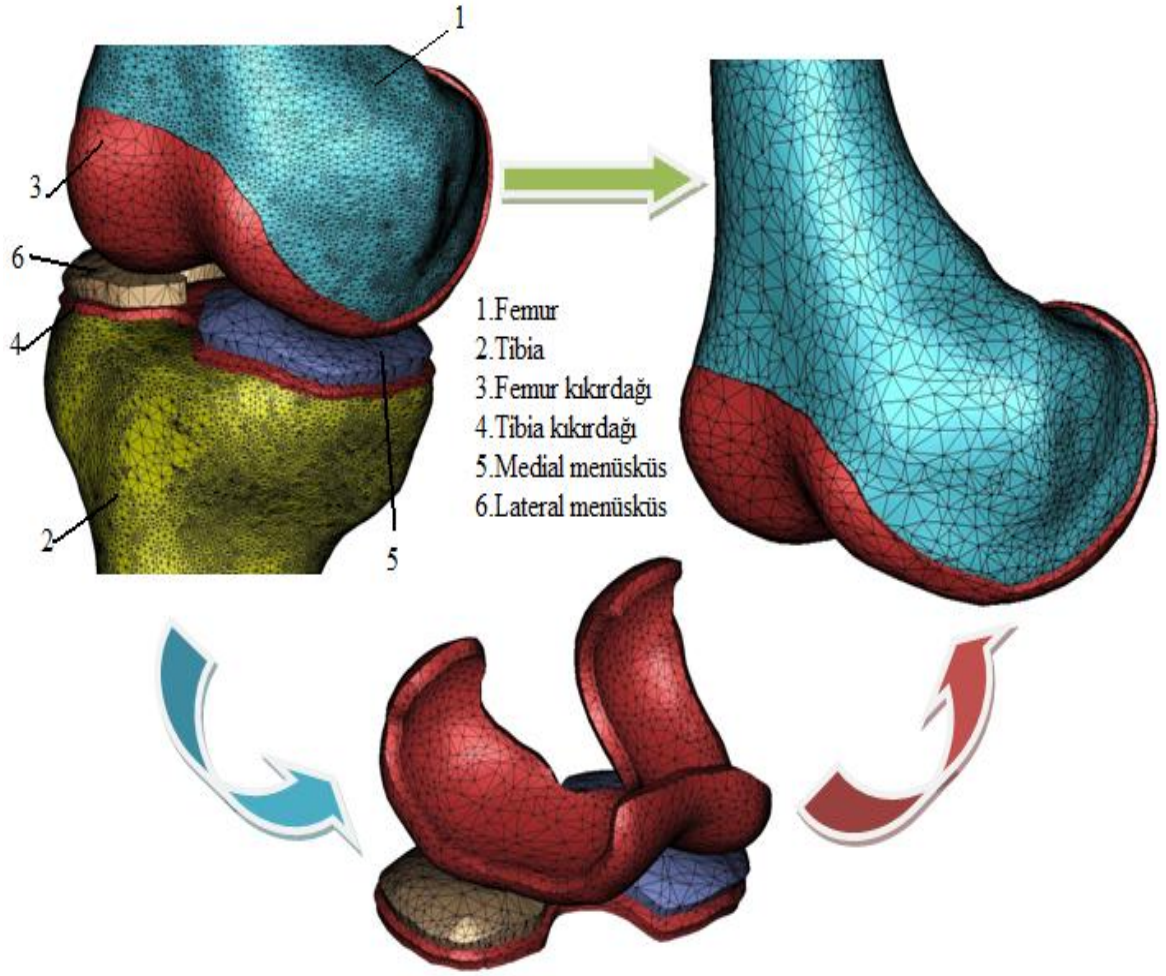
Şekil 22: MIMICS ile BT görüntülerinden modelleme.

Sonlu elemanlar modeli olarak kullanılacak 3D biyomodellerin eleman tanımlaması ve ağ örgüsü MIMICS REMESH arayüzü ile oluşturulmuştur. MIMICS REMESH modülü ile ağ örgüsü oluşturulan ve düzenlenen biyo model ANSYS WORKBENCH (WB) yazılımına MIMICS yazılımı FEA arayüzü ile aktarılabilir. Referans olarak kullanılacak örnek bir diz eklemi sonlu elemanlar modeli uygulaması Şekil 23'de gösterilmiştir.



Şekil 23: ANSYS WB arayüzünde kullanılabilir bir diz eklemi sonlu elemanlar modeli.

Modellemeler sırasında patella kesitleri modellemeye alınmadı ve bu çalışmada patello-famoral eklem değerlendirilmedi. Diz eklemi modelinde ağ örgüsünün tüm diz eklemi elemanları üzerindeki yoğunluğu MIMICS FEA modülü ile tetrahedral eleman olarak düzenlenmiştir. Ağ örgüsünün düzgün dağılımlı olması çözümleme açısından önemli olmakla beraber kritik olan diz eklemi elemanları arasındaki temas bölgelerinin ağ örgüsü sıklaştırılmıştır. Şekil 24'de ağ örgüsü düzenlenmiş model gösterilmektedir.



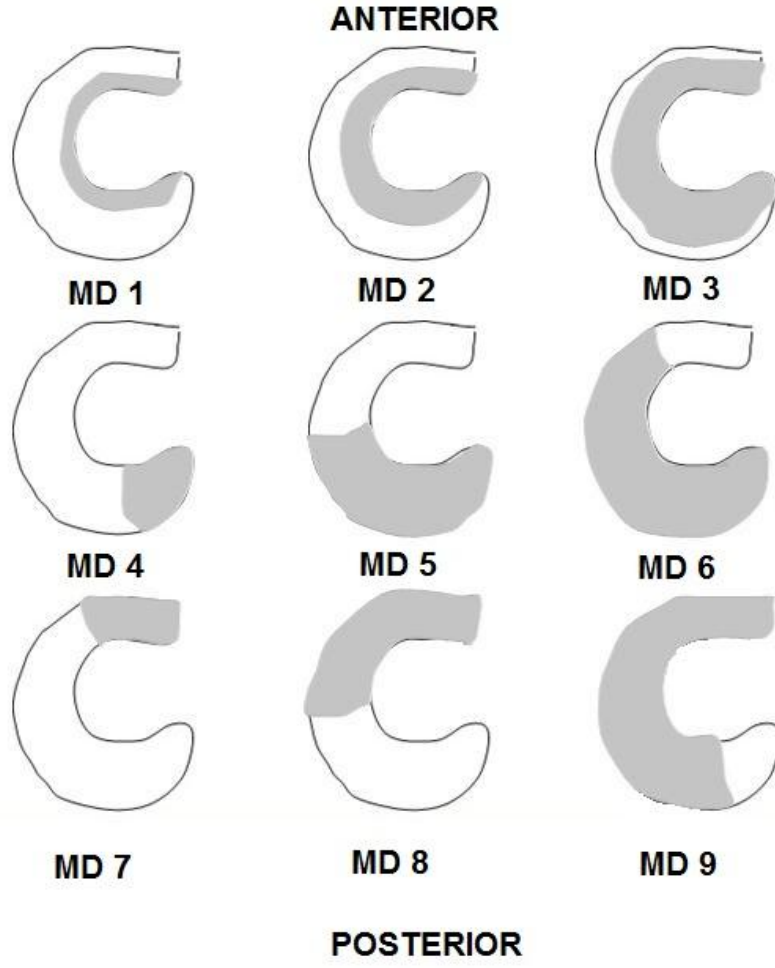
Şekil 24: MIMICS FEA ile ağ örgüsü yoğunluğu düzenlenmiş sonlu elemanlar modeli.

3.2 Modeller

MIMICS FEA ile son halini alan sonlu elemanlar modeli üzerinde medial menisküs hacmi ölçüldü ve hacimsel olarak medial menisküste %25, %50, %75 ve %100 menisektomi planlandı. Menisektomi miktarı ve menisektomi çeşidinin tibia kırırdağı üzerinde oluşan MES'e etkisini araştırabilmek için referans model dahil 11 (onbir) adet model oluşturuldu (Şekil 25). Buna göre Model 0 (MD 0) herhangi menisektomi uygulanmayan referans modeldir. Model 1 (MD 1); longitudinal %25, Model 2 (MD 2) %50, Model 3 (MD 3) %75 menisektomi modeli, Model 4 (MD 4); posterior %25, Model 5 (MD 5) %50, Model 6 (MD 6) %75 menisektomi modeli, Model 7 (MD 7); anterior %25, Model 8 (MD 8) %50, Model 9 (MD 9) %75 menisektomi modeli iken Model 10 (MD 10) total menisektomi modelidir (Tablo 1).

Tablo 1: Modellerdeki menisektomi tipleri

MODEL TİPİ	Menisektomi Tipi
MD 0	Menisektomi yok – Referans
MD 1	Longitudinal % 25 menisektomi
MD 2	Longitudinal % 50 menisektomi
MD 3	Longitudinal % 75 menisektomi
MD 4	Posterior % 25 menisektomi
MD 5	Posterior % 50 menisektomi
MD 6	Posterior % 75 menisektomi
MD 7	Anterior % 25 menisektomi
MD 8	Anterior % 50 menisektomi
MD 9	Anterior % 75 menisektomi
MD 10	Total menisektomi



Şekil 25: Modellerde uygulanan menisektomi bölgeleri. Gri dolgular menisektomi bölgelerini göstermektedir.

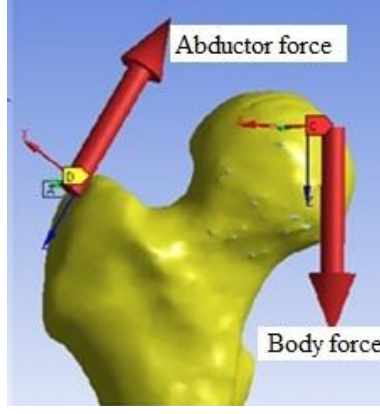
PTO'nun tibia kırırdağı üzerindeki MES'e etkisini araştırmak için tüm 3D katı modellere 2.5°, 5°, 7.5°, 10°, 12.5° ve 15° valgus osteotomisi uygulandı. Şekil 26'da normal ve osteotomi uygulanan modelin üst üste çakışık görüntüsü görülmektedir.



Şekil 26: Normal ve osteotomi uygulanmış model çakışık görüntüsü.

Alt ekstremitede izole aks değışiklerinin tibia kırırdağı üzerindeki MES'e etkisini araştırmak amacıyla ek olarak sadece referans modele (MD 0) 2.5°, 5°, 7.5°, 10°, 12.5° ve 15° varus osteotomisi de uygulandı. Hem referans hem de referans modele uygulanan valgus osteotomisi sonuçlarıyla karşılaştırıldı.

MIMICS ile elde edilen sonlu elemanlar modellerinde tibia kırırdağına etki eden stres yüklerini yani maksimum eşdeğer gerilmelerini (MES) analiz edebilmek için ANSYS Workbench (Version 12) kullanıldı. Analizler diz eklemi tam ekstansiyonda ve ayakta duran insan modeline göre statik olarak yapıldı. Femur başı merkezinden alt ekstremit mekanik aksı doğrultusunda 1000 Newton (N) ve trokanterik bölgeden ise abduktor kol vektörü doğrultusunda 500 N yük uygulandı (Şekil 27).



Şekil 27: Uygulanan kuvvet vektörleri.

