



**T.C
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ
ANABİLİM DALI**

**TOTAL DİZ ATROPLASTİSİNDE OPERASYON ÖNCESİ
RADYOGRAFİK ÖLÇÜMLERLE İMPLANT BOYUTU
BELİRLENEBİLİR Mİ ?**

UZMANLIK TEZİ

Dr. İsa BOLAT

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Üyesi Mustafa TEKİN

ADANA-2020

TEŞEKKÜR

Çukorova Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalında eğitim sürecim boyunca benim yetişmemde büyük katkıda bulunan, bütün eğitim sürecim boyunca benden sabır ve hoşgörülerini esirgemeyen, bilgi ve tecrübelerini meslek hayatım boyunca taşıyacağım değerli hocalarım Prof. Dr. İsmet TAN, Prof. Dr. Serdar ÖZBARLAS, Prof. Dr. Cenk ÖZKAN, Doç. Dr. Ömer SUNKAR BİÇER, Doç. Dr. Mehmet Ali DEVECİ, Dr. Öğr. Üyesi Mustafa TEKİN, Dr. Öğr. Üyesi Melih BAĞIR, Öğr. Gör. Dr. Akif MİROĞLU'na sonsuz teşekkür ve şükranlarımı sunarım.

Beş yıllık çalışma sürecim boyunca birlikte zevkle zaman geçirdiğim uzman olan ve halen asistanlıkları devam eden doktor arkadaşlarıma; servis, poliklinik ve ameliyathane hemşirelerine, personellerine ve sekreterlerine teşekkürü borç bilirim.

Tüm hayatı boyunca desteğini benden esirgemeyen her zaman ve her durumda arkamda duran uzmanlık eğitimime başlamadan hayattan ayrılan fakat desteğini her zaman yüreğimde hissettiğim babama sonsuz teşekkür ederim.

Bütün eğitim hayatım boyunca beni destekleyen, maddi ve manevi yardımlarını esirgemeyen annem ve kardeşlerime zorlu Ortopedi ve Travmatoloji eğitimim sırasında gösterdikleri anlayıştan dolayı gönülden teşekkür ederim.

Dr. İsa BOLAT

Adana, 2020

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	I
İÇİNDEKİLER	II
TABLO LİSTESİ.....	IV
ŞEKİLLER LİSTESİ	V
KISALTMALAR.....	VI
ÖZET	VIII
ABSTRACT.....	IX
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Tarihçe.....	3
2.2. Diz Eklemi Anatomisi.....	4
2.2.1. Kemik Yapılar	5
2.2.1.1. Femur	5
2.2.1.2. Tibia	6
2.2.1.3. Patella.....	7
2.2.2. Kemik Dışı Yapılar.....	8
2.2.2.1. Eklem İçi Yapılar.....	8
2.2.2.1.1. Sinoviyal Membranlar ve Bursalar	8
2.2.2.1.2. Menisküsler	9
2.2.2.1.3. Çapraz Bağlar.....	9
2.2.2.1.4. Meniskofemoral Ligamentler.....	11
2.2.2.2. Eklem Dışı Yapılar	11
2.2.2.2.1. Kapsül ve Bağlar	11
2.2.2.2.2. Muskulotendinoz Yapılar.....	12
2.2.3. Damarlar	12
2.2.4. Dizin İnervasyonu	13
2.2.5. Proprioseptif Duyu	14
2.3. Diz Eklemi Biyomekaniği.....	15
2.4. Protez Tasarımı ve Kinematiki.....	18
2.5. Diz Protezlerinin Sınıflandırılması	19

2.5.1. Tek Bölümlü (Unikompartmantal) Protezler.....	19
2.5.2. İki Bölümlü (Bikompartmantal) Protezler.....	19
2.5.3. Üç Bölümlü (Trikompartmantal) Protezler	19
2.6. Total Diz Artroplastisi.....	22
2.6.1. Temel Prensipler.....	22
2.6.2. Endikasyonlar	22
2.6.3. Total Diz Artroplastisi Kontrendikasyonları	24
2.6.4. Total Diz Artroplastisi Komplikasyonları	24
2.6.5. Preoperatif Hazırlık	27
2.6.5.1. Anamnez ve Fizik Muayene:	27
2.6.5.2. Radyolojik Değerlendirme:.....	28
2.6.5.3. Skoring:	28
2.6.5.4. Tromboemboli Profilaksisi :	29
2.6.5.5. Turnike Uygulanımı:.....	29
2.6.5.6. Antibiyotik Profilaksisi:.....	30
2.6.6. Total Diz Artroplastisi'nde Cerrahi Teknikler	30
2.6.6.1. İnsizyon.....	30
2.6.6.2. Artrotomi	30
2.6.6.2.1. Medial Parapatellar Girişim:	31
2.6.6.2.2. Subvastus Girişim:	31
2.6.6.2.3. Midvastus Girişim:.....	32
2.6.6.2.4. Lateral Parapatellar Girişim:	32
2.6.6.2.5. Genişletilmiş Yaklaşımlar:.....	33
2.6.7. Kemik Kesileri ve Kemik Yüzeylerin Hazırlanması.....	34
2.6.8. Yumuşak Doku Dengesinin Sağlanması	45
2.6.9. TDA'nde Komponentlerin Uyum.....	47
2.6.10. Ameliyat Sonrası Bakım.....	48
3. GEREÇ ve YÖNTEM	49
4. SONUÇLAR.....	55
5. TARTIŞMA	65
7. KAYNAKLAR	74
EKLER.....	81
Ek 1. Etik Kurul Onayı.....	81
ÖZGEÇMİŞ	82

TABLO LİSTESİ

Tablo No:

Sayfa No:

Tablo 1. Fleksiyon ve ekstansiyon aralığının dengelenmesinde çözümler	45
Tablo 2. Depuy komponent boyut şeması	52
Tablo 3. Styrker komponent boyut şeması	53
Tablo 4. Smith & Nephew komponent boyut şeması	54
Tablo 5. Zimmer komponent boyut şeması	54
Tablo 6. Gruplara Göre Demografik Değişkenlerin Dağılımı	55
Tablo 7. Tibia medio-lateral ölçümlere göre uyum.....	56
Tablo 8. Tibia antero-posterior ölçümler arasındaki uyum.....	57
Tablo 9. DEPUY markasında tibial komponent uyumu	57
Tablo 10. SMİTH & NEPHEW markasında tibial komponent uyumu	58
Tablo 11. STRYKER markasında tibial komponent uyumu	58
Tablo 12. ZİMMER markasında tibial komponent uyumu	59
Tablo 13. Seçilen ve önerilen protezlerin tibial komponentleri arasındaki uyum.....	60
Tablo 14. Femur medio-lateral ölçümlere göre uyum	60
Tablo 15. Femur antero-posterior ölçümler arası uyum	61
Tablo 16. DEPUY markasında femoral komponent uyumu	62
Tablo 17. SMİTH & NEPHEW markasında femoral komponent uyumu.....	62
Tablo 18. STRYKER markasında femoral komponent uyumu.....	63
Tablo 19. ZİMMER markasında femoral komponent uyumu	63
Tablo 20. Seçilen ve önerilen protezlerin femoral komponentleri arasındaki uyum	64
Tablo 21. Farklı serilerde komponentler arası uyum	72

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil No:

Sayfa No:

Şekil 1. Femurun önden ve arkadan görünüşü	6
Şekil 2. Tibianın ön, arka, üst ve alt yüzleri	7
Şekil 3. Sinovyal membran ve bursalar	8
Şekil 4. Menisküsler	9
Şekil 5. Çapraz bağlar	10
Şekil 6. Ön çaprazbağ ve arka çapraz bağ.....	10
Şekil 7. Kapsül ve bağlar	12
Şekil 8. Dizin kan dolaşımı	13
Şekil 9. Dizin innervasyonu	14
Şekil 10. Anlık dönme merkezleri ve J şekli	15
Şekil 11. Q Açısı	16
Şekil 12. Alt ekstremité anatomik ve mekanik aksları	17
Şekil 13. Trikompartmantal diz protezi.....	20
Şekil 14. AÇB'koruyan diz protezi.....	21
Şekil 15. AÇB'ı kesen diz protezi.....	21
Şekil 16. Tam sınırlayıcı diz protezi	22
Şekil 17. Subvastus Girişimi.....	32
Şekil 18. Lateral parapatellar yaklaşım	33
Şekil 19. A. Rektus snip yaklaşımı B. V-Y quadricepsplasti yaklaşımı.....	33
Şekil 20. 3° dış rotasyonda posterior femoral kesi	35
Şekil 21. A. Anatomik method B. Klasik method	36
Şekil 22. Distal femoral kesi	36
Şekil 23. Femoral komponentin boyutlandırılması	37
Şekil 24. Femoral komponent rotasyonunda kullanılan referans noktalar	38
Şekil 25. Kesi bloğunun 3 derece dış rotasyonda yerleştirilmesi	38
Şekil 26. Anterior ve posterior chamfer kesileri	39
Şekil 27. Ekstramedüller guide yerleştirilmesi	40
Şekil 28. Proksimal tibial kesi	41
Şekil 29. Tibial komponentin boyutlandırılması	42
Şekil 30. Tibial komponentin yerleştirilmesi eklem seviyesinin kontrolü	42
Şekil 31. Kemik defektlerinin A. Çimento B. Greft C. Kamalarla giderilmesi	43
Şekil 32. Patellar kesi	44
Şekil 33. Fleksiyon ve ekstansiyon aralıkları	44
Şekil 34. Posteromedial gevşetme	46
Şekil 35. Posterior kapsül ve arka çapraz gevşetmesi.....	47
Şekil 36. Lateral diz grafisinde planlanan femoral komponent ölçümü	51
Şekil 37. Lateral tibia grafisinde ölçüm.....	52
Şekil 38. Ön arka diz grafisinde tibial ölçüm	52

KISALTMALAR

A	: Arter
ABİ	: Ayak bileği brakial indeksi
AÇB	: Arka çapraz bağ
AP	: Ön-arka uzunluk
APÇ	: Antero-posterior çizgi
AFK	: Anterior femoral kondil
CPM	: Continous Passive Motion
DMAH	: Düşük molekül ağırlıklı heparin
FMA	: Femur mekanik aksı
HSS	: Hospital for Special Surgery Diz Skoru
HBYS	: Hastane bilgi yönetim sistemi
I.C.L.H	: Imperial Collage/London Hospital
KDA	: Kollodiazifer aç
KSS	: Diz Cemiyeti Skoru
KV	: Konkav
KX	: Konveks
LCA	: Ligamentum cruciatum anterior
LCL	: Ligamentum collaterale laterale
LCP	: Ligamentum cruciatum posterior
Lig	: Ligamentum
M	: Musculus
MCL	: Ligamentum collaterale mediale
MGH	: Massachusetts General Hospital protezi
ML	: Medio-lateral genişlik
Mrg	: Magnetik rezonans görüntüleme
OA	: Osteoartrit
ÖÇB	: Ön çapraz bağ
POL	: Posterior oblik ligament
RA	: Romatoid artrit
ROM	: Eklem hareket açıklığı

SIAS	: Spina iliaca anterior superior
TDA	: Total diz artroplastisi
TMA	: Tibia mekanik aksı
UDA	: Unikompartmantal diz artroplastisi
UHMWPE	: Ultramolekül ağırlıklı polietilen
V	: Ven
VKİ	: Vücut kitle indeksi
VL	: Vastus lateralis
VM	: Vastus medialis
WOMAC	: Western Ontario and Macmaster
3D	: Üç boyutlu
2D	: İki boyutlu

ÖZET

TOTAL DİZ ATROPLASTİSİNDE OPERASYON ÖNCESİ RADYOGRAFİK ÖLÇÜMLERLE İMLANT BOYUTU BELİRLENEBİLİR Mİ ?

Amaç: Total diz protezi planlanan hastaların operasyon öncesi görüntülemeleri ile kullanılacak implant boyutunun güvenilirliği, doğruluğunu ve klinik rolünü belirlemeyi amaçladık.

Gereç ve Yöntem: Çalışmada Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi Balcalı Hastanesi Ortopedi Travmatoloji Polikliniğine diz ağrısı şikayeti ile başvurmuş ve primer osteoartritli tanısı ile Mart 2011 - Mart 2020 tarihleri arasında takip edilen, primer total diz protezi yapılmış olan 499 hasta ve 625 diz retrospektif olarak incelendi. 499 hastadan uygun radyografik görüntülemesi olan, dört farklı implant markasından eşit olacak şekilde 160 hasta çalışmaya dahil edildi. Operasyon öncesi ön-arka ve yan diz grafilerine göre, distal femur ve proksimal tibia ölçümleri ile tahmini implant boyutu seçildi. Ameliyat sırasında femur ve tibia için kullanılan implant boyutlarıyla operasyon öncesi seçilen tahmini implant boyutları karşılaştırıldı. Seçilen ve önerilen protezler arası uygunluk ve güvenilirlik değerlendirildi.

Bulgular: Tüm hastalar için operasyonda kullanılan proteze göre cronbach's alfa katsayısı incelendi ve seçilen protez ile önerilen protez arasında yüksek uyum olduğu saptandı. Ancak önerilen tibia protez tipi ile operasyonda kullanılan arasındaki kappayumu 0.54 orta düzey uyum; Femur için 0.70 yüksek uyum olarak bulunmuştur. Markalara göre femurda en yüksek uyumun Stryker (kappa: 0.72) ve Depuy (kappa: 0.71), tibia için en yüksek uyum Depuy (kappa: 0.64) bulunmuştur. Tibia ve femur için kullanılan protezler ile önerilen protezler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır. ($p<0.05$) Tüm çalışma grubunda genel femoral komponent uyumu % 76,9 (123) iken, ± 1 boyutuna göre uyum % 96,8 (155) olarak bulunmuştur. Tibial komponent uyumu ise % 64,4 (103) iken, ± 1 boyutuna göre uyum % 92,5 (148) olarak bulunmuştur.

Sonuç: Total diz atroplasti ameliyatı öncesi direk radyografik ölçümlerle implant tahmini uygun protez boyutunun belirlenmesinde tatmin edici ve kabul edilebilir sonuçlar bulunmuştur. Uygun implat tahmini cerrahi etkiliği ve verimliliği arttıracaktır. Ortopedik cerrahlara ek görüntüleme yapılmadan operasyon öncesi planlama yaparken kullanılabilecek protez hakkında bilgi sahibi olabileceklerdir.

Anahtar Sözcükler: Total diz atroplastisi, Operasyon öncesi planlama, Digital radyografi, Uyumu, Protez boyutu

ABSTRACT

CAN IMPLANT SIZE BE DETERMINED WITH RADIOGRAPHIC MEASUREMENTS BEFORE OPERATION IN TOTAL KNEE ATROPLASTY ?

Objective: We aimed to determine the reliability, accuracy and clinical role of the implant size to be used with pre-operative imaging of patients who are planned to have a total knee replacement.

Material & Method: In this study, 499 patients and 625 knees who applied to Çukurova University Medical Faculty Balcalı Hospital Orthopedics Traumatology Outpatient Clinic with the complaint of knee pain and were followed up between March 2011 and March 2020 with the diagnosis of primary osteoarthritis, and knees with primary total knee prosthesis were analyzed retrospectively. 160 patients from 499 patients, equally from four different implant brands, with appropriate radiographic imaging were included in the study. Estimated implant size was selected by measurements of distal femur and proximal tibia according to pre-operative anteroposterior and lateral knee radiographs. The implant sizes used for the femur and tibia at the surgery time were compared with the estimated implant sizes selected before the operation. The compatibility and reliability between the selected and recommended prostheses were evaluated.

Results: Cronbach's alpha coefficient was examined for all patients according to the prosthesis used in the operation, and it was found that there was a high agreement between the selected prosthesis and the proposed prosthesis. However, the kappa accuracy between the proposed tibia prosthesis type and the one used in the operation was 0.54 moderate; 0.70 was found to be a high accuracy for the femur. According to the brands, the highest accuracy was Depuy (kappa: 0.71) and Stryker (kappa: 0.72) in femur, and the highest fit was Depuy (kappa: 0.64) for tibia. A statistically significant difference was found between the prostheses used for tibia and femur and the recommended prostheses. ($p < 0.05$) Overall femoral component accuracy was 76.9% (123) in the whole study group, while it was 96.8% (155) for the ± 1 dimension. Tibial component accuracy was 64.4% (103), while it was 92.5% (148) according to ± 1 dimension.

Conclusion: Satisfactory and acceptable results were found in determining the appropriate prosthesis size with direct radiographic measurements before total knee atroplasty surgery. Proper implant estimation will increase surgical efficacy and efficiency. Orthopedic surgeons will be able to have information about the prosthesis that can be used in pre-operative planning without additional imaging.

Key words: Total knee arthroplasty, Preoperative planning, Digital images, Accuracy, implant sizes

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diz eklemi, vücuttaki sinoviyal eklemlerin en büyüğüdür.¹ Fleksiyon ve ekstensiyona izin veren ginglymus tipi eklem olmasına rağmen, hareket sırasında rotator eklem fonksiyonu gösterir.² Diz ekleminde kemik yapıların uyumu stabiliteyi sağlamak için yeterli değildir. Femoral ve tibial yüzlerin birbirleriyle uyumsuzluğu ve stabilitenin daha çok kapsül, bağlar, ligamentler ve menisküsler tarafından sağlanması yük taşıyan diz ekleminde progresif dejenerasyona neden olmaktadır.

Total diz artroplastisi (TDA) dizde dejeneratif bozuklukların neden olduğu deformite, ağrı ve hareket kısıtlılığının giderilmesinde konservatif ve diğer cerrahi yöntemlerin yetersiz kaldığı durumlarda başarılı bir yöntemdir. İdeal bir TDA dizin normale yakın hareket açıklığına izin vermeli, eklem kinematiğini değiştirmemeli ve anatomik bütünlüğü sağlamalıdır. Bunun için TDA komponentlerinin normal diz eklemi geometrisine ve kinematiğine uygun tasarlanması gerekmektedir.³ Femoral ve tibial komponentlerin şekli ve büyüklükleri cerrahi sırasında yapılan kesi yüzeylerine tam olarak uymalı, taşma ya da yetersiz kaplama olmamalıdır. Bu yüzden protez tasarımında femoral ve tibial komponentlerin ölçümleri yol gösterici olmaktadır. Özellikle femur ve tibia için anteroposterior ve medio-lateral uzunlukların, bunların yanında tümüyle distal femur ve proksimal tibia'nın anatomisini ortaya koyacak diğer ölçümlerin yapılması ve değerlendirilmesi ideal protez tasarımına kaynak olacaktır. Protez bileşenlerinin boyutları ile kemik yapısı arasındaki uyumsuzluk, potansiyel bir ağrı nedeni ve postoperatif hareketliliğin kısıtlanması neden olarak kabul edilmiştir. Tibial komponentin anteroposterior aşırı boyutlandırılması veya medial taşmanın varlığı ağrı, azalmış hareketlilik ve implantasyon sonrası işlev kaybı ile ilişkilidir. Dize uygun protez seçimi için uygun ölçümler yapılması gerekmekte ve uygun diz kesileri yapılmaya çalışılmaktadır. Sonuç olarak implant stabilitesi ve uzun ömürlülüğü azalmakta ve böylece TDA'nın başarı oranı düşmektedir. Preoperatif radyografik planlama şu anda yeterli bir cerrahi prosedür için ve total diz artroplastisi sonrası daha iyi klinik ve fonksiyonel sonuçlar elde etmek için vazgeçilmez kabul edilmektedir.

