T.C.

NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ

MERAM TIP FAKÜLTESİ

ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

MEDİAL AÇIK KAMA YÜKSEK TİBİAL OSTEOTOMİ PROSEDÜRÜNDE FRONTAL PLANDAKİ OSTEOTOMİ EĞİMİNİN LATERAL KORTEKS KIRIĞI ÜZERİNE ETKİSİ

UZMANLIK TEZİ

DR. ALPER KIRILMAZ

ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

T.C
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
MERAM TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

MEDİAL AÇIK KAMA YÜKSEK TİBİAL OSTEOTOMİ PROSEDÜRÜNDE FRONTAL PLANDAKİ OSTEOTOMİ EĞİMİNİN LATERAL KORTEKS KIRIĞI ÜZERİNE ETKİSİ

UZMANLIK TEZİ

DR. ALPER KIRILMAZ

ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI

PROF. DR. FAİK TÜRKMEN

TEŞEKKÜR

Necmettin Erbakan Üniversitesi Meram Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji A.D'ındaki asistanlık eğitimim sürecinde önemli katkıları olan başta anabilim dalı başkanımız Prof. Dr. Onur BİLGE hocama; bu çalışmayı hayata geçirmemde yol gösterici olan ve çalışmanın her safhasında bana destek olan, diz cerrahisi konusunda ve hayatın farklı alanlarında kendisinden çok şey öğrendiğim tez danışman hocam Prof. Dr. Faik TÜRKMEN'e; başta omuz ve dirsek cerrahisi alanında olmak üzere bir çok konuda önemli tecrubelerinden faydalandığım Doç. Dr. Mustafa ÖZER hocama; tümör cerrahisi konusunda eğitimime büyük destek olan Doç. Dr. Tahsin Sami ÇOLAK hocama; özellikle ortopedik travmalar ve deformite düzeltme cerrahileri alanlarında tecrubelerinden yararlandığım Doç. Dr. Ahmet Fevzi KEKEÇ hocama; pediatrik ortopedi alanı başta olmak üzere bir çok konuda tecrubesinden faydalandığım Dr. Öğr. Üyesi İsmail Hakkı Korucu hocama; tez çalışmam konusunda önemli desteği olan KTO Karatay Üni. Makine Müh. Dr. Öğr. Üyesi Mustafa Özkaya'ya;

Eğitim sürecindeki en zor kavşakları beraber geçirdiğimiz eş kıdemlim, yakın dostum Dr. Furkan BÜLBÜL'e, omuz omuza çalıştığım değerli kardeşlerim Dr. Ayhan ÖZDEMİRCİ, Dr. Muzaffer HARMANKAYA, Dr. Fatih TAHAK, Dr Cumali YILMAZ, Dr M.Furkan KÜÇÜKŞEN, Dr Mehmet GEZER, Dr Hasan RÜZGAR ve diğer tüm asistan doktor arkadaşlarıma;

Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği'nde birlikte çalıştığım hemşire, personel, sekreter ve diğer tüm mesai arkadaşlarıma,

Hayatımın her aşamasında yanımda olan, maddi-manevi destekleyen ve her türlü fedakarlıkta bulunan annem Emine KIRILMAZ ve babam Ahmet KIRILMAZ'a, birlikte büyüdüğümüz ve hayatı tecrube ettiğimiz ablam Dilara CEVAHİROĞLUNA ve kardeşim Mehmet KIRILMAZ'a çok teşekkür ediyorum.

Özellikle bu yorucu eğitim sürecinde benimle beraber zorluklara katlanan ve desteğini yanımda hissettiğim arkadaşım, yoldaşım ve meslektaşım, sevgili eşim Nur Sena KIRILMAZ'a ve minik yavrum Ahmed Kaan'ıma teşekkürü borç bilirim.

Dr. Alper KIRILMAZ

AĞUSTOS 2023

ÖZET

T.C.
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
MERAM TIP FAKÜLTESİ

Medial Açık Kama Yüksek Tibial Osteotomi Prosedüründe Frontal Plandaki Osteotomi Eğiminin Lateral Korteks Kırığı Üzerine Etkisi

Dr. Alper Kırılmaz

Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı

UZMANLIK TEZİ / KONYA-2023

Amaç: Medial kompartman artrozu tedavisinde özellikle orta yaş grubunda yüksek tibial osteotomi tekniğinin rolü gün geçtikçe artmaktadır. Bu teknik sayesinde diz eklemi üzerinden geçen aks düzenlenerek medial kompartman üzerindeki yükün azaltılması amaçlanmaktadır. Biz de çalışmamızda frontal plandaki osteotomi eğiminin, medial açık kama yüksek tibial osteotomi ameliyatı sırasında oluşabilen lateral korteks kırığı üzerine etkisini inceleyeceğiz.

Yöntem: Çalışmamız sonlu eleman analiziyle oluşturulmuş nümerik bir çalışmadır. Çalışmamız bilgisayar üzerinden yapılmış olup Karatay Üniversitesi Makine Mühendisliği laboratuvarında tamamlandı. Bilgisayarlı tomografi üzerinden oluşturulan katı tibia modeli üzerinde bilgisayar ortamında farklı açılarda osteotomiler yapılarak (10°, 13°, 16°, 19°, 22°) 5 farklı model oluşturuldu. Modeller üzerine tibia proksimalde osteotomi hattı distaline 5 N'dan başlayarak 75 N'a kadar olmak üzere, 5 N' luk değişimlerle kuvvet uygulandı. Uygulanan kuvvet sonucu oluşan momentin lateral menteşe üzerinde oluşturduğu kemik gerilmeleri (MPa), osteotomi hattındaki açı değişimleri (°) ve gap mesafeleri (mm) kayıt altına alındı.

Bulgular: Tibia proksimalde osteotomi hattı distaline uygulanan kuvvetler sonucu düzeltme açıları elde edildi. Aynı düzeltme açısına ulaşıldığında, tüm modellerde yaklaşık olarak aynı lateral korteks kemik gerilimleri elde edildi. Ancak aynı kuvvet altındaki modeller kıyaslandığında, yüksek frontal eğim ile osteotomi yapılan modellerde daha yüksek açı değişimleri ve gap aralıklarına ulaşıldı. Örneğin 5 N kuvvet altında 10° frontal eğim ile osteotomi yapılan modelde 0,26° düzeltme açısı, 1,43 mm gap mesafesi oluşurken; 22° frontal eğim ile osteotomi yapıldığında 0,35° açısı ve 1,37 mm gap mesafesi oluştuğu gözlendi. 75 N kuvvet altında ise 10° eğim ile osteotomi yapılan modelde 10,81° düzeltme açısı, 14,02 mm gap mesafesi oluşurken; 22° eğim ile osteotomi yapıldığında 16,86° düzeltme açı ve 19,31 mm gap mesafesi oluştuğu gözlendi.

Sonuç: Aynı düzeltme derecesine ulaşıldığında tüm osteotomi modellerinde aynı lateral menteşe gerilimleri elde ettik. Ancak aynı kuvvet uygulanan modellerde eklem çizgisine göre daha distalden osteotomi yapıldığında, daha yüksek düzeltme derecelerine ve gap aralıklarına ulaşılabileceğini gözlemledik. Daha yüksek miktarda düzeltme gereken olgularda osteotomi başlangıç noktasını eklem hattından daha distalde tutarak, daha hızlı şekilde sonuca ulaşılabileceğini söyleyebiliriz.

Anahtar kelimeler: Lateral menteşe kırığı; medial açık kama yüksek tibial osteotomi; lateral korteks kırığı ; frontal plandaki osteotomi açısı; sonlu elemanlar analizi

ABSTRACT

T.C.

NECMETTIN ERBAKAN UNIVERSITY
MERAM FACULTY OF MEDICINE

The Effect of Osteotomy Inclination in the Frontal Plane on Lateral Cortex Fracture in Medial Open Wedge High Tibial Osteotomy Procedure

M.D. Alper Kırılmaz

Department of Orthopedics and Traumatology

SPECIALIZATION THESIS / KONYA-2023

Purpose: The role of thehigh tibial osteotomy technique in the treatment of medial compartment arthrosis, especially in the middle age group, is increasing day by day. Thanks to this technique, it is aimed to reduce the load on the medial compartment by regulating the axis passing over the knee joint. In our study, we will examine the effect of osteotomy inclination in the frontal plane on lateral cortex fracture, which may occur during medial open wedge high tibial osteotomy surgery.

Method: Our study is a numerical study based onthe finite element analysis. Our study was done on the computer and completed in Karatay University Mechanical Engineering laboratory. On the solid tibia model created over computed tomography, osteotomies were made at different angles in the computer environment (10°, 13°, 16°, 19°, 22°) and 5 different models created. On the models, force was applied with changes of 5 N, starting from 5 N to 75 N, to the distal of the osteotomy line in the proximal tibia. Bone stresses (MPa) created by the moment formed as a result of the applied force on the lateral hinge, angle changes (°) and gap distances (mm) in the osteotomy line were recorded.

Results: Correction angles were obtained as a result of the forces applied distal to the osteotomy line in the proximal tibia. When the same correction angle was reached, approximately the same lateral cortex bone tensions were obtained in all models. However, when the models under the same force were compared, higher angle changes and gap intervals were obtained in the models osteotomised with high frontal inclination. For example, it was observed that 0.26° correction angle and 1.43 mm gap distance resulted from the model osteotomised with 10° frontal inclination under 5 N force, while 0.35° angle and 1.37 mm gap distance occurred when osteotomy was performed with 22° frontal inclination. Under 75 N force, 10.81° correction angle and 14.02 mm gap distance were observed in the model osteotomised with 10° inclination, while 16.86° correction angle and 19.31 mm gap distance were observed when osteotomy was performed with 22° inclination.

Conclusion: When the same degree of correction was reached, we achieved the same lateral hinge tensions in all osteotomy models. However, we observed that when osteotomy is performed more distal tothe joint line in models with the same force applied, higher degrees of correction and gap intervals can be reached. In cases requiring a higher amount of correction, we can say that by keeping the osteotomy starting point more distal to the joint line, we can achieve a faster result.

Keywords: Lateral hinge fracture, Medial open-wedge high tibial osteotomy, Lateral cortex fracture, Osteotomy angle in the frontal plane, Finite element analy.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR ii

ÖZET..... ..iii

ABSTRACT iv

İÇİNDEKİLER……...v

ŞEKİLLER DİZİNİ..... ..vii

TABLOLAR DİZİNİ…….x

GRAFİLER DİZİNİ…….xi

KISALTMALAR..... .xii

1.GİRİŞ 1

2. TARİHÇE..... .2

3.GENEL BİLGİLER 3

3.1.Diz Anatomisi..... .3

3.1.1. Femur..... .3

3.1.2. Tibia..... .4

3.1.3. Patella 5

3.1.4. Eklem kapsülü..... ...6

3.1.5. Menisküsler……..6

3.1.6. Dizin Bağları..... ...7

3.1.7. Diz Eklemi Kasları……...8

3.1.8. Dizin kanlanması ve innervasyonu…..…….....…9

3.2. Diz Biyomekaniği…….…….…….10

3.2.1. Alt ekstremite aksları……..…….……12

3.2.2. Eklem oryantasyon çizgileri……..…….……13

3.2.3. Frontal planda malalignment (dizilim bozukluğu) ve maloryantasyon (eklem uyum bozukluğu)……..……..……...15

3.3. Osteoartrit..... ..18

4. YÜKSEK TİBİAL OSTEOTOMİ 21
4.1. İdeal Hasta Seçimi 21
4.2. Ameliyat Öncesi Planlama. 21
4.3. Radyolojik Değerlendirme 21
4.4. Kontraendikasyonlar…….22
4.5. Düzeltme Prensibi…….....…23
4.6. Yüksek Tibial Osteotomi Cerrahi Teknikleri…….....25
4.6.1. Lateral kapalı kama yüksek tibial osteotomi……..25
4.6.2. Kubbe osteotomisi…….....27
4.6.3. Medial açık kama yüksek tibial osteotomi……...28
4.7. Lateral Menteşe Kırıkları ve Etkileri……..32
5.SONLU ELEMANLAR ANALİZİ……...34
6. GEREÇ VE YÖNTEM 35
6.1. Araştırmanın Tipi, Yapıldığı Yer Ve Tarih..... ..35
6.2. Araştırma Evren ve Örneklemi……...35
6.3.Yüklenme Şartları…….....41
7.BULGULAR…….…42
7.1. Frontal Plandaki Osteotomi Eğimi-Moment (Döndürme Etkisi) İlişkisi..... ..43
7.2. Uygulanan Kuvvet-Düzeltme Açısı ve Gap Aralığı Değişimi İlişkisi 44
7.3. Uygulanan Kuvvet-Kortikal ve Trabeküler Kemik Gerilimi İlişkisi…….46
7.4. Kortikal Kemik Gerilimi-Düzeltme Açısı ve Gap Aralığı İlişkisi……..…...49
7.5. Ulaşılan Moment(Döndürme Etkisi)- Düzeltme Açısı ve Gap Aralığı İlişkisi...50
7.6. Frontal Plandaki Osteotomi Eğimi-Menteşe Rijitliği İlişkisi…….....51
8.TARTIŞMA.....53
8. SONUÇ..... ...59
9.KAYNAKLAR..... ...60

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3.1. Femur distal eklem yüzeyi……..…..……...4

Şekil 3.2. Tibia proksimal eklem yüzeyi; L, lateral tibia platosu; M, medial tibia platosu…..5

Şekil 3.3. Patella ve femurun ön ve arka görünümü……..…….....5

Şekil 3.4. Medial ve lateral menisküsün aksiyel görüntüsü……..……..…6

Şekil 3.5. Ön çapraz bağın diz fleksiyon ve ekstansiyon pozisyonunda görüntüsü…..…….7

Şekil 3.6. Diz ekleminde ligamentlere anteriordan bakış……..……..8

Şekil 3.7. Diz ekleminde kaslara önden ve arkadan bakış…….9

Şekil 3.8. Diz ekleminin arterleri…….…….….10

Şekil 3.9. Diz eklemini çevreleyen sinirler……..……...10

Şekil 3.10. İnsan vücudu üzerinde düzlemler (A) Diz eklemi hareketleri (B) ……....11

Şekil 3.11. Femurun fleksiyonda posteriora yer değiştirmesi 'femoral roll-back'……11

Şekil 3.12. Femur anatomik ve mekanik aksı (a) Tibianın anatomik ve mekanik aksı (b) …….12

Şekil 3.13. Mekanik aksın diz eklemi ile ilişkisi (A) Mekanik aksın medial deviasyonu (B) Mekanik aksın lateral deviasyonu (C) …….……...13

Şekil 3.14. Alt ekstremite anatomik (A) ve mekanik aksları (B) görünümü…….….14

Şekil 3.15. Femur mekanik aksı ve MLDFA (a) Femur distali valgus deformitesi (b) Femur distali varus deformitesi (c) ……..……15

Şekil 3.16. Tibia mekanik aksı ve MMPTA (a) Tibia proksimal valgus deformitesi (b) Tibia proksimal varus deformitesi (c) ……16

Şekil 3.17. Joint line convergence angle (Diz eklem uyum açısı) (a) Diz ekleminde varusdeformitesi (b) Diz ekleminde valgus deformitesi (c)…….…..17

Şekil 3.18. Diz eklemi subluksasyon araştırılması (a) Sapma 3 mm ve altında ya da 3 mm ve üzerinde (b) …….……...17

Şekil 3.19. Tibial plato malalignment testi ……..…….……18

Şekil 4.1. Diz ön-arka (AP) *(üstte),* lateral *(ortada)* ve patella tanjansiyel *(altta)* radyografileri……...…….....……22

Şekil 4.2. Rosenberg grafisi…….……..22

Şekil 4.3. Fujisawa noktası (A:MAKO hattı, B:LKKO hattı) ……...……23

Şekil 4.4. Dugdale ve ark. tarif ettiği yönteme göre düzeltme açısı (x) ……24

Şekil 4.5. Lateral kapalı kama YTO (A) Medial Açık Kama YTO (B) Kubbe Osteotomisi (C) ……25

Şekil 4.6. Osteotomi öncesi klavuz tel yerleştirme ……...26

Şekil 4.7. Kama çıkartılması ve plak ile tespit edilmesi…….……27

Şekil 4.8. Kubbe (dome) osteotomisi cerrahi basamaklar……..……28

Şekil 4.9. Tibia proksimal mediale longitudinal düzlemde cilt insizyonu (A) Sartorial fasyanın gösterilmesi (B) MCL lifleri önünden tibia arkasına ekartör yerleştirilmesi (C) ……..…30

Şekil 4.10. Biplanar tüberkülden yükselen ve alçalan (retrotüberküler) osteotomi görünümü……30

Şekil 4.11. Osteotomi öncesi klavuz tel gönderilmesi (A) Klavuz tel altından testere ile osteotomi yapılması (B) Kama ile osteotomi açıklığının ölçülmesi (C) ……...……31

Şekil 4.12. Femur başı merkezinden (A) ayak bileği merkezine (C) inen kablonun tibia plato lateral %62,5'luk (Fujisawa noktası) bölgeden geçmesi (B) …….…31

Şekil 4.13. Takeuchi sınıflaması……..33

Şekil 6. 1. Bilgisayarlı tomografi görüntüsünde kortikal kenarların çizilmesi……...34

Şekil 6.2. Tibia katı modelinin oluşturulması……..……36

Şekil 6.3. Tibia proksimal eklem aksiyel görüntüsü…….……36

Şekil 6.4. Tibia geometrisinin proksimal 65 mm'lik kesiti……..……37

Şekil 6.5. Osteotomilerin hedef noktasın gösterimi……..……..……38

Şekil 6.6. Aynı noktada sonlanan (lateral korteks hedef noktasına 5 mm mesafe), beş farklı açıda (10°, 13°, 16°, 19°, 22°) osteotomi hattının gösterimi……..…..……38

Şekil 6.7. Frontal düzlemdeki osteotomi eğimlerinin başlangıç noktalarının eklem çizgisine göre mesafeleri……..39

Şekil 6.8. Kortikal kemikte çözüm ağının gösterimi……..…40

Şekil 6.9. Kortikal ve trabeküler kemikte çözüm ağının gösterimi (kesit görüntüsü) …..…40

Şekil 6.10. Tibia proksimal eklem yüzeyinin sabitlenerek (mavi alan), osteotomi hattında distal yüzeye kuvvet uygulanması (kırmızı alan) …….……41

Şekil 7.1. Moment (döndürme etkisi), alana dik uygulanan kuvvet ile kuvvet kolunun çarpımıdır……43

Şekil 7.2. Frontal plandaki osteotomi eğimi arttıkça kuvvet kolu kısalmakta ve buna bağlı olarak moment (döndürme etkisi) azalmaktadır……..…..44

Şekil 7.3. Tüm modellerde aynı kuvvet altında kortikal kemik gerilim miktarları (MPa) ve dağılımları……...48

Şekil 7.4. Tüm modellerde aynı açılma aralığına ya da gap mesafesine ulaşıldığında kortikal kemikte gerilimin en yüksek olduğu bölgeler (kırmızı ile gösterilen) …….……49

Şekil 7.6. Menteşe noktasından alınan kesitte trabeküler ve kortikal kemik alanlarının gösterimi…….52

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 3.1. Alt ekstremite mekanik ve anatomik aksları standart değerleri……..…14

Tablo 6.1. Modellerin çözüm ağlarında bulunan toplam eleman ve düğüm noktası sayıları…40

Tablo 6.2. Kullanılan malzeme özellikleri ……..41

Tablo 7.1. Beş farklı model için uygulanan kuvvet sonrası oluşan momente bağlı stres oluşumu,açı değişimi ve gap mesafesi……..…42

Tablo 7.2. Osteotomi distaline uygulanan kuvvetin farklı modellerde oluşturduğu açı ve gap mesafesi degerleri……46

Tablo 7.3. Farklı osteotomi eğimlerinde oluşan momentin düzeltme açısı ve gap aralığına etkisi ……..51

GRAFİLER DİZİNİ

Grafi 7.1. Osteotomi distaline uygulanan kuvvet sonucu oluşan düzeltme açısı değişim grafiği …….....44

Grafi 7.2. Osteotomi distaline uygulanan kuvvet sonucu oluşan gap aralığı değişim grafiği.45

Grafi 7.3. Uygulanan kuvvetin lateral korteks üzerinde oluşturduğu kortikal kemik gerilimi grafiği…….……47

Grafi 7.4. Uygulanan kuvvetin lateral korteks üzerinde oluşturduğu trabeküler kemik gerilimi grafiği……..……47

Grafi 7.5. Farklı osteotomi eğimlerinde, ulaşılan düzeltme açısı-oluşan kortikal kemik gerilimi grafiği …...……..…49

Grafi 7.6. Farklı osteotomi eğimlerindeki moment değerlerinin oluşturduğu düzeltme açısı grafiği ……50

KISALTMALAR

AÇB: Arka Çapraz Bağ

aLDFA: Lateral distal femoral açı

aMNSA: Anatomik medial Boyun Şaft Açısı

aMPFA: Anatomik medial proksimal femoral açı

AP: Arteior-Posterior

EHA: Eklem hareket açıklığı

FShA: Femoral şaft anatomik ekseni

HTO: High tibial osteotomy

IGF: İnsülin benzeri büyüme faktörleri

JLCA: Diz Eklem Uyum Açısı

LCL: Lateral Kolleteral Ligament

LCP: Klitli sıkıştırma vidası

LCWO: Lateral kapalı kama osteotomisi

LDFA: Lateral distal femoral açı

LKKO: Lateral kapalı kapa osteotomisi

MAD: Mekanik aks deviasyonu

MAKO: Medial açık kama osteotomisi

mMPTA: Mekanik medial proksimal tibial açı

mLDFA: Mekanik lateral distalfemoral açı

mLDTA: Mekanik lateral Distal Tibial Açı

mLPFA: Mekanik lateral proksimal femoral açı

MPa: Megapascal

MPTA: Medial proksimal tibial açı

MTA: Mekanik tibia ekseni

NSAİİ: Non-steroid anti-inflamatuar ilaç

OA: Osteoartrit

PF: Patellofemoral

PLK: Posterolateral köşe

PTO: Proksimal tibial osteotomi

sMCL: Medial kollateral bağ

TNF: Tümör nekrozu faktör

TShA: Tibial şaft ekseni

WBL: Ağırlık taşıyan çizgi

YTO: Yüksel tibial osteotomi

1.GİRİŞ

Dizde varus deformitesi alt ekstremite ekseninin değişikliğine, yük dağılımının bozulmasına ve medial eklem kıkırdağının dejenerasyonuna yol açan bir hastalıktır[1]. Fonksiyonun düzeltilmesi, varus deformitesi ve ağrının giderilmesi amacıyla yüksek tibial osteotomi (YTO) uzun zamandır bu hastalıkta yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir[2]. Yüksek tibial osteotomi deformiteyi düzelterek, yükü daha çok tutulan medial bölgeden daha az tutulan lateral bölgeye aktarır. Yükün kısmen daha normal olan tarafa kaydırılmasıyla ağrının azalması ve osteoartrozun seyrinin geciktirilmesi hedeflenmektedir[3]. YTO sonrası ağrının azalması, subkondral kemiğin üzerindeki yükün ortadan kalkması, intraosseöz venöz basıncın azalması ve subkondral kemikteki mikrokırıklar üzerindeki stresin azalmasına bağlanmaktadır[4].

Biz de çalışmamızda yüksek tibial osteotomi (YTO) tekniğinde uygulanan osteotominin doğru açılarda yapılabilmesini amaçladık. Beş farklı model oluşturuldu ve birinci model 10 derecelik, ikinci model 13 derecelik, üçüncü model 16 derecelik, dördüncü model 19 derecelik, beşinci model 22 derecelik açı uygulanarak tibia proksimal osteotomisi yapıldı. Sonlu eleman analiziyle osteotomi hattı açılarak lateral menteşe gerilimleri karşılaştırıldı ve lateral korteks üzerinde oluşabilecek kırık riski değerlendirilmeye çalışıldı.

2. TARİHÇE

19. yüzyıl ve daha öncesinde osteotomiler daha sıklıkla travmatik deformitelerde, ciddi genu valgumda ve raşitizm gibi rahatsızlıklarda kullanılırken günümüzde ise tek kompartman artrozlarında kullanılabilinmektedir[5].

Mikulic-Radecki mekanik aks problemlerini tanımlarken, YTO 'kapalı kama' tekniğini ile ilk kez 1854 yılında Langenbeck uygulamıştır[6]. 1875 yılında Wolkman YTO ile ilgili cerrahi sonuçlarını yayınlamıştır. Yüksek tibial osteotomiyi gonartroz tedavisinde ilk kez Steindler 1940 yılında kullanmıştır[7].

1951 senesinde ilk kez tibia medialinde tibial tüberkülün proksimalinden YTO uygulaması Debeyre tarafından gerçekleştirilmiştir[8]. Puddu, 1990'lı yılların başlarında kendi adıyla anılan, ileride gelişebilecek kollapsı önlemek için osteotomi yüzeylerini içeriden destekleyen bir plak geliştirmiştir ve 'Puddu' plağını kullanarak medial açık kama yüksek tibial osteotomi (MAKYTO) tekniğini gerçekleştirmiştir[9].

1965 yılında Coventry'ninlateral kapalı kama tekniğini uygulamasının ardından[10], 1976 yılında dome (kubbe) osteotomi ismiyle bilinen osteotomi tekniğini Maquet yayınlamıştır[11]. Daha sonraları ise Staubli ve De Simoni'nin geliştirdiği ve Lobenhoffer'in çalışmalarıyla kullanım alanı bulabilen 'Tomofix plağı' ortaya çıkmıştır ve günümüzde medial açık kama yüksek tibial osteotominin yaygınlaşmasına katkıda bulunmuştur.[12].

3. GENEL BİLGİLER

3.1. Diz Anatomisi

Diz eklemi tibiofemoral ve patellofemoral olarak iki eklem alanından oluşan, vücudun en fazla sinovial memran bulunduran, en büyük eklemidir. Femur, tibia ve patella kemiklerinden oluşan bu eklemlerin hepsi ise ginglimus" (menteşe) tipi bir eklem oluşturur.

Femur ve tibia birlikte tibiofemoral eklemi oluşturur ve kondiler tip eklemdir. Femur ile patella birlikte patellofemoral eklemi oluşturur ve sellar tip bir eklemdir. Patellofemoral tipteki bu eklemde kıkırdak hasarı sıklıkla görülür ve bu da ön diz ağrınsının önemli nedenlerinden biridir[13].

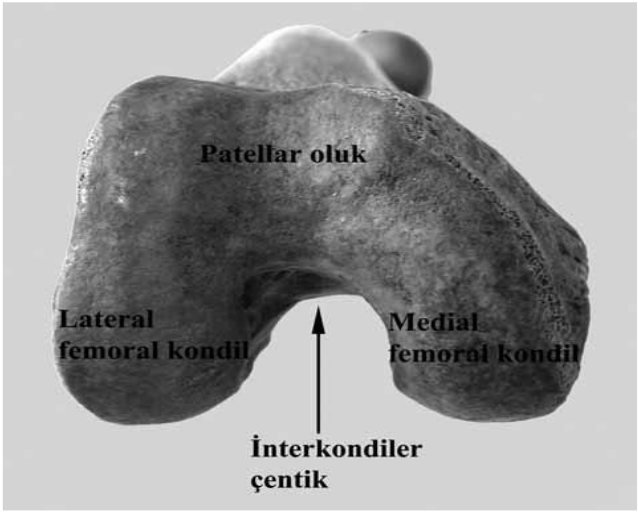
Diz eklemi fleksiyon ve ekstansiyon şeklinde hareket edebiliyorken bu aktif olarak 0 º - 120 º aralığında, pasif olarak 0 º - 160 º aralığındadır. Tam ekstansiyonda diz kilitlenir ve rotasyonel hareketlere izin vermeken 30 º fleksiyona getirildiğinde bir miktar iç-dış rotasyon ve abdüksiyon-adduksiyon hareketlerine izin verir. Statik desteği kemik, kapsül, bağ ve menisküs gibi yapılarla sağlanırken, dinamik hareket kas ve tendonlar aracılığıyla olmaktadır[14].

Dizin ekstensör mekanizmasını oluşturan esas kas quadriceps kası olup dört ana gruptan oluşur ve patellayı kat ederek patellar tendon adıyla tibial tüberkülde sonlanır. Patella ekstensor kasların kuvvet kolunu değiştirerek kasılma etkinliğine yardımcı olur. Dizin fleksör mekanizmasını oluşturan kaslar ise posteriorda bulunan; hamstring kas grubu (sartorius, gracilis, semitendinosus), gastrokinemius kası, semimembranöz kası, biceps femoris kası ve plantaris kasıdır.

3.1.1. Femur

Femur distali interkondiler aralık ile ayırılan medial ve lateral olmak üzere 2 kondilden oluşur. Medial kondil mediale doğru konvekslik gösteren, kolay palpe edilen ve lateralden ön-arka ve yan pozisyonlarda daha büyük olan bir yapıdır. Kondillerin boyut farkından dolayı rotasyon merkezleri de farklılık gösterir. Medial kondil üç eksende de rotasyon yaparken, ön-arka planda az miktarda translasyon yapabilir. Halbuki, lateral kondil AP eksende daha serbest translasyon yapabiliyorken; transvers eksende, sadece tam ekstansiyon pozisyonuna yakınken rotasyon yapabilir[15].

İnterkondiller fossa iki kondilin arasındadır ve lateraline ÖÇB yapışırken medialine AÇB yapışır.(Şekil 3.1.) Epikondiler eksen ise femoral kondiileri birleştiren çizgiye göre 3-5 derece dış rotasyondadır. Kondillerin arka kısımları tek bir silindir gibi ön ve arka çapraz bağ yapışma yerlerinden geçen ortak bir rotasyon merkezine sahip iken, ön kısımları farklı morfolojik yapıları ve üç boyutlu hareket nedeniyle tek bir rotasyon merkezine sahip değildir[16].

