

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ
ANABİLİM DALI

**TOTAL DİZ ARTROPLASTİSİ SONRASI
FEMORAL VE TİBİAL KOMPONENT
ROTASYONLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

DR. MEHMET DOĞAN

UZMANLIK TEZİ

İZMİR-2010

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ
ANABİLİM DALI

**TOTAL DİZ ARTROPLASTİSİ SONRASI
FEMORAL VE TİBİAL KOMPONENT
ROTASYONLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

DR.MEHMET DOĞAN

DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ:
PROF.DR. OSMAN KARAOĞLAN

İÇİNDEKİLER:

- 1. ÖZET**
- 2. SUMMARY**
- 3. GİRİŞ VE AMAÇ**
- 4. GENEL BİLGİLER**
 - 4.1 Diz Anatomisi**
 - 4.2 TDA Tarihçesi**
 - 4.3 TDA Çeşitleri**
 - 4.4 TDA Endikasyonları, Kontrendikasyonlar**
 - 4.5 TDA Komplikasyonları**
 - 4.6 TDA Girişim**
 - 4.7 TDA Komponent rotasyonları**
- 5. MATERYAL VE METOD**
- 6. BULGULAR**
- 7. OLGU ÖRNEKLERİ**
- 8. TARTIŞMA**
- 9. KAYNAKLAR**

KISALTMALAR

TDA: Total diz artroplastisi

HSS: The Hospital for Special Surgery

ÖÇB: Ön çapraz bağ

AÇB: Arka çapraz bağ

MKL: Medial kollateral ligaman

LKL: Lateral kollateral ligaman

PCL: Posterior cruciat ligaman

UDP: Unikompartmantal diz protezi

DVT: Derin ven trombozu

İYB: İç yan bağ

DYB: Dış yan bağ

TEA: Trans epikondüler aks

PCA: Posterior condüler aks

CEA: Cerrahi epikondüler aks

ŞEKİL LİSTESİ

- Şekil 1** : Kondillerin arkadan görünümü
- Şekil 2** : Kondillerin medialden görünümü
- Şekil 3** : Kondillerin önden görünümü
- Şekil 4** : Kondillerin lateralden görünümü
- Şekil 5** : Tibia platosunu üstten görünümü
- Şekil 6** : Tibia proksimalinin önden görünümü
- Şekil 7** : Patellanın üstten ve alttan görünümü
- Şekil 8** : Dizin kanlanması
- Şekil 9** : Dizin kanlanması
- Şekil 10** : Diz eklemi anteriordan görünümü
- Şekil 11** : Dizin posterolateral ve posteromedialindeki yapılar
- Şekil 12** : ÖÇB ve AÇB nin önden görünümü
- Şekil 13** : ÖÇB ve AÇB nin arkadan görünümü
- Şekil 14** : Çapraz bağların fleksiyon ve ekstansiyondaki durumları
- Şekil 15** : Menisküsler, ön ve arka çapraz bağlar
- Şekil 16** : Menisküslerin kanlanması
- Şekil 17**: Q açısı
- Şekil 18** : Guepar diz protezi
- Şekil 19** : Femoral kayma ve yuvarlanma hareketi
- Şekil 20** : Gunston ve Sheehan'ın geliştirdiği diz protezi
- Şekil 21**: Freeman diz protezi
- Şekil 22** : Total kondiler diz protezi
- Şekil 23**: Oxford mobile bearing diz protezi
- Şekil 24**: LCS mobile bearing diz protezi
- Şekil 25** : Dr. Güngör Sami Çakırgil'in uyguladığı diz protezi
- Şekil 26** : Unikompartmantal diz protezleri
- Şekil 27** : Bikompartmantal diz protezi
- Şekil 28**: Trikompartmantal diz protezi
- Şekil 29** : Kısıtlayıcı olmayan (unconstrained) diz protezi
- Şekil 30** : Kısıtlayıcı(constrained) diz protezleri

- Şekil 31:** Tibial insert tasarımı
- Şekil 32 :** Arka çapraz bağı koruyan diz protezi
- Şekil 33:** Arka çapraz bağı kesen diz protezi
- Şekil 34 :** Aseptik gevşemeye yol açan farklı yollar
- Şekil 35 :** Hastanın operasyona hazırlanması
- Şekil 36 :** Turnike şişirilirken diz fleksiyona getirilir.
- Şekil 37 :** Hastaya yapılan longitudinal cilt insizyonu
- Şekil 38 :** Diz artroplastisindeki standart yaklaşımlar
- Şekil 39 :** Subvastus ve Midvastus yaklaşım
- Şekil 40 :** V-Y kuadrisepsplasti
- Şekil 41:** Tuberositas Tibia osteotomisi
- Şekil 42 :** Posterior femoral çizginin 3 derece dış rotasyonda yerleştirilmesi.
- Şekil 43 :** Fleksiyon ve ekstansiyon aralıkları eşit olmalıdır.
- Şekil 44 :** İntramedüller deliğin femura giriş deliği
- Şekil 45 :** Anatomik kesi/ Klasik kesi
- Şekil 46 :** İntramedüller rot yerleştirilmesi ve Distal femoral kesi
- Şekil 47 :** Distal femoral kesi sonrası
- Şekil 48 :** Femoral komponent ölçüsünün alınması
- Şekil 49 :** Guide giriş yerlerinin belirlenmesi
- Şekil 50 :** Ölçü alındıktan sonra kesi bloğu yerleştirilir.
- Şekil 51 :** Anterior kondil kesisi yapılır
- Şekil 52 :** Posterior kondil kesisi yapılır
- Şekil 53 :** Anterior ve posterior chamfer kesiler
- Şekil 54:** Proksimal tibial kesimde 5-7° lik posteriora eğim olmalıdır
- Şekil 55 :** Ekstramedüller kılavuzun yerleştirilmesi
- Şekil 56 :** İntramedüller guide giriş yeri ve proksimal tibia kesisi
- Şekil 57 :** Proksimal tibia kesisi
- Şekil 58 :** Tibial komponentin boyutlandırılması
- Şekil 59 :** Deneme komponentlerinin yerleştirilmesi
- Şekil 60 :** Komponentlerin yerleştirilmesinin ardından eklem seviyesi kontrolü
- Şekil 61 :** En son aşamada komponentler sementlenerek yerleştirilir.
- Şekil 62 :** Kemik defektlerinin giderilmesi

- Şekil 63** : Kemik defektinin greftlenmesi
- Şekil 64** : Çeşitli şekillerde kamalar
- Şekil 65** : Pateller kesinin ölçümü
- Şekil 66** : Patellar kesi
- Şekil 67** : Pateller komponentin yerleştirilmesi
- Şekil 68** : Fleksiyon ve ekstansiyon aralıkları eşit olmalıdır.
- Şekil 69** : A. Medial gevşetme posteromedial köşeye dek ilerletilmelidir.
B. Medial gevşetmeye pes anseriusun lifleri dahil edilmelidir.
- Şekil 70** : Lateral gevşetme
- Şekil 71** : Fleksiyon ve ekstansiyon aralıkları
- Şekil 72** : AÇB gergin olduğunda görülen tahterevalli etkisi
- Şekil 73** : Posterior kapsül gevşetmesi ve Arka çarpaz bağın gevşetilmesi
- Şekil 74** : Lateral retinaküler gevşetme
- Şekil 75** : Alt ekstremitte anatomik ve mekanik aksları
- Şekil 76** : TEA; Transepikondiler aks, PCA; Posterior kondiler aks
- Şekil 77** : Toplam 4 adet kesitle toplam rotasyon derecesi bulunabilir
- Şekil 78** : Cerrahi epikondiler eksen lateral epikondil çıkıntısı ile medial epikondil sulcusu arasındadır
- Şekil 79** : Femoral komponent ölçümü
- Şekil 80** : Komponentin posterioruna birleştiren çizgiye dik bir çizgi çekilir
- Şekil 81** : Komponentin altındaki kesitten platonun geometrik merkezi bulunur.
- Şekil 82** : Geometrik merkez tüberositas tibiaya kadar indirilerek tüberositas tibianın en çıkıntılı yerine bir çizgi çekilir
- Şekil 83** : Elde ettiğimiz a ve b çizgilerinin arasındaki fark bulunur
- Şekil 84** : Klinik epikondiler aks
- Şekil 85** : Cerrahi epikondiler aks

TABLO LİSTESİ

Tablo1 : Fleksiyon derecesi sınıflaması

Tablo 2: Fleksiyon gruplarına göre diz protez süresi değerlendirilmesi

Tablo 3: Fleksiyon 90 derece sınıflamasına göre femur rotasyon derecesi, tibia rotasyon derecesi ve toplam rotasyon derecesi değerlendirmeleri

Tablo 4: Fleksiyon sınıflamasına göre ölçümlerin değerlendirilmesi

Tablo 5: Femur normal rotasyon derecesi ile ölçtüğümüz femur rotasyon derecelerinin, gruplarda ve tüm olgularda değerlendirme sonuçları

Tablo 6: Tibia normal rotasyon derecesi ile ölçtüğümüz tibia rotasyon derecelerinin , gruplarda ve tüm olgularda değerlendirme sonuçları

Tablo 7: Toplam normal rotasyon derecesi ile ölçtüğümüz toplam rotasyon derecelerinin , gruplarda ve tüm olgularda değerlendirme sonuçları

Tablo 8: Fleksiyon gruplarında; HSS skoru ile femur, tibia ve toplam rotasyon düzeyleri arasındaki ilişkiler

Tablo 9: Fleksiyon gruplarında; yürürken ağrı skoru ile femur, tibia ve toplam rotasyon düzeyleri arasındaki ilişkiler

RESİM LİSTESİ

- Resim 1:** 72 yaşında bayan katılımcının operasyon öncesi AP-Lateral grafileri
- Resim 2:** 72 yaşında bayan katılımcının operasyon sonrası AP-Lateral grafileri
- Resim 3:** 72 yaşında bayan katılımcının femoral rotasyon ölçümü
- Resim 4:** 72 yaşında bayan katılımcının tibial rotasyon ölçümü
- Resim 5:** 54 yaşında bayan katılımcının operasyon öncesi AP-Lateral grafileri
- Resim 6:** 54 yaşında bayan katılımcının operasyon sonrası AP-Lateral grafileri
- Resim 7:** 54 yaşında bayan katılımcının femoral rotasyon ölçümü
- Resim 8:** 54 yaşında bayan katılımcının tibia rotasyon ölçümü
- Resim 9:** 67 yaşında erkek katılımcının operasyon öncesi AP-Lateral grafileri
- Resim 10:** 67 yaşında erkek katılımcının operasyon sonrası AP-Lateral grafileri
- Resim 11:** 67 yaşında erkek katılımcının femoral rotasyon ölçümü
- Resim 12:** 67 yaşında erkek katılımcının tibial rotasyon ölçümü
- Resim 13:** 59 yaşında bayan katılımcının operasyon öncesi AP-Lateral grafileri
- Resim 14:** 59 yaşında bayan katılımcının operasyon sonrası AP-Lateral grafileri
- Resim 15:** 59 yaşında bayan katılımcının femoral rotasyon ölçümü
- Resim 16:** 59 yaşında bayan katılımcının tibial rotasyon ölçümü
- Resim 17:** 63 yaşında bayan katılımcının operasyon öncesi AP-Lateral grafileri
- Resim 18:** 63 yaşında bayan katılımcının operasyon sonrası AP-Lateral grafileri
- Resim 19:** 63 yaşında bayan katılımcının femoral rotasyon ölçümü
- Resim 20:** 63 yaşında bayan katılımcının tibial rotasyon ölçümü

ÖNSÖZ

Tezimin ile ilgili her konuda bana yardımcı olan ve tez danışmanlığımı yapan sayın Prof. Dr. Osman KARAOĞLAN'a teşekkür ederim.

Asistanlık eğitimim boyunca deneyimlerinden ve bilgilerinden büyük fayda gördüğüm sayın hocalarım; Prof. Dr. Emin ALICI, Prof. Dr. Osman KARAOĞLAN, Prof. Dr. Ahmet EKİN, Prof. Dr. Hasan HAVİTÇİOĞLU, Prof. Dr. Halit PINAR, Prof. Dr. Haluk BERK, Prof. Dr. İzge GÜNAL, Prof. Dr. Hasan TATARİ, Prof. Dr. Önder BARAN, Prof. Dr. Mustafa ÖZKAN, Prof. Dr. Vasfi KARATOSUN, Prof. Dr. Ömer AKÇALI, Prof. Dr. Can KOŞAY ve Prof. Dr. Kadir BACAĞOĞLU 'na teşekkür ederim.

Asistanlık eğitimim boyunca kliniğimizde ve ameliyathanede beraber çalıştığım tüm asistan arkadaşlarıma, hemşire arkadaşlarıma, personel arkadaşlarıma, klinik ve poliklinik sekreterlerimize teşekkür ederim.

Tezimin radyolojik ölçümlerindeki yardımlarından dolayı Radyoloji Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. Metin MANİSALI'ya ve Dr. Volkan ÇAKIR'a teşekkür ederim.

Tezimin istatistiksel analizinde yardımlarından dolayı Halk Sağlığı Ana Bilim Dalı'ndan Dr. Sinem DOĞANAY'a teşekkür ederim.

Bu süreçte benden desteğini esirgemeyen Enis ARAS'a teşekkür ederim.

Varlığıyla hep bana destek olan sevgili eşim Pelin DOĞAN'a,
Hayatımın anlamı, biricik kızım Zeynep'e,
Ve beni yetiştirip bu günlere getiren ve hayatımın her anında desteklerini esirgemeyen sevgili annem ve babama teşekkür ederim.

1.ÖZET

TOTAL DİZ ARTROPLASTİSİ SONRASI FEMORAL VE TİBİAL KOMPONENT ROTASYONLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Dr.Mehmet Doğan

Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakóltesi

Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı

İnciraltı-İzmir

Total diz artroplastisinin başarısı komponentlerin pozisyonun düzgün ayarlanması ile yakından ilişkilidir. Dizilim yanlışlığı, instabilite ve patellofemoral komplikasyonlara bağlı olan erken başarısızlıkların en önemli nedeni olmakla beraber, polietilen aşınması ve tespit yetersizliklerine bağlı olarak uzun dönemde de başarısızlıklara yol açar. Bu çalışmada amaç, total diz artroplastisi sonrası komponent rotasyonlarının ölçülmesi, malrotasyon nedenlerinin tartışılması ve bu sonuçların klinik yansımasının, The Hospital for Special Surgery skoru (HSS) skoru eşliğinde değerlendirilmesidir.

Çalışmamızda 37 katılımcının 49 dizine uygulanan total diz artroplastisi incelendi. BT eşliğinde komponentlerin rotasyonları; daha önceden tanımlanmış cerrahi epikondiler eksen ve tibia tüberkülün medial 1/3 referans alınarak ölçüldü ve katılımcıların dizlerinde The Hospital for Special Surgery skoru (HSS) belirlendi.

Çalışmamızdaki katılımcıların dizleri primer total diz artroplastisi uygulanmış, patellar komponent değişmemiş, arka çapraz bağ korunmuş ve sabit insert kullanılmış ve ekstansiyon sorunu olmayan dizler olarak seçildi.

Sonuç olarak; BT aracılığıyla elde ettiğimiz femoral komponent rotasyon değerleri ile hedef olarak belirlediğimiz (-3) değer arasında anlamlı fark bulundu ($p<0,01$). Aynı Őekilde elde ettiğimiz tibial komponent rotasyon değerleri ile hedef olarak belirlediğimiz (0) değer arasında anlamlı fark bulundu ($p<0,01$). Bu bizim cerrahi esnasında kullandığımız kesi guideları ve referans olarak aldığımız noktaların tekrar gözden geçirilmesi gerektiğini dűşündürműştür. Aynı zamanda elde ettiğimiz femoral ve tibial komponent rotasyon değerlerinin, HSS skoruna ve fleksiyon derecesi üzerine istatistiki olarak etkisi olmadığını göstermiŐtir ($p>0,05$).
Anahtar kelimeler: Total diz artroplastisi, komponent rotasyonları, HSS skoru.

2.SUMMARY

TO EXAMINE THE FEMORAL AND TIBIAL COMPONENT ROTATIONS AFTER TOTAL KNEE ARTHROPLASTY

Mehmet Doğan M.D.

Dokuz Eylul University faculty of Medicine

Department of Orthopaedics and Traumatology

İnciraltı-İzmir

The success in total knee arthroplasty is having a close relation with the appropriate position on the components. Although the wrong alignment is the most important cause of early unsuccessfulness because of the instability and patellofemoral complications, it also is the cause of long term unsuccessfulness because of the polyethylene erosion and technique problems. The aim of this study is, measuring the component rotation after total knee arthroplasty, discussing the causes of malrotation. And also we examine the result's clinical reflections, according to the hospital for special surgery score test.

In this study, 49 knees of 37 patients, having total knee arthroplasty, were examined. Using the CT scans, the component rotations were measured based on predetermined landmarks, surgical epicondylar axis and medial 1/3 of tibial tubercle, and also on patients' knees, the hospital for special surgery score test was determined.

For the participation of the study patients' knees must be after primary total knee arthroplasty, patellar component mustn't be changed, behind crosswise ligament must be saved, must be used stabil insert and the knees mustn't have problem with extension.

In conclusion, there were significant difference, between the femoral component rotation value we got with the use of CT scans and the target value(-3)we determined before($p < 0.01$). Using the same method , there were significant difference between the tibial component rotation value and our target value(0)($p < 0.01$)The results made us think that,we have to look over the landmarks and guides we use in surgery.Also we found that, the femoral and tibial component rotation values have no significant effect on HSS scor and flexion degree ($p > 0.05$)

Keywords: total knee arthroplasty,component rotations,the hospital for special surgery scor(HSS)

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Primer total diz artroplastisi, özellikle dejeneratif ve inflamatuvar artritler başta olmak üzere değişik etyolojik sebeplerle sıkça uygulanmaktadır. Total diz artroplastisinin (TDA) başarısı, cerrahın komponentlerin pozisyonunu ve ekstremitenin dizilimini düzgün ayarlamasına bağlıdır. Diz protezi ameliyatları kemik ameliyatı olarak yorumlansa da, iyi bir cerrahi tekniğin temelinde mükemmel bir yumuşak doku cerrahisi yatmaktadır. Kemik kesilerinin düzgün olabilmesi için normal ilişkilerin çok iyi bilinmesi gereklidir. Protezin rotasyonu ve yerleştiriliş şekli yumuşak doku dengesini etkiler. Dolayısıyla protez cerrahisinde deformitenin düzeltilmesi ile yumuşak doku dengesini ayrı ayrı düşünmek doğru olmaz. Düzgün yapılmayan kesiler, rotasyonu düşünülmeden yerleştirilmiş komponentler ile yumuşak doku dengesinin sağlanması mümkün değildir. Protezin başarısı için, implantın oturacağı kemik dokuların düzgün kesilmesi, yumuşak dokuların ise mümkün olduğunca dengelenmiş olması gereklidir (28). Dizilim yanlışlığı, instabilite ve patellofemoral komplikasyonlara bağlı olan erken başarısızlıkların en önemli nedeni olmakla beraber (26,50) polietilen aşınması ve tespit yetersizliklerine bağlı olarak uzun dönemde de başarısızlıklara yol açar (50). Bu nedenle diz protezinde yumuşak doku dengesi deyince sadece dizin medial yada lateral yapılarının dengelenmesi anlaşılmalıdır, cilt kesişinden kemik kesilerine, komponentlerin rotasyonu ve yerleştiriliş şekilleri ile dizin koronal ve sagittal plandaki dengelenmesi, yani deformitelerin düzeltilmesi de anlaşılmalıdır. TDA da protez komponentlerinin rotasyonel diziliminin sağlanması protezin ömrü ve başarılı fonksiyonel sonuç açısından önemlidir. Femoral ve tibial komponentlerin malrotasyonu bazı komplikasyonları da beraberinde getirir bunlar; Patellar subluksasyon, dislokasyon, fraktür ve gevşeme, bozulmuş kinematik nedeniyle hızlanmış polietilen aşınması, fleksiyon ve ekstansiyon gaplarının bozulmasına sekonder gelişen laksisite ve kısıtlılık (64).

Total diz artroplastinin ilk yıllarında, aksiyal hizalama üzerine odaklanılmıştır (65,66). Femoral ve tibial komponentlerin rotasyonel aligmentinin önemi daha sonra anlaşılmıştır (67-70). Bu çalışmada, total diz artroplastisi sonrası (TDA) femoral ve tibial komponent rotasyonlarının ölçülerek, malrotasyona neden olabilecek etmenlerin belirlenmesi, doğru rotasyonel dizilim için referans alınabilecek anatomik belirteçlerin

ortaya konulması ve dizilim sonuçlarının klinik yansımasının, The Hospital for Special Surgery (HSS) skoru eşliğinde değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

4. GENEL BİLGİLER

4.1 Diz Anatomisi

4.2 TDA Tarihçesi

4.3 TDA Çeşitleri

4.4 TDA Endikasyonları, Kontrendikasyonlar

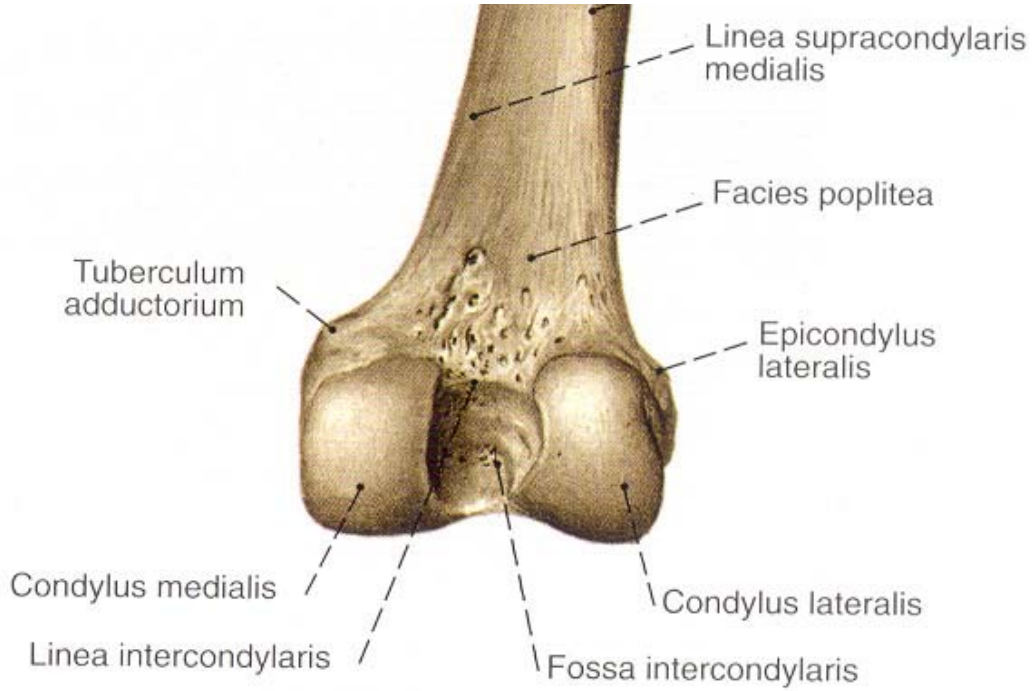
4.5 TDA Komplikasyonları

4.6 TDA Girişim

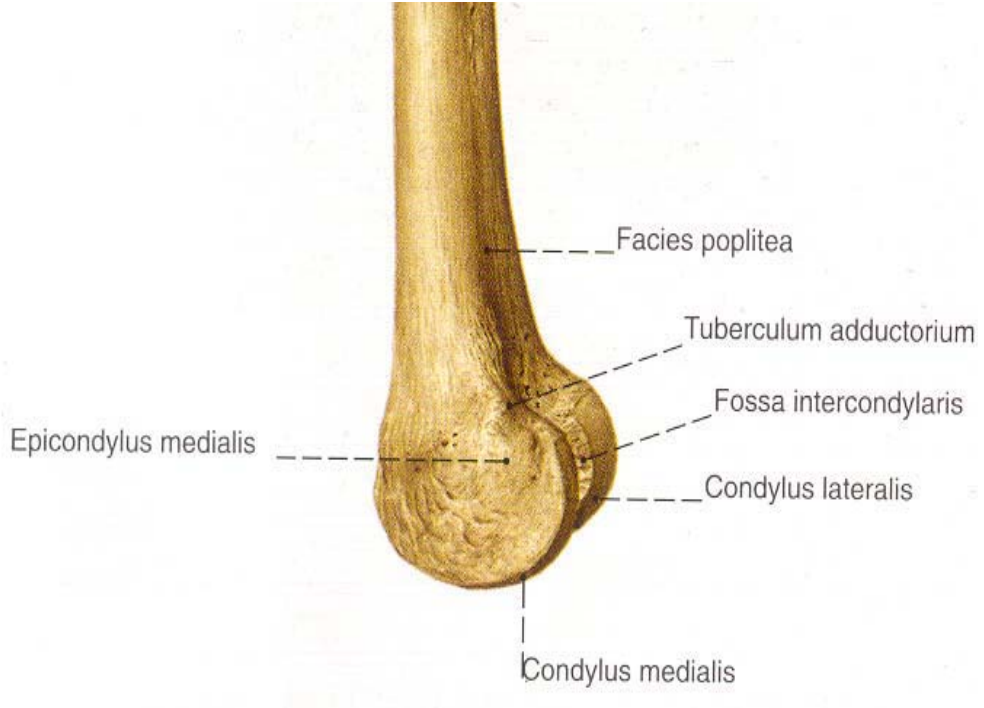
4.7 TDA Komponent rotasyonları

4.1. DİZ ANATOMİSİ

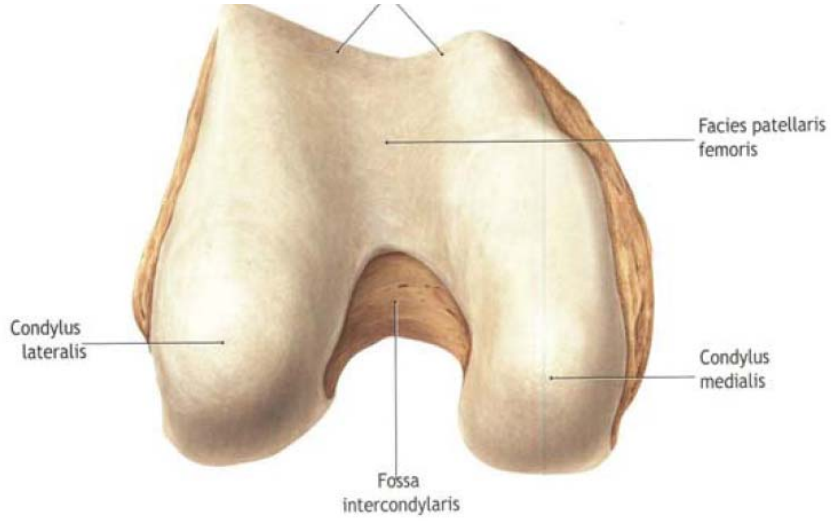
İnsan vücudunun en büyük eklemi olan diz eklemi menteşe tipi bir eklemdir. Eklemün uygun fonksiyon ve stabilitesi medial ve lateral bağlar, 2 adet çapraz bağ ve çevre kas dokusu tarafından sağlanır. Kemikler, menisküsler ve bağlar statik bir stabilite, çevre kaslar ise dinamik bir stabilite meydana getirir. Diz eklemünü oluşturan kemikler femur, tibia ve patelladır. Kısmi olarak birbirinden ayrılmış 3 kompartmandan meydana gelir; patellofemoral, tibiofemoral kompartman ise medial ve lateral olarak 2'ye ayrılır(1,2). Dizde lateral bağlar için yapışma noktası olmasına rağmen, fibula başı eklem içinde yer almaz. Tibiofemoral kompartmanlar, dizin fleksiyonu ve ekstansiyonu sırasında tibianın femur üzerinde transvers rotasyonuna izin veren, bağ yapılarıyla desteklenmiş en komplike bölgesidir. Femur kondilleri boyut ve şekilleri itibariyle asimetriktir. Femur kondillerinin ön bölümleri ovalken, arka bölümleri küresel şekildedir.



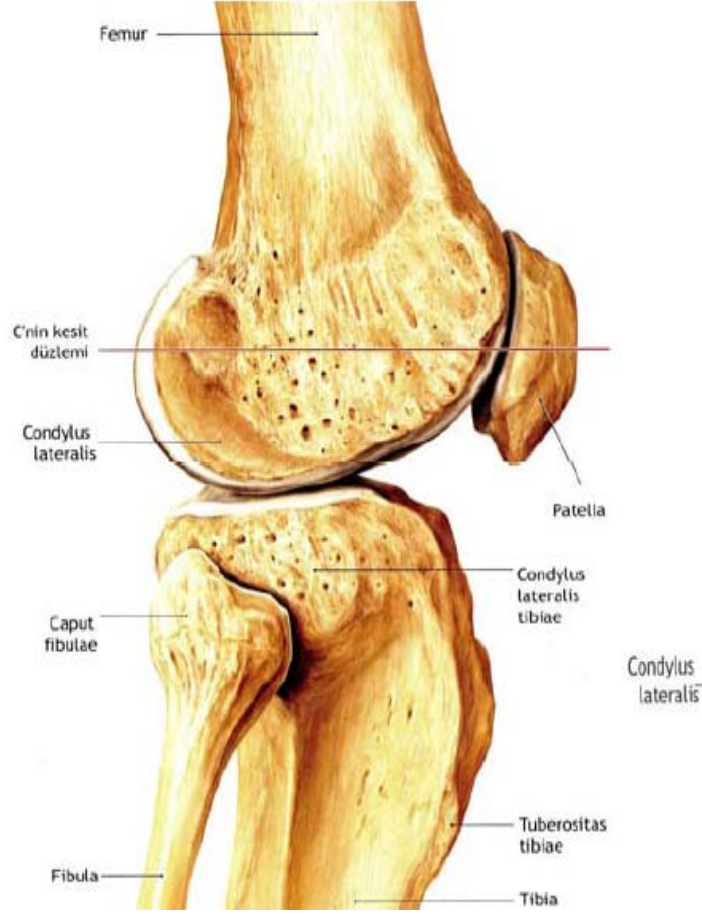
Şekil 1: Kondillerin arkadan görünümü



Şekil 2: Kondillerin medialden görünümü



Şekil 3: Kondillerin önden görünümü



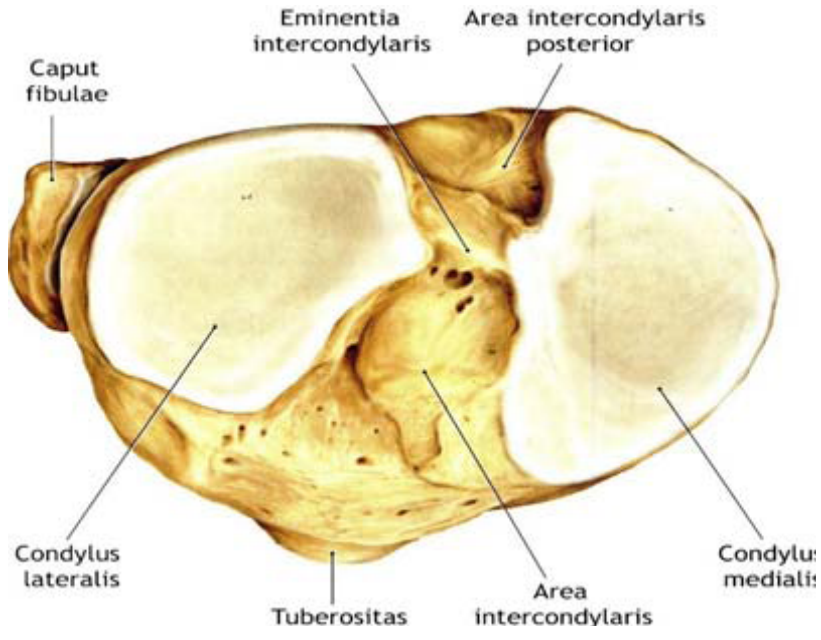
Şekil 4: Kondillerin lateralden görünümü

Ön yüzlerinin oval şeklinde olması ekstansiyonda stabiliteyi güçlendirirken, arka yüzlerin küresel şekilde olması fleksiyonda geniş hareket açıklığı sağlar. Medial femoral kondil dış çevresi yaklaşık olarak lateral kondilden 1,7 cm daha uzundur; uzunluktaki farklılık fleksiyon ve ekstansiyon sırasında tibianın femur üzerinde aksiyel rotasyonuna olanak sağlar. İnterkondiler çentik merkezinden ölçüldüğünde lateral kondil mediale kondile göre biraz geniş olsada, her iki kondilin genişliği hemen hemen aynıdır. Sagittal aksda ise lateral kondil medial kondilden daha uzun ve anteriordedir. Koronal düzlemde medial kondil lateral kondilden inferiorde yerleşmiştir. Femur anatomik aksında görüntülendiğinde bu görünüm daha da

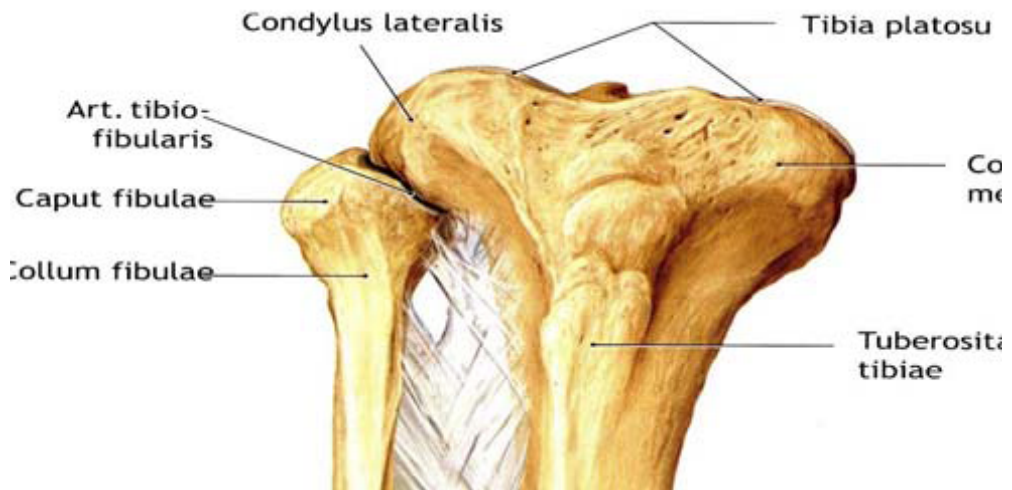
belirginleşir. Normal ağırlık taşıyan pozisyonda ise, kondiller eşit şekilde görünür. Paralel kondiler yüzeyler alt ekstremité mekanik aksı tarafınca meydana getirilirler.

Mekanik aks femur başı merkezinden (femoral aksın medialinde) başlayarak diz eklem merkezinden geçer ve ayak bilek eklemi merkezine uzanarak düz bir çizgi oluşturur. Sonuçta, femoral eklem femur gövdesi uzun aksı ile 6 derecelik bir açı meydana getirir böylelikle distal femoral eklem yüzünün fizyolojik valgusu oluşur.

Tibia proksimalinin eklem yüzüyle karmaşıktır. Medial ve lateral tibia platoları görsel farklılıklar taşırlar. Medial plato, yükün taşıdığı esas kısımdır ve laterale göre daha büyük, konkav veya daha düze yakın bir şekli vardır. Lateral plato ise mediale platoya göre hafif konvektir. Her iki plato da sagittal düzlemde tibia cismiyle 10 derece posterior inklinasyon açısına sahiptir(6). Bu iki plato birbirinden eminentia interkondilaris ile ayrılır. Eminentia interkondilarisin önünde medial ve lateral menisküsün ön boynuzları ile ön çapraz bağın yapışma yeri, arkasındaysa menisküslerin arka boynuzları ile arka çapraz bağın yapışma yeri bulunur. İnterkondiler çentiği sınırlandıran, medial ve lateral tibial tüberküllerlerdir ve kondilleri yanlara doğru olan hareketlere karşı stabilize etme görevi yaparlar. Menisküs boynuzları ve çapraz bağlar için yapışma yeri olan interspinöz bölge hiyalin kıkırdak ile örtülü değildir(2,3). Femurda medial ve lateral epikondiller (kollateral bağların başlangıç noktaları), Tibiada ise tüberositas tibia (patellar tendonun yapışma yeri), Gerdy tüberkülü (iliotibial bandın yapışma yeri) ve tibia proksimalinin posteromedial sınırı diz ekleminde yer alan oluşumlardır.

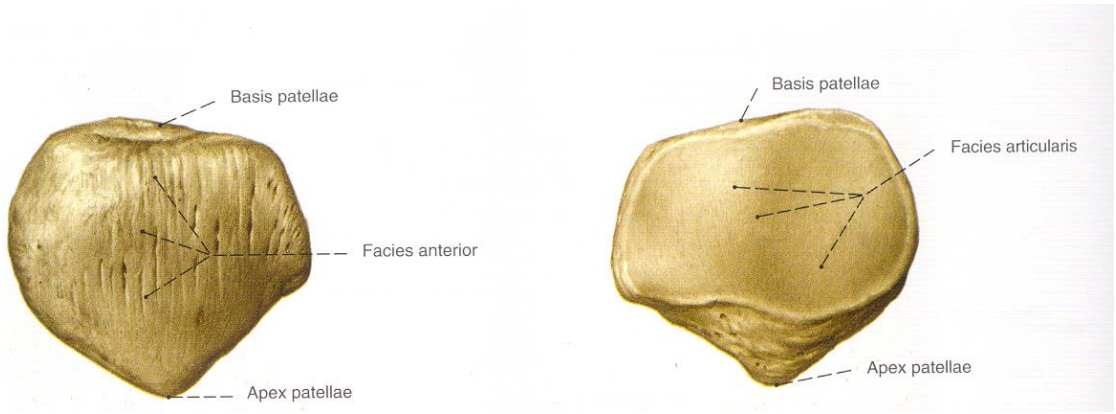


Şekil 5: Tibia platosunu üstten görünümü



Şekil 6: Tibia proksimalinin önden görünümü

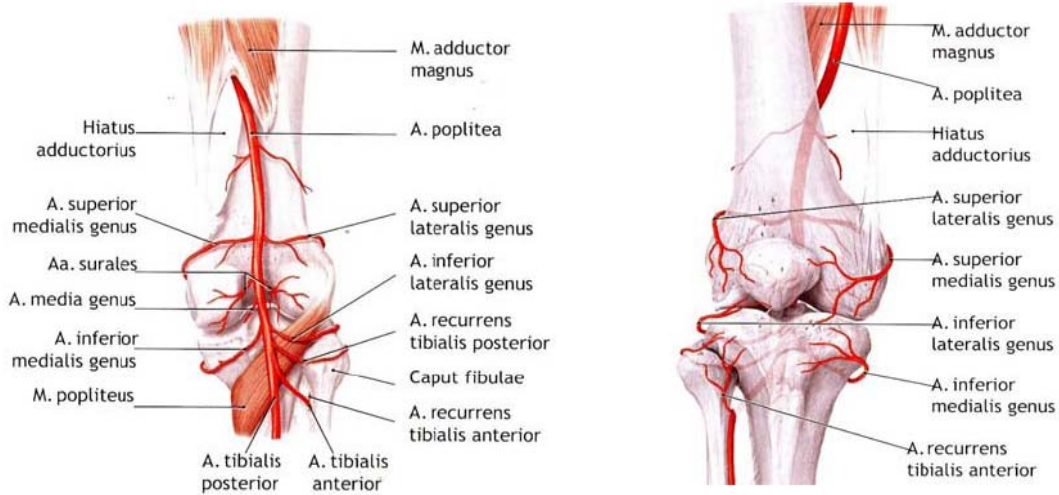
Patella, ekstansör mekanizma içinde kuadriiceps tendonu ve patellar tendon arasında yer alan, distali üçgen şekline benzeyen vücuttaki en büyük sesamoid kemiktir. Proksimal bölgesi distal bölgesine göre daha geniştir. Eklem yüzeyi dikey bir çentik ile medial ve lateral olmak üzere iki ayrı bölgeye ayrılmıştır. Medial eklem yüzeyi konveks ve küçüktür. Lateral eklem yüzü ise geniştir. Lateral yüzey patellanın 3/2'sini oluşturur. Patellanın 7 tane yüzeyi vardır. Medial ve lateral eklem yüzlerinin her biri eşit üç parçaya ayrılmıştır. Medial eklem yüzeyinin içi de ayrı bir yüzey olarak ele alınır. Eklem yüzeylerinin teması dizin fleksiyona gelmesiyle değişir ve maksimum temas 45 derece fleksiyondayken oluşur.