Bu çalışmamızda total diz protezi planlanan hastaların operasyon öncesi görüntülemeleri ile kullanılacak implant boyutunun güvenilirliği, doğruluğunu ve klinik rolünü belirlemeyi amaçladık. Çalışmamızda operasyon öncesi çekilen direk radyografik ölçümler ile operasyon sırasında kullanılacak implant boyunu belirlemeyi planladık. Tüm hastalara ortoröngenogram çekilerek alt ekstremité mekanik aks lokalizasyonu, femoral açılanma, eklem yükseliğinin ayarlanması ve ideal protez boyunun tespiti planlandı. Primer total diz atroplastisinde cerrahların çoğu kullanılacak implant boyutuna ameliyat sırasında karar vermektedir. Ameliyat sırasında birçok boyut ve türde protezin hazır bulunması gerekmektedir. Bu durum maliyeti arttırmakta ve operasyon süresini uzatmaktadır. Bundan dolayı direk radyografik ölçümlerle operasyon öncesi kullanılabilecek protezin belirlenmesi amaçlanmaktadır. Bu durumda dünya genelinde ortopedik cerrahlara ek görüntüleme yapılmadan operasyon öncesi planlama yaparken kullanılabilecek protez hakkında bilgi sahibi olabileceklerdir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Tarihçe

Total diz artroplastisinin tarihsel gelişiminde rezeksiyon artroplastisi ile başlayan süreç; 1970'lerde modern diz artroplastisi uygulamasının gelişimi ile yepyeni bir boyut kazanmıştır. Protez tasarımıındaki gelişmeler ve cerrahi tekniğin daha da ilerlemesiyle birlikte ileri evre dejeneratif bozukluklarının tedavisinde total diz artroplastisi başarıyla uygulanan bir tedavi seçeneği haline gelmiştir.⁴⁵

Diz artroplastisi üzerine tarihteki ilk çalışmalarda 1827 yılında Barton, 1840 yılında Rodgers osteotomi ile psödoartroz oluşturarak dize hareket kazandırmayı amaçlamışlardır.⁶ Fergusson, 1861 yılında diz ekleminde rezeksiyon artroplastisini tanımlamıştır. Verneuil, 1863 yılında eklem kapsülünü, Baer, 1914 yılında krome domuz mesanesi, Sampson, 1949'da sefalon, Kuhns ve Potter, 1950'de naylon, Brown, 1958'de cildi interpozisyon materyali olarak kullanmıştır. Genelde gözlenen kötü sonuçlar nedeniyle ilerleyen yıllarda bu yöntemler terkedilmiştir. Smith-Peterson'in kalça artroplastisinde "vitalium cup" kullanması ve kısmen başarılı olması üzerine 1940 yılında Campbell ve Boyd benzer bir tasarımı diz eklemine uygulamışlar, femoral kondillere geçirilen metalik kaptan oluşan hemiartroplastiyi tasarlamışlardır. Smith-Peterson'un 1942 yılında kalça artroplastisindeki başarılı sonuçlarından sonra kendi tasarımı diz hemiartroplastisini kullanmış, fakat her iki çalışma da başarısız sonuçlar vermiştir.¹⁸ Smith-Peterson protezine, 1950 yılında medüller sap eklenerek "Massachusetts General Hospital (MGH) protezi" geliştirilmiş ve kısmi başarı elde etmiştir. Macintosh, 1958 yılında dizin ağırlı varus ve valgus deformitelerinde tutulan tarafta tibiaya uygulanarak deformiteyi düzelterek ağrıyı gideren akrilik tibial plato ilaveli hemiartroplastiyi tanımlamıştır. "Hospital for Special Surgery" tarafından 1970 yılında arka çapraz bağı koruyan protezlerin ilk yapımı olan ve total kondiler protezlerin öncüsü olarak kabul görülen protez geliştirilmiştir. Kobalt-krom alaşımından femoral komponent ile tamamıyla polietilenden oluşan tibial ve patellar komponentlerin tümünün çimentolu tespiti yapıldığı bu protez ile oldukça başarılı sonuçlar elde edilmiştir.⁴

1971 yılında ise diz artroplastisinin modern çağı başlamıştır. Gunston, düşük sürtünmeli total kalça artroplastisi uygulamalarından elde edilen deneyimleri, Macintosh'un tasarımına uygulayarak ilk çimentolu diz "yüzey artroplastisi" ni uygulamıştır. Total diz protezinde modern çağa gelinmesini sağlayan Gunston ve Freeman-Swanson'un cerrahi teknik ve protez tasarımı açısından büyük etkileri olmuştur.

Insall ve arkadaşları 1970'li yıllarda birçok cerrah tarafından altın standart olarak kabul edilen kobalt-krom karışımından femoral komponent ve tümüyle polietilenden oluşan tibial ve patellar komponent içeren total kondiler protez tasarımı yapmıştır. Bu protezde; her komponent çimento ile tespit edilmiş ve çapraz bağlar korunmamıştır. Freeman, 1972 yılında kısmen çimentosuz kullanılan I.C.L.H (Imperial Collage/London Hospital) tipi protezi geliştirmiştir. İlk örneği Insall Burstein tarafından geliştirilen arka çapraz bağı korumayan "PCL substituting" protezler 1978 yılında kullanıma girmiştir.¹⁸

1980'li yıllarda değişik arayışlar ortaya çıkmış, bunlardan en önemlisi çimentosuz total diz protezi ve "press-fit" protezlerin geliştirilmesi olmuştur. Total diz protezi tarihinde en önemli dönüm noktası Hungerford ve arkadaşları tarafından uygun kullanıldığında hatayı en aza indiren "hassas enstrumentasyon sistemi"nin geliştirilmesidir. Kobalt titanyum bazlı metal alaşımların ve bu metal alaşımların eklemleştirdiği "ultramolekül ağırlıklı polietilen" in (UHMWPE) kullanımı ile birlikte oluşan gelişmeler, dizin her üç komponentinin de değiştirildiği, modern protez üretimine ulaşılmasını sağlamıştır. Günümüze gelindiğinde artık total diz protezi için, total kalça protezleri kadar ömür biçilmeye başlanmış, tüm dünyada geniş uygulama alanı bulmuş ve yüksek başarı oranlarını yakalamıştır.^{4,18} Ülkemizde bilinen ilk menteşeli total diz protez uygulamasını Prof. Dr. Orhan Aslanoglu gerçekleştirmiştir. 1981 yılında Ege Üniversitesi'nde romatoid artritli bir hastaya menteşe tipi total diz protezi uygulanmıştır.⁵

2.2. Diz Eklemi Anatomisi

Diz eklemi, vücuttaki sinoviyal eklemlerin en büyüğüdür.¹ Fleksiyon ve ekstensiyona izin veren menteşe tipi eklem olmasına rağmen, hareket sırasında rotator eklem fonksiyonu gösterir. Eklem, femur ve tibia kondilleri ile patella arasında oluşur.

Fibula bu eklemeye katılmaz. Diz eklemine konveks yüzü femur kondillerine, konkav yüzü tibianın üst ucuna aittir. Her iki femur kondilinin önünde ve arasındaki troklear oluğa patella oturarak eklem yapısına katılır.^{7,8}

Diz ekleminde kemik yapıların uyumu stabiliteyi sağlamak için yeterli değildir. Diz eklemi vücutta hareket açıklığı en geniş olan eklemlerden birisidir. Fonksiyon ve stabilite uygunluğu ligament bütünlüğü ile sağlanır. Kemik yapılar, kapsül, menisküs ve bağlar diz ekleminde statik stabiliteyi sağlarken, kas ve tendonlar da dinamik stabiliteden sorumludur.⁷

2.2.1. Kemik Yapılar

2.2.1.1. Femur

Vücuttaki en uzun ve kalın kemiktir. Anatomik pozisyonda femurun doğrultusu yukarıdan aşağıya ve dıştan içe doğrudur. Üst uç yuvarlaktır ve küre şeklinde bir eklem yüzü vardır. Bu yuvarlak kısma caput femoris denir. Caput'u cisme bağlayan kısma collum femoris denir. Diafiz eksenini ile collum eksenini 120°-130°lik bir açı ile birleştirir. Bu açıya kollodiafiz açısı denir. Femur cisminin ön yüzü düzdür. İç ve dış yüzleri arka-içe ve arka-dışa doğru bakarlar. Bu iki yüz kemiğin arkasında, ortada linea aspera denilen kabarık bir sahada birleşirler. Kemiğin alt ve arka yüzünde facies poplitea denilen bir yüzeyi sınırlarlar. Femurun alt ucunun ortasında fossa intercondylaris denilen geniş bir çukur bulunur. Bu çukurun iki yanında medial ve lateral kondiller yer alır. Bunların üstünde tibia ile eklem yapan yüzler vardır. Kondillerin deriye bakan yüzlerinde eklem dışında kalan birer tümsek görülür. Medial ve lateral epikondil adı verilen bu epikondillere kas ve ligamentler yapışır.⁹ Femur kondillerinin ön yüzleri oval, arka yüzleri ise sferiktir. Ön yüzdeki oval yapı ekstansiyonda stabiliteyi artırırken, arka yüzdeki sferik yapı sayesinde hareket açıklığı artmakta, fleksiyon ile birlikte rotasyon hareketi de yapabilmektedir. Frontal planda lateral kondil medial kondilden daha yüksektir ve bu da tibianın anatomik valgusunu açıklar. Femur kondilleri büyüklük ve şekil açısından asimetrik yapı gösterir. Medial kondil daha büyük ve daha simetriktir. Sagittal planda kondillerin eksenrik yerleşmesi "mil desteği" denilen mekanizmayı oluşturmakta böylece ekstansiyonda kollateral ligamentlerin gerginliği artarken fleksiyonda azalmaktadır⁸ (Şekil 1).



Şekil 1. Femurun önden ve arkadan görünüşü²¹

İki kondil arasında patellanın kaydığı oluğa patellofemoral sulkus (troklea) denir. Bu oluk her iki yanında bulunan lateralde daha geniş ve yüksek olmak üzere medial ve lateral dudaklara sahiptir. Kondillerin arasında arkada interkondiler fossa vardır. Arka çapraz bağ (PCL) buraya yapışır.⁸

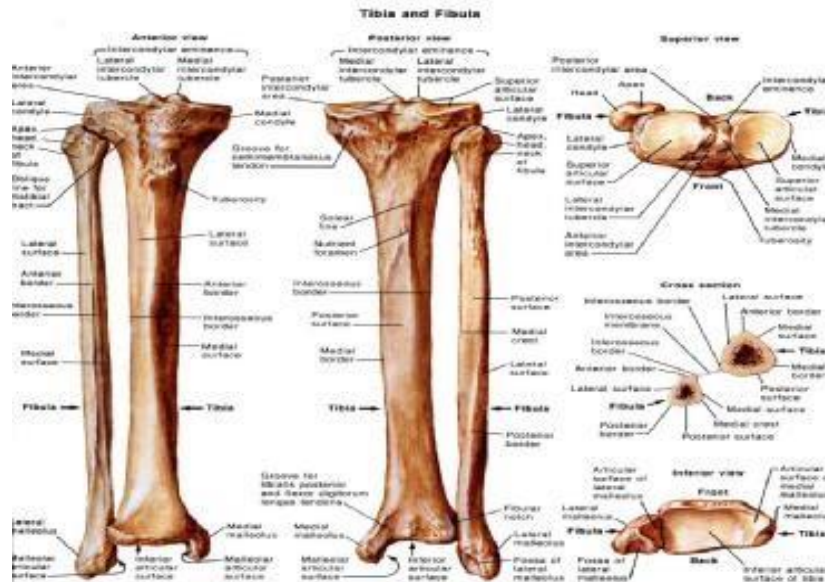
2.2.1.2. Tibia

Tibianın proksimal ucu distal ucuna göre çok kalındır. Uç medial ve lateral kondil adı verilen iki kondilden meydana gelmiştir. Kondillerin üstünde femur ile eklem yapan eklem yüzleri vardır. İçteki yüzün konkavlığı daha fazladır. İki eklem yüzü arasında interkondiler eminensiya denilen kabarık saha bulunur. Eminensiya’da iç ve dışta karşılıklı iki tümsek görülür. İçtekine medial interkondiler tüberkül, dıştakine lateral interkondiler tüberkül adı verilir.(Şekil 2) Tibia platoları arkaya doğru yaklaşık 7-10° lik bir eğim yapar. İnterkondiler bölgenin önünde, ön-arka planda sırası ile medial menisküs ön boynuzu, ön çapraz bağ ve lateral menisküsün ön boynuzunun yapışma yeri bulunur. İnterkondiler bölgenin arkasında ise sırası ile medial menisküs arka boynuzu, lateral meniküs arka boynuzu ve arka çapraz bağın yapışma yeri bulunur. Üst ucun ön yüzünde tuberositas tibia denilen büyük kabarıntı vardır. ⁹

Tibia cisminde üç kenar ve üç yüz vardır. Margo anterior keskindir ve hemen deri altındadır. Margo medialis yuvarlaktır. Margo interossea keskindir ve dışa bakar. Facies medialis, facies lateralis, facies posterior olmak üzere 3 yüzü vardır. Tibianın alt ucu daha incedir. Bu ucun iç tarafında aşağı doğru uzanan kalın çıkıntıya medial malleol denir. Malleolun dış yüzü talusla eklem yapar bir eklem yüzü içerir. Alt ucun dış yüzünde ise incisura fibularis adlı çentik bulunur.⁹

2.2.1.3. Patella

Patella dizin ekstansör mekanizması içerisinde kuadriseps ve patellar tendon arasında yer alan vücudun en büyük sesamoid kemiğidir. Arka yüz tam bir eklem yüzü olduğu için facies articularis adı verilir. Patella, kuadriseps tendonunun hem diz eklemine sürtünmesini önler, hem de kasın insersiyon açısını büyütür.⁹ Eklem yüzeyi teması dizin fleksiyonu ile değişir ve maksimum temas diz 45° fleksiyonda iken olur. Patella 45° diz fleksiyonun üzerinde laterale açılarak internal rotasyona uğrar.¹⁰ Patella kırıkdağı, 4-5 mm kalınlığı ile vücudun en kalın kırıkdağıdır. Bu kalınlık, diz fleksiyonda ve oturur vaziyetten kalkma sırasında dize uygulanan yüksek basıncı tamponlar.¹¹



Şekil 2. Tibianın ön, arka, üst ve alt yüzleri²²

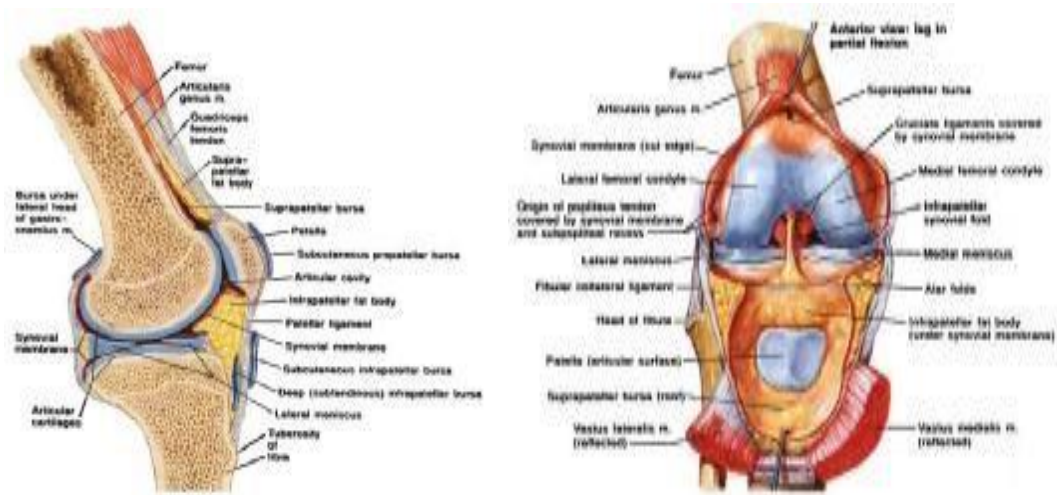
2.2.2. Kemik Dışı Yapılar

2.2.2.1. Eklem İçi Yapılar

2.2.2.1.1. Sinoviyal Membranlar ve Bursalar

Diz eklemi vücuttaki en büyük boşluktur. Bu boşluk suprapatellar bursa, patellofemoral eklem ve tibio-femoral eklemi örten sinoviyal dokudan oluşmaktadır. Sinovyal membran önde patella kenarına yapışır. Patellanın alt kutbundan infrapatellar yağ yastıkçığını örterek interkondiler çentiğe uzanan sinovyal kıvrımını (lig. mucosum, lig. infrapatellare) oluşturur. Eklem ön yüzünde kuadriseps tendonu örtüsü altında yukarı doğru uzanarak suprapatellar boşluğu oluşturur.⁸ Eklem kapsülünün arka bölümünün lateral yarısını döşeyen sinoviyal membran, çapraz bağların yan yüzünden öne doğru uzanır. (Şekil 3).