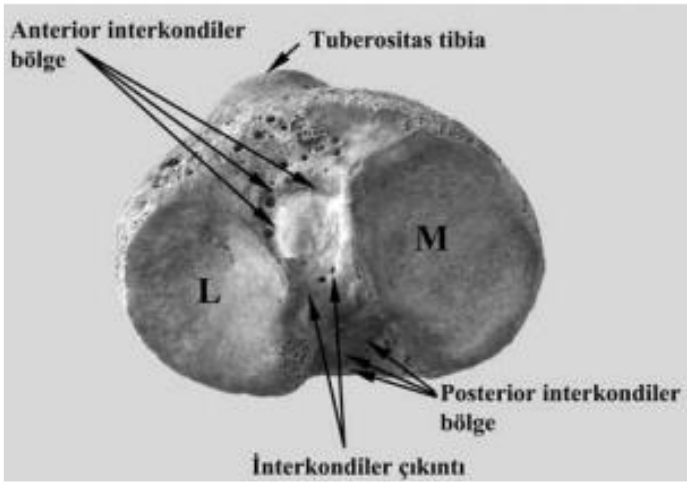


Şekil 3.1. Femur distal eklem yüzeyi

3.1.2. Tibia

Tibia proksimali medial yüzey interkondiler çıkıntı ile medial ve lateral yüzeylere ayrılırlar. Lateral yüzey dış bükey olup medial yüzey daha iç bükeydir ve esas yükü taşıyan yüzeydir. Aynı zamanda interkondiler çıkıntı önündeki çentikte menisküslerin ön boynuzları ve ÖÇB yapışma yeri var iken arka çentikte AÇB yapışma yeri ve menisküslerin arka boynuzu bulunmaktadır.

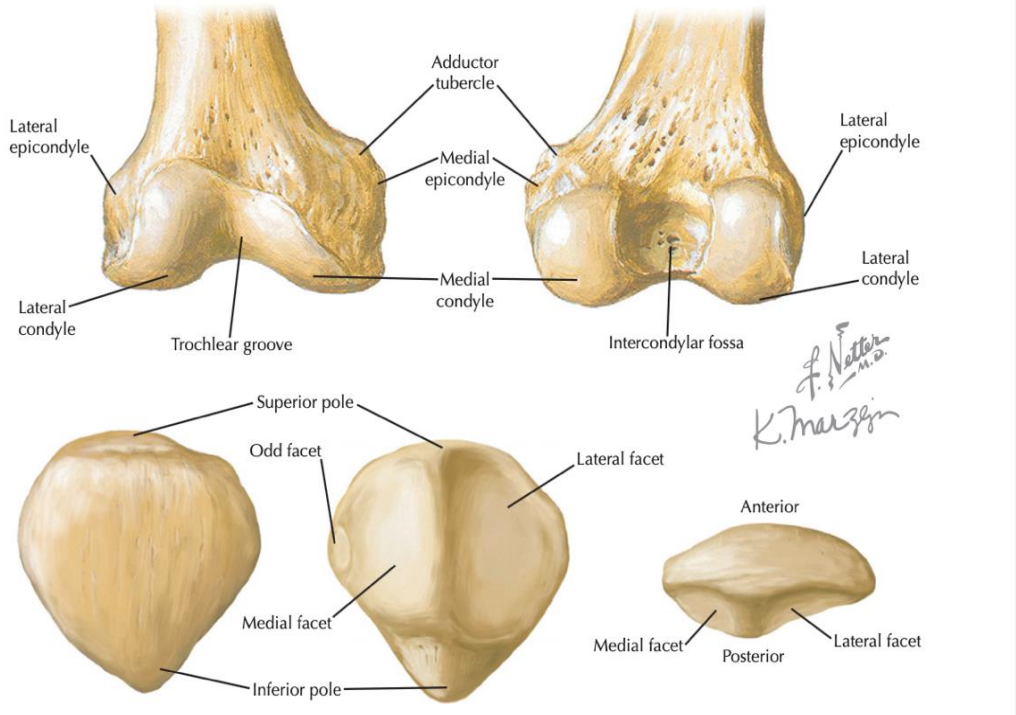
Dış ve iç tibial platolar da görsel farklılıklar taşırlar. İç plato, esas yük taşıyan kısım olup(%60), dışa göre daha büyük, içbükey veya düze yakındır. Dış plato ise hafif dış bükeydir.(Şekil 3.2.) Tibia platosunda ise posteriora doğru 10° lik posterior tibial slope açısı denilen eğim bulunmaktadır.



Şekil 3.2. Tibia proksimal eklem yüzeyi; L, lateral tibia platosu; M, medial tibia platosu

3.1.3. Patella

En büyük sesemoid kemiktir. Quadriceps tendonu içinde bulunur ve tendon devam ederek patellar tendon şeklinde tibial tüberküle yapışır. Tabanı üstte, apeksi altta bulunan bu kemik ekstensör mekanizmanın kuvvet kolunu uzatır ve harekete yardımcı olur. Femur ile eklem yüzeyi oluşturur. (Şekil 3.3.)



Şekil 3.3. Patella ve femurun ön ve arka görünümü

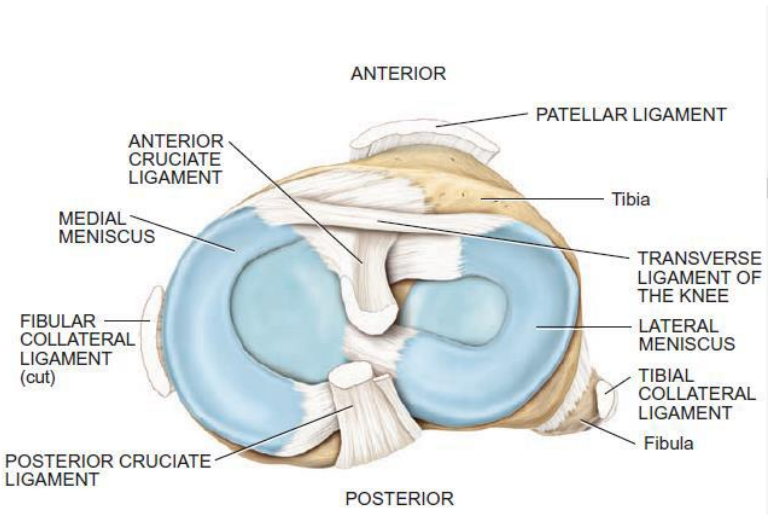
3.1.4. Eklem Kapsülü

Eklem kapsülü, patellanın bulunduğu ön yüz hariç eklemin arka ve yan yüzeylerine tutunan güçlü fibröz yapıdır. Vastus medialis ve lateralisin distal uzantısından oluşan medial ve lateral retinakulum eklem kapsülünü her iki yandan desteklemektedir. Semimembranosus tendonun uzantısı olan ligamentum popliteum obliquum ise kapsülü arkadan destekleyen yapılardandır.

3.1.5. Menisküsler

Tibial ve femoral kondillerin uyumu araya giren menüsküsler ile sağlanır. Her iki menüsküsün ön uçları dizin transvers ligamenti ile birbirine bağlanırlar. Menüsküslerin periferal fiksasyonu fleksiyonda arkaya, ekstansiyonda öne doğru kaymalarına izin verecek gevşekliktedir. Menüsküsler ön ve arka boynuzları ile tibiaya, periferik kısımları ile eklem kapsülüne tutunurlar[17,19]. (Şekil 3.4.)

Lateral menüsküs, medial menüsküse göre daha mobildir ve bu nedenle daha az yaralanır. Diz fleksiyonu sırasında menüsküsler arkaya, ekstansiyonu sırasında öne, içe rotasyon sırasında medial menüsküs öne, lateral menüsküs arkaya, dış rotasyon sırasında medial menüsküs arkaya, lateral menüsküs öne kayarak hareketi kolaylaştırır. Dizin fleksiyon ve ekstansiyonunda meniskofemoral, rotasyonunda ise meniskotibial hareket meydana gelir[18,19].



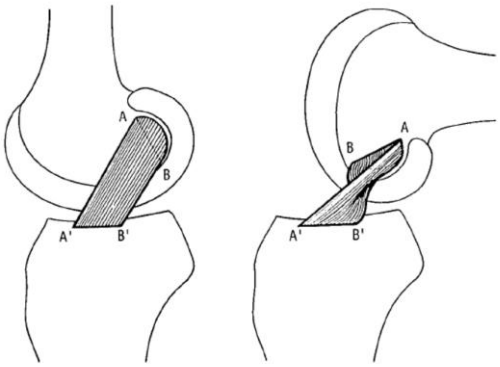
Şekil 3.4. Medial ve lateral menisküsün aksiyel görüntüsü

3.1.6. Dizin Bağları

Ön çapraz bağ

Ön çapraz bağ tibia proksimal yüzündeki ön interkondiler bölgede medial tibial çıkıntının hemen ön yan tarafına tutunur. Bu bölgede hafifçe lateral menisküsün ön boynuzuyla birleşmiştir. Kendi çevresinde kıvrılarak posterolaterale doğru ilerler ve lateral femoral kondilin posteromedialine yapışır[20]. Ön çapraz bağ ortalama 32 mm uzunluğunda ve 7-12 mm genişliğindedir[21]. Anteromedial ve posterolateral olmak üzere iki adet demetten oluşur. Fleksiyonda posterior demet, ekstansiyonda ise anterior demet gergindir. (Şekil 3.5.)

Ön çapraz bağ tibia'nın öne doğru kaymasına ve özellikle eklem ekstansiyonda iken iç rotasyonu engelleyici yönde direnç gösterir[22].

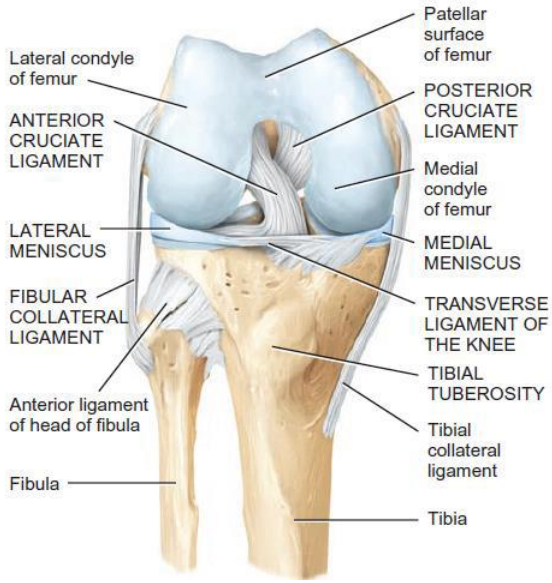


Şekil 3.5. Ön çapraz bağın diz fleksiyon ve ekstansiyon pozisyonunda görüntüsü

Arka çapraz bağ

Arka çapraz bağ, ön çapraz bağdan daha kalın ve güçlüdür. Yaklaşık olarak 38 mm uzunluğunda ve 13 mm genişliğindedir.[23]

Ön çapraz bağa göre yaralanmalarına daha az rastlanan ve hasta tarafından daha iyi tolere edilen arka çapraz bağ, medial femoral kondilin lateralinden ve interkondiler çentiğin tepesinden başlayarak aşağıda tibia'nın arka interkondiler bölgesine uzanır. Bu bölgede her iki menisküsün arka boynuzları arasına tutunur. Arka çapraz bağ femurda bulunan tutunma yerine göre anterolateral ve posteromedial olmak üzere iki ayrı lif demetinden oluşur. Anterolateral demet fleksiyonda gerilirken posteromedial demet ise ekstansiyonda gerilmektedir. Arka çapraz bağ tibianın femur ekseninde arkaya doğru kaymasına engel olur[22].



Şekil 3.6. Diz ekleminde ligamentlere anteriordan bakış

İç yan bağ

Medial kollateral bağ da adlandırılan bu bağ; yüzeyelde bulunan ve tibial kollateral bağ olarak da adlandırılan yüzeyel medial kollateral bağ ve derinde yerleşmiş kapsüler bir yapı olan derin medial kollateral bağ olarak iki kısımdan oluşur. Derin medial kollateral bağın meniskofemoral ve meniskotibial bölümleri bulunur ve bu bölümler aracılığıyla medial menisküs ile bağlantı halindedir. İç yan bağ diz ekleminin abdüksiyonunu ve rotasyonunu sınırlar[24]. (Şekil 3.6.)

Dış yan bağ

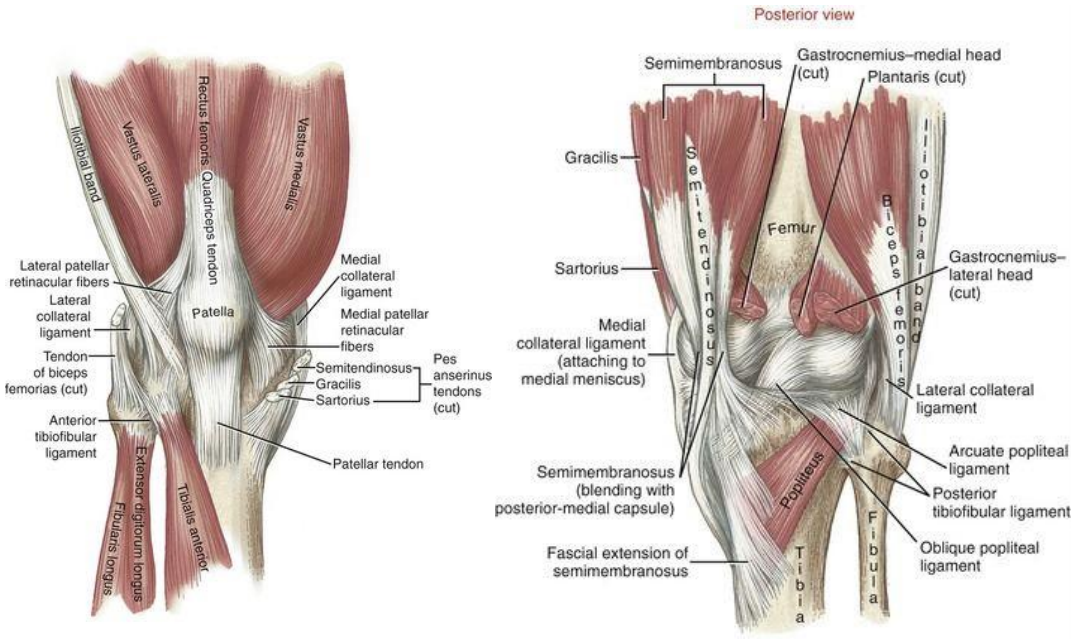
Lateral kollateral bağ olarak da adlandırılan bu bağ dizin iç rotasyonunun kısıtlanmasında etkilidir. İç yan bağın aksine ekstrakapsüler bir bağdır ve menisküslerle bağlantısı yoktur. Dış yan bağ yaralanmalarına ön çapraz bağ yaralanmaları da eşlik edebilir[25]. (Şekil 3.6.)

3.1.7. Diz Eklemi Kasları

Dizin ekstensör mekanizmasını oluşturan esas kas quadriceps kası olup dört ana gruptan oluşur ve patellayı kat ederek patellar tendon adıyla tibial tüberkülde sonlanır. Patella ekstensor kasların kuvvet kolunu değiştirerek kasılma etkinliğine yardımcı olur.

Dizin zayıf bir ekstansöründe, tensor fascia latadır ve iliotibal bant boyunca uzanır. 30º'nin üstündeki fleksiyonda, dizin zayıf bir fleksörü ve dış rotatoru haline gelir. İliotibial bant, dizin lateral stabilizasyonunda görev alır.

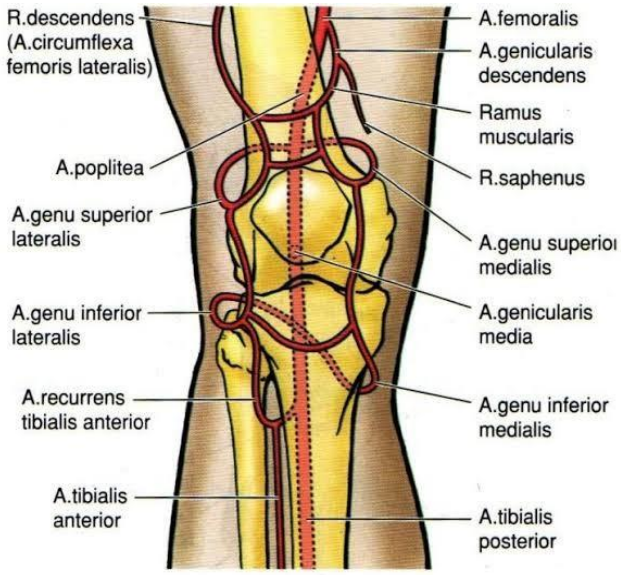
Dizin fleksör mekanizmasını oluşturan diğer kaslar ise posteriorda bulunan; hamstring grubu (sartorius, gracilis, semitendinosus), gastrokinemius kası, semimembranöz kası, biceps femoris kası ve plantaris kaslarıdır. (Şekil 3.7.)



Şekil 3.7. Diz ekleminde kaslara önden ve arkadan bakış

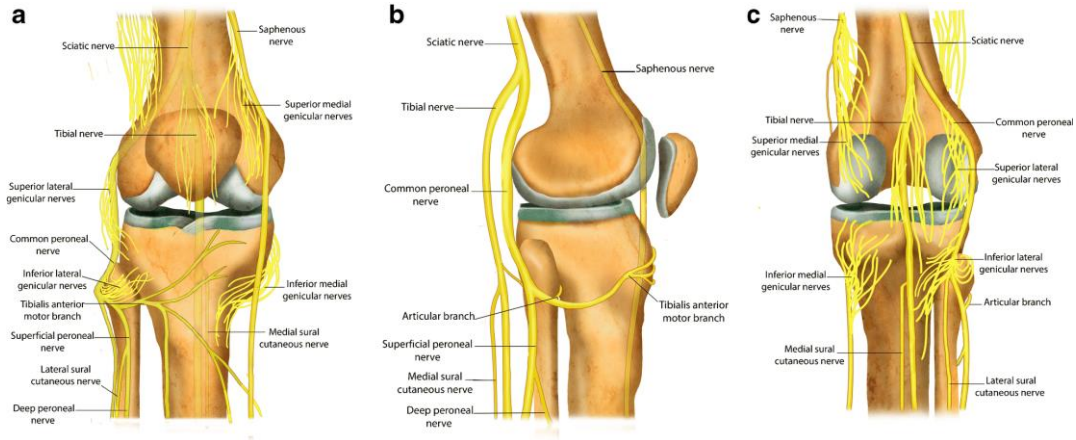
3.1.8. Dizin Kanlanması ve İnnervasyonu

Dizin kanlanması femoral arterin devamı olan (Hunter kanalını geçtikten sonra) popliteal arter vasıtası ile olur. Popliteal arter diz çevresine A.genu süperior lateralis, A.genu süperior medalis, A.genu media, A.genu inferior lateralis ve A.genu inferior medialis isminde beş adet dal verir. Diz eklemi dışında hamstringler, adduktor kaslar, gastroknemius ve soleus gibi diz çevresi kaslarında beslenmesine katkı sunarlar.(Şekil 3.8.)



Şekil 3.8. Diz ekleminin arterleri

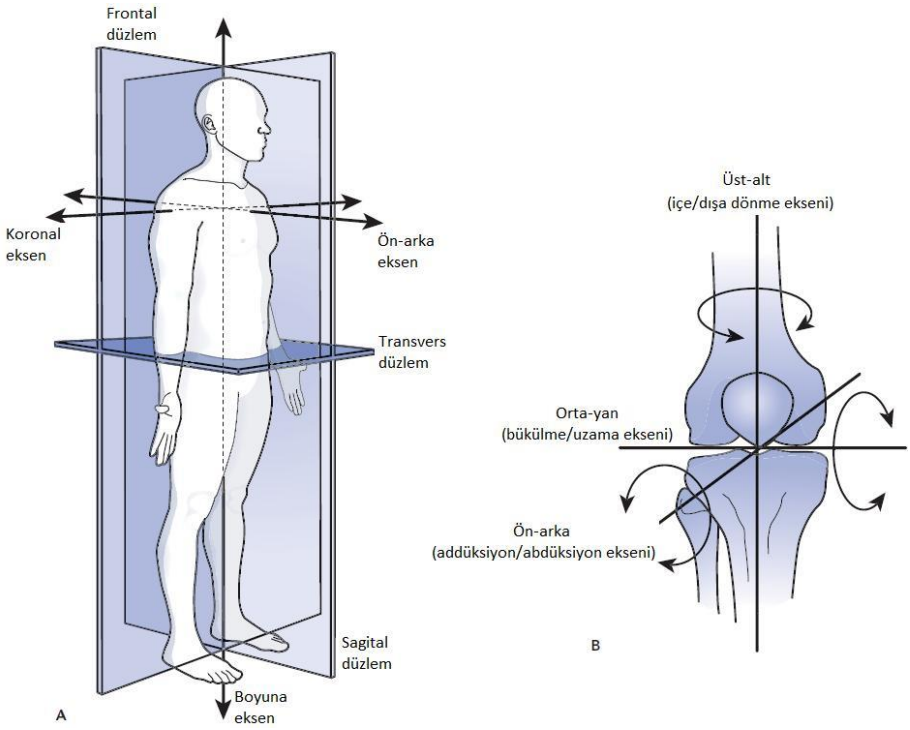
Diz ekleminin innervasyonu; obturator, femoral, tibial ve fibularis communis sinirlerinden sağlanır[26]. Obturator sinirden ayrılan geniküler dal sinirin arka kökünden ayrılırken, femoral sinirin vastus medialis kasını innerve eden terminal dalı buradan diz eklemine geçerek eklem innervasyonuna katılır. Tibial ve fibuler sinirlerin eklem dalları ise geniküler arterlerle beraber seyrederek eklem innervasyonunu sağlarlar.



Şekil 3.9. Diz eklemini çevreleyen sinirler

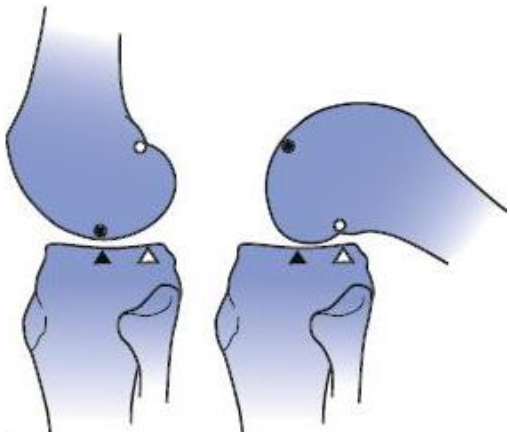
3.2. Diz Biyomekaniği

Diz farklı eksenlerde hareket edebilen menteşe sistemidir[27]. Transvers, vertikal ve sagittal olarak üç düzlemde aksı mevcuttur. Transvers aks sagittal düzlemde fleksiyon-ekstansiyon hareketi, vertikal aks transvers düzlemde iç-dış rotasyon hareketi, sagittal aks koronal düzlemde fleksiyonda iken abduksiyon-adduksiyon hareketi yaptırabilmektedir. (Şekil 3.10.)



Şekil 3.10. İnsan vücudu üzerinde düzlemler (A) Diz eklemi hareketleri (B)

Diz ekleminde fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri sabit bir yatay düzlem çizgisi üzerinde değil, değişken rotasyon merkezleri etrafında olmaktadır. Buna polisentrik rotasyon merkezi veya anlık (instant) merkez adı verilir. J şeklindeki değişken anlık rotasyon merkezi , femurun tibia uzerinde yuvarlanma ve kayma hareketleri neticesinde oluşur. Femurun tibia üzerinde posteriora doğru yaptığı bu kayma hareketine 'femoral roll-black' denir[27]. (Şekil 3.11.)



Şekil 3.11. Femurun fleksiyonda posteriora yer değiştirmesi 'femoral roll-back'

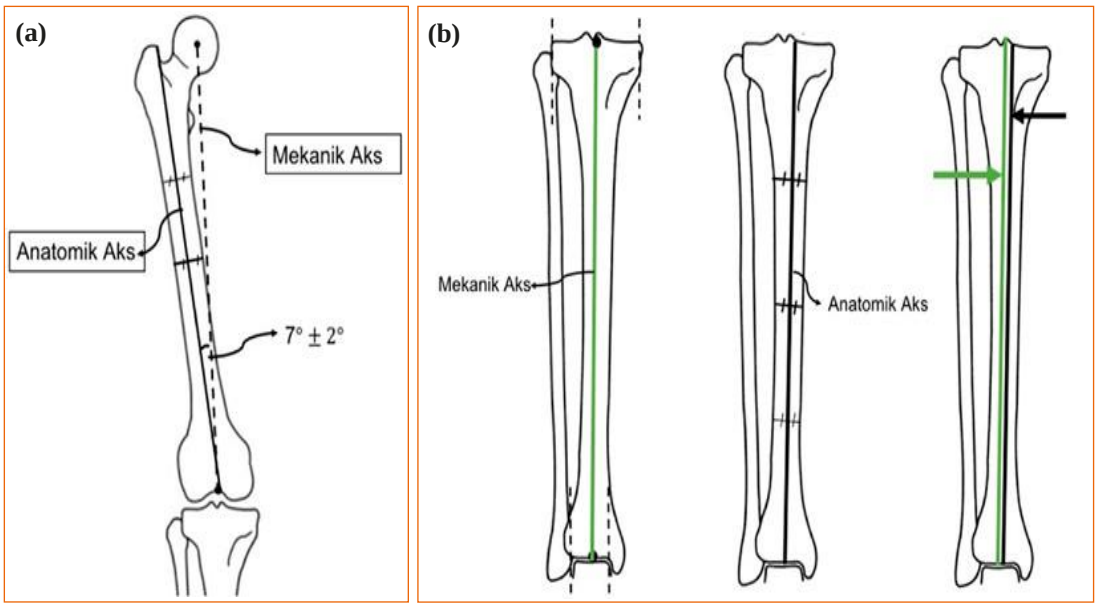
Yürüme sırasında diz eklemi salınma fazında 70º, basma fazında 20º; her bir yürüme siklusunda 10º fleksiyon ve ekstansiyon hareketi; abdüksiyon ve addüksiyonda ise 10º-15º iç ve dış rotasyon yapar[28].

3.2.1. Alt ekstremite aksları

Ekstremiteyi oluşturan her uzun tübüler kemik anatomik ve mekanik olarak adlandırılan iki aksa sahiptir. Uzun kemiğin mekanik aksı proksimal ve distal eklem merkezlerini birleştiren çizgi, anatomik aksı ise kemik diafizinin orta noktalarını birleştiren çizgi tarafından oluşturulmaktadır[29].

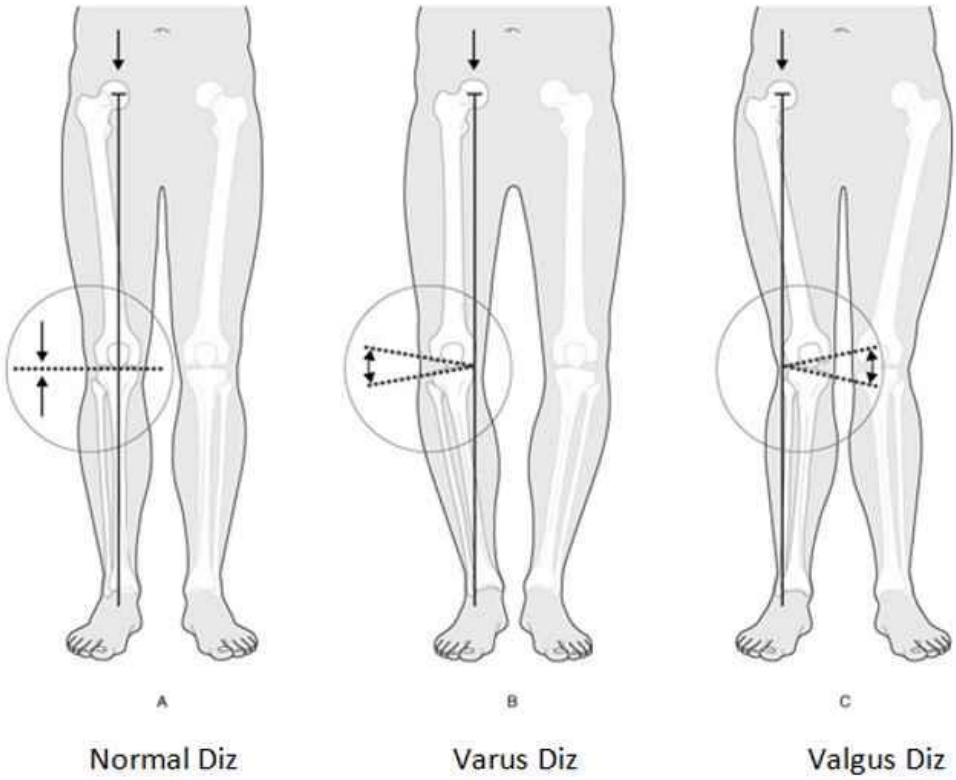
Femur anatomik ve mekanik aksı femurun anatomik yapısından dolayı farklı ve aralarında yaklaşık 7°'lik açı farkı vadır[29]. Proksimal femur merkezinden femur distal eklem yüzünün merkezine çekilen çizgi ise femurun anatomik aksını oluştururken, femur başı merkezinden femur distal eklem yüzü merkezine çekilen çizgi femurun mekanik aksını oluşturur. (Şekil 3.12.a.)

Tibianın anatomik ve mekanik aksı paralel olup aynı kabul edilmektedir. Eklem merkezi daire şeklinde olan femur başının ortanoktası iken, dizde üç farklı şekilde eklem orta noktası bulunmaktadır. Birincisi femoral noç (çentik) tepe noktası, ikincisi femoral kondilleri birleştiren çizginin orta noktası, üçüncüsü ise tibial platonun orta noktasıdır ve hepsi diz eklemi orta noktası olarak tanımlanmaktadır. Talus eklem yüzeyinin orta noktasıya da tibia ve fibula tarafından oluşturulan plafond ekleminin orta noktasıdır[30,31]. (Şekil 3.12.b.)