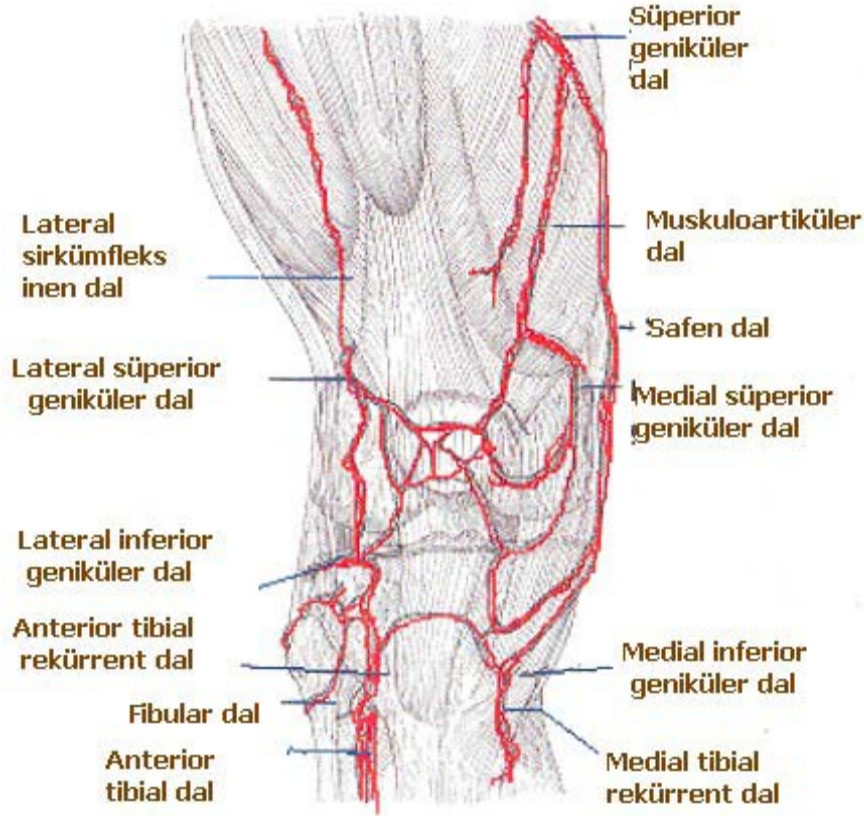
Şekil 7: Patellanın üstten ve alttan görünümü

Dizin beslenmesini yapan popliteal arter femoral arterin devamıdır. Femoral arter adduktor (Hunter) kanaldan çıkınca popliteal arter olarak adlandırılır. Popliteal arter ise aynı isimle anılan fossaya biceps femoris ve semimembranosus kasları arasından girerek, N.tibialis altında ilerleyerek gastroknemius kasının iki başı hizasında a.tibialis anterior ve a.tibialis posterior olarak ayrılır. Arteriyel dolaşım popliteal arterin beş artiküler, birçok da musküler dalı tarafından sağlanır. Bu damarsal beslenme, intrinsek ve ekstrinsek olarak iki farklı anastomoz sistemiyle oluşturulur. İntrensek ağ artiküler dallar, müsküler dallar ve 5 tane genikülat arter dalı(superioromedial ve superolateral genikülatlar, orta genikülat, ve inferior medial

ve lateral genikülatlar) tarafından oluşturulur. Orta genikülat arter, popliteal arterin ön yüzünden çıkar ve posterior oblik ligaman içinden diz eklemi içine girer ve çapraz bağları ve interkondiler çentik bölgesini besler. Medial ve lateral superior genikülat arterler, kondillerin hemen üstünde distal femoral bölgeyi çepeçevre sararlar. Inferior medial genikülat arter, medial eklem hattının 3-4cm kadar altındaki bölgeyi besler. Inferior lateral genikülat arter, eklem hattı boyunca lateralde lateral menisküs komşuluğunda seyrederek ve eklem hattının lateralinde yapılacak olan cerrahi girişimlerde dikkate alınmalıdır. Ekstremsel sistem ise süperfisiyal femoral arterin genikülar dalı, tibialis anteriorun rekürren dalı ve lateral sirkümfleks femoral arterin (profunda femoris dalı) inen dalınca oluşturulur(2). Anastomozlardan oluşan ağ sistemi eklem üzerinde yer alan cilt ve patella için zengin bir destek sağlaması yanında, ciltaltı disseskiyon için yeterli bir vaskülarizasyon oluşturur. Bir cerrahi operasyonda cilt flepleri kaldırılırken cildin intrinsek desteği kesintiye uğrayabilir, ancak yumuşak dokunun canlılığı ekstremsel sistem ile devam ettirilir. Paralel insizyonlar yapılacaksa cilt nekrozlarından kaçınmak için bu insizyonların planlanmasında her iki insizyon arasında en az 7-10 cm bulunmasına özen gösterilmelidir.



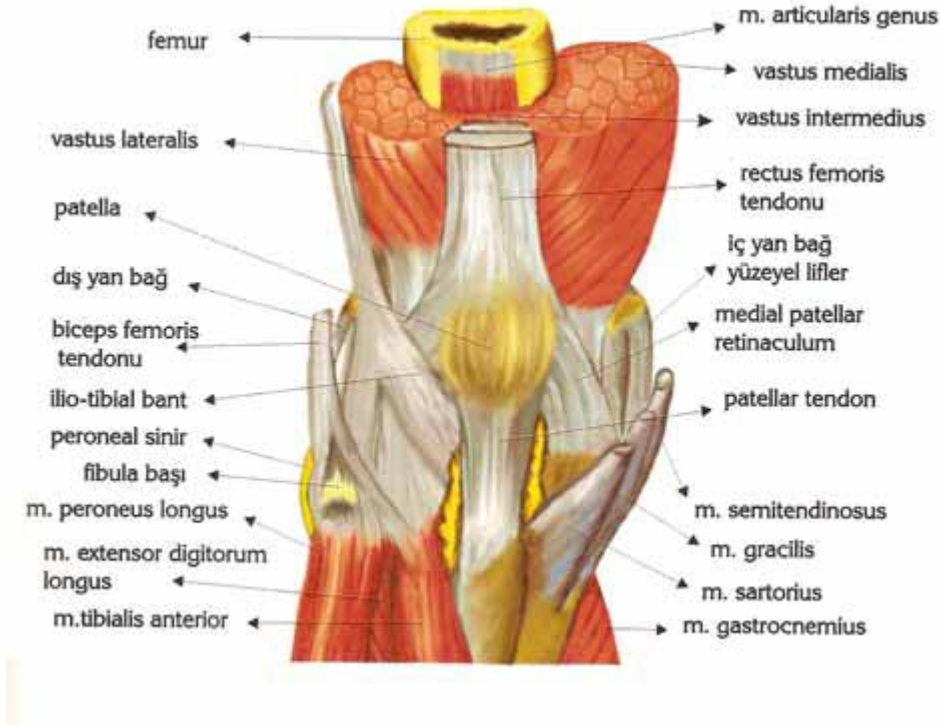
Şekil 8: Dizin kanlanması



Şekil 9: Dizin kanlanması

Sinirsel destek ise siyatik (medial popliteal sinir) ve femoral sinirin posterior dalı (safen sinir) tarafınca sağlanır. Popliteal sinir, popliteal fossa içinde yağ doku ile çevreli olarak ilerler ve gastroknemiusun iki başı arasından geçer. Popliteal fossada popliteal arter, ven ve sinir birlikte medialden laterale doğru seyir gösterir. Popliteal sinir birçok müksüler dal, artiküler dal ve medial gastroknemiusun iç kenarı boyunca seyreden sural kutanöz dallarını verir. Lateral popliteal sinir, lateral gastroknemius üzerinden seyrederek sural kommunikan dalını verir ve fibulanın boynu etrafında dönerek muskulokutanöz ve anterior tibial sinir olarak iki dala ayrılarak peroneal sinir haline gelir (2,3).

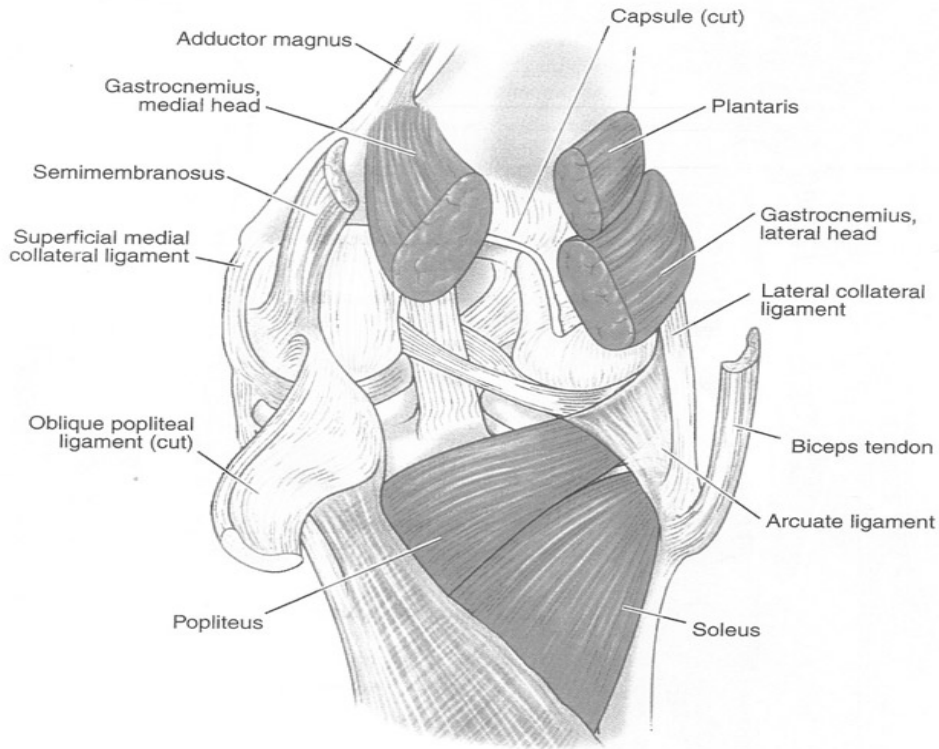
Diz eklemi kas yapı ve bağ yapı ile desteklenen kompleks bir anatomik yapıya sahiptir. Diz için anterior, medial, lateral ve posterior olarak 4 bölüm tarif edilmiştir. Dizin posterolateral ve posteromedial köşelerinin kompleks ve farklı anatomik şeklinin anlaşılmasında faydalı olan kompartman tanımı, eklemin tabakalarıyla açıklanır. Diz eklemi üç farklı tabaka sistemi tarafından meydana getirilir:



Şekil 10: Diz eklemi anteriordan kas yapılarının görünümü

Fasial tabaka olan I.tabaka en yüzeydedir. Bu tabaka, medialde sartorius fasyası ve lateralde iliotibial band ve biceps femoris fasyası tarafından oluşturulan eklemin ön yüzündeki kemer şeklindeki düzenli tabakayı tanımlar. Patellar tendon,

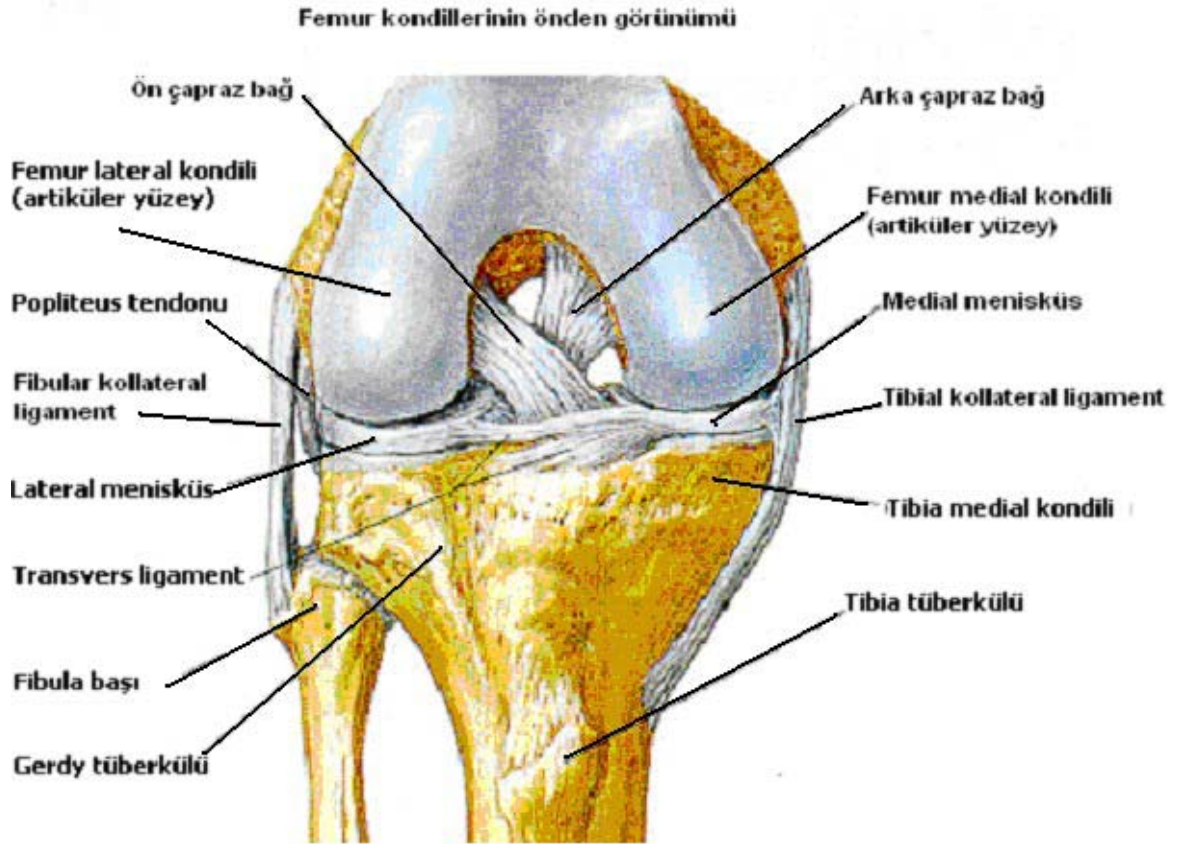
süperfişiyal medial kollateral ligaman (MKL), ve fibular veya lateral kollateral ligamanı (LKL) ise II.tabakayı tanımlar. III. tabaka eklem kapsülünün fizyolojik kalınlaşmaları olan posterior oblik ve arkuat ligamanlar, MKL derin parçası ve lateral eklem kapsülü orta 1/3'ünü içeren eklem kapsülü ise III.tabakayı tanımlar. III.tabaka farklı bağ yapılarını oluşturan anatomik kalınlaşma varyasyonlarını ve tüm eklem kapsülü yapılarını içerir. Kapsül önde incedir ve patellar tendona yapışıkır. Posterolateraldeki kapsüler kalınlaşmaya arkuat ligaman (lateralde arka 1/3 lük kapsüler kısım) ve posteromedialdeki kalınlaşmaya posterior oblik ligaman (POL) (medialde arka 1/3 lük kapsüler kısım) adı verilir (4,5).



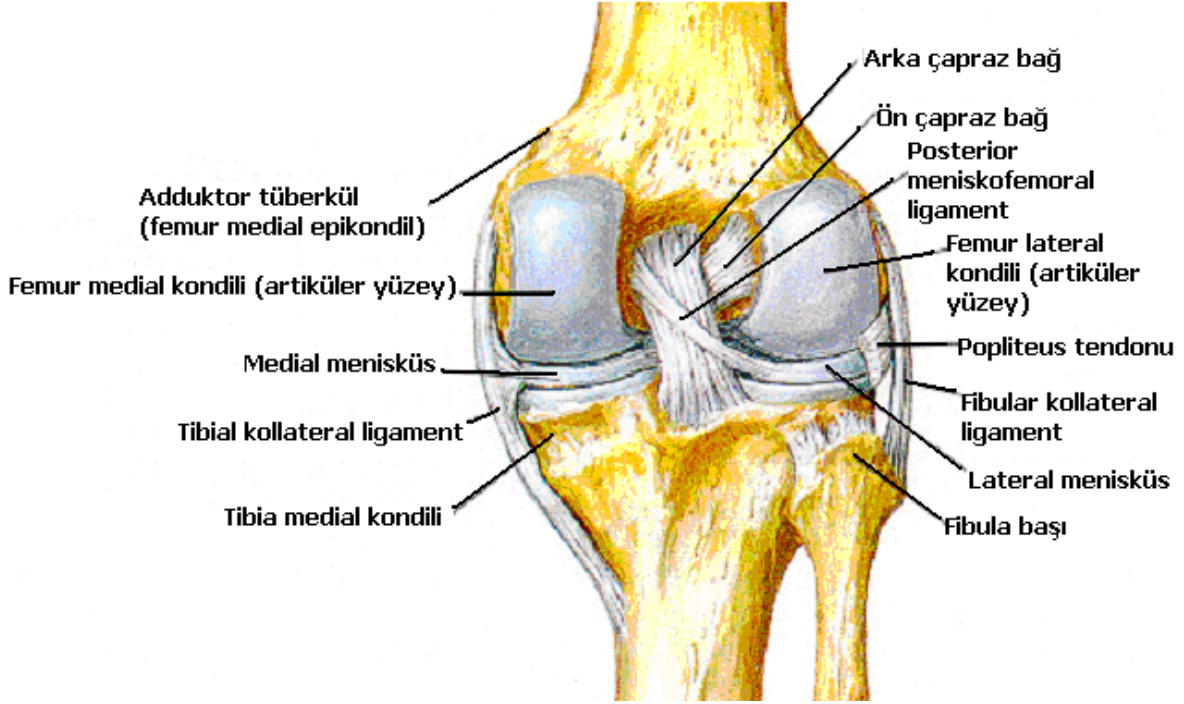
Şekil 11: Dizin posterolateral ve posteromedialindeki yapılar

Dizin posteriorunda nörovasküler yapılar, gastroknemius kasının medial ve lateral başları, plantaris kası ve posterior eklem kapsülü bulunur. Popliteal boşluğun tabanını femurun posterioru, posterior kapsül, oblik popliteal ligaman ve popliteus kası oluşturur. Nörovasküler yapılar popliteal bölgede medial ve lateral gastroknemius başları arasında seyrederler. Popliteal arter adduktor magnus içinden popliteal fossaya girer ve posterior oblik ligaman ile direkt olarak temas ederek ilerler. Popliteal ven, popliteal fossaya arterin lateralinde girer ve seyri esnasında yüzeysel olarak popliteal arteri çaprazlayarak popliteal fossa distalinde arterin iç tarafında yerleşir (arter ve sinir arasında). Posterior sinoviyal boşluk her iki kişiden birinde, semimembranosus tendonu ve gastroknemius medial başı arasında yer alan popliteal bursa ile ilişkilidir. Kronik inflamasyonlarda ve eklem içi patolojilerde (Baker kisti gibi) bu bursada büyüme oluşabilir.

Fonksiyonel diz anatomisinde çapraz bağların önemi büyüktür. Tibiada 'eminentia interkondilaris'e yapışma yerlerine göre adlandırılırlar. Ön çapraz bağ(ÖÇB) 'eminentia interkondilaris'in önünden ve dış tarafından başlar, femur lateral kondilinin iç tarafının posterioruna yapışır. ÖÇB ön-iç (anteromedial), orta (intermediet) ve arka-dış (posterolateral) olmak üzere 3 kısımdan oluşmuştur. Ön-iç kısmı daha ince olup, arka-dış kısmı daha geniştir. Fleksiyonda ön-iç kısım, ekstansiyonda ise arka-dış kısım gerilir. ÖÇB, tibianın anteriora kaymasını önler. Varus, valgus zorlamalarına ve diz ekstansiyondayken rotasyon zorlamasına karşı koyar.

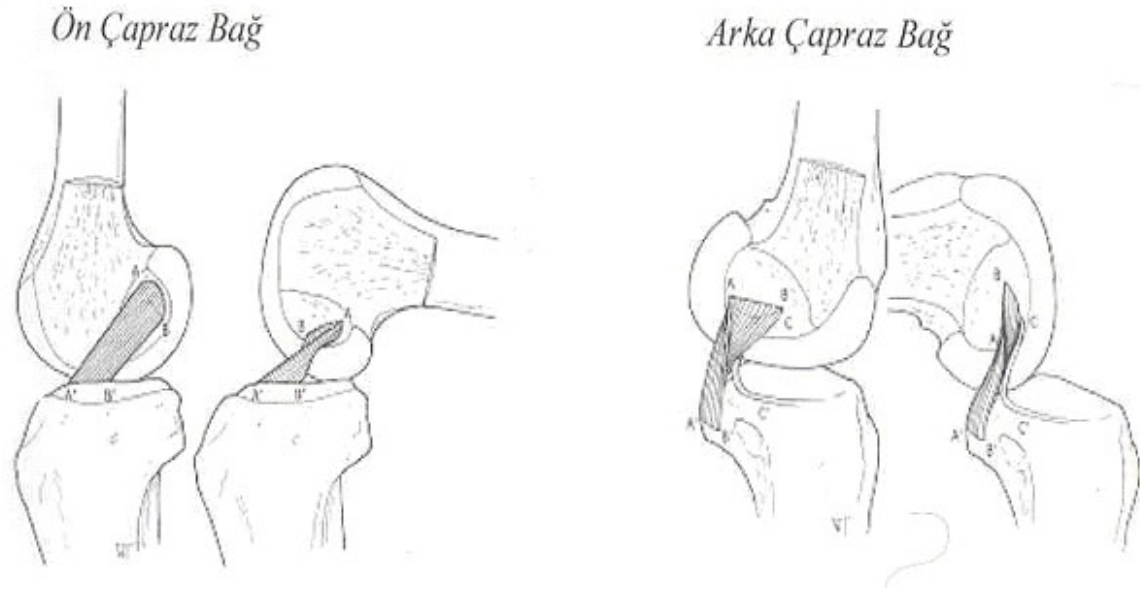


Şekil 12: ÖÇB ve AÇB nin önden görünümü



Şekil 13: ÖÇB ve AÇB nin arkadan görünümü

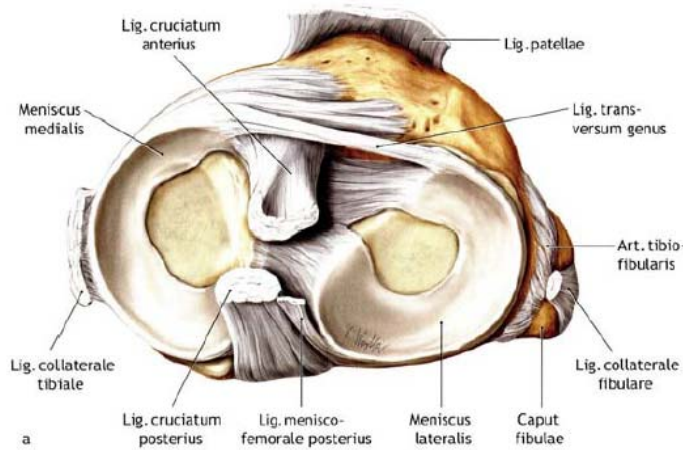
Arka çapraz bağın (AÇB) kalınlığı ÖÇB'nin hemen hemen 2 katı ve uzunluğu 38 mm kadardır. AÇB, ÖÇB'ye göre daha kuvvetli ve daha az obliktir. Medial menisküs arka boynuzunun hemen posteriorunda, tibia interkondiler fossanın arkasından başlar. Yukarıya, öne ve içe doğru giderek ÖÇB'yi çaprazlar, medial femoral kondilde, interkondiler yüzeyin arka dış kısmına yapışır. Ön-dış (anterolateral) ve arka-dış (posterolateral) olmak üzere iki kısma ayrılır. Fleksiyonda ön-dış, ekstansiyonda ve 100° üzerindeki fleksiyonda ise arka-dış kısımları gerilir. Esas görevi, tibianın posteriora kaymasını engellemesidir. Aynı zamanda femurun tibia üzerinde rotasyonu sırasında, menisküslerde stabilizasyon sağlayarak, eksternal rotasyonel kuvvetlerine karşı koyar ve dizin fleksiyonunda, femurun tibia üstünde kayarken, yuvarlanma hareketinin oluşmasını sağlar.



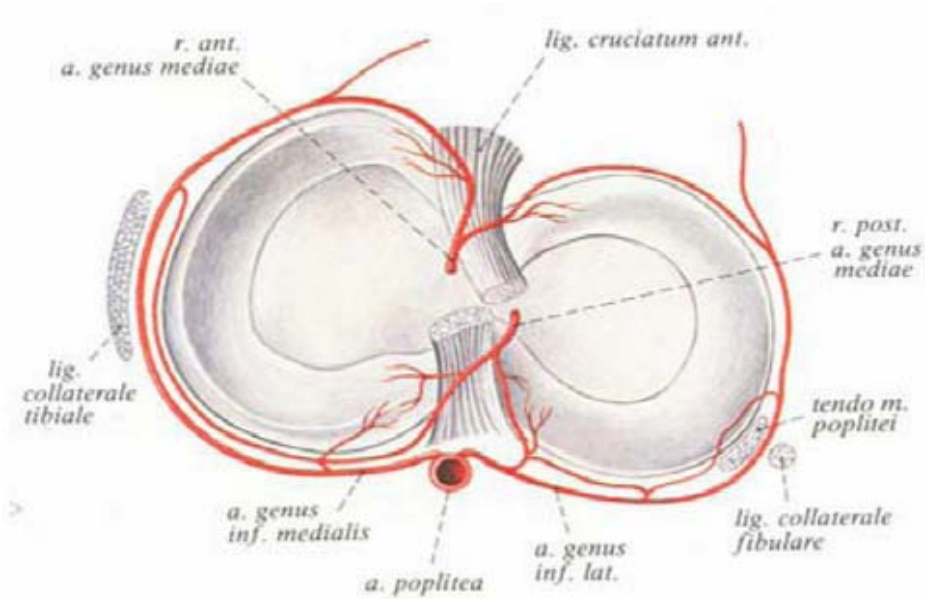
Şekil 14: Çapraz bağların fleksiyon ve ekstansiyondaki durumları

Menisküsler, femoral kondillerin tibial eklem yüzeyine oturmasını sağlayan, eklem yüzey alanını arttıran fibrokartilajdan oluşmuş yarım ay şeklinde yapılardır. Tibia platosunda, eklem yüzeyinin periferik 2/3 lük kısmını kaplarlar. Proksimal kısımları konkavdır ve femur kondilleri ile temas halindedir. Periferik kısımları ise kalın, konveks ve eklem kapsülüne yapışıktır. Üçgen biçiminde kesitleri vardır ve merkeze doğru geldikçe inceler. Menisküs, basınca direnç gösterecek şekilde yoğun, sıkı örgülü kollojen lifleri olan, elastik bir yapıdır. Ön tarafta her iki menisküsü birbirine bağlayan 'lig. transversum genus' bulunur. Lateral menisküs daha yuvarlak yapıdadır. Ön boynuzu, interkondiler çıkıntı önünde ve ÖÇB'in dışında kalacak şekilde yer alır. Arka boynuzu ise interkondiler çıkıntının arkasına ve medial menisküs arka yapışma yeri anterioruna yapışır. Lateral menisküsün arka boynuzundan, medial femoral kondil ve interkondiler fossaya uzanan ve AÇB ile olan ilişkilerine göre adlandırılan iki bağ vardır. AÇB'in anteriorunda yer alana, 'lig. meniskofemorale anterior' (Humphry lig.) posteriorunda yer alana 'lig.

meniskofemorale posterior' (Wrisberg) olarak isimlendirilir. Lateral menisküsün, dış yan bağ ile ilişkisi zayıf, kapsülle olan bağlantısı gevşek olduğu için çok hareketlidir ve gerilme zorlamasına daha az uğrar. Tibia dış rotasyon yaptığıında lateral menisküs arkaya doğru yoğunlaşır, tibia kondili, menisküs kenarından hafif öne doğru taşar. İç rotasyonda ise tersi olur. Medial menisküs C şeklinde olup kenarları lateral menisküse oranla daha kalındır ön boynuzu, interkondiler çıkıntıya, ÖÇB ile beraber yapışır. Arka boynuz, öne göre daha kalın olup interkondiler çıkıntının posterioruna, AÇB ile beraber yapışır. Medial menisküs orta hatta, periferik kısımları, iç yan bağa sıkıca yapışmıştır. Arka yan kısmı, popliteus kası ile komşudur. Menisküslerin görevleri arasında, kuvvet taşıma, eklem hareketlerini kolaylaştırma, stabiliteye yardımcı olma, eklem kıkırdağının beslenmesinin sağlanması ve şoku absorbe etme sayılabilir. Menisküslerin %30 luk periferik kısmı üst geniküler arter ve alt geniküler arterin iç ve dış dalları tarafından oluşturulan kapiller ağdan beslenirken, merkezi kısım doğrudan eklem sıvısından beslenir (6).



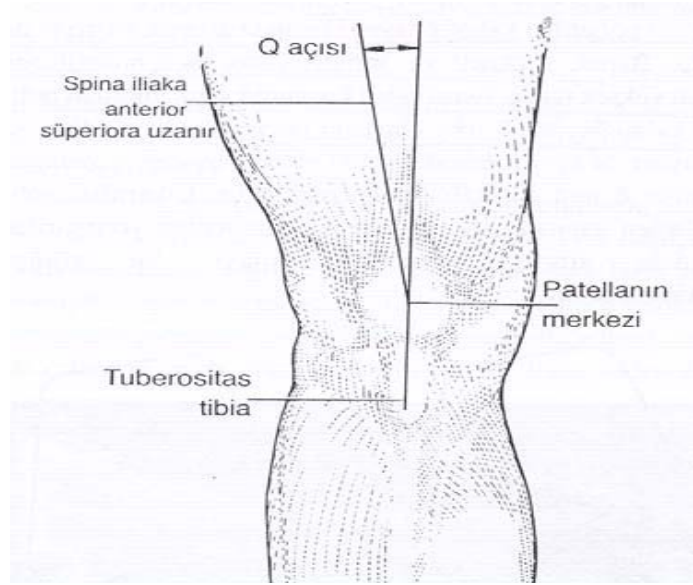
Şekil 15: Menisküsler, ön ve arka çapraz bağlar



Şekil 16: Menisküslerin kanlanması

Ekstensör (quadriceps femoris kası) ve fleksör (hamstring kaslar) fonksiyon ile dizin bir menteşe gibi olan basit görünümüne rağmen, yürüyüş esnasında quadriceps ve hamstring kaslarının fonksiyonu farklıdır. Fonksiyon kas yapısını belirler ve kas çoğunlukla iki tipten birine dönüşür. Geniş, büyük hacimli kaslar (deltoid, gluteus maximus, quadriceps) kuvvet oluşturma fonksiyonu görürler, özellikle quadriceps kası, enerji üretimi veya yürüme esnasında şok emici fonksiyon gösterir. Uzun, dar kaslar (gracilis, semitendinosus, biceps) spesifik bir eklemin hızının değiştirilmesinde görev alırlar, özellikle hamstringler salınım fazı sonunda topuğun yere gelmesi sırasında bacağı yavaşlatma fonksiyonu görürler. Bunun yanında, yürüme esnasında quadriceps ve hamstringlerin özel fonksiyonu sırasıyla ekstansiyon ve fleksiyon değil tam zıttıdır. Topuğun yere basması esnasında, quadriceps eksantrik olarak kasılarak dizin fleksiyonuna müsaade eder ve vurma enerjisinin emilmesini sağlar (örnek; atlama sonrası yere basma sırasında quadriceps dizin kontrollü fleksiyonunu sağlar). Aynı şekilde, salınım fazı sırasında

hamstringler eksantrik olarak kasılarak dize kontrollü ekstansiyon yaptırarak, bacağı ve ayağı yavaşlatır ve topuğun yere basması için hazırlarlar. Gastroknemiusun yürüyüş döngüsünde de önemli fonksiyonları vardır. Güçlü bir diz fleksörü olarak, eksantrik fonksiyon ile topuğun yere basması için bacağın ve gövdenin hızını azaltır. Duruş fazında diz fleksiyonunu kontrol ederek dizin geriye gitmesine engel olur, son olarak ayak başparmağının yerden kaldırılması esnasında, gastroknemius konsantrik olarak soleus ile birlikte itme fonksiyonu görürler. Quadriceps, ortak bir tendon ile patellada sonlanan 4 kastan meydana getirilir. Rectus femoris kası iliumdan başlar, kalça eklemine geçerek quadriceps tendon grubunun anterior parçasını oluşturur. Vastus lateralis, linea aspera ve lateral intermüsküler septum boyunca femur lateralinden başlar. Vastus lateralis, hem patella lateralinde hem de dolaylı yoldan tibiaya tutunması sağlayacak şekilde iliotibial bantta sonlanır. Vastus medialis, femur proksimalinden başlar ve ortak tendon medial parçasını oluşturacak şekilde patellada sonlanır. Vastus medialis alt sınırı adduktor magnus tendonundan köken alır ve patellaya yapışan horizontal veya transvers lifler içerir; vastus medialis obliquus olarak adlandırılır. Vastus intermedius, femur gövdesinden başlar ve tendinöz bileşke ve medialis kası ile karışarak sonlanır. Bu kaslar, rectusun anterior tabakayı, medialis ve intermediusun ara tabakayı ve lateralisin derin tabakayı oluşturduğu üç tabakalı bir tendon meydana getirirler. Quadricepsi oluşturan dört kasında innervasyonunu nervus femoralis yapar. Quadricepsin patellaya olan kuvvet çizgisi patellar tendon ile aynı hat üzerinde değildir. Patellar tendon tibial tüberküle tibianın lateralinde olacak şekilde yapışır. Bu nedenle, femur gövdesi boyunca quadricepsin uzanım doğrultusu çekme sırasında patella üzerinde bir valgus açısı oluşturur. Spina iliaca anterior superior (SIAS) başlayan ve patelladan geçen hat ile tibial tüberkül üzerinde lateral pozisyonlu patellar tendon quadriceps açısını (Q açısı) oluşturur. Q açısı genel olarak kadınlarda erkeklerdekenden daha büyüktür, kişiye göre değişiklik gösterir ve ortalama 10-20 derece arasındadır. Quadricepsin valgustaki bu çekimi patella üzerinde, yüksek lateral femoral kondil, medial patellofemoral ligaman ve vastus medialis obliquus kasının oblik lifleri tarafından karşılanan lateral bir vektör oluşturur.



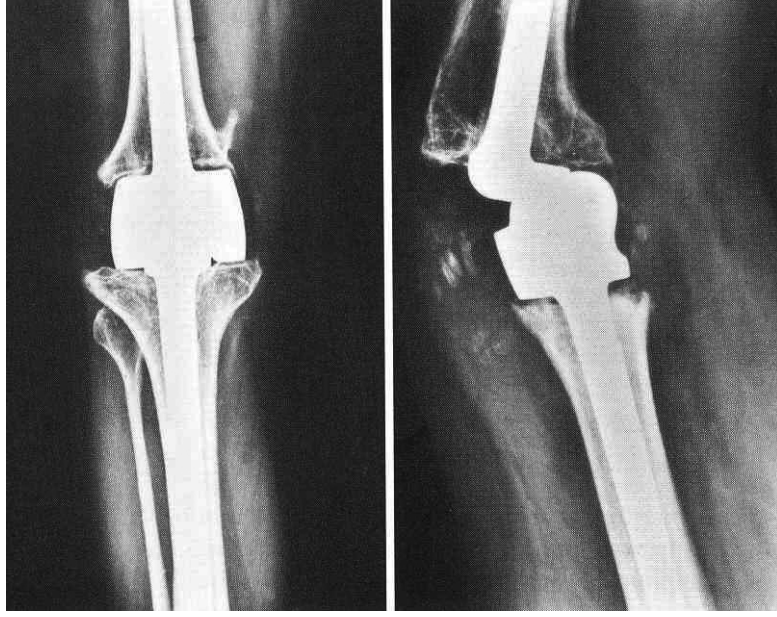
Şekil 17: Q açısı

Hamstring kas grubu gracilis, semitendinosus, semimembranosus ve biceps femoris kasları tarafından meydana getirilir. Dizin medial kenarında semimembranosus yapışma yerleri ve pes anserinus (sartorius, gracilis ve semitendinosus tarafından oluşturulan 'kaz ayağı') bulunur. Sartorius kası SAİS'dan başlar, femoral sinir tarafından innerve edilir ve uyluk ön yüzünde aşağıya doğru ilerler. Yapışma yeri bir fasiya gibi geniştir (I.tabaka) ve daha derinde yer alan diğer iki pes anserinus tendonunu sarar. Gracilis kası pubik arktan başlar, uyluk medialinde ilerleyerek eklem hattının yaklaşık 4 cm altında sonlanır ve obturator sinir tarafından innerve edilir. Siyatik sinir tarafından innerve edilen semitendinosus, tuber ischii'den başlar ve uylukta semimembranosusun yüzeyinde olarak ilerler. Semitendinosus tendonu, tibia medialinde gracilisin posterioruna yapışır. Semimembranosus kası tuber ischii'den uzun bir tendon aracılığıyla başlar ve medialde biceps femorisin derininde ilerleyerek tibial kondilin posteromedial köşesine yapışır. Dizin posteriorunda ve medialinde güçlü bir destek sağlar, aslında devam ederek II. ve III. tabakaların birleşmesi ile dizin posterior oblik ligamanını oluşturur. Siyatik sinir

tarafından innerve edilir. Biceps femoris uzun başı semitendinosus ile birlikte tuber ischii'den ve kısa başı femur linea asperası ve lateral intemüsküler septumdan iki baş halinde başlar. Uzun başı siyatik sinir tarafından innerve edilirken, kısa başı lateral popliteal sinir tarafından innerve edilir. Her iki baş ortak bir tendon ile fibula başına yapışır ve tibia lateraline doğru uzanım gösterir. Gastroknemius, lateral ve medial baş olarak iki kas grubundan oluşur. Her iki baş da kendi tarafı femoral kondil üzerindeki distal femoral fizis bölgesinden başlar. Tendinöz kısım, aşil tendonunu oluşturmak için soleus tendonu ile birleşir. Plantaris kası lateral suprakondiler hattın başlar ve gastroknemius altında uzun ve ince bir tendon olarak ilerler. Gastroknemius, soleus ve plantaris medial popliteal sinir tarafından innerve edilir. Popliteus lateral femoral kondilden tendinöz olarak başlar ve tibia arka yüzündeki soleal çizginin hemen üzerine bir kas demeti aracılığıyla yapışır. Popliteus tendonu lateral menisküsü posterior eklem kapsülünden ayırır. Görevi tam olarak tanımlanmamış olmakla beraber, fleksiyonun erken döneminde lateral tibial kompartmanı gevşettiği, lateral femuru aşağı çektiği ve statik stabilizatörler olan LKL ve arkuat ligaman ile birlikte dinamik posterolateral stabilite sağladığı düşünülmektedir. Statik fonksiyonu ise tibianın femur üzerindeki eksternal rotasyonunu, varus rotasyonunu ve arkaya gidişi sınırlamaktır. Tibia üzerindeki oblik konumu sebebiyle, popliteus aynı zamanda tibial eksternal rotasyonun dinamik bir sınırlayıcıdır. Tibiofibular eklem stabilitesini sağlayan kapsüller, anterior ve posterior bağlardan oluşur. Proksimal tibiofibular eklem hem oblik hem de vertikaldir ve minimal kompanzatuvar hareket mevcuttur. Eklem altında interosseöz membranda, anterior tibial vasküler yapıların geçişine izin veren bir delik mevcuttur. Proksimal fibula stiloidi ise biceps femoris, LKL ve popliteofibular ligaman için önemli bir insersiyon noktasıdır.

4.2. TDA TARİHÇESİ

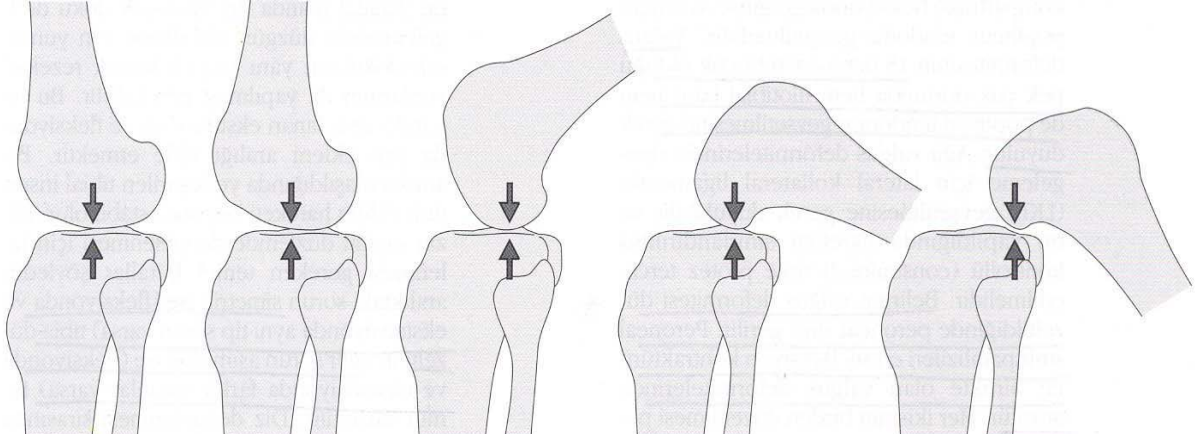
Diz eklemının fonksiyonlarının eklem yüzeylelerinin değiştirilerek düzenlenmesi çabaları 19.yy'dan itibaren uygulamaya başlanmıştır(7). 19.yy'da eklemleri etkileyen hastalıklar bugün karşılaşılanlardan farklıydı. Cerrahlar bu yıllarda daha sıklıkla, akut ve kronik enfeksiyonlar, tüberküloz, poliomyelit ve ihmal edilmiş kalça displazili hastaları tedavi ettiler. Bu durumlar sıklıkla eklem instabilitesi yada ankilozla sonuçlanıyordu. 19.yy ortalarından itibaren genel anestezi ve antiseptik tekniklerinin uygulanması ile birlikte önemli cerrahi girişimlere başlandı. Bugün ise artroplasti herhangi bir nedenle artrit gelişen hastaların tedavisinde uygulanmaktadır(9). İlk kez 1827 yılında Barton, 1840 yılında da Rodgers osteotomi ile psödoartroz oluşturarak diz eklemine hareket kazandırmaya çalışmışlardır. 1861 yılında Ferguson, tüberküloz ve diğer enfeksiyonlara bağlı ankilozu olan hastalarda diz rezeksiyonunu uygulamıştır. 1860 yılında Verneuil, fascia lata flebiyle interpozisyon artroplastisini uygulayan kişidir(8). Daha sonra çeşitli maddeler kullanıldı.1913'de John B.Murphy, ankilozlu eklemdede yağ dokusu ve faysa kullanmıştır(10). İlk yabancı cisim artroplastisini ise 1919 yılında Bear tarafından uygulanmıştır. Bear domuz mesanesinin submukozasını hastalarında kullanmış ve sonuçlar hiçbir zaman tatminkar olmamıştır. 1940 'da Campell ve Boyd, daha önce kalça için Smith Petersen tarafından kalça için geliştirilen sistemden etkilenerek femoral kondillere geçirilen metal yüzeyler geliştirmişlerdir. 1942 yılında Smith Petersen, kalça artroplastisindeki başarılı sonuçları görünce kendi tasarımını diz için geliştirmiş ama başarılı sonuçlar elde edememiştir. Borge Waldius, femoral ve tibial eklem yüzeyde basit menteşe yapılı (hinge) artroplastiyi ilk uygulayan kişi olarak kabul edilir. 1960'da önce akrilik komponent uygulanmış, ancak kısa süre sonra metal cihaz uygulanmıştır. Daha sonraki yıllarda Shiers ve Guepar benzer çalışmalar yapmıştır.



Şekil 18 : Guepar diz protezi

Komponent ne kadar iyi tasarlanırsa tasarlansın, diz hareketinin kompleks yapısı nedeniyle sadece bir planda hareketli ve kemiğe sıkı olarak tespit edilen komponentin, cihaza ve kemiğe tutunduğu kısma gelen aşırı yüklenmeler nedeniyle yetersizlik gözlenmiş ve bu implantlarda aseptik gevşeme ve infeksiyon nedeniyle yüksek oranda yetersizlik gelişmiştir. Bu tip protezler aşırı derecede eklem bozukluğu olan hastalarda kullanılmış ve takiplerde tespitlerinde yetersizlik ve hareket kısıtlılığı olduğu görülmüştür.

Uzun yıllar İngiltere’de Charnley ile birlikte çalışan Gunston, 1968’de dizin, tek bir eksen de hareket etmediğini, çok sayıda anlık rotasyon merkezleri ile femoral kondillerin, tibia üzerinde yuvarlanma ve kayma hareketleri yaptığını fark etmiştir.