Tüm modeller için aynı sınır şartları uygulandı. Tibia kırıkdağı üzerinde oluşan MES'ler $\text{Newton/mm}^2 = \text{Megapaskal (MPa)}$ olarak elde edildi ve değerlendirildi. Analizlerde kullanılan diz içi yapıların poisson (ν) oranları ve elastik modülüsleri (E) literatür taraması sonunda elde edildi (68,69,70,71,72) (Tablo 2).

Tablo 2: Malzeme özellikleri.

Yapı	Elastik Modülüs (E, MPa)	Poison oranı (ν)
Tibia	14.000	0.3
Femur	17.000	0.3
Menisküs	59	0.49
Kıkırdak	5	0.46

Menisektominin oransal etkisini genelleyebilmek için değerler gruplandırıldı. Buna göre;

1. Grup 1: %25 menisektomi (MD 1+ MD 4+ MD 7)
2. Grup 2: %50 menisektomi (MD 2+ MD 5+ MD 8)
3. Grup 3: %75 menisektomi (MD 3+ MD 6 +MD 9)
4. Grup 4: Total menisektomi (MD 10)

Bu gruplardaki modellerin ortalaması alınarak menisektominin oransal etkisi hesaplandı.

3.3 İstatistik Değerlendirme Metodu

Sürekli değişkenlere ait tanımlayıcı istatistikler ortalama ve standart sapma (SD) değerleri ile gösterildi. Kesikli değişkenler için ise medyan değerleri hesaplandı. Verilerin normal dağılımı varsayımı Kolmogorov-Smirnov testi ile test edildi. Grup ortalamaları ANOVA testi ile analiz edildi. Grup ortalama değerleri farklı bulunduğu için, farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını bulmak amacıyla Post-Hoc testi olan Bonferroni testi ile ikişerli karşılaştırıldı.

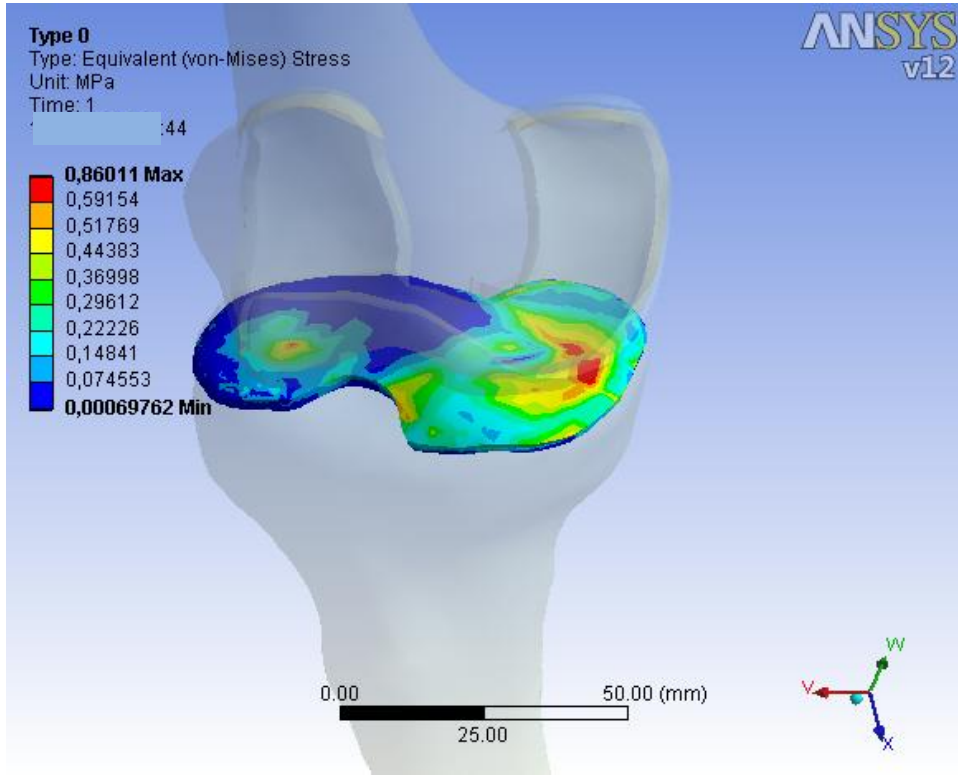
PTO uygulanan ve uygulanmayan iki grup değerleri Non-parametrik testlerden Wilcoxon Signed Ranks test ile karşılaştırıldı. Menisektomi yüzdesine göre her bir grubun ortalama değeri ile referans model için standart değer olan 0,860 MPa ve total menisektomi uygulanan grupta elde edilen 7,333 MPa değerleri ile farklılıkları 'sabit bir değer ile ortalama değeri karşılaştıran Student's t Testi' ile karşılaştırıldı. Alt ekstremitte mekanik aks değişimleri sonucu oluşan varus ve valgus pozisyonlarında oluşan MES'lerin referans değer ile karşılaştırılması için yine Student's t testi kullanıldı. Ayrıca varus ve valgus pozisyonları arasındaki ilişki Pearson korelasyon katsayısı ile hesaplanarak test sonucu gösterildi. Hipotezler çift yönlü olup, $p \leq 0.05$ ise istatistiksel olarak anlamlı sonuç kabul edildi. İstatistiksel analizler SPSS 15.0 for Windows (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) paket programı kullanılarak yapıldı.

4-SONUÇLAR

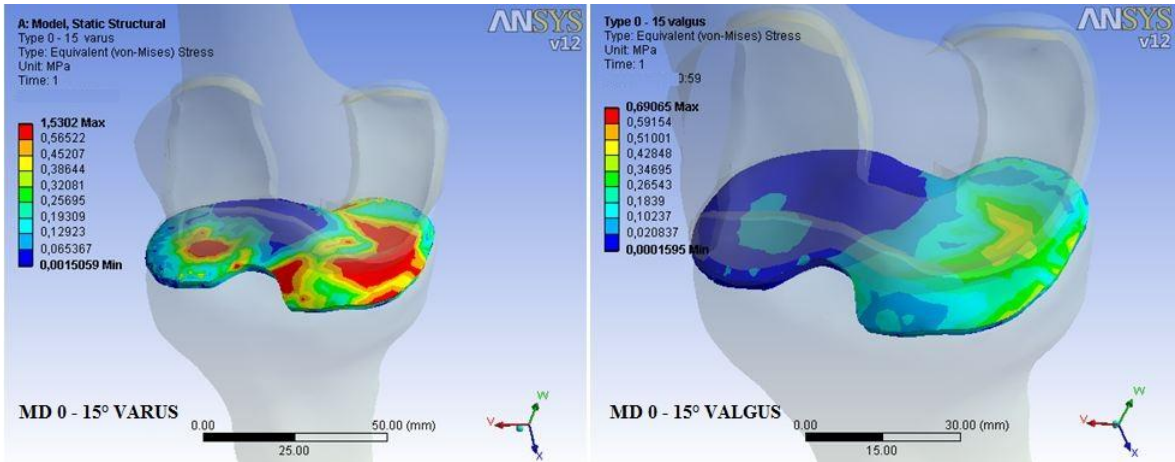
Referans değer olan MD 0 için tibia kırırdağında elde edilen maksimum yüklenme olan MES 0.860 MPa (Şekil 28) iken referans değere ardışık uygulanan varus osteotomileri sonucunda bu değer MD 0-2.5° varus modelinde 0.935 MPa, 5°'de 1.010 MPa, 7.5°'de 1.113 MPa, 10°'de 1.247 MPa, 12.5°'de 1.388 ve 15° varus modelinde ise 1.530 MPa olarak ölçülürken aynı modelde yapılan 2.5°, 5°, 7.5°, 10°, 12.5° ve 15° valgus osteotomileri sonucunda bu değerler sırasıyla 0.813, 0.792, 0.769, 0.745, 0.718 ve 0.690 MPa olarak ölçüldü (p=0.028). Hem varus hemde valgus pozisyonlarında ortaya çıkan MES'ler referans değer olan 0.860 Mpa'a kıyasla anlamlı derecede farklılık göstermektedir (Tablo 3). 15° varus ve 15° valgus pozisyonunda tibia kırırdağında oluşan MES'ler şekil 29'da görülmektedir. Mekanik aks değişiklerinin tibia kırırdağına etkisi grafik 1'de gösterilmiş. İki grup arasında ki ilişkiyi inceleyen Pearson korelasyon katsayısı sonucunda ise iki grup arasında yüksek düzeyde (r =-0.998) negatif ve anlamlı derecede önemli korelasyon olduğu bulundu (p<0.01).

Tablo 3: Mekanik aks değişiklerinin referans modelle olan istatistiki ilişkisi.

Test sabiti =0.860						
	t	df	p	Ortalama fark	%95 Güven aralığı farkı	
					Alt	Üst
Varus pozisyonu	3.692	5	0.014	0.343	0.104	0.583
Valgus pozisyonu	-5.607	5	0.002	-0.105	-0.153	-0.057

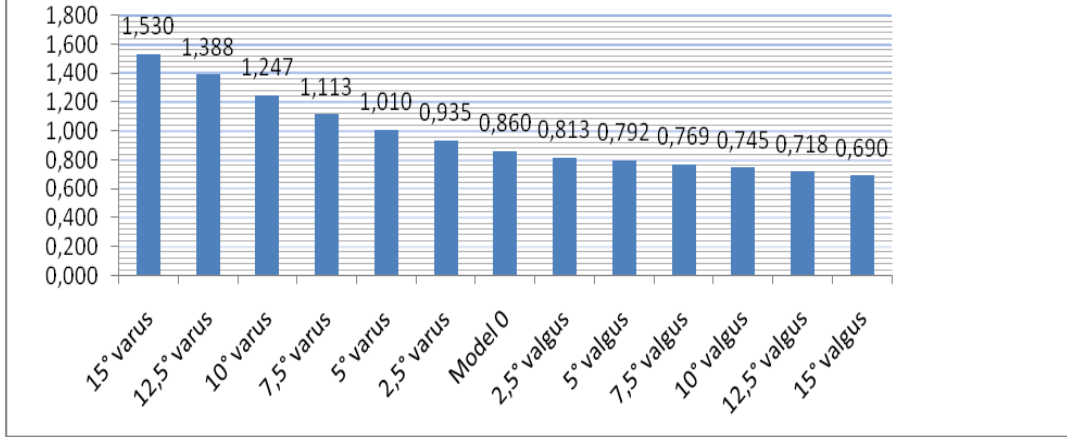


Şekil 28: Referans model (MD 0) tibia kırıktağı yük dağılımları.



Şekil 29: 15° varus ve valgus pozisyonlarında referans modelde elde edilen yük dağılımları.