Şekil 3.12. Femur anatomik ve mekanik aksı (a) Tibianın anatomik ve mekanik aksı(b)

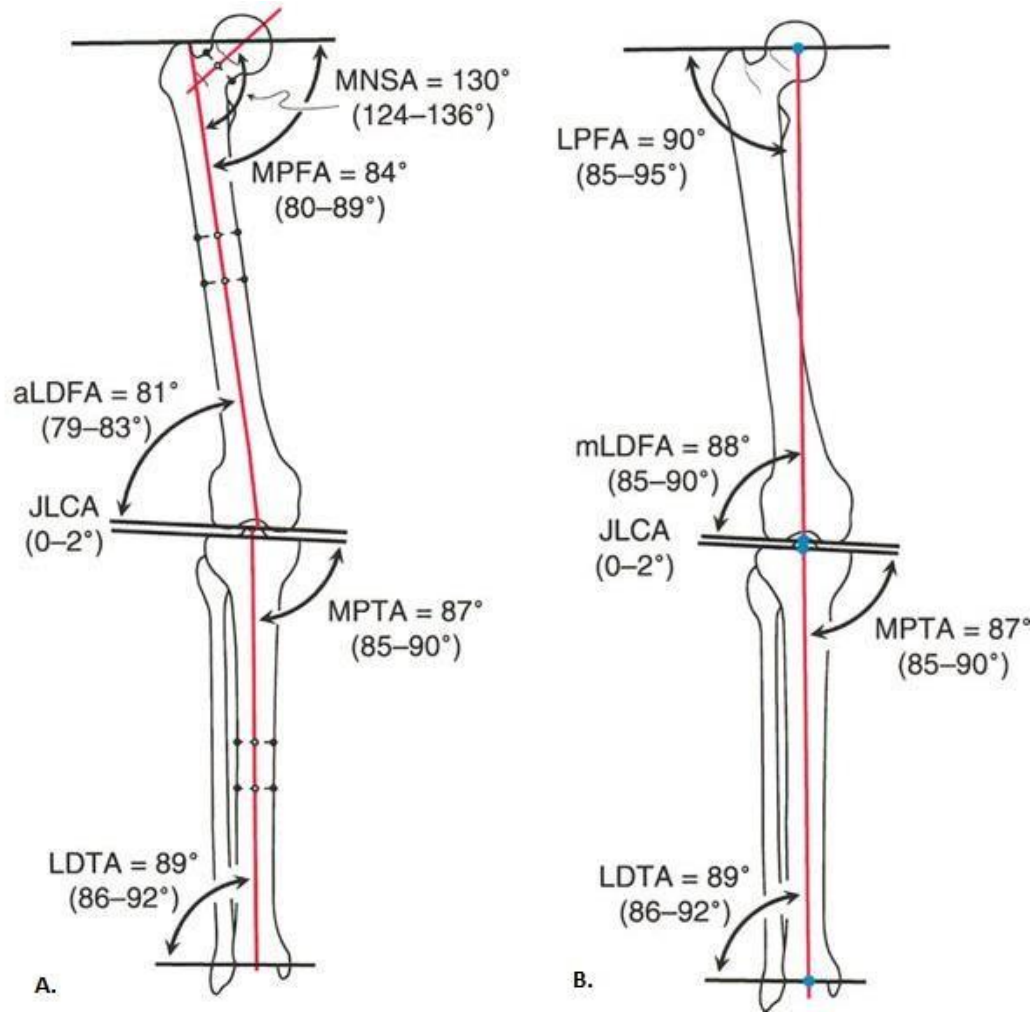
Alt ekstremite mekanik ekseninin dizin merkezinden 15 mm kadar medialden geçmesi normal kabul edilir. Ancak mekanik eksen 15 mm'den daha fazla medialden geçiyorsa varus deformitesi söz konusudur. Alt ekstremitenin mekanik ekseni dizin merkezini lateralden geçiyorsa (1 mm ve üzeri) valgus deformitesi olarak adlandırılır[29]. (Şekil 3.13.)



Şekil 3.13. Mekanik aksın diz eklemi ile ilişkisi (A) Mekanik aksın medial deviasyonu (B) Mekanik aksın lateral deviasyonu (C)

3.2.2. Eklem oryantasyon çizgileri

Frontal ve sagittal planda mekanik ya da anatomik aks çizgileri ile eklem oryantasyon çizgilerinin kesişmesi ile eklem oryantasyon açıları oluşmaktadır. Bu açıların isimleri dört büyük harften ve önlerine gelen bir küçük harften oluşmaktadır. Dört büyük harfin önüne gelen 'a' harfi açının anatomik eksene göre çizildiğini, 'm' harfi ise açının mekanik eksene göre çizildiğini göstermektedir. Dört büyük harften birincisi açının yönünü tanımlar. Eğer açı frontal planda elde edilmiş ise lateral (L) ya da medial (M) olur iken, sagittal planda elde edilmiş ise ise anterior (A) ya da posterior (P) olarak belirtilir. İkinci büyük harf açının kemiğin proksimalinde (P) ya da distalinde (D) olduğunu göstermektedir. Üçüncü büyük harf açının femur (F) ya da tibia (T) segmentlerinden birine ait olduğunu gösterirken, dördüncü büyük harf hepsinde aynıdır ve açı (A) kelimesinin baş harfidir. Frontal planda mekanik lateral distal femoral açı (mLDFA) olarak ifade edilirken, anatomik lateral distal femoral açı (aLDFA) olarak ifade edilmektedir. Sagittal planda açıların adlandırılması da aynı şekildedir. Örneğin, anatomik posterior proksimal tibial açı (aPPTA) sagittal planda tibia proksimal posterior oryantasyon açısını ifade etmektedir[30,31].(Şekil 3.14.)(Tablo 3.2.)



Şekil 3.14. : Alt ekstremite anatomik (A) ve mekanik aksları (B) görünümü

Eklem Açısı	**Kısaltma**	**Standart Değer**
Medial boyun şaft açısı	aMNSA	130±6
Mekanik lateral proksimal femoral açı	mLPFA	90±5
Anatomik medial proksimal femoral açı	aMPFA	84 ±5
Anatomik lateral distal femoral açı	aLDFA	81±2
Mekanik lateral distal femoral açı	mLDFA	88±3
Anatomik medial proksimal tibial açı	aMPTA	87±3
Mekanik medial proksimal tibial açı	mMPTA	87±3
Anatomik lateral distal tibial açı	aLDTA	89±3
Mekanik lateral distal tibial açı	mLDTA	89±3

Tablo 3.1. Alt ekstremite mekanik ve anatomik aksları standart değerleri

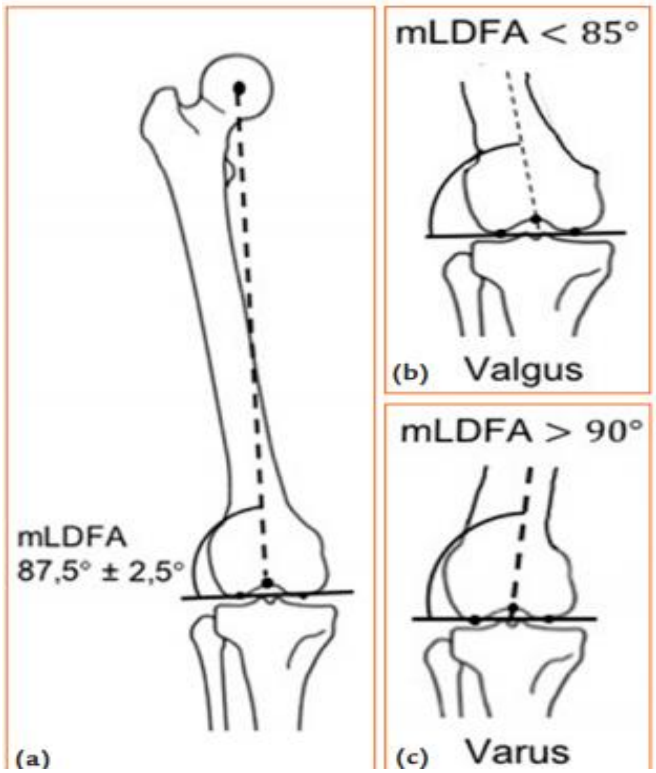
3.2.3. Frontal planda malalignment (dizilim bozukluğu) ve maloryantasyon (eklem uyum bozukluğu)

Malalignment frontal planda; kalça, diz ve ayak bileği ekleminin doğru diziliminin olmaması olarak tanımlanır[29]. Femur başı merkezinden ayak bileği merkezine frontal plan mekanik aksı çizilir. Bu çizgi dizin merkezinin ortalama 8±7 mm medialinden geçer. Mekanik aks deviasyonu (MAD) varlığı deformite varlığını göstermektedir.

Malalignment testi 1 (femoral frontal plan deformitesi):

Deformitenin femur kaynaklı olup olmadığının incelendiği testtir. Mekanik lateral distal femoral açı (mLDFA) ölçülerek femur başı merkezini femur distal eklem yüzü merkezi ile birleştiren femur mekanikekseni çizilir. Daha sonra femur medial ve lateral kondillerinin en alt subkondral noktaları birleştirilerek distal femur oryantasyon hattı çizilir. Bu şekilde elde edilen açı mLDFA olup, bu açı normalde 87,5°±2,5°'dir.

Eğer bu açı 90°'den büyük ise femur varus deformitesi, açı 85°'den küçük ise femur valgus defor-mitesi olduğu söylenebilir[31-34]. (Şekil 3.15.)

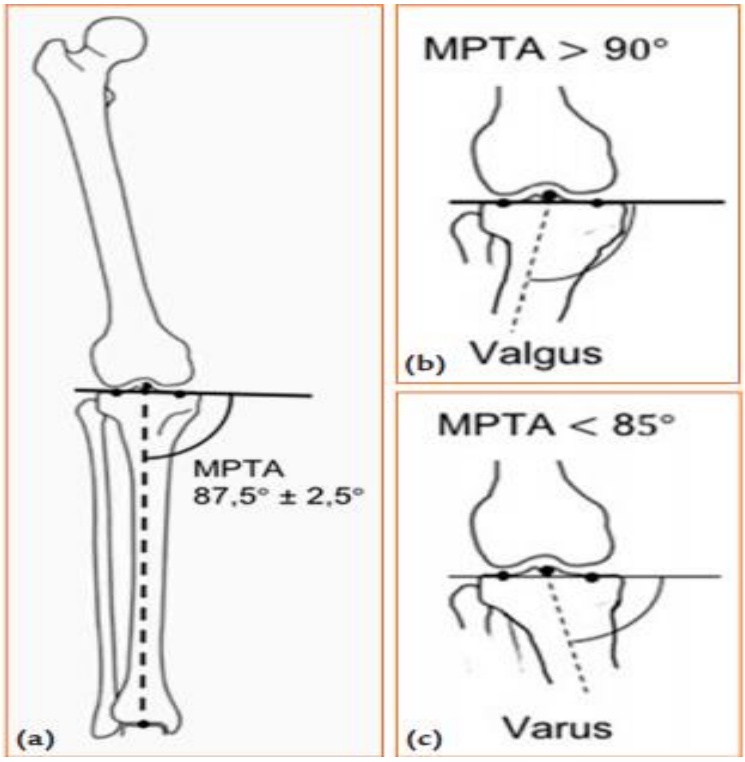


Şekil 3.15. Femur mekanik aksı ve MLDFA(a) Femur distali valgus deformitesi(b) Femur distali varus deformitesi(c)

Malalignment testi 2 (tibial frontal plan deformitesi):

Deformitenin tibia kaynaklı olup olmadığının incelendiği testtir. Medial proksimal tibial açı (MPTA)ölçülürerek tibia proksimal eklem yüzü merkezi, tibia distal eklem yüzü merkezi ile birleştirilir ve tibia mekanikekseni çizilir. Ardından tibia platoların subkondral noktaları birleştirilerek proksimal tibia oryantasyon hattı çizilir. Bu şekilde elde edilen açı mMPTA olup, bu açı normalde 87,5°±2,5°'dir.

Eğer bu açı 85°'den küçükse tibiada varus deformitesiden, 90°'den büyükse tibiada valgus deformitesinden bahsedilebilir.[31-34]. (Şekil 3.16.)

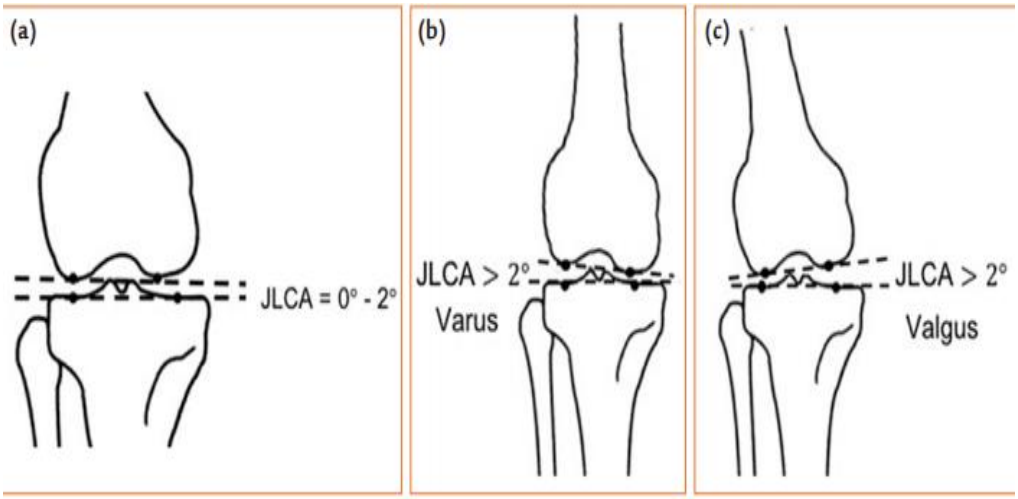


Şekil 3.16. Tibia mekanik aksı ve MMPTA(a) Tibia proksimal valgus deformitesi(b) Tibia proksimal varus deformitesi(c)

Malalignment testi 3 (frontal plan diz eklem laksitesi):

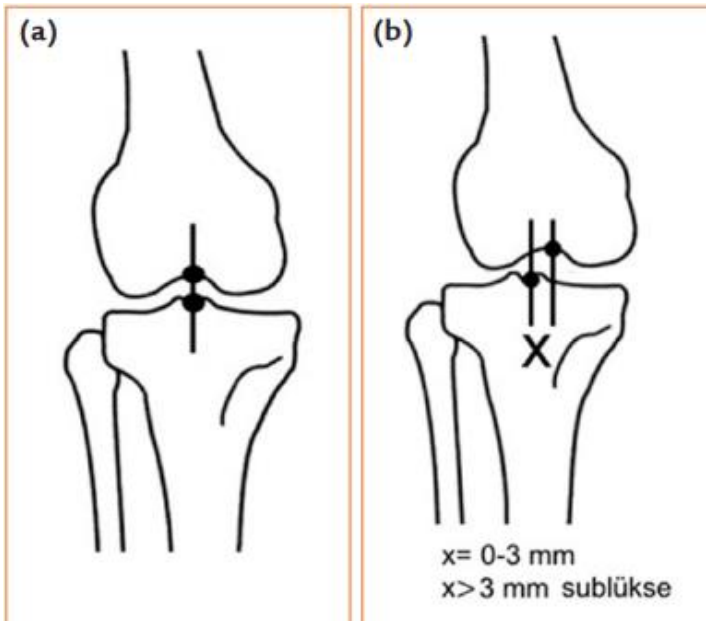
Deformitenin diz eklemi kaynaklı olup olmadığının incelendiği testtir. Bunun için, femoral ve tibial diz eklem oryantasyon çizgileri arasında joint line convergence angle (JLCA), yani diz eklem uyum açısı ölçülür.

Birbirine paralel olan distal femur oryantasyon hattı ve tibia oryantasyon hattı çizilir. Aralarında 2°'ye kadar açı farkı olabilir ancak 2°'den daha büyük fark olursa deformitenin diz ekleminde olduğunu bahsedilebilinir. Eğer bu açı 2°'den büyükse ve medialde ise diz ekleminde valgus deformitesi 2°'den büyükse ve lateralde ise diz ekleminde varus deformitesi şeklinde tanımlanır. (Şekil 3.17.)



Şekil 3.17. Joint line convergence angle (Diz eklem uyum açısı)(a) Diz ekleminde varusdeformitesi(b) Diz ekleminde valgus deformitesi(c)

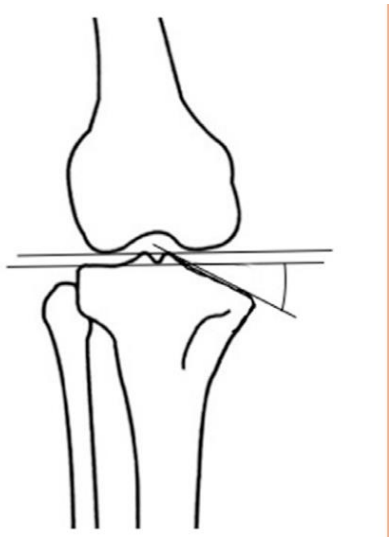
Akabinde diz ekleminde subluksasyon olup olmadığına bakılır. Femur distal eklem yüzü ile tibia proksimal eklem yüzüne kenarlardan dik çizgiler çizilir ve bu dik çizgiler arasındaki mesafenin orta noktaları işaretlenir. Bu iki nokta normalde aynı hizada bulunmalıdır ancak aralarında 3 mm kadar sapma olması normaldir. 3 mm'den fazla sapma varsa malalignment sebebi olarak diz subluksasyonu gösterilebilinir[31-34]. (Şekil 3.18.)



Şekil 3.18. Diz eklemi subluksasyon araştırılması(a) Sapma 3 mm ve altında ya da 3 mm ve üzerinde(b)

Malalignment testi 4 (femoral ya da tibial kondil yetmezliği):

Femoral kondillerin ve tibia platolarının iki eklem yüzeylerinin de oryantasyon çizgileri çizilir. Tibia platolarının eklem yüzey çizgileri birbirini takip eder ve aralarında basamaklanma bulunmamaktadır. Tibia plato yüzeyleri arasında ya da femur kondilleri arasında paralellik bozulmuşsa yani basamaklanma var ise kondiler malalignment söz konusudur. Nncak femoral kondiller yuvarlak olduğundan tibial platoda olduğu kadaranlamlı olmayabilir[31-34]. (Şekil 3.19.)



Şekil 3.19. Tibial plato malalignment testi

3.3. Osteoartrit

Osteoartrit (OA), başta kıkırdak olmak üzere eklemi oluşturan bütün yapıları etkileyen ilerleyici, inflamatuar olmayan bir eklem hastalığıdır[35].

OA hemen her yaş grubunu etkilemekle beraber, prevalans erkeklerde 50 yaşın, kadınlarda 40 yaşın üzerinde dramatik olarak artar[36]. Yaş artışının devamında da prevalansında önemli bir artış olmaktadır[37]. Yaşlı hastalardaki görülen fiziksel yatersizliğin en sık nedeninin OA olduğu söylenmektedir[38-39].

65 yaş üzerindeki erişkinlerin yaklaşık %40'ında semptomatik diz ve kalça osteoartriti bulunmaktadır ve bu oranın çoğunun diz osteoartriti olduğu söylenmektedir[40-41]. 55 yaş üzerinde ise semptomatik diz osteoartrit oranı %13 olarak söylenmektedir[42]. Türkiye'de yapılan bir çalışmada ise 50 yaş ve üzeri hastalarda semptomatik osteoartrit oranı %14,8 gösterilmiş olup, bu oranın kadınlarda %22,5 ve erkekelerde %8 olduğu söylenmiştir[43].

Risk Faktörleri:

Diz osteoartrit içi risk faktörleri arasında ileri yaş, obesite, genetik yatkınlık, gelişimsel bozukluklar, hipermobilite, endokrin hastalıklar, travma, mesleki faktörler, kuadriceps zayıflığı sayılabilir[44]. Genetik faktörler hastalığın kuvvetli bir belirleyicisidir ve OA'ya yatkınlığın %50'den fazlası genetik faktörlerle aç›klanabilir[45]. Vücut kütle indeksi (VKI) 30 kg/m2ve üzerinde olan kişlilerde diz OA riski 6,8 kat artmaktadır[46]. On yıllık bir sürede, ortalama 5,1 kg kadar kilo kaybının OA geliflme riskini %50'den fazla azalttığı gösterilmiştir[47-48]. Eklem üzerine binen yükün artması nedeniyle, kuadriseps kasındaki zayıflığın diz OA geliflimi için potansiyel bir risk faktörü olduğu düşünülmektedir[49].

Etyopatogenez:

Eklem kıkırdarında fibrilasyon, fissür oluşumu, ülserasyon ve eklem yüzeyinin tam kat kaybı ile dejenerasyon gelişir. Subkondral kemikte ise kistler, skleroz ve osteofit oluşumu görülür[35]. OA'nın eklem kıkırdağı, ekstrasellüler matriks ve subkondral kemik sentezi ve yıkımı arasındaki dengede bozulmaya neden olan mekanik ve biyolojik olaylar sonucu oluştuğu şeklindedir. OA, eklemi iyileştirme ve anormal biyomekaniği düzeltme çabasının bir sonucudur[50].

Klinik Bulgular:

Diz OA semptomları, ağrı (başlangıçta yalnızca hareket sonrası), eklem sertliği, hareket kısıtlılığı, eklemde güvensizlik hissi ve yürüme güçlüğüdür[38,42].

Fizik incelemede öncelik VKI'nıin değerlendirilmesi olmalıdır (VKI ≥25 ise aşırı kilolu, VKI≥30 ise obesite). Daha sonraki adımlar, eklem hareket açıklığı (EHA) ölçümünü, eklem hassasiyetini, kas gücü ve ligaman stabilitesinin değerlendirilmesini içermelidir[37]. Eklem aralığında hassasiyet, hareketle patellofemoral veya tibiofemoral krepitasyon, eklem aralığı boyunca kemikte genişleme, EHA'da kısıtlılık, pasif EHA'da ağrı, varus veya valgus deformitesi, eklem instabilitesi, periartiküler kaslarda, özellikle kuadrisepste zayıflık gibi bulgular diz OA için tipiktir[42].

Radyolojik Tanı Kriterleri:

Eklem aralığında asimetrik daralma, subkondral kemikte skleroz, subkondral kistler, osteofit oluşumu tanı kriterleri arasındadır. Bu değişikliklerin bulunmasına göre OA'da Kellgren Lawrence evrelemesi (Evre 0-4) yapılmaktadır.

Ayırıcı Tanı:

İnflamatuvar romatizmal hastalıklar (romatoid artrit, ankilozan spondilit ve diğer seronegatif spondiloartritler), predispozan hastalıklar; metabolik ve endokrin hastalıklar (hemokramotozis, akromegali, hiperparatiroidizm), hipermobilite (Ehlers-Danlos sendromu), kristal artropatisi (gut, kalsiyum pirofosfat dihidrat depo hastalığı), lokal diz hastalıkları (bursit, iliotibial band sendromu, patellar tendinit, patellofemoral ağrı sendromu) ayırıcı tanılar arasında sayılabilir[42,51].

Tedavi:

Eklem kıkırdağının korunmasına odaklanan tedavi yerine, tedavinin tüm eklem yapılarını (eklem kıkırdağı ve subkondral kemiğin yanısıra sinovyum, periartiküler kas, sinirler, ligamanlar ve menisküsler) koruyacak şekilde intraartiküler stresi azaltmaya yönelik olması gerekir[50]. Hedefler hastanın eğitimi, ağrının kontrolü, fonksiyonun artırılması ve özürlülüğün azaltılarak hayat kalitesinin artırılmasıdır[42,51].

Ağrıyı azaltmak, fonksiyonel düzeyi artrmak için egzersizler, koltuk değneği, yürüteç önerilir. Düzenli aerobik, kas güçlendirme ve EHA egzersizleri yapılmalıdır. Kilolu olanlar kilo vermeleri için motive edilmelidir. Karşı elde baston ya da koltuk değneği kullanılması dize olan yükü azaltacağından ağrıyı azaltır. Tabanlık ya da uygun ayakkabı kullanımı önerilmelidir[37].

Semptomatik dizlerde NSAii'ler (artmış gastrointestinal risk varsa proton pompa inhibitörleri ile beraber) en düşük etkili dozda kullanılmalıdır. Topikal NSAİİ adjuvan olarak kullanılabilir. Refrakter ağrının giderilmesinde zayıf opioidler ve narkotik analjezikler düşünülebilir. Seçilmiş vakalarda diz OA'da glukozamin ve kondroitin sulfat yapısal modifiye edici ilaçlar olarak düşünülebilir[37].

Non-farmakolojik ve farmakolojik tedaviye rağmen ağrı ve fonksiyon kaybı yaşayan hastalar eklem replasman cerrahisi açısından değerlendirilmelidir. Genç ve aktif semptomatik unikompartmantal diz OA'da; yüksek tibial osteotomi gibi eklem koruyucu cerrahi yaklaşımlar düşünülmelidir. Tüm kompartmanın etkilendiği ileri yaş hastalarda artroplasti açısından hasta değerlendirilmelidir[52].

4. YÜKSEK TİBİAL OSTEOTOMİ

Proksimal tibial osteotomi ameliyatı dizin biyomekanik dengesini yeniden düzenlemek için, yük dağılımını değiştirerek alt ekstremiteye gelen yükün daha dengeli dağıtılmasını sağlamak, dolayısıyla dizin daralmış homeostazis sınırlarını genişletmek için yapılan ameliyat seçeneğidir. Burada birincil amaç eklem çizgisini horizontal hale getirmektir[53].

4.1. İdeal Hasta Seçimi

PTO için ideal hasta; şiddetli eklem hasarı olmayan (Ahlback sınıflamasına göre Ahlback derece III veya daha az), izole medial osteoartriti olan, bağ instabilitesi olmayan, diz fleksiyon kusuru 15° altında, hafif-orta derecede varusu olan(5^o-15^o), <60 yaş aktif hastadır[54,55]. Vücut kitle indeksi ise tartışmalı bir faktördür; bazı çalışmalar daha zayıf hastalarda daha yüksek başarısızlık oranları bildirirken bazıları ise etki etmediğini savunmuştur[55].

4.2. Ameliyat Öncesi Planlama

Hastanın biyomekanik olarak değerlendirilmesi ameliyat öncesi hazırlık döneminde başlar. Klinik muayene, yürüyüşün ve duruşun gözlenmesi ve radyolojik değerlendirmelerin her birinin önemi vardır.

Diz medial eklemde yüklenme sonucu oluşan dejeneratif değişiklikler adduksiyon momentini bozar. Noyes ve ark. yaptığı araştırmada "varus thrust" (addüksiyon momenti) ile yürüyen hastalarda medial kompartmanın aşırı yüklendiği ve dış yan bağlara binen yükün fazla olduğu tespit etmiştir[56]. Addüksiyon momenti yüksek hastalarda PTO sonuçlarının daha az tatminkâr olduğu söylenmektedir. Nedeni ise addüksiyon momenti ile yürüyen hastalarda kronik posterolateral köşe (PLK) bağ yaralanma ihtimalinin yüksektir olmasıdır[57-59]. Bu da tibial dizilimin daha da adduksiyona doğru değişmesine neden olur ve böylece medial kompartmanda yükleme ve yıkımın arttığı bir kısır döngüye neden olur[60].

4.3. Radyolojik Değerlendirme

Diz ekleminin ön-arka (AP), yan, patella tanjansiyel ve tam yük vererek çekilen röntgenografileriyle ameliyat öncesi anatomik ve mekanik aks değerlendirmesi yapılmalıdır. (Şekil 4.1.)

Her iki alt ekstremitenin ayakta çekilen ortoröntgenografisi ile AP pozisyonda ışın horizontal düzlemde ekleme odaklanarak çekilmeli, rotasyonel bozukluğu önlemek için patella femoral kondilin tam ortasına gelecek şekilde konumlandırılmalıdır[61]. Dizler 45° fleksiyondayken arkadan öne tibianın arkaya eğimine paralel olarak çekilen Rosenberg grafisi ile etkilenen kompartmandaki eklem daralması ve deformitenin seviyesi konusunda fikir edinilebilir[62]. (Şekil 4.2.) Kollateral bağ stabilitesinin değerlendirilmesinde varus ve valgus stres grafileri yardımcı olabilir. Ameliyat öncesi lateral bağ yetmezliğinin tespit edildiği osteoartrozik varus dizlerde aşırı düzeltmeden kaçınılmalıdır[63].

Şekil 4.1. Diz ön-arka (AP) *(üstte)*, lateral *(ortada)* ve patella tanjansiyel *(altta)* radyografileri

Şekil 4.2. Rosenberg grafisi

PTO planlanan hastada radyolojik ideal endikasyonlar; yük altında çekilen diz eklemi AP röntgeninde dizin femorotibial kompartmanlarından birisi daralmış iken diğerinde daralma görülmemesi, patellofemoral (PF) eklemde daralma olmaması ve eklem dışı kemik deformitesinin 5°'nin altında olması olarak özetlenebilir.[58]

4.4. Kontraendikasyonlar

PTO osteotomi kontranedikasyonları arasında yüksek yaş(>65) ve obezite (BMI>35) kesin kontraendike olarak gösterilmemesine rağmen Matthews ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya göre bu hastalarda osteotomi sonuçları daha kötüydü.[64].