Şekil 19 : Femoral kayma ve yuvarlanma hareketi

Geliştirdiği protezde polisentrik diz replasmanı, oluklu polietilen insert ile eklemlenen metal femoral komponentten oluşmuştur. Kısa süreli sonuçları menteşe tipi diz protezlere göre daha iyi olmasına rağmen protezin kemiğe tesbitinde yetersizlikler nedeniyle başarılı olamamıştır. Frank Gunston yaptığı tasarımıyla, normal dizdeki polisentrik hareketleri kopya etmeye çalışmıştır. Gunston ve Sheehan bu prensibe dayanarak birlikte polisentrik ve düşük sürtünmeli bir diz protezi geliştirmişlerdir.



Şekil 20 : Gunston ve Sheehan'ın geliştirdiği diz protezi

Polisentrik protezler ilk sementli yüzey değiştirme implantlarıdır (8). Frank Gunston'ın modern diz protezlerinin öncüsü sayılan polycentric diz protezini tasarlamasının ardından, John N. Insall ve Chitranjan S. Ranawat, Hospital for Special Surgery kliniğinde eklem replasmanının biyomekanikleri üzerinde temel çalışmalara başladılar ve sonunda sayısız komponentler geliştirdiler. Unikondiler ve duokondiler protezler, 1971 yılında ilk kez implante edildi. Unikondiler cihaz, dizin medial veya lateral kompartmanlarını replase etmek için tasarlanan metal bir femoral komponent ve polietilen tibial komponentden oluşmaktaydı. 4 ayrı komponent kullanılarak total diz replasmanı olarak da uygulandı. Tatminkar dizilimi sağlamanın güçlüğü yanında dört ayrı komponenti yerleştirmeye bağlı bir çok sorunlar ortaya çıktı. Hayal kırıklığı yaratan sonuçlar üzerine medial ve lateral femoral komponentleri bir bar ile birleştiren duokondiler artroplastiyi geliştirdiler ve tüm komponentler kemiğe metilmetakrilat ile tutturuldu (8). Buna rağmen tibial

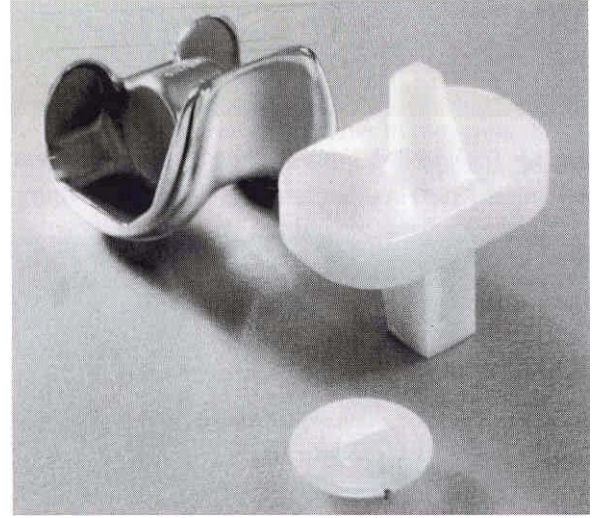
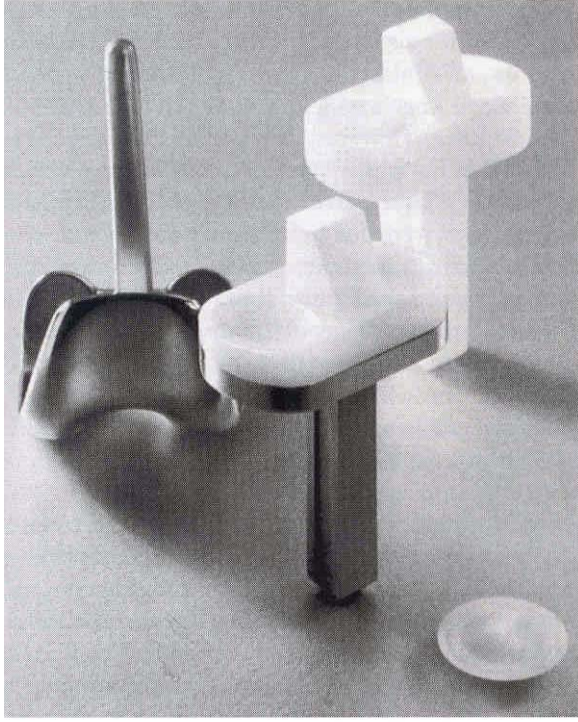
komponentde kısa zamanda yetersizlik ve deformasyon gelişti. 1973'te Imperial College London Hospital'da (I.C.L.H.) Freeman ve Swanson, kondillerin plato üzerinde yuvarlanması prensibine dayanan I.C.L.H. protezini geliştirmişlerdir.



Şekil 21 : Freeman diz protezi

Bu protezde her iki çarpaz bağ kesilmekte, stabilite kollateral bağlar ve kapsül ile sağlanmaktaydı gene 1973 yılında Mayo kliniğinden Coventry ve ark., Geomedic olarak adlandırılan constrain (kısıtlı) tipte yeni bir cihaz geliştirdi. Bir barla birleşen iki metalik femoral komponent ve tek parça polietilen tibial komponentden oluşan bu cihaz kemiğe metilmetakrilat ile tutturuldu. Patellar replasman yapılmamıştı. Önceki diz replasmanlarına göre ileri bir adım olarak kabul edilen Geomedic, birçok cerraha

göre ilk gerçek total diz replasman komponenti olarak kabul edilmektedir(7). 1973'te bu kez Walker, Ranawat ve Insall, bu kez total kondiler protezi geliştirdi. Kromkobalt femoral komponentle polietilen tibial platodan oluşan bu protezde, arka çapraz bağ (AÇB) kesilmekte ve dislokasyon ile translasyon tibial komponentin ön ve arka dudakları tarafından engellenmekteydi. Fleksiyon ve ekstansiyon aralığının yeterince dengelenemediği durumlarda, femoral kayma ve yuvarlanma hareketi yapılamaması nedeniyle femur metafizi 95 derece fleksiyonda polietilen tibial eklem yüzeyine takılmaktaydı. Bu da fleksiyonu kısıtlayan önemli bir sorundu. Insall ve Burnstein 1978'de bu sorunu düzeltmek amacıyla geliştirdikleri protezde, AÇB'ı korumayan, onun yerine geçen 'PCL substituting' protezler kullanıma girdi. Geliştirdikleri protezde tibial komponentin merkezine yerleştirdiği 'mil desteği' mekanizması ile 70 derece fleksiyondan sonra kondillerin posteriora deplasmanı sağlandı. Bu tip protez ile, AÇB'ı kesen tip protezlerde gözlenen hareket kısıtlılığını gidermek, posterior stabilizasyonu arttırmak, femoral kayma ve yuvarlanma hareketine izin vermek amaçlanmıştı.



Şekil 22 : Total kondiler diz protezi

Daha sonra Insall tibial komponentin merkezindeki mil desteği mekanizmasını daha da genişleterek posterior stabilizasyonun yanında varus ve valgus kuvvetlerine bu mekanizma ile karşı koyan'kısıtlamalı (constrained) kondiler' protezini geliştirmiştir. Daha sonra Freeman ve Samuelson, I.C.L.H. protezindeki eksiklikleri gidererek günümüzde kullanım alanı bulan protezlerini geliştirmişlerdir.

Duocondylar Diz Protezi'de Duopateller Diz Protezi olarak modifiye edilmiş ve arka çarpaz bağı korunduğu trikompartmental protez olarak geliştirilmiştir. 1976 yılında Goodfellow ve O'Connor hareketli tibial yüzeye (mobile tibial bearing) sahip, unikonkiler diz replasmanını geliştirdiler. Oxford protez olarak adlandırılan bu protez, parlatılmış metal tibial tepsi üzerinde serbest hareket eden uyumlu tibial polietilen insert (menisküs benzeri) den oluştu.



Şekil 23 : Oxford mobile bearing diz protezi

Daha sonra Buechel, Oxford dizin pek çok özelliğini koruyarak menisküslerin ön-arka plandaki hareketini kontrol etmek üzere LCS tasarımını geliştirdi.



Şekil 24 : LCS mobile bearing diz protezi

1980'lerin başında Hungerford ve ark. tarafından geliştirilen ve hassas enstrumentasyon sistemi olan Universal Total Diz Enstrumentasyon sistem geliştirilmiştir, buradaki amaç hatanın azaltılmasıdır(7). Kobalt titanyum bazlı metal alaşımların ve bu metal alaşımların eklemleştığı ultramolekül ağırlıklı polietilen'in (UHMWPE) kullanımı ile birlikte oluşan gelişmeler, dizin her üç komponentinin de değiştirildiği, modern protez üretimine ulaşılmasını sağlamıştır.

Ülkemizde ilk total diz protezi uygulaması, menteşeli total diz protezi uygulamasıdır ve Ege Üniversitesinde 1981 yılında gerçekleştirilmiştir(10)



Şekil 25: Dr. Güngör Sami Çakırgil'in uyguladığı diz protezi(37).

4.3. TDA ÇEŞİTLERİ

Farklı sebeplerin meydana getirdiği, farklı deformite ve bağ sorunlarına sahip artritli dizler, farklı protez tiplerinin ihtiyaç duyulmasına neden olmuştur. Bu gereksinim, cerrahın talebi ve hastanın gereksinimlerinden yola çıkılarak doğmuştur (11).

Bunları kısaca sınıflandıracak olursak;

1. Unikompartmantal diz protezleri

2. Bikompartmantal diz protezleri

3. Trikompartmantal diz protezleri

a) Kısıtlayıcı (constrained)

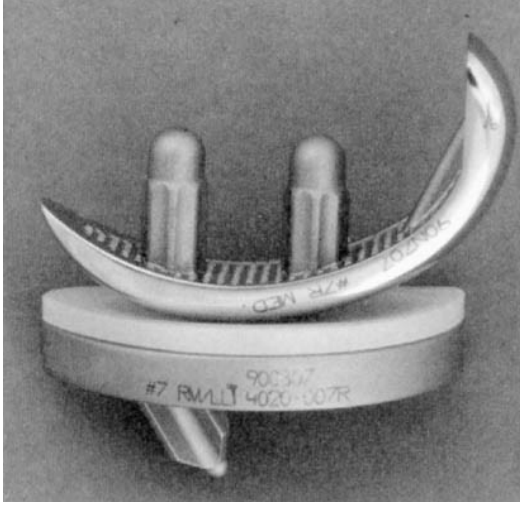
b) Yarı kısıtlayıcı (semiconstrained)

AÇB koruyan (PCL retaining)

AÇB kesen (PCL sacrificing veya substituting)

c) Kısıtlayıcı olmayan (unconstrained)

Unikompartmantal diz protezi eklemin zarar gören tek kompartmanının genellikle medial kompartmanının değiştirilmesidir. Tibianın ve femurun, sadece iç yada dış, karşılıklı eklem yüzeylerinin değiştirilerek uygulandığı protezdir. Patellar komponent konmaz. Aynı zamanda sınırlayıcı tipte değildirler ve bu protezin uygulanmasında kemik rezeksiyonu azdır.



Şekil 26 : Unikompartmantal diz protezleri

UDP'nin endikasyonları tartışmalı olsada kontendikasyonları oldukça kesindir bunlar; enflamatuar artrit, 5 derece veya daha fazla fleksiyon kontraktürü, operasyon öncesi 90 derecenin altında hareket açıklığı, 15 derecenin üstünde açısal deformite, karşı kompartmandaki yük taşıyıcı alanlarda kıkırdak erozyonu, ön çapraz bağ yetersizliği ve patellanın alt yüzünde subkondral yüzeyin açığa çıkmasıdır(12). Birçok yazar genç, aktivite düzeyi yüksek ve obez hastalarda UDP uygulamasına karşıdır. İstenmemesinin en önemli nedeni sağlam kompartmandaki kıkırdak yapının polietilen debrisler sonucu erken bozulmasıdır. UDP da yetmezlik geliştiğinde TDA geçiş aşamasında primer yapılmasına göre teknik çok zorlaşır. Gelişen defekt için, protezle beraber kemik greft planlaması yapılmalıdır.

Bikompartmantal diz protezleri ise femur ve tibianın, her iki iç ve dış karşılıklı eklem yüzeylerinin değiştirildiği tipte protezlerdir. Patellar komponent ise değiştirilmez. Bu tipteki protezler, ilk kuşak yüzey değiştirme protezleridir. Bugün artık birçoğu, mekanik gevşeme nedeni ile kullanılmamaktadır(13).



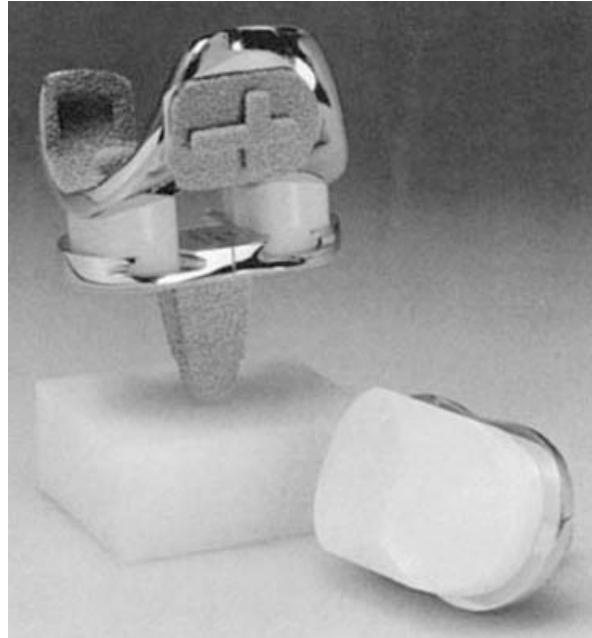
Şekil 27 : Bikompartmantal diz protezi

Trikompartmantal diz protezlerinde patella dahil, diz ekleminin tüm komponentleri değiştirilir. Günümüzde yaygın olarak kullanılan protez tipi bu gruptadır. Bu tipteki protezler sağladıkları mekanik desteğe göre üçe ayrılır (14);



Şekil 28 : Trikompartmantal diz protezi

Unconstrained diz protezleri bir yada iki ekseninde kısıtlama meydana getirdiği için en az sınırlayıcı diz protezi denilmesi daha uygundur. Bu protez tasarımı diz fonksiyonlarına benzetilerek hazırlanmıştır. Bu protezin yapılabilmesi için, eklem açıklığının en az 90 derece olması gerekir. Ayrıca aşırı varus, valgus deformitesi yada fleksiyon kontraktürü olmamalıdır. Stabiliteden sorumlu diz bağlarının sağlam olması gerekir, aynı zamanda kemik kaybını minimal olması gerekir(12,14).

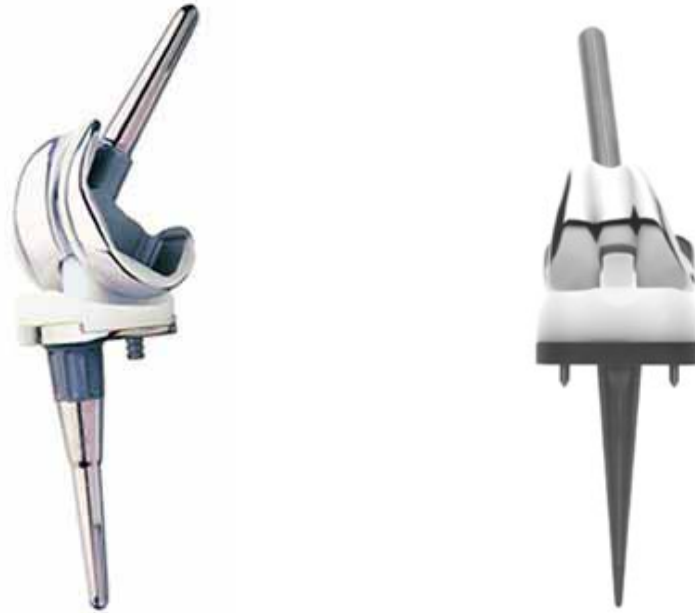


Şekil 29 : Kısıtlayıcı olmayan (unconstrained) diz protezi

Constrained tip protezler sadece fleksiyon-ekstansiyon hareketine izin verirken, diğer hareket eksenlerine kısıtlayıcı yada tamamen engelleyici tarzda davranır. Bu protez stabiliteden sorumlu diz bağlarının olmadığı, belirgin bağ gevşekliği olan veya aşırı kemik kaybı olan dizlerde ya da çoğunlukla revizyon artroplastisinde kullanılır. Rijid menteşeli ve rotasyona izin veren menteşeli,

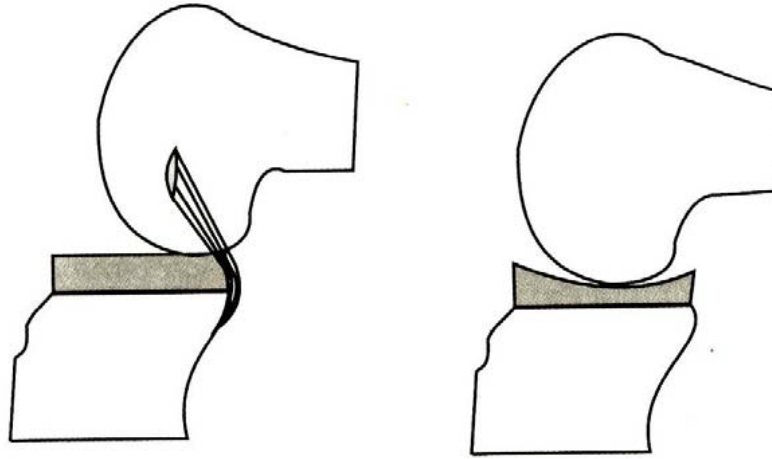
menteşesiz tipleri mevcuttur. Tam sınırlayıcı olanlarda, implantta ve implant-çimento yüzeyinde oluşan aşırı zorlamalar nedeniyle kırılma ve gevşeme çok görülür çünkü bağ fonksiyonlarını tamamen üstlenecek bir protez kullanılması gerekiyorsa, menteşe tipi bir protez kullanılmalıdır. Menteşe tipi (hinged) protezlerde fleksiyon ekstansiyon dışındaki makaslama ve varus-valgus streslerinin yarattığı yüklenmeler, yumuşak dokulara iletilmeden, direkt olarak protezin üzerinden protez kemik birleşme noktasına aktarılır. Protez tasarımı ne kadar kısıtlayıcıysa, kemik protez yüzeylerindeki yüklenmede o kadar fazla olacaktır. Temas noktasındaki bu aşırı yüklenme erken gevşeme ve beraberinde enfeksiyon gibi sorunlarla sonuçlanmaktadır.

Bu nedenle günümüzde rotasyona izin veren menteşeli tipteki protezler, uygun vakalar için daha sık kullanılmaktadır(12,14).



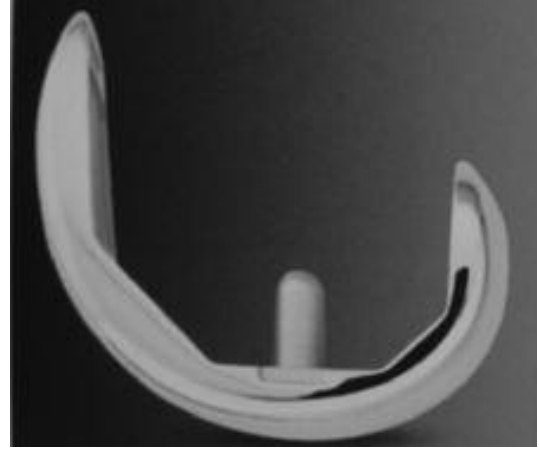
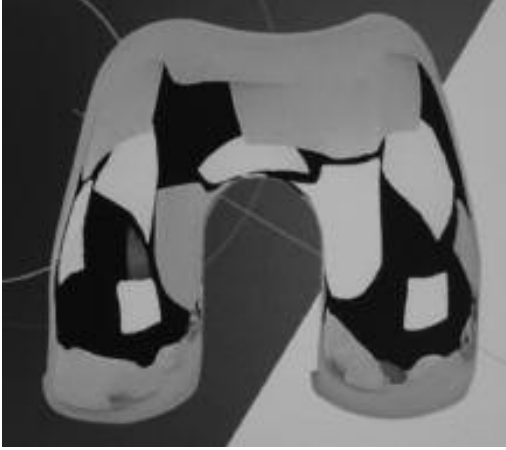
Şekil 30 : Kısıtlayıcı(constrained) diz protezleri

Semiconstrained diz protezi günümüzde en yaygın kullanılan protez tipidir. Dengeli yumuşak doku serbestleştirilmesi ve uygun protez seçimi ile birlikte, 45 dereceye kadar olan fleksiyon kontraktürleri ve 20-25 derecelik açısal bozukluklar düzeltilebilir. Fazla kemik kaybına bağlı deformitelerin düzeltilmesinde, kemik grefti, metal kamalar, özel tasarlanmış protezler kullanılabilir(14). Bağ gevşekliğine bağlı olan açısal bozukluklar, sabit açısal bozukluklardan daha kolay düzeltilirler. Bu grup protezler, kendi arasında arka çapraz bağı koruyan, arka çapraz bağı korumayan ve arka çapraz bağ işlevini yerine getiren olmak üzere üçe ayrılır:



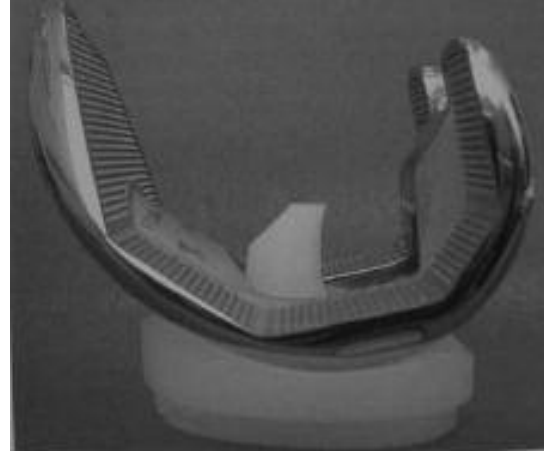
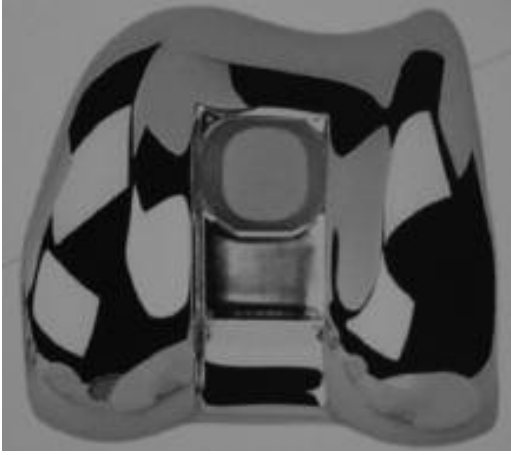
Şekil 31 : AÇB koruyan protezlerde "femoral geri yuvarlanma"ya izin vermek için tibial insert düz tasarlanmıştır.

Arka çapraz bağı(AÇB) koruyan protezler, sınırlaması en az olan, yarı sınırlayıcı protezlerdir. Bu tasarımda fleksiyonda arka çapraz bağ gerilir ve femoral komponentin anteriora dislokasyonuna engel olur. Burada tibia femur küreselliğine göre daha düz tasarlanmıştır. Böylelikle femurun posterioara kaymasına izin verilmiştir(15).



Şekil 32 : Arka çapraz bağı koruyan diz protezi

AÇB'ın kesildiği 'posterior stabilizer' tasarımlarda, AÇB fonksiyonu tamamen protez tasarımı ile sağlanmaktadır. Sınırlaması en fazla olan, yarı sınırlayıcı protezdir. Femurun tibia üzerinde posteriora yer değiştirmesi 'central cam' mekanizması ile olur. Femoral komponent üzerindeki transvers mil desteğiyle eklemlenen merkezi tibial çıkıntı, femurun tibial komponent üzerinde posteriora kaymasına imkan sağlar (12,14).



Şekil 33 : Arka çapraz bağı kesen diz protezi

AÇB yerine herhangi bir mekanizma olmaksızın AÇB'ın kesildiği tasarımlar çağdaş diz artroplastisinde kullanılmamaktadır(14).

4.4. TDA ENDİKASYONLARI, KONTRENDİKASYONLARI

2005 yılında yapılan bir çalışmaya göre 55-74 yaş aralığında dizlerinde ağrı bulunan hastaların oranı %69'dur(16). Bu ağrının yaşlı popülasyonda kadınlarda daha sık olmasıyla birlikte neden olarak başta gelen etmen osteoartritir. Osteoartritin dizdeki tutulumuna gonartroz denir. Gonartrozun en sık görülen klinik bulguları dizde bıçak saplanır tarzda akut ağrı, hareket güçlüğü, diz çevresinde yanma, dizini hareket ettirirken ses gelmesi, dizde adale kontraksiyonlarına ve kısalmasına bağlı aktif ve pasif hareket arkında azalma, dizde deformasyon ve belirli dönemlerde dizde gelişen şişme ve ısı artışıdır. Hastalığın erken dönemlerinde cerrahi dışı yöntemler başarılı sonuç versede yaşın ilerlemesiyle hastalık ilerler ve bu tedaviler cevap vermez ve gonartrozun radikal tedavisi olan total diz artroplastisi (TDA) ameliyatı kaçınılmaz olur. ABD'de 2006 yılında ortalama 450.000 adet diz protezi yapılmışken bu sayı 2030 yılında 3.48 milyon adete çıkacağı öngörülmektedir(17). Total diz artroplastisiyle (TDA) yapılan tedavide yüz güldürücü sonuçların alınıyor olması bu tedavi yönteminin sıklığını giderek arttırmaktadır. Yapılan çalışmalarda çimentolu TDA'nın 10 yıllık sağ kalımının %98,15 yıllık sağ kalımının %95 ve 20 yıllık sağ kalımının %91.9 olduğunu göstermektedir(18).

TDA uygulanması için gerekli endikasyonların başında ağrı yer almaktadır. Bu ağrı günlük aktivitelere engel olan, gece uykudan uyandıracak şiddette olan ağrıdır ve hareket kısıtlılığına neden olur. Bu ağrı özellikle bıçak saplanır tarzda diz önü veya iç-arka kısmında hissedilir, hastalarda ayrıca eklem çevresi kas ve tendonlar üzerinde yanma tarzında ağrı da mevcuttur. Hastaların bir başka ağrı şikayeti yürürken, yokuş çıkarken, merdiven inip çıkarken, çömelirken hissettikleri hareketle oluşan ağrıdır. Bazı hastalarda özellikle enflamatuar hastalıklara sekonder gelişen gonartrozda hastalar gece ağrısından şikayetçidir. Ağrı ile birlikte var olan hareket kısıtlılığı, sosyal konforda azalma, azalmış yürüme mesafesi, gündelik işlerini bireysel olarak yerine getirememesi ve diz deformiteside diğer ek endikasyonlardır. Bu yakınmalara, eklem ileri derecede harabiyeti ya da dejeneratif artritisi sebep olur. Bunun en sık nedeni osteoartroz ve romatoid artritir. Sonuç olarak TDA'nın en sık endikasyonları osteoartrit ve romatoid artritir. Diğer endikasyonlar arasında

osteokondramatozis, pigmente villonoduler sinovit, sistemik lupus, osteonekroz, patellofemoral osteoartit, posttravmatik artroz, gut ve bunun gibi diğerk dejeneratif ve destrüktif hastalıklar sayılabilir.

TDA ameliyatının kesin kontrendikasyonları genel olarak dizde aktif enfeksiyon varlığı, vücudun herhangi bir yerinde olan aktif enfeksiyona bağı bakteriyemi varlığı, diz ekstansör mekanizmasının çalışmaması, kas güçsüzlüğüne bağı rekurvatum deformitesi ve uygun şekilde yapılmış ağrısız diz artrodezi varlığıdır. Göreceli kontrendikasyonları ise ameliyatı gerçekleştirecek cerrahın yeterli bilgi ve tecrübesinin olmaması, ameliyathane ve ameliyat sonrası bakım şartlarının uygun olmaması, insizyon sahası ve yakın çevresinde psöriasis gibi kronik cilt hastalığı varlığı, diz çevresindeki kemiklerde eskiden geçirilmiş osteomyelit varlığı, ameliyat yapılacak bacakta belirgin aterosklerotik hastalığın olması, ileri obesite ve nöropatik eklem varlığıdır(19).

Diabet toplumun yaklaşık olarak %2-4'ünde bulunan bir hastalıktır. Total diz artroplastisine ihtiyaç duyulan hastalarda sık olarak karşımıza çıkar. Diabetlilerde yara yeri iyileşme sorunları, derin enfeksiyon, idrar yolu enfeksiyonu daha sık görülür. Bu nedenlerden ötürü diabetli hastaların cerrahi hazırlığı dikkatli yapılmalıdır. Distal nabızlar palpasyonla veya Doppler ultrasonla kontrol edilmeli, kan şekeri düzenlenmeli ve ameliyat sonrasında cilt özenle kapatılmalıdır (38).

Romatoid artritte diz eklemi %90 tutulur. %70 hastada ise bilateral tutulum vardır. Kemik kalitesindeki bozukluk, yumuşak doku iyileşmesinde ve dengesini kurmadaki zorluk romatoid artritli hastalarda total diz protezi uygulamasındaki esas sorunlardır . Daha çok valgus ve dış rotasyon deformitesi görülür. Total diz proteziyle bazı komplikasyonlar ortaya çıkmakta ve fonksiyonel olarak sonuçları mükemmel olmamakla birlikte, ağrının giderilmesinde yüksek başarı sağlanmaktadır(39).

Hemofili tekrarlayıcı hemartroz ve buna bağı oluşan eklem harabiyetiyle karakterizedir. Bu hastalarda dizde fleksiyon kontraktürü ve valgus, tibiada dış

rotasyon deformitesi ve subluksasyon oluşur . TDA hemofilik hastalarda ağrıların giderilmesi ve diz fonksiyonlarının tekrar kazanılmasında etkilidir(40).

Obez hastalarda lokal yara sorunlarının, patellofemoral komplikasyonların ve enfeksiyon oranlarının yüksek olduğu bilinmektedir. Bu yüzden obezite endikasyon açısından tartışmalı bir konudur. Bu hastalarda pulmoner emboli, derin ven trombozu (DVT) gibi sistemik komplikasyonlar daha sık görülmekte ve yoğun bakım desteği ihtiyacı daha fazla olmaktadır(41).

Artroplasti kararı vermede en zorlayan faktörlerin başında yaş gelmektedir. Yaşlı, sedanter hayat yaşayan ve çoklu eklem tutulumlu hastalarda diz protezi uygulanması konusunda şüphe yoktur. Asıl sorun genç, monoartiküler tutulumu olan ve yüksek aktivite düzeyine sahip hastalardır. TDA nde daha önceki yaklaşım genç ve aktif hastalarda diz protezinin uzun dönem sonuçlarının iyi olmaması, gevşeme ve aşınmanın fazla olması nedeniyle; bu tip hastalarda fazla tercih edilmemesi yönünde idi. Ancak günümüzde geliştirilen yeni protez tasarımları ve cerrahi tekniklerle, her üç kompartmanda artrozu olan genç ve aktif hastalara da total diz protezi yapılmaktadır(42).

Psöriazis toplumda oldukça sık oranda görülen bir cilt hastalığıdır. Cildin bariyer özelliği bozulduğu için öncelikle cilt lezyonlarının tedavisi yapılmalı daha sonra artroplastinin uygulanması önerilir. Ameliyat öncesi antibiyotik profilaksisi gerekmektedir.

Tüberküloz artrit zemininde total diz artroplastisi tartışmalı konulardan biridir. Tüberküloz artrit zeminindeki dizlere bir yıllık sessiz dönemden sonra artroplastisi uygulanması şeklinde bir yaklaşım vardır. Postoperatif dönemde 3 ay çoklu antitüberküloz tedavi uygulanması gerekmektedir

4.5. TDA KOMPLİKASYONLARI

TDA'nın öncelikli komplikasyonları major ortopedik cerrahiye bağlı olarak gelişen anestezi ve allerjik komplikasyonlardır. Genel anesteziye bağlı ölüm, spinal anesteziye bağlı olarak şiddetli baş ağrısı, dura sızıntısı veya belirgin hipotansiyondur. TDA'ne spesifik olarak gelişen komplikasyonlar arasında başlıcaları; Yara iyileşme sorunları ve hematom, Enfeksiyon, Tromboemboli, Yağ embolisi, Kanama, İnstabilite, Protez çevresi kırıklar, Ekstensör mekanizma yırtıkları, Patellar sorunlar, Damar sinir yaralanmaları, Komponent kırıkları, Artrofibrozis, Aseptik gevşeme, Heterotropik ossifikasyon ve nedeni açıklanamayan ağrı olarak sıralanabilir(20,21).

Derin ven trombozu (DVT), profilaksi yapılmasına rağmen yine de görülebilen bir komplikasyondur. Profilaksiye rağmen asemptomatik DVT görülme oranı %5.2, semptomatik DVT görülme oranı %0.4 bulunmuştur(22). Pulmoner emboli (PE) ise DVT'nin bir komplikasyonu olup yüksek mortalite ile seyrederek. Geniş otopsi serilerinde büyük hastanelerde tüm ölümlerin %13'ü pulmoner tromboemboliye bağlanırken, artroplastisi ameliyatlarında en fazla mortalite sebebi olarak yine pulmoner tromboemboli gösterilmektedir.

Total diz protezleri sonrası enfeksiyon, derleme makaleleri ve geniş serilerde %0,5-2,8 arasında rapor edilmektedir. Enfeksiyonlar erken ve geç olarak ayrılabilir. Erken enfeksiyonlar ameliyat sırasında kontaminasyon olarak değerlendirilirken, geç enfeksiyonlar hemotojendir. Enfeksiyon etkeni olarak en sık rastlanılan ajanlar; Staf.aureus (%50-65), Staf.epidermidis(%25-30) ve çeşitli streptokok suşlarıdır. Son yıllarda Metisiline dirençli Staf.aureus ve enterococcus, Enterococcus faesium (Vankomisine dirençli) gibi mikroorganizmalar antibiyotiklere dirençli enfeksiyonlarla karşımıza çıkmaktadır(23).

En kötü komplikasyonlardan biride instabilitedir. İnstabilite total diz artroplastisinin erken ve geç dönem başarısızlığının yaygın bir nedenidir. İnstabilite, hasta daha önceden ligamentöz laksite varlığında, kemik kaybı ve ligament

yetersizliğinde, kollateral ligamant dengesizliğinde yada fleksiyon-ekstensiyon aralıklarının uygunsuzluğunda oluşabilmektedir (49). İnstabilite patella ve femur arasında daha sık görülürken, tibiofemoral eklemden de görülebilmektedir.

TDA operasyonlarından sonra ortalama olarak %16-22 oranında (hematomda dahil) küçük yada büyük yara sorunları ile karşılaşılır. Bu tür komplikasyonları önlemek için:

Yumuşak dokulara mümkün olduğunca az hasar verilmeli, skar dokusu varsa yeni bir insizyon kullanılmalı veya eski insizyona mümkün olduğunca dik bir insizyonla girilmeli ve cilt kapatılmadan önce çok iyi kanama kontrolü yapılmalıdır. Yara problemi konusunda dikkatli olunmalıdır, bu durum diz protez enfeksiyonuna neden olur. Diz protezi sonrası görülen yara iyileşme sorunları ciddiyetine göre; Seröz akıntı, yüzeysel cilt nekrozu, derin cilt nekrozu şeklinde sınıflandırılabilir.

Yağ embolisi, nedeni olarak kesiler sırasında kullanılan intramedüller kılavuzlar ve komponentlerin stemleri gösterilmektedir. Tek seansta yapılan bilateral TDP lilerde daha sıktır. Serilerde %3 olarak verilirken aynı seansta bilateral yapılanlarda %12 oranlarına kadar çıkmaktadır.

Periprotetik kırıklar eklem seviyesinden 15 cm uzaklıktaki yada stem varsa stemden 5cm uzaklıktaki bölgede oluşan kırıklardır. TDA sonrası kırıklar daha çok diz çevresinde gözüktür insidansları %0,6-1,6 arasındadır. (En sık patellar yüzeyin değiştirildiği hastalarda patella kırığı olarak görülür). Bu kırıkların tedavisinde, kırığın ve implantın stabilizasyonu ile kırığın yeri ve kemik kalitesi önemlidir.

İntraoperatif kırıklarda deplasman yoksa ve kırık stabilse, yük verme ve hareket önlenerek tedavi edilebilir. Deplase kırıklara internal fiksasyon gerekir. Postoperatif kırıklar da deplase değil ve stabilse aynı şekilde tedavi edilir. Deplase ancak implant stabilse internal fiksasyon, implant da stabil değilse revizyon cerrahisi uygulanmalıdır(43).

Ekstensör mekanizma rüptürü ise nadir görülen komplikasyonlardır. Quadriceps ve patellar tendon rüptürü %0.17-2.5 arasında bildirilmiştir. Geniş cerrahi görüş alanı sağlamaya çalışılırken tendonun korunamaması en sık hasarlanma nedenidir. Protez komponentlerinin impingementi ve cerrahi girişim sonrası devaskularizasyon rüptüre neden olabilir. Özellikle romatoid artritli ve diabetik hastalar risk altındadır.

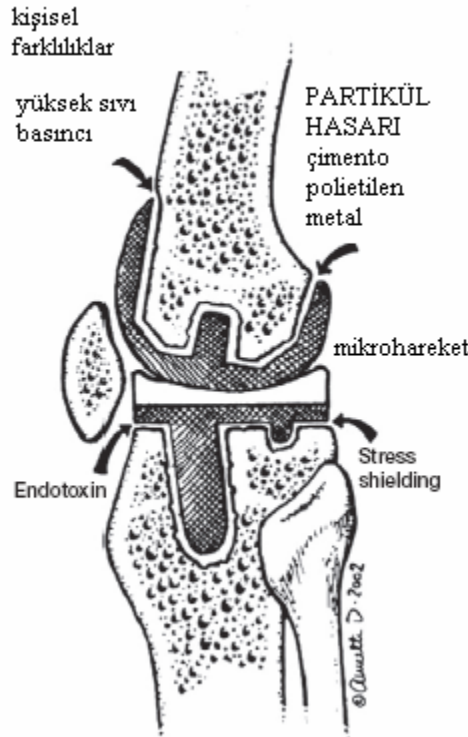
Patellar instabilite ekstansör mekanizma sorunları icinde en sık rastlananıdır. Litaratürde sıklığı %1-20 arasında bildirilmiştir. Patellofemoral instabilitenin en sık nedeni cerrahi teknik hatalardır. Dizin aşırı valgusta olması, femoral ve tibial komponentlerin internal rotasyonda tespiti, patellanın lateralize edilmesi, eklem seviyesinin değişmesi, patellanın asimetrik kesilmesi, pateller komponentin kalınlığının rezeksiyondan fazla olması,medial kapsül tamirinin iyi yapılamaması patellofemoral instabiliteye yol açan nedenlerin başlıcalarıdır. Bu komplikasyonu önlemek için, gerekirse lateral retinakuler gevşetmeden kaçınılmamalıdır (44,45). Peroneal sinir yaralanmaları TDA sonrası görülen sinir lezyonları içinde en sık görülendir %0,5-1 arasında bildirilmiştir. Peroneal sinir özellikle ileri derecede deformitesi ve fleksiyon kontraktürü olan dizlerde düzeltme sonrası gerilir. Bunlar dışında, hematoma veya elastik bandajın dıştan basısı sonucu peroneal paralizisi gelişebilir. Peroneal sinir paralizilerinin %50'si tamamen geri dönerken, geri kalan %50'sinde iyileşme kısmıdır. Kalıcı tam paralizisi nadirdir. Üç ay geçmesine rağmen düzelme olmuyorsa, EMG kontrolü ve peroneal sinir eksplorasyonu önerilir(46) .

Damar yaralanmaları ise daha nadirdir %0,05 altındadır. Popliteal arter ve dallarına ait komplikasyonlar olarak karşımıza çıkmaktadır. Dikkatsizce yapılan disseksiyon veya tibia arkasına yerleştirilen retraktörler yaralanmaya neden olabilir. Prognozu kötü olup, amputasyon hatta ölümlere neden olabilmesi açısından ciddi bir komplikasyondur.

Komponent kırılması çok seyrek rastlanan bir komplikasyondur. Litaratür ile sıklık belirtmek mümkün gözükmemektedir(23,24). Menteşe tipi protezler hariç oldukça nadir görülür.

Etyolojisi henüz bilinmeyen ve genç hastalarda daha sık görülen artrofibrozis ameliyat sonrası herhangi bir iatrojenik nedene bağlı olmaksızın diz hareket açıklığının 90 derecenin altında olmasıdır.

Aseptik gevşeme TDA indeki en sık başarısızlık sebebidir. Bir çok faktör total diz protezi sonrası aseptik gevşeme nedeniyle başarısızlığa neden olabilir. Aseptik gevşeme önemli bir komplikasyondur ve diz revizyonlarının %44'ünden sorumlu tutulmaktadır.(47) Aseptik gevşemeye neden olan bir çok teori bulunmaktadır. Bunlar; çimento uygunsuzluğu, metal partikülleri, polietilen partikülleri, stres kalkını (stres shielding), mikro hareket, yüksek sıvı basıncı, endotoksin ve kişisel farklılıklardır.(47)



Şekil 34 : Aseptik gevşemeye yol açan farklı yollar

Aseptik gevşemeyi etkileyen faktörler ise; postoperatif süre, dizilim, primer fiksasyonun kalitesi, kemik defektlerinin varlığı, protez tasarımı (kısıtlayıcı, kısıtlayıcı olmayan), hastanın aktivite düzeyi, hastanın kilosu, metal ve polietilen debrislerdir.(63)

Aseptik gevşemede rol alan önemli faktörlerden biri yüksek sıvı basıncıdır. Yüksek sıvı basıncı debrisleri efektif eklem aralığına götürerek makrofajların gelmesini sağlamaktadır. Çimentolama da aseptik gevşemede önemlidir. Kötü çimentolama nedeniyle oluşan kırılmış küçük çimento parçaları gevşemede önemli rol oynamaktadır.

Proteze etrafındaki kemik arasındaki mikro hareket konvansiyonel radyografik incelemelerle tanınmaz. İlk yıllarda aseptik gevşeme gelişmemişse sonraki yıllarda gelişme riski azalmaktadır. Fakat bu durum menteşe tipi ve kısıtlayıcı tip protezler için geçerli değildir. Aksine bu protezlerde ilk yıllarda sonuçlar iyiyken ilerleyen yıllarda gevşeme oranı artmaktadır. Cerrahi teknik mikro hareket oluşumunda önemlidir. Eğer dizilim bozukluğu (malalignment) meydana gelmişse mikro hareket oluşma riski artmaktadır.