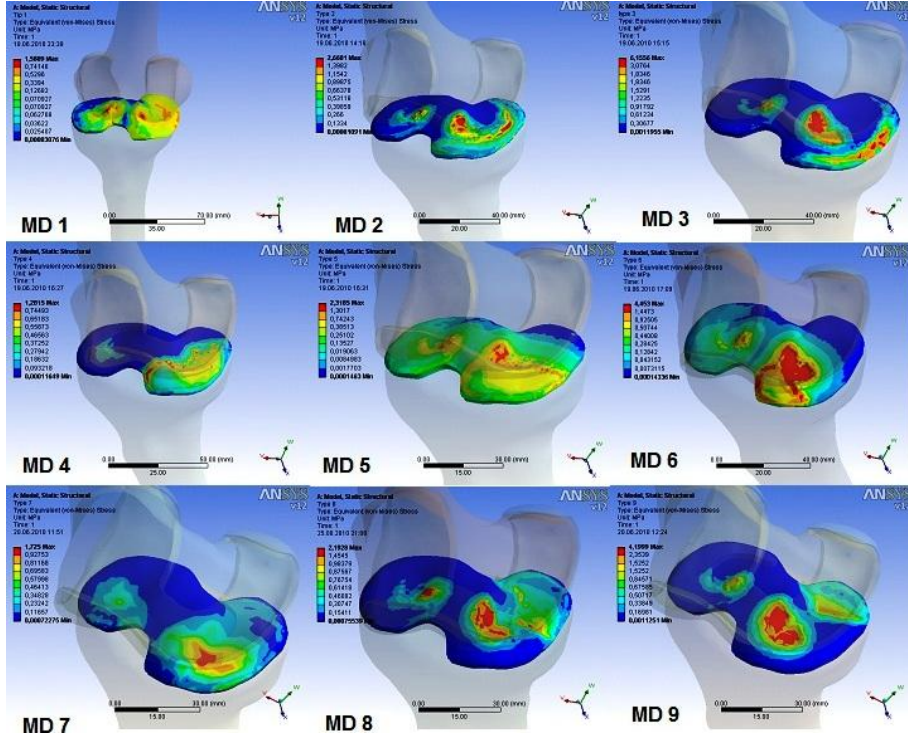
Grafik 1: Mekanik aks değişiklerinin tibia kırırdağına etkisi.



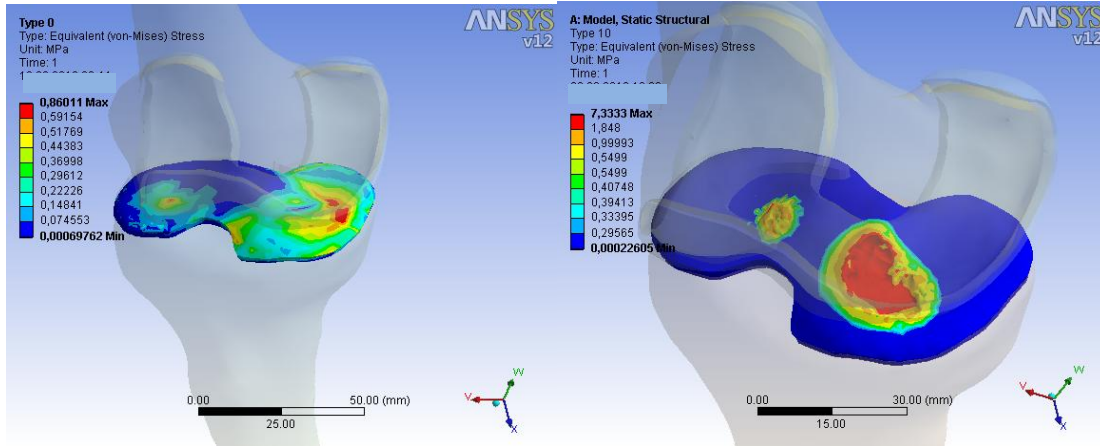
Menisektomi modellerine bakıldığında; MD 1’de %84.6 artarak 1.588 MPa, MD 2’de 2.660 MPa (%209.3), MD 3’de 6.155 MPa (%615.6), MD 4’de 1.281 MPa (%48.9), MD 5’de 2.318 MPa (%169.5), MD 6’da 4.453 MPa (%417.7), MD 7’de 1.725 MPa (%100.5), MD 8’de 2.192 MPa (%154.8), MD 9’da 4.199 MPa (%388.2) (Şekil 30) ve MD 10 da ise 7.333 MPa (%752.6) olarak ölçüldü (Tablo 4). Referans model ile %100 menisektomi uygulanan MD 10’ un karşılaştırılması Şekil 31’de gösterilmiştir.

Tablo 4: Maksimum eşdeğer gerilmeler.

MAKSİMUM EŞDEĞER GERİLMELER (MES)			
MODEL TİPİ	P-MAX (MPa)	MODEL TİPİ	P-MAX (MPa)
REFERANS MODEL (MD 0)	0,860		
MD 1	1,588	MD 6	4,453
MD 1- 2.5° VALGUS	1,261	MD 6- 2.5° VALGUS	4,050
MD 1- 5° VALGUS	1,012	MD 6- 5° VALGUS	3,645
MD 1- 7.5° VALGUS	0,943	MD 6- 7.5° VALGUS	3,240
MD 1-10° VALGUS	0,890	MD 6-10° VALGUS	2,835
MD 1-12.5° VALGUS	0,839	MD 6-12.5° VALGUS	2,432
MD 1- 15° VALGUS	0,787	MD 6- 15° VALGUS	2,084
MD 2	2,660	MD 7	1,725
MD 2- 2.5° VALGUS	2,513	MD 7- 2.5° VALGUS	1,587
MD 2- 5° VALGUS	2,363	MD 7- 5° VALGUS	1,449
MD 2- 7.5° VALGUS	2,212	MD 7- 7.5° VALGUS	1,339
MD 2-10° VALGUS	2,059	MD 7-10° VALGUS	1,172
MD 2-12.5° VALGUS	1,905	MD 7-12.5° VALGUS	1,033
MD 2- 15° VALGUS	1,751	MD 7- 15° VALGUS	0,895
MD 3	6,155	MD 8	2,192
MD 3- 2.5° VALGUS	5,555	MD 8- 2.5° VALGUS	2,021
MD 3- 5° VALGUS	4,953	MD 8- 5° VALGUS	1,848
MD 3- 7.5° VALGUS	4,348	MD 8- 7.5° VALGUS	1,675
MD 3-10° VALGUS	3,743	MD 8-10° VALGUS	1,500
MD 3-12.5° VALGUS	3,406	MD 8-12.5° VALGUS	1,445
MD 3- 15° VALGUS	3,210	MD 8- 15° VALGUS	1,428
MD 4	1,281	MD 9	4,199
MD 4- 2.5° VALGUS	1,222	MD 9- 2.5° VALGUS	3,770
MD 4- 5° VALGUS	1,162	MD 9- 5° VALGUS	3,341
MD 4- 7.5° VALGUS	1,139	MD 9- 7.5° VALGUS	2,913
MD 4-10° VALGUS	1,013	MD 9-10° VALGUS	2,554
MD 4-12.5° VALGUS	0,981	MD 9-12.5° VALGUS	2,383
MD 4- 15° VALGUS	0,949	MD 9- 15° VALGUS	2,209
MD 5	2,318	MD 10	7,333
MD 5- 2.5° VALGUS	2,173	MD 10- 2.5° VALGUS	6,622
MD 5- 5° VALGUS	2,026	MD 10- 5° VALGUS	5,912
MD 5- 7.5° VALGUS	1,867	MD 10- 7.5° VALGUS	5,204
MD 5-10° VALGUS	1,724	MD 10- 10° VALGUS	4,499
MD 5-12.5° VALGUS	1,571	MD 10-12.5° VALGUS	3,799
MD 5- 15° VALGUS	1,532	MD 10- 15° VALGUS	3,373



Şekil 30: Parsiyel ve segmental medial menisektomiler sonrası tibia kırıkdağındaki yük dağılımları.



Şekil 31: Referans model ile % 100 medial menisektomi uygulanan MD 10' un karşılaştırılması.

Menisektominin oransal etkisini tespit edebilmek için gruplandırdığımız değerleri incelediğimizde; 0.860 MPa olan referans MES'in Grup 1'de ortalama %78 artarak 1.531 MPa, Grup 2'de %177.9 artarak 2.390 MPa, Grup 3'de %473.8 artarak 4.935 MPa, Grup 4'de %752.6 artarak 7.333 MPa olarak ölçüldüğü görülmüştür. Grup 1,2 ve 3 de elde edilen değerler referans modele kıyasla artarak, istatistiki olarak anlamlı derecede farklılık göstermiştir. Fakat total menisektomi uygulanan Grup 4 ile kıyaslandığında, üç grupta da elde değerler sayısal olarak total menisektomiden daha az olsada %75 menisektomi uygulanan Grup 3'ün total menisektomiden istatistiki olarak farklı olmadığı görülmüştür (p =0.06) (Tablo 5).

Tablo 5: Menisektomi miktarının referans ve total menisektomi modeliyle karşılaştırılması.

Grup	$\mu \pm SD$	Sabit	t	P
Grup 1	1.531 \pm 0.227	0.860	5.114	0.036
Grup 2	2.390 \pm 0.242	0.860	10.94	0.008
Grup 3	4.935 \pm 1.063	0.860	6.637	0.022
Grup 1	1.531 \pm 0.227	7.333	44.19	0.001
Grup 2	2.390 \pm 0.242	7.333	35.29	0.001
Grup 3	4.935 \pm 1.063	7.333	3.904	0.060

Gruplar arası ilişkiyi incelen Bonferroni testi sonucunda ise %25 menisektomi uygulanan Grup 1 ile %50 menisektomi uygulanan Grup 2 arasında istatistiki olarak anlamlı farklılık gösterilememiştir (p= 0.46) (Tablo 6).

Tablo 6: İki grup arasında farklılığı karşılaştıran Bonferroni testi.

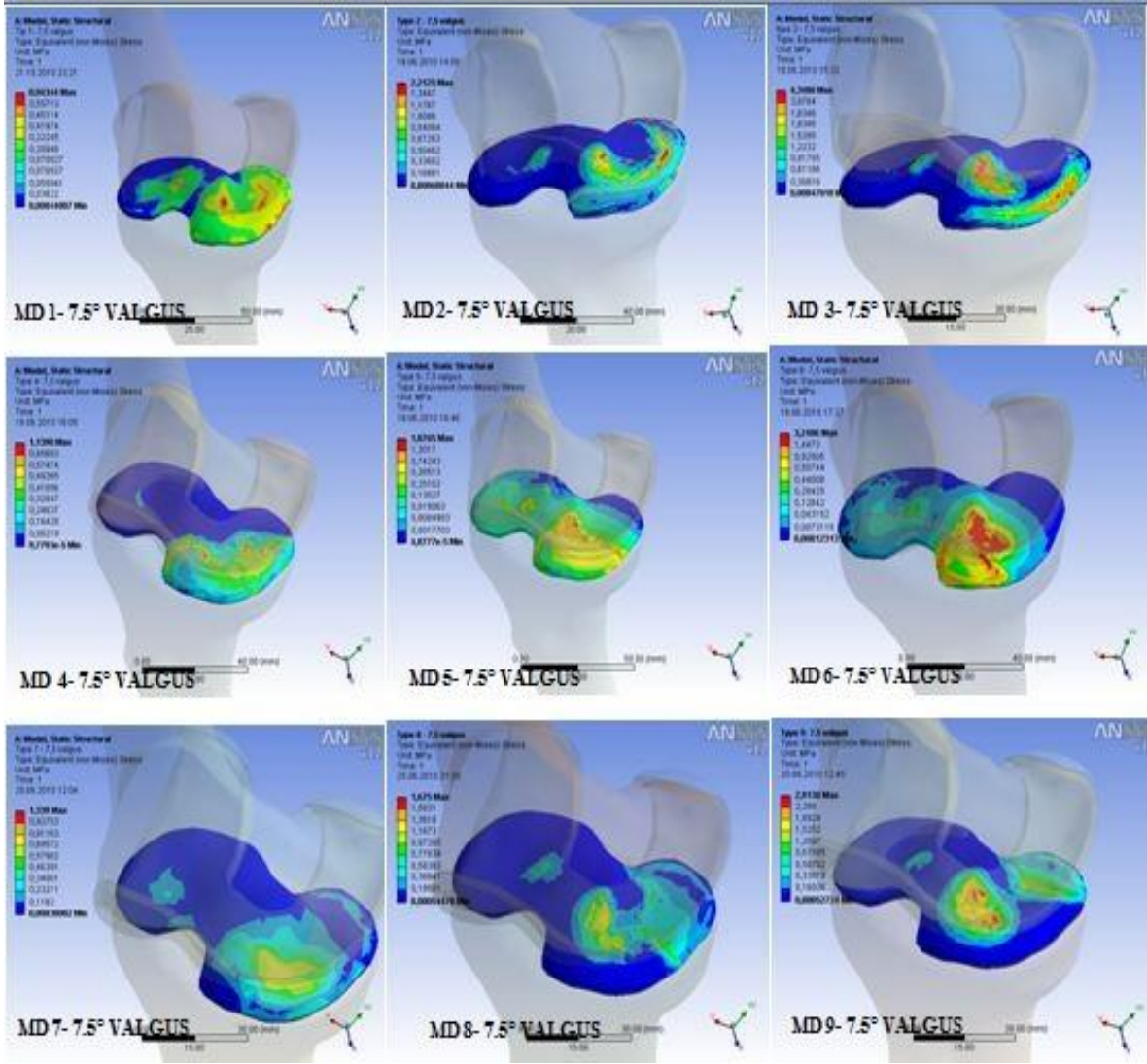
Grup	$\mu \pm SD$	ANOVA F	p	Bonferroni p	
Grup 1 (a)	1.531 \pm 0.227	22.72	0.002	a - b	0.460
Grup 2 (b)	2.390 \pm 0.242			a - c	0.002
Grup 3 (c)	4.935 \pm 1.063			b - c	0.009