Bunun yanında John M Wright ve ark yayınladığı çalışmaya göre PTO kontraendikasyonları şöyledir[65]:

-Lateral kompartman dejeneratif eklem hastalığı

-Tibianın laterale 1 cm'den fazla sublukse olması

- Dizde 15º'den fazla fleksiyon kontraktürü olması

- 20º'den fazla düzeltmeye ihtiyaç duyulması

-Lateral menisküsün önemli bir kısmının kaybı

-Semptomatik patellofemoral dejeneratif eklem hastalığı

-Uyumsuz ağrı (örn., patellofemoral ağrı)

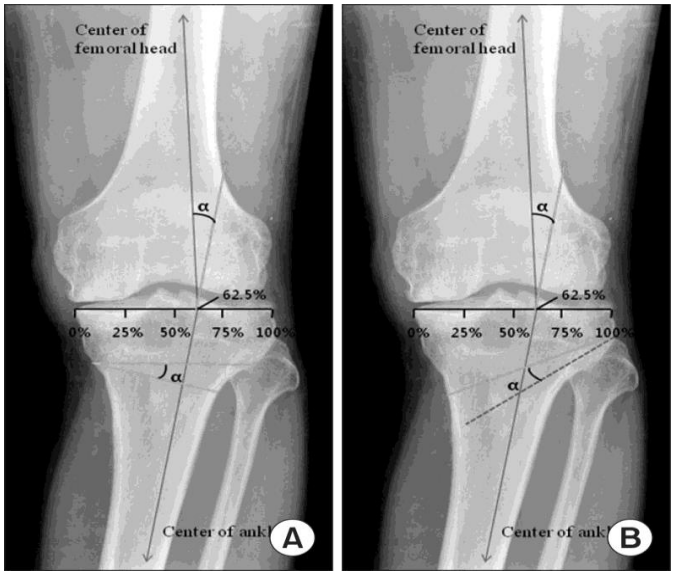
-Hastanın istenen miktarda açısal düzeltmenin beklenen kozmetik görünümünü yeterli bulmaması

-İnflamatuar artrit.

4.5. Düzeltme Prensibi

İdeal mekanik eksen kalça merkezinden diz boyunca tibiotalar eklemin merkezine geçer[60]. Nötr dizilimde, koronal düzlemdeki diz momenti, yürüyüşün duruş fazı sırasında diz yükünün yaklaşık %55-70'inin medial kompartmana iletilmesine neden olur[66]. Varus dizilimi ile bu dengesizlik şiddetlenir, böylece nötr dizilimden 1° varus sapma medial yükü %5 artırır[67]. Dugdale ve ark yaptığı bir araştırmaya göre 2°'den fazla varus dizilimi, oldukça kısa bir süre içinde osteoartrit geliştirme olasılığını önemli ölçüde artırmıştır[68].

Dugdale ve ark PTO'da osteotomi derecesini hesaplarken tibia platoda bulunan Fujisawa noktasını kullanmıştır. Fujısawa noktası, tibia platosunda en medial nokta %0 kabul edilerek, laterale doğru %62.5'lik oranına denk gelen noktaya denilmektedir[69].(Şekil 4.3.)



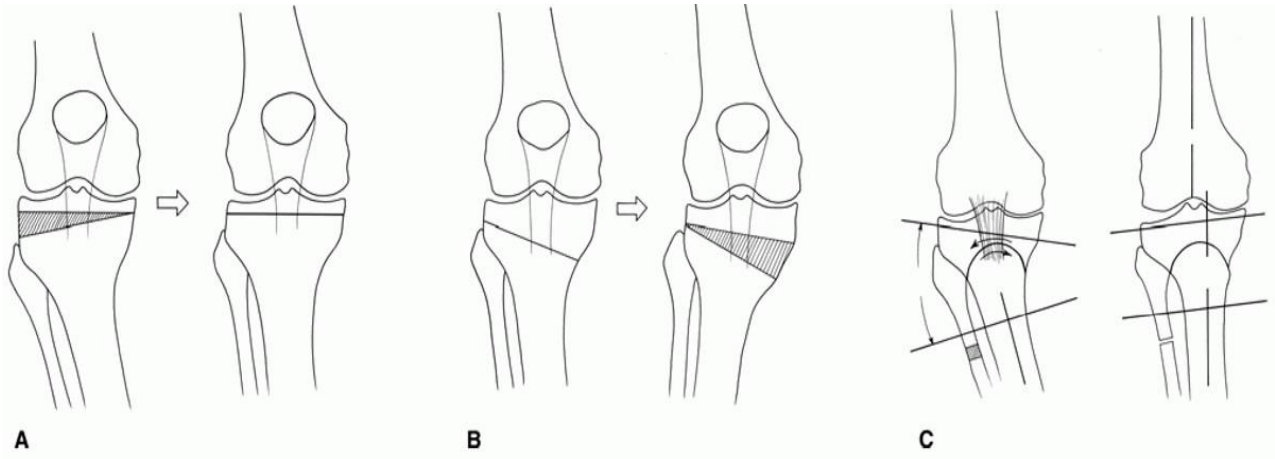
Şekil 4.3. Fujisawa noktası (A:LKKO hattı, B:MAKO hattı)

Dugdale ve ark. yaptığı çalışmaya göre yüksek tibial osteotomide düzeltme açısı hesaplanırken femur başı merkezinden başlayan birinci hat çizilir ve tibianın lateral platosunun medial 1/3'ünden(%62.5), Fujisawa noktasından geçer. Distalden tibiotalar eklemin merkezinden başlayarak Fujisawa noktasına uzanan ikinci bir hat çizilir. Bu iki hattın arasında kalan açı (x) düzeltme açısıdır ve PTO da ne kadar düzeltme yapılacağına işaret eder[68]. (Şekil 4.4.)

Şekil 4.4. Dugdale ve ark. tarif ettiği yönteme göre düzeltme açısı (x)

Varus deformitesinin düzeltmek için mekanik eksende ortalama 3-5° valgus fazla düzeltmesi önerilmektedir. Bununla birlikte, aşırı düzeltme medial bölmenin ağrısını gideremezken, aşırı düzeltme lateral bölmede daha kötü fonksiyonel sonuçlara ve dejenerasyona yol açacaktır[70].

4.6. Yüksek Tibial Osteotomi Cerrahi Teknikleri



Şekil 4.5. Lateral kapalı kama YTO (A) Medial Açık Kama YTO (B) Kubbe Osteotomisi (C)

4.6.1. Lateral kapalı kama yüksek tibial osteotomi

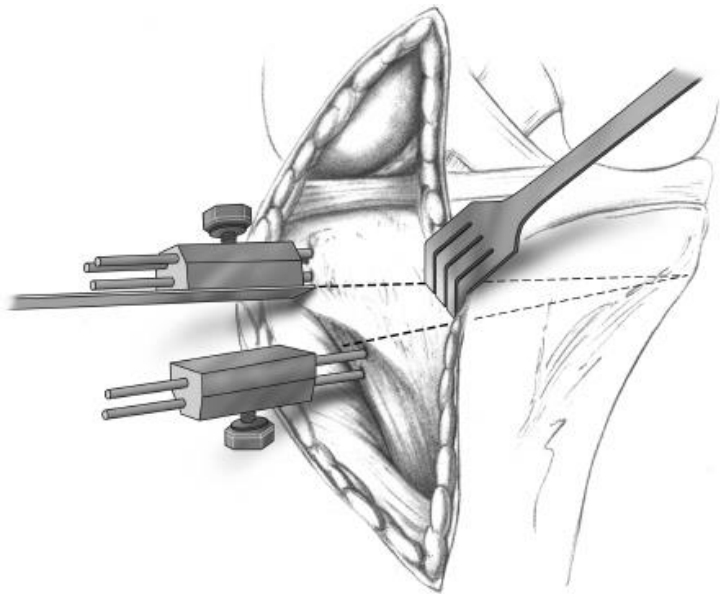
1965 yılında Coventry lateral kapalı kama osteotomisi (LKKO) tarfilemiştir ve günümüzde kuralları geçerliliğini korumaktadır[10]. Bu kuralları; deformite orta hattı geçecek şekilde fazladan düzeltilmeli, osteotomi deformitenin yakınından yapılmalı, osteotomi bölgesi hızla iyileşebilmeli, tespit erken hareket ve yüklenmeye izin verecek kadar stabil olmalı, uygulanması kolay olmalı şeklinde sıralayabiliriz.[72]

Bu osteotominin deformiteyi 15°'ye kadar rahat düzeltme, osteotomi bolgesindeki süngerimsi kemiğin geniş temas yüzeyi olması, stabil tespit nedeniyle erken yüklenmeye başlayabilme ve rehabilitasyonun hızlı ilerlemesi, dizde fleksiyon ve malrotasyon deformitesi yaratma riski az olması nedeniyle avantajları mevcuttur[72,73].

Ancak bu prosedür; nörovasküler komplikasyonlara neden olabilen geniş bir cerrahi diseksiyonu, fibular osteotomiyi veya proksimal tibiofibular eklemin gevşetilmesini gerektirir. Duivenvoordenet ve ark postoperatif hastaların yaklaşık %4'ünde peroneal sinir felci olduğunu bildirmiştir[74]. Kemik rezeksiyonu ile alt ekstremitenin kısalmasına neden olabilir. Patella baja ve artmış Q açısına neden olabilir. Ek olarak, proksimal tibial deformite ve lateral kondilin kemik kaybı nedeniyle ileride gerekebilecek total diz intramedüller kanalın

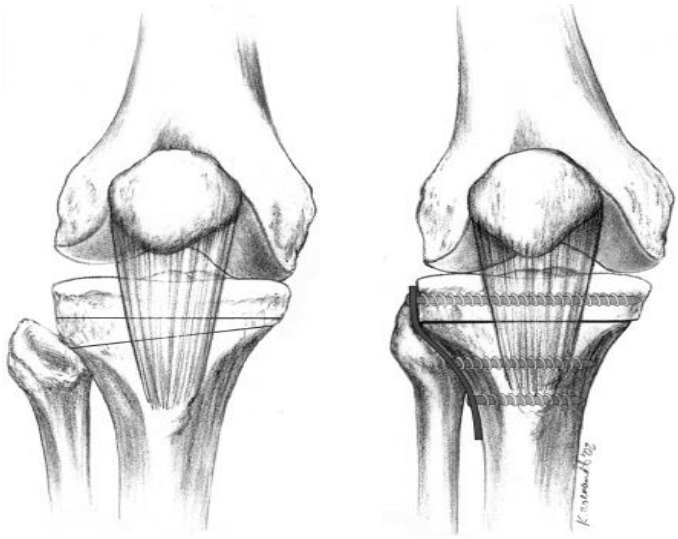
basamaklı (off-set) olması nedeniyle tibial komponentlerde lateral kortekste sıkışmaya yol açabilir[72,73].

Cerrahi teknik yaklaşık olarak fibula başı hazısından ters L şeklinde bir insizyon ile başlar. 10 cm lik bir insizyon sonrası tibialis anterior kası, proksimal tibiofibular eklemi ortaya çıkartmak için yükseltilir. Patellar tendonun lateraline ekartör yerleştirilirek tendon korunur. Tibianın posterolateraline ekartör yerleştirilerek nörovasküler yapılar korunur. Osteotomiye tibia lateral eklem yüzeyinin 2 cm altından başlanır. Proksimal osteotomi eklem yüzeyine paralel, distal osteotomi patellar tendonu önlemek için oblik olarak klavuz tel eşliğinde kesilmelidir[73]. (Şekil 4.6.)



Şekil 4.6. Osteotomi öncesi klavuz tel yerleştirme

Eklem içi kırık riskini azaltmak için karşı kortikal menteşenin 3-6 mm'si korunarak lateral kama çıkartılmalıdır. Medial tibial korteks tamamen osteotomize edilmemeli, osteotomi kapatıldığında menteşe görevi görmesi için çok sayıda delikle delinmelidir. Plastik deformasyon oluşturmak için menteşe yavaşça kapatılmalıdır[73]. Osteotomi valgus kuvveti kullanılarak kapatıldıktan sonra dizilim skopi ile kontrol edilmelidir. Rijit bir sabitleme için konturlu bir T-plakası veya kilitli plak uygulanabilir[75]. (Şekil 4.7.)



Şekil 4.7. Kama çıkartılması ve plak ile tespit edilmesi

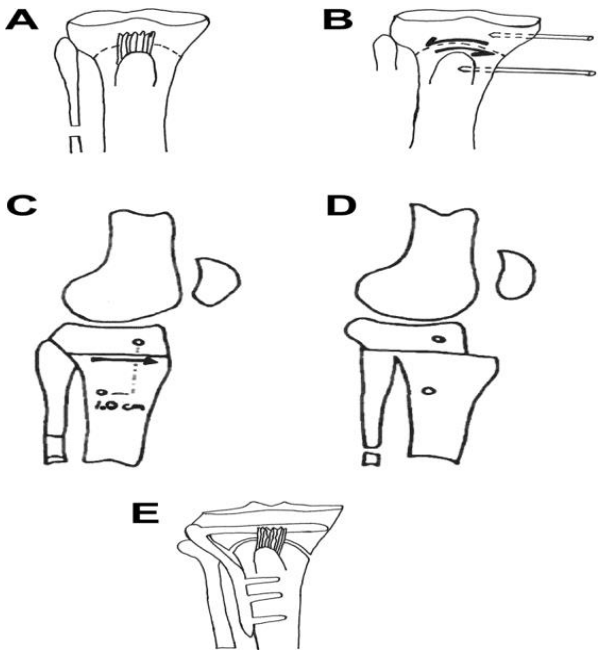
4.6.2. Kubbe osteotomisi

Travmatik varus deformitesi veya Blount hastalığı gibi 18-20 mm açma veya ≥20° açısal düzeltmeyi içeren büyük derecede düzeltme gerektiğinde kubbe (dome) osteotomisi yapılabilir[73].

Kubbe osteotomisi, ters U-şeklinde proksimal tibial kemik kesimi ve fiksasyon için metal bir plaka veya progresif düzeltme için eksternal fiksatör kullanan bir prosedürdür. Kama osteotomisindeki lineer yer değiştirme düzeltme yönteminden farklı olarak, tibial tüberkül ile eklem hattı arasındaki mesafe değişimini en aza indirir ve bu sayede patellanın konumunu daha iyi korur[76]. Proksimal tibianın doğal şeklini korur, alt ekstremitelerin uzunluğunu korur ve daha sonraki total diz protezi ameliyatını etkilemeden kemik iyileşme süresini kısaltır[77].

Cerrahi teknik Fibula proksimal 1/3 osteotomisi ile başlar. Driller yardımı ile patellar tendon her iki yanından tibia üst ucuna kubbe şeklinde osteotomi hattı oluşturulur. İtenilen açı elde edildikten sonra plak ya da fiksatör yardımı ile sabitleme işlemi yapılır[78]. (Şekil 4.8.)

Cerrahi tekniğin uygulaması zor olması, patellar tendon etrafında skar oluşumuna neden olabilmesi, fibular osteotomi gerektirmesı, iatrojenik deformitelere sebebiyet verebilmesi gibi dezavantajları bulunmaktadır.



Şekil 4.8. Kubbe (dome) osteotomisi cerrahi basamaklar

4.6.3. Medial açık kama yüksek tibial osteotomi

60'lı yıllarda Conventry tarafından popilize olan kapalı kama PTO, 90'lı yıllarda yerini medial açık kama osteotomisine bırakmaya başlamıştır. 1951'de Debeyre'nin tibial tüberkül proksimalinden medial açık kama osteotomisini (MAKO) tanımlanmış ve 1987'de Hernigou ve ark tarafından popilize edilmeye başlamıştır[10,70].

MAKO'nun daha küçük insizyondan yapılması ve skar dokusunun az oluşması,daha kolay cerrahi teknik, fibula osteotomisi gerektirmemesi nedeniyle norovasküler komplikasyon riskini düşürmesi, tibia proksimalde deformiye oluşturmayarak ileride gerekebilecek diz protezine izin vermesi, alt ekstremitede kısalığa yol açmaması popilize olmasına etken avantajları gösterilebilinir[9].

Bu osteotomide kamanın yerleştirildiği bölgeyi ayarlayarak tibianın antero-posterior düzlemdeki eğimini (tibial slope) değiştirmek mümkündür. Arka çapraz bağı olmayan dizlerde bu eğim artırılarak posterior stabiliteye katkıda bulunulurken, ön çapraz bağ yetmezliği olan dizlerde eğim azaltılarak anterior stabiliteye katkıda bulunulabilir. Gerekirse ön çapraz bağ, hatta arka çapraz bağ rekonstrüksiyonuyla beraber aynı seansta MAKO uygulanabilir[82,83,84].

MAKO'da önemli sorunlardan bir tanesi özellikle 7 mm'nin üzerinde yapılacak düzeltmeler için kemik grefti gereksinimi olabilmesidir[80]. Hernigou ve ark. distraksiyon sonrası oluşan boşluğun iliak kristadan alınan kortikospongioz yapıdaki greft ile

doldurulmasını önermiştir ancak bu da enfeksiyon gibi ek komplikasyonlara yol açabilir[81,85]. Bazı yazarlar 7.5 mm ve altındaki osteotomilerde, Spahn 12 mm altındaki osteotomilerde, Lobenhoffer P. ise 15 mm kadar açtıkları osteotomilerde greft kullanmanın gerekli olmadığını bildirmektedirler[9,81,86].

Diğer bir istenemeyen durum ekstansör mekanizmanın gerilmesidir. İç yan bağ (İYB) da bir miktar gerilse de bağın yüzeysel kısmı gevşetilerek bu kısmen önlenebilir. Bir diğer dezavantajı tibial eğimin (TE) artmasına sebep olmasıdır. Bu sebeple bu teknik dizin öne instabilitesi olan hastalarda çok uygun değildir.[82] Patellofemoral eklem açısından değerlendirildiğinde, patella alta olan hastalarda avantaj sağlarken, patella infera olan hastalarda dezavantajı olmaktadır. Çünkü MAKO ile ekstansör mekanizma daha fazla stres altında kalarak patellofemoral (PF) eklemde osteoartrit (AO) gelişimine sebep olabilir[53].

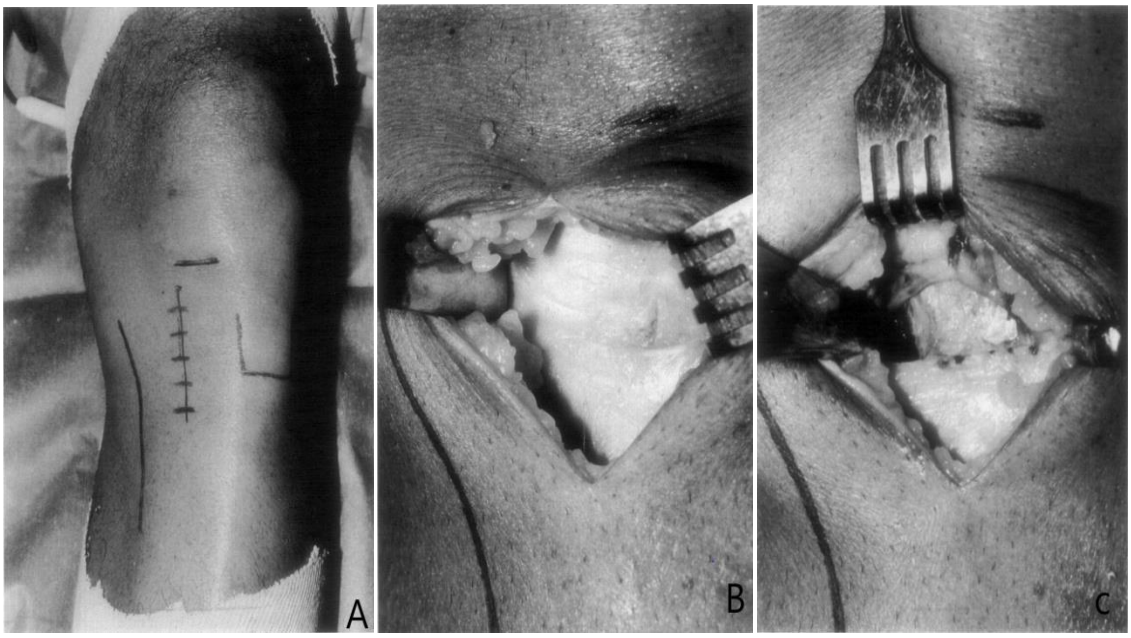
MAKO'nun en önemli sorunlarından biri de intraoperatif oluşabilecek lateral korteks kırığıdı durumudur. Lateral korteks yüksek tibial osteotomi ameliyatında önemli bir direnç noktası olup, kırılması durumunda kaynamama, yetersiz valgizasyon, implant yetmezliği, psödoartroz gelişimi gibi bir çok komplikasyonu beraberinde getirebilmektedir. Perineal sinir hasarı, derin ven tombozu, yara yeri problemleri diğer önemli sorunlardandır [9,70,80,81,85,86.89,93].

MAKO'da osteotomi medio-lateral planda oblik veya transvers olarak düz bir hat üzerinde (tek planlı osteotomi) yapılabildiği gibi, tibial tüberkülün distal veya proksimal fragmanda (retrotüberkül osteotomisi) bırakıldığı şekillerde de (V-şeklinde iki planlı osteotomi) uygulanabilir. Akut düzeltme sonrası tespit için Puddu plağı, Tomofix plağı, destek plağı, C-plak ve kama destekli plaklar ya da eksternal fiksatörler kullanılabilir[55,87].

Cerrahi Teknik:

Tibial teberkülün medialinden, tibial eklem hattının yaklaşık 2 cm altından, 5 cm longitudinal insizyon ile kesi yapılır.(Şekil 4.6.3.1.A.) Sartorial fasyaya ulaşılarak ters L şeklimde faysa açılır. (Şekil 4.6.3.1.B.) Pes anserinus geri çekilerek yüzeyel medial kollateral bağ açığa çıkarılır. MCL derinine künt ekartör yerleştirilerek tibia posteromedial sınırı açığa çıkartılır. (Şekil 4.6.3.1.C.) Patellar tendonun medial sınırı belirlenerek tibial tüberkül posteromediali açığa çıkartılarak tendon altına künt ekartör konulur[88].

Floroskopik kontrol altında, proksimal tibia eklem hattına yaklaşık 4 cm altından başlayarak medialden laterale doğru tibial eklem hattına 1 cm mesafeye (yaklaşık olarak fibula başı hizası) iki adet kılavuz 1.8 mm Kirschner teli gönderilir.(Şekil 4.9.A.) Dize 20 derece fleksiyon verdikten sonra mono-planar(tek planlı) kesi yapmak için medial kortek küçük salınımlı testere ve osteotomlar yardımı ile lateral kortekse yaklaşık 1 cm mesafeye kadar ön ve arka kortekslerle beraber kesilir[88]. (Şekil 4.9.B.)



Şekil 4.9. Tibia proksimal mediale longitudinal düzlemde cilt insizyonu (A)
Sartorial fasyanın gösterilmesi (B)
MCL lifleri önünden tibia arkasına ekartör yerleştirilmesi (C)

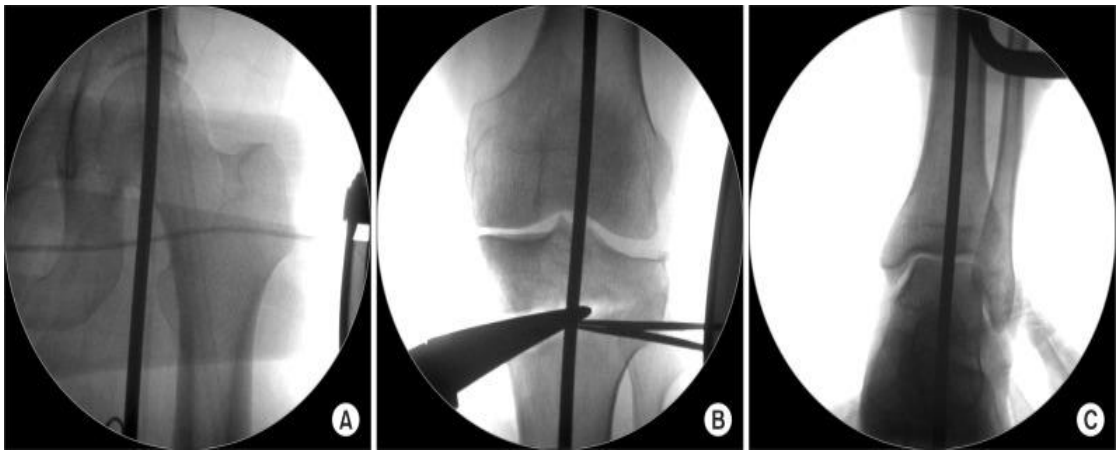
Biplanar osteotomide ise tibianın öncelikle 2/3 arka kısmı kesilir. Anterior 1/3'te (yaklaşık 1.5 cm) tibial tüberozitenin arkasında osteotominin posterior düzlemine 130°'lik bir açı oluşturan yükselen ya da alçalan (retrotüberkül) şekilde kesi yapılır ve yine lateral kortekse yaklaşık 1 cm mesafede kesi sonlandırılır[80]. (Şekil 4.10.)

Şekil 4.10. Biplanar tüberkülden yükselen ve alçalan (retrotüberküler) osteotomi görünümü

Osteotomi bölgesinin hareketliliği kontrol edilir ve valgus kuvveti yardımı ile osteotomi hattı açılır. Sagittal düzlemde tibial eğime dikkat edilir. Osteotomiler ile yeterli açılma sağlandıktan sonra açı ölçerli kama osteotom hattına yerleştirilerek uygun açı kontrol edilir[73]. (Şekil 4.11.)

Şekil 4.11. Osteotomi öncesi klavuz tel gönderilmesi (A)
Klavuz tel altından testere ile osteotomi yapılması (B)
Kama ile osteotomi açıklığının ölçülmesi (C)

Aynı zamanda kablo testi yapılarak yeterli valgusa ulaşıldığı floroskop ile doğrulanır. Femur başı merkezinden ayak bileği merkezine uzatılan kablonun tibia platosunda lateral %62,5'luk (Fujisawa noktası) bölgeden geçmesi uygun valgusa işaret eder[73]. (Şekil 4.12.)



Şekil 4.12. Femur başı merkezinden (A) ayak bileği merkezine (C) inen kablonun tibia plato lateral %62,5'luk (Fujisawa noktası) bölgeden geçmesi (B)

İstenilen düzeltme derecesi elde edildikten sonra fiksasyon için çeşitli plaklar kullanmak mümkündür[89]. Ameliyat sonrası hastalar hareketsiz tutulmaz, aksine çeşitli egzersizler ile hareket etmeleri teşvik edilir. Radyolojik takiplere göre ortalama 6. haftada yarı yük vermeye, 10. haftada tam yük vermeye izin verilir[89].

4.7. Lateral Menteşe Kırıkları ve Etkileri

MAKO'da en önemli komplikasyonlardan olan lateral korteks kırığı ameliyatın intra-operatif ve post-operatif dönemde ameliyat başarısını etkileyen durumdur. Birçok yazar HTO yayınlarında bu konuya değinmiştir.

Hernigou ve ark. yaptığı 93 olguluk çalışmada, %11.8 oranında kaynama öncesi lateral korteks kırığına bağlı olarak deplasman ve %10.7 oranında da non-deplase lateral tibia plato kırığı saptamışlardır[70].

Lobenhoffer ve Agneskirchner HTO'da Tomofix plak kullanmış ve lateral korteks kırılması durumunda plak üzerinden ek bir lag vidası kullanılabileceğini, bu vidanın osteotominin lateral korteks noktasında kompresyona neden olduğu ve instabiliteyi azalttığını söylemişlerdir[80]. Aynı şekilde Paccola ve ark. MAKO uygularken lateral korteks kırığı ile karşılaşmış ve düzeltme için medial tibial platoya perkütan lag vidası uygulamışlardır[90].

Spahn yaptığı çalışmada %6.6-14.6 arasında lateral korteks kırığı ile karşılaşmışken[81], Esenkaya yaptığı 40 olguyu içeren çalışmada %27.5 oranında lateral korteks kırığı ile karşılaştığını söylemiştir[79].

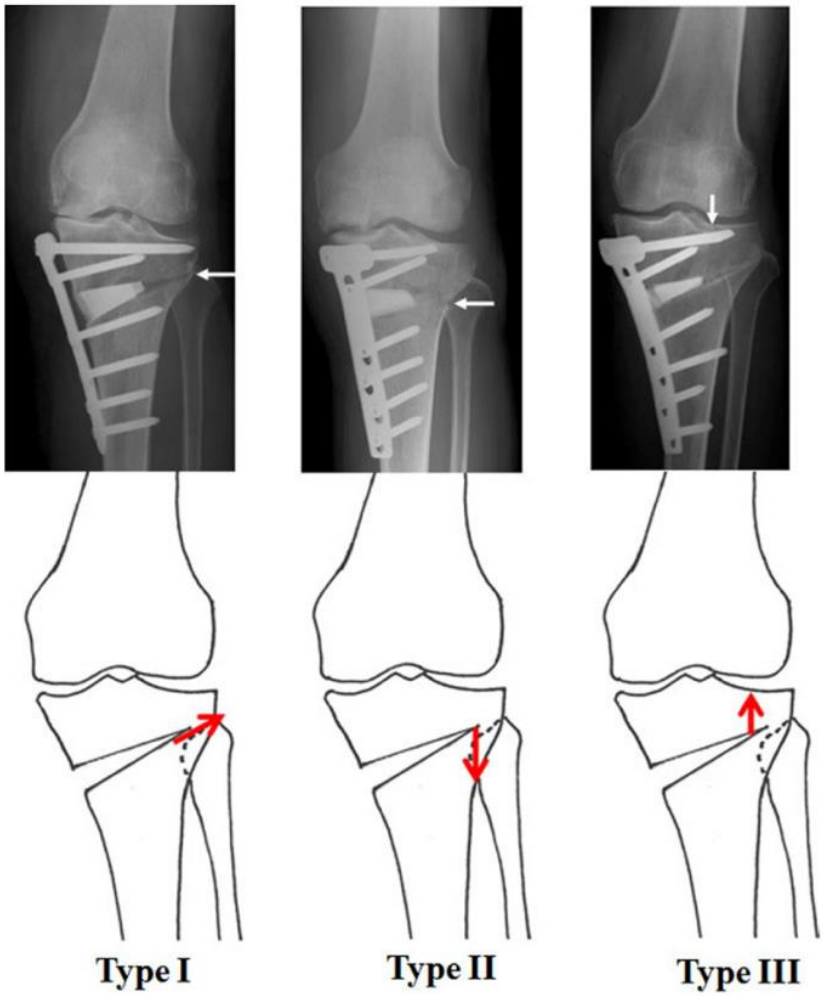
Stoffel ve ark. yaptıkları çalışmada lateral korteks kırığı ile karşılaşmış ve TomoFix plak kullanımının stabiliteyi arttırdığını göstermiştir[91]. Miller ve ark. yaptığı 50 hastalık çalışmada intra-operatif oluşan lateral korteks kırığının mikrohareketlere yol açtığı ve kaynama üzerine etkisinin olduğunu belirtmiştir[92].