Dize yeni implant konulduğunda, bu implantın yeni yüklenme durumuna uygun olarak kemikte remodelasyon olur. İmplantın etrafındaki yüklenme olmayan yerlerde ise kemik kaybı meydana gelir. Bu durum stres kalkanı (stres shielding) olarak adlandırılır. Fakat bu stres kalkanının yol açtığı kemik kaybı her zaman remodelasyon nedeniyle osteolizle sonuçlanmaz. Remodelasyon bazı hastaya bağlı ve implanta bağlı faktörlerce etkilenir. Bunlar; yaş, cinsiyet, hastanın aldığı ilaçlar, primer cerrahi zamanı, aktivite düzeyi, kilosu ve kemik kalitesidir(47).

Hastada herhangi bir enfeksiyon yada kültürde bakteri üremesi olmadığında var olan endotoksinler, makrofaj aktivasyonuna neden olabilmektedir. Bu endotoksinin indüklediği sitokin üretimi, aseptik gevşemeye neden olabilmektedir(47).

Klinik olarak polietilen aşınmasına bağlı aseptik gevşeme, hastalar arasında farklılıklar göstermektedir. Bazı hastalarda ciddi polietilen aşınması varlığında implant yetmezliği gözlenmezken, bazı hastalarda az miktardaki polietilen aşınmasında hızlı osteoliz ve implant yetmezliği gözlenmektedir(47).

Komponent gevşemesi yüklenme sırasında ağrı oluşması ile karakterizedir. Dize varus-valgus stres testi uygulanması ile ağrı artabilir. Gevşeme tanısı röntgenografik olarak komponent çevresinde 2mm.'den daha geniş bir alanda seri grafilerde ilerleme gösteren radyolusen alan görülmesiyle konur. Seri grafilerde radyolusen alanda artma yoksa gevşeme olarak değerlendirilmez. Ayrıca ilerleyen radyolusen alanın değerlendirilmesi için aynı fleksiyon derecesinde grafiler çekilmelidir. Çünkü tibial komponentin altındaki radyolusen çizgi 4 derecelik fleksiyon değişikliğinde kaybolabilmektedir. Çimentolu diz protezlerinde bazı alanlarda 2mm'den ince radyolusen alanların görülmesi olumsuzluk değildir. Çimentosuz protezlerde ise çizgiler içe kemik büyümesinin olmadığı alanlarda görülür. Kemik sintigrafisinde aktivite artışı ile de gevşeme tanısı konulabilir. Tibial komponentin aseptik gevşemesi, total diz protezinde en sık görülen uzun dönem yetersizlik nedenlerindedir.

Her aseptik gevşeme bir enfeksiyon nedeniyle gevşeme olup olmadığı yönünden incelenmelidir.

Polietilen aşınması günümüz TDA'nin en önemli sorunlarından biri olmaya devam etmektedir. Protezin tasarımı, polietilenin üretim özellikleri, kalınlığı, polietilen ile temas eden femoral komponentin materyali, protezin stabilitesi ve dizilimi gibi birçok faktör polietilen aşınmasında etkilidir. Taşıyıcı eleman olarak yüksek molekül ağırlıklı polietilen (UHMWPE) düşük sürtünme kuvveti ve aşınmaya yüksek dayanımıyla iyi bir tercihtir. Polietilenin ısı kullanılarak şekillendirilmesi ve yüzeyinin hazırlanması, daha üretim aşamasında işlenen yüzeyin hemen altında düşük dirençli bir zon oluşmasına neden olmakta ve aşınmayı kolaylaştırmaktadır. Bu nedenle önerilen, basınc altına girmeden kalıplanmış polietilenin ısı kullanılmadan işlenmesi ve kesilmesidir. Polietilenin sterilizasyon şekli de aşınmada etkili bir faktördür.

Polietilenin gama sterilizasyonu oksitlenmeye neden olduğundan, etilen oksit ile sterilizasyonu önerilmektedir (20). TDA'da polietilen aşınması ortalama yılda 0.23 mmdir (25).

Heterotropik ossifikasyon, TDA'lardan sonra %3.8-26 oranında görülebilmektedir(23). TDA sonrası genelde asemptomatik seyretmekte ve kalca artroplastisindeki kadar sık görülmemektedir. Erkek hasta, romatoid artrit, femu anterior kesisi sırasında basamaklanma, kuadrisepsin zorlayıcı ekartasyonu ve midvastus girişimi risk faktörü olarak belirlenmiştir. Heterotropik kemik dokusu ağrı ve hareket kısıtlılığı dışında sorun teşkil etmez. Radyografik olarak postoperatif 3. ayda belirir, 2 yıldan sonra büyüme göstermez (48).

TDA sonrasında bazen yapılan tüm tetkiklere rağmen hastalardaki ağrıyı açıklayacak bir neden bulunamaz. Nedeni bilinmeyen ağrı durumunda ilk araştırılması gereken durum subklinik bir enfeksiyondur.

4.6. TDA GİRİŞİM

Primer diz protezi uygulanmasında hasta ameliyat masasında daima supine pozisyonunda yatırılmalıdır. Operasyon yapılacak taraf önceden işaretlenmelidir. Steril hazırlık yapılmadan hemen önce ilk olarak cerrahi insizyon sahasındaki kıllar temizlenmeli ve ameliyat sahası antiseptik solusyonlarla temizlenmelidir. Daha sonra imkan varsa çift kat steril çorap (sitokinet) ayaktan başlayıp uylukta turnike seviyesine kadar giydirilmelidir. Çorabın dış katı kesilerek kemik referans noktalar işaretlenmeli ve uygun proksimal, distal ve orta hattaki işaret noktaları belirlendikten sonra çorabın ikinci katıda kesilmelidir. Son olarak da diz çevresi yapışkanlı bir örtü ile tamamen kaplanmalıdır. Çoğunlukla bu amaçla betadine katkılı örtüler kullanılmaktadır.



Şekil 35 : Hastanın operasyona hazırlanması

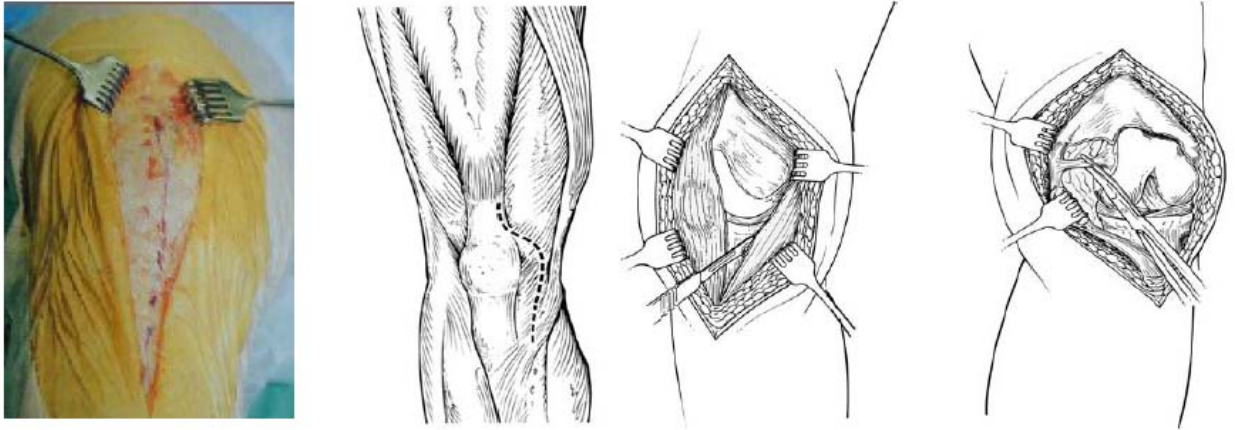
Total diz protezi ameliyatları çoğu zaman turnike altında yapılmaktadır. Kansız bir ortamda ameliyat yapılması hem cerraha kolaylık sağlamakta hem de çimentolu uygulanacak ortamın daha kuru ve temiz olmasını sağlayacaktır. İki durum da turnike kullanmamaya özen gösterilmelidir. Birincisi kilolu ve uyluk boyu kısa olan vakalarda turnike yeterince etkili olamamakta ve cerrahi sahayı da daraltmaktadır. Turnikenin kullanılmasının gerektiği diğer durum ise periferik damar hastalığı olan hatta doppler ile arteriyel kan akımının olmadığı görüldüğü vakalardır. Böyle vakalarda mutlak damar cerrahi ile konsültasyon yapılmalıdır. Bunlarda turnikesiz çalışılacağı için özellikle ameliyatın başlangıç aşaması kanlı olacaktır. Ancak patella eversiyonunu takiben dizin fleksiyona getirilmesi ile kanama miktarı azalacaktır. Turnike uygulanacak alt ekstemite boyama safhasından başlayarak eleve edilmeli böylelikle periferden kan dönüşü hızlandırılmalıdır. Bazı durumlarda şayet elavasyon yeterli görülüyorsa bir esmarch bandajı yardımıyla kan boşaltılmalıdır. Turnike basıncı olarak çoğu vakada 275-300 mm Hg yeterli olmaktadır. 350 mm Hg basıncından daha yukarıya çıkması venöz etki yaratacaktır. Turnike şişirilmeden en az 10 dakika önce infeksiyon profilaksisi amacıyla 1 gr 1.kuşak sefalosporin (sefazol® 1gr /İ.V yapılmalı 4 x 1 1 gr İ.V./24 saat devam edilmeli) yapılmalıdır. Turnike şişirilirken diz eklemi fleksiyona getirilmeli böylelikle ekstansör mekanizma uzunluğunun arttırılması sağlanmalıdır.



Şekil 36 : Turnike şişirilirken diz fleksiyona getirilir.

Standart bir TDA cerrahisinde orta hattan longitudinal cilt kesi tercih edilmelidir. Bu kesi patellanın 4-5 cm proksimaline aşağıda ise tuberositas tibianın 2-3 cm distaline kadar uzanır. Bu insizyon vasküler yapıya en az zararlı, en uygun kesidir. Diz önü cildinin vasküler yapısı ile patellanın vasküler zenginliği birbirine karıştırılmamalıdır. Diz önü cildi superior ve inferior geniküler arterlerden ayrılan perforan dallarla beslenmektedir. Özellikle dizin medial bölümü vasküler açıdan çok önemlidir. Birden fazla longitudinal insizyon varsa vasküler açıdan en güvenli olanı en lateralde olanıdır. Medialdeki cilt flebi ne kadar geniş tutulursa sorun o kadar az olacaktır. Cilt insizyonu yüzeysel ve derin tabakalar geçilinceye kadar mümkün olduğunca keskin yapılmalı ve aşırı diseksiyondan kaçınılmalıdır. Eğer hasta aşırı obes ise patellanın eversiyonunu kolaylaştırmak için patella laterali disseke edilir ve eversiyonda patellanın girebileceği bir cep yaratılmış olur. Obes hastalarda cilt ke-

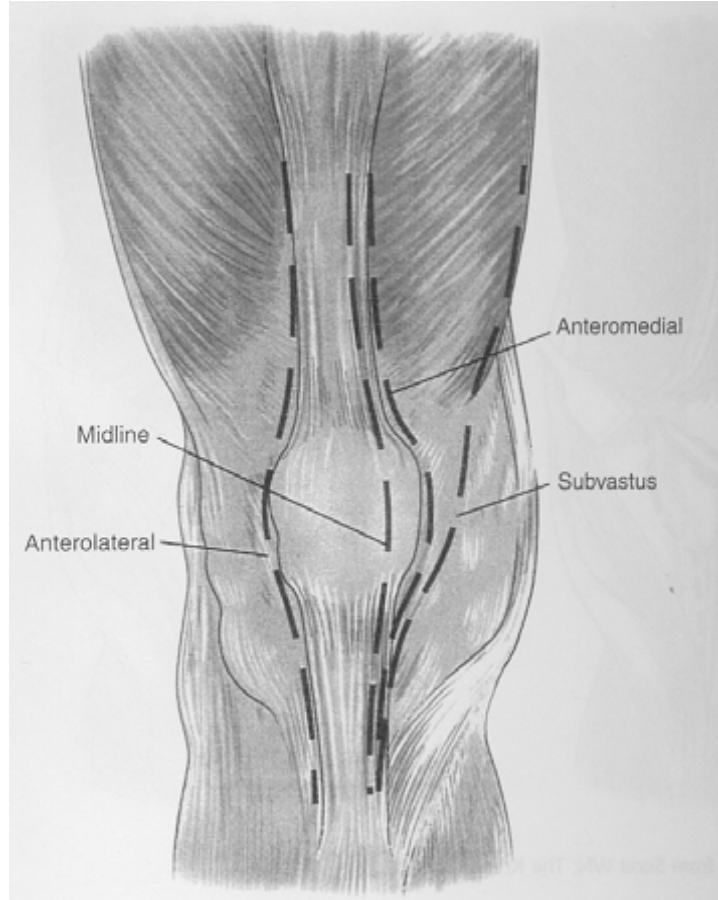
sisinin hafif lateralden yapılması patellanın eversiyonunu kolaylaştıracaktır. Klasik artrotomi medial parapatellar kapsülotomidir.



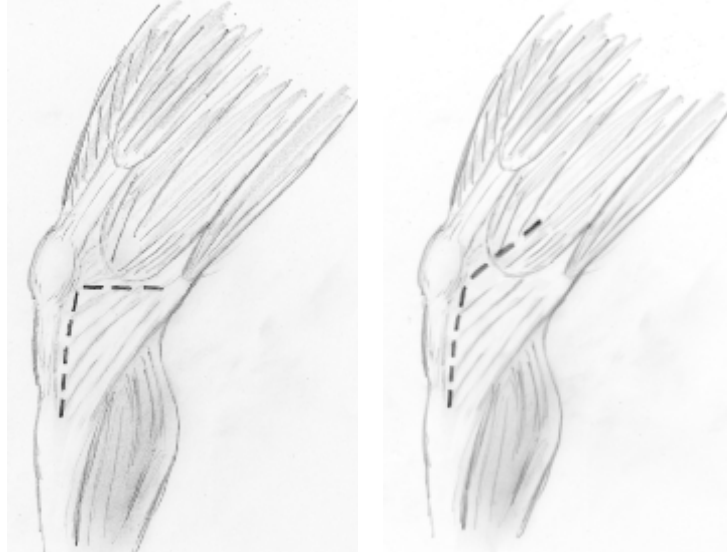
Şekil 37 : Hastaya yapılan longitudinal cilt insizyonu

Von Langenbeck tarafından ilk olarak tarif edilen bu girişimle intraartiküler ve periartiküler yapılar mükemmel şekilde ortaya konabilmektedir. Medial parapatellar artrotomi için 3 referans nokta önemlidir. Proksimalde quadriceps tendonun medial kenarı, patellanın superior medial köşesi ve vastus medialisin yapışma yeri arasındaki nokta, distalde ise tuberositas tibiaının 0,5-1 cm medial kenarı boyunca artrotomi yapılmalıdır. Patellanın medialinde kapsülün kolayca kapatılabilmesi için 0,5 cm.lik bir tabaka bırakılmalıdır. Medial parapatellar girişimin en önemli dezavantajı patellofemoral komplikasyonlara yol açabilmesidir. Medial parapatellar girişimde; patellar instabilite, subluksasyon, dislokasyon ve patellanın avasküler nekrozu gibi komplikasyonlar %1,5 ile %12 oranında görülmektedir. Diğer bir sorun safen sinirinin

infrapatellar dalının kesilmesi nedeniyle postoperatif dönemde ağrılı nörinom gelişmesidir.



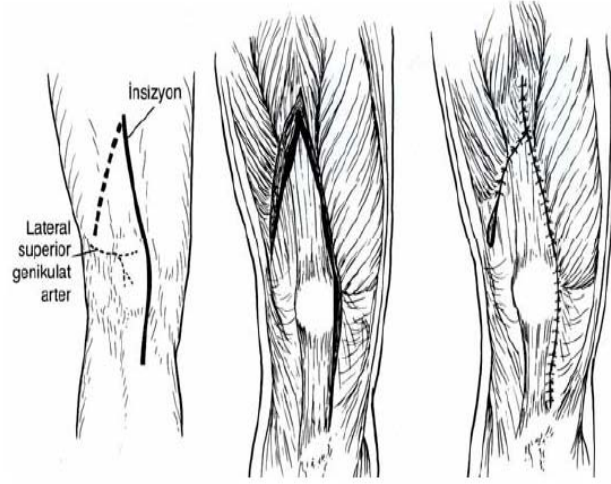
Şekil 38 : Diz artroplastisindeki standart yaklaşımlar



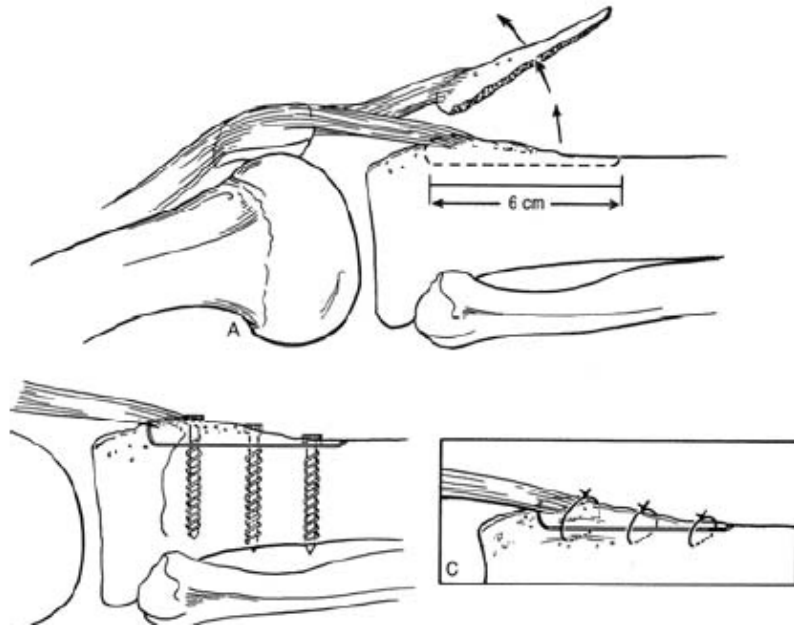
Şekil 39 : Subvastus ve Midvastus yaklaşım

Subvastus (Southern yaklaşımı), ya da lateral artrotomi gibi seçenekler bazen tercih edilebilse de özellikle ileri derecedeki deformiteli dizlerde bunlardan kaçınılmalıdır. Subvastus ve midvastus yaklaşımlar keza kısa boylu obez ve kas yapısı kuvvetli vakalarda oldukça zordur.

Lateral patellar artrotominin valgus dizlerde tercih edilebileceği ancak kolay olmadığının bilinmesi gereklidir. Sert diz olarak kabul edilen diz fleksiyonunun 60-70 derecenin altında olduğu vakalarda standart medial parapatellar artrotomi yeterli olmayacaktır. Bu gibi hallerde Insall'ın tanımladığı rektus snip, Coonse-Adams'ın popularize ettiği V-Y kuadrisepsplasti ya da tibial tuberkül osteotomisi gibi genişletilmiş yaklaşımların gerekebileceği unutulmamalıdır.



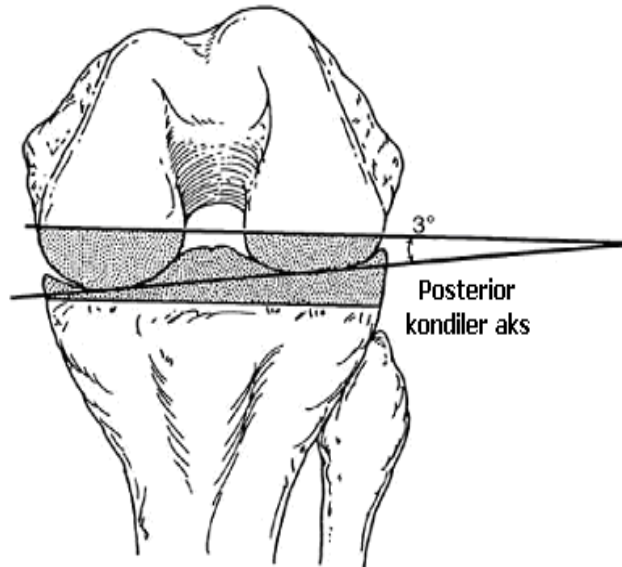
Şekil 40 : V-Y kuadrisepsplasti



Şekil 41 : Tuberositas Tibia osteotomisi

Total diz artroplastisinin (TDA) başarısı, cerrahın komponentlerin pozisyonunu ve ekstremitenin dizilimini düzgün ayarlamasına bağlıdır. Dizilim yanlışlığı, instabilite ve patellofemoral komplikasyonlara bağlı olan erken başarısızlıkların en önemli nedeni olmakla beraber, polietilen aşınması ve tespit yetersizliklerine bağlı olarak uzun dönemde de başarısızlıklara yol açar (26,27).

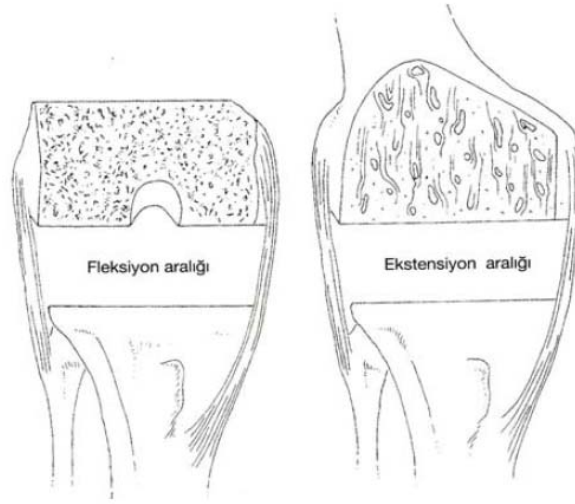
Yumuşak dokuların dengelenmesi ve protezlerin uygun pozisyonda yerleştirilmesi ile elde edilecek ideal dizilim 5-10 derece valgusta olmalıdır. Tibial komponent koronal ve sagittal düzlemde tibia cisminin uzun eksenine ile 90 ± 2 derece olacak şekilde yerleştirilmelidir. Femoral komponent ise ideal koronal düzlemde 7 ± 2 derece valgusta ve sagittal düzlemde ise 0-10 derece fleksiyondadır. Femoral ve tibial komponentin rotasyonu da çok önemlidir. Femoral komponent 3 derece dış rotasyonda konmalıdır. Rotasyon, fleksiyon aralığının dengeli olması için gerekirken, aynı zamanda uyumlu patellofemoral dizilim için şarttır(28).



Şekil 42 : Posterior femoral çizginin 3 derece dış rotasyonda yerleştirilmesi.

Medial artrotominin ardından ilk adım olarak, mevcut osteofitlerin eksizyonu önemlidir. Bu işlem hem cerrahi sırasında dizin rahat hareketi hem de deformite düzeltilmesi sırasında yumuşak doku gerginliğinin ölçülmesini sağlar. Eğer iyi bir gevşetme yapılmazsa tibianın öne alınması güçtür. Bu nedenle ekleme ulaştıktan sonra proksimal tibianın iyi bir şekilde hazırlanması gerekir. Bunun için özellikle varus dizlerde ilk aşama medial subperiostal gevşetme yapılmalıdır. Medial gevşetmenin genişliği, yani ne kadar distale inileceği, varus ve fleksiyon deformitelerinin derecelerine göre belirlenmelidir. Medial gevşetme her durumda posteriora kadar yapılmalı ve posteriorda tibial platonun tam olarak görülebilir duruma getirilmesi sağlanmalıdır. Takiben lateral gevşetmeye geçilmelidir. Valgus dizlerde lateral gevşetme daha fazla önem kazanır ve genelde varus dize göre daha zordur.

Diz protezini yerleştirebilmek için standart kemik kesileri yapılır. Bu kesiler femurda anterior kesi, distal femoral kesi, posterior kondiler kesiler ve 'chamfer' kesileri olmak üzere beş adet olup tibia da ise tek kesidir. Femoral ve tibial kesiler birbirinden bağımsızdırlar ve biri öncelikle yapılabilir. Eğer diz gevşekse deformiteler az düzeyde ve tibia kolaylıkla öne geliyorsa tibia öncelikle kesilebilir. Eğer posteriorda büyük osteofitler varsa tibia platosunu görmek zor olduğu için öncelikle femoral kesi yapıp yumuşak dokuların gevşemesi sağlanmalıdır. Diz ekstansiyonda iken distal femoral kesi ile tibial kesi arasındaki aralığa ekstansiyon aralığı, diz fleksiyonda iken posterior femoral kesi ile tibial kesi arasındaki aralığa da fleksiyon aralığı denir. Bu iki aralığın birbirine eşit, aynı zamanda hem ekstansiyon hem de fleksiyondaki şeklinin dikdörtgen olması gerekmektedir.



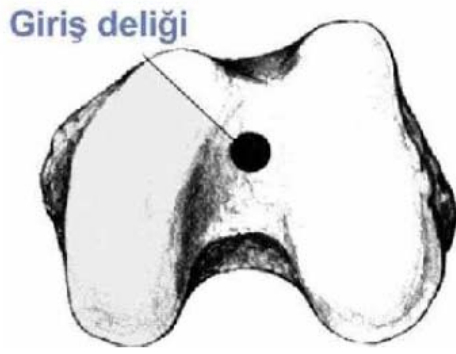
Şekil 43 : Fleksiyon ve ekstansiyon aralıkları eşit olmalıdır.

Beş temel kesi vardır:

1. Distal femoral osteotomi: Bu kesi intramedüller rod rehberliğinde yapılmaktadır. Rodun giriş yeri arka çapraz bağın yapışma yerinin hemen anteriorunda ve orta hattın medialindedir. Giriş deliği mümkün olduğunca geniş tutularak hem rodun sokulması kolaylaştırılır hem de intramedüller basıncın aşırı artması engellenebilir. Distal femoral kesi 5-7 derece valgusta yapılmalıdır. Kesi hiçbir zaman yan bağların yapışma noktasının proksimaline çıkmamalıdır. İntramedüller rodun minör malpozisyonu hatalı kesilere neden olacağından dikkat edilmelidir. İntramedüller rod kanalın merkezinden gönderilmelidir. İntramedüller rod lateral kortekse dayanacak olursa planlanan valgus açısı düşecektir. Aksine rodun medial femoral kortekse dayandığı durumda valgus artacaktır.

Giriş deliği mümkün olduğunca geniş tutularak hem rodun yerleştirilmesi kolaylaşır hem de intramedüller basıncın aşırı artması engellenir. Yağ embolisinin engellenmesi amacıyla da oluklu rod kullanılması önerilir. Kesi yapılmadan önce

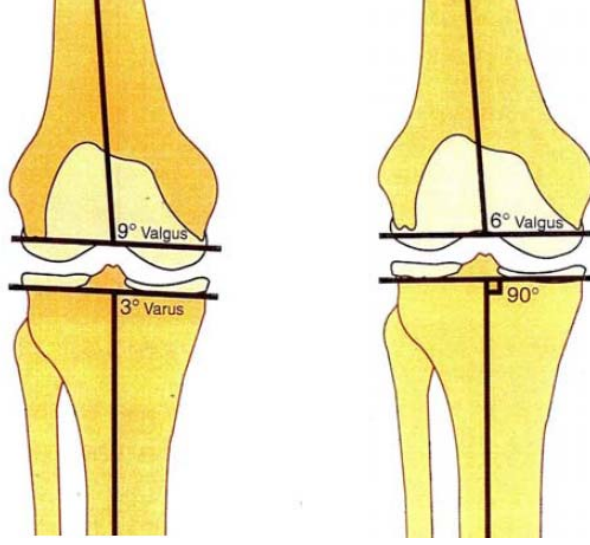
eksternal guide yardımı ile dizilim tekrar kontrol edilmelidir. Klasik distal femoral kesim tekniğinde intramedüller guide üzerinden 5° - 7° valgusta kesi yapılır. Proksimal tibial kesi, tibia mekanik aksına dik yapılacağından, dikdörtgen bir eklem aralığı elde için distal femoral kesinin 3° dış rotasyonda yapılması gerekmektedir.



Şekil 44 : İntramedüller deliğin femura giriş deliği

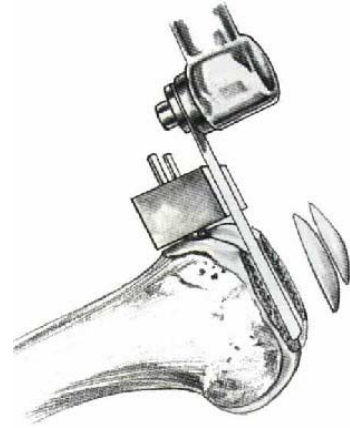
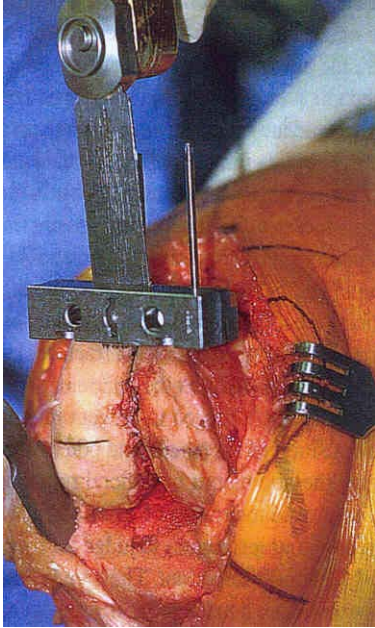
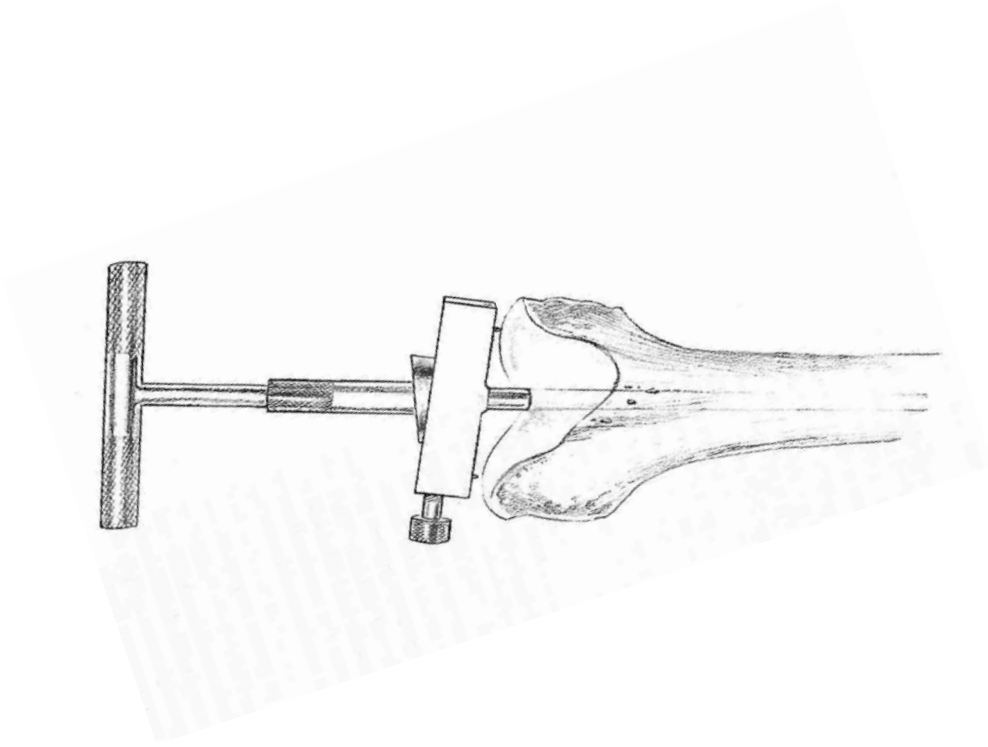
Klasik distal femoral kesim tekniğinde intramedüller guide üzerinden 5° - 7° valgusta kesi yapılır. Proksimal tibial kesi, tibia mekanik aksına dik yapılacağından, dikdörtgen bir eklem aralığı elde için distal femoral kesinin 3° dış rotasyonda yapılması gerekmektedir.

Hungerford total diz artroplastisinde dizilimi anatomik methodu kullanarak sağlamaya çalışır. Bu teknikte distal femoral kesi 9° - 10° valgusta ve proksimal tibial kesi 2° - 3° varusta yapılarak dizin anatomik 6° - 7° valgusu elde edilmeye çalışılır. Hsu, bu açıların arka çarpaz bağın korunduğu tasarımlarda daha iyi yük dağılımı sağladığını savunmaktadır(36).

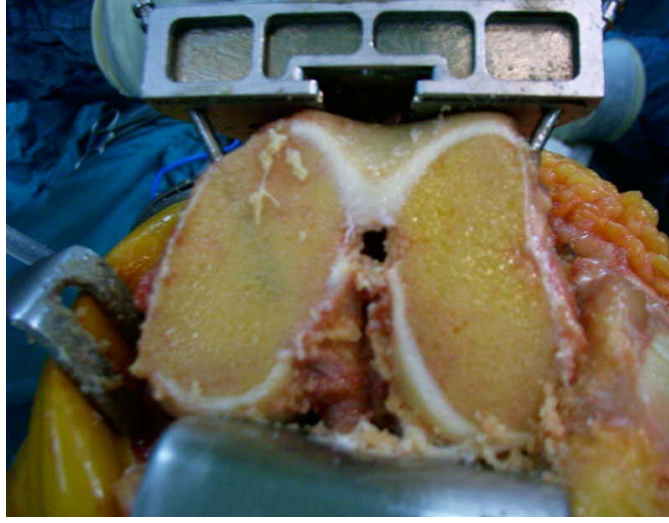


Şekil 45 : Anatomik kesim

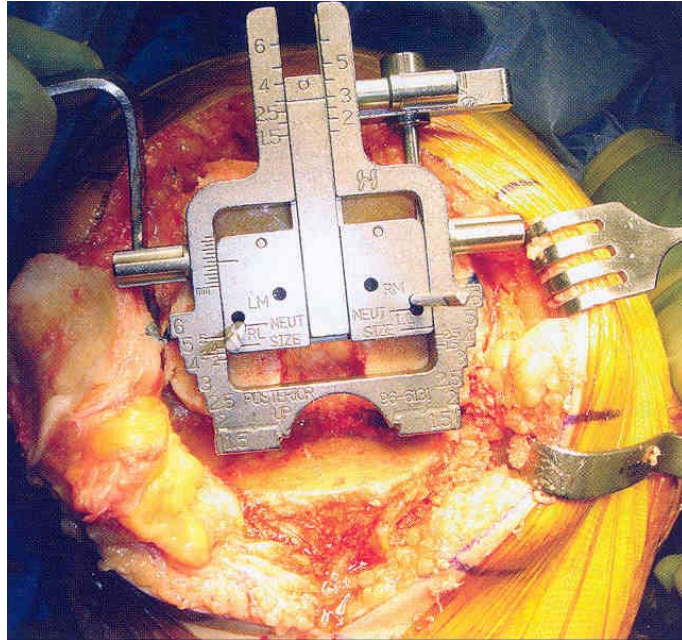
Klasik kesim



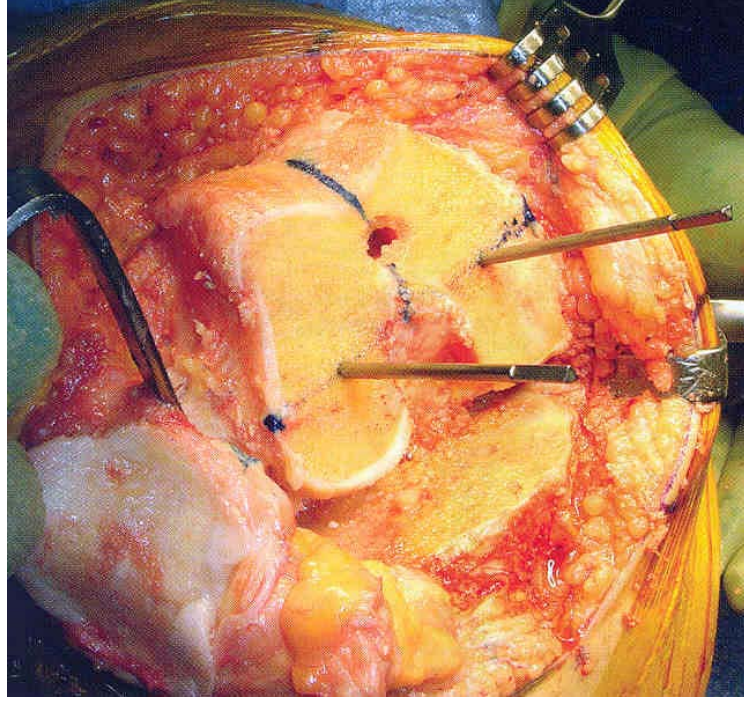
Şekil 46 : İntramedüller rot yerleştirilmesi ve Distal femoral kesi



Şekil 47 : Distal femoral kesi sonrası

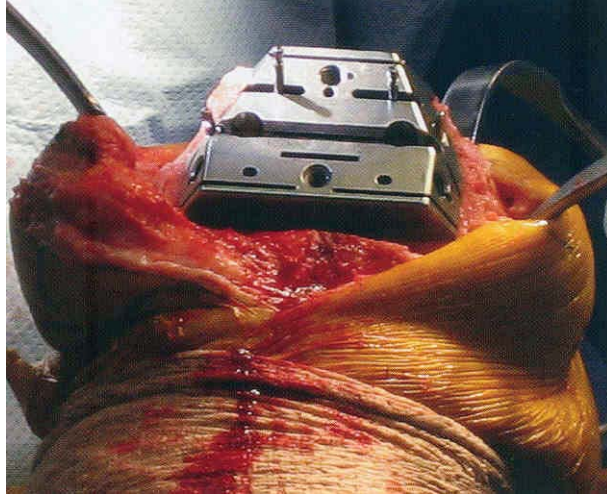


Şekil 48: Femoral komponent ölçüsünün alınması

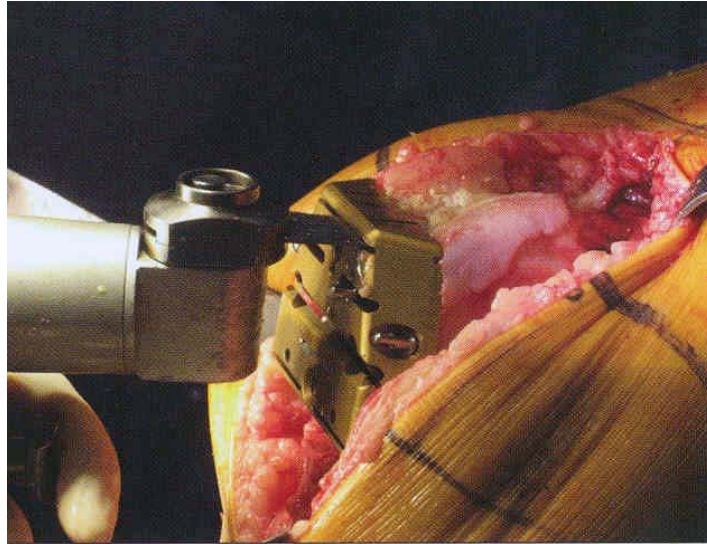


Şekil 49 : Guide giriş yerlerinin belirlenmesi

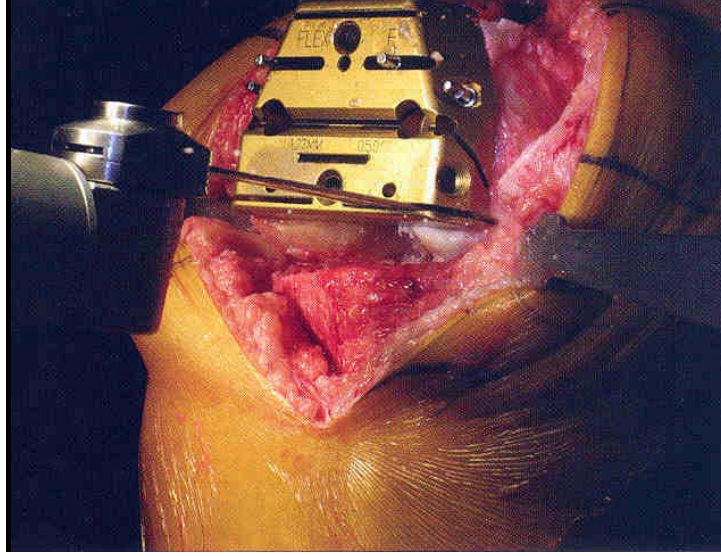
2. Anterior ve posterior femoral kondiler osteotomiler: Bu kesiler başarılı bir fonksiyonel protez için son derece önemlidir. Anterior femoral kesi femoral korteks boyunca devam etmelidir. Ancak retinakulumu kesecek, fleksiyona engel olacak, subluksasyona neden olacak kadar yüksek veya femurda çentiklenmeye yol açacak, stres kırığına zemin hazırlayacak kadar da alçak olmamalıdır. Posterior femoral kondiler kesiler femoral komponentin rotasyonunu belirler. Normal bir dizde posterior femoral kondil medialde lateralden daha uzundur. Dolayısıyla posterior femoral kondil, medialde, laterale göre daha fazla alınmalıdır. Bunu sağlamak için osteotomi kılavuzu dış rotasyonda yerleştirilmelidir. Femoral komponentin 3-4 derece dış rotasyonda hazırlanması yumuşak doku dengelenmesi ve patellofemoral uyum için şarttır. En ideali posteriordan kesilen kemik bloğun tibianın yüzeyi ile dikdörtgen fleksiyon aralığı oluşturacak şekilde olmasıdır.



Şekil 50 : Ölçü alındıktan sonra kesi bloğu yerleştirilir.

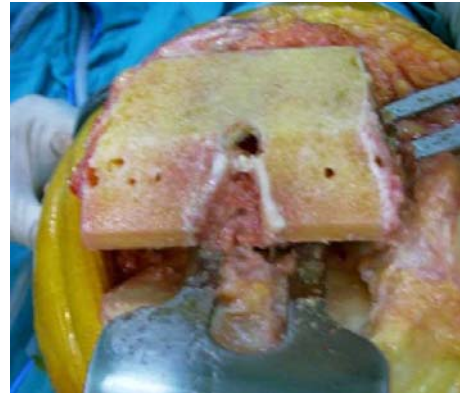
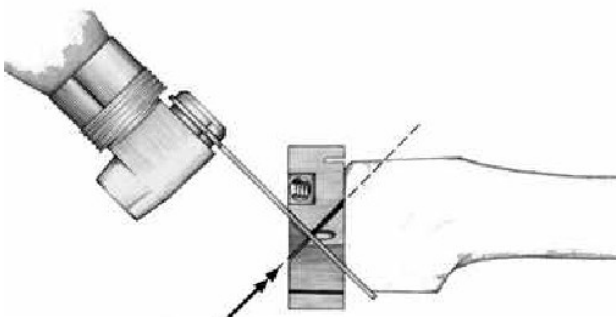


Şekil 51 : Anterior kondil kesisi yapılır



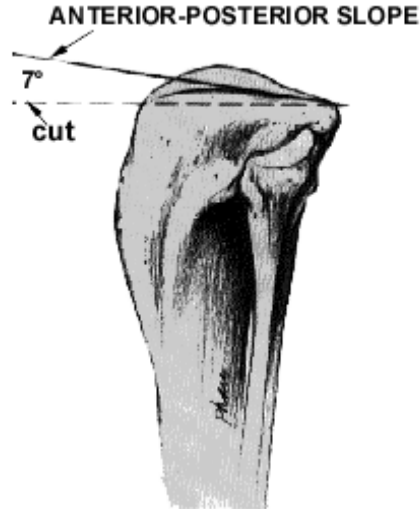
Şekil 52 : Posterior kondil kesisi yapılır

3. Anterior ve posterior chamfer kesileri: Bu kesiler protezin distal femura tam olarak oturabilmesi için önemlidir ve mutlaka yapılması gerekir.