Tüm gruplara uygulanan ardışık 2.5°, 5°, 7.5°, 10°, 12.5° ve 15° valgus osteotomileri sonucunda bu ortalama değerler sırasıyla, Grup 1; 1.356 MPa, 1.207 MPa, 1.140 MPa, 1.025 MPa, 0.951 MPa, 0.877 MPa. Grup 2; 2.235 MPa, 2.079 MPa, 1.918 MPa, 1.761 MPa, 1.640 MPa, 1.570 MPa. Grup 3; 4.458 MPa, 3.979 MPa, 3.500 MPa, 3.044 MPa, 2.740 MPa, 2.501 MPa. Grup 4; 6.622 MPa, 5.912 MPa, 5.204 MPa, 4.499 MPa, 3.799 MPa, 3.373 MPa olarak ölçülmüştür (Tablo 7).

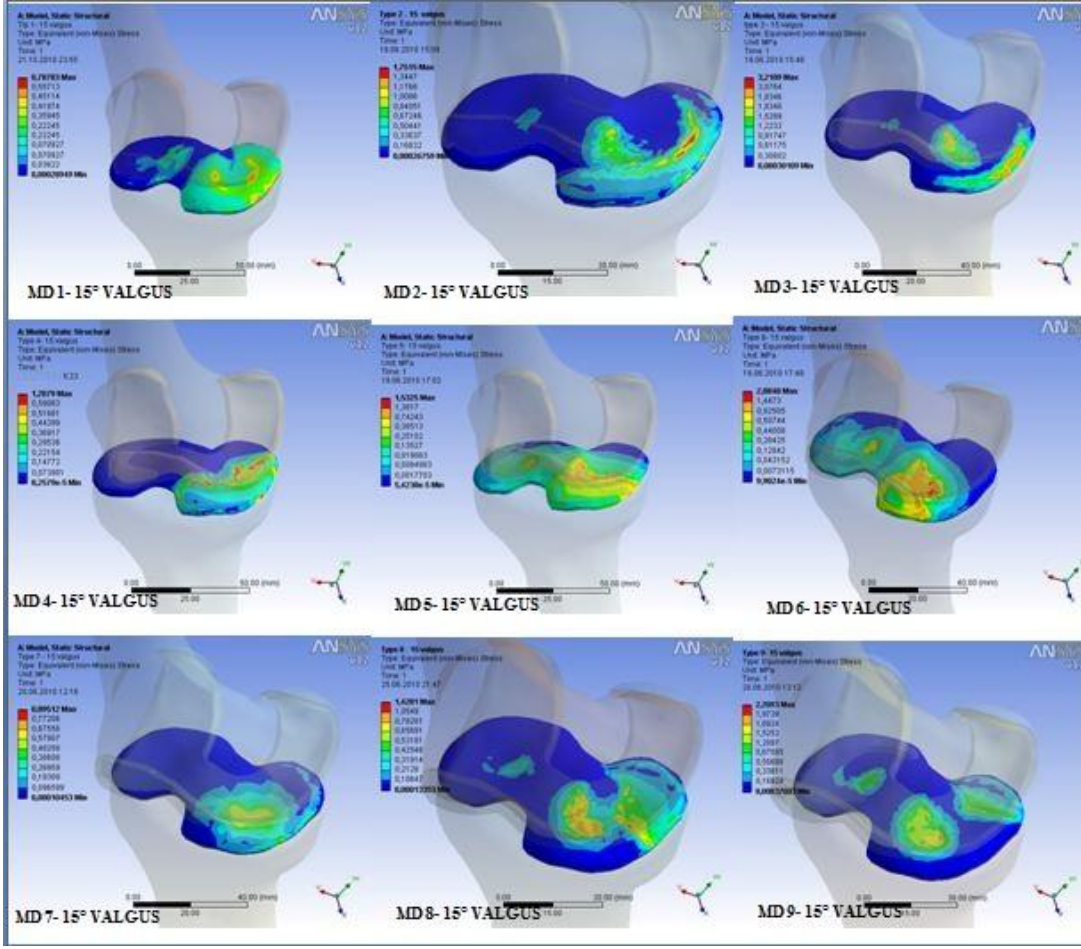
Tablo 7: Oransal menisektominin ve PTO'nun MES'e etkisi.

Gruplar	Ortalama MES (MPa)	MD 0'a göre artış (%)	PTO sonrası ortalama MES (MPa)					
			2.5° Valgus	5° Valgus	7.5° Valgus	10° Valgus	12.5° Valgus	15° Valgus
Grup 1	1,531	78	1,356	1,207	1,140	1,025	0,951	0,877
Grup 2	2,390	177,9	2,235	2,079	1,918	1,761	1,640	1,570
Grup 3	4,935	473,8	4,458	3,979	3,500	3,044	2,740	2,501
Grup 4	7,333	752,6	6,622	5,912	5,204	4,499	3,799	3,373

Tüm menisektomi modellerine uygulanan valgus osteotomileri sonrası yapılan analizler sonucunda, MES; MD 1- 2.5° valgusta 1.261 MPa, MD 1- 5°de 1.012 MPa, MD 1- 7.5°de 0.943 MPa, MD 1- 10°de 0.890 MPa, MD 1- 12.5°de 0.839 MPa, MD 1- 15°de 0.787 MPa, MD 2- 2.5°de 2.513 MPa, MD 2- 5°de 2.363 MPa, MD 2- 7.5°de 2.212 MPa, MD 2- 10°de 2.059 MPa, MD 2- 12.5°de 1.905 MPa, MD 2- 15° 1.751 MPa, MD 3- 2.5°de 5.555 MPa, MD 3- 5°de 4.953 MPa, MD 3- 7.5°de 4.348 MPa, MD 3- 10°de 3.743 MPa, MD 3- 12.5°de 3.406 MPa, MD 3- 15°de 3.210 MPa, MD 4- 2.5°de 1.222 MPa, MD 4- 5°de 1.162 MPa, MD 4- 7.5°de 1.139 MPa, MD 4- 10°de 1.013 MPa, MD 4- 12.5°de 0.981 MPa, MD 4- 15°de 0.949 MPa, MD 5- 2.5° 2.173 MPa, MD 5- 5°de 2.026 MPa, MD 5- 7.5°de 1.867 MPa, MD 5- 10°de 1.724 MPa, MD 5- 12.5°de 1.571 MPa, MD 5- 15°de 1.532 MPa, MD 6- 2.5°de 4.050 MPa, MD 6- 5°de 3.645 MPa, MD 6- 7.5°de 3.240 MPa, MD 6- 10°de 2.835 MPa, MD 6- 12.5°de 2.432 MPa, MD 6- 15°de 2.084 MPa, MD 7- 2.5°de 1.587 MPa, MD 7- 5°de 1.449 MPa, MD 7- 7.5°de 1.339 MPa, MD 7- 10°de 1.172 MPa, MD 7- 12.5°de 1.033 MPa, MD 7- 15°de 0.895 MPa, MD 8- 2.5°de 2.021 MPa, MD 8- 5°de 1.848 MPa, MD 8- 7.5°de 1.675 MPa, MD 8- 10°de 1.500 MPa, MD 8- 12.5°de 1.445 MPa, MD 8- 15°de 1.428 MPa, MD 9- 2.5°de 3.770 MPa, MD 9- 5°de 3.341 MPa, MD 9- 7.5°de 2.913 MPa, MD 9- 10°de 2.554 MPa, MD 9- 12.5°de 2.383 MPa, MD 9- 15°de 2.209 MPa, MD 10- 2.5°de 6.622 MPa, MD 10- 5°de 5.912 MPa, MD 10- 7.5°de 5.204 MPa, MD 10- 10°de 4.499 MPa, MD 10- 12.5°de 3.799 MPa, MD 10- 15°de 3.373 MPa olarak ölçülmüştür (Tablo 4). Parsiyel ve segmental menisektomi uygulanan modellerde 7.5° PTO sonrası elde edilen yük dağılımları şekil 32’de, 15° PTO sonrası elde edilen yük dağılımları ise şekil 33’de gösterilmektedir.



Şekil 32: Parsiyel ve segmental menisektomi uygulanan modellerde 7.5° PTO sonrası elde edilen yük dağılımları.



Şekil 33: Parsiyel ve segmental menisektomi uygulanan modellerde 15° PTO sonrası elde edilen yük dağılımları.

Tablo 4’de gösterilen tüm modellerde elde edilen veriler karşılaştırıldığı zaman değerler arası farklılıkların istatistiki olarak anlamlı olduğu görülmüştür ($p=0.000$). Mevcut tüm modellerin PTO sonrası elde edilen verileri kendi aralarında istatistiki olarak karşılaştırıldığında; MD 0 ile MD 1, MD 4, MD 5, MD 7 ve MD 8 arasında anlamlı fark olmadığı; MD 1 ile MD 0, MD 2, MD 4, MD5, MD 7 ve MD 8 arasında anlamlı fark olmadığı; MD 2 ile MD 0, MD 3 ve MD 10 arasında anlamlı fark olduğu; MD 3 ile MD 6 ve MD 10 arasında anlamlı fark olmadığı; MD 4 ile MD 3, MD 6, MD 9 ve MD 10 arasında anlamlı fark olduğu; MD 5 ile MD 3, MD 6 ve MD 10 arasında anlamlı fark olduğu; MD 6 ile MD 2, MD 3 ve MD 9 arasında anlamlı fark olmadığı; MD 7 ile MD 3, MD 6, MD 9 ve MD 10 arasında anlamlı fark olduğu; MD 8 ile MD 3, MD 6, MD 9 ve MD 10 arasında anlamlı fark olduğu; MD 9 ile MD 2, MD5 ve MD 6 arasında anlamlı fark olmadığı; MD 10 ile MD 3 arasında ise anlamlı fark olmadığı görülmüştür (Tablo 8).