Diz eklemi çevresinde yüzeysel ve derin olarak yerleşmiş çeşitli bursalar yer almaktadır. En önemli olanları; bursa supra patellaris, bursa subkutanea prepatellaris, bursa infrapatellaris superficialis, bursa infrapatellaris profunda ve bursa muscoli semimembranosidir. Bu bursalar, eklem çevresindeki kapsül ve tendon yapılarının rahat çalışmasını sağlarlar.^{7,8}



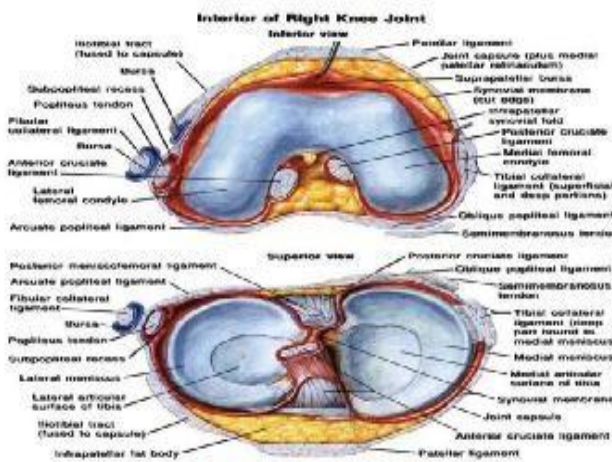
Şekil 3. Sinovyal membran ve bursalar²²

2.2.2.1.2. Menisküsler

Femur kondilleri ile tibia platosu arasındaki uyumsuzluk fibrokartilaj yapıdaki menisküsler aracılığıyla giderilmektedir. Menisküsler tibial eklem yüzeyinin 2/3'lük periferik kısmını kaplarlar. Menisküslerin kesitleri üçgen şeklinde olup periferik kısmı kalındır. Her iki menisküsü anteriorda birbirine bağlayan “ Ligamentum Transversum Genu” bulunur. Lateral menisküs medial menisküse göre sirküler yapıdadır ve daha hareketlidir. Lateral menisküsün arka boynuzundaki oluktan popliteus tendonu geçmektedir. Medial menisküs semisirküler yapıdadır ve orta hatta medial kollateral bağa yapışık olduğundan daha az hareketlidir. Medial menisküs posteromedialde eklem kapsülü ve semimembranosus tendonu ile ilişkidir. Menisküsler eklem stabilitesine katkıda bulunurken yük taşıma alanını artırarak birim alana düşen yüklenmeyi azaltmaktadırlar. Eklem kayganlığının sağlanması, şok absorpsiyonu ve eklem kıkırdığının beslenmesi diğer fonksiyonlarıdır.^{8,9} (Şekil 4)

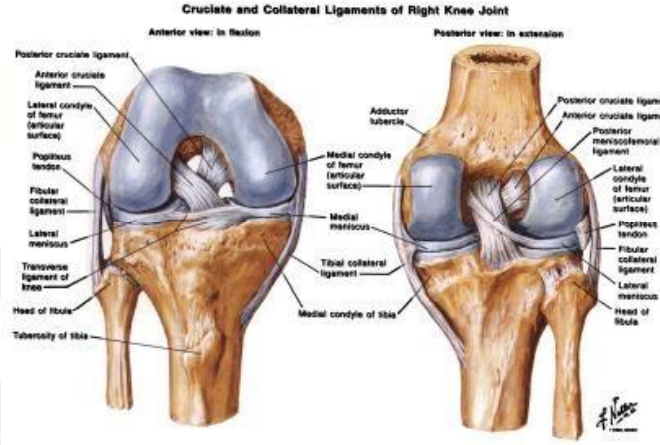
2.2.2.1.3. Çapraz Bağlar

Dizin fonksiyonel anatomisinde çapraz bağların önemi büyüktür. Ön ve arka çapraz bağ dizin ön-arka stabilizasyonda birincil rol alırken, mediolateral ve rotatuar stabilitede değişen derecelerde rol alırlar. Çapraz bağlar tibiada interkondiler eminensiyadaki yapışma yerine göre adlandırılır (Şekil 5). Çapraz bağlar aynı zamanda ağrı ve proprioepsiyonda da rol alır.⁸



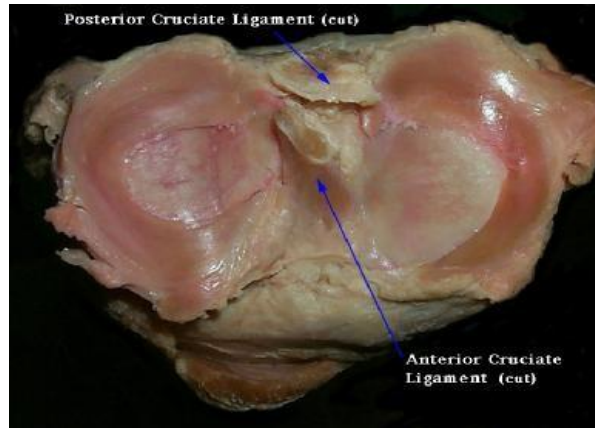
Şekil 4. Menisküsler²²

Ön çapraz bağ (ÖÇB): Lateral femoral kondilin posteromedial yüzünde yer alan bir fossadan başlayıp tibiada interkondiler eminensiyanın anteriorunun ön ve lateralinde yer alan fossaya yapışır. ÖÇB varus-valgus kuvvetlerine engel olurken aynı zamanda internal rotasyon streslerine de karşı koyar. Primer fonksiyonu tibianın öne deplasmanını engellemektir.⁸ (Şekil 6)



Şekil 5. Çapraz bağlar²¹

Arka çapraz bağ (AÇB): Medial femoral kondilin lateral yüzeyinden başlayıp tibianın posteriorunda intraartiküler üst yüzeyin arkasına yapışır. Primer fonksiyonu tibianın arkaya deplasmanını engellemektir. Aynı zamanda eksternal rotasyon streslerine karşı koyar. Dizin fleksiyonu esnasında, femurun tibia üzerinde kayarken yuvarlamasından yani femoral rollback'ten sorumludur.⁸



Şekil 6. Ön çaprazbağ ve arka çapraz bağ²³

2.2.2.1.4. Meniskofemoral Ligamentler

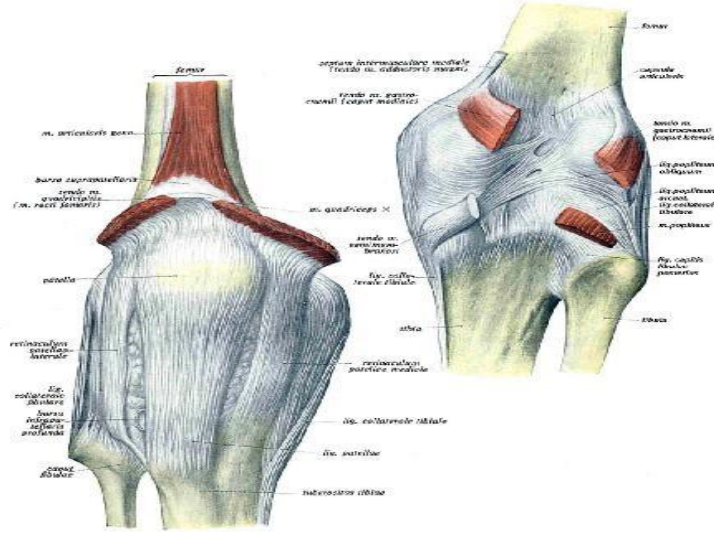
Lateral menisküs arka boynuzundan femur medial kondiline uzanan meniskofemoral bağlar, tibianın stabilizasyonunda rol oynar ve öne anormal hareketi engeller. Meniskofemoral bağlar AÇB ile olan ilişkisine göre adlandırılır. AÇB'nin önünde seyreden anterior meniskofemoral bağ "Humphry bağı" olarak adlandırılır. Posterior meniskofemoral bağ ise AÇB'nin posteriorunda seyreder ve "Wrisberg bağı" olarak adlandırılır. Meniskofemoral bağlar popliteus kasının kontraksiyonu ile oluşan tibia internal rotasyonuna karşı lateral menisküsü mediale doğru çeker.^{8, 11}

2.2.2.2. Eklem Dışı Yapılar

2.2.2.2.1. Kapsül ve Bağlar

Diz eklemine fibröz kapsülü, farklı bölgelerde kalınlaşarak bağ işlevi de görmektedir. Anterior kompartmanda yer alan m. quadriceps tendonu; anteriorda m. rectus femoris'in tendonu, ortada m. vastus lateralis (VL) ve m. vastus medialis'in (VM) birleşik tendonu, posteriorda ise m. vastus intermedius'un tendonu olmak üzere üç tabakadan oluşur. Patellar tendon, proksimalde patella alt kenarına, distalde tuberositas tibiaya yapışır. Yaklaşık 6 cm uzunluktadır. Yüzeyel lifleri proksimalde m. quadriceps tendonu ile birleşir. Patellar tendon, posteriorda bursa infrapatellaris ile sinovial mebrandan ayrılır.

Medial kompartman, üç tabakadan oluşur. En dıştaki tabaka, fasiya tabakasıdır. Orta tabakayı lig. collaterale tibiale (lig. collaterale mediale; MCL) ve lig. obliquus posterior (posterior oblik ligament; POL) oluşturur. POL dizin posteromedialinin ve medial menisküsün stabilitesinde görev alır. En iç tabaka, eklem kapsülüdür. Posteromedial köşede; posteromedial kapsül, m. semimembranosus tendon ve kılıfı ile desteklenmiştir. Tendon ve kılıfının dalları, posteromedial köşenin stabilitesini sağlayan en önemli yapıdır. Medial kapsüloligamentöz kompleks, statik ve dinamik dengeleyicilerden oluşur. Statik dengeleyiciler; yüzeyel MCL, derin MCL ve POL'dir. Dinamik dengeleyicileri ise m. semimembranosus tendonu ve tendon kılıfı, pes anserinus tendonları, m. gastrocnemius medial başı ve m. vastus medialis'tir.^{7, 8, 11} (Şekil 7)



Şekil 7. Kapsül ve bağlar ²²

Lateral kompartman da üç tabakadan oluşur. İlk tabakada lateral patellar retinakulum ile iliotibial traktustan uzanan lifler bulunur. İkinci tabakada lig. collaterale fibulare (lig. collaterale laterale; LCL), lig. fabellofibularis ve lig. popliteum arcuatum bulunur. LCL lateral femoral epikondilden fibula başına uzanır ve varus streslerine karşı primer stabilizasyondan sorumludur. Üçüncü tabaka eklem kapsülü tarafından oluşturulur. ^{7, 8, 11}

2.2.2.2.2. Muskulotendinoz Yapılar

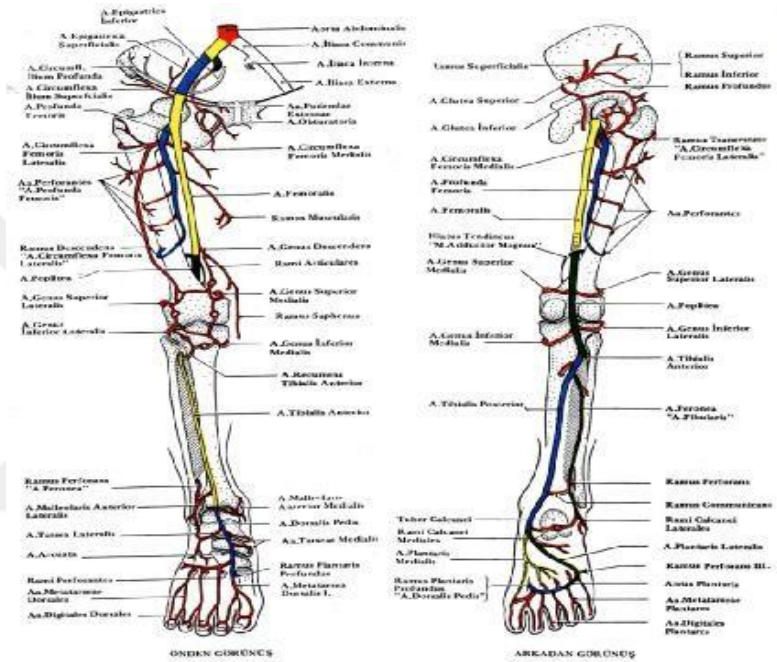
Diz eklemi çevresi kasları; m. quadriceps femoris (rektus femoris, vastus lateralis, vastus medialis ve vastus intermedius), m. tensor fascia lata, m. biceps femoris, m. semimembranosus, m. semitendinosus, m. sartorius, m. gracilis, m. adductor magnus, m. gastrocnemius, m. plantaris, m. soleus ve m. popliteus'tur. ⁸

2.2.3. Damarlar

A. femoralis, adduktor kanaldan çıktıktan sonra popliteal fossa'ya girer. Bu noktada ismi a. poplitea olur. Popliteal fossa'da ilerledikten sonra distalde m. popliteus'un distal ucunda a. tibialis anterior ve a. tibialis posterior uç dallarına ayrılarak sonlanır.

A.poplitea, dize 5 adet eklem dalı verir. A. superior medialis genus, a. superior lateralis genus, a. media genus, a. inferior medialis genus ve a. inferior lateralis genus eklem içi ve çevresi yapıların beslenmesinde rol oynarlar.^{8,9} (Şekil 8)

Alt ekstremitenin derin venlerinden Vv. tibialis anteriores ve Vv. tibialis posteriores v. poplitea'yı oluştururlar. Popliteal fossa'da v. saphena parva, popliteal venin yapısına katılır. Ven, adduktor kanaldan geçtikten sonra v. femoralis adını alır.^{8,9}



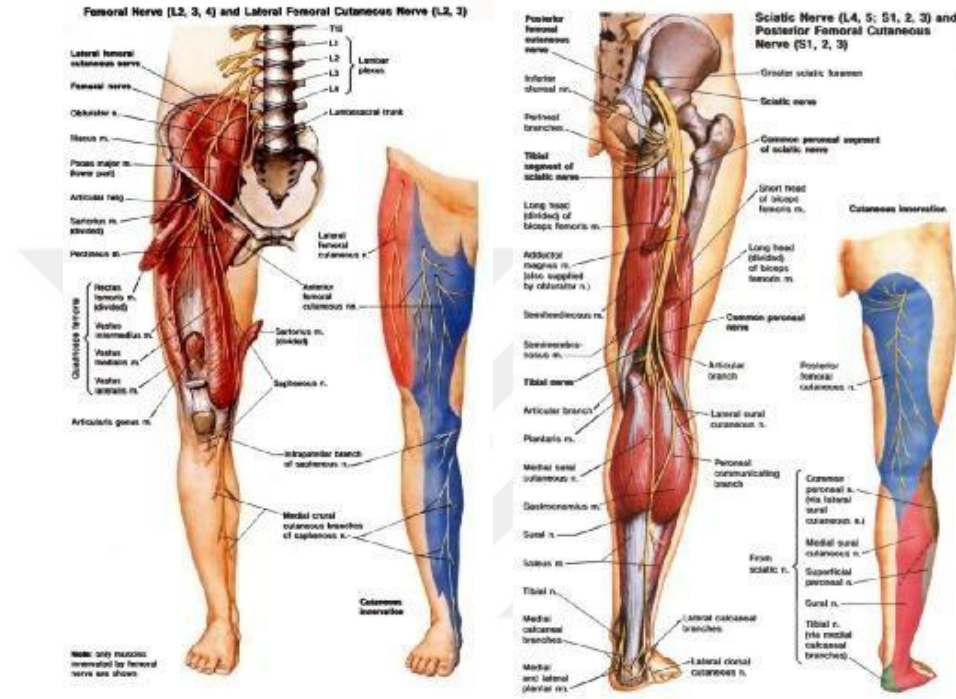
Şekil 8. Dizin kan dolaşımı²²

2.2.4. Dizin İnnervasyonu

Dizin innervasyonunu femoral, tibial, peroneal ve obturator sinirler sağlamaktadır. N. tibialis, siyatik sinirden ayrıldıktan sonra fossa poplitea'ya girer. Fossanın içinde dışa doğru n. cutaneus surae medialis dalını verir. Bu sinir r. communicans fibularis ile birleşerek n. suralis'i yapar. N. tibialis fossa içinde ayrıca kas dallarını ve diz eklemine dallar da verir. N. tibialis yandaş damarları ile birlikte medial malleollun arkasına kadar iner. Fleksor retinakulum'un derinindeki 3. kanaldan ayak tabanına girer. Burada n. plantaris medialis ve n. plantaris lateralis isimli uç dallarına ayrılır.

Peroneal sinir ise n. ischiadicus'tan ayrıldıktan sonra popliteal mesafede m. biceps femoris boyunca yakın komşulukta ilerler. Fibula başının posteriorundan dolanarak

distale uzanır. Safen sinir, femoral sinirin posterior bölümünden köken alır. Safen sinirden m. sartorius ile m. gracilis arasındaki fasyayı delerek ayrılan infrapatellar dal, m. sartorius'u çarpazlayarak anteromedial kapsül, patellar tendon ve anteromedialindeki cildin innervasyonunu sağlar.⁸ (Şekil 9)



Şekil 9. Dizin innervasyonu²²

2.2.5. Proprioseptif Duyu

Eklemdeki kapsül ve bağlar, içerdikleri küçük sinir terminalleri aracılığıyla bir nöromusküler işleve de sahiptir. Eklem yapılarında görülen bu reseptörlere, proprioseptör adı verilir. Dört tiptir:

Tip I. Ruffini korpüskülleri: Eklem kapsülü ve yüzeyel tabakalarında bulunur. Gerilmeye duyarlıdır.

Tip II. Vater Pacini Korpüskülleri: Eklem kapsülünün bütününde ve damarların

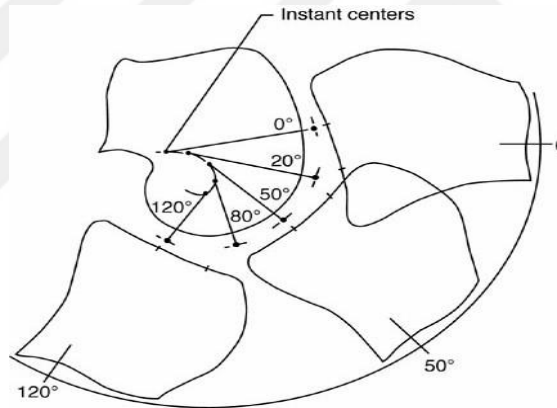
Tip III. Golgi cisimcikleri: Ligamentlerde bulunur.

Tip IV. Serbest sinir uçları: Kapsül perivasküler doku ve Hoffa yağ yastığında bulunurlar. Ligamentlerde de bulunabilirler. Ağrı duyusunu oluştururlar.

Menisküslerin eklem pozisyon hissinin proprioseptif feedback'inin sağlanmasında fonksiyon gördükleri öne sürülmektedir. Menisküslerde bazal kısımda serbest sinir uçları, ön ve arka boynuzda ise korpüsküler reseptörler toplanmıştır.^{8, 12}

2.3. Diz Eklemi Biyomekaniği

Dizin eklem yapısı, makara veya menteşeye benzemekle birlikte hareketi oldukça karmaşıktır. Normal yürüyüşte değişken transvers eksenlerde ve üç düzlemde hareket ortaya çıkar. Transvers düzlemdeki değişken eksenlere, anlık merkezler denir ve hareket bu merkezlerin çizdiği 'J' harfi şeklindeki çizgi üzerinde olur (Şekil 10).



Şekil 10. Anlık dönme merkezleri ve J şekli¹⁰

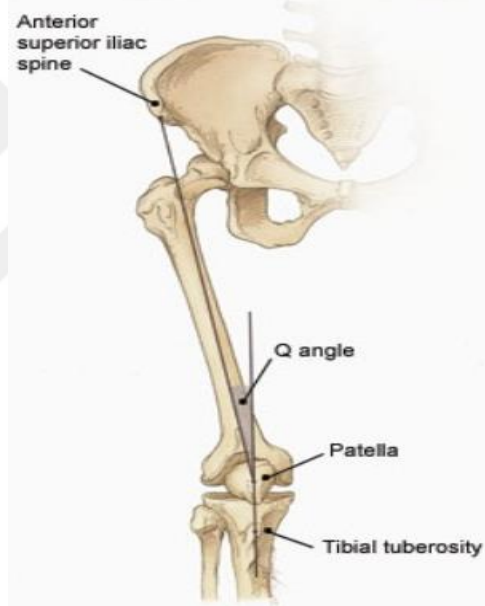
Diz hareketlerinin limitleri statik ve dinamik stabilize edici yapılarla belirlenir. Statik yapılar, dört ana bağla birlikte kemik yapı, kapsül ve menisküslerdir. Dinamik yapılar ise diz çevresi kaslar ve tendonlardır.¹⁰

Dizin ana hareketi rotasyon ve translasyondur. Ön-arka, medio-lateral, yukarı-aşağı translasyon yapar. Fleksiyon-ekstensiyon, iç ve dış rotasyon, varus-valgus açılanmaları da yaptığı rotasyon hareketleridir. Dizin fleksiyon ekstensiyon hareketi, çapraz bağlar ve kemik yapı tarafından oluşturulan dört bar sistemi ile açıklanabilir.¹⁰

Diz protezi tasarımında normal diz kinematiğinin sağlanabilmesi için femoral komponent ile tibial insert geometrisinin bu hareketleri sağlayacak şekilde tasarlanması

gerekir. ¹⁰ Lateral femoral kondilin yüksekliği, medial femoral kondilden fazladır. Lateral kondil göreceli olarak daha düzdür. Medial kondil ise daha kavislidir. Femoral kondillerin bu özelliği; diz tam ekstensiyonda iken medial tibial platonun dış rotasyonuna izin verir. ^{11, 12, 13, 14}

Patella, trokleada kuadriseps mekanizmasının oluştuğu belli bir valgus açısında (Q açısı) tutulur. Q açısı; spina iliaca anterior superior'dan patella ortasına çizilen çizgi ile patella ortasından tuberositas tibia'ya çizilen çizgi arasında kalan açıdır. Kadınlarda ortalama 15,7° erkeklerde ortalama 13,3° dir. Bu açı nedeniyle kuadriseps kası kasıldığı zaman patellayı dışa doğru kaymaya zorlar (valgus vektörü). Bu vektör, patellayı çıkmaya zorlar ve onun stabilizasyonunu bozar (Şekil 11).