Türkmen ve ark. hem biplanar hem de monoplanar medial açık kama yüksek tibial osteotomi prosedürünü sentetik kemik üzerinde uygulamış, açılma miktarının lateral kortikal kırık oluşumuna etkisinden bahsederek; lateral kortikal kırık oluşturmak için gereken yükün biplanar osteotomide monoplanar osteotomiye göre daha yüksek olduğunu söylemiştir[93].

Aynı şekilde Türkmen ve ark. yaptığı medial açık kama yüksek tibial osteotomide osteotominin son noktası ile lateral korteks arasındaki ideal mesafeyi ölçen diğer bir çaılmada ise lateral kortikal menteşe kırığını önlemede osteotominin lateral korteksten 5 mm'ye kadar getirilmesinin daha güvenli olduğunu gostermiştir[94].

Takeuechi ve ark. 104 hasta üzerinde yaptığı çalışma ile medial acık kama yuksek tibial osteotomide 26 hastada lateral korteks kırığına rastlamıştır ve yeniden kırık uzanımlarına göre bunları sınıflandırmıştır.

Bu sınıflandırmaya göre tibiofibular eklemin hemen proksimaline veya içine uzanan kırık uzanımı Tip 1, tibiofibular eklemin distaline uzanan kırık uzanımını Tip 2, lateral platoya uzanan kırık uzanımını Tip 3 olarak adlandırmıştır[95]. (Şekil 4.13.)



Şekil 4.13. Takeuchi sınıflaması

Nakamura ve ark. 2015'de yaptığı Takeuchi sınıflamasını etkinliğini inceleyen çalışmasında, tip 2 ve 3 kırıkların tip 1 ile kıyaslandığında daha instabil kırıklar olduğunu söylemiştir ve açık kama yüksek tibial osteotomide lateral menteşe kırıklarının önemini vurgulamıştır [96].

5. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ

Sonlu elemanlar yöntemi, yük altında yapılarda oluşan gerilme ve gerinimlerin belirlenerek hasar durumlarının incelenmesi, yapılar üzerindeki termal değişimlerin incelenmesi, kanallar veya borular içinde akışkanların hareketinin değerlendirilmesi ve yapılardaki titreşimlerin belirlenmesi gibi çeşitli mühendislik problemlerine yaklaşık bir çözüm arayan bir sayısal prosedürdür.

Bu metod üzerinde çalışılacak karmaşık geometrili cisim, sonlu eleman olarak adlandırılan çok sayıda sonlu geometrik alt bölümlere parçalanır. Daha basit hale getirilen sonlu elemanların üç boyutlu davranışları incelenerek çözüme ulaşılmaya çalışılır. Geometrik cisim ne kadar küçük parçalara bölünürse çözüm o kadar gerçekçi bir hal alır. Malzeme özellikleri daha önceden bilinen her bir sonlu elemanın çözüm matrisi çıkartılarak toplanır ve genel çözüm matrisi elde edilir. Yükleme şartları ve sınırların belirlenmesi ile genel çözüm matrisi çözülerek her bir düğüm noktası üzerindeki yer değiştirmeler hesaplanarak sonuca ulaşılır.

1970'li yıllarda ortopedik alanda insan lkemiklerindeki gerilmeleri ölçmek için ilk kez kullanılmaya başlanan sonlu elemanlar analizi, 1990'lı yıllarda bilgisayarlı tomografinin (BT) kullanılabilirliği sonrası gelişerek analiz kabiliyetini arttırmıştır[97].

6.GEREÇ VE YÖNTEM

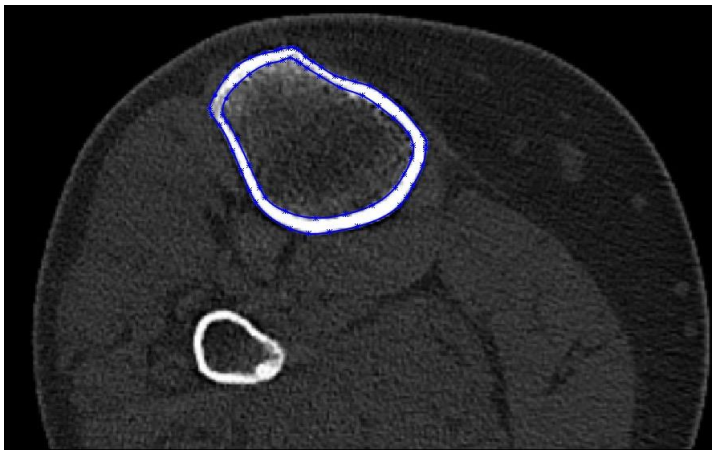
6.1. Araştırmanın Tipi, Yapıldığı Yer ve Tarih

Bu çalışma sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapılan biyomekanik nümerik bir çalışmadır. Çalışma Mart 2023 tarihinde Necmettin Erbakan Üniversitesi Meram Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı ile Karatay Üniversitesi Mühendislik ve Doğa Bilimleri Fakültesi Makine Mühendisliği Anabilim Dalı araştırma laboratuvarında yapılmıştır.

6.2. Araştırma Evren ve Örneklemi

Tibianın BT (bilgisayarlı tomografi) çekimi sonrası elde edilmiş örnekten katı tibia model hazırlanmış olup, bu modeller üzerinde tibia proksimaline frontal düzlemde 5 farklı açıda osteotomi yapılmış ve oluşturulan 5 model lateral korteks gerilimleri açısından karşılaştırılmıştır.

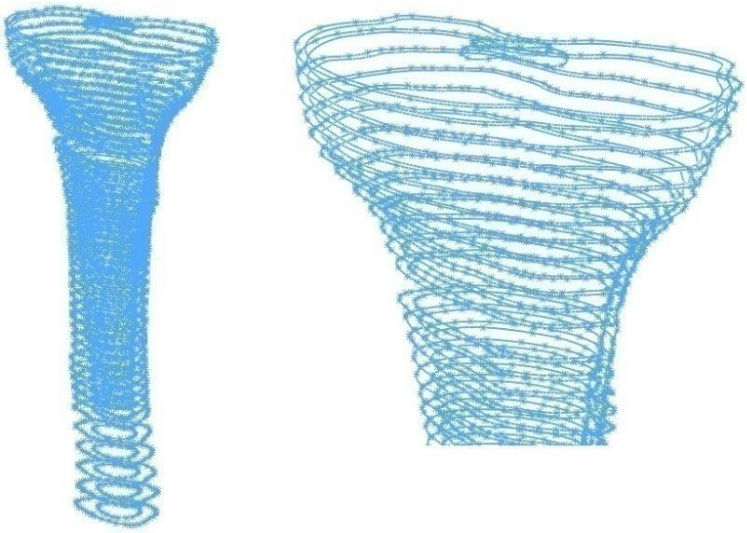
Örneklem hazırlanırken tibia modelinin bilgisayarlı tomografi görüntüleri DICOM (Digital imagining and communications in medicine) formatında olacak şekilde yüklendi. Tibia proksimalinden distaline doğru olarak, bilgisayarlı tomografi kesitleri JPEG (Joint Photographic Experts Group) formatında Enlil HBYS sisteminden alındı ve görseller katı modellemede kullanılan Solidworks (Dassault Systems SolidWorksCorp., Waltham MA) programına BT katmanlarına uygun olarak yüklendi. Kortikal kemik sınırları bu programda her bir katman için ayrı ayrı çizildi. (Şekil 6.1.)



Şekil 6.1. Bilgisayarlı tomografi görüntüsünde kortikal kenarların çizilmesi

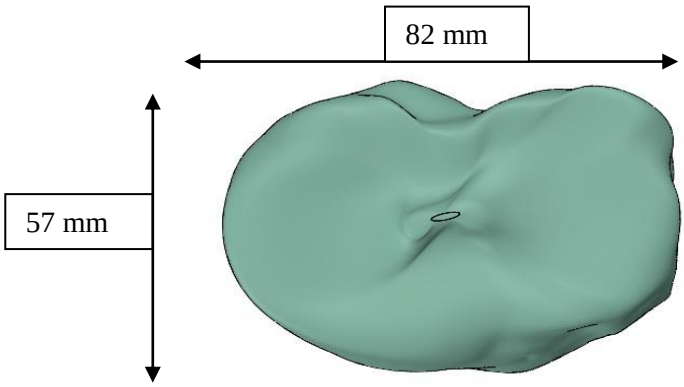
Toplamda 52 adet tomografi görüntüsü kullanılmıştır. Bu görüntüler proksimalden distale doğru başlangıçta 2mm, ardından 4 mm ve en son da 10 mm'ye ulaşan aralıkta yerleştirilmişlerdir. Bu yerleşim aralıklarının belirlenmesinde kemiğin farklı bölgelerindeki

şekil değişimleri etkili olmuştur. Proksimalde daha çok detay bulunması sebebiyle bu detayları doğru şekilde modellemek için proksimalde daha sık görüntü kullanılmıştır. Bu görüntülerin her birindeki kortikal ve trabeküler kemiğin sınırları kullanılarak «loft» komutu ile 2 adet içi dolu katı oluşturulmuştur. Bunlardan biri kortikal kemiği diğeri ise trabeküler kemiği temsil etmektedir. Kortikal kemikten trabeküler kemik çıkartılarak içi boş kortikal kemik oluşturuldu.(Şekil 6.2.)



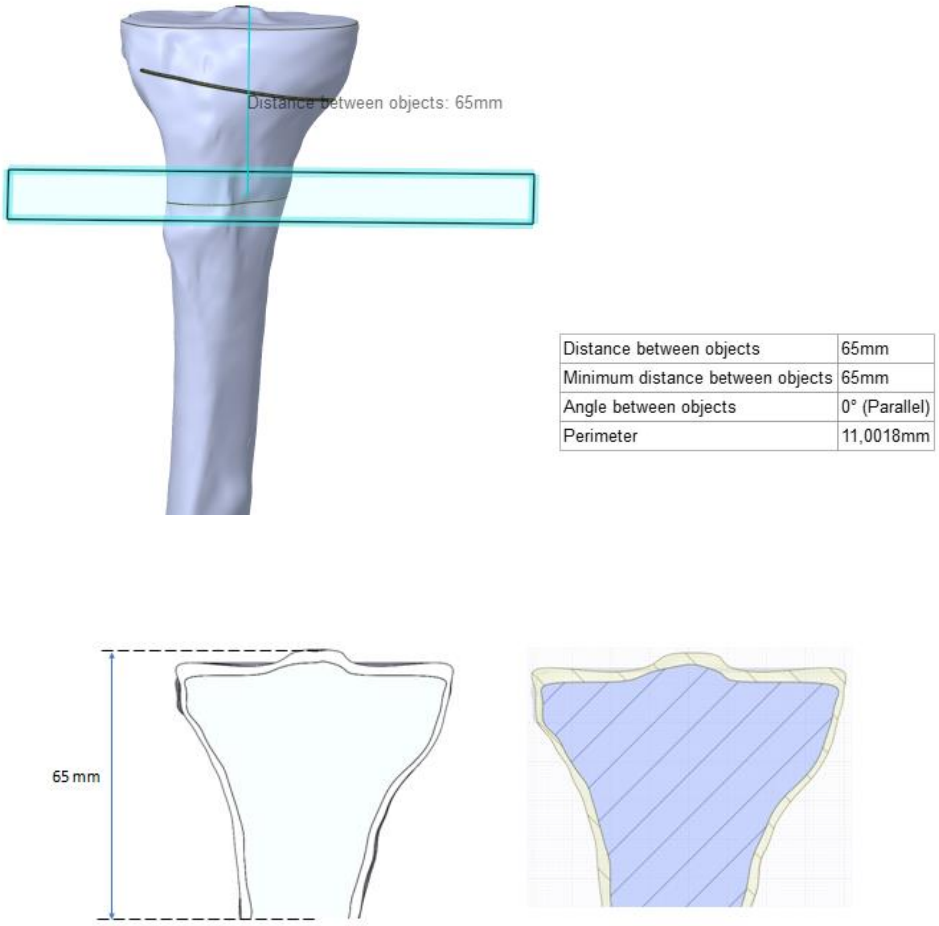
Şekil 6.2. Tibia katı modelinin oluşturulması

Oluşturulan bu tibia modelinde medialden laterale mesafe 82 mm, posteriordan anteriora mesafe 57 mm olarak ölçüldü. (Şekil 6.3.)



Şekil 6.3. Tibia proksimal eklem aksiyel görüntüsü

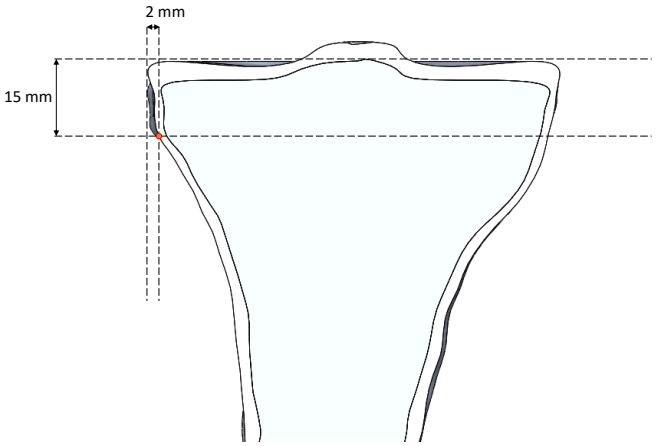
Daha sonra analiz süresini kısaltmak için çalışma alanı içerisinde olacak tibia proksimalden 65 mm'lik kesit alınarak çalışma modeli tamamlandı. Oluşturulan kemiğin tamamının kullanılması osteotominin açılmasında etkili olmayacağı için kemiğin bu sınırlı kısmı kullanıldı. (Şekil 6.4.)



Şekil 6.4. Tibia geometrisinin proksimal 65 mm'lik kesiti

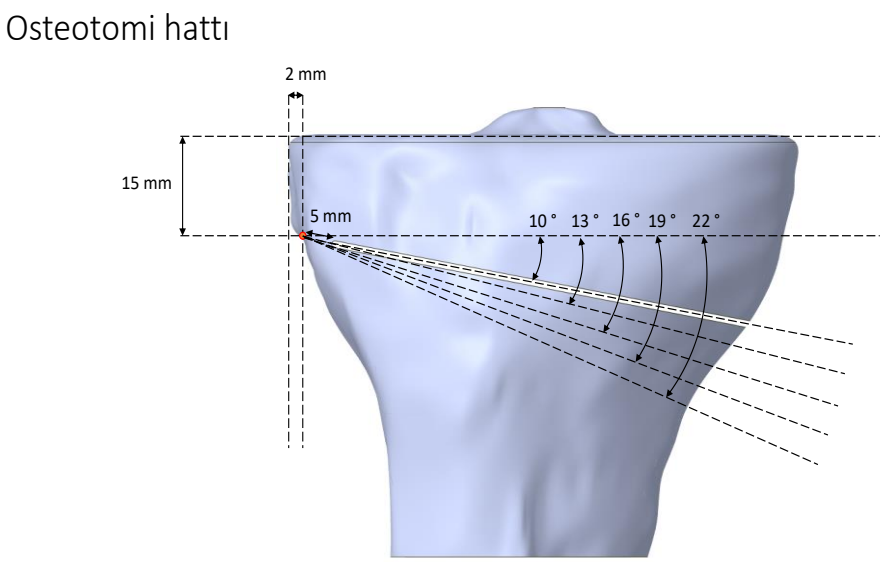
ANSYS Workbench'in (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) alt uygulaması olan Space Claim programına aktarılan kemik modeline, bu program aracılığıyla frontal düzlemdeki osteotomiler yapıldı. Ucu radyuslu olan testere modellenerek kesiler gerçekleştirildi.

Yaklaşık olarak tibiofibular eklem üzerinde olacak şekilde, tibia lateral korteksinden 2 mm mediale ve eklem hattından 15 mm distale olacak şekilde osteotomiler için hedef noktası belirlendi. (Şekil 6.2.5.)



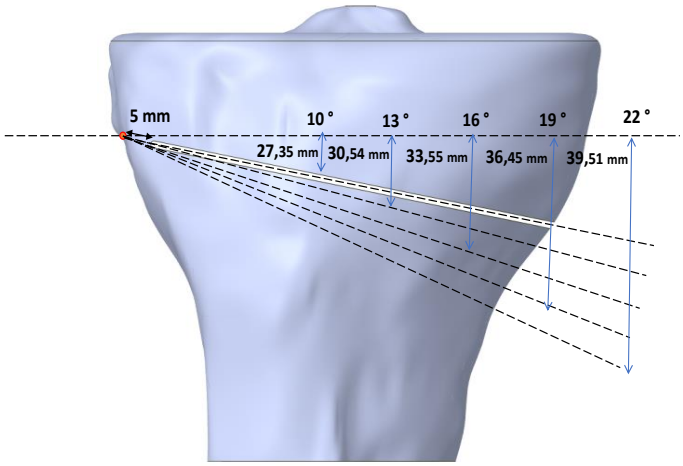
Şekil 6.5. Osteotomilerin hedef noktasın gösterimi

Beş farklı grup oluşturuldu. Her grubun osteotomiye başlama açısı (tibia medial platoya olan uzaklığı) farklı dizayn edilerek, tüm gruplar aynı noktayı hedefleyecek şekilde monoplanar olarak supratüberküler bölgeden geçen kesi hatları oluşturuldu. Osteotomiye başlama açıları 10°, 13°, 16°, 19°, 22° olarak planlandı. Tüm gruplarda osteotomiler lateral korteks üzerindeki hedef noktaya 5 mm mesafede sonlandırıldı. (Şekil 6.2.6.)



Şekil 6.6. Aynı noktada sonlanan (lateral korteks hedef noktasına 5 mm mesafe), beş farklı açıda (10°, 13°, 16°, 19°, 22°) osteotomi hattının gösterimi

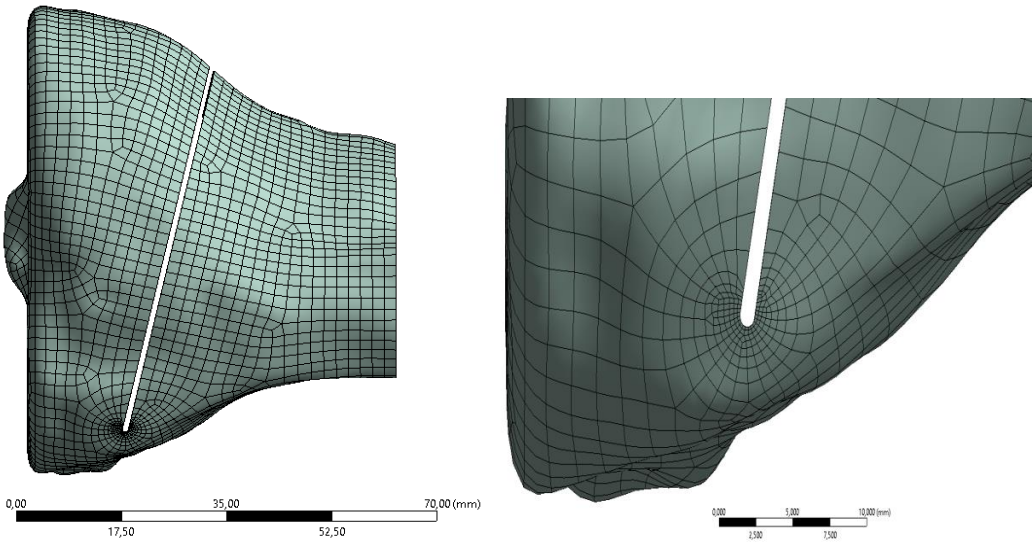
Osteotomiye başlama noktalarının tibia eklem yüzeyine olan mesafeleri (mm) hesaplandı. (Şekil 6.7.)



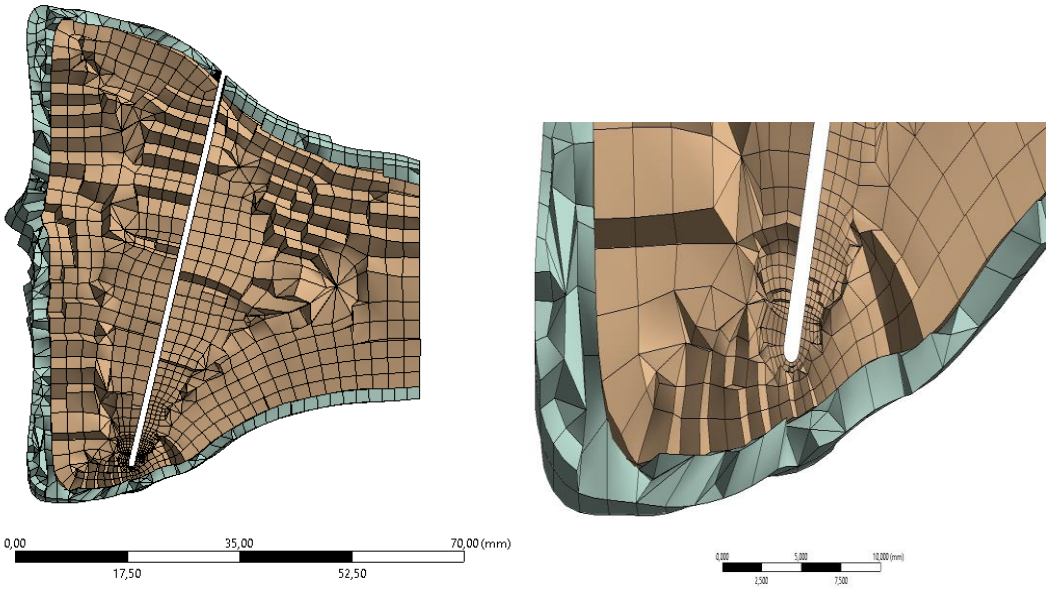
Şekil 6.7. Frontal düzlemdeki osteotomi eğimlerinin başlangıç noktalarının eklem çizgisine göre mesafeleri
(10°: 27,35 mm, 13°: 30,54 mm, 16°: 33,55mm, 19°: 36,45 mm, 22°: 39,51 mm)

Daha sonra 2. dereceden tetrahedron (10 d.n.), pentahedron (15 d.n) ve hegzahedron (20 d.n.) sonlu elemanlar içeren çözüm ağı oluşturuldu. 2. dereceden elemanlar, fazla düğüm noktasına sahip olmalarından dolayı analiz süresini uzatsalarda deneysel sonuçlara yakın sonuç vermelerinden dolayı tercih edilmişlerdir.

Daha yüksek gerilmenin oluşması beklenen menteşe bölgesinde eleman boyutları küçültülerek daha fazla eleman modellendi ve sonuçların gerçeğe yaklaşması planlandı. Çözüm ağında eleman boyutları trabeküler kemikte 4 mm, kortikal kemikte 3 mm, menteşe bölgesinde 0,2 mm olacak şekilde ayarlandı. (Şekil 6.8.) (Şekil 6.9.) Modeller üzerindeki elaman sayıları ve düğüm noktaları belirlendi. (Tablo 6.1.)



Şekil 6.8. Kortikal kemikte çözüm ağının gösterimi



Şekil 6.9. Kortikal ve trabeküler kemikte çözüm ağının gösterimi (kesit görüntüsü)

Model	Eleman sayısı	Düğüm noktası sayısı (d.n.)
10°	67945	214629
13°	66686	209724
16°	68989	216511
19°	73252	228170
22°	64942	202232

Tablo 6.1. Modellerin çözüm ağlarında bulunan toplam eleman ve düğüm noktası sayıları

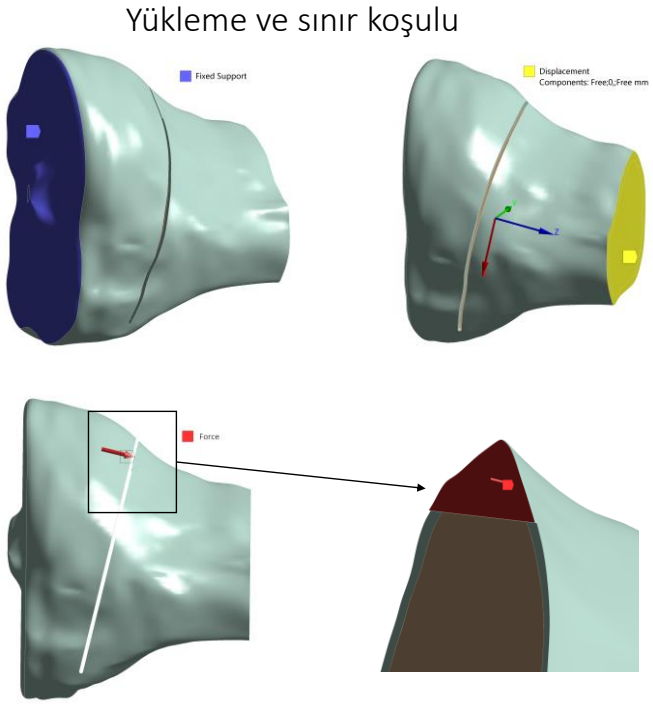
Tibia modellerine kortikal ve trabeküler kemik için bilineer izotropik pekleşme malzeme modeli yüklenmiştir. Kortikal ve trabeküler kemikte bilineer izotropik pekleşme modelinin plastik kısmı akma dayanımı ve tanjant modülü ile tanımlanmıştır. Kemik yapısı için bu modelin tercih edilmesinin sebebi kemiğin gerçek malzeme davranışına yaklaşmaktır. (Tablo 6.2.)

Model	Elastik modülü (MPa)	Poisson's oranı	Akma dayanımı (MPa)	Tanjant modülü (MPa)
Kortikal kemik	18160	0,26	84,52	685,37
Trabeküler kemik	372	0,3	2,19	61,03

Tablo 6.2. Kullanılan malzeme özellikleri

6.3. Yüklenme Şartları

Tibia proksimal eklemi mavi boyalı bölgeden sabit tutularak osteotomi hattının distal yüzeyine dik olacak şekilde 75 N'luk kuvvet uygulandı. Burada kuvvetin uygulandığı alan, operasyon esnasında kemiği açmak için kuvvetin uygulandığı alanı simüle etmek için modellenmiş yaklaşık bir alandır. Sarı ile gösterilen tibianındistal ucu ise belirtilen koordinat sisteminde yalnızca X ve Z eksenlerinde hareket edecek şekilde kısıtlanmıştır. Bunun sebebi osteotomi hattını frontal planda simetrik bir şekilde açılmasını sağlamaktır (Şekil 6.10.)



Şekil 6.10. Tibia proksimal eklem yüzeyinin sabitlenerek (mavi alan), osteotomi hattında distal yüzeye kuvvet uygulanması (kırmızı alan)

7.BULGULAR

Tibia proksimalde osteotomi hattı distaline 5 N'dan başlayarak 75 N'a kadar olmak üzere, 5 N' luk değişimlerle kuvvet uygulandı. Uygulanan kuvvet sonucu oluşan momentin, 5 farklı modeldeki (10°, 13°, 16°, 19°, 22°) lateral menteşenin üzerinde oluşturduğu kortikal gerilme (MPa), trabeküler gerilme (MPa), osteotomi hattındaki açı değişimi (°) ve gap mesafesi (mm) kayıt altına alındı. (Tablo 7.1.)