Tablo 8:Tüm modellerde PTO sonrası elde edilen verilerin gruplar arası ilişkisi.

Model	Model	Ortalama fark (I-J)	SD	p	%95 Güven aralığı	
					Alt değer	Üst değer
MD 0	1	-,26471	,36647	1,000	-1,5380	1,0086
	2	-1,42800(*)	,36647	,013	-2,7013	-,1547
	3	-3,70043(*)	,36647	,000	-4,9737	-2,4271
	4	-,32571	,36647	1,000	-1,5990	,9476
	5	-1,10629	,36647	,198	-2,3796	,1670
	6	-2,46743(*)	,36647	,000	-3,7407	-1,1941
	7	-,53329	,36647	1,000	-1,8066	,7400
	8	-,94886	,36647	,650	-2,2222	,3245
	9	-2,27173(*)	,36647	,000	-3,5450	-,9984
	10	-4,46786(*)	,36647	,000	-5,7412	-3,1945
MD 1	0	,26471	,36647	1,000	-1,0086	1,5380
	2	-1,16329	,36647	,126	-2,4366	,1100
	3	-3,43571(*)	,36647	,000	-4,7090	-2,1624
	4	-,06100	,36647	1,000	-1,3343	1,2123
	5	-,84157	,36647	1,000	-2,1149	,4317
	6	-2,20271(*)	,36647	,000	-3,4760	-,9294
	7	-,26857	,36647	1,000	-1,5419	1,0047
	8	-,68414	,36647	1,000	-1,9575	,5892
	9	-2,00701(*)	,36647	,000	-3,2803	-,7337
	10	-4,20314(*)	,36647	,000	-5,4765	-2,9298
MD 2	0	1,42800(*)	,36647	,013	,1547	2,7013
	1	1,16329	,36647	,126	-,1100	2,4366
	3	-2,27243(*)	,36647	,000	-3,5457	-,9991
	4	1,10229	,36647	,205	-,1710	2,3756
	5	,32171	,36647	1,000	-,9516	1,5950
	6	-1,03943	,36647	,333	-2,3127	,2339
	7	,89471	,36647	,953	-,3786	2,1680
	8	,47914	,36647	1,000	-,7942	1,7525
	9	-,84373	,36647	1,000	-2,1170	,4296
	10	-3,03986(*)	,36647	,000	-4,3132	-1,7665
MD 3	0	3,70043(*)	,36647	,000	2,4271	4,9737
	1	3,43571(*)	,36647	,000	2,1624	4,7090
	2	2,27243(*)	,36647	,000	,9991	3,5457
	4	3,37471(*)	,36647	,000	2,1014	4,6480
	5	2,59414(*)	,36647	,000	1,3208	3,8675
	6	1,23300	,36647	,070	-,0403	2,5063
	7	3,16714(*)	,36647	,000	1,8938	4,4405
	8	2,75157(*)	,36647	,000	1,4783	4,0249
	9	1,42870(*)	,36647	,013	,1554	2,7020
	10	-,76743	,36647	1,000	-2,0407	,5059

MD 4	0	,32571	,36647	1,000	-,9476	1,5990
	1	,06100	,36647	1,000	-1,2123	1,3343
	2	-1,10229	,36647	,205	-2,3756	,1710
	3	-3,37471(*)	,36647	,000	-4,6480	-2,1014
	5	-,78057	,36647	1,000	-2,0539	,4927
	6	-2,14171(*)	,36647	,000	-3,4150	-,8684
	7	-,20757	,36647	1,000	-1,4809	1,0657
	8	-,62314	,36647	1,000	-1,8965	,6502
	9	-1,94601(*)	,36647	,000	-3,2193	-,6727
	10	-4,14214(*)	,36647	,000	-5,4155	-2,8688
MD 5	0	1,10629	,36647	,198	-,1670	2,3796
	1	,84157	,36647	1,000	-,4317	2,1149
	2	-,32171	,36647	1,000	-1,5950	,9516
	3	-2,59414(*)	,36647	,000	-3,8675	-1,3208
	4	,78057	,36647	1,000	-,4927	2,0539
	6	-1,36114(*)	,36647	,023	-2,6345	-,0878
	7	,57300	,36647	1,000	-,7003	1,8463
	8	,15743	,36647	1,000	-1,1159	1,4307
	9	-1,16544	,36647	,123	-2,4388	,1079
	10	-3,36157(*)	,36647	,000	-4,6349	-2,0883
MD 6	0	2,46743(*)	,36647	,000	1,1941	3,7407
	1	2,20271(*)	,36647	,000	,9294	3,4760
	2	1,03943	,36647	,333	-,2339	2,3127
	3	-1,23300	,36647	,070	-2,5063	,0403
	4	2,14171(*)	,36647	,000	,8684	3,4150
	5	1,36114(*)	,36647	,023	,0878	2,6345
	7	1,93414(*)	,36647	,000	,6608	3,2075
	8	1,51857(*)	,36647	,005	,2453	2,7919
	9	,19570	,36647	1,000	-1,0776	1,4690
	10	-2,00043(*)	,36647	,000	-3,2737	-,7271
MD 7	0	,53329	,36647	1,000	-,7400	1,8066
	1	,26857	,36647	1,000	-1,0047	1,5419
	2	-,89471	,36647	,953	-2,1680	,3786
	3	-3,16714(*)	,36647	,000	-4,4405	-1,8938
	4	,20757	,36647	1,000	-1,0657	1,4809
	5	-,57300	,36647	1,000	-1,8463	,7003
	6	-1,93414(*)	,36647	,000	-3,2075	-,6608
	8	-,41557	,36647	1,000	-1,6889	,8577
	9	-1,73844(*)	,36647	,001	-3,0118	-,4651
	10	-3,93457(*)	,36647	,000	-5,2079	-2,6613
MD 8	0	,94886	,36647	,650	-,3245	2,2222
	1	,68414	,36647	1,000	-,5892	1,9575
	2	-,47914	,36647	1,000	-1,7525	,7942
	3	-2,75157(*)	,36647	,000	-4,0249	-1,4783
	4	,62314	,36647	1,000	-,6502	1,8965
	5	-,15743	,36647	1,000	-1,4307	1,1159
	6	-1,51857(*)	,36647	,005	-2,7919	-,2453
	7	,41557	,36647	1,000	-,8577	1,6889
	9	-1,32287(*)	,36647	,033	-2,5962	-,0496
	10	-3,51900(*)	,36647	,000	-4,7923	-2,2457

MD 9	0	2,27173(*)	,36647	,000	,9984	3,5450
	1	2,00701(*)	,36647	,000	,7337	3,2803
	2	,84373	,36647	1,000	-,4296	2,1170
	3	-1,42870(*)	,36647	,013	-2,7020	-,1554
	4	1,94601(*)	,36647	,000	,6727	3,2193
	5	1,16544	,36647	,123	-,1079	2,4388
	6	-,19570	,36647	1,000	-1,4690	1,0776
	7	1,73844(*)	,36647	,001	,4651	3,0118
	8	1,32287(*)	,36647	,033	,0496	2,5962
	10	-2,19613(*)	,36647	,000	-3,4694	-,9228
MD10	0	4,46786(*)	,36647	,000	3,1945	5,7412
	1	4,20314(*)	,36647	,000	2,9298	5,4765
	2	3,03986(*)	,36647	,000	1,7665	4,3132
	3	,76743	,36647	1,000	-,5059	2,0407
	4	4,14214(*)	,36647	,000	2,8688	5,4155
	5	3,36157(*)	,36647	,000	2,0883	4,6349
	6	2,00043(*)	,36647	,000	,7271	3,2737
	7	3,93457(*)	,36647	,000	2,6613	5,2079
	8	3,51900(*)	,36647	,000	2,2457	4,7923
	9	2,19613(*)	,36647	,000	,9228	3,4694

5-TARTIŞMA

Femur ve tibia arasındaki temas yüzeyi alanını arttırarak, eklem kıkırdağında stres yoğunlaşmasını engelleyen menisküsler, dize gelen ani yüklenmelerde, şok emici işlev görürler. Yürüme sırasında vücut ağırlığının 1.3 katı, koşma sırasında 2 katı yük diz tarafından alt ekstremiteye aktarılır. 1500 Newton'a kadar olan yüklenmelerde lateral kompartmanda yükün tamamına yakın kısmını lateral menisküs aktarır, medial kompartmanda ise yük medial menisküs ve eklem kıkırdağı arasında eşit olarak paylaşılır. Dizin tamamı göz önüne alındığında her iki menisküs dize gelen yüklerin %35-50 sini taşır (44). Medial parsiyel menisektomi sonrası temas yüzeyi %10, total menisektomi sonrası %75 azalır ve birim alana düşen en yüksek temas kuvveti parsiyel medial menisektomi sonrası %65, total menisektomi sonrası %235 artar (48). Parsiyel yada total menisektomi sonrası osteoartrit gelişimi yüklenmenin artmasıyla açıklanmaktadır. Bu osteoartritik değişimlerin şiddeti, çıkartılan menisküsün miktarı ve hastanın sportif aktivitesi ile doğru orantılı olarak artar (1,8,39,73,74).

Peña sonlu elemanlar analiziyle menisküs yırtıklarında ve menisektomilerde diz biyomekaniğindeki değişimleri araştırdığı çalışması sonucunda; sağlam dizde 2.55 MPa olan medial tibia kıkırdağındaki stres dağılımının parsiyel longitudinal menisektomi sonucunda %31 (3.36 MPa), parsiyel radial menisektomi sonucunda %35 (3.35 MPa), parsiyel oblik menisektomi sonrasında %77 (4.52 MPa) ve total menisektomi sonrası %109 arttığını (5.34 MPa) bildirmiştir (75). Fakat menisektominin miktarı ve yeri analizlerinde ele alınmamıştır. Vadher yine sonlu elemanlar analiz çalışmasında menisektomi miktarının araştırılması amacıyla %10, %20, %30, %40, %50, %60 ve %65 menisektomi uygulamıştır. Sonuç olarak normal dizde yaklaşık 0.5 MPa olarak bulunduğu eklem kıkırdağ stresini %30 menisektomi sonrası yaklaşık iki katı artmışken %65 menisektomi sonrası ise bu değer %225 artmıştır. Ayrıca yazar %20 menisektomi sonrasında eklem kıkırdağı üzerine etki eden streslerde şiddetli artış olduğunu bildirmiştir (76). Yine bu çalışmada da menisektominin lokalizasyonu göz ardı edilmiştir. Bir diğer çalışmada ise Baratz %33 menisektomi sonrasında eklem kontak stresinde %65 artış olduğunu bildirmiştir (48). Bizim çalışmamızda ise hem menisektominin miktarı hemde lokalizasyonu analizlerde incelenmiştir. 1000 N olarak alınan vücut ağırlık yükü sonucunda tibia eklem kıkırdağında oluşan stres (MES) 0,860 MPa olarak ölçülmüştür. %25 menisektomi uygulanan Grup 1'de ortalama %78 (1.531 MPa), %50 menisektomi uygulanan Grup 2'de %177.9 (2.390MPa),

%75 menisektomi uygulanan Grup 3'de %473.8 (4.935 MPa) ve total menisektomi uygulanan Grup 4'de %752.6 artığı görüldü (7.333 MPa). Menisektominin lokalizasyonu gözardı edilerek sadece miktarı karşılaştırıldığında %25 ile %50 menisektomi arasında ve %75 ile total menisektomi arasında istatistiki olarak anlamlı fark olmadığı görülmüştür ($p=0.460$, $p=0.06$). Bu sonuçlar daha önce Vadher (76) ve Baratz (48) tarafından belirlenen sonuçlara benzerlik gösterirken, Peña'nın sonuçlarıyla farklılık mevcuttur (75). Sonlu elemanlar model çalışmalarında analizlerde uygulanan sınır şartları, uygulanan yükün miktarı ve malzeme özellikleri sonuçlarda farklılıklara sebep olmaktadır. Bu nedenle sonlu elemanlar modellemesi kullanılarak yapılan çalışmalarda, sonuçlar çalışmanın kendi içinde ve modeller arasındaki ilişki göz önüne alınarak değerlendirilmelidir.