Şekil 11. Q Açısı²⁴

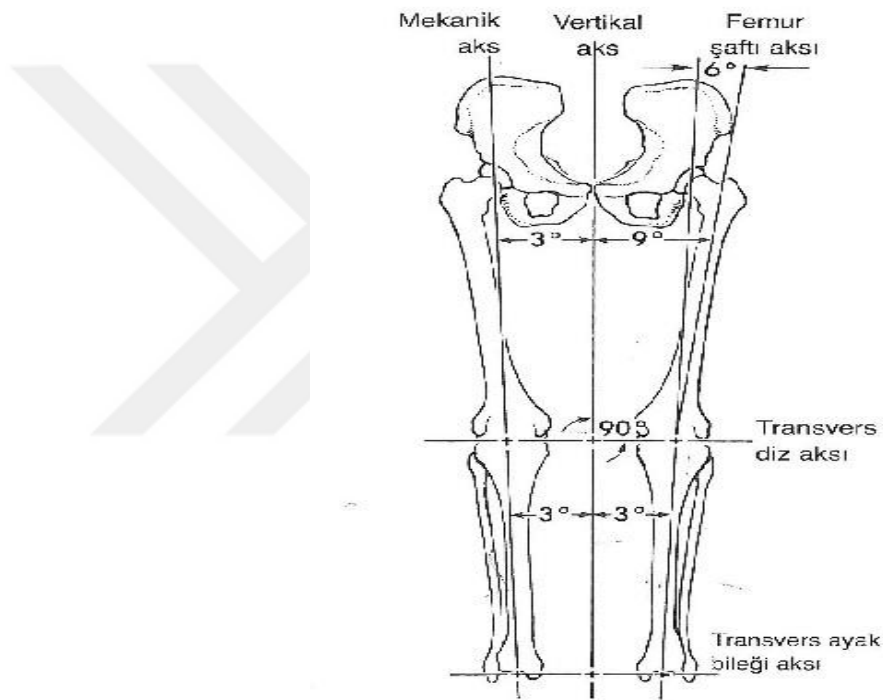
Patellofemoral eklemin stabilizasyonu, pasif ve aktif olarak sağlanır. Pasif stabiliteyi kemik ve bağlar sağlar. Kemiksel stabiliteyi sağlayan elemanlar trokleanın V şeklinde oluşu ve patella arka yüzünün de V şeklinde olup buna uyum sağlamasıdır. Patella arka yüzünün ve trokleanın düzleşmesi stabilizasyonu bozar. Bağsal stabilite; patella'yı, iç ve dış femoral epikondile bağlayan iç ve dış patellofemoral ligamentlerle sağlanır. İç patellofemoral ligamentin gevşekliği stabiliteyi bozar. Aktif olarak stabilite, kuadriseps kası ile sağlanır. Bu kas kasıldığı zaman bileşke gücü etkisi ile patella'yı troklea içine bastırır. ^{11,13,14}

Diz eklemi biyomekaniği ile birlikte incelenmesi gereken bir diğer konu da alt ekstremité akslarıdır;

Mekanik aks: Femur başı merkezinden, diz eklemi merkezine ya da hemen lateraline, oradan da ayak bilek eklemi ortasına uzanan bir çizgidir.

Vertikal aks: Ayakta duran kişide, simfisis pubis'in tam ortasından geçen (vücut ağırlık merkezi) ve transvers eksenle 90°lik açı yapan bir çizgidir.

Anatomik aks: Femurda ve tibiada shaftın ortasında geçen çizgidir. ^{4,14} (Şekil 12)



Şekil 12. Alt ekstremité anatomik ve mekanik aksları ¹⁸

Mekanik aks, vertikal aksa göre 3° valgustadır. Artroplastide tüm alt ekstremitenin normal ilişkisi ve dizilimi düzenlenmeli, dizin transfer aksı yere paralel hale getirilmeli ve eklemi çarpazlayan güçlerin, normal dize en yakın konumuna getirilmesi artroplastisinin uzun dönemde başarısı üzerinde önemli yeri vardır.

2.4. Protez Tasarımı ve Kinematığı

Günümüze kadar insan dizinin kompleks hareketlerini kopya edebilmek için birçok çalışma yapılmıştır. Sonuçta çok çeşitli protez tipleri ortaya çıkmış fakat birebir uyuma sağlanamamış ve ideal protez tipi belirlenememiştir. İdeal bir protez, ligament gerginliği ve eklem kinematığını değiştirmemeli, normale yakın eklem hareket açısına izin vermeli ve anatomik bütünlüğü sağlayabilmelidir.

Total diz protezlerinde başarılı sonuç elde etmek için kinematik, yük transferi, uzun süre dayanıklılık olmak üzere üç önemli kriter mevcuttur. Normal diz fonksiyonları yuvarlanma (rolling), kayma (sliding) ve rotasyon hareketlerini içermektedir. Yuvarlanma ve rotasyon aksları kayma hareketi nedeniyle sabit değildir. Dizin ilk 20°-30° fleksiyonunda sadece yuvarlanma hareketi mevcut iken fleksiyon derecesi arttıkça femur, tibia üzerinde posteriora doğru kayar. Dizin bu önemli hareket kombinasyonunda, özellikle femoral rollback'te en önemli görev AÇB'ındır.^{5,10} Total diz protezlerinde AÇB'a göre; ligamentin sağlam bırakıldığı, ligamentin kesilerek feda edildiği, ligamentin yerini tutabilen posterior stabilizer tasarımlar uygulanmaktadır. AÇB'ı koruyan tip protezlerde; eklem hareket açıklığının daha fazla, protezlere binen yüklerin daha az, merdiven çıkma kapasitesinin daha iyi olduğu ve propriosepsiyon ile eklem stabilitesinin daha iyi sağlandığı iddia edilmiştir.¹⁵

Arka çapraz bağın kesildiği tür protezlerde femurun tibiaya göre yer değiştirmesi 'cam mekanizması' ile sağlanır. Bu protezlerin dezavantajı 'cam' mekanizması için femoral kemikten daha fazla rezeksiyon gerektirmesidir. Ancak tibial eklem yüzeyi femurla uyumlu olduğu için polietilen aşınması bir sorun olarak kendisini göstermemiştir. Arka çapraz bağın kesildiği diz protezlerinde, arka çapraz bağ dengelemek veya gerginliğini sağlamak endişesi olmadığı için tibiadan daha az kemik eksizyonu yaparak protezin daha sağlam bir kemik yapı üzerine oturtulması olanağı bulunmaktadır.¹⁶

2.5. Diz Protezlerinin Sınıflandırılması

2.5.1. Tek Bölümlü (Unikompartmental) Protezler

Total diz protezi uygulamalarının ilk yıllarında oldukça popüler iken günümüzde kullanımı oldukça azalmıştır. Minimal kemik rezeksiyonu uygulanması, implantın küçük olması, sadece bozuk olan kompartmanın değiştirilmesi gibi avantajları vardır.¹⁷

Bu prosedür; unikompartmental artritli olan sedanter hastalar, osteotomi geçirmeye gönülsüz hastalar ve beklenen yaşam süresi unikompartmental diz artroplastisi (UDA) ömründen uzun olmayan, total diz artroplastisi gibi büyük cerrahiyi önleyen tıbbi durumu olan hastalar için düşünülebilir. 10° den fazla varus 15° den fazla valgus deformitesi, 90° den az eklem hareket açıklığı, 15° den fazla fleksiyon kontraktürü, ön çapraz bağ yetersizliği, karşı tibiofemoral kompartmanda veya patellofemoral eklemden osteoartrit olması, geçirilmiş enfeksiyon varlığı ve hastanın genç olması ise bu protezin uygulanmasını sınırlı kılar.¹⁷

2.5.2. İki Bölümlü (Bikompartmental) Protezler

Tibia ve femur yüzeylerinin birlikte değiştirildiği ancak patellofemoral ekleme dokunulmayan, yüksek gevşeme oranı ile günümüzde tercih edilmeyen tasarımlardır. Bu tip protezlere örnek olarak dukondiler protez verilebilir. Bu protezlerde anterior köprü ile birleşen iki unikondiler femoral komponent, iki düz tibial komponent ile eklemleniyordu. Tibial komponent çökmesi ve deformasyon sık görülen komplikasyonlardı.¹⁷

2.5.3. Üç Bölümlü (Triompartmental) Protezler

Patellofemoral eklemin de değiştirilmesine izin veren protezlerdir. (Şekil 13) Günümüzde sınırlandırıcı olmayan (nonconstrained), yarı sınırlayıcı (semiconstrained),

tam sınırlayıcı (constrained) olmak üzere üç tip protez tasarımı vardır.

a) Sınırlayıcı olmayan protezler; deformasyonun olmadığı dizde kolaylıkla uygulanırken koronal plan deformitelerinin aşırı olduğu dizlerde dizilimin ve yumuşak doku dengesinin çok iyi ayarlanması gereklidir.



Şekil 13. Trikompartmantal diz protezi²⁵

b) Yarı sınırlayıcı protezler; ileri derecede fleksiyon kontraktürü veya koronal plan açısal deformiteleri olan dizlerde rahatlıkla uygulanabilir. Günümüzde en çok tercih edilen diz protezleri, trikompartmantal yarı kısıtlayıcı (semiconstrained) tip protezlerdir. Bu gruptaki diz protezleri ayrıca; AÇB'ı koruyan ve AÇB'ı kesen olmak üzere iki ana gruba ayrılırlar.

AÇB Koruyan Primer Diz Artroplastileri: Diz eklemindeki çapraz bağların en önemli görevlerinden birisi dizin statik stabilitesini sağlamaktır. AÇB korunmasıyla birlikte AÇB, fleksiyonda gerilerek femurun tibia üzerinde anteriora disloke olmasını engeller ve femoral geri yuvarlanma (roll-back) oluşturulur. Diz hareketinin oluşabilmesi için prostetik eklem tibia yüzeyinin düz ve posteriorda inferiora eğimli olmak zorundadır. Bunun nedeni fleksiyonda arka çapraz bağın statik gerginliği nedeniyle posteriorda femur ve tibia arası boşluğun daralmasıdır.¹⁵ (Şekil 14).

AÇB Kesen Primer Diz Artroplastileri; Arka çapraz bağın kesilmesi dizde menteşe şeklinde hareketle birlikte daha uyumlu iyi temas eden prostetik eklem kullanma olanağını sağlar. Bu sayede femoral komponentin polietilen ara yüzey üzerinde temas yüzeyinin genişlemesi ile polietilen içerisinde stres yoğunlaşmasına engel olunur.

Ayrıca arka çapraz bağın kesildiği diz protezlerinde posterior subluksasyonun önlenmesi için protez tasarımında posterior translokasyonu engelleyen bir yapı olmalıdır.¹⁵ (Şekil 15)



Şekil 14. AÇB'koruyan diz protezi²⁶

Arka çapraz bağı kesen implantlarda tibial polietilen ortasında, femoral kondillerin ortasına transvers yerleştirilmiş post ile karşılıklı olacak şekilde bir 'cam' bulunur. Dizin fleksiyon sınırında tibial cam, femoral postu durdurarak femurun anteriora yer değiştirmesine engel olur ve stabiliteyi sağlar.¹¹



Şekil 15. AÇB'ı kesen diz protezi²⁶

c) Sınırlayıcı protezler; menteşeli, menteşesiz veya dönen menteşeli tipleri vardır. Bu grupta gevşeme, aşınma ve kırılma sık görülür. Menteşeli tipler yüksek orandaki komplikasyonları nedeniyle tümör cerrahisi dışında pek kullanım alanı bulmamaktadır.¹⁷ (Şekil 16)



Şekil 16. Tam sınırlayıcı diz protezi²⁶

2.6. Total Diz Artroplastisi

2.6.1. Temel Prensipler

Primer diz artroplastisinde amaç kemik yüzeylere tam oturan iyi tespit edilmiş bir protezle beraber normal mekanik aksın sağlanmasıdır. Femoral ve tibial kesilerle, yumuşak doku dengelenmesiyle bu amaca ulaşılmaya çalışılır. Alt ekstremitenin mekanik aksı, vertikal vücut aksına göre 3° valgustadır. Femurun anatomik aksı, alt ekstremiten mekanik aksına göre 6° valgusta, vertikal vücut aksına göre de 9° valgustadır. Tibianın anatomik aksı, alt ekstremiten mekanik aksına paralel ve vertikal vücut aksına göre 3° varustadır.¹¹

2.6.2. Endikasyonlar

TDA’nde endikasyon kararını verirken hastanın yaşı, genel durumu, beklentileri, rehabilitasyona uyumu değerlendirilmeli ve hastaya mutlaka konservatif tedavi şansı verilmelidir. Ancak tüm bunlara rağmen fayda görmüyorsa TDA düşünülmelidir.

Günümüzde ileri evre izole patellofemoral artroz total diz artroplastisi endikasyonu olarak kabul edilmektedir.²⁷ Total diz artroplastinde amaç ağrıyı gidermek, stabil ve fonksiyonel bir hareket açıklığı sağlamak ve mevcut deformiteyi düzeltmektir.²⁸

Total diz artroplastisi uygulanmadan önce tüm konservatif tedavi methodları denenmeli ve artroplastisi dışındaki cerrahi tedavi seçenekleri göz önünde bulundurulmalıdır. Total diz artroplastisi son evre osteoartriti olan ve bu tedavi seçeneklerinden fayda görmeyen hastalarda endikedir.²⁹

Tüm tedavi seçeneklerine rağmen ciddi semptomları olan hastalarda total diz artroplastisi endikasyonları şunlardır :

1. Romatoid artrit : Yaşa bakılmaksızın ciddi ağrı ve hareket kısıtlılığı durumunda uygulanır. Romatoid artritte eklem tutulumu % 70 bilateraldir.⁵
2. Osteoartrit : Dejeneratif osteoartrit nedeniyle total diz artroplastisi planlanan hastalarda cinsiyet, yaş, meslek, aktivite düzeyi, kilo göz önüne alınması gereken faktörlerdir.⁵
3. Posttravmatik artrit : Travmatik eklem yaralanmaları sonucunda gelişen artrozlarda uygulanabilir.⁵
4. Patellofemoral osteoartrit : Yaşlı hastalarda, tek başına ileri patellofemoral osteoarroz total diz artroplastisi endikasyonları arasında yer almaktadır.⁵
5. Osteotomi sonrası : Bozulmuş olan yük dağılımının düzenlenmesi için yapılan yüksek tibial osteotomi veya suprakondiler femoral osteotomisi sonrası ağrı şikayeti ve progresif osteoartrit gelişen hastalarda total diz artroplastisi endikedir.⁵

TDA'nın diğer endikasyonları ise osteokondromatozis, pigmente villonodüler sinovit, sistemik lupus, osteonekroz, posttravmatik artroz, gut ve bunun gibi dejeneratif, destrüktif hastalıklar sayılabilir.¹⁵

2.6.3. Total Diz Artroplastisi Kontrendikasyonları

1. Aktif enfeksiyon: Aktif enfeksiyon total diz artroplastisinin kesin kontraendikasyonları arasında yer almaktadır. Aktif ya da rekürren enfeksiyon durumlarında total diz artroplastisi yerine artrodez daha iyi bir seçenektir.⁵

2. Ekstansör mekanizma yetersizliği: Dizine aktif ekstansiyonu sağlayamayan hastalarda artrodez daha iyi bir seçenektir.⁵

3. Genu Rekurvatum: Kas güçsüzlüğü ile birlikte genu rekurvatumlu hastalarda total diz artroplastisi endike değildir. Erken gevşeme bu hastalarda kaçınılmazdır.⁵

4. Artrodez: Ağrısız ve uygun pozisyonda olan bir dize tekrar hareket kazandırmak için artroplasti yapılmamalıdır. Gevşeme en büyük problemdir ve bu hastalarda yeniden artrodez her zaman mümkün olmayabilir.⁵

2.6.4.Total Diz Artroplastisi Komplikasyonları

Total diz artroplastisi sonrasında görülebilecek komplikasyonları genel ve lokal komplikasyonlar olmak üzere iki grupta toplayabiliriz.¹⁹

Genel komplikasyonlar :

Total diz protezi uygulanan hastalar genellikle yaşlı grupta yer aldığından aterosklerotik kalp hastalığı, hipertansiyon, diabet mellitus, kronik obstrüktif akciğer hastalığı gibi sorunlara çok sık rastlanmaktadır. Hastaya ait bu tıbbi durumlar gerek perioperatif gerekse de postoperatif dönemde morbidite ve mortaliteye neden olabilmektedir. Amerika Birleşik Devletleri'nde yapılan bir çalışmada artroplasti sonrası 30 gün içinde mortalite hızını % 0,21 olarak saptanmıştır. Primer artroplasti olgularında mortalite hızı revizyon olgularına göre daha yüksek kaydedilmiştir. 70 yaşın üstündeki, sementli tespit uygulanan, önceden kardiopulmoner hastalık öykü olanlar, primer artroplasti uygulananlar ve aynı anda bilateral artroplasti uygulanan vakalarda mortalite hızının yüksek olduğunu belirtmişlerdir.³⁰

Lokal komplikasyonlar

Yara yerine bağlı komplikasyonlar: Total diz artroplastisinde protezin üzerini örten yumuşak dokunun nispeten ince olması nedeniyle yara yeri iyileşmesi önem arz eder. Yara yerinde sıklıkla seröz akıntı, yüzeysel ya da derin hematoma formasyonu, yara yeri

iyileşmesinin gecikmesi ve cilt nekrozu gibi sorunlar yaşanmaktadır. Primer artroplastilerin % 0,5'inde ilk 5 gün içinde seröz ya da serohemanjiöz akıntılar görülebilmektedir.³¹

Vasküler komplikasyonlar: Artroplasti sonrası damar lezyonları % 0,03-% 0,2 gibi düşük oranda görülür. Damar lezyonları arteriyel oklüzyon, arteriovenöz fistül ve arteriyel anevrizma şeklindedir. Arteriyel oklüzyon genelde kalsifiye aterom plağının kırılıp distalde embolizasyonu ile gerçekleşir. Arteriovenöz fistül ve arteriyel anevrizma popliteal arterde ya da turnike seviyesinde direkt travma sonucu oluşmaktadır.³¹

Vasküler sisteme ait diğer bir komplikasyon derin ven trombozudur. Total diz artroplastisinde profilaksi yapılmamışsa venografi ile tespit edilen tromboemboli oranı % 50-84 gibi yüksek sıklıktadır. Profilaksi ile bu oran % 22-57'lere düşürülmektedir. Semptomatik derin ven trombozu görülme insidansı % 1-10 arasındadır. Bunun sistemik komplikasyonu olan pulmoner emboli görülme insidansı % 0,5 - 6'lardadır.³¹

Sinir lezyonları: Total diz artroplastisi sonrası görülen en sık sinir yaralanması peroneal sinir paralizidir. Değişik serilerde peroneal sinir paralizi görülme sıklığı % 0,3 ile % 3 arasındadır. Peroneal sinir özellikle ileri derece deformitesi ve fleksiyon kontraktürü olan dizlerde düzeltme sonrası gerilir. Bunlar dışında oluşan hematoma formasyonunun veya kullanılan elastik bandajın dıştan basısı sonucu paraliz gelişebilir. Kalıcı tam paraliz nadirdir. Eğer 3 ay geçmesine rağmen paralizde düzelme olmuyorsa peroneal sinir eksplorasyonu önerilir.³¹

Protez çevresinde görülen kırıklar: Protez çevresi kırıklar eklem seviyesinden 15 cm. uzaklıkta ya da stem varsa stemden 5 cm. uzaklıktaki mesafede gelişen kırıklardır. Protez çevresi kırıklar sıklıkla femurda olmakta, tibiada daha seyrek görülmektedir. Anterior femoral kesi yapılırken oluşan çentiklenme (anterior notching) bu bölgede kırık için potansiyel zayıf bir bölge oluşturur. Periprostetik kırıkların tüm tedavi seçeneklerinde amaç stabil tespit ve erken hareketin sağlanmasıdır.³²