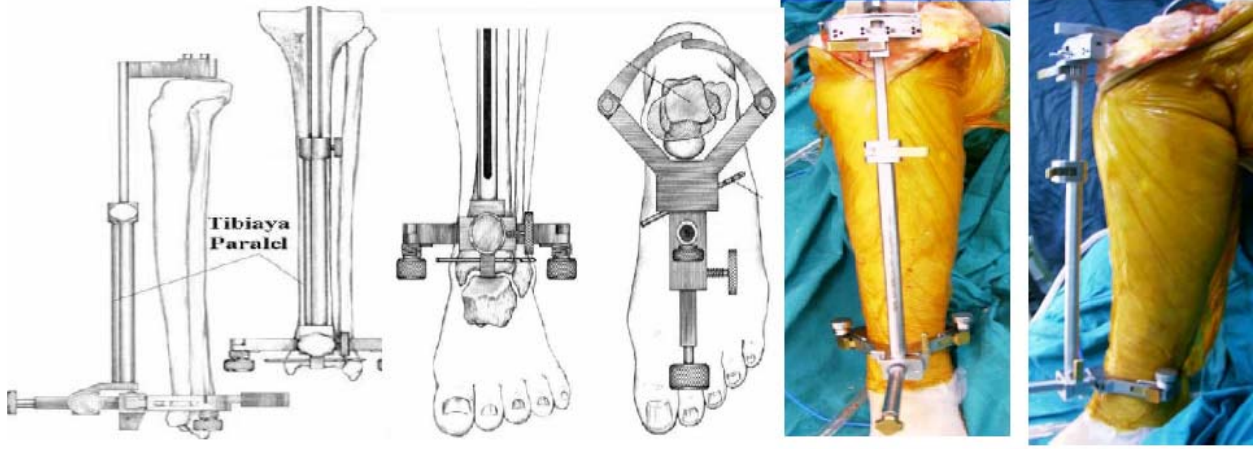


Şekil 53 : Anterior ve posterior chamfer kesiler

4. Proksimal tibia kesisi: Bu kesiyi yapabilmek için intra veya ekstra medüller kılavuzlar kullanılabilir. Ekstramedüller aletle kesi yapılacaksa rod tüberositas tibianın hemen medialinde olmalı ve ayak üzerinde ise ikinci metatarsı göstermelidir. Tibianın posterior eğimi tercihen 5 derece olmalı, 7 dereceyi aşmamalıdır. Tibiadan kesilecek kemik miktarı kullanılacak insertle uyumlu olmalıdır. Tibial kesilerde mümkün olduğunca proksimal tibial spongioz kemik korunmalıdır. Çünkü proksimalden distale inildikçe spongioz kemik kalitesi azalmaktadır. Ancak yine de yapılacak rezeksiyon en az 8 mmlik polietilen kullanımına izin verecek kadar olmalıdır.



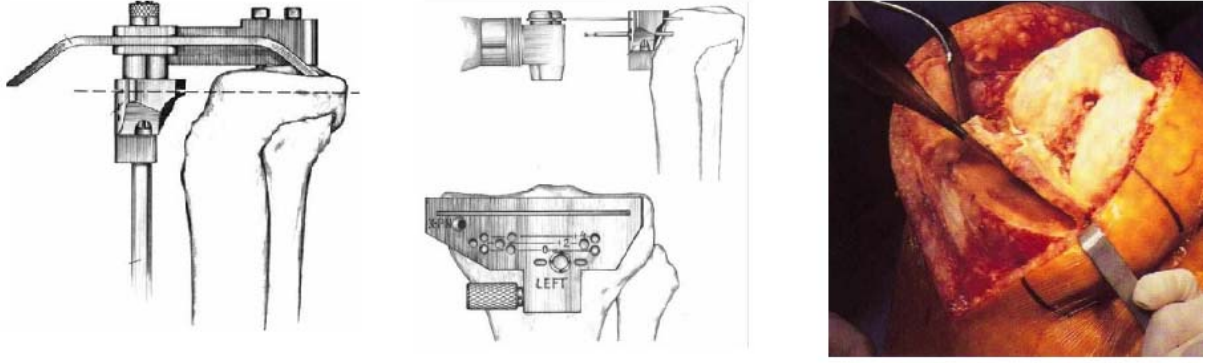
Şekil 54: Proksimal tibial kesimde 5-7° lik posteriora eğim olmalıdır



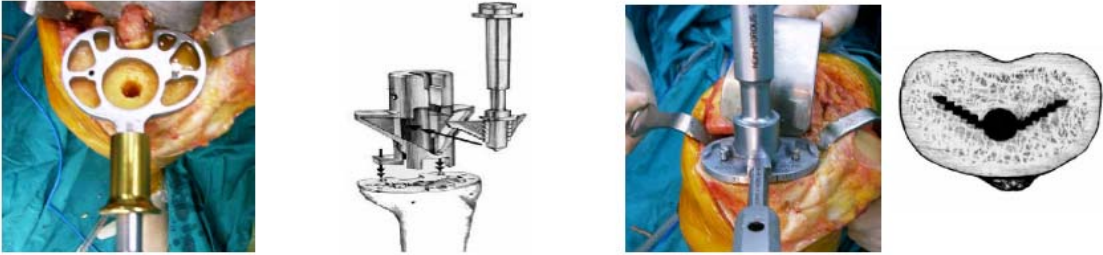
Şekil 55 : Ekstramedüller kılavuzun yerleştirilmesi



Şekil 56 : İntramedüller guide giriş yeri ve proksimal tibia kesisi



Şekil 57 : Proksimal tibia kesisi

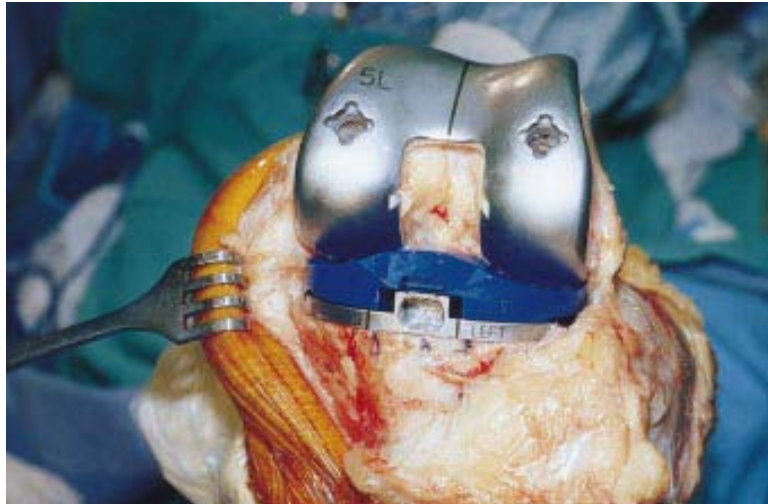


Şekil 58 : Tibial komponentin boyutlandırılması

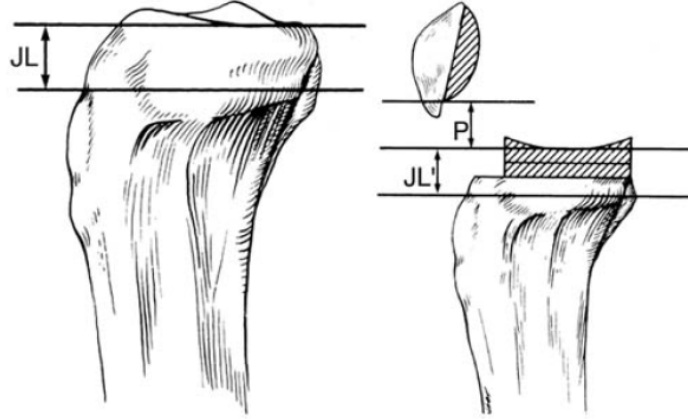
Tibial komponentin yerleştirilmesinde her zaman medial taşmadan kaçınılmalıdır. Komponentin medial kollateral bağ üzerinde yaratacağı gerginlik yumuşak doku dengelenmesinde engel yaratır. Elimizdeki boy ölçülen boydan küçük ise medial taşmadan kaçınarak komponenti mediale yerleştirmemiz gerekir. Aksine elimizdeki boy ölçülen boydan büyük ise komponentin hem lateralize edilmesi hem de anteriora yerleştirilmesi gerekir. Tibial komponent, tibia posterior korteksine paralel yerleştirilmemelidir.

Tibial kesiyi takiben deneme componentleri yerleştirilerek eklem seviyesi kontrol edilir . Eklem seviyesi yüksekliğinin korunup korunmadığı değerlendirilip uygun olan en ince polietilen insert seğilmelidir. Eklem seviyesi medial femoral epikondilin 3 cm. distalinde, fibula başının ise 1,5 cm. proksimalinde kalmaktadır.

Tüberositas tibia, kollateral bağların yapışma yeri ve patella, eklem seviyesinin geręek yüksekliğini belirlemede diğer referans noktalar dır (36).



şekil 59 : Deneme componentlerinin yerleştirilmesi

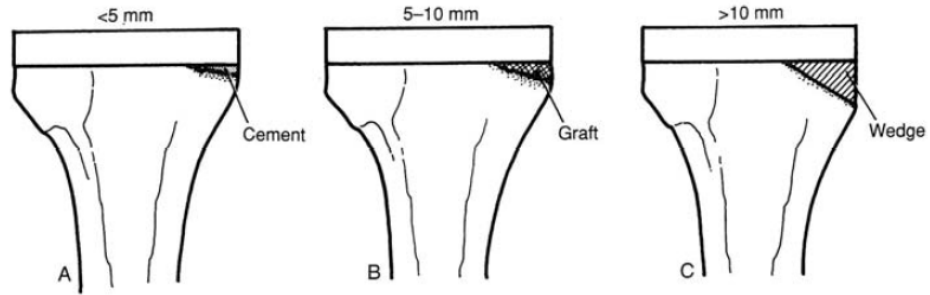


Şekil 60 : Komponentlerin yerleştirilmesinin ardından eklem seviyesi kontrolü

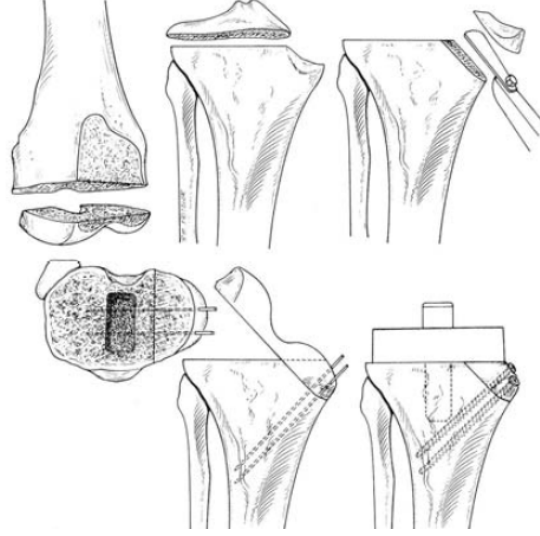


Şekil 61 : En son aşamada komponentler sementlenerek yerleştirilir.

Bu kesi yapıldıktan sonra özellikle varus deformiteli dizlerde posteromedialde karşılaşılan defektler değerlendirilmelidir. Defekt 1-2 mm kadar ise ve ek kesi tüm defektleri yok edebilecek ise ek kesi yapılabilir. 5 mm altındaki defektlerde çimento desteği ile giderilirken 5-10mm'lik defektlerde kemik greftleri kullanılır eğer 10 mm üstünde ve geniş yüzeye sahip bir defekt varsa kama destekleri ile çözüm aranmalıdır. Femoral kemik defektleri için ise sıklıkla kama destekleri kullanılmaktadır.



Şekil 62 : Kemik defektlerinin giderilmesi

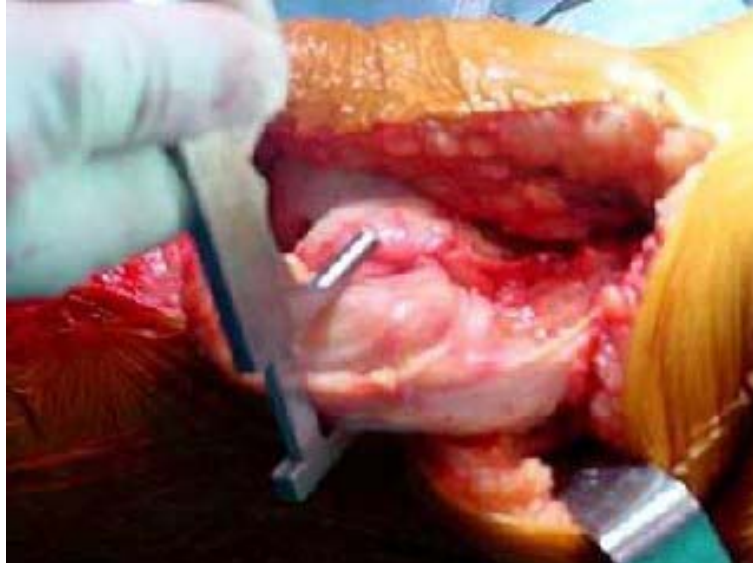


Şekil 63 : Kemik defektinin greftlenmesi

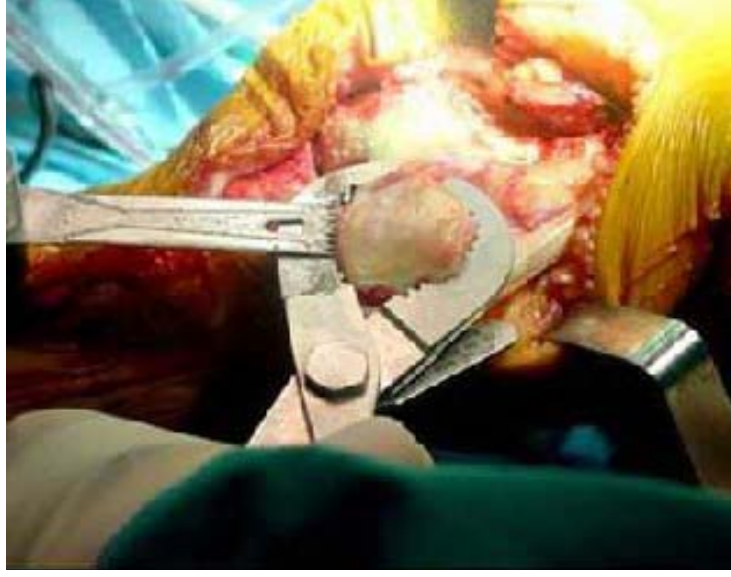


Şekil 64 : Çeşitli şekillerde kamalar

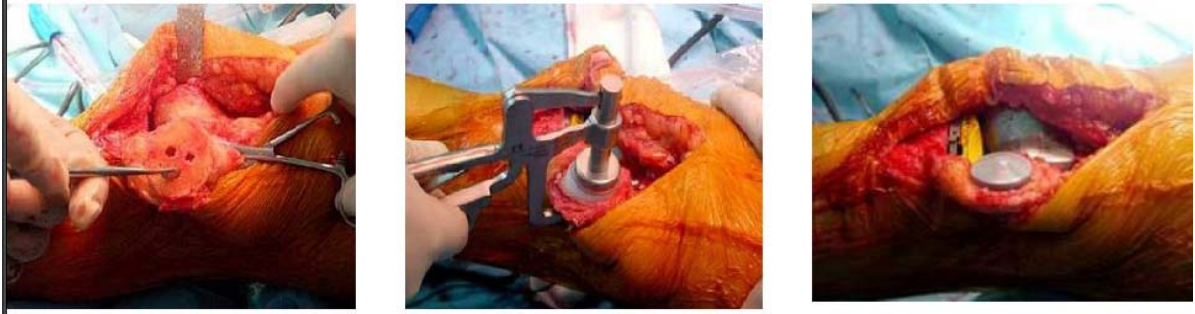
5. Patellar kesi: Patellar kesi TDA'da isteğe bağlı olarak yapılır. Patellar kesiyi yapmadan önce kalınlığının bilinmesi şarttır. Ortalama 25 mm. kalınlığı olan patelladan kesilecek miktar 10 mm.dir. Optimal fonksiyon için gerekli kemik stoğu en az 15 mm.dir. Bu açıdan patellar kalınlığı normalden az olan vakalarda osteotomi sonrası yeterli kemik kalmadığından patellar yüzey değiştirilmemelidir. Kemiğin az çıkarılması da sorunlara yol açar. Retinakulum gerilir ve lateral subluksasyona yol açabilir, ayrıca dizin fleksiyonunu da kısıtlar. Fazla kemik çıkarılması ise patella kırıklarına yol açabilir. Patellar osteotomi patellanın ön yüzüne paralel olmalıdır. Dolayısıyla patellanın medial ve lateral yüzeylerinden çıkarılacak kemik miktarı eğit olmaz. Lateral fasetten yapılacak kemik rezeksiyonunun subkondral seviyede tutulması optimal fonksiyon için gereklidir(29).



Şekil 65 : Pateller kesinin ölçümü

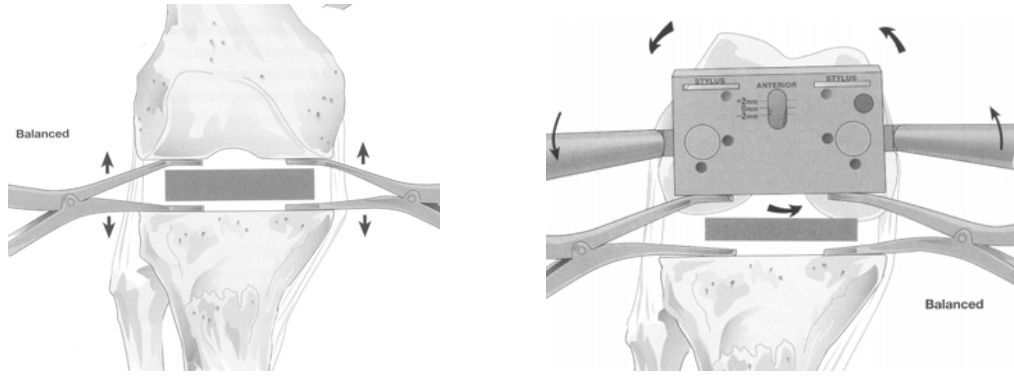


Şekil 66 : Patellar kesi



Şekil 67 : Pateller komponentin yerleştirilmesi

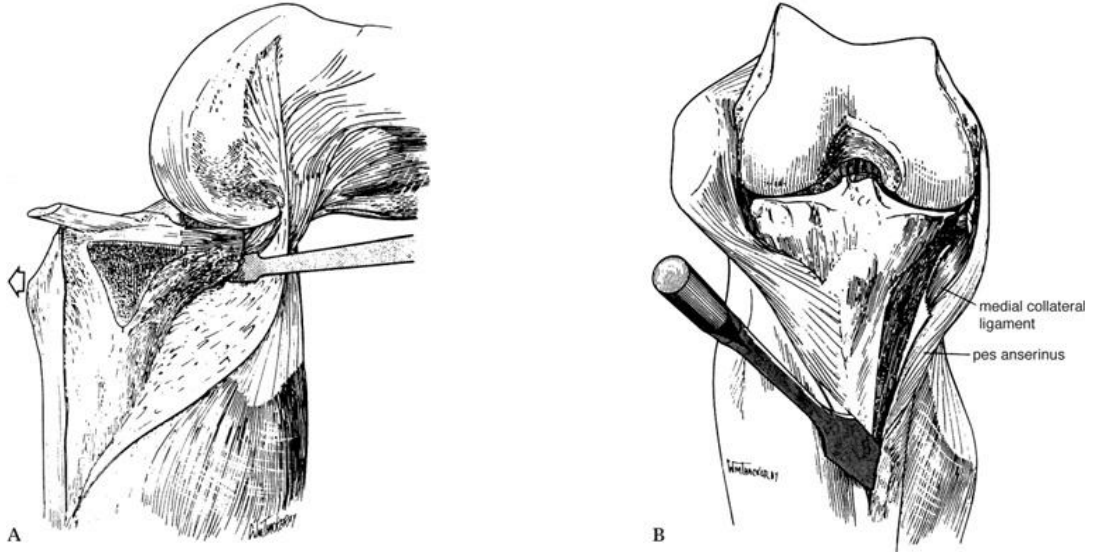
Kemik kesilerinin tamamlanmasından sonra yumuşak doku gerginliği her sistem için geliştirilmiş olan aletler yardımıyla test edilmelidir. Yaygın kullanılan iki ana yöntem bulunmaktadır. İlk seçenek, lamina açıcısına benzer aletlerin kullanımınıdır. Bunlar, diz ekstansiyon ve fleksiyonda iken tibia ve femur arasına yerleştirilmek suretiyle hem yumuşak dokunun gerginliğini ölçer, hem de alt ekstremitenin doğrultusunu kontrol etmek için kullanılabilir. Son yıllarda ise çoğu diz protezi sistemlerinde 'spacer block'adı verilen sabun kalıbına benzer aletler kullanılmaktadır. Bu bloklar, kullanılan protezin femur ve tibia komponentleri ile polietilen ara parçasının kalınlığına eşdeğer kalınlıkta plastikten yada metalden yapılmış dikdörtgen kutu şeklinde parçalardır. Aynı şekilde diz tam ekstansiyon ve 90 derece fleksiyondayken eklem yüzleri arasına yerleştirilip, yumuşak doku dengesinin değerlendirilmesinde kullanılırlar.



Şekil 68 : Fleksiyon ve ekstansiyon aralıkları eşit olmalıdır.

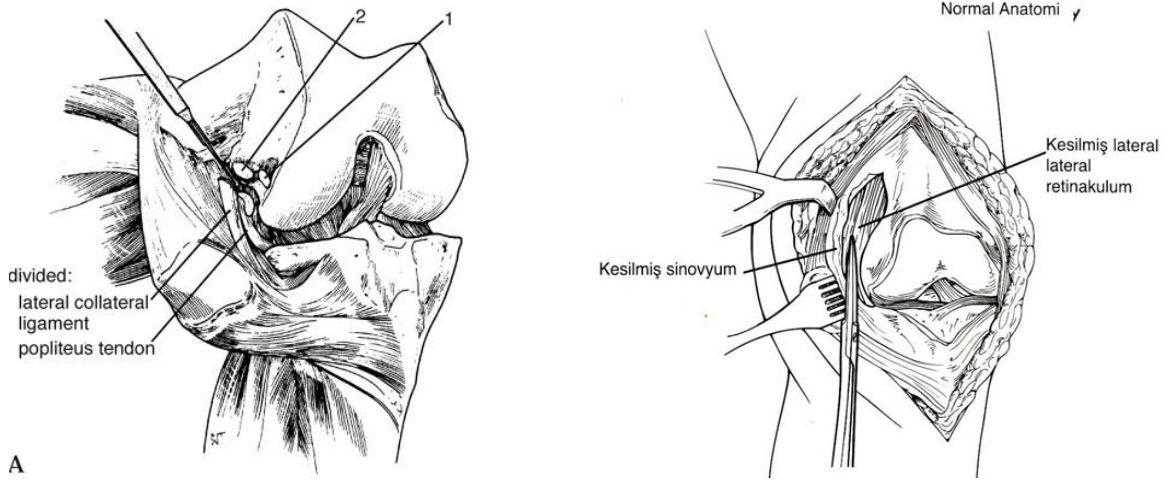
Dizin koronal plandaki deformitelerinden biri olan varus deformitesi, TDA yapılan hastalardaki en sık karşılaşılan deformitedir. Genellikle tibianın medialindeki

kemik kaybıyla birlikte iç yan bağ (İYB), posteromedial kapsül, pes anserinus ve semimembranosus kasının kontraktürüne bağlı olarak gelişir. Dış yan bağ (DYB) ise gevşek pozisyonundadır. Femurun medial kondilinde kemik kaybı olabilir, ama bu çoğu kez minimal düzeydedir. Fikse varus deformitesini düzeltmek için kontrakte medial yapılar, lateral yapıların uzunluğuna gelene kadar kademeli olarak gevşetilir. Gevşetmeye medialdeki osteofitlerin temizliği ile başlanır. Diz ekstansiyonda iken proksimal tibianın medialinden derin İYB ve pes anserinus tendonları subperiosteal olarak kesintisiz bir kılıf şeklinde sıyrılır. Bu aşamada kaldırılan dokuların bir Hohman ekartör ile çekilmesi işlemi daha da kolaylaştıracaktır. Gevşetme posteromedial köşeye kadar yapılmalı, daha ileri derecedeki deformiteli vakalarda semimembranosus da yapışma yerinden sıyrılmalıdır. Eğer deformite düzelmiyorsa arka çapraz bağ kesilmelidir. Eğer tibiada kemik defekti varsa, deformitenin düzelebilmesi için mutlak suretle onarılmalıdır.



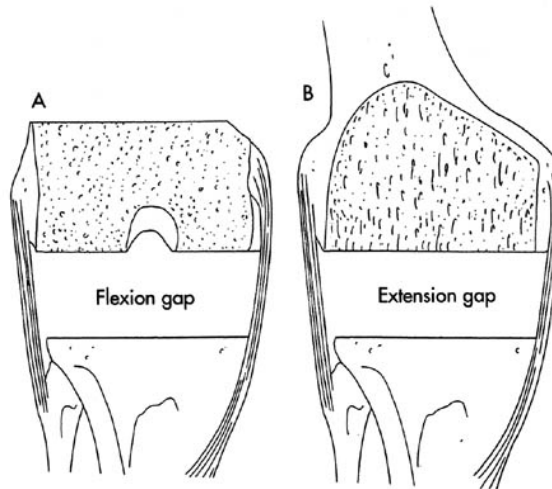
Şekil 69: A. Medial gevşetme posteromedial köşeye dek ilerletilmelidir.
B. Medial gevşetmeye pes anserinusun lifleri dahil edilmelidir.

Koronal plandaki diğer deformite olan valgus, özellikle romatoid artritte lateral femoral kondilin hipoplazisi sebebiyle gelişir. Sıklıkla fleksiyon ve dış rotasyon rotasyon kontraktürü de eşlik eder. Valgus dizlerde gevşetmenin ana prensibi medial yapılara göre daha kontrakte olan lateral yapıların uzatılmasıdır. Lateral kapsüller ve ligamentöz yapılar varus dizlerdekinden farklı olarak tibiadan değil daha çok femurdan gevşetilir. Dokuların tamamını kapsayan ve hesapsız bir şekilde yapılacak ileri derecedeki gevşetmeler yanlış sonuçlar verebilir. Genel kural olarak gevşeme kapasiteleri az olan statik ve fikse eklem stabilizerleri (bağ, kapsül vb.) önce gevşetilmelidir, zamanla adapte olabilecek dinamik stabilizerler (tendon vb.) gerekiyorsa daha sonra gevşetilirler. Cerrahinin ilk aşamasında, gevşetme işlemine başlamadan tibia ve femurdaki osteofitlerin tamamen temizlenmesi, dış yan bağın fonksiyonel kısılığına engel olur, böylece önce gevşetme, daha sonra osteofitlerin çıkarılmasıyla oluşacak istenmeyen instabilitelerden kaçınılmış olur. Osteofitlerin temizlenmesinden sonra dış yan bağ, lateral kapsül ve popliteus kası eklem çizgisi seviyesinde kesilir, bu gevşetme posterolateral köşe etrafında sürdürülür, gerekiyorsa gastrocnemius kasının lateral başı kesilir, gevşemenin yeterli olup olmadığı kontrol edilir, kısmi dış rotasyon deformitesi varsa iliotibial bant da gevşetilir. Bu gevşetme transvers kesi ile ya da proksimal tibiaya yapışma yeri ve Gerdy çıkıntısına yapıştığı yerden subperiostal olarak yapılabilir. Biseps femorisin kesilmesi nadiren gerekir. Bu gevşetmelerden sonra artroplastide ekstansiyondaki sıkılık iliotibial band ve posterolateral kapsül, fleksiyondaki sıkılık ise dış yan bağ ve popliteus tendonunda daha ileri gevşetmeyi gerektirir.



Şekil 70 : Lateral gevşetme

Fleksiyon ve ekstansiyon aralıkları eşit olmalıdır. Her iki aralığın eşit olmadığı durumlarda dizde çeşitli hareket kısıtlılıkları gelişir. Seçilen polietilen ara parça tüm hareket sınırlarında eşit stabilite sağlamalıdır ve maksimum fleksiyonda dislokasyona izin vermemelidir.



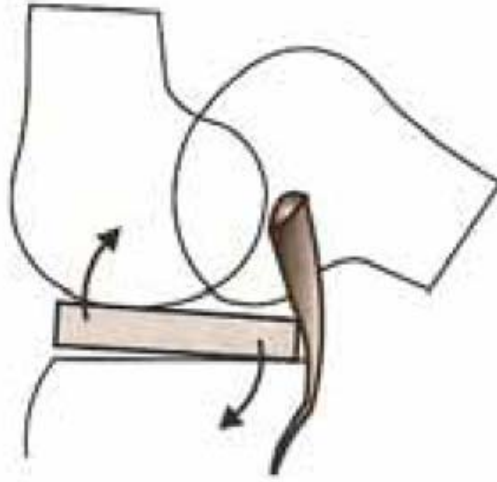
Şekil 71 : Fleksiyon ve ekstansiyon aralıkları eşit olmalıdır.

Sadece fleksiyon kontraktürü yani diz fleksiyonu tam, ama ekstansiyon kısıtlı ise bu durum iki aralığın birbirine eşit olmadığını yani ekstansiyon aralığının fleksiyon aralığından dar olduğunu ifade etmektedir. İlk yapılması gerekenler posterior osteofitlerin ve meniskus parçalarının çıkarılmasıdır. Eğer darlık hala devam ediyorsa posterior kapsülün gevşetilmesi yapılmalıdır. Posterior kapsülün subperiostal gevşetilmesi femurdan yapılmalıdır. Kullanılan deneme insert'ün bir boy büyüğü takılarak dizin ekstansiyona zorlanması da kapsülün femurdan gevşemesini kolaylaştıracaktır. Fleksiyon kontraktürünü gidermek için kullanılan bir diğer yöntemde, ek distal femoral kesi(2-4 mm) yaparak ekstansiyon aralığını genişletmektir. Bu seçenek, posterior kapsül gevşetilmiş ve posterior osteofitler temizlenmesine rağmen hala rezidüel olarak fleksiyon kontraktürü devam ediyorsa kullanılmalıdır; aksi takdirde distal femoral ek kesinin gereksiz yapılması, eklem çizgisinin yükselmesine yol açacaktır.

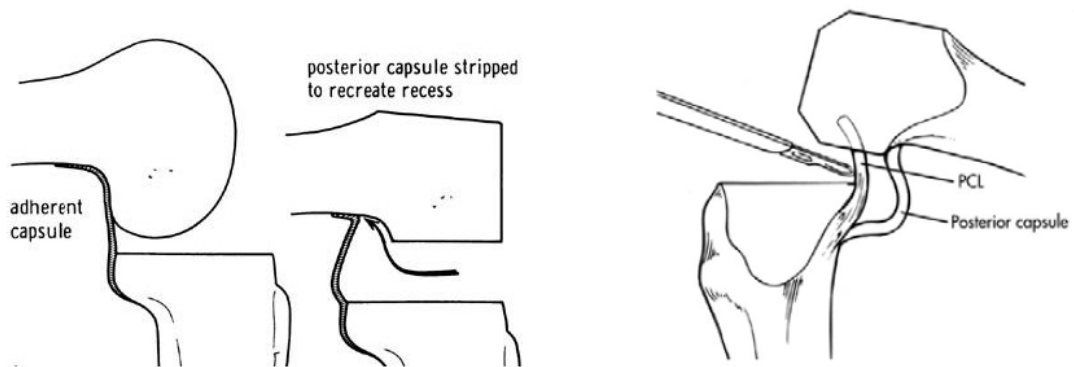
Hem fleksiyon hem de ekstansiyon aralığının sıkı olması, yapılan kemik kesilerinin yetersiz olduğunu gösterir. Çözüm 2-4 mm ek tibial kesi yapmaktır. Böylelikle her iki aralık ta genişleyecektir. Kesi yapmadan daha ince polietilen parça kullanılması tercih edilmemelidir.

Sadece fleksiyon sıklığı ise, fleksiyon aralığının ekstansiyon aralığından dar olduğu durumda ortaya çıkar. Burada amaç sadece fleksiyon aralığını artırmak olmalıdır. İlk yapılacak yöntem posterior osteofitlerin, menisküs parçalarının çıkarılmasıdır. İkinci aşamada tibial eklem yüzünün posterior eğimi artırılabilir; ancak 7 dereceyi geçmemek gerekir. Hala düzelme yok ise, femoral komponenti bir boy küçültmek gerekir. Böylelikle posterior ek kesi yapılmış olur ve fleksiyon aralığı büyür. Ancak bu işlemin en büyük sakıncası, uygun kesi yapılmadığı takdirde, anterior femoral kortekste kemik kaybına bağlı çentik meydana gelebilmesidir. Bu nedenle, femoral komponent boyu küçültülürken, kemik kesileri anterior femoral korteks referans alınarak yapılmalıdır. Aşırı arka çapraz bağ (AÇB) gerginliği de fleksiyon sıklığına yol açabilir. Eğer diz fleksiyonda iken tibial 'lift-off' (diz fleksiyona getirildiğinde, deneme insert'inin ön kesiminin, tibial komponentten ayrılıp yukarıya

kalkması) saptanıyorsa AÇB gevşetilmeli veya kesilmelidir. Yine patellar kesinin az yapılmasının da fleksiyon sıklığına neden olabileceği akılda tutulmalıdır.



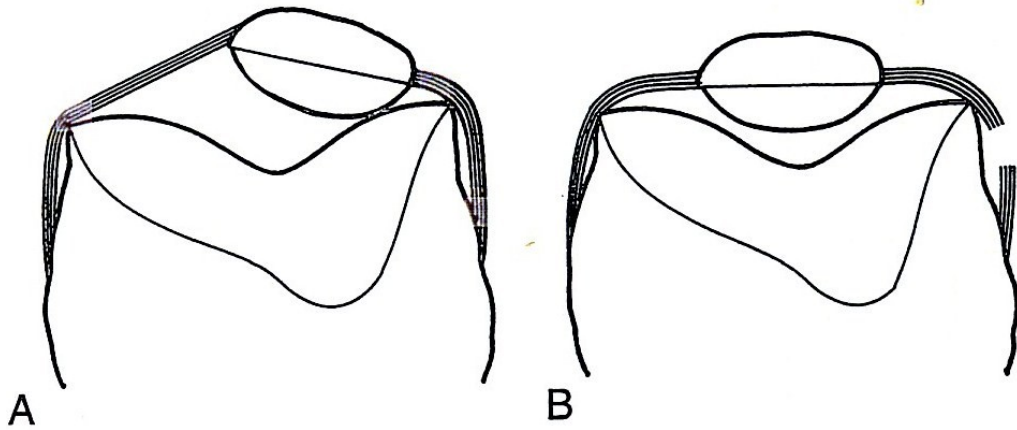
Şekil 72 : AÇB gergin olduğunda görülen tahterevalli etkisi



Şekil 73 : Posterior kapsül gevşetmesi ve arka çarpız bağı gevşetilmesi

Tüm kemik kesileri ve yumuşak doku gevşetmeleri tamamlandıktan sonra deneme komponentleri yerleştirilerek dizilim, stabilite ve patellofemoral uyum değerlendirilir. Kapsül pensler ile tutturularak patellanın izlediği yol ve patellafemoral uyum değerlendirilir. Patella baş parmak desteği olmadan femoral komponentin oluşu üzerinde rahatlıkla kaymalıdır. Patellafemoral uyumda sorun varsa komponentlerin pozisyonu ve lateral retinakuler gerginlik kontrol edilmelidir.

Tibial komponentin iç rotasyonda konması tibial tüberkülü rölatif olarak lateralize edeceğinden patella laterale sublukse olur. Benzer şekilde femoral komponentin iç rotasyonda konması troklear oluşu medialize edecektir. Patellar komponent medialize edilmeyip laterale konmuş ise orta hattın laterale kaymasına bağlı subluksasyon izlenir. Her üç patolojide Q açısı artacağından lateral patellar subluksasyona neden olur. Lateral retinaküler gerginlik varsa yumuşak doku gevşetmelerine lateral retinaküler gevşetme eklenmesi gerekir. Medial parapatellar girişim uygulanan hastalarda lateral retinaküler gevşetme eklenmesi ile patellanın dolaşımının bozulabileceği unutulmamalıdır. Bu nedenle lateral gevşetme, lateral retinakulumun liflerine paralel ve posteriordan yapılmalıdır. Gevşetme esnasında superior lateral geniküler arter kesilmemelidir. Gevşetme sonrası subluksasyon devam ederse kapama esnasında medial plikasyon uygulanmalıdır(30).



Şekil 74 : Lateral retinaküler gevşetme

Deneme aşamasında yumuşak doku gerginliği hakkında 'POLO Testi' uygulanarak fikir edinilebilir. PO (pull-out); 90 derece fleksiyona getirilince deneme inserti öne gelmemelidir. Öne gelirse bu dizin gevşek olduğunu gösterir. LO (lift-off); diz 80-100 derece fleksiyona getirilirken insertin ön kısmı kalkmamalıdır. Kalkarsa bu dizin çok sıkı olduğunu gösterir(29).

Daha sonra komponentlerin yerleştirilme aşamasına geçilir ve bu işlemden önce tüm yüzeyler basınçlı serum fizyolojik ile yıkanır ve kurulandıktan sonra tibial, femoral eğer değişecek ise patellar komponent aynı çimento ile uygulanır. TDA'da ideal çimento penetrasyonu 2-4 mm olarak bildirilmiştir. Tibial komponent yerleştirilmeden çimentonun bir kısmı tibial platoya akıtılıp parmakla basınç uygulanabilir. Femoral komponent yerleştirilirken de çimento protez altına sıvanmalı ancak posterior kondil kısmına çok fazla konulmamalıdır. Bu sayede femoral komponentin çakılması sırasında posteriora kontrol edilemeyen çimento sızması engellenmiş olur. Ayrıca femur anterior yüzüne de bir miktar çimento konulmalıdır. Aksi halde femoral komponentin yerleştirilmesi sırasında protezin anterior femoral çıkıntısına sıvanmış olan çimento sıyrılıp bu bölge çimentosuz kalabilmektedir. Tüm komponentler yerleştirildikten sonra diz ekstansiyonda tutulmalı ve çimentonun sertleşmesi beklenir(31). En son aşama ise kapama aşamasıdır. Çoğu cerrah kapatmayı diz fleksiyonda iken yapmaktadır. Bu şekilde kesilen dokuların anatomik pozisyonda karşı karşıya gelebilmeleri sağlanmakta ve aynı zamanda diz fleksiyonuna daha fazla izin verdiği kabul edilmektedir. Ancak diz ekstansiyonda da kapatılabilir. Özellikle patella seviyesinde onarım daha dikkatli yapılmalı hatta mümkünse zarf şeklinde (interrupted) dikiş atılmalıdır. Kapsül dikildikten sonra distaldeki pes anserinus kılıfı bir miktar ciltaltı dokuyla birlikte kapatılmalıdır. Derin fasyal tabaka kapatıldıktan sonra cilt altı dokusuna geçilir. Cilt karşılıklı olarak düzgün aralıklara aşırı gerilmeden dikilmelidir.

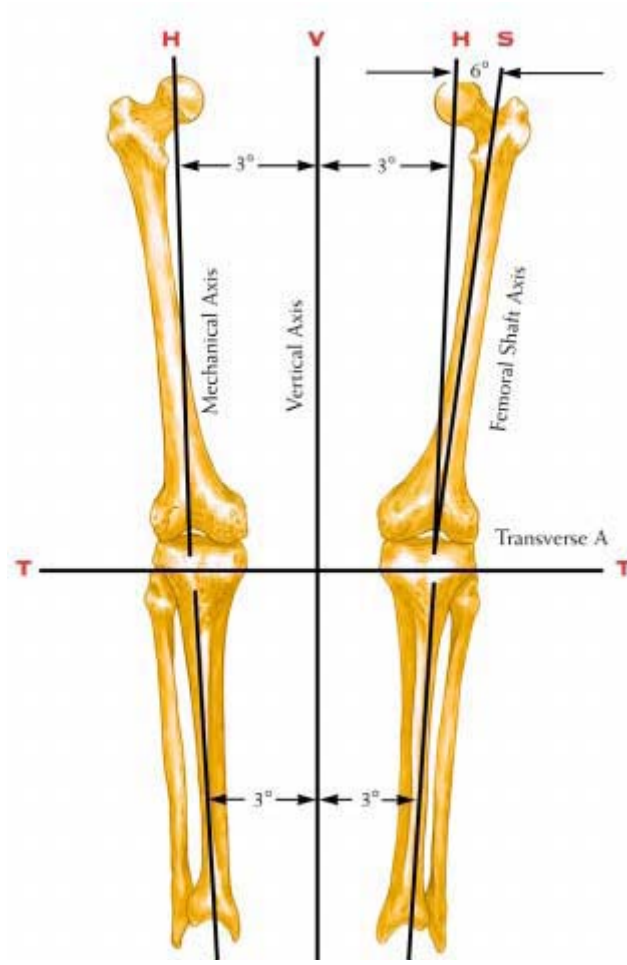
4.7. TDA KOMPONENT ROTASYONLARI

Total diz artroplastisinin (TDA) başarısı, komponentlerin pozisyonuyla yakından ilişkilidir. Komponentlerin yanlış dizilimi, instabilite ve patellofemoral komplikasyonlara bağlı olan erken başarısızlıkların en önemli nedeni olmakla beraber , polietilen aşınması ve tespit yetersizliklerine bağlı olarak uzun dönemde de başarısızlıklara yol açar (26,50). En iyi dizilim ve uygun implant boyunun seçilmesinde, geleneksel kesici bloklar ve dizilim kılavuzlarıyla veya bilgisayar destekli olarak karar verilebilir. Kesici blokların ve dizilim kılavuzlarının başarılı kullanımı özel anatomik işaretlere dikkat edilmesi ile mümkündür.