Menisküsün sirküferansiyel liflerinin bütünlüğünün ve devamlılığının bozulduğu segmental menisektomi sunucunda diz eklemi kırırdağına binen yüklerde belirgin artış olmasına rağmen, meniskokapsüler bileşkedeki en az 3mm uzaktan olmayan longitudinal menisektomi sonuçlarının biyomekanik açıdan total menisektomiye benzer özellikte olduğu bildirilmektedir (51). %75 menisektomi uygulanan grup 3 ile total menisektomi arasında anlamlı fark olmadığı görülsede menisektomi tipleri incelendiğinde bu benzerliğin %75 longitudinal menisektomi uygulanan modelden kaynaklandığı gözlenerek, bu sonuçun literatürle uyumlu olduğu görülmektedir (51). %75 posterior menisektomi uygulanan model ve %75 anterior menisektomi uygulanan model ile total menisektomi arasında istatistiki olarak anlamlı fark mevcuttur ($p=0.00$). Bu fark bize yüksek oranda segmental menisektomi uygulanırken menisektomi miktarından çok lokalizasyonunun sonuçlara etkisinin daha anlamlı olduğunu göstermektedir. Longitudinal menisektomi uygulanırken meniskokapsüler bileşkeye olan yakınlığa dikkat edilerek menisektomi uygulanmalıdır.

Referans modelde 0.860 MPa olan MES, longitudinal %25 menisektomi uygulanan modelde %84.6 artarak 1.588 MPa, posterior %25 menisektomi uygulanan modelde %48.9 artarak 1.281 MPa, anterior %25 menisektomi uygulanan modelde %100.2 artarak 1.725 MPa bulunmuştur. Ayakta duran diz eklemi tam ekstansiyonda ve statik değerlendirme yapılan çalışmamızda parsiyel menisektomi tipleri içinde anterior menisektomilerin yük absorpsiyonuna daha duyarlı olduğu görülmektedir. Fakat menisektomi miktarının arttırıldığı modellerde segmental menisektomiye doğru gidildikçe longitudinal ve posterior menisektomiler sonucunda MES'de daha fazla artış olduğu görülmektedir.

Diz eklemi, alt ekstremite mekanik aks vektörü nedeniyle daha çok varus momentine maruz kalmakta ve medial kompartmana daha çok yük binmektedir (19,20). Referans modelde alt ekstremite mekanik aks değışikleri incelendiğinde grafik 100 üzerinde değerler neticesinde, tibia kırıkdağı üzerinde oluşan 0.860 MPa olan referans MES'in ardışık valgus osteotomiler sonrası azaldığı ve 15° PTO sonrasında %19.7 azalarak 0.690 MPa, ardışık varus osteotomiler sonrasında artarak 15° varus osteotomi sonrasında %77.9 artış ile 1.530 MPa olarak ölçülmüştür. Bu sonuçlar arasında yüksek düzeyde ($r=-0.998$) negatif ve anlamlı derecede farklılık olduğu ($p<0.001$) görülmüştür. Bu durum diz ekleminin valgusa kıyasla varus pozisyonlarında daha fazla etkilendiğini göstermektedir.

PTO dizin varus deformitesinde ve buna bağılı oluşan medial kompartman gonartrozunda tedaviyi sağılayan biyolojik bir ameliyattır. PTO'da amaç alt ekstremitede ki bozuk olan veya zamanla bozulan mekanik aksın düzeltilerek diz eklemindeki yük dağılımının dengelenmesidir (51,61). PTO'lar kapalı kama osteotomisi, dome osteotomisi (Barrel-vault osteotomisi) ve günümüzde yaygınlaşan medial açık kama osteotomisi (MAKO) şeklinde olabilir. MAKO yöntemiyle üç boyutlu düzeltme sağlanabilir (77,78,79). MAKO sırasında genellikle fibular osteotomiye gerek kalmaz (80). Düzeltme sağılamak için fibular osteotominin gerekli olduğu kapalı kama ve kubbe (dome) osteotomisi yapılan hastalarda peroneal sinir hasarı ve ekstansör hallusis longus kası güçsüzlükleri ciddi bir sorundur (80). MAKO uygularken adale ayrıştırılmasına gerek yoktur, ekstremite kısalığı oluşmaz. Çok küçük kesilerden yapılabildiği için kozmetik olarak daha küçük bir skar dokusu bırakır. Osteotomi yüzeylerini tespit için uygulanan yöntemler yeterli stabilizasyona sahip olduklarından erken dönemde diz hareket açıklığının koruyacak egzersiz uygulamalarına izin verir (77,78). Osteotomi esnasında menteşe özelliğinden yararlanmak için lateral korteks sağılam bırakılır (51,81,82). Kapalı kama osteotomilerinde, düzeltme için proksimal tibiadan kemik rezeksiyonu gerekir. Bu da ileride gerekebilecek total diz protezi için hem cerrahi yaklaşım sorunları oluşturur, hem de intramedüller kanalın basamaklı (off-set) olması nedeniyle stemli tibial komponentlerde lateral kortekste sıkışmaya yol açabilir. MAKO sırasında proksimal kemik stoğı korunduğı için bu tip sorunların daha az olacağı düşünülmektedir (51,82). Kliniğimizde gonartroz tedavisi amacıyla uygulanan osteotomilerde MAKO tercih edilmektedir. Bu nedenle bizde çalışmamızda MAKO uygulanmış modeller oluşturduk.

Literatürde PTO'nun alt ekstremite biyomekaniğini ve gonartroz gelişimini engelleyici etkilerini araştıran klinik çalışmalar (66,83,84), maket çalışmaları, kadavra çalışmaları ve deneysel hayvan modelleri (85,86,87) mevcuttur. Fakat tüm bu model çalışmalarda klinik çalışmalardan farklı olarak osteotomi hattının kaynaması ve greftin stabiliteyi artırıcı etkisi göz ardı edilmektedir. Ayrıca kemik dokusu kompozit bir yapıda olduğu için, mekanik özellikleri uygulanacak deneye göre değişmektedir. Tüm kemiğin sahip olduğu mukavemet ve elastik modülüsünün %60'ı kortikal kemikten kaynaklanmaktadır. Hastanın yaşı ile mukavemet arasında ters orantı vardır. Yaş ilerledikçe kemik mukavemetinde %30'a varan bir azalma mevcuttur. Kemiklerin kuru veya yaş olması elastik modülleri arasındaki farkı önemli derecede artırır. Kırılma momentinin kemiğin kalınlığı ile orantılı olduğunu tam tersi olarak da burulma açısının ise kalınlıkla ters orantıda olduğu açıklanmaktadır. Kadın kemiklerinin kırılma momenti, erkeklerin kemiklerinin kırılma momentinden yaklaşık %20 daha azdır ayrıca menisküs ve kıkırdak yapılarında denek özelliklerine göre farklılık göstermektedir (88). Yapılacak çalışmalarda gerek kadavra, gerekse maket ve hayvan deneylerinde, istenen tüm optimum şartların sağlanması zordur. Biz bu çalışmada daha önce literatürde mevcut olan çalışmalar gibi (68,69,70,71,75) bilgisayar destekli 3D katı modeller oluşturularak sonlu elemanlar analiz yöntemiyle istenen tüm kemik ve kemik dışı yapıların özelliklerini de ele alarak hem osteotomi hattının geç dönem özelliklerini hemde greftin stabiliteye etkisini de simüle ederek analizlerimizde biyomekanik sonuçlar elde ettik.

PTO sonrası femur ve tibia arasında olması gereken açı tartışmalıdır. Coventry normal dizde ekleme gelen yükün %60 medial ,%40 lateral kompartman tarafından taşındığını ve normal valgus açısının 5°-8° olduğu düşüncesinden hareketle, 5° aşırı düzeltme planlanarak osteotomi sonrası valgus açısının 10°-13° olması gerektiğini önerirken (19,20), Kettelkamp ve ark. valgus açısının 8°-11° olması gerektiğini bildirmişlerdir (65). Keene ve ark. 2 yıllık takip sonucunda 5°-13° valgus verilen dizlerin, 5°'den daha az valgus verilen dizlere oranla anlamlı derecede daha iyi olduğunu belirtmektedir. Aynı seride 5 yıllık takipte 7°-13° valgus verilmiş dizlerden elde edilen iyi sonuçların, 7°'den daha az valgus verilen dizlere oranla iki katı olduğu bildirilmiştir (89).

Daha önceki yayınlarda (10,14) menisektomi sonrası PTO uygulanması gerektiğinden bahsedilmiştir. Fakat şu ana kadar menisektomi sonrası PTO uygulamasının etkilerini araştıran klinik veya deneysel çalışma yoktur. Menisektomi sonrası proflaktik PTO yapılmamaktadır. Sadece osteoartrit gelişiminde tedavi edici veya prognozu önleyici prosedür olarak uygulanmaktadır. Aynı zamanda geç dönem uygulanan PTO daha önce menisektomi uygulanmış hasta için ikinci bir cerrahi olmakta ve morbiditeyi olumsuz etkilemektedir. Proflaktik olarak PTO uygulaması düşünüldüğünde menisektomi ile aynı seansta yapılabilir ve menisektomi sonrası kıkırdak üzerinde gelişecek deformasyon önlenabilir. Fakat bu hipotezi desteklemek amacıyla yapılacak klinik çalışmaların etik olarak uygun olmadığını düşünmekteyiz. Bu nedenle sonlu elemanlar analiz yöntemiyle bilgisayar ortamında çalışma planlandı. Çalışmada PTO sonrası elde edilen değerler incelendiğinde, tibia kıkırdağında oluşan MES’de azalma olduğu tüm gruplarda görülmüştür. Kıkırdak üzerinde oluşan stresler sayısal değer olarak farklılık gösterse de gruplar arası ilişki incelendiğinde longitudinal %25, posterior %25 ve %50, anterior %25 ve %50 menisektomi uygulanan grupların PTO sonrası elde edilen değerleri ile referans model arasında istatistiki olarak anlamlı fark olmadığı görülmüştür. Bu sonuçta bize menisektomi sonrası uygulanan PTO’nun bu guruplarda tibia kıkırdağına binen yükleri azaltıcı etkisi olduğunu göstermektedir.