Heterotropik ossifikasyon: Total diz artroplastisi sonrası gelişen heterotropik ossifikasyonlar genelde asemptomatiktir. Değişik serilerde insidans % 1-42 arasında bildirilmiştir. Heterotropik kemik adacıkları ağrı ve hareket kısıtlılığı dışında sorun teşkil etmezler. Radyografik olarak postoperatif 3. ayda belirir ve 2 yıldan sonrada büyüme göstermez.³³

Ekstansör mekanizma komplikasyonları: Total diz artroplastisi sonrasında gelişen komplikasyonların geniş bir kısmı patellofemoral bölge ile ilgilidir. Bu komplikasyonların sıklığı artroplasti ile uğraşan ortopedik cerrahları patellayı değiştirmeme düşüncesine itmektedir. Patellofemoral komplikasyonlar kendisini ön diz ağrısı şeklinde göstererek artroplastiyi başarısız kılmaktadır. Patellofemoral instabilite, patella kırıkları, polietilen aşınması, gevşeme, pateller tendon ve kuadriceps rüptürü, peripatellar skar ve yumuşak doku hipertrofileri patellofemoral komplikasyonların başlıcalarıdır.³⁴

Enfeksiyon: Total diz artroplastisinin en korkulan komplikasyonudur. Total diz artroplastisi sonrasında görülen enfeksiyonlar erken ve geç enfeksiyonlar şeklinde değerlendirilir. Erken enfeksiyon protez uygulaması sonrası ilk 3 ay içinde görülen enfeksiyonlardır. 3 aydan sonra görülen geç derin enfeksiyonlar genellikle hematogen yolla oluşur. enfekte diz artroplastilerinde en sık görülen patojen stafilokokkus aureustur. Bunu koagülaz negatif stafilokoklar, streptokoklar ve enterokoklar takip eder. Son yıllarda metisiline dirençli stafilokokus aureus ve vankomisine dirençli enterokok faecium sık rastlanan etken olarak karşımıza çıkmaktadır. Enfeksiyon riski taşıyan hastaların cerrahilerinde antibiyotikli çimento kullanılması önerilmektedir.³²

Enfekte total diz artroplastisinin tanısında; klinik, laboratuvar, radyoloji ve sintigrafi kullanılmaktadır. Sintigrafik tetkiklerden indium işaretli lökosit sintigrafisi duyarlılığı ve seçiciliği en yüksek olanıdır. Bunların yanında aspirasyon sıvısının bakteriyolojik incelemesi tanıya yardımcı olmaktadır.³⁵

Gevşeme: Aseptik gevşeme protezin kemik ile fiksasyonunun zamanla sona ermesidir. Polietilen ve metal debrislerin indüklediği makrofajların osteolizi başlattığı düşünülmektedir. Aseptik gevşemeden birinci derecede malalignment sorumlu tutulmaktadır. Aseptik gevşeme sıklıkla tibial komponent de gözlenir. Femoral komponent de seyrek ve ilk olarak posterior kondiler bölgede gözlenir.³⁶

Eklem instabilitesi ve dislokasyon: Dizde instabilite ağrı ve boşalma hissinden dislokasyona kadar geniş bir şekilde gözlenebilir. Dizde bağ dengesinin kurulamaması, ameliyat esnasında bağların zedelenmesinden, kemik rezeksiyonların hatalı yapılmasından ve komponentlerin uyumsuz rotasyonel yerleşimden kaynaklanabilir.

Protez komponentlerinin hatalı yerleştirilmesi, özellikle de tibial komponentin internal rotasyonda yerleştirilmesi instabilite nedenleridir.³²

Hareket kısıtlılığı ve nedeni açıklanamayan ağrı: Hareket açıklığının artırılması ve ağrının giderilmesi artroplastinin temel amacıdır. Günlük aktivitelerin devamı için yeterli hareket açıklığı temini gerekmektedir. Ritter ve arkadaşları postoperatif hareket açıklığını etkileyen faktörleri belirlemek için yapılan çalışmada en önemli faktörün preoperatif hareket açıklığı olduğunu belirtmişlerdir. Bunun dışında cinsiyet, yaş, cerrahi teknik, preoperatif tibiofemoral dizilim, etyoloji, postoperatif rehabilitasyon ve protez tasarımı hareket açıklığını etkileyen diğer faktörlerdir.³⁷

2.6.5. Preoperatif Hazırlık

Başarılı bir diz artroplastisi; uygun implant seçimi, doğru insizyon, iyi bir cerrahi teknikle eklem yüzeylerinin replasmanı ile sağlanabilir. Bu da ancak hastanın preoperatif dönemde ayrıntılı şekilde değerlendirilmesi ve iyi bir preoperatif hazırlık ile sağlanabilir. Preoperatif hazırlık total diz artroplastisinin belki de en önemli basamağıdır.³⁸

2.6.5.1. Anamnez ve Fizik Muayene:

Anamnez, fizik muayene, laboratuvar tetkikler ve radyolojik değerlendirme preoperatif değerlendirmenin ana basamaklarıdır. Ayrıntılı anamnez alınarak hastanın medikal kondüsyonu ortaya konmalıdır. Hastaların büyük çoğunluğu yaşlı hasta grubundandır ve bu yaş grubunda sık rastlanılan hastaya ait sistemik hastalıklar, gerek perioperatif gerekse de postoperatif dönemde morbidite ve mortaliteye neden olabilmektedir. Geçirilmiş operasyon anamnezi cerrahi teknik açısından önemlidir.

Fizik muayenede öncelikle alt ekstremitte dizilimi değerlendirilir. Herhangi bir deformite olup olmadığı; varsa deformitenin derecesi, nedeni, fiksye ya da düzeltilebilir olup olmadığı belirlenir. Diz hareket açıklığı değerlendirilir. Hareket kısıtlılığı ve fleksiyon kontraktürü olan hastalarda bunların derecesine göre kollateral bağ gevşetmesi dışında ek gevşetmeler ya da ek kemik kesileri planlanabilir. Gerekirse bu hastalarda genişletilmiş yaklaşımlar uygulanabilir. Mediolateral laksite, instabilite varlığı ve derecesi değerlendirilir. Varus-valgus stres testleri uygulanarak gevşek ve sıkı yapılar belirlenmelidir. Total diz artroplastisi yumuşak doku denge ameliyatı olduğundan

preoperatif olarak yapılacak olan gevşetmeler planlanır. Dikkatli nörolojik muayene ve motor kuvvet testleri yapılarak özellikle kuadriiceps kas kuvveti değerlendirilmelidir. Yeterli kuadriiceps kas kuvveti olmayan hastalarda diz artroplastisi kontraendikedir.³⁸

2.6.5.2. Radyolojik Değerlendirme:

Radyolojik değerlendirmede, standart basarak ayakta AP ve lateral diz grafileri alınır. Eklem mesafesindeki daralma, osteofitik değişiklikler, skleroz, kemik kalitesi ve dizilim hakkında bilgi edinilir. Eklem içi serbest cisim varlığı ya da dizin posteriorunda lokalize ve fleksiyon kontraktürüne neden olabilecek osteofitler gözlenebilir. Patellofemoral eklem ilişkisini değerlendirmek için tanjansiyel grafiler alınır. Tünel grafi ile interkondiler notch ve posterior kondiller değerlendirilir. Ayrıca basarak 45° fleksiyon pozisyonunda posteroanterior yönde alınan diz grafisinde tibiofemoral eklem mesafesinin değerlendirilmesinde kullanılır. Yük binen pozisyonda alındığından eklem mesafesindeki daralma ve posteriordeki dejenerasyon daha iyi değerlendirilir.³⁹

Standart 1 metre mesafeden alınan grafiler yeterli olmakla birlikte; çekilebilirse ortoröntgenografi, normal mekanik aksın sağlanmasında cerraha yardımcı olmaktadır. Ortoröntgenografi ile dizin anatomik ve mekanik aksları belirlenir. Mekanik aks bozulmuşsa orta hattın ne kadar sapma gösterdiği hesaplanır. Deformite mevcutsa bunun nereye ait olduğu ve derecesi belirlenir. Femur ve tibia da herhangi bir eğim varsa rahatlıkla tespit edilir. Böylece intramedüller ya da ekstramedüller guidelerin hangisinin tercih edileceğine karar verilir.⁴⁰

2.6.5.3. Skorlama:

Hastanın preoperatif ve postoperatif durumunun, uygulanan tedavinin başarısının değerlendirilmesi ve farklı tedavi methodlarının sonuçlarının karşılaştırılmasında skorlama sistemleri kullanılır. Diz artroplastisinin sonuçlarının değerlendirilmesinde üç skorlama sistemi kullanılır. Hospital for Special Surgery Diz Skoru (HSS) (1970), Diz Cemiyeti Skoru (KSS) (1983), WOMAC (Western Ontario and Macmaster).⁴¹

HSS ve KSS daha çok fizik muayene dayalı sistemlerdir ve protez dinamiği ile ilgili bilgi veren değerlendirme sistemleridir. WOMAC ise daha çok diz fonksiyonunu ve postoperatif dönemdeki ağrıyı değerlendirir. Skorlama sistemleri ile ağrı, fonksiyon, hareket açıklığı, fleksiyon deformitesi ve instabilite değerlendirilir.⁴¹

2.6.5.4. Tromboemboli Profilaksisi :

Tromboemboli profilaksisi tüm hastalara uygulanmalıdır. Yaşlı, obez, immobil hastalar ve önceden geçirilmiş derin ven trombozu öyküsü olan hastalarda tromboemboli riski daha fazladır. Ayrıca cerrahi sürenin uzun sürmesi durumunda risk artmaktadır. Operasyon süresinin 90 dakikayı geçen olgularda risk 2 kat artar.

Profilaksi; mekanik ve farmakolojik olmak üzere iki şekilde uygulanabilir. İdeal olanı mekanik ve farmakolojik profilaksinin birlikte uygulanmasıdır. Erken mobilizasyon, antitromboembolik çorap kullanımı, pnömotik pompa kullanımı mekanik yöntemler arasındadır. Farmakolojik tromboemboli profilaksisi amacıyla heparin, düşük molekül ağırlıklı heparin türevleri (DMAH), warfarin, dekstran, asetil salisilik asid, hirudin, pentasakkaritler kullanılan preparatlardır. Rejyonel anestezi planlanmayan hastalarda preop 12 saat önce, rejyonel anestezi planlanan hastalarda ise postoperatif dönemde profilaksiye başlanmalıdır.⁴²

2.6.5.5. Turnike Uygulanımı:

Total diz artroplastisinde daha seri, temiz ve teknik çalışma için turnike kullanılmalıdır. Turnike olabildiğince uyluğun proksimale yerleştirilmelidir. Turnike süresinin 2 saati aşan olgularda, sonlandırılıp reperfüzyondan sonra hemostaz sağlanması önerilir.³¹

Vasküler yetmezlikli hastalarda turnike uygulanmasından kaçınılmalıdır. Vasküler yetmezlik düşünülen hastalarda Doppler USG’de “Ayak bileği brakiyel indexi” (ABI) adı verilen parametre kullanılarak vasküler kapasite değerlendirilir. ABI normalde 0,9’un üzerinde olması gerekmektedir. ABI 0,9’un altında ise operasyon esnasında

vasküler komplikasyon gelişme riski yüksektir. Eğer ABI 0,5'in altında ise angiografi ve revaskülarizasyon endikasyonu mevcuttur.⁴³

2.6.5.6. Antibiyotik Profilaksisi:

Antibiyotik profilaksisinde 1.Kuşak sefalosporin türevi Sefazolin sodyum 1gr intravenöz olarak cerrahiden 15-30 dak.önce uygulanmalıdır. İdrar sondası uygulanan hastalarda Gram (-) etkenlere yönelik Amikozid türevi Netilmisin 300 mg intramusküler uygulanması önerilmektedir. Bunun dışında profilaksi amaçlı sefuroksim 1,5 gr ya da vankomisin 1 gr. intravenöz olarak ameliyattan hemen önce uygulanabilir.³²

2.6.6. Total Diz Artroplastisi'nde Cerrahi Teknikler

2.6.6.1. İnsizyon

Total diz artroplastisi cerrahisinde en sık kullanılan insizyon anterior orta hat insizyonu olmakla birlikte anterior medial ve lateral parapatellar insizyonlar da tanımlanmıştır. Değişik varyasyonlar var olmasına rağmen genel olarak yapılan anterior orta hat insizyonlarda safen sinirin infrapatellar dalı risk altındadır. Cerrahi sırasında bu yapının zarar görmesi durumunda ameliyat sonrası hastanın dizinin dış kesiminde hissizlik gelişebilir. İnsizyon esnasında dizin fleksiyon pozisyonunda olması önerilir. Böylece cilt altı dokular orta hattan uzaklaşır ve disseksiyon sırasında cerraha kolaylık sağlar. Daha önceden insizyon bölgesinde kullanılabilir bir longitudinal insizyon skarı mevcutsa öncelikli olarak insizyon bu hatta yapılmalıdır. Eğer birden fazla insizyon skarı mevcutsa, bu bölgede cilt beslenmesi daha çok medial taraftan gerçekleştiğinden cilt dolaşımını riske atmamak için en lateraldeki insizyonu hattının kullanılması önerilir. Yapılacak insizyonun yeterli uzunlukta olmaması ekartasyon sırasında aşırı cilt gerilmesine ve dolayısı ile bölgesel cilt nekrozlarına yol açabilir.⁴⁴

2.6.6.2. Artrotomi

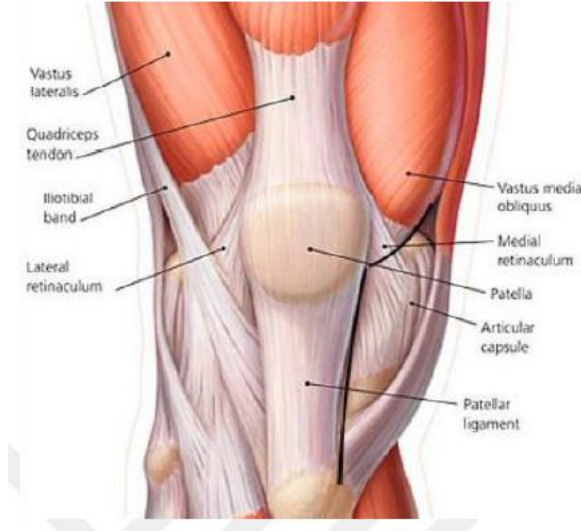
Total diz artroplastisinde cilt insizyonu sonrası ekleme ulaşmak için standart olarak medial parapatellar, subvastus, midvastus ve lateral parapatellar artrotomiler tanımlanmıştır. Bununla birlikte daha geniş bir cerrahi yaklaşım gerektiğinde rektus snip, V-Y quadicepsplasti ve tibial tüberkül osteotomisi kullanılabilir.

2.6.6.2.1. Medial Parapatellar Girişim:

Total diz artroplastisinde en çok kullanılan artrotomi medial parapatellar girişimidir. Bu teknikte cilt, cilt altı dokular geçildikten sonra artrotomi insizyonu proksimalde quadriceps tendonunun 1/3 lük medial kısmından başlar. Vastus medialis ile insizyon arasında 3-4 mm lik pay bırakılması önerilir. İnsizyon distalde patella medial sınırından bir hat çizerek patellar tendon medialinde ve tibia anteromedial yüzeyinde 3-4 cm lik bölümü katederek sonlanır. İnsizyon esnasında patella medialinde 5 mm lik bir pay bırakılması artrotominin kapatılmasında kolaylık sağlamaktadır. Artrotomi distalinde patellar tendonun korunması önemlidir. Bir diğerk önemli nokta da medial parapatellar artrotomi yapılan hastalarda lateral retinakular gevşetme yapılmasıdır. Bu durumda patella beslenmesi bozulabilir ve avasküler nekroz riski artar.⁴⁴

2.6.6.2.2. Subvastus Girişim:

Subvastus girişim medial parapatellar girişime göre daha anatomik bir artrotomi imkanı sağlar. Subvastus girişim için orta hat veya medial parapatellar cilt insiyonunu takiben proksimalde vastus medialisin distal kısmı intermuskuler septumdan ayrılarak kaldırılır. Daha sonra insizyon distale doğru önce medial retinakulumu keserek patellar tendon medialinde tibia proksimaline ulaşır. Bu artrotominin başlıca avantajları ekstensör mekanizma korunduğundan cerrahi sonrası rehabilitasyonun daha kolay olması, medial parapatellar girişime göre patella dolaşımının daha az riske edilmesi ve daha az lateral gevşetmeye ihtiyaç duyulmasıdır. Ancak subvastus girişimde ekleme ulaşım daha küçük bir insizyondan yapıldığı için sınırlıdır. Aynı zamanda vastus medialis obliquus kasının denerve edilme riski subvastus girişimin dezavantajlarıdır. ⁴⁴ (şekil 17)



Şekil 17. Subvastus Girişimi

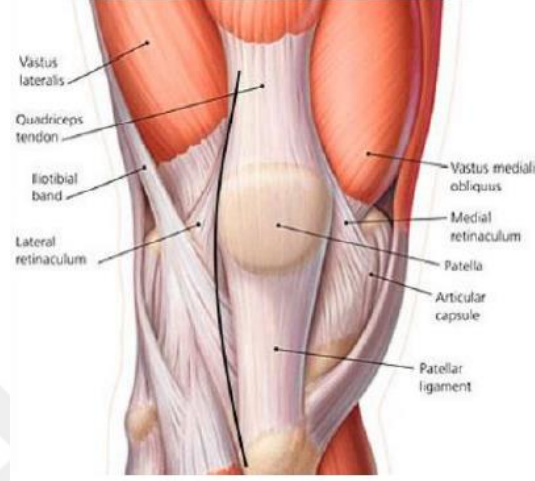
2.6.6.2.3. Midvastus Girişim:

Midvastus yaklaşım genel itibari ile subvastus yaklaşıma benzerdir. Ancak midvastus yaklaşımda subvastus yaklaşımdan farklı olarak vastus medialis intermuskuler septumdan ayrılmaz, patellanın süperomedial köşesinden itibaren vastus medialis liflerinin uzanımına paralel şekilde kas split olarak ayrılır. Midvastus yaklaşımın distal uzanımı subvastusla aynı olup patella ve patellar tendon medialinden tibia proksimaline uzanır. Vastus medialis lifleri 4.5 cm proksimale kadar güvenli olarak split olarak ayrılabilir. Ekstensör mekanizma korunduğu için postoperatif rehabilitasyon daha kolaydır. Fleksiyon kontraktürü olan ve obez hastalarda midvastus girişim ile ekleme yeterli cerrahi yaklaşımın sağlanması daha zordur. Eklem hareket açıklığı 80 derecenin altında olması, obezite, hipertrofik artrit ve geçirilmiş yüksek tibial osteotomi hikayesi bulunan hastalarda midvastus girişim rölatif olarak kontrendikedir.⁴⁵

2.6.6.2.4. Lateral Parapatellar Girişim:

Lateral parapatellar yaklaşımda artrotomi insizyonu quadriceps tendonunun lateralinden başlar lateral retinakulumu geçerek distalde patellar tendon lateralinden tibia anterolateraline ulaşır. Bu girişim fikse valgus deformitelerinde lateral gevşetme için yararlı olsa da patellanın mediale everte edilmesi daha zordur. Bu durum cerrahi sırasında mediale ulaşmayı da zorlaştırır. Lateral parapatellar girişimde yaklaşımın