			10 derece					13 derece					16 derece			
substep	Zaman (s)	Kuvvet (N)	Moment (Nmm)	cortical stress (MPa)	trabecular stress (MPa)	açı (degree)	gap mesafesi (mm)	Moment (Nmm)	cortical stress (MPa)	trabecular stress (MPa)	açı (degree)	gap mesafesi (mm)	Moment (Nmm)	cortical stress (MPa)	trabecular stress (MPa)	açı (degree)	gap mesafesi (mm)
2	0,050	5,0	309,1	76,80	2,28	0,28	1,4316	298,15	76,47	2,27	0,28	1,4641	289,35	75,43	2,35	0,3	1,4089
4	0,100	10,0	618,2	95,85	2,47	0,55	1,7399	596,3	94,81	2,51	0,57	1,7663	578,7	92,81	2,52	0,6	1,7286
6	0,150	15,0	927,3	93,55	2,96	0,85	2,0729	894,45	92,26	2,99	0,87	2,0946	868,05	94,44	3,07	0,92	2,0721
8	0,200	20,0	1236,4	100,70	3,57	1,16	2,4381	1192,6	99,74	3,60	1,2	2,4552	1157,4	100,15	3,72	1,26	2,4469
10	0,250	25,0	1545,5	111,05	4,28	1,5	2,8425	1490,75	109,51	4,30	1,56	2,8552	1446,75	110,03	4,53	1,64	2,8604
12	0,300	30,0	1854,6	123,21	5,13	1,89	3,2941	1788,9	121,26	5,14	1,95	3,3014	1736,1	121,69	5,47	2,05	3,3207
14	0,350	35,0	2163,7	137,06	6,40	2,32	3,807	2087,05	134,97	6,40	2,4	3,8126	2025,45	135,21	6,68	2,53	3,8468
16	0,400	40,0	2472,8	152,58	7,86	2,81	4,3911	2385,2	150,40	7,87	2,9	4,3939	2314,8	150,30	8,16	3,06	4,4445
18	0,450	45,0	2781,9	169,61	9,46	3,37	5,0571	2683,35	167,48	9,52	3,48	5,0643	2604,15	167,08	9,94	3,67	5,1361
20	0,500	50,0	3091	188,57	11,25	4,02	5,8401	2981,5	186,55	11,43	4,17	5,8594	2893,5	186,55	12,06	4,44	5,9959
22	0,550	55,0	3400,1	212,91	13,58	4,91	6,9111	3279,65	211,40	13,96	5,14	6,9851	3182,85	212,62	14,88	5,54	7,2353
24	0,600	60,0	3709,2	242,94	16,49	6,1	8,3408	3577,8	241,88	17,04	6,44	8,4929	3472,2	255,34	18,26	6,98	8,8718
26	0,650	65,0	4018,3	278,12	19,62	7,5	10,0344	3875,95	280,47	20,25	7,97	10,2792	3761,55	310,97	21,77	8,69	10,7891
28	0,700	70,0	4327,4	330,02	22,73	9,05	11,9026	4174,1	335,44	23,41	9,68	12,2727	4050,9	371,44	25,27	10,57	12,9258
30	0,750	75,0	4636,5	387,50	25,90	10,81	14,0215	4472,25	393,97	26,47	11,54	14,4321	4340,25	434,56	28,67	12,62	15,2399

			19 derece					22 derece				
substep	Zaman (s)	Kuvvet (N)	Moment (Nmm)	cortical stress (MPa)	trabecular stress (MPa)	açı (degree)	gap mesafesi (mm)	Moment (Nmm)	cortical stress (MPa)	trabecular stress (MPa)	açı (degree)	gap mesafesi (mm)
2	0,050	5,0	283,5	89,25	2,29	0,32	1,3732	280,7	96,98	2,30	0,35	1,3785
4	0,100	10,0	567	97,07	2,52	0,64	1,7173	561,4	92,14	2,69	0,7	1,7556
6	0,150	15,0	850,5	94,80	3,14	0,98	2,084	842,1	95,64	3,46	1,07	2,1563
8	0,200	20,0	1134	106,76	3,89	1,35	2,4814	1122,8	105,27	4,38	1,48	2,5911
10	0,250	25,0	1417,5	115,01	4,73	1,75	2,9184	1403,5	116,91	5,37	1,92	3,0685
12	0,300	30,0	1701	127,62	5,69	2,19	3,4076	1684,2	130,50	6,53	2,42	3,6099
14	0,350	35,0	1984,5	141,83	6,87	2,7	3,9637	1964,9	146,29	7,91	2,98	4,2227
16	0,400	40,0	2268	158,09	8,36	3,27	4,5944	2245,6	164,58	9,51	3,63	4,9251
18	0,450	45,0	2551,5	177,23	10,09	3,93	5,3175	2526,3	187,80	11,50	4,41	5,7834
20	0,500	50,0	2835	204,00	12,42	4,82	6,3067	2807	224,13	14,53	5,61	7,0808
22	0,550	55,0	3118,5	245,29	15,76	6,2	7,8145	3087,7	276,80	18,53	7,28	8,9115
24	0,600	60,0	3402	297,49	19,57	7,92	9,7254	3368,4	341,52	23,06	9,34	11,1455
26	0,650	65,0	3685,5	356,50	23,41	9,9	11,9106	3649,1	413,07	27,78	11,65	13,6613
28	0,700	70,0	3969	419,63	27,13	12,06	14,3009	3929,8	487,85	32,54	14,17	16,3901
30	0,750	75,0	4252,5	484,86	30,81	14,4	16,8652	4210,5	563,99	37,30	16,86	19,3113

Tablo 7.1. Beş farklı model için uygulanan kuvvet sonrası oluşan momente bağlı stres oluşumu,açı değişimi ve gap mesafesi

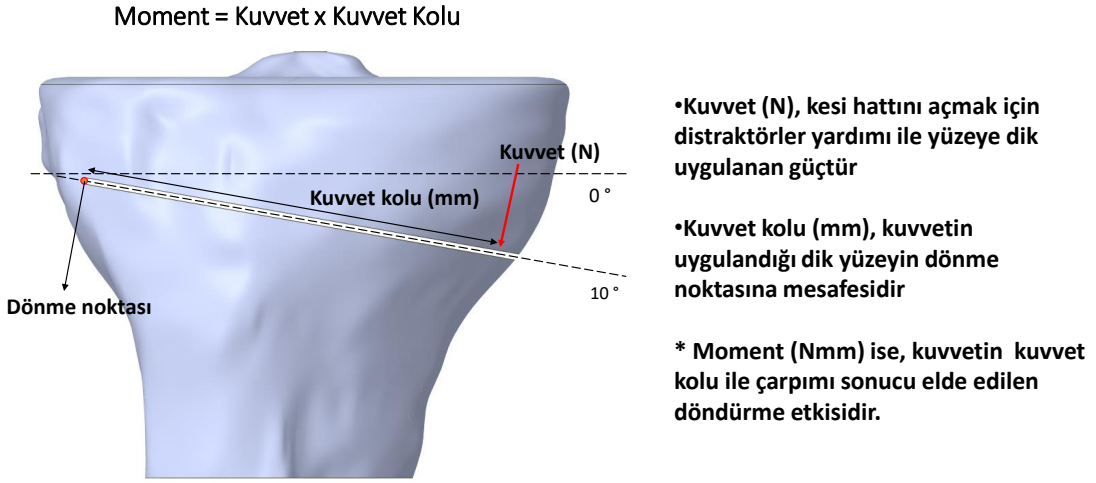
Eş zamanlı uygulanan kuvvet ile oluşan momentin her beş grup için;

- Frontal plandaki osteotomi eğimi- moment (döndürme etkisi) ilişkisi
- Uygulanan kuvvet- düzeltme açısı ve gap aralığı ilişkisi
- Uygulanan kuvvet- lateral menteşede oluşan kortikal kemik gerilmesi
- Uygulan kuvvet- lateral menteşede oluşan spongioz (trabeküler) kemik gerilmesi
- Oluşan kortikal kemik gerilmesi- düzeltme açısı ilişkisi
- Elde edilen moment- düzeltme açısı ve gap aralığı ilişkisi
-Frontal plandaki osteotomi eğimi- menteşe rijitliği ilişkisi

değerlendirmeleri yapıldı.

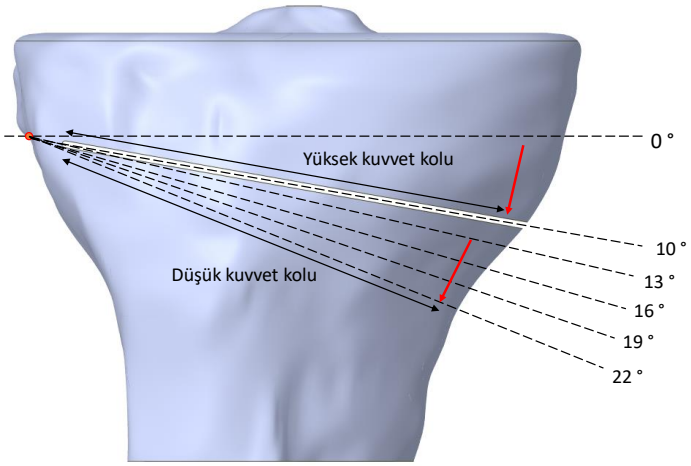
7.1. Frontal Plandaki Osteotomi Eğimi- Moment (Döndürme Etkisi) İlişkisi

Frontal planda yapılan osteotomi hattındaki açılma, kesi distaline dik uygulanan kuvvetin oluşturduğu döndürme etkisi yani moment sayesinde olmaktadır. Moment, yüzeye dik uygulanan kuvvet ve kuvvet kolunun çarpımı olarak ifade edilebilir.(Şekil 7.1.)



Şekil 7.1. Moment (döndürme etkisi), alana dik uygulanan kuvvet ile kuvvet kolunun çarpımıdır

Daha düşük açıdaki kesi ile osteotomi yapılan grupta kuvvet kolu daha uzun olmasından dolayı aynı F kuvveti altında daha yüksek moment oluşmaktadır. Yani aynı kuvvet, düşük kesi açılarında daha yüksek döndürme etkisi yapmaktadır. Aynı şekilde frontal plandaki osteotomi açısı büyüdükçe kuvvet kolu kısaldığından dolayı aynı kuvvettin yaptığı döndürme etkisi (moment) azalmaktadır.(Şekil 7.2.)

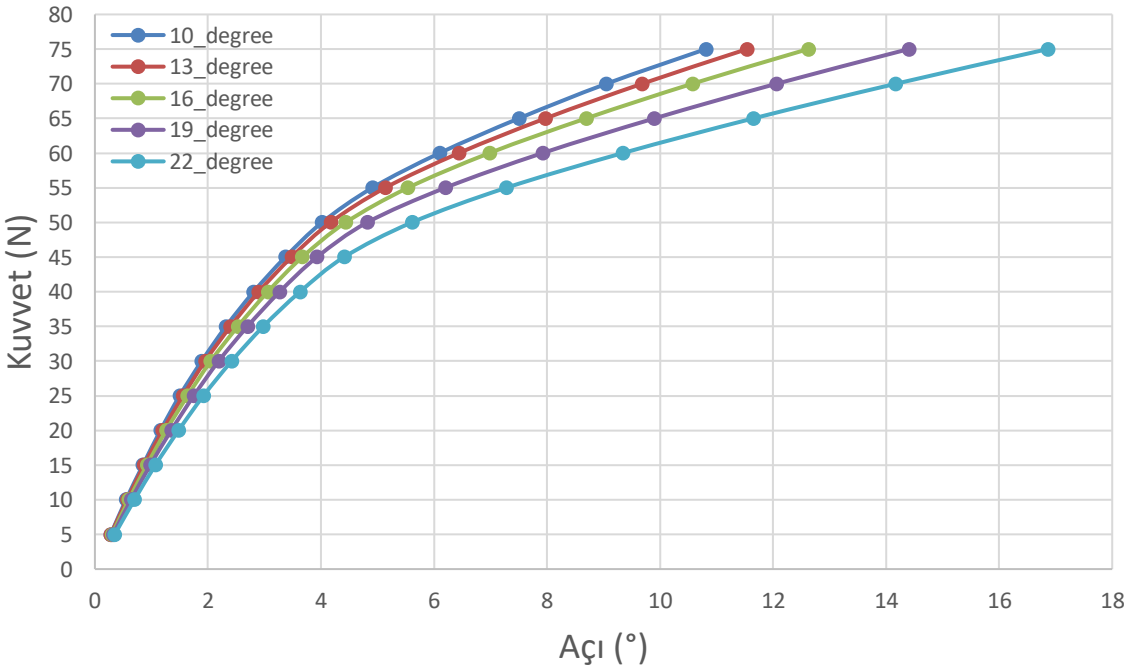


Kesi açısı (°)	Kuvvet kolu (mm)	Moment (N*mm)
10	61.82	4636.5
13	59.63	4472.25
16	57.87	4340.25
19	56.7	4252.5
22	56.14	4210.5

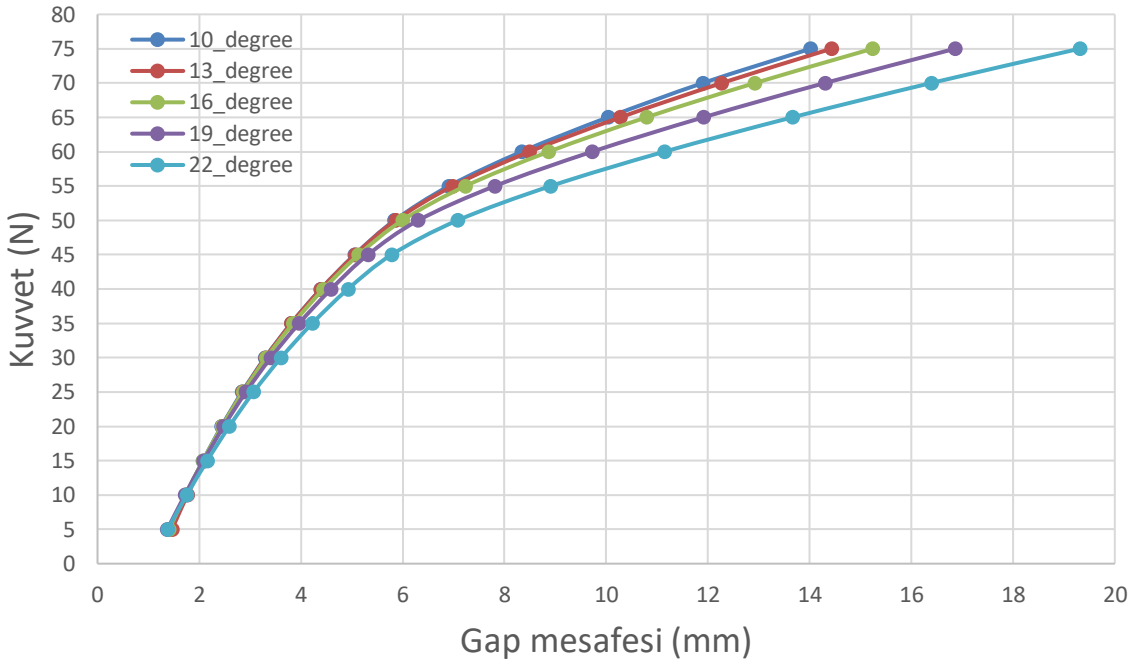
Şekil 7.2. Frontal plandaki osteotomi eğimi arttıkça kuvvet kolu kısalmakta ve buna bağlı olarak moment (döndürme etkisi) azalmaktadır

7.2. Uygulanan Kuvvet- Düzeltme Açısı ve Gap Aralığı Değişimi İlişkisi

Her beş grubada 5 N'dan başlayarak 75 N'a ulaşan kuvvet uygulandı. Osteotomileri farklı açılarda (10°, 13°, 16°, 19°, 22°) yapılan bu modellerde osteotomi hattı distaline uygulanan kuvvetlerin meydana getirdiği düzeltme açısı ve gap aralığı değişimleri ölçülerek kayıt altına alındı. (Grafi 7.1.)(Grafi 7.2.)



Grafi 7.1. Osteotomi distaline uygulanan kuvvet sonucu oluşan düzeltme açısı değişim grafiği



Grafi 7.2. Osteotomi distaline uygulanan kuvvet sonucu oluşan gap aralığı değişim grafiği

5 N kuvvet uygulandığında; 10° eğim ile osteotomi yapılan dizde 0,26 derece açılanma, 1,43 mm gap mesafesi oluşurken, 13° eğim ile osteotomi yapılan dizde 0,28 derece açılanma, 1,46 mm gap mesafesi, 16° eğim ile osteotomi yapılan dizde 0,3 derece açılanma, 1,40 mm gap mesafesi, 19° eğim ile osteotomi yapılan dizde 0,32 derece açılanma, 1,37 mm gap mesafesi, 22° eğim ile osteotomi yapılan dizde 0,35 derece açılanma, 1,37 mm gap mesafesi oluştuğu gözlendi. (Tablo 7.2.3.)

75 N kuvvet uygulandığında; 10° eğim ile osteotomi yapılan dizde 10,81 derece açılanma, 14,02 mm gap mesafesi oluşurken, 13° eğim ile osteotomi yapılan dizde 11,54 derece açılanma, 14,43 mm gap mesafesi, 16° eğim ile osteotomi yapılan dizde 12,62 derece açılanma, 15,23 mm gap mesafesi, 19° eğim ile osteotomi yapılan dizde 14,40 derece açılanma, 16,86 mm gap mesafesi, 22° eğim ile osteotomi yapılan dizde 16,86 derece açılanma, 19,31 mm gap mesafesi oluştuğu gözlendi. (Tablo 7.2.)

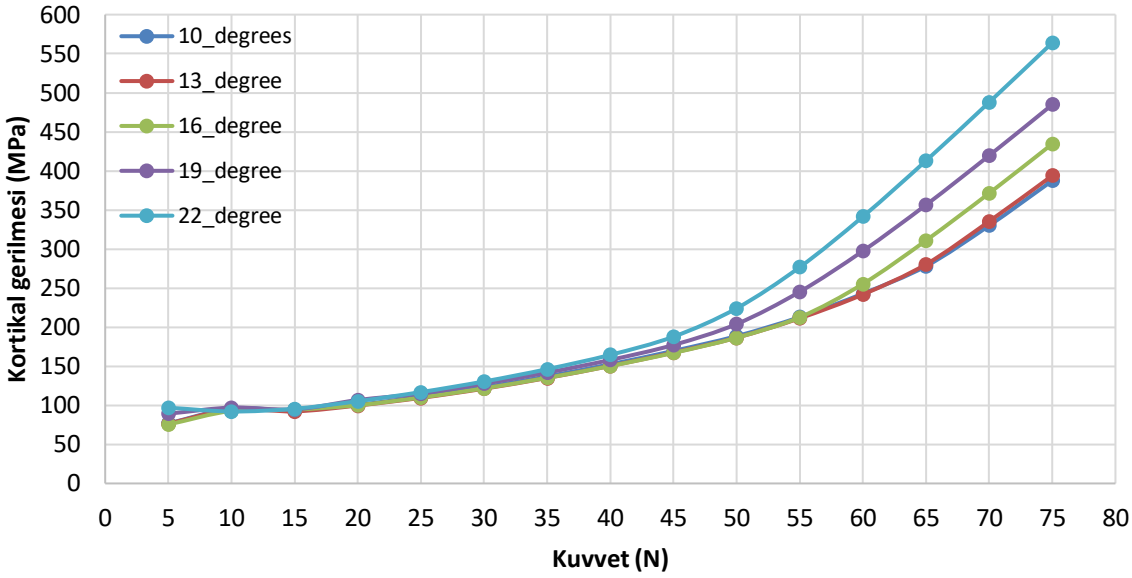
	10 derece		13 derece		16 derece		19 derece		22 derece	
Kuvvet (N)	Açı (degree)	Gap mesafesi (mm)	Açı (degree)	Gap mesafesi (mm)	Açı (degree)	Gap mesafesi (mm)	Açı (degree)	Gap mesafesi (mm)	Açı (degree)	Gap mesafesi (mm)
5	0,26	1,4316	0,28	1,4641	0,30	1,4089	0,32	1,3732	0,35	1,3785
10	0,55	1,7399	0,57	1,7663	0,60	1,7286	0,64	1,7173	0,70	1,7556
15	0,85	2,0729	0,87	2,0946	0,92	2,0721	0,98	2,084	1,07	2,1563
20	1,16	2,4381	1,20	2,4552	1,26	2,4469	1,35	2,4814	1,48	2,5911
25	1,50	2,8425	1,56	2,8552	1,64	2,8604	1,75	2,9184	1,92	3,0685
30	1,89	3,2941	1,95	3,3014	2,05	3,3207	2,19	3,4076	2,42	3,6099
35	2,32	3,807	2,40	3,8126	2,53	3,8468	2,70	3,9637	2,98	4,2227
40	2,81	4,3911	2,90	4,3939	3,06	4,4445	3,27	4,5944	3,63	4,9251
45	3,37	5,0571	3,48	5,0643	3,67	5,1361	3,93	5,3175	4,41	5,7834
50	4,02	5,8401	4,17	5,8594	4,44	5,9959	4,82	6,3067	5,61	7,0808
55	4,91	6,9111	5,14	6,9851	5,54	7,2353	6,20	7,8145	7,28	8,9115
60	6,10	8,3408	6,44	8,4929	6,98	8,8718	7,92	9,7254	9,34	11,1455
65	7,50	10,0344	7,97	10,2792	8,69	10,7891	9,90	11,9106	11,65	13,6613
70	9,05	11,9026	9,68	12,2727	10,57	12,9258	12,06	14,3009	14,17	16,3901
75	10,81	14,0215	11,54	14,4321	12,62	15,2399	14,40	16,8652	16,86	19,3113

Tablo 7.2. Osteotomi distaline uygulanan kuvvetin farklı modellerde oluşturduğu açı ve gap mesafesi degerleri

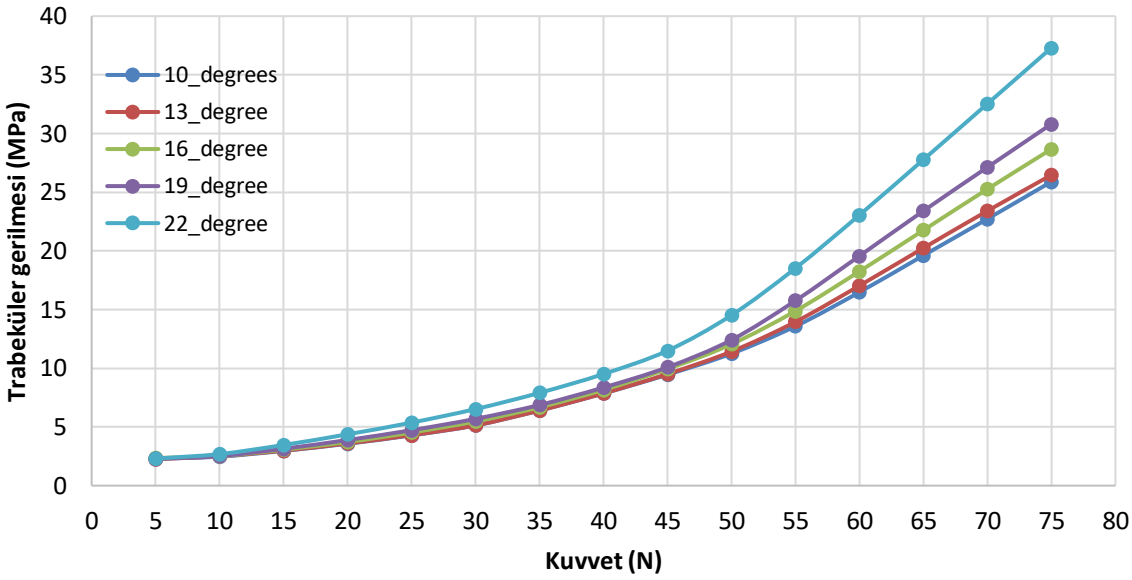
Düşük kuvvet uygulanan tüm modellerde benzer düzeltme açı oranları ve gap aralığı değişimleri gözlenirken, uygulanan kuvvet arttıkça daha yüksek eğim ile osteotomi yapılan modelde daha fazla düzeltme açısına ulaşıldığı ve daha fazla gap aralığı oluştuğu görülmektedir. Bu da osteotomi eğimi arttıkça aynı düzeltme açına ve gap aralığına ulaşmak için daha düşük kuvvetlerin yeterli olduğunu , daha hızlı şekilde hedef düzeltme açılarına ulaşılabileceğini göstermektedir.

7.3. Uygulanan Kuvvet- Kortikal ve Trabeküler Kemik Gerilimi İlişkisi

Her beş gruba da aynı şekilde 5 N'dan başlayarak 75 N'a ulaşan kuvvet uygulandı. Osteotomileri farklı eğimlerde (10°, 13°, 16°, 19°, 22°) yapılan bu modellerde osteotomi hattı distaline cinsinden uygulanan kuvvetin lateral korteks üzerinde oluşturduğu kortikal yüzey gerilmeleri ve trabeküler kemik gerilmeler MPa (megapascal) cinsinden kayıt altına alındı. (Grafi 7.3.)(Grafi 7.4.)

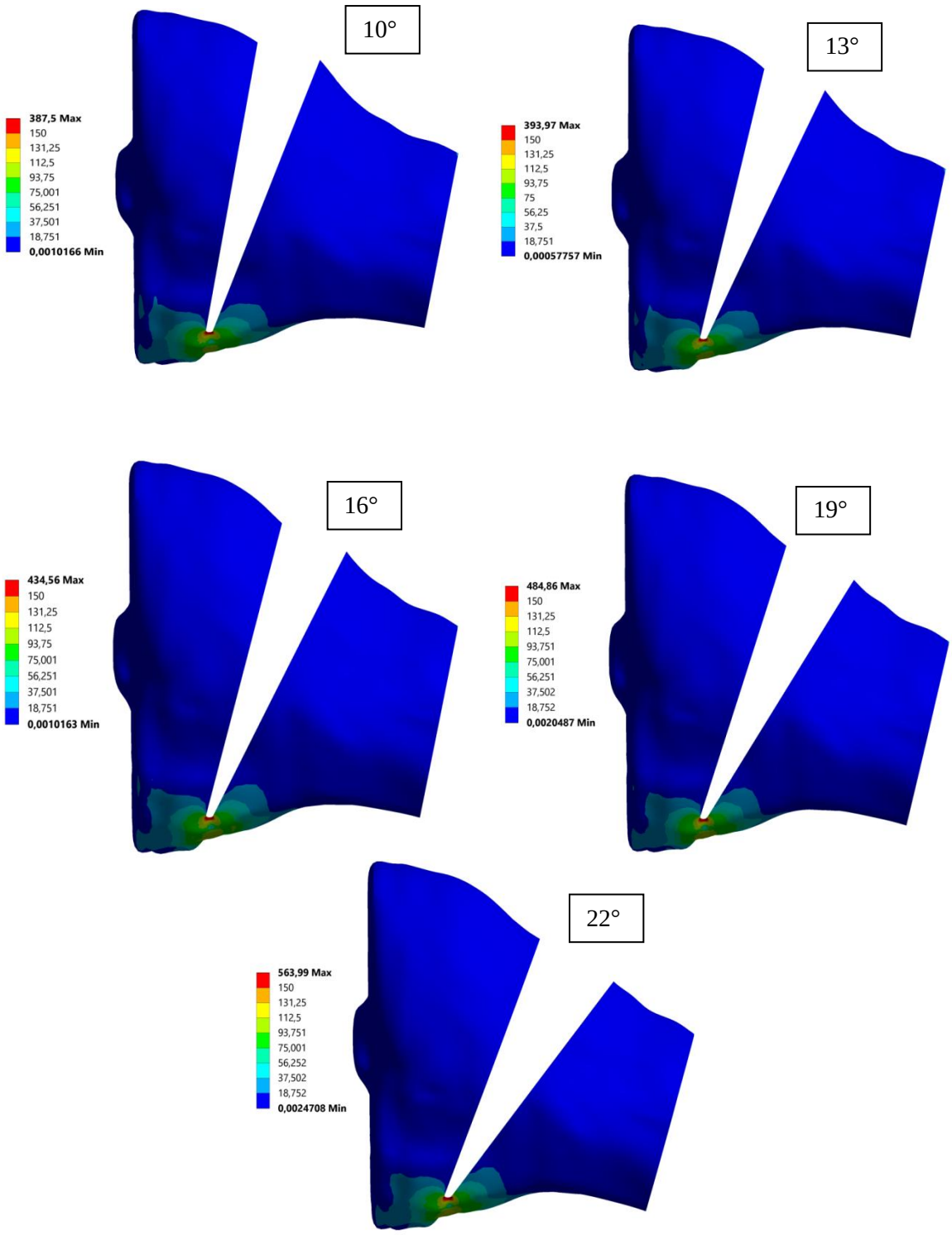


Grafi 7.3. Uygulanan kuvvetin lateral korteks üzerinde oluşturduğu kortikal kemik gerilimi grafiği



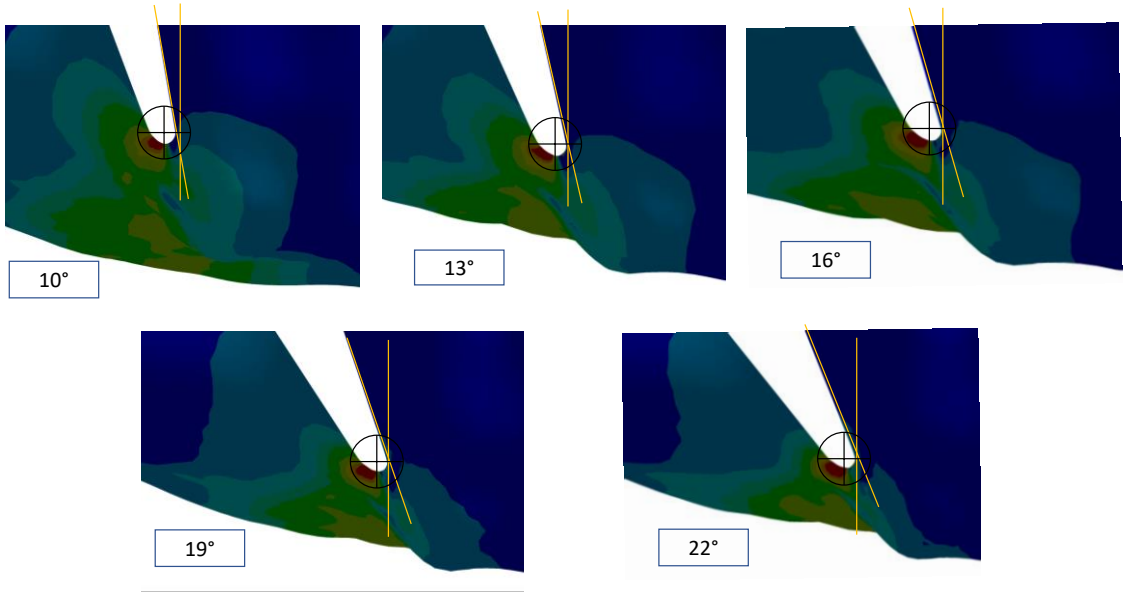
Grafi 7.4. Uygulanan kuvvetin lateral korteks üzerinde oluşturduğu trabeküler kemik gerilimi grafiği

Düşük kuvvet uygulanan tüm modellerde lateral korteks üzerindeki kemik gerilimleri benzer olurken uygulanan kuvvet arttıkça daha yüksek eğim ile osteotomi yapılan modeldeki lateral korteks kortikal ve trabeküler kemik geriliminin daha fazla olduğu görülmektedir. (Şekil 7.3.)