%25 longitudinal menisektomi sonrası yapılan 7.5° PTO sonucunda referans değere sayısal olarak yakın sonuç elde edilmiştir. Uygulanan 12.5° PTO sonrası elde edilen değer referans modelde elde edilen MES’e oranla daha küçüktür. Fakat aynı oranda posterior ve anterior menisektomi uygulanan gruplarda referans değere sayısal olarak yaklaşabilmek için 15° PTO gerekmektedir. Bu sonuç bize parsiyel menisektomilerin longitudinal olarak yapıldığında menisküsün vertikal liflerinin bütünlüğün korunduğunu ve menisküsün biyomekanik açıdan sağlam menisküse yakın oranda vazife görebildiğini ayrıca temas yüzeyinin %25 longitudinal menisektomiler sonucunda posterior ve anterior %25 menisektomiye oranla daha az azaldığını göstermektedir. Oysa %50 longitudinal menisektomi uygulanan grupta PTO sonrası MES’de azalma görülsede hem sayısal hemde istatistiki olarak referans modele yakın sonuç elde edilememiş ve anlamlı farklılık görülmüştür (p=0.013). Bu sonucun segmental longitudinal yapılan menisektomiler sonucunda temas yüzeyinin posterior ve anterior segmental menisektomilere oranla daha fazla azalmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Bu değerler öngörölerek anterior, posterior ve longitudinal parsiyel medial menisektomiler ile anterior ve posterior segmental menisektomiler sonucunda varus deformitesi oluşmasada, tibia kırırdağında oluşacak dejenerasyonun önlenmesi amacıyla profliktik PTO'nun gerekli ve faydalı olabileceği önerilebilir.

Çalışmamız çeşitli oranlarda ve yerleşimlerde uygulanan medial menisektomi sonrası tibia kırırdağı üzerinde oluşan stres yüklerini (MES) ve ardışık derecelerde uygulanan PTO'nun menisektomi sonrası oluşan bu eş değer gerilmelere etkisini araştıran bir sonlu elemanlar analiz çalışmasıdır. Modellerimizin sadece tam ekstansiyonda incelenmesi, biyomekanik açıdan önemli yere sahip olan patellofemoral eklemin bu çalışmalarda yer almaması ve çalışmaların sadece statik ortam analizlerden oluşması, çalışmamızın limitasyonları olarak görülse de, diz eklemi biyomekaniğini dinamik olarak inceleyen ve diz eklemi kinematiğini de içerecek ileriki çalışmalar açısından referans oluşturabilecek analizler içermektedir

6-ÖZET

Bu çalışmada normal ve çeşitli derecelerde medial menisektomi uygulanan sonlu eleman modellerinde tibia kırırdağı üzerindeki maksimum eşdeğer gerilmeler (MES) ve medial menisektomi sonrasında uygulanan proksimal tibial valgus osteotomisinin (PTO) tibia kırırdağı üzerinde oluşan MES'e etkisi araştırılmıştır.

Medial menisektomi tipinin MES'e etkisini araştırmak için onbir tip model oluşturuldu. Modellemelerde yüzde olarak oransal menisektomi uygulandı. Model 0, normal diz yapılarına sahip olan referans modeldir. Model 1; longitudinal %25, Model 2, %50, Model 3, %75 menisektomi modeli, Model 4; posterior %25, Model 5, %50, Model 6, %75 menisektomi modeli, Model 7; anterior %25, Model 8, %50, Model 9, %75 menisektomi modeli iken Model 10 total menisektomi modelidir.

Bilgisayar destekli çalışmamızda tibia kırırdağı üzerindeki MES MD 0'da 0.860 MPa olarak ölçülürken bu değer; %25 menisektomi uygulanan grupta ortalama %78 (1.531 MPa), %50 menisektomi uygulanan grupta %177.9 (2.390 MPa), %75 menisektomi uygulanan grupta %473.8 (4.935 MPa) ve total menisektomi uygulanan grupta %752.6 artarak 7.333 MPa olarak ölçüldüğü görülmüştür. Ardından bütün modellere 0°'den 2.5°, 5°, 7.5°, 10°, 12.5° ve 15°'ye kadar PTO uygulandı ve tüm analizlerde mekanik aks valgusa ilerledikçe tibia kırırdağı üzerine binen yükün (MES) azaldığı görülmüştür. Menisektomi tipleri incelendiğinde PTO sonucunda MD 0 ile MD 1, MD 4, MD 5, MD 7 ve MD 8 arasında istatistiki olarak anlamlı fark olmadığı görülmüştür.

Bu çalışmanın sonucu olarak; anterior, posterior ve longitudinal parsiyel medial menisektomiler ile anterior ve posterior segmental menisektomiler sonucunda varus deformitesi oluşmasada, tibia kırırdağında oluşacak dejenerasyonun önlenmesi amacıyla profilaktik PTO'nun gerekli ve faydalı olabileceği önerilebilir.

7- İNGİLİZCE ÖZET

In this study; we evaluate the changes of maximum equivalent stresses (MES) in normal and various medial meniscectomies finite element models and the effect of proximal tibial valgus osteotomy (PTO) on articular cartilage pressure after medial meniscectomy.

To analyze the effect of medial meniscectomy type we comprise eleven types of models. The models were constituted according to percent medial meniscectomy. Model 0 is the reference model that has normal knee structures. Meniscectomy performed vertical longitudinal 25% in Model 1, 50% in Model 2, 75% in Model 3, posterior segmental 25% in Model 4, 50% in Model 5, 75% in Model 6, anterior segmental 25% in Model 7, 50% in Model 8, 75% in Model 9 and total medial meniscectomy in Model 10.

In our computer assisted study we found 0.860 MPa MES on tibial articular cartilage in Model 0 while considering the group of meniscectomies; the mean MES was noted as 1.531 MPa in 25% meniscectomy group by an increase of 78%, in 50% meniscectomy group, the mean MES increased 177.9% and was measured as 2.390 MPa. In 75% meniscectomy group, the mean MES increased 473.8% and was measured as 4.935 MPa. Removal of the medial meniscus totally resulted in an increase of 752.6% MES on tibial articular cartilage and we found 7.333 MPa. Afterwards we analyzed the all models from 0° to 2.5°, 5°, 7.5°, 10°, 12.5° and 15° valgus position and we found significant decrease of MES on tibial articular cartilage in all types of valgus osteotomies. When we evaluate the results of PTO, there are no significant differences between Model 0 and Model 1, 4, 5, 7 and 8.

As a result of this study; prophylactic PTO may be useful and necessary after anterior, posterior and longitudinal partial medial meniscectomy and anterior, posterior segmental medial meniscectomy for the prevention of tibial cartilage degeneration.

8-KAYNAKLAR

1. Fairbank T. Knee joint changes after meniscectomy. *J Bone Joint Surg Am.* 1948; **30**: 664-670.
2. Hsieh HH, Walker PS. Stabilizing mechanisms of the loaded and unloaded knee joint. *J Bone Joint Surg Am.* 1976; **58**: 87-93.
3. Levy IM, Torzilli PA, Warren RF. The effect of medial meniscectomy on anterior-posterior motion of the knee. *J Bone Joint Surg Am.* 1982; **64**:883-888.
4. Markolf KL, Mensch JS, Amstutz HC. Stiffness and laxity of the knee—The contributions of the supporting structures. A quantitative in vitro study. *J Bone Joint Surg Am.* 1976; **58**:583-594.
5. Bargar WL, Moreland JR, Markolf KL, Shoemaker SC, Amstutz HC, Grant TT. In vivo stability testing of post-meniscectomy knees. *Clin Orthop Relat Res.* 1980; **150**:247-252.
6. Ihn JC, Kim SJ, Park IH. In vitro study of contact area and pressure distribution in the human knee after partial and total meniscectomy. *Int Orthop.* 1993; **17**:214-218.
7. Lee SJ, Aadalen KJ, Malaviya P, Lorenz EP, Hayden JK, Farr J, Kang RW, Cole BJ. Tibiofemoral contact mechanics after serial medial meniscectomies in the human cadaveric knee. *Am J Sports Med.* 2006; **34**:1334-1344.
8. Fukubayashi T, Kurosawa H. The contact area and pressure distribution pattern of the knee. A study of normal and osteoarthrotic knee joints. *Acta Orthop Scand.* 1980; **51**:871-879.
9. Baker PE, Peckham AC, Pupparo F, Sanborn JC. Review of meniscal injury and associated sports. *Am J Sports Med.* 1985; **13**:1-4.
10. McDermott ID, Amis AA. The consequences of meniscectomy. *J Bone Joint Surg Br.* 2006; **12**:1549-56.
11. Spang JT, Dang BC, Mazzocca A, Rincon L, Obopilwe E, Beynonn B, Arciero RA. The effect of medial meniscectomy and meniscal allograft transplantation on knee and anterior cruciate ligament biomechanics. *Arthroscopy* 2010; **26**:192-201.

12. Huckell JR. Is meniscectomy a benign procedure? A long-term follow-up study. *Can J Surg.* 1965; **8**:254–60.
13. Veth RP. Clinical significance of knee joint changes after meniscectomy. *Clin Orthop Relat Res.* 1985; **198**:56–60.
14. Allen PR, Denham RA, Swan AV. Late degenerative changes after meniscectomy. Factors affecting the knee after operation. *J Bone Joint Surg Br.* 1984; **66**:666–71.
15. Kruger-Franke M, Siebert CH, Kugler A, et al. Late results after arthroscopic partial medial meniscectomy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1999; **7**:81–4.
16. Sturnieks DL, Besier TF, Mills PM, Ackland TR , Maguire KF , Stachowiak GW , PodsiadloP, Lloyd DG. Knee Joint Biomechanics following Arthroscopic Partial Meniscectomy . *J Orthop Res* 2008 ;**26**:1075–1080.
17. Covall DJ , Wasilewski SA. Roentgenographic chances after arthroscopic meniscectomy:five-year follow-up in patients more than 45 years old. *Arthroscopy* 1992; **8**:345-9
18. Coventry MB. Osteotomy about the knee for degenerative and rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Am* 1973; **55**:23-48.
19. Coventry MB. Upper tibial osteotomy for gonarthrosis. The evolution of the operation in the last 18 years and long term results. *Orthop Clin North Am* 1979;**10**:191-210.
20. Coventry MB. Proximal tibial osteotomy. *Orthop Rev* 1988; **17**:456-458.
21. Lobenhoffer P, Agneskirchner JD. Improvements in surgical technique of valgus high tibial osteotomy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2003;**11**:132-138.
22. Kesemenli CC, Memisoglu K, Muezzinoglu US. Bone marrow edema seen in MRI of osteoarthritic knees is a microfracture. *Med Hypotheses.* 2009; **72(6)**:754-5.
23. Henry, D.C., Scott, N., “Anatomy Surgery of the Knee Third Edition”, *Churchill Livingtone* 2. 2001; 13-71.
24. Ege R : Diz Anatomisi. Diz sorunları, Editor Ege R: 1998; **3** : 27-54.

25. Thompson JC: Netter's concise atlas of orthopaedic anatomy. Icon learning systems 2002 ; 207-211.
26. Cimen A: Anatomi. Uludağ Üniversitesi Basımevi 1994
27. Magee D.J., "Orthopedic Physical Assessment.Knee Fourth Edition" 2002; **12** : 661-764.
28. Müezzinoğlu S, Buluç L. "Ön Çapraz Bağ Anatomisi", *Ön Çapraz Bağ Cerrahisi*, Editör Tandoğan, R. 2002; 1-10.
29. Dauty M, Collon S, Dubois C. Change in posture control after recent knee anterior cruciate ligament reconstruction? *Clin Physiol Funct Imaging*. 2010; **30(3)**:187-91.
30. Piontek T, Ciemnińska-Gorzela K, Szulc A, Pyda A, Dudziński W, Hejna R. Postural control strategy in patients with anterior cruciate ligament deficiency. *Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol*. 2009; **74(6)**:353-60.
31. Negahban H, Salavati M, Mazaheri M, Sanjari MA, Hadian MR, Parnianpour M. Non-linear dynamical features of center of pressure extracted by recurrence quantification analysis in people with unilateral anterior cruciate ligament injury. *Gait Posture*. 2010; **31(4)**:450-5.
32. Ergün K.V. Osteokondral Defekt Tedavisinde Hyalüronik Asitin Etkisi, İzmir: Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi , 2002.
33. Köroğlu A. Osteokondral Defekt Tedavisinde Immature Kıkırdak Allograft İle Ototograft Uygulama Sonuçlarının Karşılaştırılması (Deneysel Çalışma),Kocaeli: Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi, 2007.
34. Poole A.R. Kojima T. Yasuda T. Mwale F. Kobayashi M. Laverty S. Composition and Structure of Articular Cartilage. *Clin Orthop Relat Res*. 2001; **391**: 26-33.
35. Şener E.E. Songür M. Diz Eklemi Kıkırdağının Özellikleri ve Hastalıklarının Sınıflandırması: *Türkiye Klinikleri Cerrahi Tıp Bilimleri Ortopedi Travmatoloji*, 2006; **2/39**:47-50.