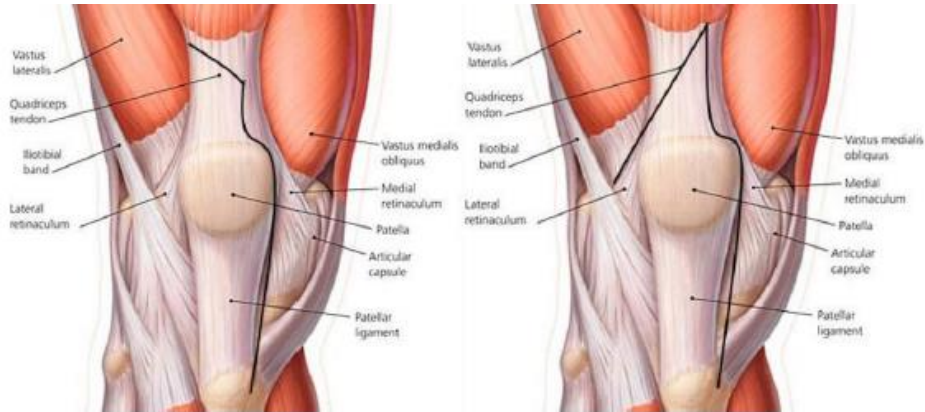
genişletilmesi için tibial tüberkül osteotomisine ihtiyaç duyulabilir. İnsizyon patella lateralinden geçtiği için hem patellar dolaşımın bozulma riski azalır, hem de buna ek olarak patellanın laterale subluksasyonu önemli ölçüde önlenmiş olur.⁴⁴ (Şekil 18)



Şekil 18. Lateral parapatellar yaklaşım

2.6.6.2.5. Genişletilmiş Yaklaşımlar:

Rektus snip, V-Y quadricepsplasti ve tibial tüberkül osteomisi genişletilmiş yaklaşımlar olarak tanımlanmıştır. Rektus snip yaklaşımında insizyon distali klasik medial parapatellar yaklaşım ile aynı olup, insizyon proksimalde quadriceps tendonunu 45 derece açı ile oblik olarak kat eder ve medialden vastus lateralise doğru bir uzanım gösterir. Diğer genişletilmiş yaklaşımlara göre daha sınırlı bir artrotomi imkanı sağlaması dezavantaj olarak gösterilmektedir.⁴⁴(Şekil 19)



Şekil 19. A. Rektus snip yaklaşımı

B. V-Y quadricepsplasti yaklaşımı

V-Y quadricepsplasti genişletilmiş yaklaşımlar arasında en iyi görüş imkanı sağlayan girişimdir. Bu girişimde klasik medial parapatellar yaklaşıma ek olarak insizyona proksimalinden lateral retinakuluma doğru quadriceps tendonunu kat eden ikinci bir insizyon eklenir. V-Y quadricepsplasti ile tibial tüberkül ve patellar tendon korunmuş olur. Aynı zamanda bu yaklaşım ile quadriceps tendon boyu uzatılabilir. Ancak cerrahi sonrası hastada quadriceps gücünde zayıflık ve ekstansör lag görülebilir. Postoperatif olarak diz hareketi kısıtlanmalıdır.

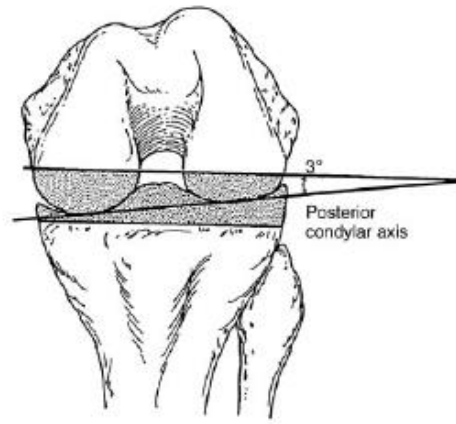
2.6.7. Kemik Kesileri ve Kemik Yüzeylerin Hazırlanması

Primer total diz artroplastisinde protezin yerleştirilmesi için kemik yüzeylerin hazırlanması, kişiye uygun boyutta protezin kullanılması, uygun komponent dizilimi ile mekanik aksın restore edilmesi, fleksiyon ve ekstansiyonda uygun yumuşak doku dengesinin sağlanması ve optimal patellofemoral uyumun sağlanması gibi prensiplere bağlıdır. Yapılan kesiler ve bağ dengesi postoperatif dönemde yük dağılımını değiştireceğinden uygun yapılmayan kesiler erken dönemde komponent gevşemesi, ağrı ve erken ara parça aşınması gibi problemlere yol açabilir. Total diz artroplastisinde temelde femur için 5, tibia için 1 kesi olmak üzere 6 adet kesi tanımlanmış olup bu kesilere ek olarak arka çapraz bağı kesen protezlerde notch kesisi ve patellar komponentin de kullanıldığı protezlerde patella kesileri ile birlikte toplam 8 adet kesi yapılabilir.⁴⁵

Distal Femoral Kesiler : Distal femoral kesi ana kesidir. Diğer kesiler distal femoral kesiyi baz alır. Femoral keside sıklıkla intramedüller guide kullanılmaktadır. Giriş deliğinin yeri uygun dizilim sağlanması açısından önemlidir. Giriş deliği orta hatta interkondiler notch'un merkezinin 3-4 mm. medialinde, arka çapraz bağı medial femoral kondile yapışma yerinin 1 cm. anteriorunda olmalıdır. İntramedüller rod kanalın merkezinden gönderilmelidir. İntramedüller rod lateral kortekse dayanacak olursa planlanan valgus açısı düşecektir. Aksine rodun medial femoral kortekse dayandığı durumda valgus artacaktır.⁴⁶

Giriş deliği mümkün olduğunca geniş tutularak hem rodun yerleştirilmesi kolaylaşır hem de intramedüller basıncın aşırı artması engellenir. Kesi yapılmadan önce

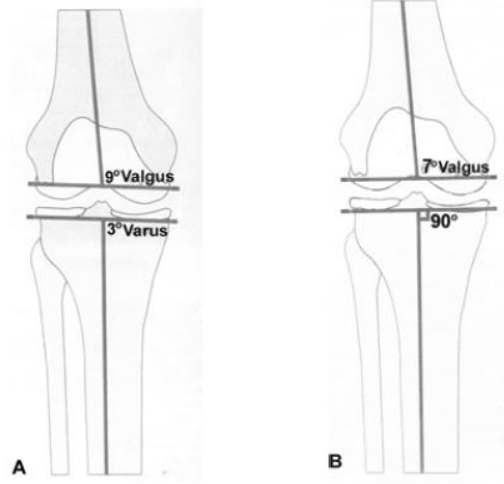
eksternal guide yardımı ile dizilim tekrar kontrol edilmelidir. Klasik distal femoral kesim tekniğinde intramedüller guide üzerinden 5° - 7° valgusta kesi yapılır. Proksimal tibial kesi, tibia mekanik aksına dik yapılacağından, dikdörtgen bir eklem aralığı elde etmek için distal femoral kesinin 3° dış rotasyonda yapılması gerekmektedir.⁴⁶ (Şekil 20)



Şekil 20. 3° dış rotasyonda posterior femoral kesi

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.⁴⁶ (Şekil 21 A/B)

İntramedüller guide uygun pozisyonda yerleştirildikten sonra kesi guide'ı pinlerle kemiğe fikse edilir. İntramedüller guide çıkartılıp distal femurdan ortalama 8-12 mm.lik kesi yapılır. (Şekil 22) Distal femoral kesiyi takiben anteroposterior femoral çap ölçülerek femoral komponent boyutlandırılması yapılır.⁴⁷



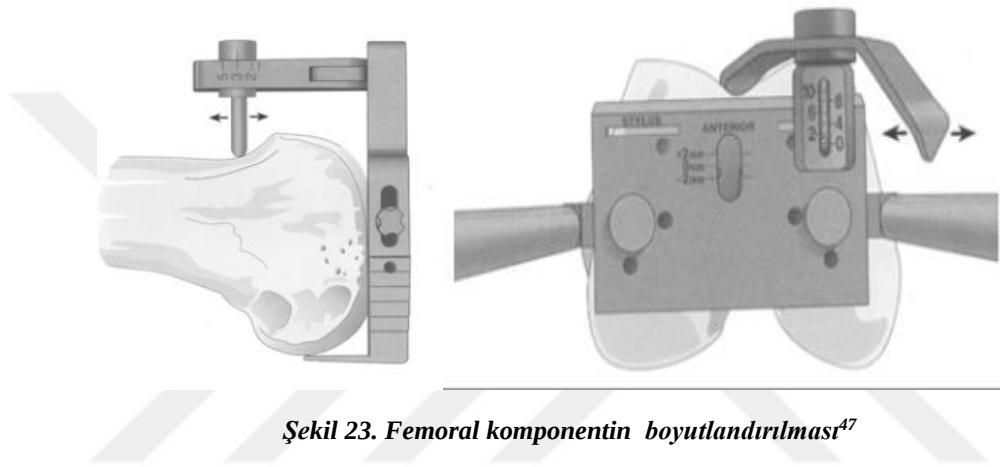
Şekil 21. A. Anatomik method⁴⁶ B. Klasik method

Femoral komponent boyutlandırılmasında temel prensip mümkün olan en küçük protezi anterior femoral çentiklenme oluşturmaktan uygulamaktır. Femoral komponent boyutlandırılmasında iki temel teknik kullanılmaktadır. Bunlar posterior ve anterior referans teknikleridir. Femoral komponent boyutlandırılmasında tercih edilen yöntem posterior referans tekniktir. Distal femoral kesiyi takiben kılavuz posterior kondillere oturtularak distal kesi yüzeyine yerleştirilir ve stylus anterior kortekse dayanarak işaretlenir.⁴⁶ (Şekil 23)



Şekil 22. Distal femoral kesi

Posterior referans sistemde posterior kondilden yapılacak rezeksiyon miktarı sabittir ve komponent boyutu ile değişmez. Böylelikle fleksiyon ve ekstansiyon açıklıklarında eşitsizlik yaratıcı olumsuz bir etki beklenmez. Ayrıca büyük boy protez kullanılması fleksiyonda kısıtlılığa yol açacaktır. Aksine ölçülen boyut bir alt boya yakınsa, anterior femoral korteksten fazla rezeksiyonla anterior femoral çentiklenmeye neden olabilir.⁴⁶

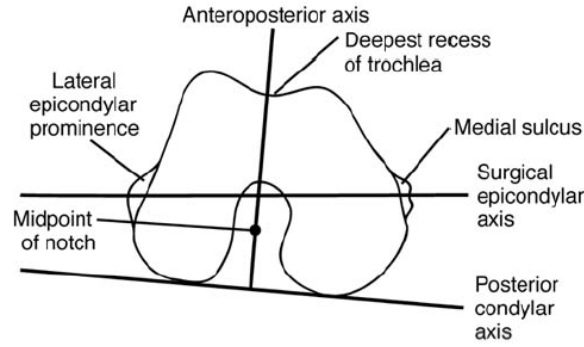


Şekil 23. Femoral komponentin boyutlandırılması⁴⁷

Anterior referans teknikte, femoral komponentin boyutlandırması anterior femoral korteks seviyesine göre yapılır. Boyutlandırma kılavuzu transepikondiler hatta paralel olacak şekilde yerleştirilir ve ölçüm yapılır. Ayrıca anterior femoral çentiklenme de izlenmez. Ancak posterior femoral kondilden yapılan rezeksiyon değişiklik gösterebileceğinden fleksiyon aralığı geniş kalabilir ve instabilite gelişebilir. Ölçüm esnasında iki büyüklük arasında kalınır ise daha küçük olan protezin seçilmesi önerilir. Bu sayede daha az kemik kesi yapılmış olunur. Ayrıca kesiyi artırarak her zaman bir büyük boya geçmek mümkündür.⁴⁶

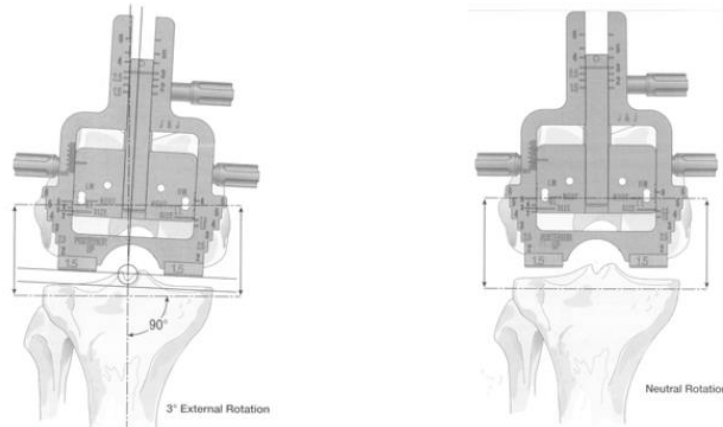
Diğer önemli bir konuda femoral komponentin rotasyonel pozisyonudur. Femoral komponentin rotasyonunu ayarlarken kullanılan referans çizgiler; femur ön-arka aksı (Whiteside çizgisi), transepikondiler aks, posterior femoral kondiller aks ve tibianın anatomik aksıdır. Medial ve lateral epikondillerin merkezini birleştiren hat transepikondiler aks olarak adlandırılır. Transepikondiler aks, femur anterior korteksi ile

posterior korteksinin merkezini birleştiren ön-arka aks çizgisine (Whiteside çizgisi) diktir. Aynı zamanda transepikondiler aks, femur posterior kondillerinin oluşturduğu posterior kondiller aksa göre 3° eksternal rotasyondadır.⁴⁸ (Şekil 24)



Şekil 24. Femoral komponent rotasyonunda kullanılan referans noktalar

Femoral komponentin rotasyonunu belirlemede kullanılacak en güvenli aks transepikondiler aksdır. Tibianın anatomik aksına dik yapılacak posterior kondiler kesi, transepikondiler aksa paralel olacaktır.⁴⁹ Kesi kesinlikle iç rotasyonda yapılmamalıdır. Bunların dışında anterior femoral korteks, rotasyonun miktarının değerlendirilmesinde kullanılabilir. Distal femoral kesi ardından 3° dış rotasyonu sağlayacak şekilde kesi bloğu yerleştirilir.⁴⁶ (Şekil 25)

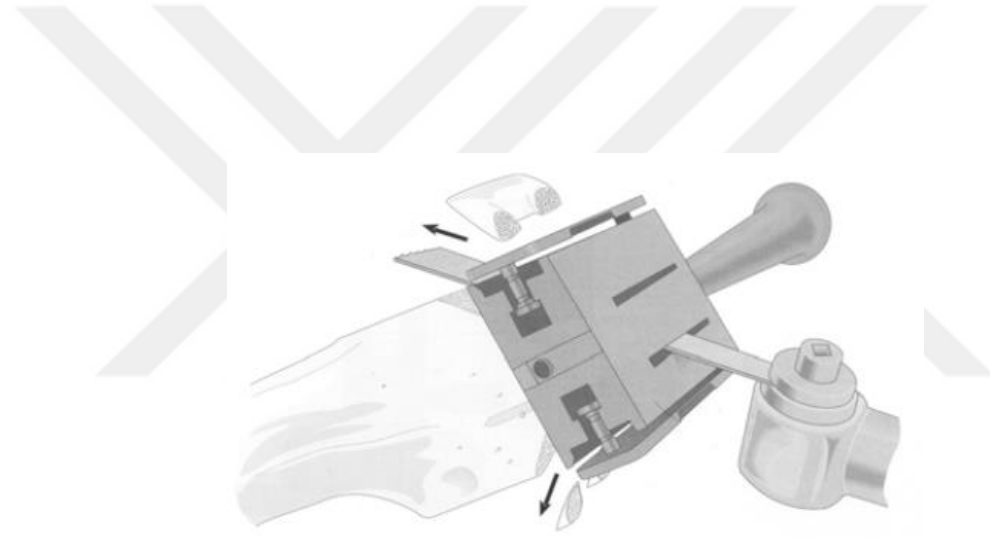


Şekil 25. Kesi bloğunun 3 derece dış rotasyonda yerleştirilmesi⁴⁷

Anterior ve Posterior Kondil Kesileri: Distal femur kesisinin ardından anterior ve posterior kondil kesileri yapılır. Anterior kondiler kesi yapılırken, femur anterior korteksinde çentiklenme yapılmamalıdır. Kesiye bağlı oluşacak anterior femoral çentiklenme kırık riskini artıracaktır.

Posterior kondiller kesi, 3° dış rotasyon verilerek yapılan posterior kondiller kesi sonucu, posterior kondiller aks tibia eklem yüzeyine paralel hale getirilir. Yumuşak doku dengelenmesi ve ideal patella-femoral uyumun sağlanması için dikdörtgen bir fleksiyon aralığının temini şarttır.⁴⁶

Anterior ve Posterior Chamfer Kesileri : Anterior ve posterior köşe kesileri yapılarak femoral komponentin distal femura tam şekilde oturması sağlanır.⁴⁷ (Şekil 26)



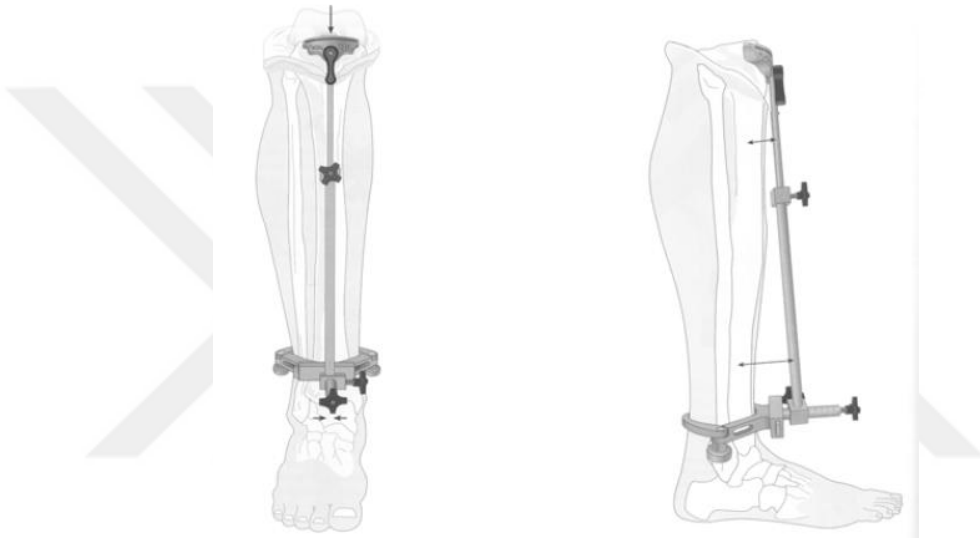
Şekil 26. Anterior ve posterior chamfer kesileri⁴⁷

Notch Kesisi: Notch kesisi total diz artroplastisinde isteğe bağlı olan kesilerden biridir. Arka çarpaz bağın korunmayacağı posterior stabilizer bir protez tercih edilmişse, arka çarpaz bağın yerine fonksiyon görececek “cam mekanizması” için interkondiler notch bölgesinin hazırlanması gerekir.⁴⁶

Tibial Kesi: Total diz artroplastisinde tibial platonun oluşturulmasında dikkat edilecek en önemli nokta eklem seviyesinin orijinal yüksekliğinin korunmasıdır. Proksimal tibianın hazırlanmasında intramedüller veya ekstramedüller tibia rezeksiyon guideleri kullanılabilir. Amaç tibia mekanik ve anatomik aksına dik kesi yapmaktır. Proksimal tibia kesi, 4-7° posterior eğim verecek şekilde yapılmalıdır. Keside amaç, dayanıklı

subkondral kemiğe ulaşarak tibial komponenti buraya oturtmaktır. İdeal olan az kemik kesi ile ince polietilen insert kullanmaktır. Yapılacak olan proksimal tibial rezeksiyon medial ve lateralden 10 mm.'yi geçmemelidir.⁴⁶

Ekstramedüller guide kullanıldığında distalde ayak bileğine oturan aparat ile dizilim sağlanır. Kesi bloğunun üzerindeki rod yerleştirilirken ayak 2. metatars referans alınır.