Şekil 7.3. Tüm modellerde 75 N kuvvet altında kortikal kemik gerilim miktarları (MPa) ve dağılımları

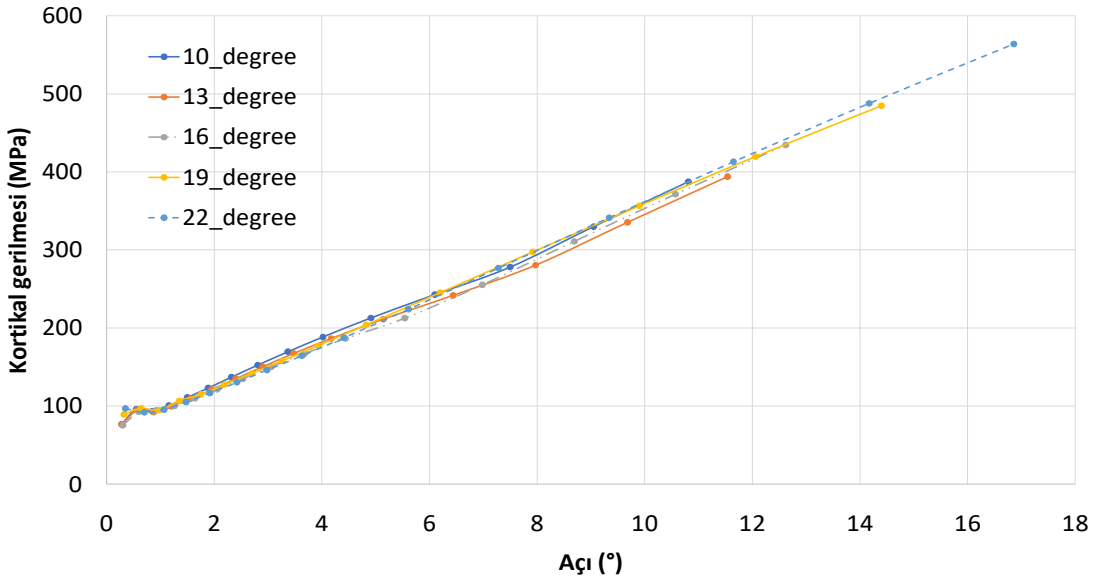
Gerilme dağılımı incelendiğinde kemik anterior ve posterior yüzeyden bakıldığında tüm gruplarda kortikal ve trabeküler kemik gerilimi dağılımının benzer olduğunu gördük. Gerilimin, osteotomi hattının distal köşesinden başlayarak lateral kortekse doğru dağıldığını ve gap mesafesi arttıkça en çok gerilimin yine tüm gruplarda osteotomi bitiş noktasında aynı yönde toplandığını gözlemledik.(Şekil 7.4.)



Şekil 7.4. Tüm modellerde aynı açılma aralığına ya da gap mesafesine ulaşıldığında, kortikal kemikte gerilimin en yüksek olduğu bölgeler (kırmızı ile gösterilen)

7.4. Kortikal Kemik Gerilimi- Düzeltme Açısı ve Gap Aralığı İlişkisi

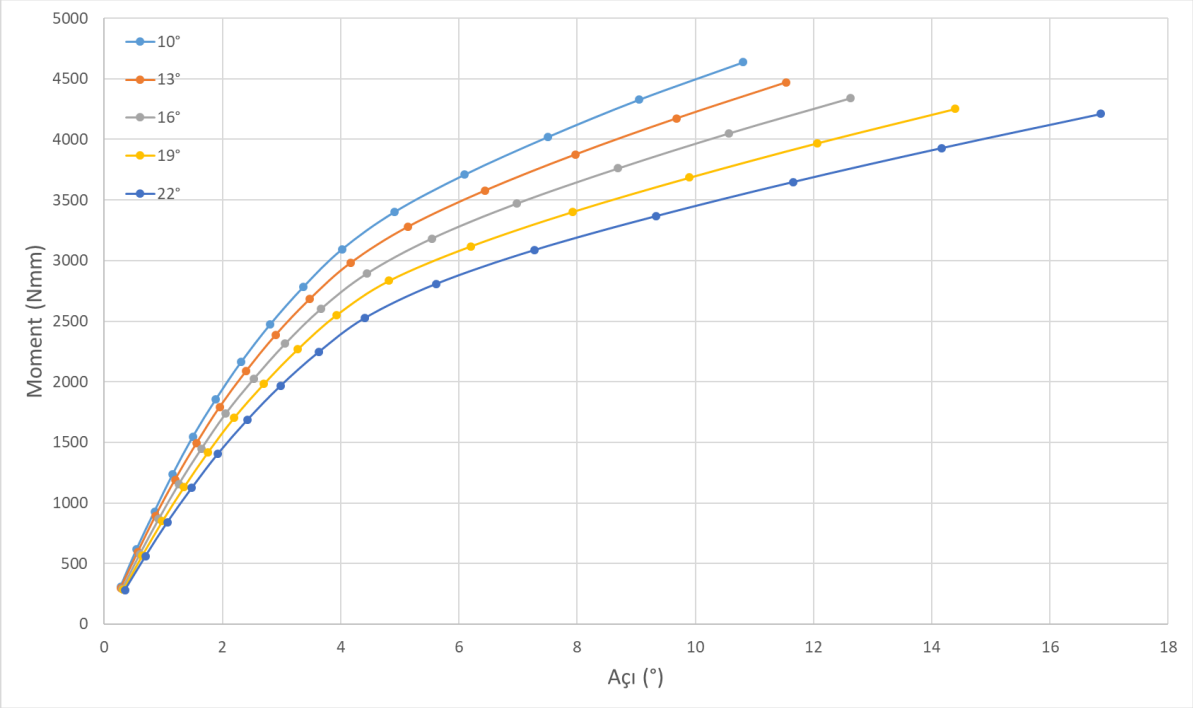
Tüm modellerde (10°, 13°, 16°, 19°, 22°) osteotomi eğimini artırmak ile aynı kuvvet altında, daha fazla düzeltme açısına ulaşılabildiğini ancak aynı zamanda daha fazla lateral korteks gerilimine yol açıldığını gözlemlemiştik. Düzeltme açısı miktarı ile lateral korteks kemik gerilimleri arasındaki ilişkiyi incelediğimizde ise; frontal plandaki osteotomi eğimini değiştirmek, ulaşılan düzeltme açısı aynı olduğu müddetçe lateral korteks üzerindeki gerilimi değiştirmedi. Yani aynı düzeltme açılarında tüm modellerde yaklaşık aynı miktarda lateral korteks gerilimi elde edildi. (Grafi 7.5.)



Grafi 7.5. Farklı osteotomi eğimlerinde, ulaşılan düzeltme açısı-oluşan kortikal kemik gerilimi grafiği

7.5. Ulaşılan Moment (Döndürme Etkisi)- Düzeltme Açısı ve Gap Aralığı İlişkisi

Frontal plandaki osteotomi eğimi arttıkça kuvvet kolunun kısaldığından ve buna bağlı olarak momentin (döndürme etkisinin) azaldığından bahsetmiştik. (Şekil 7.1.2.) Yaptığımız çalışmada daha küçük osteotomi eğimlerinde , daha yüksek moment miktarlarına rağmen daha küçük düzeltme açıları oluştuğunu gözlemledik. Diğer bir ifadeyle daha yüksek eğim ile osteotomi yapılan modellerde, aynı F kuvvetinde, daha düşük momente rağmen daha yüksek düzeltme açısı ve gap mesafesi yakalanabilmektedir. (Grafi 7.6.)



Grafi 7.6. Farklı osteotomi eğimlerindeki moment değerlerinin oluşturduğu düzeltme açısı grafiği

Örneğin 10° eğim ile osteotomi yapılan modelde 75 N kuvvet ile; 4636,5 Nmm moment oluşturularak 10,81 derece düzeltme açısına ve 14,02 mm gap aralığına ulaşılırken; 22° eğim ile osteotomi yapılan modelde 75 N kuvvet ile; 4210,5 Nmm moment oluşturularak 16,86 derece düzeltme açısına ve 19,31 mm gap aralığına ulaşılabilmektedir. (Tablo 7.3.)

	10 derece			13 derece			16 derece			19 derece			22 derece		
Kuvvet (N)	Moment (Nmm)	Açı (degree)	Gap mesafesi (mm)	Moment (Nmm)	Açı (degree)	Gap mesafesi (mm)	Moment (Nmm)	Açı (degree)	Gap mesafesi (mm)	Moment (Nmm)	Açı (degree)	Gap mesafesi (mm)	Moment (Nmm)	Açı (degree)	Gap mesafesi (mm)
5	309,1	0,28	1,4316	298,15	0,28	1,4641	289,35	0,3	1,4089	283,5	0,32	1,3732	280,7	0,35	1,3785
10	618,2	0,55	1,7399	596,3	0,57	1,7663	578,7	0,6	1,7286	567	0,64	1,7173	561,4	0,7	1,7556
15	927,3	0,85	2,0729	894,45	0,87	2,0946	868,05	0,92	2,0721	850,5	0,98	2,084	842,1	1,07	2,1563
20	1236,4	1,16	2,4381	1192,6	1,2	2,4552	1157,4	1,26	2,4469	1134	1,35	2,4814	1122,8	1,48	2,5911
25	1545,5	1,5	2,8425	1490,75	1,56	2,8552	1446,75	1,64	2,8604	1417,5	1,75	2,9184	1403,5	1,92	3,0685
30	1854,6	1,89	3,2941	1788,9	1,95	3,3014	1736,1	2,05	3,3207	1701	2,19	3,4076	1684,2	2,42	3,6099
35	2163,7	2,32	3,807	2087,05	2,4	3,8126	2025,45	2,53	3,8468	1984,5	2,7	3,9637	1964,9	2,98	4,2227
40	2472,8	2,81	4,3911	2385,2	2,9	4,3939	2314,8	3,06	4,4445	2268	3,27	4,5944	2245,6	3,63	4,9251
45	2781,9	3,37	5,0571	2683,35	3,48	5,0643	2604,15	3,67	5,1361	2551,5	3,93	5,3175	2526,3	4,41	5,7834
50	3091	4,02	5,8401	2981,5	4,17	5,8594	2893,5	4,44	5,9959	2835	4,82	6,3067	2807	5,61	7,0808
55	3400,1	4,91	6,9111	3279,65	5,14	6,9851	3182,85	5,54	7,2353	3118,5	6,2	7,8145	3087,7	7,28	8,9115
60	3709,2	6,1	8,3408	3577,8	6,44	8,4929	3472,2	6,98	8,8718	3402	7,92	9,7254	3368,4	9,34	11,1455
65	4018,3	7,5	10,0344	3875,95	7,97	10,2792	3761,55	8,69	10,7891	3685,5	9,9	11,9106	3649,1	11,65	13,6613
70	4327,4	9,05	11,9026	4174,1	9,68	12,2727	4050,9	10,57	12,9258	3969	12,06	14,3009	3929,8	14,17	16,3901
75	4636,5	10,81	14,0215	4472,25	11,54	14,4321	4340,25	12,62	15,2399	4252,5	14,4	16,8652	4210,5	16,86	19,3113

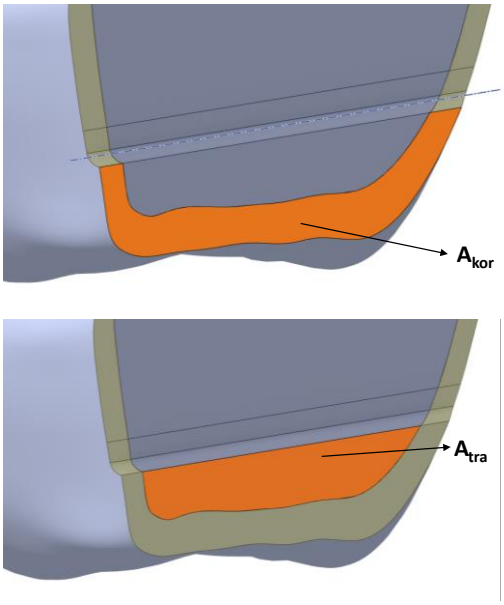
Tablo 7.3. Farklı osteotomi eğimlerinde oluşan momentin, düzeltme açısı ve gap aralığına etkisi

Yani aynı F kuvveti uygulanan, yüksek osteotomi eğimi ile kesilen gruplarda daha düşük momente (döndürme etkisine) rağmen daha fazla açı değişimine ulaşabildiğimizi ya da aynı açı değişimine daha hızlı şekilde ulaşılabildiğimizi gözlemledik.

Daha düşük moment ile daha fazla açı değişimine ulaşılabilmesi bize menteşe noktasındaki esnekliğin frontal plandaki osteotomi açısına göre değiştiğini göstermektedir. Ne kadar yüksek açı ile osteotomi yapılırsa menteşe esnekliğinin o kadar fazla olduğu ya da rijitliğinin o kadar azaldığı çıkarımı yapılabilir.

7.6. Frontal düzlemdeki Osteotomi Eğimi- Menteşe Rijitliği İlişkisi

Frontal düzlemde farklı eğim ile osteotomi yapılan modellerde, osteotomi distalinde menteşe noktasından kesitler alındığında menteşe kesit alanlarında farklılıklar olduğu görüldü. Daha düşük eğim ile osteotomi yapılan modellerde menteşe kesit alanında kortikal kemik alanı azalmakta ancak trabeküler kemik alanı ve total kemik alanı artmaktadır. Aksine osteotomi eğimi artan gruplarda menteşe kesit alanında kortikal kemik alanı artmakta, trabeküler ve total kemik alanı azalmaktadır. (Şekil 7.6.)



Menteşe kesit alanı (mm2)					
Kesi açısı (°)	$A_{kortikal}$	$A_{trabeküler}$	A_{total}	A_{kor} (%)	A_{tra} (%)
10	61,6	63,4	125,0	49,3	50,7
13	63,9	59,3	123,2	51,9	48,1
16	66,4	54,0	120,4	55,2	44,8
19	69,2	48,6	117,7	58,8	41,2
22	72,0	42,8	114,8	62,7	37,3

Şekil 7.6. Menteşe noktasından alınan kesitte trabeküler ve kortikal kemik alanlarının gösterimi

Frontal plandaki osteotomi eğimi attıkça aynı F kuvveti altında daha düşük moment kuvveti ile daha yüksek düzeltme açılarına ulaşabileceğimizden bahsetmiştik. (Grafi 7.5.2.) Biz bunun nedeninin yüksek osteotomi eğimlerinde, lateral menteşe direncinin daha fazla azalması ya da lateral menteşenin daha esnek hale gelmesi olarak düşündük. Osteotomi eğimini arttırmanın, menteşe noktasındaki trabeküler kemik ve total kemik alanını azaltması, menteşe rijitliğinin azalmasının nedeni olabilir. Bu da yüksek eğim ile yapılan osteotomilerde daha düşük kuvvetler uygulayarak, daha hızlı şekilde yüksek düzeltme açısı yakalamamızın nedeni olabilir.

8.TARTIŞMA

Diz ekleminde medial taraf ağrısı yapması nedeniyle yaşam kalitesini düşüren ve daha çok orta yaştaki erişkinleri etkileyen erken evre gonartroz tedavisinde yüksek tibial osteotomi (YTO) tekniği gün geçtikçe önem kazanmaktadır. Bu teknik ile yüklenme ekseni eklemin dejenere medial kısmından lateral kompartmana kaydırılır ve medial aşırı yük azaltılır. Böylece ağrı azaltılarak diz fonksiyonu artırılır ve osteoartritin ilerlemesini geciktirilir[98].

YTO tekniği 1960' lı yıllarda Converty tarafından ilk tanımlandığı zamanlarda kapalı kama şeklinde uygulanırken son zamanlarda plak teknolojisindeki gelişmeler ve medial açık kama osteotominin daha düşük komplikasyon riskleri (perineal sinir yaralanma riski olmaması, kemik kaybı olmaması nedeniyle ekstremite kısalığı oluşturmaması, fibula osteotomisi gerekmemesi ve cerrahi tekniğin daha kolay olması) nedeniyle MAKYTO tekniği önemini arttırarak kullanım alanını genişletmiştir[10,99].

Bu tekniğinin uygulama yöntemlerinin hala tam olarak aydınlatılamamış yönleri mevcut olup, doğru uygulanması intra-operatif ve post-operatif başarı açısından çok önemlidir. Medial tibial osteotomi sonrası düzeltme açı artrılırken yükün lateral korteks üzerinde menteşe noktasına binmesinden dolayı lateral korteks üzerinde yüksek gerilim değerleri oluşmakta ve menteşe kırığı riski ortaya çıkmaktadır[81]. İnstabilite oluşumu, eklem içi kırık uzanımı, kaynama gecikmesi, korreksiyon kaybı, implant yetmezliği, ikincil ameliyat gereksinimi gibi intra-operatif ve post-operatif dönemde bir çok komplikasyona yol açabilen lateral korteks kırığı oluşumu, YTO üzerine çalışma yapan bir çok yazarın dikkatini çekmiştir[70,81,91,92,96,100].

Hernigou ve ark. 1987'de yaptğı 93 olguluk çalışmada, %11.8 oranında kaynama öncesi lateral korteks kırığına bağlı olarak deplasman ve %10.7 oranında da non-deplase lateral tibia plato kırığı saptamışlardır. Deplase olan grupta kaynama gecikmesi oluştuğunu bildirmişlerdir.[70]. 84 hasta üzerinde yapılan başka bir çalışmada YTO'daki en önemli komplikasyonun 10 hastada (%12.1) meydana gelen lateral korteks kırığı olduğu ortaya konmuştur. Bu komplikasyonun nedeni yüksek düzeltme açlarına bağlamıştır ve 12 derece düzeltme açısından sonra önlenmesinin güçleştiğinden bahsetmiştir[81].

2003'de yaptıkları çalışmada Lobenhoffer , YTO'da Tomofix plak kullanmış ve lateral

korteks kırılması durumunda plak üzerinden ek bir lag vidası kullanılabileceğini, bu vidanın osteotominin lateral korteks noktasında kompresyona neden olduğu ve instabiliteyi azalttığını söylemiştir[80].

Yapılan başka bir çalışmada lateral korteks kırığı ile karşılaşan Stoffel ve ark. bu durumun stabliteyi büyük ölçüde etkilediğini söyleyerek ek sabitleme gerekebileceğinden bahsetmiştir. TomoFix plak kullanımının diğer plaklara nazaran lateral korteks kırığı ile karşılaşıldığında stabiliteyi arttırdığını göstermiştir[91]. Miller ve ark. 2005'de yaptığı 50 hastalık çalışmada intra-operatif oluşan lateral korteks kırığının mikrohareketlere yol açtığı ve kaynama üzerine etkisinin olduğunu belirtmiştir[92].

YTO sonrası lateral menteşe kırıklarının oluşum nedenlerini, sıklığını ve yönelimlerini araştırdığı çalışmasında Takeuechi ve ark. kırık yönelimlerine göre sınıflamaya gitmiştir. Lateral menteşedeki kırık hattının osteotomi açılma miktarı ile bağlantılı olduğunu ve 14,0±2,0 mm açılan grupta fraktüre rastladığını belirtmiştir. Bizim yaptığımız çalışmada da lateral menteşe üzerindeki gerilim değerleri osteotomi hattındaki açılma miktarı ile doğru orantılı olarak artmaktadır. [95].

Nakamura ve arkadaşlarının Takeuchi sınıflamasının etkinliğini incelediği çalışmasında Takeuchi tip 2 ve 3 kırıkların tip 1 ile kıyaslandığında daha instabil kırıklar olduğunu ve tip 3 kırıklarda kaynama gecikmesi ve korreksiyon kaybı meydana geldiğini söylemiştir[96]. Yine 2017'de lateral menteşe kırığını önlemek için en uygun menteşe noktasını araştırdığı 111 hasta üzerinde yaptıkları çalışmasında ise lateral menteşe noktasının proksimal tibio-fibular ekleme yakın bölgede olmasının stabil olmayan lateral korteks kırık riskini en aza indirdiğini söylemiştir[100]. Biz de çalışmamızda lateral menteşe noktasını tibio-fibular eklem bölgesine yakın olacak şekilde tibia lateral platoya 15 mm ve lateral kortekse 5 mm mesafede sabitledik.

YTO'da karşı korteskte kırık oluşumunu araştıran bir çalışmada, medial açık kama ve lateral kapalı kama osteotomileri karşılaştırılmıştır. Lateral kapalı kama tekniğinde medial açık kama tekniğine göre karşı korteks kırığının çok daha yaygın olduğunu ancak medial açık kama tekniğinde de lateral korteks kırığının stabil olmayan bir durum olduğu bildirilmiştir.[104].

2017’ de sonlu elemanlar analizi ile lateral korteks kırığı üzerine araştırma yapılan bir çalışmada, osteotomi hattı distaline lateral menteşeye 6 mm mesafeye apikal yönde delik açılmıştır. Delik açılan grupta gruptaki lateral menteşe gerilimleri daha düşük bulunmuştur ve düşük düzeltme açılarında kırık oluşumunun geciktiği söylenmiştir. Ancak 4.5°’yi aşan düzeltme açılarında kırık oluşumunun bu yöntem ile önlenemediği söylenmiştir[106]. 2019 yılında yapılan retrospektif çalışmada lateral menteşeye k tel ekleyerek MAKO yapılmış ve eklenen k tellerin lateral menteşe kırığını azalttığından bahsedilmiştir[109]. Benzer şekilde 2020 yılında kadavralar üzerinde yapılan başka bir çalışmada osteotomi öncesi lateral menteşe üzerine gönderilen k teller sayesinde, lateral korteks kırığı oluşturmadan daha fazla açma kuvveti uygulanabildiğinden bahsedilmiştir [110].

Türkmen ve ark. MAKYTO’da osteotominin son noktası ile lateral kortkes arasındaki mesafenin lateral kortikal menteşe kırığına etkisinin incelendiği bir çalışmasında, lateral kortekse 5mm, 10mm, ve 15 mm mesafede osteotomileri sonlandırlarmıştır. Osteotominin son noktasının lateral kortekse yaklaştırılması gerektiğini ve en güvenli mesafenin 5 mm olduğunu belirtmiştir. Bunun özellikle daha yüksek miktarda düzeltme açısı gereken olgularda lateral menteşe kırığı riskini azaltabileceğinden bahsetmiştir[94]. Bizde çalışmamızda Türkmen ve ark. çalışmasına dayanarak osteotominin son noktasını lateral kortekse yaklaştırarak 5 mm mesafede sabitledik.

MAKYTO tekniği ile ilgili yapılan yayınlar incelendiğinde osteotomi başlangıç noktasının ekleme göre olan mesafesinden bahseden yayınlar mevcut olup ekleme 30 mm-40 mm arasındaki mesafeden başlanması gerektiği söylenmiştir. Matar ve ark. osteotomi başlangıç noktasını, ekartör yerleştirirken nörovasküler yapıları koruduğu için kapsül distalinde ekleme 30 mm mesafeyi tercih ederken, Noyes ve ark. ekleme 35 mm mesafeyi tercih etmiştir[110,111]. Nakamura ve ark. pes anserinusu koruyarak ekleme 40 mm mesafeden osteotomiye başlamışlardır[112]. Ancak bu yayınlar osteotomileri ekleme göre farklı mesafelerden başlayarak karşılaştırmasını yapmamışlardır.

Literatürü taradığımızda eklem çizgisine göre farklı mesafelerden ve açılardan osteotomiye başlayarak MAKYTO uygulayan yayınlarla da karşılaştık. 2023 yılında MAKYTO ameliyatı öncesi planlamada mediCAD yazılımını kullanarak varus diz diziliminin normale gelmesi için gerekli düzeltme miktarını ölçen çalışma yapılmıştır. Bu çalışmada frontal plandaki osteotominin başlangıç noktasını ekleme 30 mm ve 40 mm mesafede ayarlanarak osteotomi açısındaki değişikliklerin deformite düzeltilmesi için gerekli

düzeltme miktarında değişiklik yapıp yapmayacağını incelenmiştir. Her iki başlangıç noktasında da mekanik aksın normale gelmesi için gereken düzeltme miktarının aynı bulunduğu ve mediCAD programındaki ölçümlere göre değişikliğe yol açmadığı belirtilmiştir[113]. Ancak bu çalışma osteotomi başlangıç noktasını değiştirmenin avantajları ya da dezavantajlarından bahsetmemiştir.

12 kadavra üzerinde yapılan bir çalışmada MAKYTO ameliyatında medial osteotominin tibia platoya olan uzaklığının, ACL gerilimine etki eden posterior tibial eğim üzerine ilişkisi incelenmiştir. Bunun için ekleme mesafesi 3 cm ve 4 cm olan medial kesiler yapılmış ve 10° düzeltme açısı sağlayan kama ile hem kesinin platoya uzaklığının hem de kamanın sagittal düzlemdeki yerleşiminin tibial eğim üzerine etkisini incelenmiştir. Tibial eğimi en az değiştiren durumun ekleme 3 cm mesafede kamanın posterolaterale yerleştirdiği olgu olduğu söylenmiştir. Medial başlangıç kesisi eklemden uzaklaştıkça AÇB gerilimini arttırdığını söylemiş ve kesilerin daha proksimalden yapılmasını önermiştir[71]. Biz çalışmamızda osteotomi başlangıç noktasının lateral kortekse olan etkisini inceledik. Osteotomi başlangıç noktasının ekleme olan mesafesinin, aynı düzeltme açısında, lateral menteşe üzerinde gerilim farkı yaratmadığını ancak osteotomi noktası eklemden distale kaydıkça lateral menteşe esnekliğinin artarak daha hızlı şekilde düzeltmenin gerçekleşebildiğini ölçümledik.

Sonlu elemanlar ile MAKYTO'da osteotominin başlangıç ve bitiş noktalarını değiştirmenin lateral korteks üzerine etkisini ölçen bir çalışmada Azoti ve ark. Nakamura'nın 2017'de yaptığı çalışmaya atıfta bulunarak osteotomi bitiş yerlerini bölgelere ayırmışlardır (AM, AL, WL,WM, B bölgeleri). Her bölgeyi bitiş noktası alan 3 ayrı başlangıç noktası (eklem çizgisine göre 10°,15°,20° açılarda) tanımlayarak 15 farklı grup oluşturmuşlardır. 10° düzeltme açsına ulaşıldığında lateral menteşe üzerindeki gerilimin en az olduğu bitiş noktasını, tüm gruplarda AM bölgesi olarak tanımlamışlardır[101]. Aksine Nakamura(2017), Takeuchi(2012), Kessler(2002), Lobenhoffer ve Agnekircher (2003) gibi bir çok yazar ise en güvenli lateral menteşe gerilimini WL bölgesi olarak tanımlamıştır[80,95,100,102]. Ancak Azoti çalışmasında sadece kemik gerilimlerinin ölçüldüğüniü ve modelleme yapılırken proksimal tibiofibular eklemin avantajlarından yararlanılamadığı için diğer yazarlardan farklı sonuç bulunmuş olabileceğinden bahsetmiştir. Çalışmada bitiş noktasına bakılmaksızın 10° düzeltme açısında eklem çizgisine göre 3 ayrı başlangıç noktaları arasında ise lateral menteşe gerilimini ortalama olarak her kesi için farklı bulmuşlar ve 10°(147.7 MPa)<20°(151.2 MPa)<15°(153 MPa) şeklinde sıralamışlardır. Bundan farklı şekilde kesinin sonlandığı

bölgeyi en güvenli tarif ettiği AM bölgesi seçtiğinde ise 10° düzeltme açısında ekleme göre başlangıç açıları arasında lateral menteşe gerilimlerini 10°(38 MPa)=20°(38 MPa)<15°(45 MPa) şeklinde sıralamışlardır. Ancak diğer bir çok yazarın en güvenli bölge olarak tercih ettiği WL bölgesi osteotomi bitiş noktası olarak baz alındığında ise 10° düzeltme açısında ekleme göre 3 ayrı kesi başlangıç açıları arasında lateral menteşe gerilimlerini 15°(182 MPa)<20°(184 MPa)<10°(187 MPa) şeklinde ölçmüşlerdir[101]. Bir çok farklı sonuç çıkartan ancak sonuçlar arasında bağlantı kurulamayan bu yayına karşın biz sonlu elemanlar tekniğini kullandığımız çalışmamızda 5 farklı frontal plan osteotomi eğimi ile (10°, 13°, 16°, 19°, 22°) MAKYTO yaptık. Lateral menteşe noktasını platoya 15 mm ve lateral kortekse 5 mm olacak şekilde bir çok yayının en güvenli bölge olarak tariflediği 'WL' olarak gösterilen bölgeye sabitledik[80,94,95,100,102]. Aynı düzeltme açısına ulaşıldığında ise tüm modellerdeki osteotomi eğimleri arasında yaklaşık olarak aynı lateral korteks gerilimi elde ettik.