Alt ekstremitenin mekanik eksenini femur başının merkezinden başlar ve talus merkezine kadar uzanır. Normal mekanik eksen diz ekleminin hafifçe medialinden geçer. Varus dizlerde bu eksen dizin medialinden geçer ve medial bölgede yükü arttıran bir addüksiyon momenti oluşturur. Mekanik eksen valgus dizlerde daha lateralden geçer ve yükü lateral bölgede artırır. Mekanik eksen vücut ağırlık merkezinden geçen vertikal eksene göre 3° valgustadır.

Alt ekstremitenin anatomik eksenini ise fossa piriformisden başlar ve femur diafizi ile tibia diafizi arasındaki açıyı ifade eder. Femurun distal eklem yüzü femur diafizinden 7-9° normal valgus açılanma gösterir (Mekanik aks ile anatomik aks arasındaki farktır). Femur anatomik aksı ile vertikal aks arasındaki açı ise 9° dir.

Tibiada mekanik aks ile anatomik aks aynı düzlemedir. Tibianın proksimal eklem yüzü ise tibia diafizine göre 2-3° normal anatomik varus açılanma gösterir.

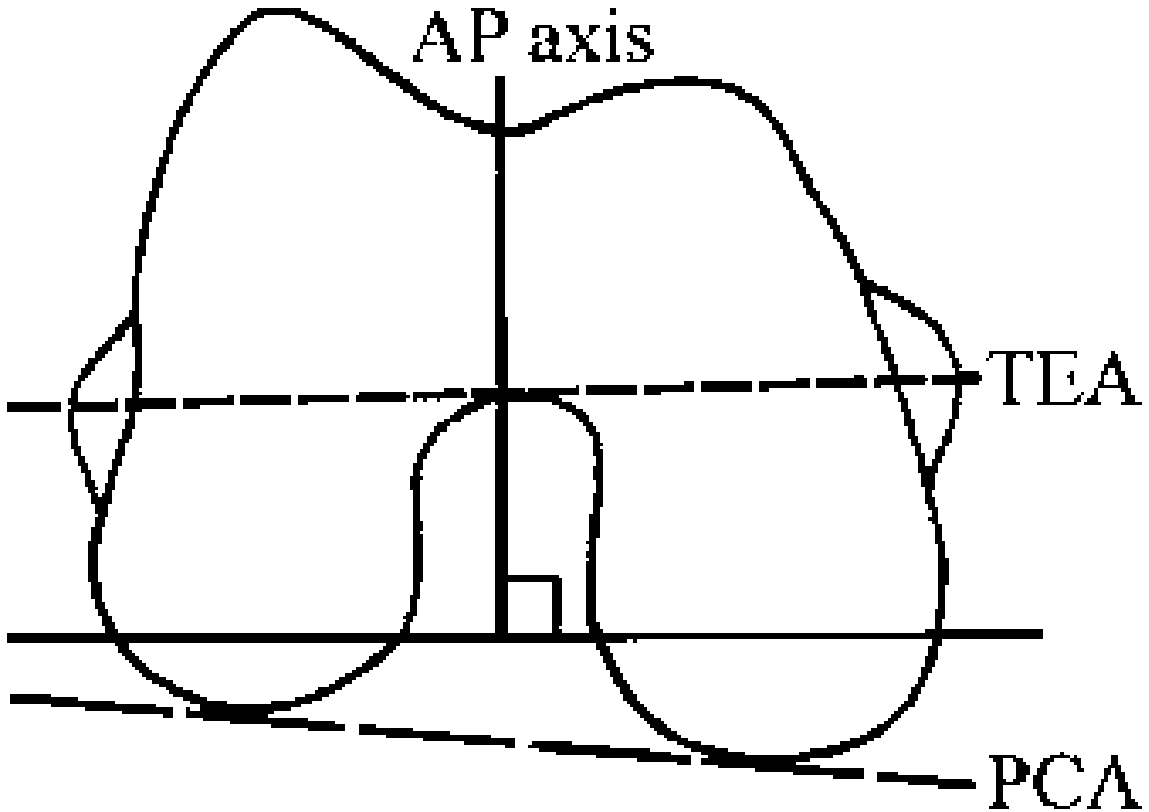


Şekil 75 : Alt ekstremitte anatomik ve mekanik aksları

Dizin normal anatomik dizilimi bu nedenle 4-7° valgus pozisyonundadır ve bu durum femur boynunun ortaya koyduğu varusu dengeleyerek alt ekstremitede nötral bir mekanik dizilim oluşmasını sağlar.

Dizin normal sagittal diziliminde ise proksimal tibia eklem yüzü 5-10° posterior eğimlidir.

Distal femurun rotasyonel diziliminin tanımlanması için sıklıkla kullanılan işaretler transepikondiler eksen, Whiteside çizgisini ve posterior kondiler aksı içerir. Transepikondiler eksen (51,52,53) medial ve lateral yan bağların origolarını birleştiren eksen tanımlar ve bu eksen her ne kadar dizin rotasyon merkezi hareketle yer değiştirirse de yaklaşık olarak dizin rotasyon merkezine denk gelmektedir. Whiteside çizgisi distal femurun ön arka eksenidir ve troklear olukla interkondiler çentik ile tanımlanır (54). Posterior kondiler eksen ise posterior femur kondillerine teğet geçen bir çizgidir. Normal bir dizde, Whiteside çizgisi transepikondiler eksene diktir ve posterior kondiler eksen ile klinik transepikondiler eksen arasında yaklaşık 3°'lik bir açı mevcuttur.



Şekil 76 : TEA; Transepikondiler aks, PCA; Posterior kondiler aks

Tibianın rotasyonel dizilimi proksimal tibianın ön arka eksenini ile distal tibianın ön arka eksenini arasındaki ilişkidir. Literatür bu eksenlerin tanımı konusunda bir görüş birliği sağlamamıştır (51,55,56,57,58) Proksimal tibianın ön arka (AP) eksenini tibianın posterior çentiğini patella tendonunun medialine, patella tendonunun medial üçte bir kısmına veya tibia 'spine'ların ortasına bağlayan çizgi şeklinde tanımlanabilir. Bu eksen aynı zamanda femur transepikondiler aksına bağlı olarak da tanımlanabilir. Distal tibia ve ayak bileğinin AP eksenini medial malleolün lateral (eklem yapan) yüzeyine (ayak bileği eklemının hareket düzlemini belirlemektedir) veya talusun anterior yüzeyine dik bir çizgiye bağlı olarak tanımlanabilir. Ayak bileği proksimal tibiya göre kullanılan işaretlere bağlı olarak ortalama 3.6-19.7 ° dış rotasyonda durmaktadır (59).

Tibia komponentinin büyüklüğü lateral tibia platosunun ön arka büyüklüğüne dayanılarak lateral platoyu dışarıya taşıma göstermeden seçilerek ayarlanmalıdır. Tibial komponentin lateral platoda merkezi hale getirdikten sonra ise dış rotasyona getirilmelidir ve bu şekilde tibial komponentin anteriomedial köşesi platonun anteriomedial köşesi ile komponentin ortası ise tibia tüberkülünün medial üçte birlik kısmı ile hizalanır. Tibial komponent rotasyonu için hareket açıklığı tekniği kullanılabilirse de bu teknik daha değişken dizilim ve tibia komponentin daha fazla iç rotasyonuna neden olduğu gösterilmiştir (60). Ayrıca diz tam ekstansiyonda iken, femoral komponent rotasyonuna göre de tibial komponent rotasyonu ayarlanabilir.

Femur bileşeninin boyutu anterior femur korteksini referans alan bir kılavuz yardımı ile belirlenir. Femur rotasyonunun tespiti için Whiteside çizgisinin (54,61), transepikondiler eksenini (51,62), ve posterior kondiler eksenini kullanılabilir. Ayrıca ekstansiyonda dengelenmiş dizde posterior femur kesisi, boyutu ekstansiyon aralığına eşit olan ve bu sayede fleksiyon ve ekstansiyon arasında simetrik bir denge ile dikdörtgen bir fleksiyon aralığı sağlayan kesi şeklinde de uygulanabilir. Anatomik 2-3° varus yerine tibia kesisinin nötralde yapılması femur bileşenini posterior kondiler eksene göre dış rotasyona getirir. Ancak medial gevşetme fazla yapılmış ise bu teknik femur bileşenini iç rotasyona getirebilir.

Posterior kondiler eksene göre kesi yaptığımızda ise varus dizlerde medial femur kondilinin fazla deformasyonu komponentin dış rotasyonunun fazla olmasına neden olurken valgus dizlerde lateral femur kondilinin fazla deformasyonu komponentin iç rotasyonda yerleştirilmesine neden olur.

Posterior femur kesilerini yapmanın tekniği daha önce anlatılan tibia kesisine paraleldir. Kısaca, rotasyonel (aksiyel) dizilim Whiteside çizgisi, transepikondiler eksen, veya posterior kondiler eksenden 3° dış rotasyon ile belirlenebilir. Uygun boyda bir dikdörtgen femur kesici bloğu seçilen pozisyonda tespit edilir ve fleksiyon aralığı diz 90° 'de iken bir lamina açıcı kullanılarak değerlendirilir. Fleksiyon aralığı dikdörtgen şeklinde ve boyutu ekstansiyon aralığına eşit olmalıdır (genellikle 18-20 mm, eğer 10mmlik tibia bileşke kullanılacaksa). Anterior kesinin planı femurun anterior korteksinde notching yaratmamak için kontrol edilmelidir. Kesici bloğun pozisyonunda değişiklikler yapılarak uygun durum sağlanır ve anterior, posterior kesiler yapılır. Denge bu seviyede tekrar gözden geçirilmeli fleksiyon, ekstansiyon aralıklarının dikdörtgen ve eşit olduğu tekrar kontrol edilmelidir. Daha sonra medial-lateral planda implant merkeze veya patellar hareketi iyileştirmek için lateralden taşmadan kaçınılarak biraz laterale yerleştirilir.

5. MATERYAL METOD

Bu çalışma 2006-2009 tarihleri arasında Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği'nde Total Diz Artroplastisi uygulanan 51 katılımcının 67 dizi değerlendirilmiş, çalışma dışı bırakılan katılımcılardan sonra 37 hastanın 49 dizi çalışmaya dahil edilmiştir. Çalışmamızın başlangıcında 26 Mayıs 2010 tarihinde etik kurul onayı alındı, her katılımcı bilgilendirilerek aydınlatılmış onam alındı.

Çalışmamızda TDA uygulanan katılımcılarda femoral ve tibial komponent rotasyonları değerlendirilmiş ve bu değerler cerrahi sırasında amaçladığımız rotasyon dereceleri ile kıyaslanmış, malrotasyona neden olabilecek sebepler tartışılmıştır. Ayrıca katılımcıların dizleri 90 dereceden az fleksiyon derecesi ve 90 derece ve üzerinde fleksiyon derecesi şeklinde gruplanarak, komponent rotasyonlarının fleksiyon derecesine etkisi tartışılmıştır.

Çalışmaya 33 kadın 4 erkek kişi katılmıştır. Katılımcılar klinik açıdan değerlendirilirken The Hospital for Special Surgery skoru (HSS) (32) kullanılmıştır.

**THE HOSPITAL FOR SPECIAL SURGERY (HSS) SAYISAL DİZ
DEĞERLENDİRME SKALASI**

AĞRI (30 PUAN)

YÜRÜME

Yok	15
Hafif	10
Orta	5
Çok	0

İSTİRAHAT

Yok	15
Hafif	10
Orta	5
Çok	0

FONKSİYON (22 PUAN)

YÜRÜMEDE

Sınırsız	12
> 1 km	10
1 km-500 m	8
500 m-100 m	4
Yürüyemiyor	0

MERDİVEN

Normal	5
Destekle	2

TRANSFER

Normal	5
Destekle	2

HAREKET (18 PUAN)

Her 8° = 1 puan	...
-----------------	-----

KAS GÜCÜ (10 PUAN)

Q.F Kas gücü 5	10
Q.F Kas gücü 4	8
Hareketi yapabiliyor	4
Hareketi yapamıyor	0

FLEKSİYON

DEFORMİTESİ (10 PUAN)

Yok	10
5°-10°	8
10-20°	5
>20°	0

İNSTABİLİTE (10 PUAN)

Yok	10
0°-5°	8
6°-10°	5
>15°	0

TOPLAM

ÇIKARIM

BASTON KULLANIMI

Bir baston	1
Bir koltuk değneği	2
İki koltuk değneği	3

EKSTANSİYON KAYBI

5°	2
10°	3
15°	5

DEFORMİTE (5°=1 Puan)

Varus

Valgus

TOPLAM

TOPLAM DİZ SKORU

Diz protez süreleri 1 ile 5 yıl arasında değişmekte olup, ortalama protez süresi $2,32 \pm 0,98$ yıldır. Olguların yaşları 52 ile 84 yıl arasında değişmekte olup, ortalama yaş $70,24 \pm 8,40$ yıldır. Olguların fleksiyon derecesi ortalaması 89,46 derecedir. HSS skoru ortalaması ise 82,72 dir.

Çalışmamıza katılan hastaların klinik olarak değerlendirilmesinde HSS (The Hospital for special surgery) skoru kullanıldı.

Total diz artroplastisi uygulanmış 48 katılımcının 34'ünde tek 14'inde bilateral diz tomografisi (toplam 62 diz) çekilerek ölçümleri planlandı . 4 katılımcının insertleri mobile olması, 3 katılımcıda arka çapraz bağ kesen protez uygulanmış olması ve 4 katılımcıda da teknik nedenlerle ölçüm yapılamaması üzerine çalışmadan çıkartıldı.

Çalışmaya dahil edilen 37 katılımcının 33'ü kadın 4'ü erkekti. 25 katılımcıda tek taraflı, 12 katılımcıda bilateral total diz protezi mevcuttu. Toplamda 49 adet tomografi görüntüsü üzerinden ölçüm yapıldı.

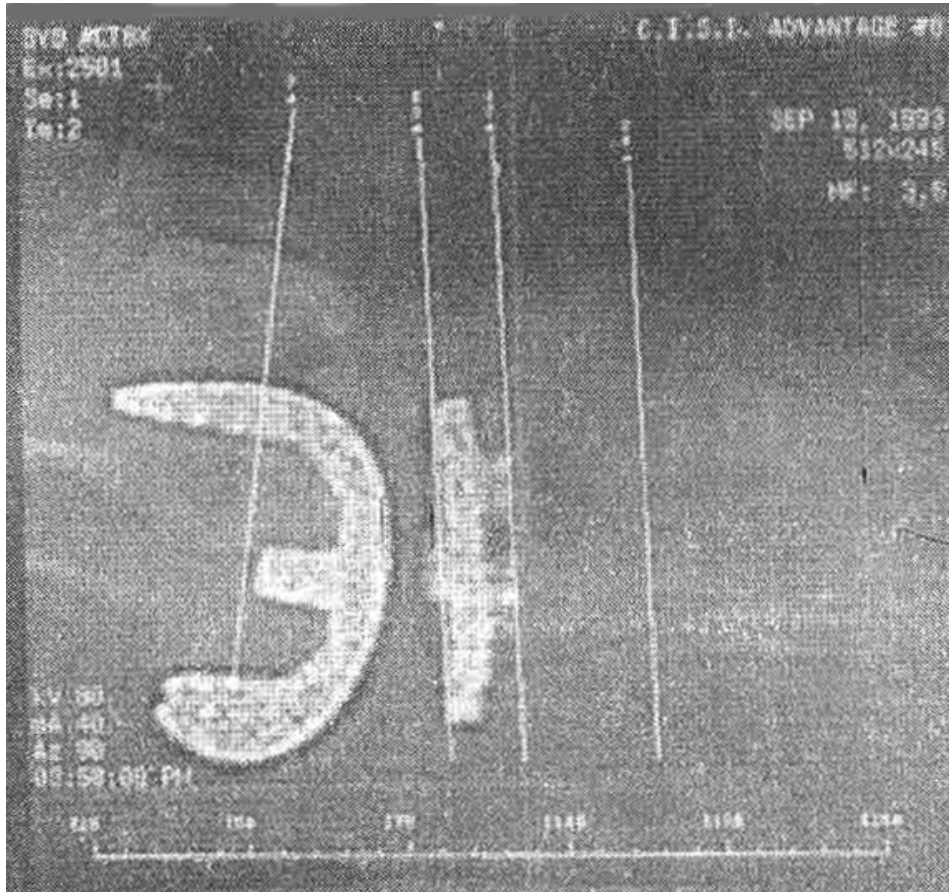
Total diz artroplastisi uyguladığımız katılımcılarda kullandığımız protezlerin dağılımı; 30 adet TS Plus, 19 adet Hipokrat 2000 şeklindedir. Kullanılan protezlerin teknik özellikleri ise sabit insert, patellar yüzeyin değişmediği ve arka çapraz bağın korunduğu protezler şeklinde olmasıdır.

Çalışmaya katılan dizlerin dahil edilme kriterleri ; uygulanmış olan primer total diz artroplastisi sırasında patellar yüzeyin değişmemiş olması, arka çapraz bağın korunmuş olması, sabit insert kullanılmış olması, aynı dize total diz artroplastisi işleminden sonra ikinci bir cerrahi işlemin uygulanmamış olması, dizlerde ekstansiyon ile ilgili bir sorunun (rekürvasyon, fleksiyon kontraktürü) olmaması, total diz artroplastisi işlemi sırasında komponentlerin yerleştirilmesi öncesinde, sırasında ve sonrasında tibia ve femura ek bir cerrahi girişim yapılmamış olmasıdır.

The Hospital for Special Surgery (HSS) skorlaması sonucu 60 puan altı yetersiz, 60-69 puan zayıf, 70-84 puan iyi, 85-100 puan mükemmel sonuç olarak değerlendirilir.

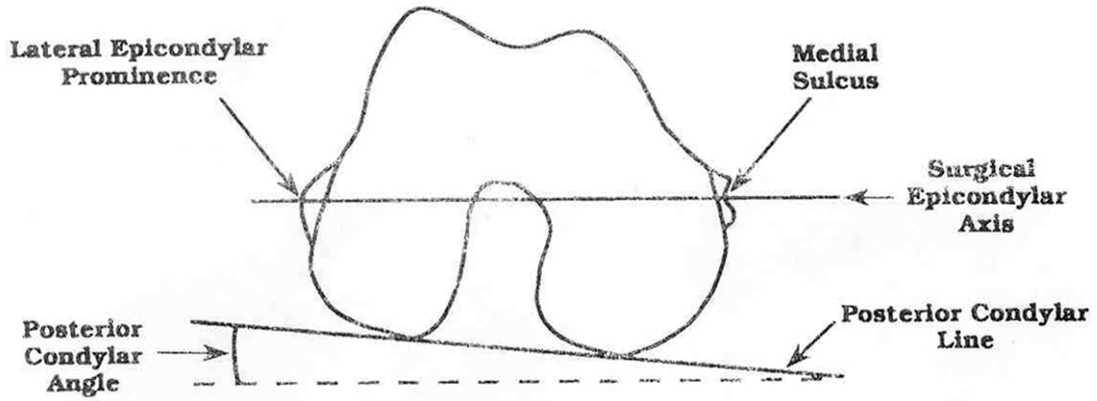
Çalışmamızdaki total diz protezi yapılmış olan katılımcılara diz tam ekstansiyonda alınarak topuk altına yükseklik konuldu. Femoral ve tibial komponentlere dik olacak şekilde tomografik olarak 1,5mm aksiyal kesitler alındı. Bu kesitlerden anatomik olarak belirlenmiş landmark noktalarını kullanılarak ölçümler yapıldı ve komponent rotasyonları bulundu.

Hastadaki protezlerin komponent rotasyonlarını ölçmek için Richard A. Berger ve ark.ları tarafından tanımlanan, BT eşliğinde ölçüm ve değerlendirme yöntemleri uygulanmıştır. Bu ölçüm yönteminde diz tam olarak ekstansiyona alınarak 1.5mm kesitle komponentlerin proksimalinden distaline kadar ekstremite taranır. BT kesitleri femoral ve tibial komponente sagittal ve koronal planda dik olarak geçmelidir.



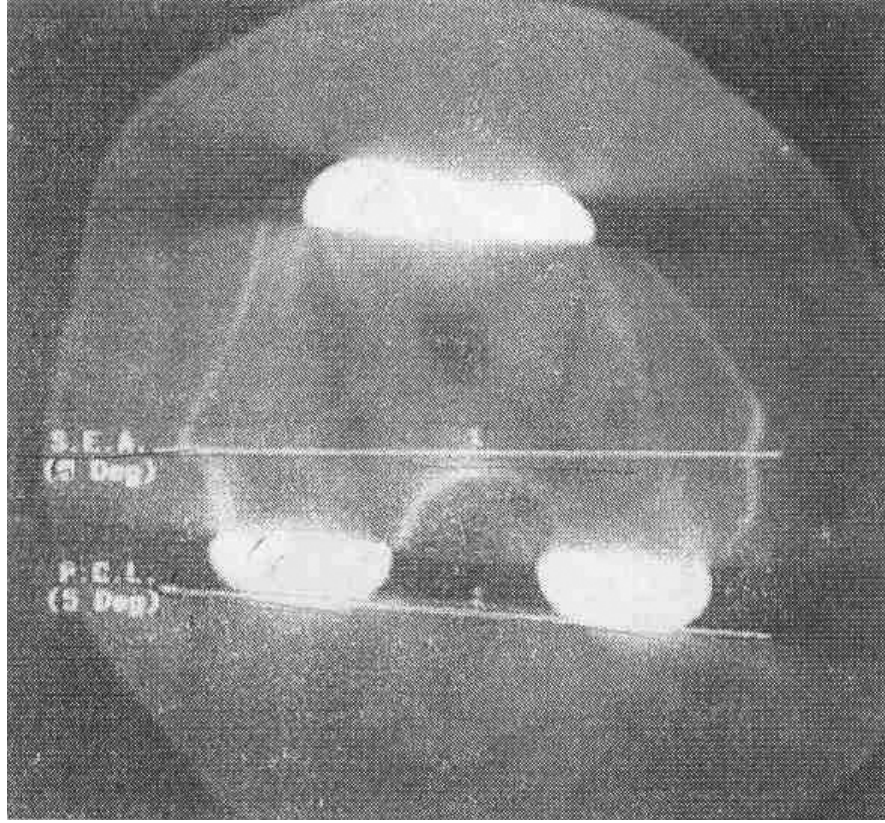
Şekil 77 : Toplam 4 adet kesitle toplam rotasyon derecesi bulunabilir

Femoral komponent ölçümü için Berger'in tanımladığı (33,34) cerrahi epikondiler aks ile komponentin posteriorundan geçen çizginin arasındaki açı ölçülerek bulunur.



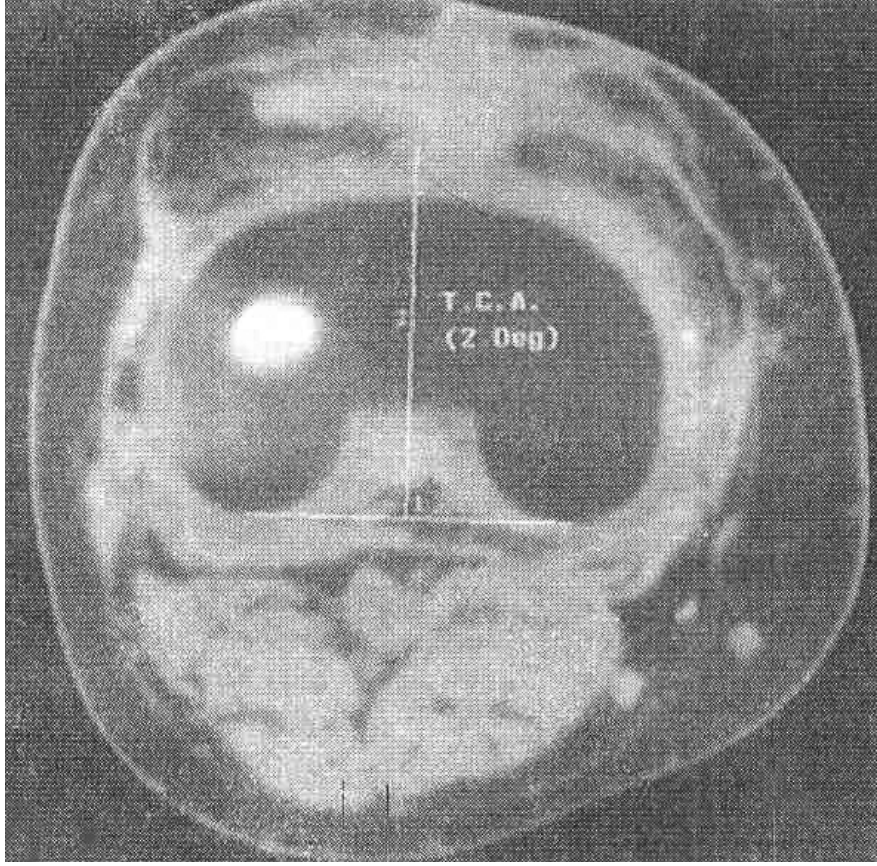
Şekil 78 : Cerrahi epikondiler eksen lateral epikondil çıkıntısı ile medial epikondil sulcusu arasındadır

Elde ettiğimiz değerden erkek hastada 3.5 derece bayan hastada 0.3 derece çıkarılır ve elde edilen bu değer standardize edilmiş olur. Bu değer femoral komponentin rotasyon derecesidir.



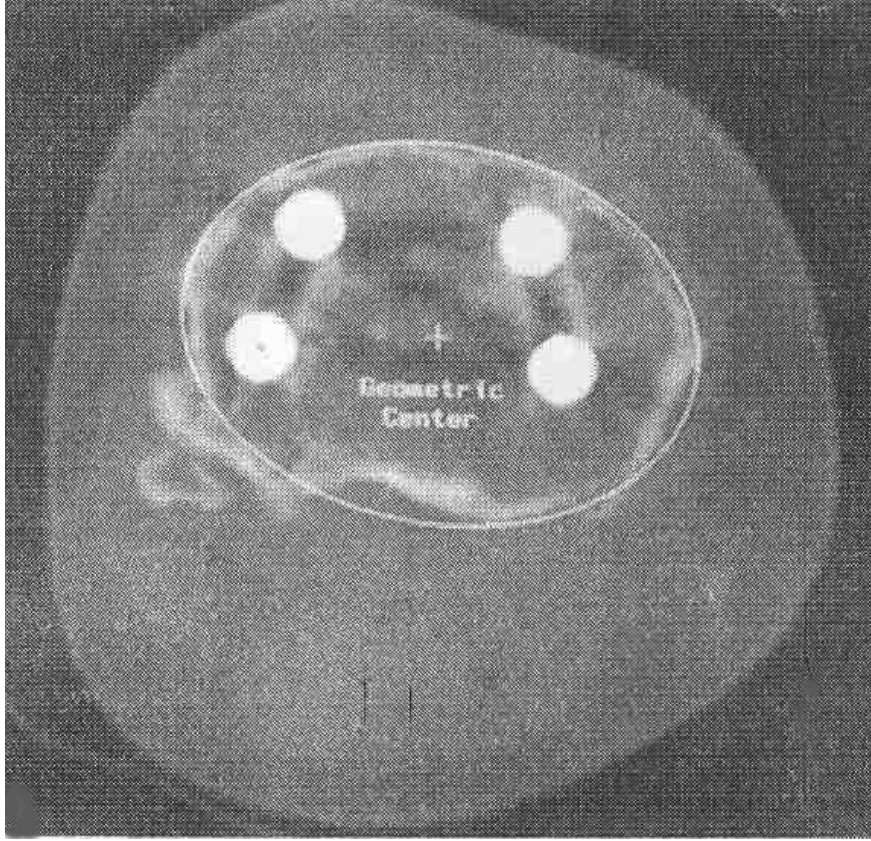
Şekil 79 : Öncelikle medial ve lateral epikondilin görüldüğü kesitte lateral epikondil ile medial epikondil sulkusuna bir çizgi çekilir, femoral komponentin posterioruna bir çizgi çekilerek aradaki açı bulunur.

Tibial komponent ölçümü için ise yine Berger'in tanımladığı(34,35) yöntemine uygun olarak öncelikle tibial komponentin posterioruna teğet bir çizgi çekilir, daha sonra bu çizgiye dik bir çizgi çekilir(a).

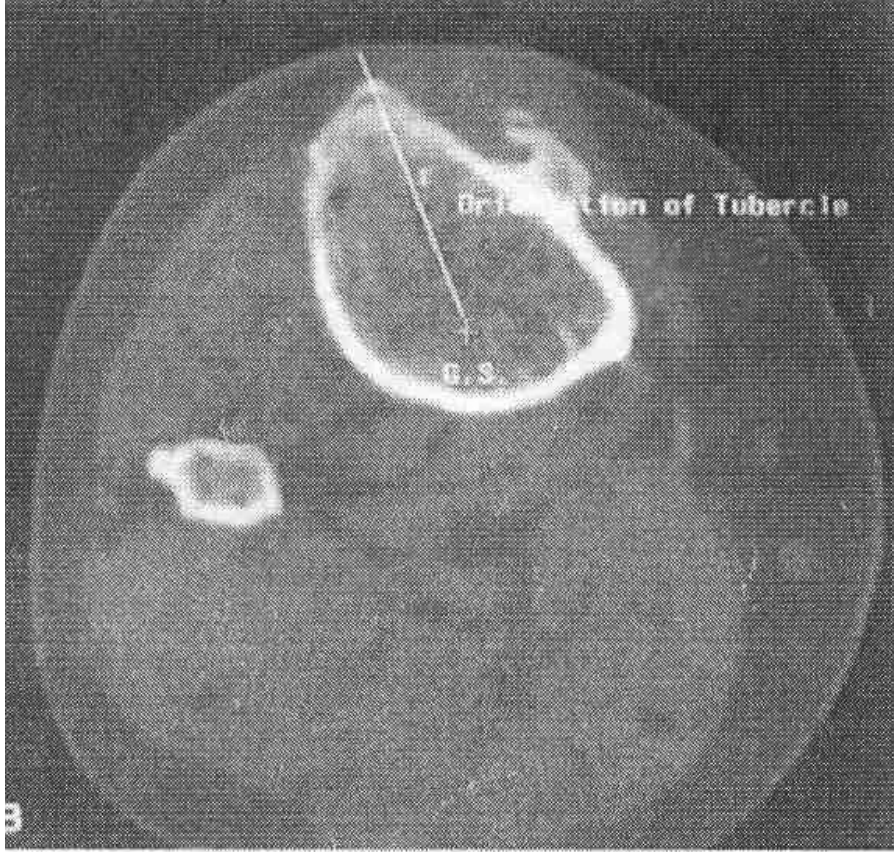


Şekil 80 : Komponentin posterioruna birleştiren çizgiye dik bir çizgi çekilir
(a çizgisi)

Daha sonra komponentin hemen altında tibial kemik yüzeyin geometrik ortası bulunarak ve bu merkez distale indirilerek tüberositas tibianın en çıkıntılı yerine buradan bir çizgi çekilir(b).

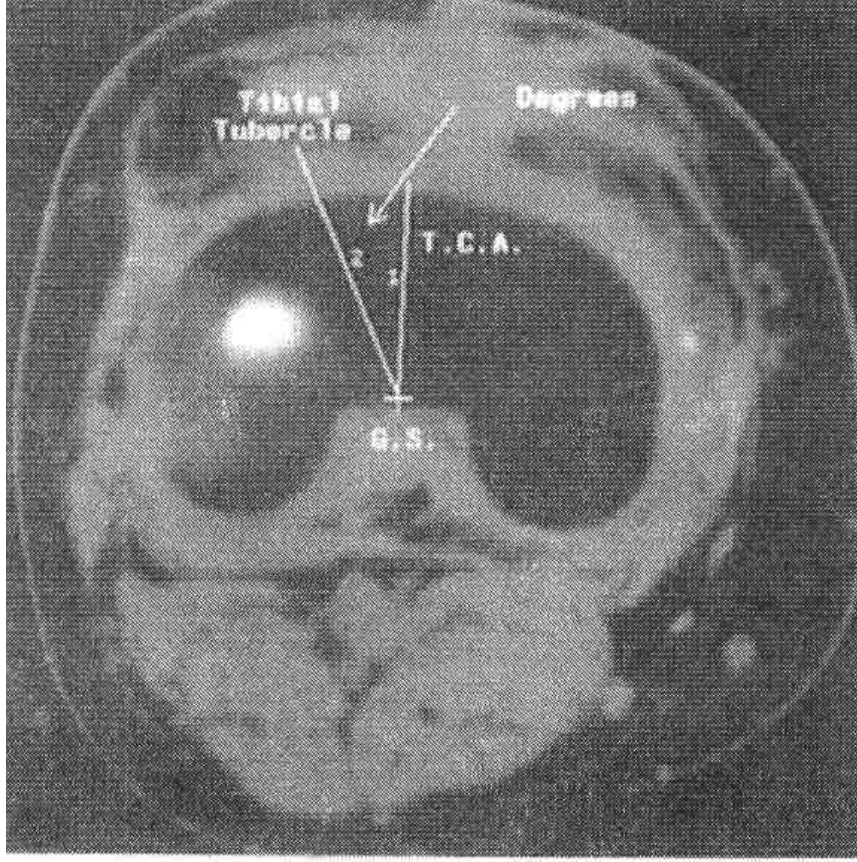


Şekil 81 : Komponentin altındaki kesitten platonun geometrik merkezi bulunur.



Şekil 82 : Geometrik merkez tüberositas tibiaya kadar indirilerek tüberositas tibianın en çıkıntılı yerine bir çizgi çekilir (b çizgisi)

Burada elimizde 2 adet çizgi oluşmuş olur (a ve b) bu iki çizginin arasındaki açı (a-b) bulunur ve bu değer her iki cinstede 18 dereceden çıkarılarak standardize edilmiş olur. Bu değer tibial komponentin rotasyon derecesidir.



Şekil 83 : Elde ettiğimiz a ve b çizgilerinin arasındaki fark bulunur.

Toplam rotasyon derecesi ise komponentin elde edilen femoral ve tibial değerleriyle elde edilen derecelerin toplamıdır.

İstatistiksel yöntem

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007&PASS (Power Analysis and Sample Size) 2008 Statistical Software (Utah, USA) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodların (Ortalama, Standart sapma, medyan, frekans) yanısıra niceliksel verilerin karşılaştırılmasında Mann Whitney U test kullanıldı. Niteliksel verilerin karşılaştırılmasında ise Ki-Kare testi ve Fisher's Exact Ki-Kare test kullanıldı. Parametreler arası ilişkilerin değerlendirilmesinde Spearman's korelasyon analizi kullanılmıştır. Sonuçlar %95'lik güven aralığında, anlamlılık $p<0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

Ham verilerin istatistiksel analizi SPSS (SPSS For Windows release 15, SPSS Inc.Chicago.IL,USA) programı kullanılarak yapıldı.

6. BULGULAR

Çalışma Mayıs-Temmuz 2010 tarihleri arasında %89,2'si (n=33) kadın, %10,8'i (n=4) erkek olmak üzere toplam 37 olgunun 49 dizi ile yapılmıştır. Olguların dizlerinin %53,1'inde (n=23) sağ tarafta, %46,9'unda (n=26) sol tarafta protez bulunmaktadır. Diz protez süreleri 1 ile 5 yıl arasında değişmekte olup, ortalama protez süresi $2,32 \pm 0,98$ yıldır. Olguların yaşları 52 ile 84 yıl arasında değişmekte olup, ortalama yaş $70,24 \pm 8,40$ yıldır. Olguların fleksiyon derecesi ortalaması ise 89,46 derecedir. Olguların HSS skoru ortalaması 82.67'dir.

Tablo1 : Fleksiyon derecesi sınıflaması

	N	%
Fleksiyon 90 altı	18	36,7
Fleksiyon 90 ve üstü	31	63,6

Fleksiyon 90 dan az olan olgular % 36,7 oranında; Fleksiyon 90 ve üstü olanlar ise %63,6 oranındadır.

Tablo 2: Fleksiyon gruplarına göre diz protez süresi değerlendirilmesi

	Diz Protez Süresi (yıl)		p
	Ort±SS	Medyan	
90 altı (n=18)	2,00±0,66	2	0,187
90 ve üstü (n=31)	2,50±1,09	2	

Mann Whitney U test kullanıldı

Gruplara göre diz protez süreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). Fleksiyon 90 altı olan grupta ortalama $2,00\pm 0,66$ iken fleksiyon 90 ve üstü olan grupta bu süre $2,50\pm 1,09$ olarak saptanmıştır.

Tablo 3: Fleksiyon 90 derece sınıflamasına göre femur rotasyon derecesi, tibia rotasyon derecesi ve toplam rotasyon derecesi değerlendirmeleri

	Fleksiyon derecesi				P
	90 ve üstü (n=31)		90 altı (n=18)		
	Ort±SD	Medyan	Ort±SD	Medyan	
Femur rotasyonu	-5,48±2,86	-5	-6,32±3,27	-7,35	0,206
Tibia rotasyonu	8,32±6,34	7,8	7,79±7,69	9,2	0,748
Toplam rotasyon	2,85±6,57	2,8	1,47±7,69	3,6	0,787

Mann Whitney U test kullanıldı

Fleksiyon derecesi 90 dereceye göre sınıflandırıldığında;

Femur rotasyon düzeyleri fleksiyon 90 dereceye göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$).

Tibia rotasyon düzeyleri fleksiyon 90 dereceye göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$).

Toplam rotasyon düzeyleri de fleksiyon derecelerine göre toplam rotasyon düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemektedir ($p>0,05$).

Tablo 4: Fleksiyon sınıflamasına göre ölçümlerin değerlendirilmesi

		90 altı	90 ve üstü	<i>P</i>
		n (%)	n (%)	
Femur	ER(<-3)	15 (%83,3)	26(%83,9)	0,961
rotasyonu	IR(>-3)	3 (%16,7)	5(%16,1)	
Tibia	ER(<0)	4 (%22,2)	2 (%6,5)	0,175
rotasyonu	IR(>0)	14 (%77,8)	29 (%93,5)	
Toplam	ER(<-3)	4(%22,2)	5 (%16,1)	0,595
rotasyonu	IR(>-3)	14(%77,8)	26 (%83,9)	

Ki kare ve Fisher's exact ki kare kullanıldı

Fleksiyon gruplarına göre femur rotasyonu derecesi sınıflamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemektedir ($p>0,05$). Olgularımızın 8'inde (%16,3) -3 derecenin üzerinde (internal rotasyonda) bulunurken; 41'i (%83,7) -3 derecenin altında (eksternal rotasyonda) saptanmıştır.

Fleksiyon gruplarına göre tibia rotasyon derecesi sınıflamaları arasında da istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemektedir ($p>0,05$). Olgularımızın 43'ünde (%87,8) -3 derecenin üzerinde (internal rotasyonda) bulunurken; 6'sında (%12,2) -3 derecenin altında (eksternal rotasyonda) saptanmıştır.

Fleksiyon gruplarına göre toplam rotasyon derecesi sınıflamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemektedir ($p>0,05$). Olgularımızın 40'ında (%81,6) -3 derecenin üzerinde (internal rotasyonda) bulunurken; 9'unda (%18,4) -3 derecenin altında (eksternal rotasyonda) saptanmıştır.

Tablo 5: Femur normal rotasyon derecesi ile ölçtüğümüz femur rotasyon derecelerinin, gruplarda ve tüm olgularda değerlendirme sonuçları

		Min/Max	%25/50/75 Percentil Değerleri	Ort±SS	p
Tüm Olgular (n=49)	Femur	-11,80/8,80	(-8,30)/(-7)/(-3,75)	-5,79±3,01	0,001**
	Normal (<-3)	-3/-3	(-3)/(-3)/(-3)	-3,0±0,0	
90 altı (n=18)	Femur	-10,50/2,80	(-8,50)/(-7,35)/(-4,7)	-6,33±3,27	0,001**
	Normal (<-3)	-3/-3	(-3)/(-3)/(-3)	-3,0±0,0	
90 ve üstü (n=31)	Femur	-11,80/1,80	(-8,30)/(-5)/(-3,40)	-5,48±2,86	0,001**
	Normal (<-3)	-3/-3	(-3)/(-3)/(-3)	-3,0±0,0	

Mann Whitney U test kullanıldı

****p<0,01**

Tüm olgularda; femur rotasyon dereceleri ile normal femur rotasyon derecesi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,01$). Olgularımızın 8'i (%16,3) -3 derecenin üzerinde (internal rotasyonda) bulunurken 41'e (%83,7) -3 derecenin altında (eksternal rotasyonda) saptanmıştır.

Fleksiyon 90 altı olan grupta; femur rotasyon dereceleri ile normal femur rotasyon derecesi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,01$). Olgularımızın 3'ü (%16,7) -3 derecenin üzerinde (internal rotasyonda) bulunurken 15'i (%83,3) -3 derecenin altında (eksternal rotasyonda) saptanmıştır.

Fleksiyon 90 ve üstü olan grupta; femur rotasyon dereceleri ile normal femur rotasyon derecesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,01$). Olgularımızın 5'i (%16,1) -3 derecenin üzerinde (internal rotasyonda) bulunurken 26'sı (%83,9) -3 derecenin altında (eksternal rotasyonda) saptanmıştır.

Tablo 6: Tibia normal rotasyon derecesi ile ölçtüğümüz tibia rotasyon derecelerinin , gruplarda ve tüm olgularda değerlendirme sonuçları

		Min/Max	%25/50/75 Percentil Değerleri	Ort±SS	p
Tüm Olgular (n=49)	Tibia	-7,50/25,80	(3,80)/(8,10)/(13,0)	8,13±6,79	0,001**
	Normal (0)	0/0	0/0/0	0±0	
90 altı (n=18)	Tibia	-7,50/18,90	(1,50)/(9,20)/(14,07)	7,79±7,69	0,002**
	Normal (0)	0/0	0/0/0	0±0	
90 ve üstü (n=31)	Tibia	-5,50/25,80	(4,10)/(7,80)/(11,60)	8,33±6,34	0,001**
	Normal (0)	0/0	0/0/0	0±0	

Mann Whitney U test kullanıldı

****p<0,01**

Tüm olgularda; tibia rotasyon düzeyleri ile normal tibia rotasyon dereceleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,01$). Olgularımızın 43'ü (%87,8) 0'ın üzerinde (internal rotasyonda) bulunurken sadece 6 tanesi (%12,2) 0 derecenin altında (eksternal rotasyonda) olarak saptanmıştır.

Fleksiyon 90 altı olan grupta; tibia rotasyon düzeyleri ile normal tibia rotasyon dereceleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,01$). Olgularımızın 14'ü (%77,8) 0 derecenin üzerinde (internal rotasyonda) bulunurken, sadece 4 (%22,2) tanesi 0 derecenin altında (eksternal rotasyonda) olarak saptanmıştır.