Şekil 27. Ekstramedüller guide yerleştirilmesi ⁴⁷

Ekstramedüller guide kullanıldığında, rodun distalde talus domunun merkezine yerleştirilmesi gerekmektedir. (Şekil 27) Talus domunun merkezi, her iki malleolün dış kenarlarını birleştiren hattın orta noktasının 5 mm.medialinde kalmaktadır. Guide rodu tibia anterior kenarına paralel olmalıdır. Paralelliğin bozulduğu durumlarda proksimal tibial kesi ya aşırı posterior eğimle, ya da aksine anterior eğimle yapılacaktır. Rodun tibia anterior krestine paralelliği, fibulaya olan paralelliğine göre değerlendirilebilir.⁴⁶

İntramedüller guide kullanılırsa giriş yeri anterior-posterior planda ön çarpraz bağın yapışma yeri, mediolateral planda ise tam orta hattır. Giriş noktası daha posteriordan yapılırsa tibial kesimde posterior eğim çok fazla olacak ve instabiliteye

neden olacaktır. İntramedüller guide kullanıldığında ekstramedüller olarak tibial krete paralellik mutlaka kontrol edilmelidir.⁴⁶

Kesi seviyesi belirlendikten sonra kesi guide'ı nötral pozisyonda pinlerle kemiğe tespit edilir. Medial plato çökmeye bağlı daha zayıf olduğundan pinler çakılırken dikkat edilmelidir. Kesi guide'ı dış rotasyonda yerleştirilse posteromedial eğimli, iç rotasyonda yerleştirilirse posterolateral eğimli bir kesi yapılır. Oblik kesi komponent yerleşiminde sorun yaratarak yük dağılımında dengesizlik ve aşınma sorunlarını getirir. Arka çarpaz bağ korunacak ise önce osteotom ile arka çarpaz bağın yapışma yeri işaretlenir. Genelde 1 x 1 cm kemik blok yeterli olacaktır.⁴⁶(Şekil 28)



Şekil 28. Proksimal tibial kesi⁴⁷

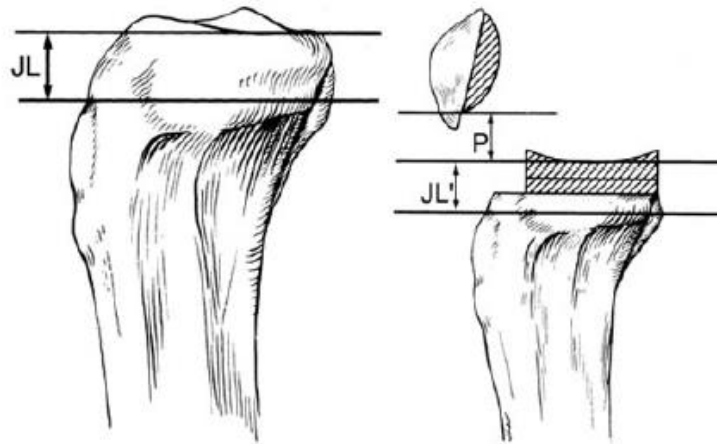
Proksimal tibial kesiyi takiben komponent boyutunun ölçümüne geçilir (Şekil 29). Özellikle medial kollateral bağın altındaki osteofitler ölçüm esansında yanıltıcı olabilir. Proksimal tibial kesiyi yaptıktan sonra bu bölgedeki osteofitlerin temizlenir ve takiben tibial komponentin yüzeyde oturacağı delikler hazırlanır.⁴⁶



Şekil 29. Tibial komponentin boyutlandırılması⁴⁷

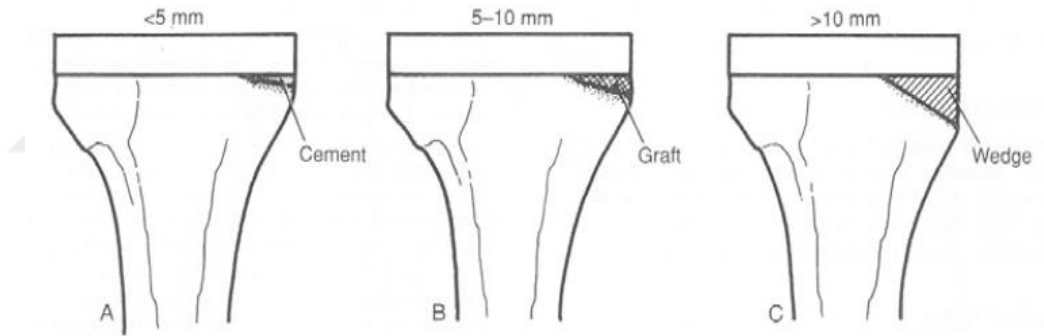
Tibial komponentin yerleştirilmesinde her zaman medial taşmadan kaçınılmalıdır. Komponentin medial kollateral bağ üzerinde yaratacağı gerginlik yumuşak doku dengelenmesinde engel yaratır. Elimizdeki boy ölçülen boydan küçük ise medial taşmadan kaçınarak komponenti mediale yerleştirmemiz gerekir. Aksine elimizdeki boy ölçülen boydan büyük ise komponentin hem lateralize edilmesi hemde anteriora yerleştirilmesi gerekir.⁴⁶

Tibial kesiği takiben deneme komponentleri yerleştirilerek eklem seviyesi kontrol edilir. Eklem seviyesi yüksekliğinin korunup korunmadığı değerlendirilip uygun olan en ince polietilen insert seçilmelidir (Şekil 30). 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 gerçek yüksekliğini belirlemede diğer referans noktalarıdır.⁴⁶



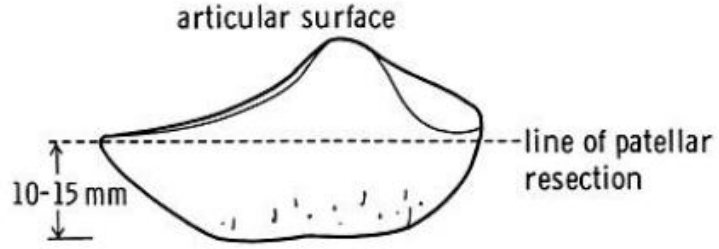
Şekil 30. Tibial komponentin yerleştirilmesi eklem seviyesinin kontrolü⁴⁷

Tibial kesilerde karşılaşılan diğer bir sorunda kemik defektleridir. Femur kondillerinde kemik defektler görülebilir de tibial yüzde daha sık rastlanmaktadır. Kemik defektleri santral, periferik veya her ikisinin kombinasyonu şeklindedir. Artroplastiside sorun teşkil eden periferik defektler kortikal kenar eksikliği şeklindedir ve bu bölge esasında komponentin desteklenmesi gereken en önemli bölgedir. Defekti gidermek amacıyla fazla kesiden kaçınılmalıdır. Kemik defektleri boyutlarına göre çimento, kemik grefti ya da kama destekleri ile giderilmeye çalışılır. Tibia platosunun 1/3'ünden az bölümü kaplayan 5 mm altındaki defektler çimento desteği ile giderilmelidir. 5-10 mm'lik defektlerin giderilmesinde kemik grefti kullanılır. 10 mm üzerindeki ve daha geniş yüzey içeren defektler kama destekleri ile giderilmelidir. Femoral kondillerden kaynaklanan defektler daha çok kama destekleri ile giderilir. ⁴⁶ (Şekil 31)



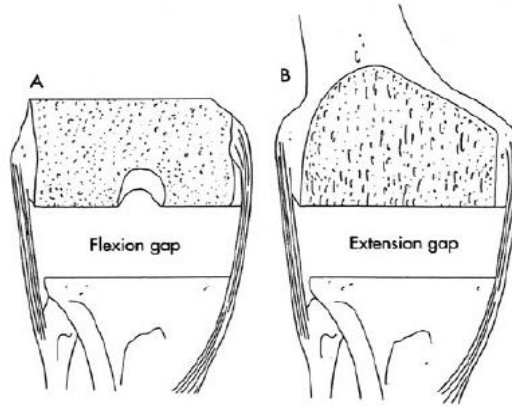
Şekil 31. Kemik defektlerinin A. Çimento B. Greft C. Kamalarla giderilmesi

Patellar Kesi: Patellar kesi total diz artroplastisinde isteğe bağlı yapılan diğer kesidir. Patellar kesi yapılmadan önce patellanın kalınlığının ölçülmesi şarttır. Optimal fonksiyon için gerekli kemik stoğu en az 15 mm.dir. Bu miktarın altına düşüldüğünde patella kırığı gelişme riski artmaktadır. Patellar komponent konduktan sonraki patella kalınlığı orijinal kalınlıktan fazla olmamalıdır.⁴⁶(Şekil 32)



Şekil 32. Patellar kesi ⁴⁸

Kemik kesileri tamamlandıktan sonra fleksiyon ve ekstansiyon aralıklarının değerlendirilmesi gerekir. Femoral ve tibial kesiler sonrasında fleksiyon ve ekstansiyon aralıkları eşit olmalıdır. Her iki aralığın eşit şekilde dengelenemediği durumlarda dizde değişik seviyelerde hareket kısıtlılığı gelişecektir.⁴⁶ (Şekil 33).



Şekil 33. Fleksiyon ve ekstansiyon aralıkları

Ekstansiyon aralığı, fleksiyon aralığından daha darsa; dizde ekstansiyon kısıtlılığı gelişecek ve residüel fleksiyon kontraktürü ortaya çıkacaktır. Buna yol açabilecek posterior osteofitler temizlenmeli, posterior kapsül gevşetilmeli, eğer kontraktür hala devam ediyorsa distal femoral yüzeyden 2 - 4 mm.lik ek kesi yapılarak ekstansiyon aralığı genişletilmelidir.⁴⁶

Fleksiyon ve ekstansiyon aralıklarının her ikisinin dar olduğu durumda, dizde fleksiyon ve ekstansiyonda kısıtlılık olacaktır. Proksimal tibial kesi her iki aralığın belirlenmesinde etkisi olduğundan, tibial yüzeyden 2 – 4 mm.lik ek kesi yapılmalıdır.⁴⁶

Fleksiyon aralığı ekstansiyon aralığından daha darsa dizde fleksiyon kısıtlılığı gelişecektir. Bu durumda tibianın posteriora olan eğimi artırılabilir. Ancak posteriora

olan eğimin 7°'yi geçmemesine dikkat edilmelidir. İkinci seçenek olarak femurda bir boy küçük protez kullanılarak fleksiyon aralığı artırılmaya çalışılır.⁴⁶ (Tablo 1)

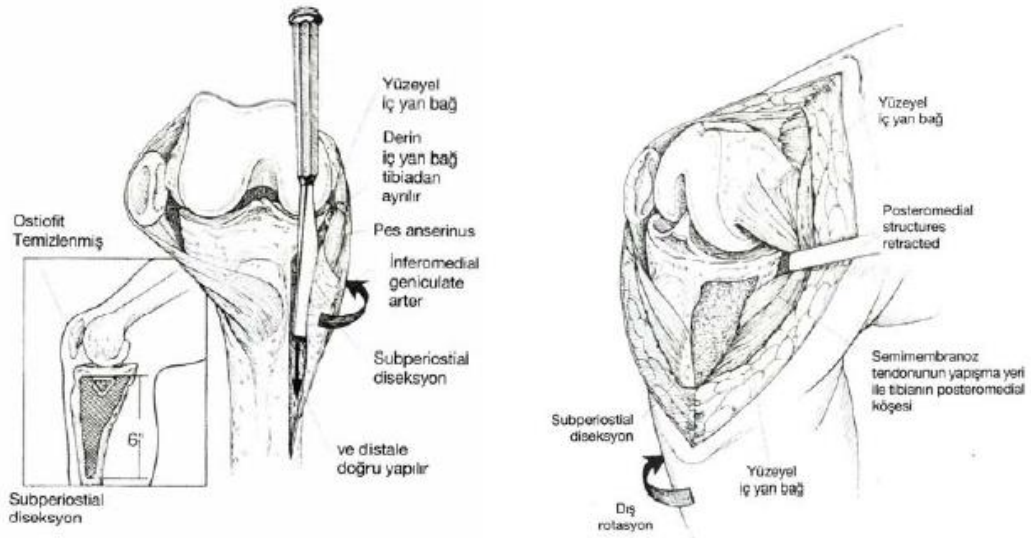
2.6.8. Yumuşak Doku Dengesinin Sağlanması

Uygun kemik kesileri ile normal dizilim sağlanması başarılı artroplastisi anlamına gelmez. Kemik kesileri için oldukça geliştirilmiş enstrumantasyon sistemleri mevcutken yumuşak doku dengesi için aynı durum söz konusu değildir. Dizin stabilitesi ve fonksiyonu yumuşak doku dengesine bağlıdır. Sıkı diz hareket kısıtlılığına neden olurken, gevşek diz fonksiyonel instabiliteye, polietilen aşınmasına sebep olacaktır. Sabit açısal deformite varlığında bir taraftaki bağlar kısa ve gergin iken, karşı taraftakiler uzamıştır. Sıklıkla eşlik eden posterior yapı gerginliğine bağlı fleksiyon kontraktürü mevcuttur. Bu nedenle yumuşak doku dengesi sağlanarak komponentlere binen yüklerin eşit dağılımı temin edilmelidir.⁴⁶

Tablo 1. Fleksiyon ve ekstansiyon aralığının dengelenmesinde çözümler

		FLEKSİYON ARALIĞI		
		Geniş	Normal	Dar
EKSTANSİYON ARALIĞI	Geniş	Daha kalın tibial insert kullanılması	Bir küçük boy femoral komponent seçimi ve daha kalın insert kullanımı veya distal femura augmentasyon	Bir küçük boy femoral komponent seçimi ve daha kalın insert kullanımı veya proksimal tibiadan ek rezeksiyon ve distal femura augmentasyon
	Normal	Distal femurdan rezeksiyon daha kalın insert kullanılması veya posterior kapsül gevşetilmesi	Değişiklik yok	Daha küçük femoral komponent seçimi veya tibiaya posterior eğim verilmesi
	Dar	Distal femurdan rezeksiyon daha kalın insert kullanılması veya posterior kapsül gevşetilmesi	Distal femurdan rezeksiyon	Daha ince insert kullanımı veya proksimal tibiadan ek rezeksiyon

Yumuşak doku gevşetmesinde ilk basamak tüm osteofitlerin temizlenmesidir. Özellikle eklem posteriorundaki ve medial kollateral bağın altındaki osteofitler dikkatle temizlenmelidir. Posteriordeki osteofitlerin temizlenmesi özellikle fleksiyon kontraktürünün giderilmesinde etkilidir. Medial kollateral bağın derin yüzeysel lifleri ve pes anserinus içeren anteromedial kapsül, subperiostal olarak eklem posteromedial köşesine kadar kaldırılmalıdır. Varus deformitesi pasif olarak düzeltilebiliyorsa ve 5°'den az fleksiyon kontraktürü eşlik ediyorsa, ek bir medial gevşetmeye ihtiyaç duyulmaz.⁵¹

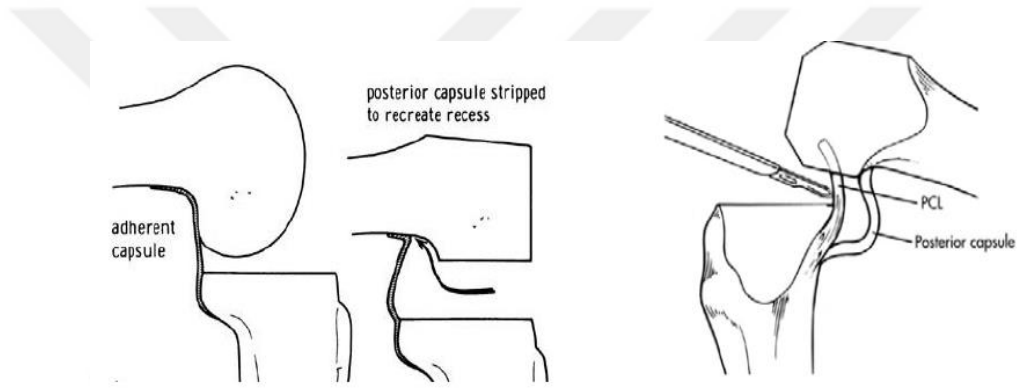


Şekil 34. Posteromedial gevşetme

Varus deformitesi fikse ve 15°'den fazla fleksiyon kontraktürü eşlik ediyorsa medial gevşetmeye ek olarak posteromedial kapsül gevşetilmelidir. Arka çarpaz bağın kesilmesi deformitenin düzeltilmesine yardımcı olacaktır.⁵¹ (Şekil 34)

Yumuşak dokularla ilgili karşılaşılan diğer bir sorun fleksiyon kontraktürüdür. Deformitenin düzeltilmesinin yanında eklemde gevşetmelerden sonra residü fleksiyon kontraktürü kalmamalıdır. Fleksiyon kontraktürü 20°'den fazla ise posterior osteofitler temizlenmeli ve posterior kapsül gevşetilmelidir. Posterior kapsül gevşetmesi ardından arka çarpaz bağ gergin kalabilir. Bu durumda arka çarpaz bağ gevşetilir (Şekil 35).