2020 yılında MAKYTO'da lateral korteks gerilimini ölçmek için sonlu elemanların kullandığı ve lateral kortekste çatlak oluşumuna neden olan maksimum kuvveti anlamak için sığır kemiğinin kullandığı bir biyomekanik çalışma yapılmıştır. Sonlu elemanlar çalışması; tibia medial platoya 30 mm, 40mm, 50 mm mesafelerde frontal planda osteotomi başlangıç noktaları seçmiş ve 6°, 10°, 14° düzeltme açılarındaki lateral korteks gerilimlerini ölçmüştür. 10° düzeltme açısında osteotomi başlangıç noktaları arasında en düşük lateral korteks gerilimini 30 mm mesafede ölçerken (30 mm:136 MPa, 40 mm:137 MPa, 50 mm:145 MPA), 14° düzeltme açısında en düşük lateral korteks gerilimini 40 mm mesafede ölçmüştür (30 mm:225 MPa, 40 mm:223 MPa, 50 mm:230 MPA). Farklı sığırlar da kullanılan ve kemik yoğunlukları belirtilmeyen biyomekanik deneysel çalışmasında, sonlu elemanlar analizinde olduğu gibi; 10° düzeltme açısında en uygun osteotomi noktasının ekleme 30 mm, 14° düzeltme açısında en uygun osteotomi noktasının ekleme 40 mm mesafede olduğunu söylemiştir. Osteotomi noktasının 50 mm konumlandırılmasını ise en istenmeyen konumlandırma olarak belirtmiştir[107]. Biz ise sonlu elemanlar çalışmamızda, osteotomi başlangıç noktası arasındaki farklılıların aynı düzeltme açılarındaki dereceler için aynı lateral korteks gerilmeleri oluşturduğunu bulduk. Lateral korteks gerilmesinin en önemli nedeninin açılma derecesi olduğunu ve aynı düzeltme açılarında osteotomi başlangıç noktası için konumlandırmanın lateral korteks gerilimi üzerine belirgin etki yapmadığı sonucuna ulaştık. Cofaru ve ark. yaptığı çalışmada da aynı düzeltme açılarına ulaşıldığında farklı başlangıç noktalarının neden olduğu lateral korteks gerilimleri arasında 1-2 MPa basınç farkı olduğu anlaşılmaktadır. İstatiksel olarak anlamdırılmayan bu düşük basınç farklılıkların, lateral

korteks üzerindeki sonlu elemanların yer değiştirme miktarına bağlı olabileceğini ve sonuçlar arasında anlamlı fark oluşmadığını düşünmekteyiz. Sayılı miktarda düzeltme açısında oluşan lateral korteks gerilimini ölçen bu çalışmaya karşın, biz çalışmamızda osteotomi hattı distaline artan şekilde (5-75N) uyguladığımız kuvvet sayesinde çok miktardaki düzeltme açısı ve gap aralığındaki lateral korteks gerilimlerini ölçümleyip karşılaştırabildik.

Bizim çalışmamızda frontal düzelemde yapılan osteotomi eğimlerinin aynı düzeltme açısına ulaştıktan sonra lateral korteks üzerinde önemli gerilim farkı oluşturmadığını gördük.(Tablo 7.4.1.) Ancak daha yüksek derecede osteotomi eğiminin kullanıldığı modellerde daha düşük kuvvetler uygulanarak sahip olunan düşük moment değerlerinde bile daha hızlı şekilde yüksek gap aralıklarına ulaşabildiğimizi gördük.(Tablo 7.2.1.)(Tablo 7.2.2.) Yüksek osteotomi eğimi lateral menteşe üzerindeki rijitliği azaltarak daha esnek bir yapı oluşturduğundan, daha düşük kuvvetler ile daha yüksek düzeltme açılarına kolaylıkla ulaşmamızı sağlayabilir. Ancak osteotomi eğimi arttıkça lateral menteşe noktasında kalan kortikal kemik alanının arttığını gösterdik ve bu durumun lateral menteşe rijitliğini arttırması gerekmekteydi. (Şekil 7.6.) Aksine osteotomi eğimi arttıkça trabeküler ve total kemik alanının azalması, kortikal kemik alanı artışından menteşe rijitliği üzerinde daha önemli rol üstleniyor olabilir. Ancak biz çalışmamızda kortikal ve trabeküler kemik oranlarının menteşe rijitliği üzerine etkini araştırmadık. Bu konuda ileride yapılacak çalışmalar daha aydınlatıcı sonuçlar ortaya koyabilir.

Nümerik bir çalışma olan sonlu elemanlar analizinin çevresel değişkenlerden etkilenmediği deneysel ortamda, objektif sonuclara en yakın şekilde çalışmamızı yürütmeye çalıştık. Anatominin tüm modellerde sabit olması, osteotomi başlangıç ve bitiş noktalarının teorik olarak planlandığı şekilde tam olarak uygulanabilmesi ve cerrahi deneyimden etkilenmemesi, lateral korteks üzerindeki gerilimlerin yer değiştirmelerini ve miktarlarını sayısal olarak gözlemleyebilmemiz çalışmamızın güçlü yönleri oldu.

Bu çalışmanın bazı sınırlı yanları da mevcuttu. Nümerik çalışmanın getirdiği dezavantajları (yumuşak doku desteğinin ve kapsüloligamentöz yapıların desteğinin hesaplanamaması, cerrahi tekniğin uygulanışında teorikte kalarak pratik değiskenlikleri gözlemleyememe) biz de çalışmamız sırasında hissettik. Ayrıca çalışmamızda osteotomi distaline uygulanan farklı kuvvetler altında lateral korteks gerilimindeki değişiklikleri ölçebildik. Ancak lateral korteksin kırılmasına neden olan maksimum kuvvet miktarlarını ölçemedik ve kırık yönelimlerini gözlemleyemedik. Bunun için ayrıca biyomekanik çalışma yapılması önerilebilir.

8.SONUÇ

Çalışmamızda medial açık kama yüksek tibial osteotomi prosedüründe frontal plandaki osteotomi eğiminin lateral korteks kırığı üzerine etkilerini değerlendirdik.

Aynı düzeltme derecesine ulaşıldığında, tüm osteotomi eğimlerinde aynı lateral korteks gerilimleri elde ettik. Ancak eklem çizgisine göre daha distalden osteotomi yapıldığında, aynı kuvvet uygulanmasına rağmen daha yüksek düzeltme derecelerine ve gap aralıklarına ulaşılabileceğini gözlemledik.

Daha yüksek miktarda düzeltme gereken olgularda osteotomi başlangıç noktasını eklem hattından daha distalde tutarak, daha hızlı şekilde sonuca ulaşılabileceğini söyleyebiliriz.

9. KAYNAKLAR

1. Dilaveroğlu B, Harma A, Öztürk İ. Varusgonartrozunda yüksek tibialvalgizasyon osteotomi uygulamalarımız. In: Ege R, editör. XIV. Milli Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongre Kitabı; 29 Eylül-4 Ekim 1995; İzmir, Türkiye. Ankara: Bizim Büro; 1996. s. 992-8.

2. Tafler ÖF, Aydınok HÇ, Aşık M, Şar C, Şahinkaya S. Yüksek tibia osteotomisi. Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica. 1989;23: 106-10.

3. Osman Aynacı, Ahmet Turhan, High tibialosteotomy in thetreatment of varusgonarthrosis. Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica, 2001.35:p.342- 346.

4. Aydoğdu S. Yüksek tibial osteotomi endikasyon ve uygulamaları. In: Ege R, editör. XVI. Milli Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongre Kitabı; 3-7 Kasım 1999; Antalya, Türkiye. Ankara: Sargın Ofset; 1999. s. 27-31.

5. Jakob R, Jacobi M, Lobenhoffer P. The history of osteotomy. In 2008. p. XIII–XXII.

6. Langenbeck, B., Diesubkutaneosteotomie. .Dtsch Klinik, 1854. 6: p. 327

7. Erginer R, E.a.F., Diz çevresi osteotomileri., in Diz cerrahisi ve sorunları, E. R., Editor. 1998: Ankara. p. 1158-1164

8. Debeyre, J. and J.M. Artigou, [Longtermresults of 260 tibialosteotomiesfor frontal deviations of theknee]. RevChirOrthopReparatriceApparMot, 1972. 58(4): p. 335-9

9. Franco V, Cerullo G, Cipolla M, Gianni E, Puddu G: Open wedge high tibial osteotomy. Tech Knee Surg 2002, 1:43-53.

10. Coventry, M.B., Osteotomy of the upper portion of the tibia for degenerative arthritis of the knee. a preliminary report. J Bone JointSurgAm, 1965. 47: p. 984-90.)

11. Ege R. Diz sorunları. 1998. p. 27-54

12. Lobenhoffer, P., C. De Simoni, and A.E. Staubli, Open-Wedge High-Tibial Osteotomy With Rigid Plate Fixation. Techniques in KneeSurgery, 2002. 1: p. 93-105

13. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2006 Mar;14(3):235-40. doi: 10.1007/s00167-005-0683-0. Epub 2005 Oct 28.

14. Aydın AT. Diz eklemi anatomisi. Tandoğan RN, Alpaslan AM(Editörler). Diz cerrahisi. Ankara. 5- 19:1999

15. Goldblatt JP, R.J., Anatomy and biomechanics of the knee, in Operative Techniques in Sports Medicine 2003. p. 172-86.

16. Eckhoff D, Hogan C, DiMatteo L, Robinson M, Bach J. Difference between the epicondylar and cylindrical axis of the knee. Clin Orthop Relat Res 2007;461:238-44.

17. Oğuz H, Diz Ağrıları, Romatizmal ağrılar,Konya: Atlas Tıp Kitapevi;1992. p. 275-85

18. Tüzün F, Yavuz M, Akarırmak Ü. Diz ağrıları, hareket sistemi hastalıkları, İstanbul, Nobel Tıp Kitapevleri; 1997.p 279-280.

19. Halil Atmaca, Arif Özkan. Femur Yapısal Hasarlarında Menisküslerde Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi. doi: 10.5505/sakaryamj.2013.52523

20. Girgis FG, Marshall JL, Monajem A. The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis.ClinOrthopRelatRes1975;106:216-31.

21. Duthon VB, Barea C, Abrassart S, Fasel JH, Fritschy D, Ménétrey J. Anatomy of the anterior cruciate ligament. KneeSurgSportsTraumatolArthrosc2006;14:204-13.

22. Ali Fırat Esmer, Kerem Başarır, Binnet M. Diz Ekleminin Cerrahi Anatomisi.TOTBİD Derg. 2011.

23. Standring S. Gray's anatomy. 39th edition. Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone; 2005.

24. LaPrade RF, Engebretsen AH, Ly TV, Johansen S, Wentorf FA, Engebretsen L. The anatomy of the medial part of the knee. J Bone Joint Surg [Am] 2007;89:2000-10.

25. Roberts DM, Stallard TC. Emergency department evaluation and treatment of knee and leg injuries. Emerg Med ClinNorthAm2000;18:67-84.

26. Freeman MA, Wyke B. The innervation of the knee joint.An anatomical and histological study in the cat. J Anat 1967;101:505-32.

27. Heller MO, Matziolis G, Konig C, Taylor WR, Hinterwimmer S, Graichen H, et al. Musculoskeletal biomechanics of the knee joint. Principles of preoperative planning for osteotomy and joint replacement. Orthopade. 2007 Jul;36(7):628–34.

28. Atik ŞO. Endoprostetik Cerrahi. Eklem Cerrahisi. Ankara: Meteksan A.Ş.,1997:80.

29. Kurklu M, Başbozkurt M, Abay B. Deformite analiz ve planlama prensipleri. TOTBID Derg. 2020.

30. Paley D. Normal lower limb alignment and joint orientation. In: Paley D. Principles of Deformity Correction. Berlin: Springer-Verlag; 2005. pp.1–18.

31. Paley D. Frontal plane mechanical and anatomic axis planning. In: Paley D. Principles of Deformity Correction.Berlin: Springer-Verlag; 2005. pp.61–97.

32. Çakmak M, Özkan K. Alt Ekstremite Deformite Analizi (I). TOTBİD (Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği) Derg2005;4(1-2):50–61.

33. Spiegelberg B, Parratt T, Dheerendra SK, Khan WS, Jenning R, Marsh DR. Ilizarov Principles of Deformity Correction. Ann RColl Surg Engl 2010;92(2):101–5.

34. Paley D. Sagital plane deformities. In: Paley D. Principles of Deformity Correction. Berlin: Springer-Verlag; 2005. pp.155–74.

35. Osteoartrite Güncel Yaklaşım, Sevgi Gümüş ATALAY1, Berat Meryem ALKAN1, Mahmut Nedim AYTEKİN2, Ankara Medical Journal 2013; 13(1):26-32.

36. Breedveld FC. Osteoarthritis- the impact of a serious disease.Rheudisease. Rheumatology (Oxford) 2004; 43 (Suppl.1):i4

37. Diz Osteoartriti, Füsun GÜLER UYSAL, Sibel BAfiARAN* Fullcare Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Merkezi, İstanbul *Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi, Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Anabilim Dal›, Adana,Türkiye

38. Altman RD, Lozada CJ. Clinical features of osteoarthritis. In: Hochberg MC, Silman AJ, Smolen JS, Weinblatt ME, Weisman MH, editors. Rheumatology. 4th ed. Spain: Mosby Elsevier; 2008:1703-10.

39. Peat G, McCarney R, Croft P. Knee pain and osteoarthritis in older adults: a review of community burden and current use of primary health care. Ann Rheum Dis 2001;60:91-7.

40. Zhang W, Moskowitz RW, Nuki G, Abramson S, Altman RD, Arden N, et al. OARSI recommendations for the management of hip and knee osteoarthritis, Part I: Critical appraisal of existing treatment guidelines and systematic review of current research evidence. Osteoarthritis Cartilage 2007;15:981-1000.

41. Zhang W, Moskowitz RW, Nuki G, Abramson S, Altman RD, Arden N, et al. OARSI recommendations for the management of hip and knee osteoarthritis, Part II: OARSI evidence-based, expert consensus guidelines. Osteoarthritis Cartilage 2008;16:137-62.

42. Hunter DJ, Lo GH. The management of osteoarthritis: an overview and call to appropriate conservative treatment. Rheum Dis Clin N Am 2008;34:689-712

43. Kacar C, Gilgil E, Urhan S, Arikan V, Dündar U, Oksüz MC, et al. The prevalence of symptomatic knee and distal interphalangeal joint osteoarthritis in the urban population of Antalya, Turkey. Rheumatol Int 2005;25:201-4.

44. Jordan JM. Epidemiology and classification of osteoarthritis. In: Hochberg MC, Silman AJ, Smolen JS, Weinblatt ME, Weisman MH, eds. Rheumatology. 4th ed. Spain: Mosby Elsevier; 2008:1691-701.

45. Spector TD, MacGregor AJ. Risk factors for osteoarthritis: genetics. Osteoarthritis Cartilage 2004;12(Suppl A):S39-44.

46. Coggon D, Reading I, Croft P, McLaren M, Barrett D, Cooper C. Knee osteoarthritis and obesity. Int J Obes Relat Metab Disord 2001;25:622-7

47. Felson DT, Zhang Y, Anthony JM, Naimark A, Anderson JJ. Weight loss reduces the risk for symptomatic knee osteoarthritis in women. The Framingham Study. Ann Intern Med 1992;116:535-9.

48. Messier SP. Obesity and osteoarthritis: disease genesis and nonpharmacologic weight management. Rheum Dis Clin N Am 2008;34:713-29.

49. Bennell KL, Hunt MA, Wrigley TV, Lim BW, Hinman RS. Role of muscle in the genesis and management of knee osteoarthritis. Rheum Dis Clin N Am 2008;34:731-54.

50. Brandt KD, Dieppe P, Radin EL. Etiopathogenesis of osteoarthritis. Rheum Dis Clin N Am 2008;34:531-59

51. Calmbach WL, Hutchens M. Evaluation of patients presenting with knee pain: part II. Differential diagnosis. Am Fam Physician 2003;68:917-22.

52. Jordan KM, Arden NK, Doherty M, Bannwarth B, Bijlsma JW, Dieppe P, et al. EULAR Recommendations 2003: an evidence based approach to the management of knee osteoarthritis: Report of a Task Force of the Standing Committee for International Clinical Studies Including Therapeutic Trials (ESCISIT). Ann Rheum Dis 2003;62;1145-559.

53. Bombacı H. Diz cevresi osteotomilerinin biyomekanik prensipleri. TOTBID Derg. 2020;

54. Xiaoyu Liu,[1] Zhenxian Chen,[2] Yongchang Gao,[2] Jing zhang, Zhongmin Jin.High Tibial Osteotomy: Review of Techniques and Biomechanics. J Healthc Eng. 2019; 2019: 8363128.

55. Amendola A., Bonasia D. E. Results of high tibial osteotomy: review of the literature. International Orthopaedics. 2010;34(2):155–160. doi: 10.1007/s00264-009-0889-8.

56. Noyes FR, Schipplein OD, Andriacchi TP, Saddemi SR, Weise M. The anterior cruciate ligament deficient knee with varus alignment. An analysis of gait adaptations and dynamic joint loadings. Am J Sports Med 1992;20(6):707–16.

57. Hughston JC, Jacobson KE. Chronic posterolateral rotatory instability of the knee. J Bone Joint Surg Am 1985;67(3):3519.

58. Noyes FR and Barber-Westin SD. High tibial osteotmy in knees with associated chronic ligament deficiencies. In: Jackson DW, editor. Master Techniques in Orthopaedic Surgery. Reconstructive Knee Surgery, 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, Wolters Kluwer; 2008. pp.315–59.

59. Eckhoff DG, Bach JM, Spitzer VM, Reinig KD, Bagur MM, Baldini TH, Flannery NMP. Three dimensional mechanics, kinematics and morphology of the knee viewed in virtual reality. J Bone Joint Surg Am 2005;87(Suppl 2):71–80.

60. Andrew A. Amis. Biomechanics of high tibial osteotomy. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy volume 21, pages197–205 (2013).

61. Jakob RP, Jacobi M. Closing wedge osteotomy of the tibial head in treatment of single compartment arthrosis. Orthopade 2004;33(2):143–52.

62. Rosenberg TD, Paulos LE, Parker RD, Coward DB, Scott SM. The forty-five degree posteroanterior flexion weightbearing radiograph of the knee. J Bone Joint Surg Am 1988;70(10):1479–83.

63. Yasin Güler, Sevan Sıvacıoğlu, Mehmet Erdil. Ameliyat öncesi klinik değerlendirme, radyolojik planlama ve düzeltmenin hesaplanması. TOTBİD Dergisi 2020;19:343–348.

64. Matthews LS, Goldstein SA, Malvitz TA, Katz BP, Kaufer H. Proximal tibial osteotomy. Factors that influence the duration of satisfactory function. Clin Orthop Relat Res. 1988;229:193–200.

65. Wright, John M. MD; Crockett, Heber C. MD; Slawski, Daniel P. MD; Madsen, Mike W. MD; Windsor, Russell E. MD. High Tibial Osteotomy. Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons 13(4):p 279-289, July 2005.

66. Schipplein O. D., Andriacchi T. P. Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. Journal of Orthopaedic Research. 1991;9(1):113–119. doi: 10.1002/jor.1100090114.

67. Andriacchi A., Kutzner I., Graichen F., Heinlein B., Beier A., Bergmann G. Influence of limb alignment on mediolateral loading in total knee replacement. The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume. 2012;94(11):1023–1029. doi: 10.2106/jbjs.k.00927.

68. Dugdale T. W., Noyes F. R., Styer D. Preoperative planning for high tibial osteotomy. The effect of lateral tibiofemoral separation and tibiofemoral length. Clinical Orthopaedics and Related Research. 1992;(274):248–264. doi: 10.1097/00003086-199201000-00025.

69. Fujisawa Y., Masuhara K., Shiomi S. The effect of high tibial osteotomy on osteoarthritis of the knee. An arthroscopic study of 54 knee joints. The Orthopedic Clinics of North America. 1979;10(3):585–608.

70. Hernigou P., Medevielle D., Debeyre J., Goutallier D. Proximal tibial osteotomy for osteoarthritis with varus deformity. A ten to thirteen-year follow-up study. The Journal of Bone & Joint Surgery. 1987;69(3):332–354. doi: 10.2106/00004623-198769030-00005.

71. A lower starting point for the medial cut increases the posterior slope in opening-wedge high tibial osteotomy: a cadaveric study. Juan Ignacio Erquicia, Sergi Gil-Gonzalez, Maximiliano Ibañez, Joan Leal-Blanquet, Andrés Combalia, Juan Carlos Monllau, Xavier Pelfort. J Exp Orthop. 2022 Dec; 9. doi:10.1186/s40634-022-00562-z

72. Hüseyin S. Yercan. Proksimal tibia kapalı kama osteotomisi: Plak ile tespit. TOTBİD Dergisi 2020;19:373–381

73. Dong Chul Lee, MD and Seong Joon Byun, MD. High Tibial Osteotomy. Knee Surg Relat Res. 2012 Jun; 24(2): 61–69. doi: 10.5792/ksrr.2012.24.2.61

74. Duivenvoorden T, Diggele PV, Reijman M, et al . Kapatma ve açma kama yüksek tibial osteotomi sonrası olumsuz olaylar ve sağkalım: 412 hastanın karşılaştırmalı bir çalışması . Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc , 2017, 25 : 895–901.

75. Amendola A. Unicompartmental osteoarthritis in the active patient: the role of high tibial osteotomy. Arthroscopy. 2003;19(Suppl 1):109–116.

76. Haining Peng, MS, Aichun Ou, BS, Xiaohong Huang, PhD, Chen Wang, MS, Lei Wang, MS, Tengbo Yu, PhD, Yingze Zhang, PhD, and Yi Zhang, PhD. Osteotomy Around the Knee: The Surgical Treatment of Osteoarthritis. Orthop Surg. 2021 Jul; 13(5): 1465–1473. doi: 10.1111/os.13021

77. Paul M. The biomechanics of the knee and surgical possibilities of healing osteoarthritic knee joints. Clin Orthop Relat Res, 1980, 146: 102–110.

78. Gama DF, Cabral J, Vale M, Freitas RT, Varatojo R. Dome-shaped osteotomy for revision of failed closing-wedge high tibial osteotomy. Orthop J Sports Med, 2019, 7: 2325967119857047.

79. İrfan Esenkaya. Proksimal Tibia Medial Açýk Kama Osteotomisi. TOTBiD (Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği) Dergisi. 2005, Cilt: 4 Sayı: 1-2

80. Lobenhoffer P, Agneskirchner JD: Improvements in surgical technique of valgus high tibial osteotomy. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2003, 11(3):132-8.

81. Spahn G: Complications in high tibial (medial opening wedge) osteotomy. Arch Orthop Trauma Surg 2004, 124(10):649-53.

82. Bombaci H, Canbora K, Onur G, Görgeç M. The effect of open wedge osteotomy on the posterior tibial slope. Acta Orthop Traumatol Turc 2005;39(5):404–10.

83. Shelburne KB, Kim HJ, Sterett WI, Pandy MG. Effect of posterior tibial slope on knee biomechanics during functional activity. J Orthop Res 2011;29(2):223–31.

84. Bernhardson AS, Aman ZS, Dornan GJ, Kemler BR, Storaci HW, Brady AW, Nakama GY, LaPrade RF. Tibial slope and its effect on force in anterior cruciate ligament grafts. Am J Sports Med 2019;47(2):296–302.

85. Hernigou P, Ma W: Open wedge tibial osteotomy with acrylic bone cement as bone substitute. Knee 2001, 8(2):103-10.

86. Lobenhoffer P, De Simoni C, Staubli AE: Open-wedge high tibial osteotomy with rigid plate fixation. Tech Knee Surg 2002, 1:93-105.

87. Kazımoğlu C, Akdoğan Y, Şener M, Kurtulmuş A, Karapınar H, Uzun B. Which is the best fixation method for lateral cortex disruption in the medial open wedge high tibial osteotomy? A biomechanical study. Knee, 2008, 15: 305–308.

88. Peter J. Fowler MD, Jee Lim Tan MD, Greg A. Brown MD, PhD. Medial Opening Wedge High Tibial Osteotomy: How I Do It. Operative Techniques in Sports MedicinemVolume 20, Issue 1, March 2012, Pages 87-92

89. Cristiano Hossri Ribeiro, Nilson Roberto Severino and Ricardo de Paula Leite Cury. Opening Wedge High Tibial Osteotomy. In book: The Role of Osteotomy in the Correction of Congenital and Acquired Disorders of the Skeleton. April 2012. Doı:10.5772/38276

90. Paccola CA, Fogagnolo F:. Open-wedge high tibial osteotomy: a technical trick to avoid loss of reduction of the opposite cortex. KneeSurSpTrauArth 2005, 13(1):19-22.

91. Karl Stoffel, Gwidon Stachowiak , Markus Kuster. Open wedge high tibial osteotomy: biomechanical investigation of the modified Arthrex Osteotomy Plate (Puddu Plate) and the TomoFix Plate. Clinical Biomechanics. Volume 19, Issue 9, November 2004, Pages 944-950. doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.06.007

92. Bruce S. Miller , William O. P. Dorsey, John C. Austin. The Effect of Lateral Cortex Disruption and Repair on the Stability of the Medial Opening Wedge High Tibial Osteotomy. The American Journal of Sprots Medicine. October 2005. doi.org/10.1177/0363546505275

93. Faik Türkmen, Burkay K. Kaçıra, Mustafa Özkaya, Ömer F. Erkoçak, Mehmet A. Acar, Mustafa Özer, Serdar Toker, Teyfik Demir. Comparison of monoplanar versus biplanar medial opening-wedge high tibial osteotomy techniques for preventing lateral cortex fracture. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc (2017) 25:2914–2920. DOI 10.1007/s00167-016-4049-6

94. Faik Türkmen, Burkay K. Kaçıra, Mustafa Özer, Fatma Kübra Erbay Elibol, Onur Bilge, Teyfik Demir. The effect of the distance between the end point of the osteotomy and the lateral cortex on the lateral cortical hinge fracture in medial opening-wedge high tibial osteotomy. Injury. September 15, 2022;14:43. Doi.org/10.1016/j.injury.2022.08.071

95. Takeuchi R, Ishikawa H, Kumagai K, Yamaguchi Y, Chiba N, Akamatsu Y, et al. Fractures around the lateral cortical hinge after a medial opening-wedge high tibial osteotomy: a new classification of lateral hinge fracture. Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc North Am Int Arthrosc Assoc. 2012 Jan;28(1):85–94.

96. Nakamura R, Komatsu N, Murao T, Okamoto Y, Nakamura S, Fujita K, et al. The validity of the classification for lateral hinge fractures in open wedge high tibial osteotomy. Bone Joint J 2015;97-B(9):1226–31 .

97. Zysset P, Dall'Ara E, Varga P, et al. Finite element analysis for prediction of bone strength. Bonekey Rep 2: 386. 2013.

98. Agneskirchner, J.D., et al., Effect of high tibial flexion osteotomy on cartilage pressure and joint kinematics: a biomechanical study in human cadaveric knees. Winner of the AGA-DonJoy Award 2004. Arch Orthop Trauma Surg, 2004. 124(9): p. 575-84.

99. Jackson, J.P. and W. Waugh, Tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee.Acta Orthop Belg, 1982. 48(1): p. 93-6.

100. Nakamura R, Komatsu N, Fujita K, et al. Appropriate hinge position for prevention of unstable lateral hinge fracture in open wedge high tibial osteotomy. Bone Joint J. 2017;99-B(10):1313-1318. doi:10.1302/0301-620X.99B10.BJJ-2017-0103.R1

101. Orientation and end zone of the osteotomy cut for high tibial osteotomy: Influence on the risk of lateral hinge fracture. A finite element analysis. Wiyao Azotia, Mohammadjavad Aghazadea, Matthieu Ollivier, Nadia Bahloulia, Henri Favreauc, Matthieu Ehlinger. Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research. 9 March 2021. doi.org/10.1016/j.otsr.2021.103031

102. O.C. Kessler, H.A. Jacob, J. Romero. Avoidance of medial cortical fracture in high tibial osteotomy: improved technique. Clin Orthop Relat Res, 395 (2002), pp. 180-185

103. Primary stability of four different implants for opening wedge high tibial osteotomy J. D. Agneskirchner, D. Freiling, C. Hurschler & P. Lobenhoffer. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy volume 14, pages291–300 (2006)

104. Opposite cortical fracture in high tibial osteotomy: lateral closing compared to the medial opening-wedge technique. Tom M van Raaij, Reinoud W Brouwer, Rogier de Vlieger, Max Reijman, Jan A N Verhaar. Açta Ortop. 2008. PMID: 18766484

105. Verhinderung einer Fraktur der Gegenkortikalis bei aufklappender Osteotomie. Reyle G, Lorbach O, Diffo Kaze A, Pape D (2017) Ortopedi : 1–7. doi: 10.1007/s00132-017-3418-2

106. Mechanical strength assessment of a drilled hole in the contralateral cortex at the end of the open wedge for high tibial osteotomy. Kaze, A., Maas, S., Hoffmann, A. J EXP ORTOP 4, 23 (2017). https://doi.org/10.1186/s40634-017-0098-0

107. Medial Opening Wedge High Tibial Osteotomy in Knee Osteoarthritis—A Biomechanical Approach. Nicolae Florin Cofaru , Mihai Dan Roman , Ileana Ioana Cofaru , Valentin Stefan Oleksik, Sorin Radu Fleaca. Applied Sciences. 16 December 2020. doi.org/10.3390/app10248972

108. A protective hinge wire, intersecting the osteotomy plane, can reduce the occurrence of perioperative hinge fractures in medial opening wedge osteotomy. Gulagaci, F., Jacquet, C., Ehlinger, M. et al. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 28, 3173–3182 (2020). https://doi.org/10.1007/s00167-019-05806-7

109. Adding a protective K-wire during opening high tibial osteotomy increases lateral hinge resistance to fracture. Dessyn, E., Sharma, A., Donnez, M. et al. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 28, 751–758 (2020). https://doi.org/10.1007/s00167-019-05404-7

110. Matar WY, Boscariol R, Dervin GF (2009) Open wedge high tibial osteotomy: a roentgenographic comparison of a horizontal and an oblique osteotomy on patellar height and sagittal tibial slope. Am J Sports Med 37:735–742

111. Noyes FR, Mayfield W, Barber-Westin SD, Albright JC, Heck-mann TP (2006) Opening wedge high tibial osteotomy: an opera- tive technique and rehabilitation program to decrease complica- tions and promote early union and function. Am J Sports Med 34(8):1262–1273

112. Open Wedge High Tibial Osteotomy with pes anserinus preservation and insertion of bone substitutes. Nakamura R, Kuroda K, Takahashi M, Katsuki Y.. Arthrosc Tech. 2022;11(1):e69–e78. doi: 10.1016/j.eats.2021.09.002.

113. The gap height in open wedge high tibial osteotomy is not affected by the starting point of the osteotomy. Mederake M, Eleftherakis G, Schüll D, Springer F, Maffulli N, Migliorini F, Konrads C. BMC Musculoskelet Disord. 2023 May 11;24(1):373. doi: 10.1186/s12891-023-06478-8. PMID: 37170106; PMCID: PMC10173475.