Fleksiyon 90 ve üstü olan grupta; tibia rotasyon düzeyleri ile normal tibia rotasyon dereceleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,01$). Olgularımızın 29 tanesi (%93,5) 0 derecenin üzerinde (internal rotasyonda) bulunurken, sadece 2 tanesi (%6,5) 0 derecenin altında (eksternal rotasyonda) olarak saptanmıştır.

Tablo 7: Toplam normal rotasyon derecesi ile ölçtüğümüz toplam rotasyon derecelerinin , gruplarda ve tüm olgularda değerlendirme sonuçları

		Min/Max	%25/50/75 Percentil Değerleri	Ort±SS	p
Tüm Olgular (n=49)	Toplam	-15,4/18,10	(-1,9)/(2,90)/(6,10)	2,34±6,96	0,001**
	Normal (<-3)	-3/-3	(-3)/(-3)/(-3)	-3,0±0,0	
90 altı (n=18)	Toplam	-15,4/16,2	(-2,25)/(3,6)/(6,27)	1,47±7,69	0,002**
	Normal (<-3)	-3/-3	(-3)/(-3)/(-3)	-3,0±0,0	
90 ve üstü (n=31)	Toplam	-7,80/18,10	(-2,3)/(2,80)/(6,10)	2,85±6,57	0,001**
	Normal (<-3)	-3/-3	(-3)/(-3)/(-3)	-3,0±0,0	

Mann Whitney U test kullanıldı ****p<0,01**

Tüm olgularda; toplam rotasyon derecesi ile normal toplam derece arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,01$). Olgularımızın 40'ı (%81,6) -3 derecenin üzerinde (internal rotasyonda) bulunurken sadece 9'u (%18,4) -3 derecenin altında (eksternal rotasyonda) saptanmıştır.

Fleksiyon 90 altı olan grupta; toplam rotasyon derecesi ile normal toplam derece arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,01$). Olgularımızın 14'ü (%77,8) -3 derecenin üzerinde (internal rotasyonda) bulunurken sadece 4'ünde (%22,2) -3 derecenin altında (eksternal rotasyonda) saptanmıştır.

Fleksiyon 90 ve üstü olan grupta; toplam rotasyon derecesi ile normal toplam derece arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,01$). Olgularımızın 26'sı (%83,9) -3 derecenin üzerinde (internal rotasyonda) bulunurken sadece 5'inde (%16,1) -3 derecenin altında (eksternal rotasyonda) saptanmıştır.

Tablo 8: Fleksiyon gruplarında; HSS skoru ile femur, tibia ve toplam rotasyon düzeyleri arasındaki ilişkiler

	HSS Skoru		
	90 altı	90 ve üstü	Tüm olgular
Femur rotasyonu	-0,250	-0,136	-0,147
Tibia rotasyonu	0,142	-0,240	-0,103
Toplam rotasyonu	0,054	-0,213	-0,145

Spearman's korelasyon test kullanıldı

Fleksiyon 90 altı, 90 ve üstü olan grup ile tüm olgularda;

HSS skoru ile femur rotasyon dereceleri, tibia rotasyon dereceleri ve toplam rotasyon dereceleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki saptanmamıştır ($p>0,05$)

Tablo 9: Fleksiyon gruplarında; yürürken ağrı skoru ile femur, tibia ve toplam rotasyon düzeyleri arasındaki ilişkiler

	Yürürken Ağrı		
	90 altı	90 ve üstü	Tüm olgular
Femur rotasyonu	0,143	0,138	0,177
Tibia rotasyonu	0,134	0,278	0,186
Toplam rotasyon	0,032	0,283	0,211

Spearman's korelasyon test kullanıldı

Fleksiyon 90 altı, 90 ve üstü olan grup ile tüm olgularda ;

Yürüken ağrı ile femur rotasyon dereceleri, tibia rotasyon dereceleri ve toplam rotasyon dereceleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki saptanmamıştır ($p>0,05$).

İstatistiksel İncelemeler

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007&PASS (Power Analysis and Sample Size) 2008 Statistical Software (Utah, USA) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodların (Ortalama, Standart sapma, medyan, frekans) yanısıra niceliksel verilerin karşılaştırılmasında Mann Whitney U test kullanıldı. Niteliksel verilerin karşılaştırılmasında ise Ki-Kare testi ve Fisher's Exact Ki-Kare test kullanıldı. Parametreler arası ilişkilerin değerlendirilmesinde Spearman's korelasyon analizi kullanılmıştır. Sonuçlar %95'lik güven aralığında, anlamlılık $p<0.05$ düzeyinde değerlendirildi

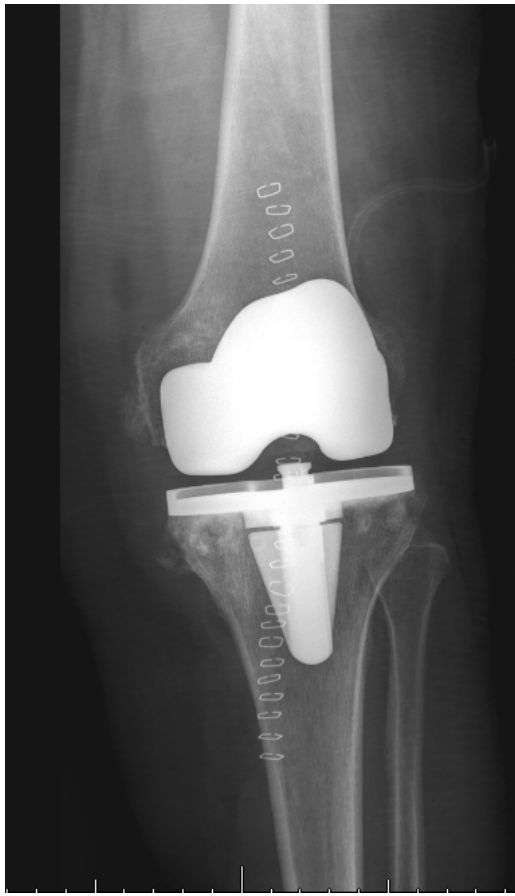
Ham verilerin istatistiksel analizi SPSS (SPSS For Windows release 15, SPSS Inc.Chicago.IL,USA) programı kullanılarak yapıldı.

7. OLGU ÖRNEKLERİ

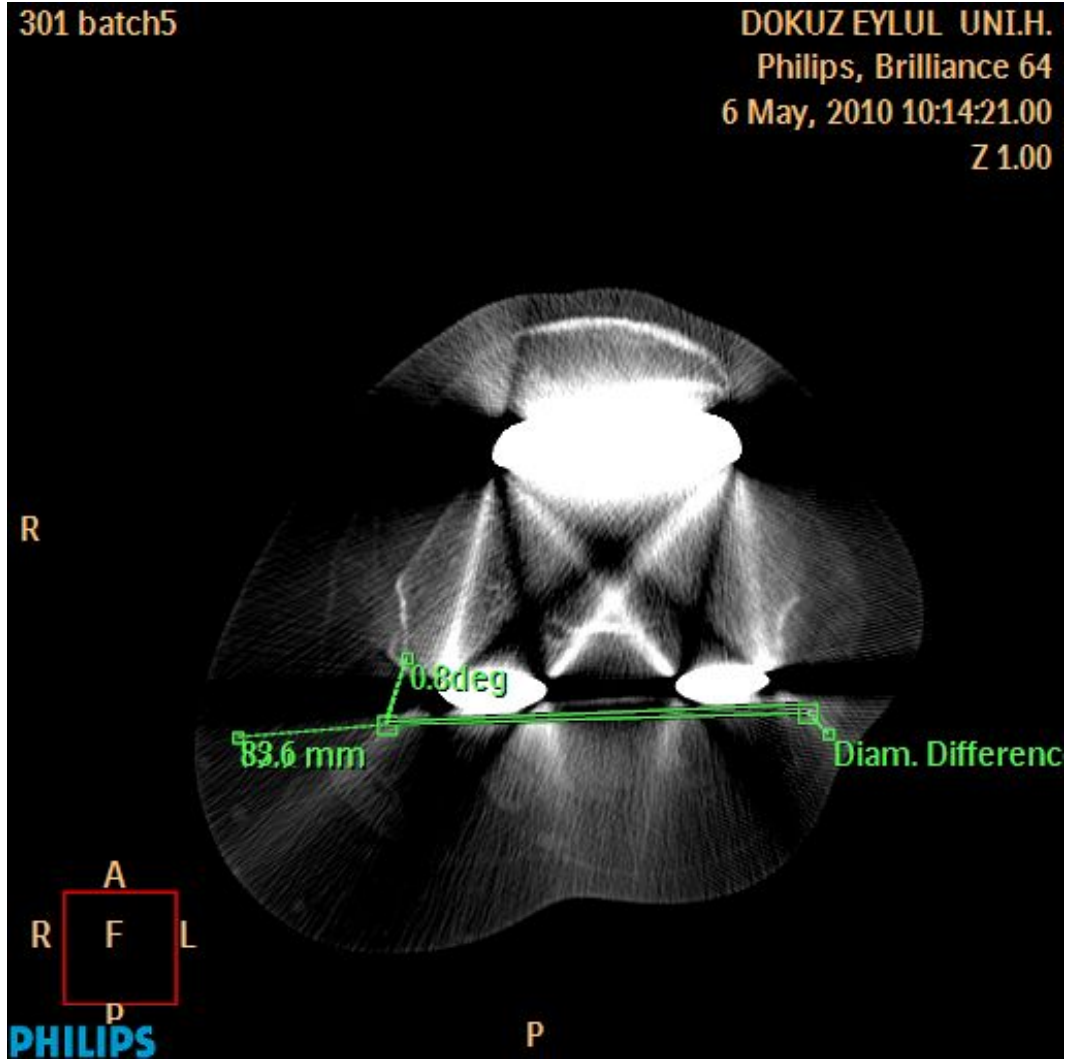
OLGU 1



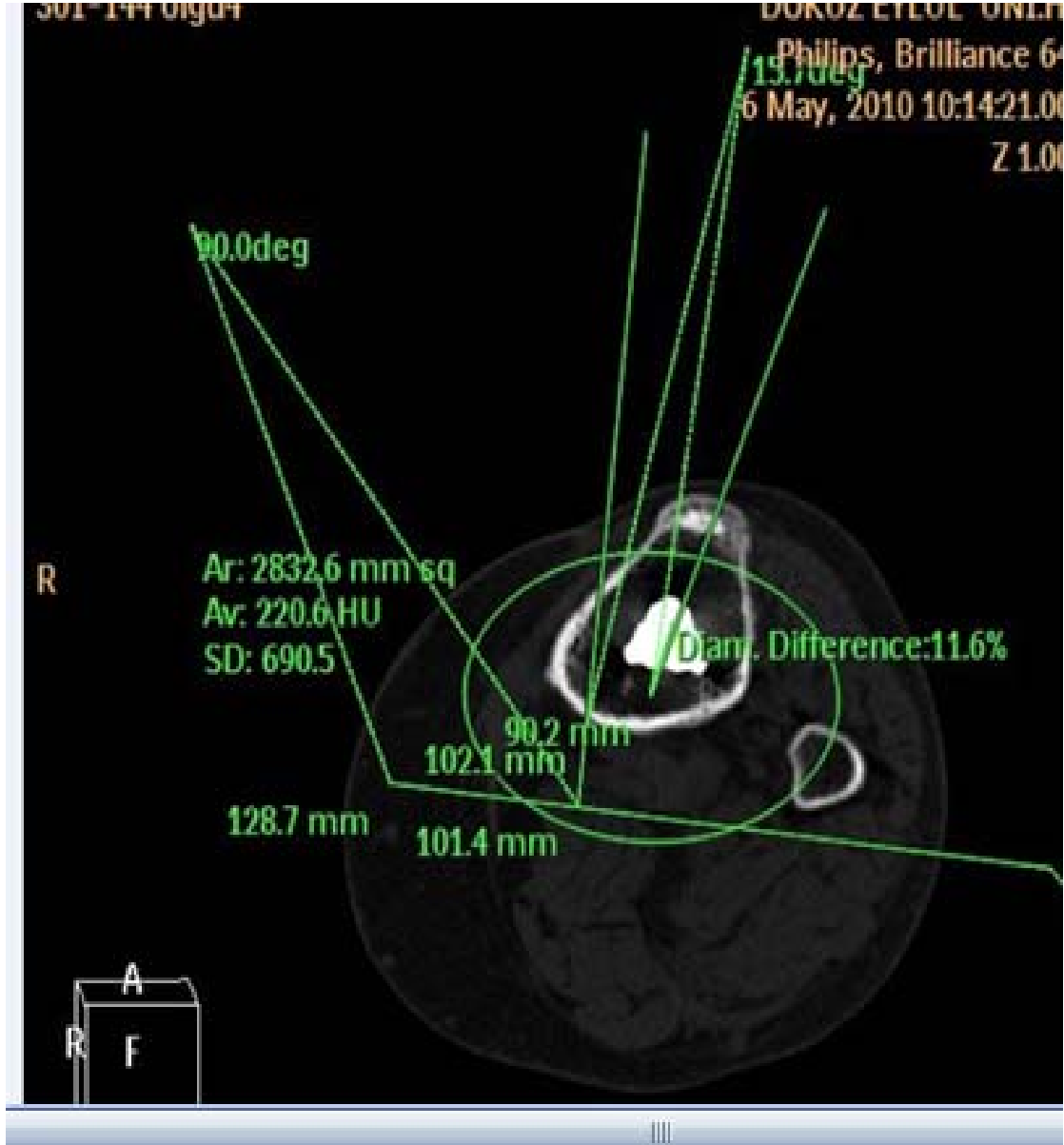
Resim 1: 72 yaşında bayan katılımcının operasyon öncesi AP-Lateral grafileri



Resim 2: 72 yaşında bayan katılımcının operasyon sonrası AP-Lateral grafileri



Resim 3: 72 yaşında bayan katılımcının femoral rotasyon ölçümü



Resim 4: 72 yaşında bayan katılımcının tibial rotasyon ölçümü

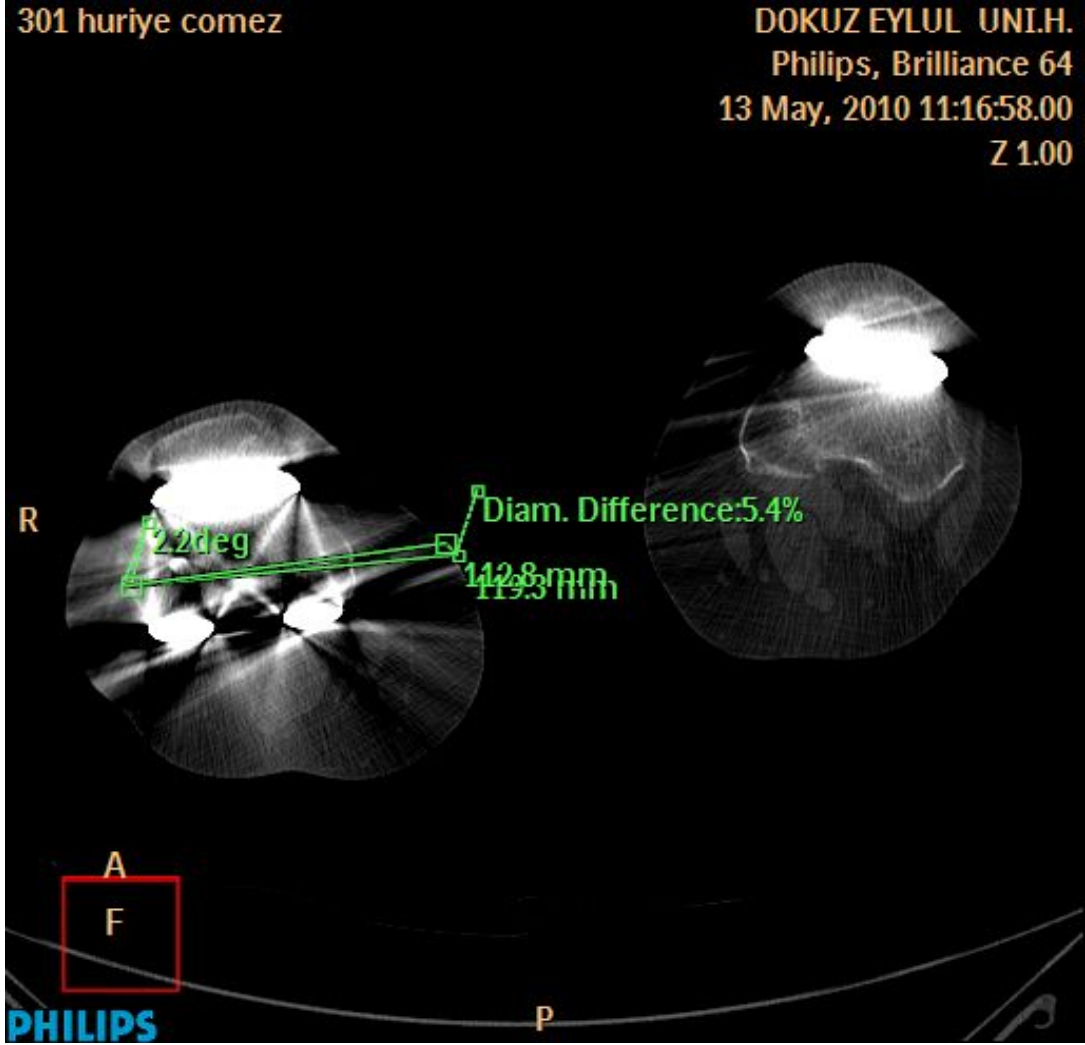
OLGU 2



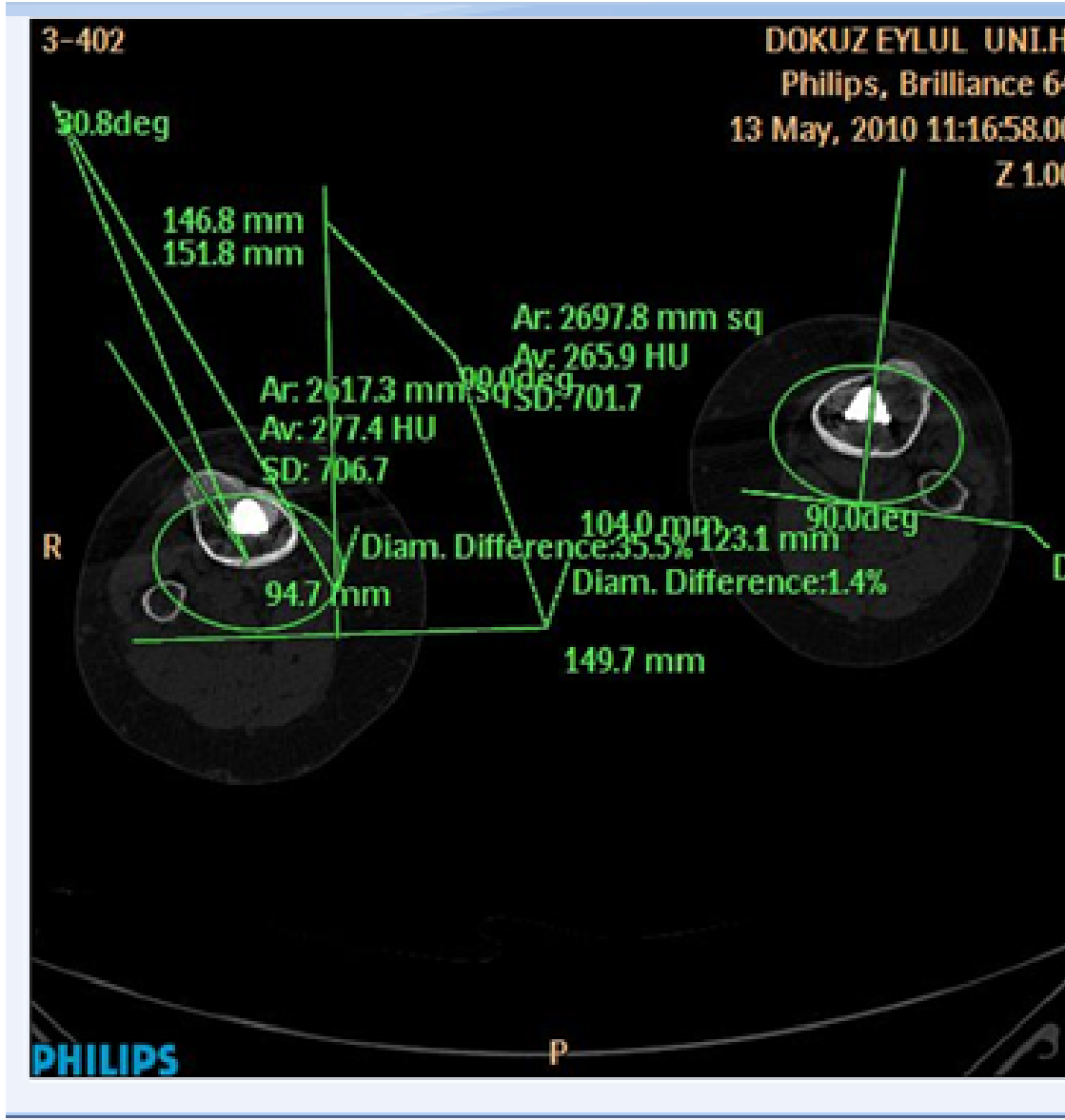
Resim 5: 54 yaşında bayan katılımcının operasyon öncesi AP-Lateral grafileri



Resim 6: 54 yaşında bayan katılımcının operasyon sonrası AP-Lateral grafileri

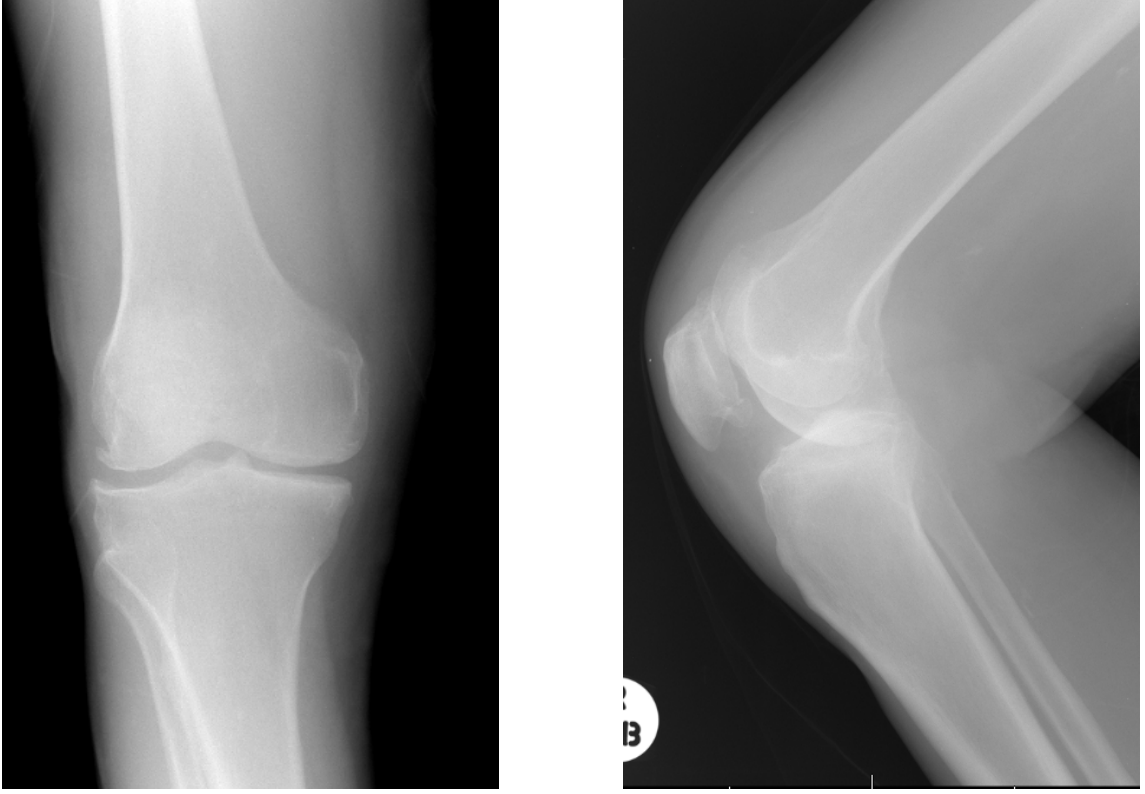


Resim 7: 54 yaşında bayan katılımcının femoral rotasyon ölçümü



Resim 8: 54 yaşında bayan katılımcının tibia rotasyon ölçümü

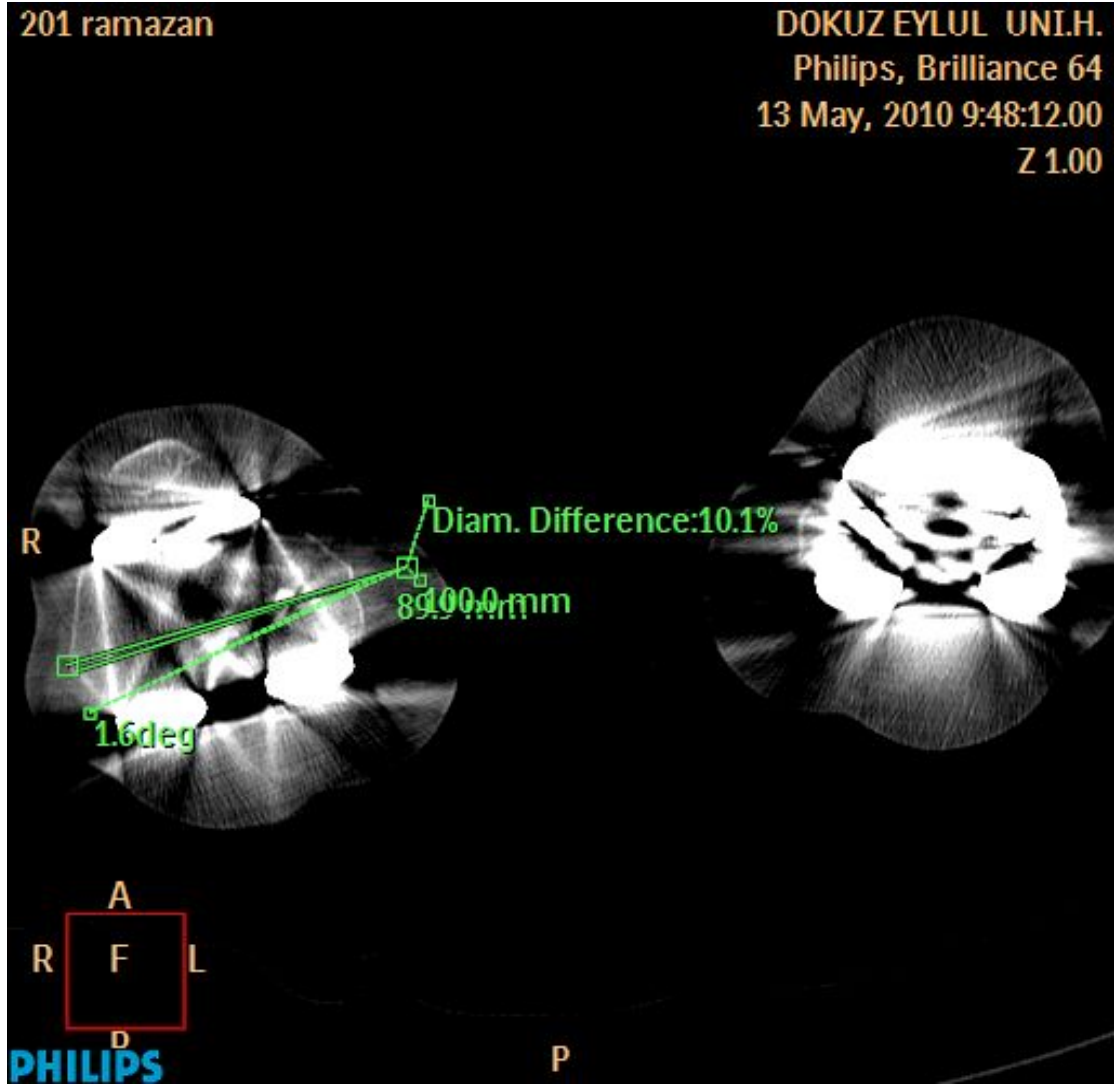
OLGU 3



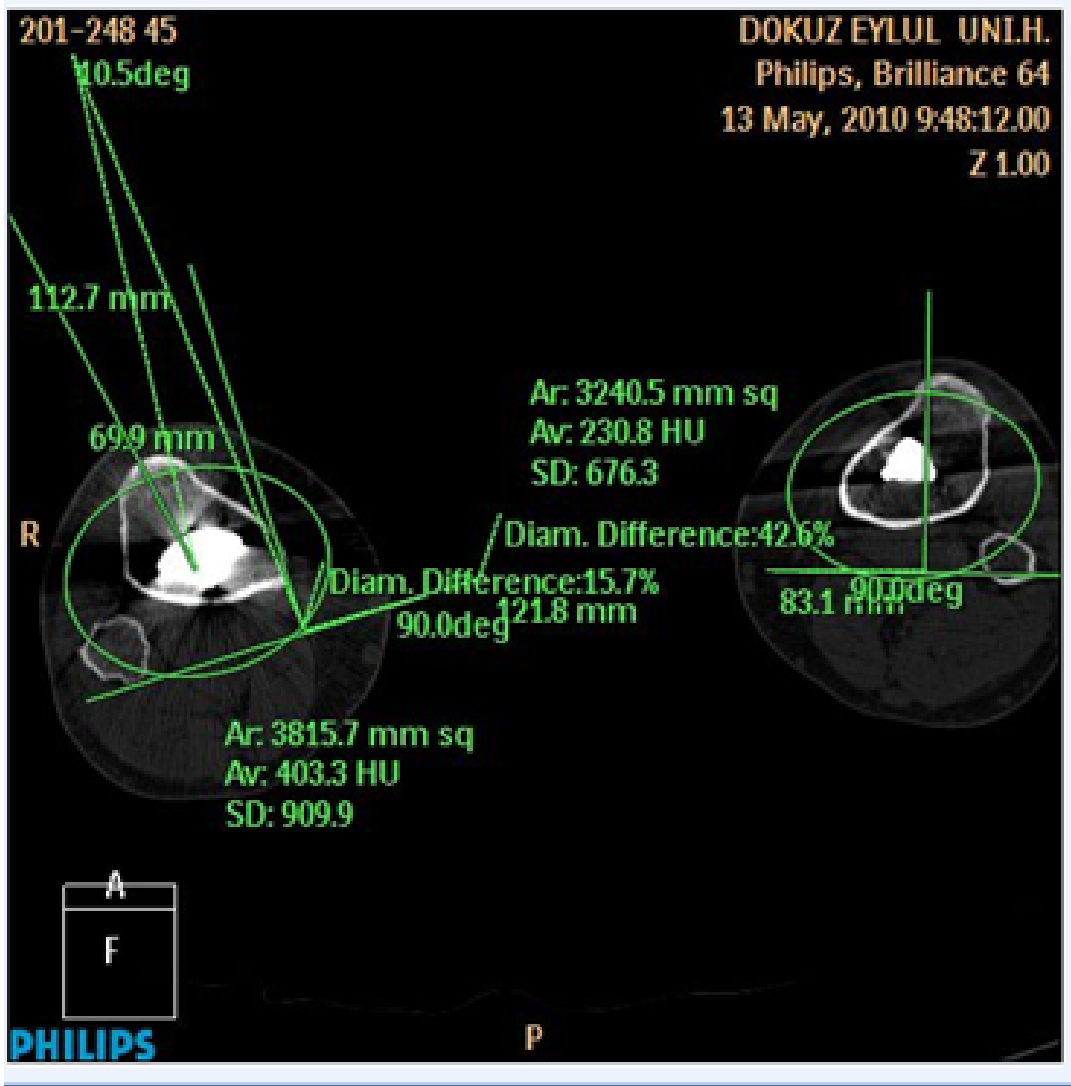
Resim 9: 67 yaşında erkek katılımcının operasyon öncesi AP-Lateral grafileri



Resim 10: 67 yaşında erkek katılımcının operasyon sonrası AP-Lateral grafileri



Resim 11: 67 yaşında erkek katılımcının femoral rotasyon ölçümü



Resim 12: 67 yaşında erkek katılımcının tibial rotasyon ölçümü

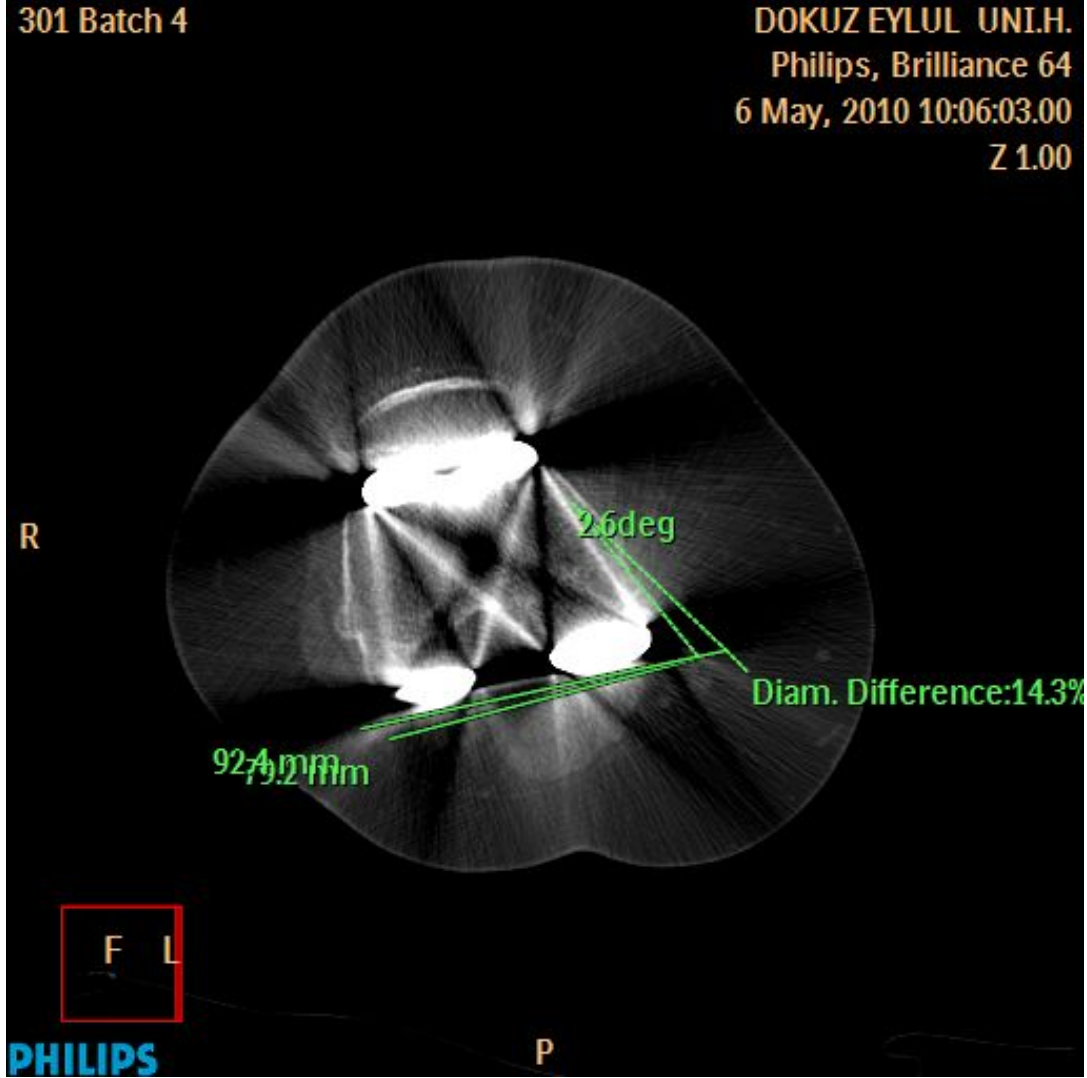
OLGU 4



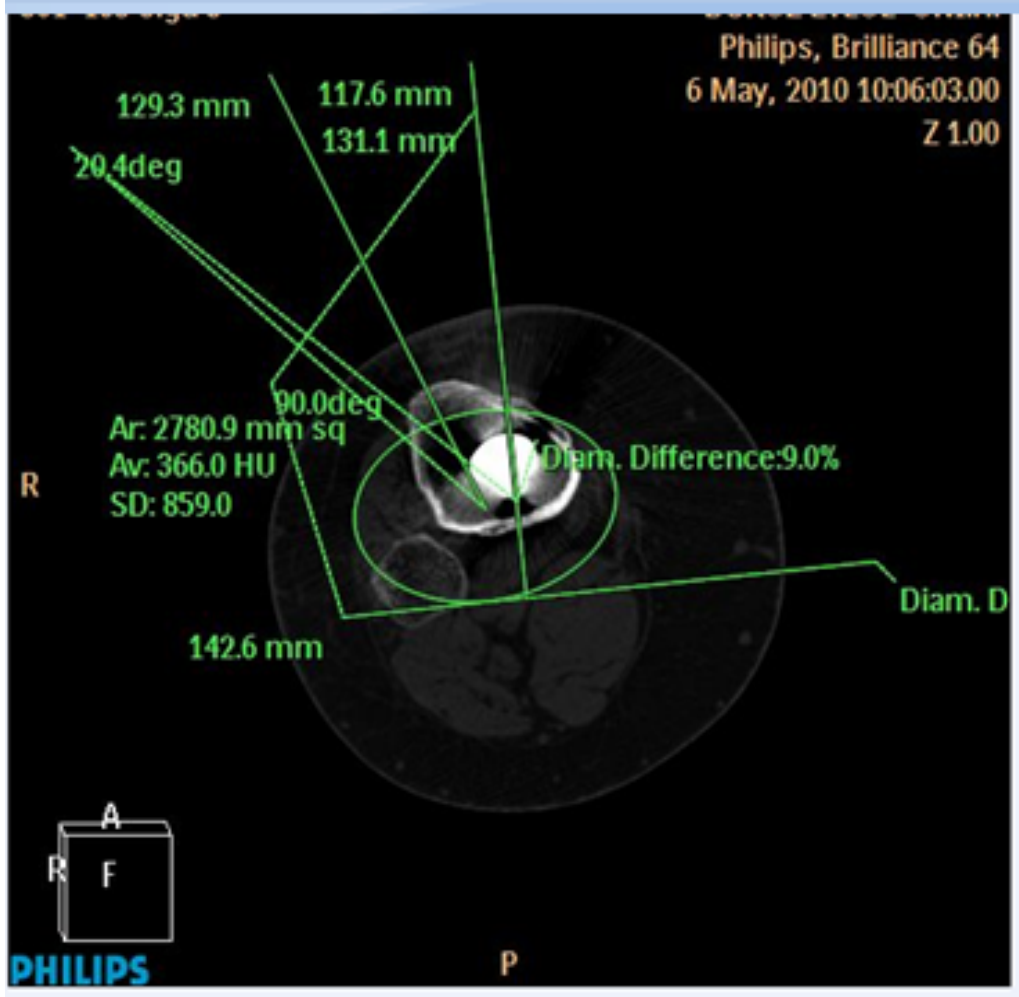
Resim 13: 59 yaşında bayan katılımcının operasyon öncesi AP-Lateral grafileri