36. Mankin J.H., Mom C.V., Buckwalter J.A., Lannotti J.P., Ratcliffe A. Articular Cartilage Structure Composition and Function: Buckwalter J.A., Einhorn T.A., Simon S.R. *Orthopaedic Basic Science*. Philadelphia: Copyright 2000 by the American Academy of Orthopaedic Surgeons. Second Edition, 2000: Chapter 17: 443-470.
37. Üstüner, Y., "Total Diz Artroplastisi Erken Dönem Sonuçları", Tıp Uzmanlık Tezi, *Haseki Eğitim ve Araştırma Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği*, İstanbul. 2006.
38. McDevitt CA, Webber RJ: The ultrastructure and biochemistry of meniscal cartilage. *Clin Orthop Relat Res*. 1990; **252**: 9-18.
39. Tandoğan NR. The meniscus: biomechanics, kinematics and functions. *Acta Orthop Traumatol Turc* 1997;**31**:397-401.
40. Fithian DC, Keliy MA, Mow VC: Material properties and structure function relationship in the menisci. *Clin Orthop Relat Res*. 1990; **252**: 19-31.
41. Valias AC, Zernieke RF, Maisuda J, Curwin S, Durivage J: Adaptation of rat meniscus to prolonged exercise. *J Appl Physiol* 1986; **60**: 1031-1035.
42. Anderson DR, Gerhsuni DH, Nakhostian M, Danzig LA: The effects of non-weight-bearing and limited motion on the tensile properties of the meniscus. *Arthroscopy* 1993; **9**: 440-445.
43. Kettelkamp DB, Jacobs AW: Tibiofemoral contact area determination and its implications. *J Bone Joint Surg* 1972 ;**54 (B)**: 349-356.
44. Walker PS, Erkman MJ. The role of menisci in force transmission across the knee, *Clin Orthop* 1975; **109**: 184-192.
45. Thompson WO, Thaete FL, Fu FH: Tibial meniscal dynamics using three dimensional reconstruction of magnetic resonance images. *Am J Sports Med* 1991; **19**: 210-216.
46. O'Connor R: Meniscal lesions and their treatment. O'Connor's textbook of arthroscopic surgery. Philadelphia 1984; 124.
47. Newman AP, Daniels AU, Burks RT: Principles and decision making in meniscal surgery. *Arthroscopy* 1993; **9** : 33-5.

48. Baratz ME, Fu FH, Mengato R. "Meniscal tears: the effect of meniscectomy and of repair on intrarticular contact area and stress in the human knee. A preliminary report.," *Am J Sports Med*, 1986; **14**: 270-275.
49. Hoshino A, Wallae WA: Impact absorbing properties of the human knee joint. *Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi* 1993;**63**: 67.
50. Tapper EM, Hoover NW: Late result after meniscectomy, *J Bone Joint Surg Am*. 1969; **51(3)**:517-26.
51. Tandoğan R., Alparslan M., "Diz Cerrahisi", *Haber Vakfi*, Ankara 1999; 5-18.
52. Guyton J.L., "Arthroplasty of Ankle and Knee, Campbell's Operative Orthopaedics. 9th edition", *Mosby-Year Book, Inc.*: 232-295, St.Louis, 1998.
53. Neumann D.A., "Kinesiology of the Musculoskeletal Systems"., Knee. In Neumann, D.A., *Mosby-Year Book, Inc*, 1st ed., page: 434-476, St. Louis 2002.
54. Tew M., Forster I.W., "Effect of knee replacement on flexion deformity" *Journal of Bone Joint Surg*. 1985; **67-B**:14.
55. Gunston, F.H., "Polycentric knee arthroplasty prosthetic simulation of normal knee movement" . *Journal of Bone Joint Surg*. 1971; **53-B**:272.
56. Enercan M. "Total Diz Artroplastisi Orta Dönem Sonuçlarımız", Uzmanlık Tezi, *Dr. Lütfi Kırdar Kartal Eğitim ve Araştırma Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği*, İstanbul,2004; 7-23.
57. Larson, R.L., Jones, D.C., "Dislocations and Ligamentous Injuries of the Knee, 2nd edition", *JB Lippincott CoMPany*: Philidelphia 1984; 1480-1489.
58. Mikosz, R.P., Andriacchi, T.P., "Anatomy and Biomechanics of the Knee Orthopaedic Knowledge Update Hip and Knee Reconstruction". Editor Callaghan JJ. *American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 227, Rosemont, 1995.
59. Aglietti, P.,Rinonapoli, E.,Stringa, G.,Taviani, A., "Tibial Osteotomy for the Varus Osteoarthritic Knee" *Clin.Orthop* 1983; **176**:239-251.
60. Paley D., "Normal Lower Limb Alignment and Joint Orientation", *Principles of Deformity Correction*, New York, Springer 2002 ; 1-18.
61. Al-Duri Z, Patel DV, Aichroth PM. High tibial osteotomy for degenerative arthritis of the knee:An overview. *Knee Surgery*. Current practice Editors: Aichroth PM, Cannon WD Jr. 1992; Chapter 15:598-607. Raven press,New York, NY.

62. Richardson EG. Miscellaneous nontraumatic disorders, *Campbell's operative Orthopaedics*. 7th edn, ed Crenshaw AH (St Louis: CV Mosby, 1987) 1022-1026.
63. Grelsamer RP: Unicompartmantal Osteoarthritis of the Knee. *J Bone Joint Surg Am* 1995;**77**: 278.
64. Dutkowsky JP, Canale ST. Miscellaneous Nontraumatic Disorders: Campbell's Operative Orthopaedics. Volume 1, 9th Edition, 1998; 801-811
65. Kettelkamp DB, Wenger DR, Chao EYS. Results of proximal tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg* 1985; **67-A**: 1188.
66. Insall JN, Joseph DM, Msika C. High tibial osteotomy for varus gonarthrosis. A long term follow-up study. *J Bone Joint Surg* 1984; **66-A**: 1040-8.
67. Taşer ÖF, Aydıok HÇ, Aşık M, Şahinkaya S. Yüksek Tibia Osteotomisi *Acta Orthop Traum Turc* 1989; **23**: 106.
68. Yamada, H. "Mechanical Properties of Locomotor Organs And Tissues, Strength of Biological Materials", Williams & Wilkins, Baltimore 1970, 210 p.
69. Ashman, R. B., Cowin, S. C., Van Buskirk, W. C., and Rice, J. C., "A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone", *J. Biomech.* 1984; **17**: 349-361.
70. Reilly, D.T., Burstein, A.H., "The mechanical properties of cortical bone". *J Bone Joint Surg* 1974; **56-A**: 1001-1022.
71. Martens, M., vanAudekercke, R., DeMeester, P., Mulier, J.C., "The geometrical properties of human femur and tibia and their importance for the mechanical behaviour of these bone structures", *Arch Orthop Trauma Surg.* 1981; **98**: 113-120.
72. Martens, R., Van Audekercke, R., Delpont, P., DeMeester, P., Mulier, J.C., "The mechanical characteristics of cancellous bone at the upper femoral region", *J. Biomech.* 1983; **16**, 971-983.
73. Kurosawa H, Fukubayashi T, Nakajima H. Load-bearing mode of the knee joint: Physical behavior of the knee joint with or without menisci. *Clin Orthop Relat Res* 1980; **149**: 283-290.

74. Seedhom BB, Dowson D, Wright V: Functions of the menisci. A preliminary study *J Bone Joint Surg.*1974; **56 (B)**: 381-382.
75. Peña E, Calvo B, Martínez MA, Palanca D, Doblaré M. Finite element analysis of the effect of meniscal tears and meniscectomies on human knee biomechanics. *Clin Biomech* 2005; **20(5)**:498-507.
76. Vadher SP, Nayeb-Hashemi H, Canavan PK, Warner GM. Finite element modeling following partial meniscectomy: effect of various size of resection. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2006; **1**:2098-101.
77. Fowler PJ, Tan JL, Brown GA. Medial opening wedge high tibial osteotomy: How I do it? *Op Tech Sports Med* 2000; **1**:32-8.
78. Lobenhoffer P, De Simoni C, Staubli AE. Open-wedge high tibial osteotomy with rigid plate fixation. *Tech Knee Surg* 2002;**1**:93-105.
79. Hernigou P. Open wedge tibial osteotomy: combined coronal and sagittal correction. *Knee* 2002; **9(1)**:15-20.
80. Aydoğdu S, Cullu E, Arac N, Varolgunes N, Sur H. Prolonged peroneal nerve dysfunction after high tibial osteotomy: pre- and postoperative electrophysiological study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2000; **8(5)**:305-8.
81. Franco V, Cerullo G, Cipolla M, Gianni E, Puddu G. Open wedge high tibial osteotomy. *Tech Knee Surg* 2002; **1**:43-53.
82. Naudie DD, Amendola A, Fowler PJ. Opening wedge high tibial osteotomy for symptomatic hyperextension-varus thrust. *Am J Sports Med* 2004; **32(1)**:60-70.
83. Nagel A, Insall JN, Scuderi GR. Proximal tibial osteotomy. A subjective outcome study. *J Bone Joint Surg Am* 1996; **78**:1353–1358.
84. Prodromos CC, Andriachi TP, Galante JO. A relationship between gait and clinical changes following high tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Am* 1985; **67**:1188–1194.

85. Agneskirchner JD, Freiling D, Hurschler C, Lobenhoffer P. Primary stability of four different implants for opening wedge high tibial osteotomy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006; **14(3)**:291-300.
86. Shaw JA, Moulton MJ. High tibial osteotomy: an operation based on a spurious mechanical concept. *Am J Orthop* 1996; **25**: 429–436.
87. Akdoğan Y. Medial açık kama yüksek tibial osteotomi sırasında oluşan lateral korteks kırılmalarında fiksasyon tercihi (Hayvan modelinde biyomekanik çalışma), İzmir: Atatürk Eğitim Ve Araştırma Hastanesi 1.Ortopedi Ve Travmatoloji Kliniği Uzmanlık Tezi, 2007.
88. Van Buskirk WC, Ashman RB. “The Elastic Moduli of Bone, Mechanical Properties of Bone” Ed: S. Cowin. American Society of Mechanical Engineers 1981; **AMD-45**: 131-143.
89. Keene JS, Dyreby JR Jr. High tibial osteotomy in the treatment of osteoarthritis of the knee. The role of preoperative arthroscopy. *J Bone Joint Surg Am* 1983 ; **65(1)**:36-42.