Resim 14: 59 yaşında bayan katılımcının operasyon sonrası AP-Lateral grafileri

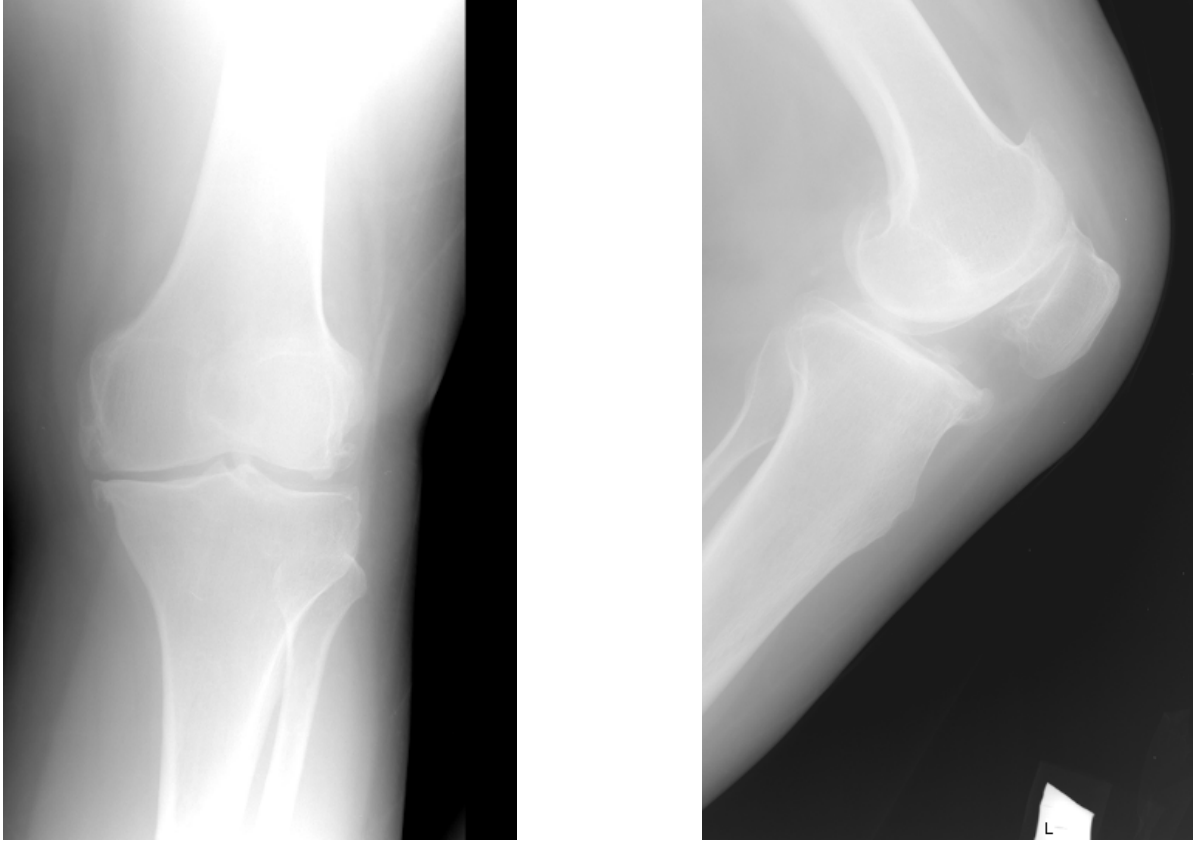


Resim 15: 59 yaşında bayan katılımcının femoral rotasyon ölçümü



Resim 16: 59 yaşında bayan katılımcının tibial rotasyon ölçümü

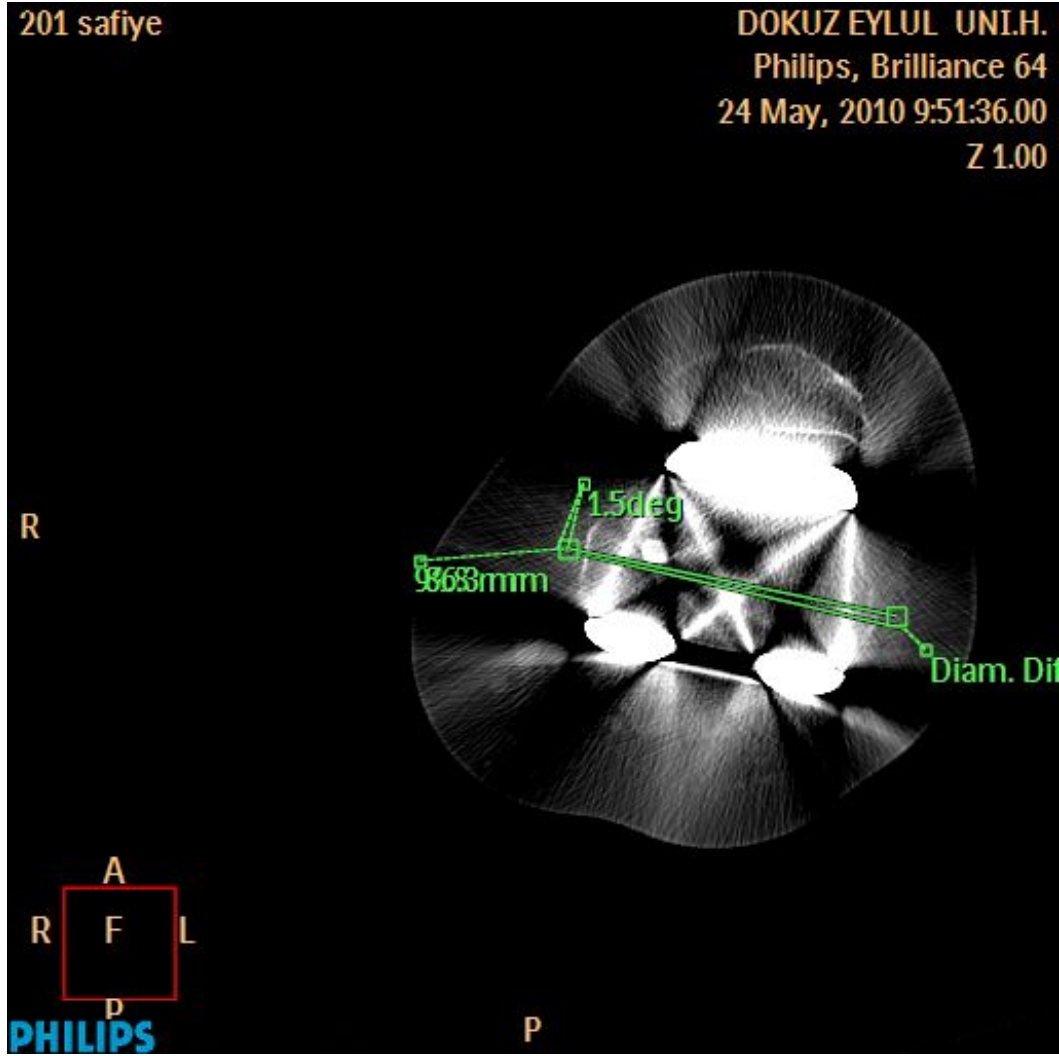
OLGU 5



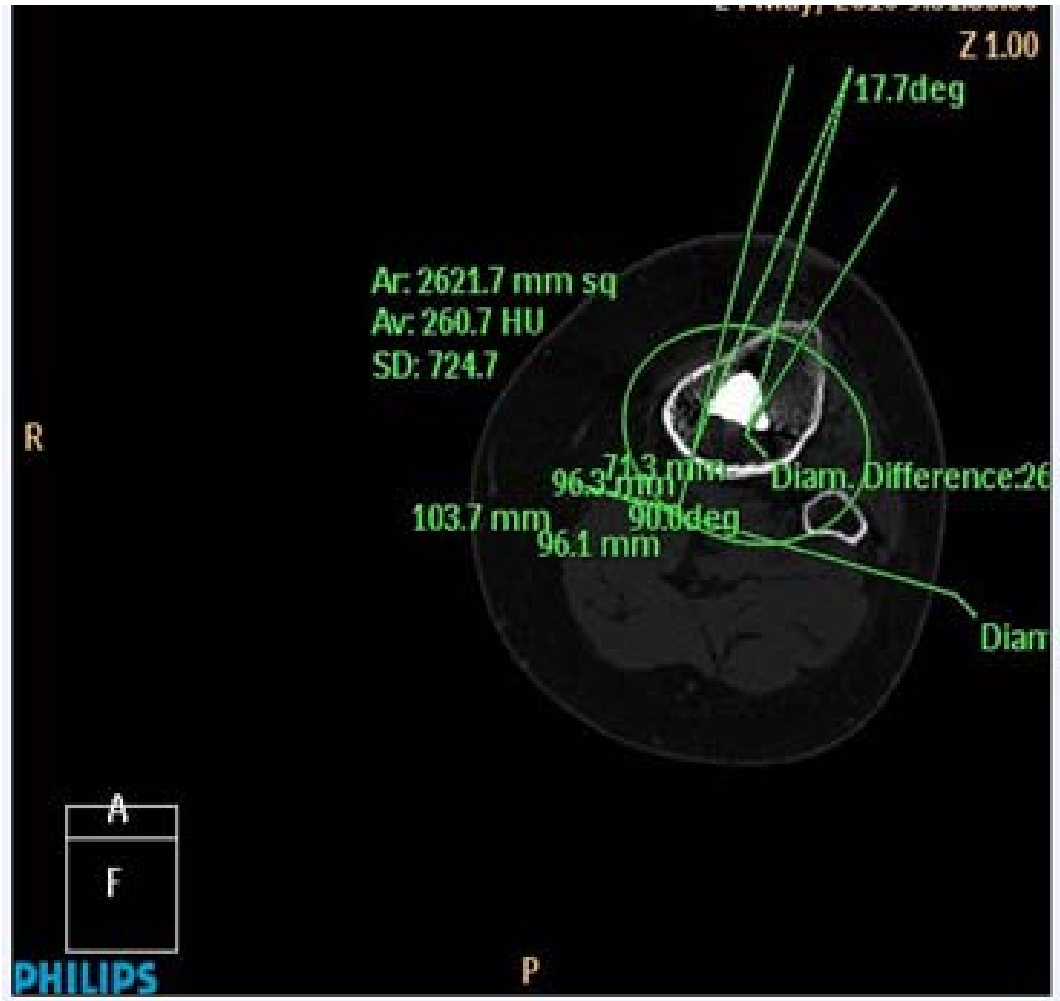
Resim 17: 63 yaşında bayan katılımcının operasyon öncesi AP-Lateral grafileri



Resim 18: 63 yaşında bayan katılımcının operasyon sonrası AP-Lateral grafileri



Resim 19: 63 yaşında bayan katılımcının femoral rotasyon ölçümü



Resim 20: 63 yaşında bayan katılımcının tibial rotasyon ölçümü

8.TARTIŞMA

Primer total diz artroplastisi, özellikle dejeneratif ve inflamatuvar artritler başta olmak üzere değişik etyolojik sebeplerle sıkça uygulanmaktadır. Total diz artroplastisinin (TDA) başarısı, cerrahın komponentlerin pozisyonunu ve ekstremitenin dizilimini düzgün ayarlamasına bağlıdır. Diz protezi ameliyatları kemik ameliyatı olarak yorumlansa da, iyi bir cerrahi tekniğin temelinde mükemmel bir yumuşak doku cerrahisi yatmaktadır. Kemik kesilerinin düzgün olabilmesi için normal ilişkilerin çok iyi bilinmesi gereklidir. Protezin rotasyonu ve yerleştiriliş şekli yumuşak doku dengesini etkiler. Dolayısıyla protez cerrahisinde deformitenin düzeltilmesi ile yumuşak doku dengesini ayrı ayrı düşünmek doğru olmaz. Düzgün yapılmayan kesiler, rotasyonu düşünülmeden yerleştirilmiş komponentler ile yumuşak doku dengesinin sağlanması mümkün değildir. Protezin başarısı için, implantın oturacağı kemik dokuların düzgün kesilmesi, yumuşak dokuların ise mümkün olduğunca dengelenmiş olması gereklidir (28). Dizilim yanlışlığı, instabilite ve patellofemoral komplikasyonlara bağlı olan erken başarısızlıkların en önemli nedeni olmakla beraber (26,50) polietilen aşınması ve tespit yetersizliklerine bağlı olarak uzun dönemde de başarısızlıklara yol açar (50). Bu nedenle diz protezinde yumuşak doku dengesi deyince sadece dizin medial yada lateral yapılarının dengelenmesi anlaşılmamalı, cilt kesişinden kemik kesilerine, komponentlerin rotasyonu ve yerleştiriliş şekilleri ile dizin koronal ve sagittal plandaki dengelenmesi, yani deformitelerin düzeltilmesi de anlaşılmalıdır. TDA da protez komponentlerinin rotasyonel diziliminin sağlanması protezin ömrü ve başarılı fonksiyonel sonuç açısından önemlidir. Femoral ve tibial komponentlerin malrotasyonu bazı komplikasyonları da beraberinde getirir bunlar; Patellar subluksasyon, dislokasyon, fraktür ve gevşeme, bozulmuş kinematik nedeniyle hızlanmış polietilen aşınması, fleksiyon ve ekstansiyon gaplarının bozulmasına sekonder gelişen laksisite ve kısıtlılık (64). Şu an için standart bir çimentolu total diz artroplastisinin ortalama 10 yıllık sağ kalımı %98, 15 yıllık sağ kalımı %95 ve 20 yıllık sağ kalımı %91.9 bulunmuştur (71).

Çalışmamızdaki ölçümlerde teknik yöntem olarak ise Berger ve ark.'nın BT değerlendirme protokolü kullanıldı. Bu amaçla Femoral komponent ölçümü için Berger ve ark.'nın tanımladığı (33,34) cerrahi epikondiler aks ile komponentin posteriorundan geçen çizginin arasındaki açı ölçülerek bu sonuç erkekte 3.5 derece bayanda 0.3 dereceden çıkarılır ve elde edilen değer standardize edilmiş olur. Bu değer femoral komponentin posterior kondiler çizgiye göre rotasyon derecesini ifade eder. Tibial komponent ölçümü için ise yine Berger ve ark.'nın tanımladığı (34,35) yöntemine uygun olarak öncelikle komponentin posterioruna teğet bir çizgi çekilir, daha sonra bu çizgiye dik bir çizgi çekilir(a). Komponentin altındaki ilk kemik yüzeyi kesitinin geometrik ortası bulunur ve bu merkez distale indirilir ve tüberositas tibianın en çıkıntılı yerinden buraya bir çizgi çekilir(b). Burada elimizde 2 adet çizgi oluşmuş olur (a ve b) bu iki hat arasındaki açı (a-b) bulunur ve bu değer kadın ve erkekte 18 dereceden çıkarılarak standardize edilmiş olur. Bu elde edilen değer tibial komponentin tüberositas tibianın medial 1/3'üne göre rotasyon derecesidir. Kombine komponent rotasyon derecesi ise komponentin elde edilen femoral ve tibial değerleriyle elde edilen toplam derecedir.

Çalışmamızda femoral komponent ölçüm değerleri her iki cins için standardize edildikten sonra (elde edilen değerden erkekler için 3.5 derece kadınlar için 0.3 derece çıkarılarak), elde edilen değer posterior kondiler çizgiye göre komponentin rotasyonunu göstermektedir. Daha sonra bu değer cerrahi enstürmanlarda kullandığımız 3 derecelik eksternal rotasyon çizgisine göre kıyaslandı ve -3'den büyük değerler komponentin internal rotasyonunu, -3'den küçük değerlerde komponentin eksternal rotasyonunu göstermektedir.

Çalışmamızda tibial komponent ölçüm değerleri her iki cins için standardize edildikten sonra (elde edilen değerden kadın ve erkek için 18 dereceden çıkarılarak), elde edilen değer bize tüberositas tibianın medial 1/3'üne göre tibial komponentin rotasyonunu gösterir. Elde ettiğimiz değer 0 ile kıyaslanır buna göre 0'dan büyük değerler komponentin internal rotasyonunu, 0'dan küçük değerler ise komponentin eksternal rotasyonunu göstermektedir.

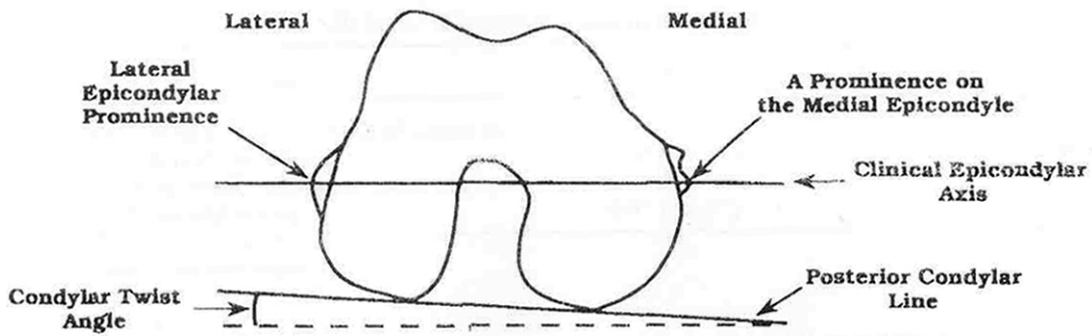
Çalışmamızda kombine komponent rotasyon derecesi ise standardize edilen femoral ve tibial komponent rotasyon derecelerinin toplamıdır. Elde edilen değerlerin,

-3 değeriyle kıyaslanmasıyla (Femoral komponent için kabul edilen değer -3, Tibial komponent için ise 0 değeridir. Her ikisinin toplamı ise Kombine komponent rotasyon derecesini verir bu değer $-3+0=-3$ 'tür.) yapılır. Buna göre -3'den büyük değerler komponentlerin toplam internal rotasyonunu, -3'den küçük değerler ise komponentlerin toplam eksternal rotasyonunu göstermektedir.

Çalışmamızda elde ettiğimiz ölçüm değerlerini değerlendirdiğimizde;

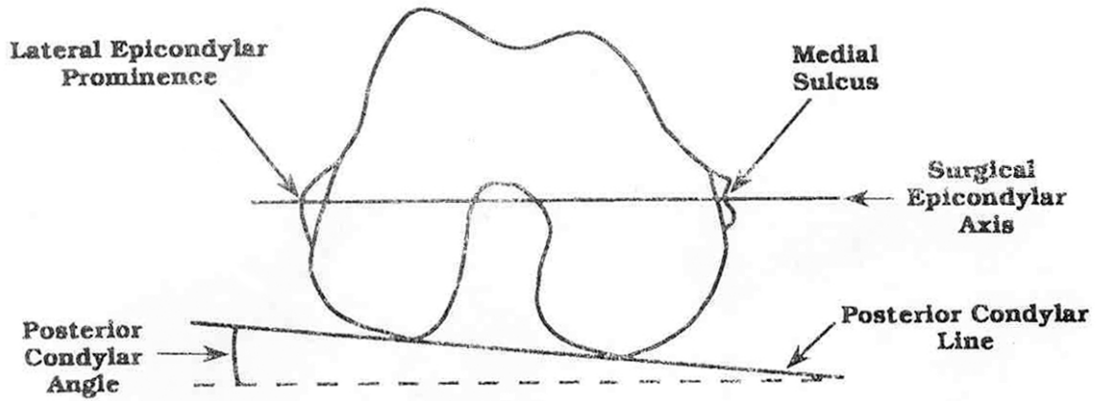
Femoral komponent için 8 tanesi -3 dereceden daha büyük yani internal rotasyonda olarak değerlendirilmiştir. 41 tanesi ise -3 dereceden daha küçük yani eksternal rotasyonda olarak değerlendirilmiştir. Femoral komponentte referans aldığımız -3 derecede komponent rotasyon değerine rastlayamadık. Bunun en önemli nedeni, diz deformitesinin niteliğine göre posterior kondiler eksenin değişmesi gösterilebilir. Varus deformitesinin arttığı bir dizde medial femoral kondilin posterior yüzlerinde eksiklik oluşacağı için dizi fleksiyona getirdiğimizde referans olarak aldığımız posterior kondiler eksen çizgisi cerrahın femoral komponenti, -3 dereceden daha küçük değerlerde; yani -3'e göre daha fazla eksternal rotasyonda femoral komponentin yerleşmesine neden olabilir. Diz osteoartritinde en sık karşılaştığımız deformite varus deformitesi olduğu için yaptığımız çalışmadaki elde ettiğimiz değerlerin çoğunluğunun -3 dereceden küçük değerlere sahip olması böyle açıklanabilir. Aynı şekilde valgus deformitesinin olduğu diz osteoartritlerinde femoral lateral kondilin posterior yüzünde eksiklik oluşacağı için diz fleksiyonda iken referans aldığımız posterior kondiler eksen cerrahın femoral komponentin, -3 dereceden daha büyük değerde; internal rotasyonda yerleştirmesine neden olabilir. Çalışmamızdaki 8 adet komponent rotasyonunu -3 dereceden daha büyük olarak çıkması böyle açıklanabilir. Çalışmamızda 2 katılımcının komponent rotasyonları ise 0 dereceden daha büyük olarak saptanmıştır (posterior kondiler eksene göre daha fazla internal rotasyonda) bu durum özellikle valgus dizde lateral femoral kondildeki eksiklikle ilişkili olabilir. Bu konuda Arima ve ark. çalışmasında, sadece normal dizlerde posterior kondiler aksın nötral dizilimin sağlanmasında yardımcı olduğu belirtilmiştir. Valgus ve varus dizde ise posterior kondillerde dejenerasyon oluştuğu için zorluklar ortaya çıkacağı aynı çalışmacılarca bildirilmiştir (72). Scuderi ve ark.larının yaptığı çalışmada ise cerrahi epikondiler aksla posterior kondiler eksenin arasındaki açıyı

varuslu dizlerde 3.29 derece, valgustaki dizlerde ise 5.37 derece olarak bildirmişlerdir (73). Polivache ve ark. çalışmasında epikondiler aksı posterior kondiler aksa göre varus dizde 3.5 derece eksternal rotasyonda, valgus dizde ise 4.4 derece eksternal rotasyonda olduğunu bildirmişlerdir. AP aksın ise posterior kondiler aksa göre varus olan dizde 2.73 derece, valgus olan dizde ise 5.9 derece eksternal rotasyonda olduğu bildirilmiştir (74). Yapılmış olan bu çalışmalar bize varus ve valgus deformiteleri bulunan dizlerde posterior kondiler çizginin değiştiğini göstermektedir (72,73,74). Cerrah, femur kondiline yerleştirdiği kesi aparatını yumuşak doku dengesine göre yerleştirmiş ve kesiyi buna göre oluşturmuş ise; yumuşak doku gevşetmesi esnasında medial gevşetmenin fazlaca yapılmış olması kesinin posterior kondiler aksa göre internal rotasyonda yapılmasına neden olabilir. Bu nedenle TDA yapılan dizlerde femoral komponent yerleştirilmesi esnasında deforme olmuş posterior kondiler eksenine referans almak yerine deformasyon ile yeri değişmeyen başka bir landmark kullanılabilir. Çalışmamızdaki femoral komponent ölçüm değerlerinin farklılığı bunu kanıtlar niteliktedir. Bu konuda Yoshioka ve ark. ları yaptıkları çalışmada klinik epikondiler aksı tanımlayarak bu noktanın; posterior kondiler eksene göre erkekte 5 derece kadında ise 6 derece eksternal rotasyonda olduğunu bildirmişlerdir (75).



Şekil 84: Klinik epikondiler aks ; lateral epikondil prominensi ile medial epikondil alt prominensi arasındaki açıdır.

Berger ve ark.ları ise yaptıkları çalışmada cerrahi epikondiler aksı tanımlamışlardır. Bu eksen medial epikondilin sulkusu ile lateral epikondil prominensi arasındaki eksendir. Berger ve ark.ları 40 kadavra femuru üzerinde yaptıkları çalışmada , posterior kondiler eksene göre cerrahi epikondiler aksı erkekte 3.5 derece, kadında ise 0.3 derece eksternal rotasyonda tespit etmişlerdir. Klinik epikondiler aksı erkekler için 4.7 derece, kadınlar için 5.2 derece eksternal rotasyona tespit etmişler ve cerrahi epikondiler aksın daha güvenli bir landmark olduğunu bildirmişlerdir (76).



Şekil 85: Cerrahi epikondiler aks; lateral epikondil prominensi ile medial epikondil sulcusu arasındaki akstır.

Newbern ve ark.ları 2006 yılında yaptıkları karşılaştırmalı çalışmada, posterior kondiler eksen yerine cerrahi epikondiler eksen kullanılmasının daha az lateral retinaküler gevşetmeye neden olduğunu savunmuşlardır (77).

Ranawat ve Hepinstall 2008 yılında yayınladıkları makalede en güvenilir posterior femoral kesinin; ekstansiyonda dengelenmiş dizde, boyutu ekstansiyon aralığına eşit olan bu sayede simetrik bir denge ile dikdörtgen bir fleksiyon aralığı sağlayan kesi olduğunu bildirmişlerdir (78). Ancak bu yöntemin revizyon TDA işlemleri için femoral

ve tibial yapının değişmesi nedeniyle her zaman kullanılabilirliğinin olmadığı göz önünde bulundurulmalıdır.

Bizim alışmamızdaki sonuçlar ışığında ise posterior kondiler eksenini referans alarak , -3 derecelik guide eşliğinde yaptığımız TDAlardaki posterior femoral kesinin istediğimiz sonucu vermede başarılı bir landmark olmadığı söylenebilir. Çünkü posterior kondiler eksene dayalı -3 derecelik kesi hem dizin deformasyon derecesi hemde yaptığımız medial ve lateral gevşetmelerden etkilenmektedir. Bu konuda landmark olarak varus ve valgus deformitelerinden etkilenmemesi, revizyon TDA larda kullanılabilirliği, cerrahi sırasında tespit eilebilirliğinin kolay olması, cinsiyetler arası farklılığı gidermesi nedeniyle cerrahi epikondiler aksını kullanılabilir olduğu yönünde kanaatimiz oluşmuştur. Bu konuda çalışmalar arttıkça posterior femoral kondil kesi guidelerinin günümüzdekilerle aynı olmayacağı söylenebilir. Son yıllarda gündemde olan navigasyon sistemlerinde ise cerrahın anatomik landmark iyi bilmesi gerektiği unutulmamalıdır. Siston ve ark.larının 2005 yılında yayınlanan bir çalışmasında femoral komponentin rotasyonel alignmentinin belirlenmesinde geleneksel yöntemlerle navigasyon sistemleri karşılaştırılmış ve doğru femoral rotasyon alignmentinin cerrahla daha çok bağlantılı olduğu gösterilmiştir(79).

Tibial komponent için 43 tanesi 0 dereceden daha büyük yani internal rotasyonda olarak ölçülmüş , oran olarak ise %87.8 dir. 6 tanesi ise 0 dereceden daha küçük yani eksternal rotasyonda olarak ölçülmüştür, oran olarak ise %12.2 dir. Tibial komponentle ilgili olarak 0 derece ise tüberositas tibianın medial 1/3'lük noktası referans alarak belirlenmiştir. Bu noktanın tüberositas tibianın en çıkıntılı noktasına göre açısal farkı Berger ve ark.ları tarafından her iki cins için 18 derece bulunmuştur (34,35). Tibial komponentin sıklıkla internal rotasyonda yerleştirilmesinin nedeni olarak ise cerrahi esnasında patellar tendonun yapışma yeri olan tüberositas tibianın yeterince iyi görülememesi olarak düşünülebilir. Neden olarak patellar tendon rüptürü riskinin cerrahi ekipte yarattığı endişe tüberositas tibianın yeterince iyi görülememesine neden olabilir. Ayrıca patellanın yeterince devrilmeden tibial komponent yerleştirilmesinin doğru tibial komponent rotasyon yerleştirilmesine engel olduğu düşünülebilir. Yeterince osteofit temizliğinin yapılmamış olması komponentin malrotasyonda yerleştirilmesine neden olabilir. Tibial komponent, cerrahi esnasında

femoral komponent denemesiyle birlikte eklem hareket açıklığına göre de konumlandırılabilir. Ikeuchi ve ark. 2007 yılında yayımlanan makalesinde tibial komponentin fleksiyon-ekstansiyon hareket aksındaki yerleştirilmesinin tibial komponentin, tüberositas tibianın medial 1/3'lük kısmına göre hizalanarak yerleştirilmesine göre daha fazla internal rotasyonda konulmasına neden olduğunu bildirmişlerdir (80). Ayrıca Siston ve ark. tibial tüberkül hizalaması ile navigasyon sistemlerini kıyaslamış tibial komponentin rotasyonel diziliminde navigasyon sistemleriyle tüberkül hizalaması arasında anlamlı fark olmadığını bildirmişlerdir (81).

Kombine komponent rotasyon dereceleri ile ilgili yaptığımız çalışmada 40 tanesi -3 dereceden büyük değerler yani internal rotasyonda (%81,6) olarak bulunmuştur. 9 adet dizde ise -3 dereceden daha küçük değerler yani eksternal rotasyonda (%8,4) olarak bulunmuştur. Kombine komponent internal rotasyonu patellafemoral instabiliteye yol açabilir. Berger ve ark. (82) çalışmalarında 7-17 derece kombine komponent internal rotasyonunun patellar dislokasyona yol açtığını bildirmişlerdir. Ayrıca bu çalışmaya göre cerrahi epikondiler aks ve tibial tüberkül medial 1/3 lük noktası komponentlerin rotasyonel dizilimleri için doğru mükemmel belirleyici noktalar. Ancak çalışmamızdaki katılımcılarda klinik olarak patellar dislokasyon oluşmuş olan yoktu, bunu öncelikle lateral retinaküler gevşetmeye bağlayabiliriz, bu dizlerde operasyon sırasında patella hareketinin kontrolü başparmak yardımıyla fleksiyon-ekstansiyon yapılarak patellar instabilite tespit edilen dizlerde lateral retinaküler gevşetmenin yapılmış olabileceği akılda tutulmalıdır. Ancak cerrahi işlem sırasında lateral retinaküler gevşetme yapıp yapılmadığı konusunda elimizde bir veri yer almamaktadır. Ayrıca femoral komponentin lateralize konumda yerleştirilmiş olması da dislokasyon ihtimalini azaltmaktadır. Ancak çalışmamızda komponentlerin koronal dizilimlerinin bakılmamış olması bizde bu konuda yeterli bir fikir oluşturmamaktadır. Ayrıca komponentlerin rotasyonel dizilim yanlışlığının, cerrahi insizyonun küçük yapılması sonucunda oluşabileceği unutulmamalıdır.

Çalışmamızda katılımcıların fleksiyon derecelerine göre 2 grup oluşturuldu. Bu durumda 18 diz 90 dereceden az fleksiyona sahipken, 31 diz 90 derece ve üstü fleksiyon derecesine sahipti. Yaptığımız analizler sonucu hem femoral hem tibial

hemde kombine komponent rotasyonlarının fleksiyon derecesine etki etmediği istatistiksel olarak gösterildi. Bu konuda operasyon sonrası hareket açıklığını belirleyen etmenlerin başında hastaların preop fleksiyon derecelerinin olduğu Harvey ve ark. (83), Maloney ve ark. (84), Menke ve ark. (85) tarafından gösterilmiştir. Ancak bu dizlerde posterior osteofit temizliğinin yeterli yapılmamış olması, tibial slopun yeterli miktarda verilmemiş olması aynı zamanda femoral komponentin büyük konulması ve arka çapraz bağ gerginliğinde fleksiyon kısıtlılığına önemli bir katkıda bulunacağı akıldan çıkarılmamalıdır. Çalışmamızda bu konuların araştırılmamış olmasıda bir eleştiri konusu olabilir.

9. KAYNAKLAR

1. Burstein A. Biomechanics of the knee. In: Insall JN, ed. *Surgery of the knee*. New York: Churchill Livingstone, 1984:21-39.
2. Susan Standring ed. *Gray's anatomy The Anatomical Basis of Clinical Practice. Vol 39.2005*, Churchill Livingstone Elsevier: PA. p.1471-89
3. Anderson JE, ed. *Grant's atlas of anatomy*, 8th ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1983.
4. Schenck RC. Injuries of the knee. In: Heckman JD, ed. *Rockwood and Green*, 4th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001:1843-1937
5. Warren LF, Marshall JL. The supporting structures and layers on the medial side of the knee. *J Bone Joint Surg [Am]* 1979;61:56-62.
6. Ege R: Diz sorunları, s.27-54, Bizim Büro Basımevi, Ankara, 1998.
7. Insall JN, Henry DC : Historic Development, Classification, and Characteristics of Knee Prostheses. *Surgery of the Knee*. 3rd edition. New York, Churchill Livingstone: 1516-1547, 2001
8. Canale ST ed. *Campbell's Operative Orthopaedics Türkçe Baskısı. Ayak bileği ve Diz Artroplastisi*, ed. Guyton JL. Çeviri. Erdoğan F, Guney N Vol.10. 2003, Mosby, Inc.: PA. p.243-298
9. Steinberg DR, Steinberg ME. The Early History of Arthroplasty in the United States. *Clin. Orthop* 2000;374:55-89
10. Aydoğdu S, Sur H: Total Diz Protezleri. *Diz Sorunları*, Editör Ege R:17: 391-403, 1998
11. Scott WN ed. *Insall & Scott Surgery Of The Knee*. Fourth ed. Historic Development, Classification, and Characteristic of Knee Prosthesis, ed. Insall JN, Clarke HD. Vol. 2. 2006, Churchill Livingstone Elsevier PA. p.1367-73.
12. Canale ST ed. *Campbell's Operative Orthopaedics Türkçe Baskısı. Ayak Bileği ve Diz Artroplastisi*, ed. Crockarell JR, Guyton JL. Çeviri. Erdoğan F, Guney N Vol. 10. 2003, Mosby, Inc.: PA. p.243-98.
13. Insall JN, Henry DC. Historic Development, Classification, and Characteristics of Knee Prostheses. *Surgery of the Knee*. 3 ed. New York, Churchill Livingstone; 2001. p.1516-7.

14. Gür E. Total Diz Protezlerinde İmplant Seçimi.Diz Sorunları, Editör Ege R 1998;17:404-10.
- 15.Tözün İR,Şener N:Total Diz Artroplastisi Komplikasyonları,Tandoğan RN, Alpaslan MA(ed), Diz cerrahisi, s.321-37, Haberal Eğitim Vakfı,Ankara, 1999
- 16.Bedson J, Jordan K, Croft P. The prevalence and history of knee osteoarthritis in general practice: a case-control study. Fam Pract 2005;22(1):103-8
- 17.Kurtz S, Lau E, Halpern M, Ong K. Trend shows growing orthopedic surgery case load.Will surgeons be able to keep up? Mater Manag Health Care 2006;15(7):61-2
18. Archibeck MJ, White RE Jr. What's new in adult reconstructive knee surgery. J Bone Joint Surg Am 2006;88(7):1677-86.
- 19.Lester VS, Miller MD, Benjamin JB. Total knee arthroplasty. Indications, preparation, procedure. AORN J 1993;58(4):731, 735-46.
- 20.Canale ST ed.Campbell's Operative Orthopaedics Türkçe Baskısı.Ayak bileği ve Diz Artroplastisi,ed.Guyton JL.Çeviri.Erdoğan F,Guney N Vol.10. 2003,Mosby,Inc.:PA.p.243-298
- 21.Scott WN ed.Insall &Scott Surgery Of The Knee.Fourth ed.Complications of Total Knee Arthroplasty,ed.Brassard MF,Insall JN,Scuderi GR;Faris PM.2006,Churchill Livingstone Elsevier:PA.p.1716-54.
22. Dorr LD, Gendelman V, Maheshwari AV, Boutary M, Wan Z, Long WT. Multimodal thromboprophylaxis for total hip and knee arthroplasty based on risk assessment. J Bone Joint Surg Am 2007;89(12):2648-57.
- 23.Alparslan MA,Atilla B:Total Diz Artroplastisi Komplikasyonları,Tandoğan RN, Alpaslan MA(ed), Diz cerrahisi, s.373-87, Haberal Eğitim Vakfı,Ankara, 1999
- 24.Tözün İR,Şener N:Total Diz Artroplastisi Komplikasyonları,Tandoğan RN, Alpaslan MA(ed), Diz cerrahisi, s.361-71, Haberal Eğitim Vakfı,Ankara, 1999
- 25.Hoshino A, Fukuoka Y, Ishida A.Accurate invivo measurement of polyethylene wear in total knee arthroplasty. J Arthroplasty 2002;17(4):490-6.
26. Fehring TK, Odum S, Griffin WL, et al. Early failures in total knee arthroplasty. Clin Orthop 2001; 392:315-318.
27. Sharkey PF, Hozack WJ, Rothman RH, et al. Why are total knee arthroplasties failing today? Clin Orthop 2002; 404:713.

28. Windsor RE, Scuderi GR, Moran MC, Insall JN: Mechanisms of failure of the femoral and tibial components in total knee arthroplasty. Clin Orthop 1989, 248:15-20.
29. Insall JN, Easley ME : Surgical Techniques and Instrumentation in Total Knee Arthroplasty. Surgery of the Knee. 3rd edition New York, Churchill Livingstone:1553-1620, 2001
30. Archibeck MJ, Camarata D, Trauger J, Alman J et al : Indications for lateral retinaculum release in total knee arthroplasty. Clin Orthop 414: 157-161, 2003
31. Tözün İR, Şener N: Total Diz Artroplastisi Komplikasyonları, Tandoğan RN, Alpaslan MA(ed), Diz cerrahisi, s.321-35, Haberal Eğitim Vakfı, Ankara, 1999
32. Ranawat CS, Insall J, Shine J. Duocondylar knee arthroplasty: hospital for special surgery design. Clin Orthop Relat Res., 1976. 120: 76-82.
33. Berger RA, Rubash HE, Seel MJ, et al: Determining the rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty using the epicondylar axis. Clin Orthop 286:40, 1993
34. Berger RA, Crossett LS: Determining the rotation of the femoral and tibial components in total knee arthroplasty: A computer tomography technique. Oper Tech Orthop 8:128-133, 1998.
35. Berger RA, Seel MJ, Schleiden M, et al: Computerized tomographic determination of the normal tibiofemoral rotational angle: A guide to tibial component rotational alignment in TKA. Orthop Trans 17:1135, 1993.
36. Insall JN, Easley ME : Surgical Techniques and Instrumentation in Total Knee Arthroplasty. Surgery of the Knee. 3rd edition New York, Churchill Livingstone:1553-1620, 2001
37. Şener N. Total diz artroplastisi revizyonları (Uzmanlık Tezi). İstanbul: İstanbul Tıp Fakültesi, 1997
38. Yang K, Yeo SJ, Lee BP, Lo NN. Total knee arthroplasty in diabetic patients: A study of 109 consecutive cases. J Arthroplasty 2001; 16(1): 102-6.
39. Parvizi J, Lajam CM, Trousdale RT, Shaughnessy WJ, Cabanela ME. Total knee arthroplasty in young patients with juvenile rheumatoid arthritis. J Bone Joint Surg 2003; 85-A (6): 1090-4.

40. Goddard NJ, Rodriguez-Merchant EC, Wiedel JD. Total knee replacement in hemophilia. *J Bone Joint Surg* 2002; 84(2): 170-2.
41. Benjamin J, Tucker T, Ballesteros P. Is obesity a contraindication to bilateral total knee arthroplasties under one anesthetic? *Clin Orthop Relat Res* 2001; 392: 190-5.
42. Hoffman AA, Heithhoff SM, Camargo M. Cementless total knee arthroplasty in patients 50 years or younger. *Clin Orthop Relat Res* 2002; 404: 102-7.
43. Gross AE. Periprosthetic fractures of the knee: Puzzle pieces. *J Arthroplasty* 2004; 19(Supl-1): 47-50.
44. Waters TS, Bentley G. Patellar resurfacing in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 2003; 85-A (2): 212-17.
45. Archibeck MJ, Camarata D, Trauger J, Alman J. Indications for lateral retinaculum release in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2003; 414: 157-61.
46. Idusuyi OB, Morrey BF. Peroneal nerve palsy after total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 1996; 78: 177-84.
47. Sundfeldt M, Carlsson LV, Johansson CB, et al. Aseptic loosening, not only a question of wear. *Acta Orthopædica* 2006; 77: 177-97.
48. Dalury DF, Jiranek WA. The incidence of heterotopic ossification after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2004; 19: 447-52.
49. Yercan HS, Selami TA, Sugun TS, Neyret P. Tibiofemoral instability in primary total knee replacement: A review, Part 2: Diagnosis, patient evaluation and treatment. *Knee* 2005; 12: 336-340.
50. Sharkey PF, Hozack WJ, Rothman RH, et al. Why are total knee arthroplasties failing today? *Clin Orthop* 2002; 404:713.
51. Berger RA, Crossett LS, Jacobs JJ, et al. Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1998; 356:144.
52. Stoeckl B, Nogler M, Krismer M, et al. Reliability of the transepicondylar axis as an anatomical landmark in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2006; 21:878-882.
53. Suter T, Zanetti M, Schmid M, Romero J. Reproducibility of measurement of femoral component rotation after total knee arthroplasty using computer tomography. *J Arthroplasty* 2006; 21:744-748

54. Arima J, Whiteside LA, McCarthy DS, White SE. Femoral rotational alignment, based on the anteroposterior axis, in total knee arthroplasty in a valgus knee: a technical note. *J Bone Joint Surg* 1995; 77-A:1331-1334.
55. Barrak RL, Schrader T, Bertot AJ, et al. Component rotation and anterior knee pain after total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 2001; (392):46-55.
56. Matziolis G, Krockner D, Weiss U, et al. A prospective, randomized study of computer-assisted and conventional total knee arthroplasty: three-dimensional evaluation of implant alignment and rotation. *J Bone Joint Surg Am* 2007; 89A:236-243.
57. Siston RA, Goodman SB, Patel JJ, et al. The high variability of tibial rotational alignment in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 2006; 452:65-69
58. Uehara K, Kadoya Y, Kobayashi A, et al. Bone anatomy and rotational alignment in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 2002; (402):196-201
59. Mizu-uchi H, Matsuda S, Miura H, et al. The effect of ankle rotation on cutting of the tibia in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2006; 88A:2632-2636.
60. Ikeuchi M, Yamanaka N, Okanoue Y, et al. Determining the rotational alignment of the tibial component at total knee replacement: a comparison of two techniques. *J Bone Joint Surg Br* 2007; 89B:45-49.
61. Lachiewicz PF, Soileau ES. Patella maltracking in posterior stabilized total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 2006;452:155-158.
62. Newbern DG, Faris PM, Ritter MA, et al. A clinical comparison of patellar tracking using the transepicondylar axis and the posterior condylar axis. *J Arthroplasty* 2006; 21:1141-1146.
63. Windsor RE, Scuderi GR, Moran MC, et al. Mechanisms of failure of the femoral and tibial components in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1989; 248: 15.
64. Zarin JS, Thornhill TS: Methods of rotational alignment in primary total knee Arthroplasty , Hanssen AD, Scott WN (ed), *Operative techniques: Total knee replacement* , s.54-71, Saunders Elsevier, Philadelphia, 2009.
65. Hungerford DS: Alignment in total knee replacement. *Instr Course Lect* 44: 455–468, 1995.
66. Smith JL, Tullos JS, Davidson JP: Alignment of total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 4 (Suppl):S55–S61, 1989.

67. Eckhoff DG, Metzger RG, Vandewalle MV: Malrotation associated with implant alignment technique in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 321:28–31,1995.
68. Lonner JH, Laird MT, Stuchin SA: Effect of rotation and knee flexion on radiographic alignment in total knee arthroplasties. *Clin Orthop* 331:102–106, 1996.
69. Olcott CW, Scott RD: Femoral component rotation during total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 367:39–42,1999.
70. Singerman R, Pagan HD, Peyser AB, et al: Effect of femoral component rotation and patellar design on patellar forces. *Clin Orthop* 334:345–353, 1997.
71. Archibeck MJ, White RE Jr. What's new in adult reconstructive knee surgery. *J Bone Joint Surg Am* 2006;88(7): 1677-86
72. Arima J, Whiteside LA, Slingsh AK : Femoral rotational alignment based on the anteroposterior axis in total knee arthroplasty in valgus knee. *J Bone Joint Surgery* 77:1331,1995
73. Scuderi GR, Insall JN: Fixed varus and valgus deformities. *Master techniques in orthopaedic surgery ,Knee Arthroplasty*. Lotke PA, ed. New York: Raven Press, Ltd;1995
74. Polivache PL, Insall JN, Scuderi GR, et al: Rotational landmarks and sizing of the distal femur in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 331:35, 1996
75. Yoshioka Y, Siu D, Cooke TDV: The anatomy and functional axes of the femur. *J Bone Joint Surg Am* 69:873, 1987
76. Berger RA, Rubash HE, Seel MJ, et al: Determining the rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty using the epicondylar axis. *Clin Orthop* 286:40, 1993
77. Newbern DG, Faris PM, Ritter MA, et al. A clinical comparison of patellar tracking using the transepicondylar axis and the posterior condylar axis. *J Arthroplasty* 2006;21:1141-1146
78. Hepinstall MS, Ranawat AS. Important landmarks to adjust the optimum component alignment in TKA. *Current Opinion in Orthopaedics* 2008; 19:44-52
79. Siston RA, Patel JJ, Goodman SG, Delp SL, Giori NJ. The variability of femoral rotational alignment in TKA. *J Bone Joint Surgery Am*. 87: 2276-2280, 2005
80. Ikeuchi M, Yamanaka N, Okanoue Y, et al. Determining the rotational alignment of the tibial component at total knee replacement: a comparison of two techniques. *J Bone Joint Surg Br* 2007; 89B:45-49.
81. Siston RA, Patel JJ, Goodman SG, Delp SL, Giori NJ. The high variability of tibial rotational alignment in TKA. *Clin Orthop* 452: 65-69, 2006
82. Berger RA, Crossett LS, Jacobs JJ, Rubash HE. Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.*, 356: 144-53,1998.

83. Harvey IA, Bary K, Kirby SPJ, et al: Factors affecting, the range of movement of total knee arthroplasty. J. Bone Joing Surg 75-B:950, 1993.
84. Maloney WJ, Shurman DJ : The effect of implant design on range of motion after total kneee arthroplasty. Clin Orthop 278:147, 1992.
85. Menke W, Schmitz B, Salm S: Range of motion after total condylar knee arthroplasty. Arch Orthop Trauma Surg 111:280, 1992.