Tüm kemik kesileri ve yumuşak doku gevşetmeleri tamamlandıktan sonra deneme komponentleri yerleştirilerek dizilim, stabilite ve patellofemoral uyum değerlendirilir. Patella baş parmak desteği olmadan femoral komponentin oluğu üzerinde rahatlıkla kaymalıdır. Patella-femoral uyumda sorun varsa komponentlerin pozisyonu ve lateral retinakuler gerginlik kontrol edilmelidir. 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.⁵¹



Şekil 35. Posterior kapsül ve arka çapraz gevşetmesi

Komponentlerin denenmesinden sonra tespit aşamasına geçilir. Tespitte en önemli faktör primer stabilitenin kalitesidir. Çimentolu tespitlerde çimentonun kemiğe iyi nüfuz etmesi primer fiksasyon kalitesini yüksektir. Ancak çimentonun 2 – 3 mm.den fazla kemiğe penetre olması engellenmelidir. Tam ekstansiyonda katların kapatılması gerginlik yaratacağından, diz 20° – 30° fleksiyonda medial retinakulum tamir edilir. Katların karşılıklı gelmesine dikkat edilmelidir. Hastaya kompresif bandaj uygulanır.⁴⁶

2.6.9. TDA’nde Komponentlerin Uyumu

Diz artroplastisinin uzun dönemdeki başarısı alt ekstremitenin longitudinal ve rotasyonel diziliminin sağlanmasıyla dizin transvers eksenini yere paralel hale getirerek, eklemi çaprazlayan kuvvetlerin normal dağılımının sağlanması ilkesine dayanır. Normal alt ekstremitte dizilimi sağlamak amacıyla, tibial komponent mekanik aksa dik olarak

konurken, femoral komponent 5°-7° valgusta yerleştirilmelidir. TDA’nde komponentlere bağlı komplikasyonları en aza indirebilmek için femoral ve tibial komponentlerin hem AP hem de ML değerlerinin kesi yüzeylerine tam uyum göstermesi şarttır. Boyut büyüklüğü yumuşak doku irritasyonuna ve hareket kısıtlılığına neden olurken, boyut yetersizliği erken dönemde gevşemeyle sonuçlanacaktır. Komponentlerin, kesi yüzeyleri ile uyumu, birbirleriyle uyumu, vertikal ve rotasyonel dizilimin normal anatomiye uygun değerlere getirilmesi protezin uzun dönem başarısını doğrudan etkilemektedir.^{15,16,18}

2.6.10. Ameliyat Sonrası Bakım

Hastalara ameliyat öncesinde başlanılan antibiyoterapi profilaksisine ameliyat sonrasında da devam edilir. Litaratürde antibiyoterapiye 5 gün devam edilmesi önerilmektedir.³² Düşük molekül ağırlıklı heparin profilaksisine hasta yattığı sürede devam edilmelidir. Tromboemboli risk faktörleri olanlarda taburcu sonrası profilaksiye devam edilmesi ve 20 güne tamamlanması önerilir.³¹ Hastaların aktif yaşama dönene kadar antiembolik çorap kullanması uygundur.⁴⁸

Postoperatif dönemde kontrollü harekete “Continuous Passive Motion” (CPM) cihazı ile başlanabilir. CPM cihazı ile hem fleksiyon - ekstansiyon miktarı, hem de hareketin hızı ayarlanabilmektedir.⁴⁸

Milne ve arkadaşları CPM cihazının etkinliğini, 14 çalışmanın metaanalizi ile değerlendirmiş ve tek başına CPM cihazının kullanılmasının dizin pasif fleksiyon ve ekstansiyonunu arttırmadığını belirtmiştir. Postoperatif dönemde CPM cihazının kullanılması, fizik tedavi ile kombine edildiğinde, dizin aktif fleksiyonunda belirgin artış sağlamak ve hastanede kalış süresi azaltmaktadır. CPM cihazının kullanılması aynı zamanda postoperatif manipülasyon oranını belirgin şekilde azaltmaktadır.⁵³

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışması Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu 10 Nisan 2020 tarih 98 sayılı toplantısında alınan 13. Karar ile yapılmıştır. Çalışmada Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi Balcalı Hastanesi Ortopedi Travmatoloji Polikliniğine diz ağrısı şikayeti ile başvurmuş ve primer osteoartritli tanısı ile Mart 2011 - Mart 2020 tarihleri arasında takip edilen, primer total diz protezi yapılmış olan 499 olgu ve 625 diz retrospektif olarak incelendi. 126 olgunun her iki dizine farklı seanslarda total diz atroplastisi yapıldı. 2011 öncesi olgular hastane arşiv sisteminde radyografik görüntüleme kayıtları yer almadığından incelenmedi.

Hastaların değerlendirilmesi, hasta dosyalarından, hastane sistemindeki ve radyolojik görüntülemelerinden geriye dönük dosya taraması olarak yapıldı. Ameliyat kayıt sistemin ve ameliyat defterinden primer total diz protezi yapılan hastaların isimlerine ve dosya numaralarına ulaşıldı. Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi ENLİL hastane bilgi yönetim sisteminden (HBYS) hastaların dosya numaraları ile hasta isimleri karşılaştırılarak tüm hasta dosyalarına hastane arşivinden ulaşıldı.

Hasta adı ve soyadı, dosya numarası, doğum tarihi, cinsiyeti, tanı alma tarihi ve operasyon tarihi kaydedildi. Dosya taraması yapılarak başvuru şikayetleri, hastanın atroplasti uygulanan dizine daha önceden başka bir merkezde ya da hastanemizde cerrahi tedavi ve takip edilip edilmedikleri, görüntüleme yöntemleri kontrol edilerek kaydedildi. Tüm hastalarımızın ameliyat notlarına ulaşarak ; anestezi tipi, cerrahi uygulanan tarafı , cerrahi sırasında kullanılan protez markası , kullanılan protez boyutları kaydedildi.

Çalışmaya katılan 499 hastanın Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi ENLİL Picture Archiving and Communication System (PACS) sisteminden operasyon öncesi ve sonrasında çekilen grafileri değerlendirildi. Operasyon öncesi ve sonrasında çekilmiş ortoröngenogramı olan , patella dizin tam ortasında olacak şekilde ön arka ve femur epikondilleri üst üste gelecek şekilde diz 25-30 derece fleksiyonda çekilmiş yan grafileri olan hastalar çalışmaya dahil edildi. Ortoröngenogramı olmayan ve uygun çekilmiş grafileri olmayan hastalar çalışmadan çıkarıldı. Çalışmadaki hastalardan ; herhangi bir

sebeple travma geçirmiş ve dizde ölçümü etkileyecek patolojiye sebep vermiş kırıklar, kırığa sekonder veya doğumsal deformiteli hastalar, dizde ölçüm sahasında benign veya malign görünümlü kitleleri olanlar, daha önce opere edilmiş hastalar ve ortoröngenogramı olmayan hastalar dışlama kriteri olarak belirlenmiştir.

Tüm hastalara, medial paratellar yaklaşımla total diz replasmanı yapıldı. Kesin implantın boyutu cerrahi sırasında ölçümlerle elde edildi. Hastaların ameliyat notlarından klinimizde kullanılmış farklı marka ve modellerde (Stryker, Smith & Nephew, Zimmer Biomet ve DePuy Synthes) primer total diz protezleri yapılmıştır. Rutin olarak temin edilebilen bu implantların tüm boyutları cerrahi sırasında hazır bulundurulmuştur. Farklı markalarda total diz protezi uygulanmış hastaların ameliyat öncesi ve sonrası uygun ortoröntgenogram grafileri olanlar seçildi. Hastalar uygulanan protez markalarına göre gruplandırıldı. Her grupta randomize olarak aynı marka ve model protez kullanılan 40'ar hasta seçildi. Çalışmaya toplam 160 hasta dahil edildi.

Tüm preoperatif radyografilerde standart protokole uygun olarak çekilmektedir. Radyografik görüntüleme yapılırken Xray cihazı 40 kW, 2.5 mAs 44 ms değerlerine göre ayarlandı. X ray tüpü ile hasta arasındaki mesafe 180 cm olarak ayarlandı. Uygun grafileri olmayan hastalar çalışmaya dahil edilmedi. Elde edilen grafilere ve verilerin incelemeleri Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi ENLİL PACS yazılım sistemi kullanılarak yapıldı. Yazılım sistemindeki kalibrasyon standart ve büyütme oranları eşittir. Çalışmadaki ölçümler hastaların operasyonuna girmemiş, kullanılan protezlerin marka ve boyutlarını bilmeyen tek bir cerrah tarafından yapıldı. Ölçümler farklı zaman dilimlerinde olmak üzere 2 kez ölçüldü.



Şekil 36. Lateral diz grafisinde planlanan femoral komponent ölçümü

Çalışmamızda dört ölçüm yapıldı: femoral anteroposterior (AP) ve femoral lateral, tibial AP ve tibial lateral. Bu ölçümler, kullanılan gerçek femoral ve tibial komponentlerin boyutları ile karşılaştırıldı. Hastaların radyografik ölçümleri gerçek lateral direk grafi üzerinde anterior femoral kondilin (AFK) hemen üzerindeki, anterior femoral korteksle devamlılık gösteren düz bir çizgi çizildi. Sonra grafi üzerinde posterior femoral kondillerin (PFK) en posterior noktası işaretlendi. Anterior femoral korteksle devam eden çizgiye dik bir başka çizgi ile PFK'ların en posterior noktası birleştirildi. Daha sonra ikinci çizgi ile belirlenen bu mesafe direk radyografi magnifikasyonu göz önünde bulundurularak milimetre cinsinden ölçümler yapıldı.(Şekil 36) Ön arka diz grafisinde femurun anatomik aksı belirlenerek bu aksa distal femurun medial ve lateralinden dik çizgiler çizildi. Bu çizgiler birleştirilerek mm cinsinden ölçümler yapıldı.

Tibia komponent ölçümünde ön arka diz grafisinde tibianın anatomik aksı belirlendi. Proksimal tibia platonun en az etkilenmiş kısmından osteofitler alınmayarak en medial ve en lateral kısımları belirlendi. Bu kısımlardan tibia aksına dik çizgiler çizildi ve aradaki mesafe mm cinsinden belirlendi. Lateral grafide tibia anterior korteksinden proksimale bir çizgi çizildi. Tibia platonun en posterior noktası işaretlendi. Tibianın anatomik aksından anterior ve posterior noktalar birleştirilerek milimetre cinsinden ölçümler yapıldı.(Şekil 37-38)



Şekil 37. Lateral tibia grafisinde ölçüm



Şekil 38. Ön arka diz grafisinde tibial ölçüm

Çalışmamıza katılan hastaların dosyalarından ameliyat notlarına ulaşarak kullanılan protez marka ve modellerine ulaşıldı. Stryker Triathlon (Stryker, Mahwah, NJ, USA), GENESIS II total diz protezi sistemi (Smith & Nephew, Inc., Memphis, TN, USA), NexGen Legacy Posterior Stabilised (LPS) diz protezleri (Zimmer Biomet, Warsaw, IN, USA) ve Press Fit Condylar implantları (Depuy, Warsaw, IN, USA) firmalarına ait protezlerinin kullanıldığı tespit edildi. Kullanılan dört diz protez markalarının firma temsilciliklerine ulaşarak, kullanılan protezlerin tibial, femoral komponentlerinin ve insert kalınlıklarının tüm boyutlarının bulunduğu firma katalogları temin edildi. Tablo 2, 3, 4, 5)

Tablo 2. Depuy komponent boyut şeması⁵⁴

	Femoral Component Sizing • A/P / M/L (mm)											
	1.5		2		2.5		3		4		5	
	PS	TC3	PS	TC3	PS	TC3	PS	TC3	PS	TC3	PS	TC3
1.5 PS, Stab+ 41/61 TC3												
2 PS, Stab+ 43/64 TC3												
2.5 PS, Stab+ 45/67 TC3												
3 PS, Stab+ 47/71 TC3												
4 PS, Stab+ 51/76 TC3												
5 PS, Stab+ 55/83 TC3												
6 PS, Stab+ 59/89 TC3												

Tablo 3. Styrker komponent boyut şeması⁵⁵

Triathlon PS Femoral Component				
Size	A/P Width	M/L Width	Box Width	Component Thickness
#1	53	59	20,8	8
#2	56	62	20,8	8
#3	59	65	20,8	8
#4	62	68	20,8	8
#5	65	71	20,8	8
#6	68	74	20,8	8
#7	71	77	20,8	8
#8	75	80	20,8	8

Triathlon CR Femoral Component			
Size	A/P Width	M/L Width	Component Thickness
#1	53	59	8
#2	56	62	8
#3	59	65	8
#4	62	68	8
#5	65	71	8
#6	68	74	8
#7	71	77	8
#8	75	80	8

Triathlon Tibial Baseplate						
Size	A/P Width	M/L Width	Tray Thickness	Keel M/L Width	Keel Thickness	Keel Depth
#1	40	61	3,3	40	2.6-3.6	28
#2	42	64	3,3	40	2.6-3.6	28
#3	44	67	3,3	40	2.6-3.6	28
#4	46	70	3,3	52	2.6-3.6	34
#5	49	74	3,3	52	2.6-3.6	34
#6	52	77	3,3	52	2.6-3.6	34
#7	56	80	3,3	58	2.6-3.6	39
#8	59	85	3,3	58	2.6-3.6	39

Daha önce belirttiğimiz üzere çalışmaya katılan 160 hastanın operasyon öncesi radyografik ölçümlere göre protez boyutlarının belirlenmesi tek bir cerrah tarafından yapıldı. Yapılan ölçümler sonrasında firmaların kataloglarındaki protez komponent boyutlarının mediolateral ve ön-arka ölçümlerinin aralığında bulunan, femoral ve tibial ölçümlere en uygun protez boyutları belirlendi. Her 4 gruptaki hastaların radyografik ölçümleriyle en uyumlu protez boyutları kaydedildi. Hastaların ameliyathane kayıt sistemi dosyalarındaki ameliyat notlarından ameliyatta kullanılan protezlerin femoral ve tibial komponent boyutları kaydedildi.

Çalışmaya dâhil ettiğimiz hastaların herbiri kendi grupları içerisinde radyografik ölçümlere göre belirlenen protez boyutları ile ameliyat sırasında kullanılan protez boyutları karşılaştırıldı. Tüm hastaların kullanılan ve tahmin edilen protezlerinin tibial ve femoral komponentleri arasında uyum olup olmaması araştırıldı. ± 1 boyut farkı ile komponentler arası uyum karşılaştırıldı.

Tablo 4. Smith & Nephew komponent boyut şeması⁵³ Tablo 5. Zimmer komponent boyut şeması⁵⁷

Femoral Component Dimensions			
	A/P	M/L	A/P Box
Size 1	47.0	55	30.5
Size 2	50.5	58	34.3
Size 3	54.5	62	38.1
Size 4	58.5	66	41.7
Size 5	62.0	70	45.0
Size 6	65.5	73	48.3
Size 7	69.5	77	50.3
Size 8	75.0	80	54.9

Tibial Tray Dimensions		
	A/P	M/L
Size 1	42	60
Size 2	45	64
Size 3	48	68
Size 4	50	71
Size 5	52	74
Size 6	54	77
Size 7	56	81
Size 8	59	85

Note: Stem sloped 3° posteriorly. Stem length is 50 mm on all nonporous sizes and 25 mm on all porous sizes.

NexGen	FEMORAL SIZE					
	B	C,C-	D,D-	E,E-	F,F-	G,G-
M/L (mm)	58	60	64	68	72	76,5
A/P (mm)	48,5	53,5/51,5	57,5/55,5	61,5/59,5	65,5/63,5	70,5/68,5
A/P Box (mm)	36	38	42	46	50	54
Bearing Spacing (mm)	36	44				

İstatiksel Değerlendirme:

Verilerin istatistiksel analizinde SPSS 25.0 paket programı kullanıldı. Kategorik ölçümler sayı ve yüzde olarak, sürekli ölçümlerde ortalama ve standart sapma (gerekli yerlerde ortanca ve minimum - maksimum) olarak özetlendi. Kategorik değişkenlerin karşılaştırılmasında Ki Kare test ya da Fisher test istatistiği kullanıldı. Gruplar arasında sürekli ölçümlerin karşılaştırılmasında dağılımlar kontrol edilecek, parametrik dağılım gösteren değişkenler için tek yönlü varyans analizi Anova, parametrik dağılım göstermeyen değişkenler için de Kruskal Wallis testi kullanıldı. Markalar arasındaki uyum Güvenilirlik analizi ile test edilecek, Cronbach alfa değeri ve Kappa katsayısı ile değerlendirildi. Tüm testlerde istatistiksel önem düzeyi 0.05 olarak alındı.

4. SONUÇLAR

Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi Balcalı Hastanesi Ortopedi Travmatoloji kliniği tarafından total diz protezi yapılmış olup uygun çekilmiş grafileri olan 160 hasta alınmıştır. Çalışmaya alınan 160 hastanın yaş ortalaması 67.3 ± 7.9 (33-89) yıldır. Gruplara göre yaş ortalaması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Stryker grubundaki hastalarının yaşlarının daha büyük olduğu saptanmıştır. Hastaların 31(% 19,3)'i erkek 129(% 80,7)'u kadın olarak bulunmuştur.(Tablo 6)

Tablo 6. Gruplara Göre Demografik Değişkenlerin Dağılımı

	Kullanılan Protez Markaları				
	DEPUY	SMİTH & NEPHEW	STRYKER	ZİMMER	P
N	40	40	40	40	
Yaş	65,9 $\pm$ 6,2	64,2 $\pm$ 8,2	70,3 $\pm$ 7,5	68,5 $\pm$ 8,7	0,003
Tibia Medio-Lateral ölçüm	73,9 $\pm$ 4,1	74,9 $\pm$ 5,2	73,5 $\pm$ 4,2	73,9 $\pm$ 4,8	0,540
Tibia Antero-Posterior	49,2 $\pm$ 3,9	52,9 $\pm$ 4,9	49,2 $\pm$ 4,3	45,1 $\pm$ 3,2	0,0001
Femur Medio-Lateral ölçüm	69,9 $\pm$ 4,6	71,2 $\pm$ 5,3	70,4 $\pm$ 4,3	70,5 $\pm$ 4,5	0,688
Femur Antero-Posterior	62,3 $\pm$ 4,2	62,5 $\pm$ 6,5	62,5 $\pm$ 4,7	62,3 $\pm$ 4,9	0,995
Cinsiyet					
E	4(10,0)	10(25,0)	9(22,5)	8(20,0)	0,345
K	36(90,0)	30(75,0)	31(77,5)	32(80,0)	
Ameliyat Tarafı					
Sağ TDP	20(50,0)	17(42,5)	18(45,0)	20(50,0)	0,878
SOL TDP	20(50,0)	23(57,5)	22(55,0)	20(50,0)	

Gruplar arasında Tibia Antero-Posterior ölçümde anlamlı farklılık bulunmuştur. (p: 0.001) SMİTH & NEPHEW grubundakilerin Tibia Antero-Posterior ölçümü istatistik anlamlı olarak daha büyük olduğu saptanmıştır.

Tüm hastalar için operasyonda kullanılan proteze göre cronbach's alfa katsayısı incelendi ve seçilen protez ile önerilen protez arasında yüksek uyum olduğu saptandı. Ancak önerilen protez tipi ile operasyonda kullanılan arasındaki kappa uyumu tibia için 0.54 orta düzey uyum; Femur için 0.70 yüksek uyum olarak bulunmuştur.

Tüm hastaların Tibia Medio-Lateral operasyon öncesi radyografik ölçüm ile operasyonda ki Tibia Medio-Lateral ölçümü Cronbach's Alpha katsayısı 0.87 (% 95 GA 0.82-0.91)

Tüm hastaların Tibia Önerilen Medio-Lateral ile Operasyonda ki Tibia Medio-Lateral ölçüm Cronbach's Alpha 0.89 (% 95 GA 0.85-0.92) (Tablo 7)

Tablo 7. Tibia medio-lateral ölçümlere göre uyum

	Total	DEPUY	SMİTH & NEPHEW	STRİKER	ZİMMER
Tibia Medio-Lateral ölçüm	74,0±4,6	73,9±4,1	74,9±5,2	73,5±4,2	73,9±4,8
Tibia Önerilen Medio-Lateral	71,5±4,7	72,1±4,4	73,5±4,5	71,7±3,9	68,7±4,8
Operasyonda ki Tibia Medio-Lateral ölçüm	71,0±4,3	71,3±3,9	72,7±3,9	70,8±4,0	69,3±4,6
Cronbach's Alpha (%95 GA)	0.87 (0.82-0.91)	0,86(0,73-92)	0,93(0,86-0,96)	0,82(0,65-0,90)	0,89(0,79-0,94)

Tüm hastaların Tibia Antero-Posterior ile Operasyonda ki Tibia Antero-Posterior Cronbach's Alpha katsayısı 0.86 (% 95 GA 0.81-0.90)

Tüm hastaların Tibia Önerilen Antero-Posterior ile Operasyonda ki Tibia Antero-Posterior Cronbach's Alpha katsayısı 0.93 (% 95 GA 0.89-0.94) (Tablo 8)

Tablo 8. Tibia antero-posterior ölçümler arasındaki uyum

	Total	DEPUY	SMİTH & NEPHEW	STRİKER	ZİMMER
Tibia Antero-Posterior	49,1±4,9	49,2±3,9	52,9±4,9	49,2±4,3	45,1±3,2
Tibia Önerilen Antero-Posterior	48,1±3,9	48,1±2,9	51,7±2,9	47,7±3,7	45,1±3,4
Operasyonda ki Tibia Antero-Posterior	47,7±3,6	47,6±2,7	51,1±2,5	46,9±3,5	45,3±3,1
Cronbach's Alpha (%95 GA)	0.86 (0.81-0.90)	0,87(0,75-0.93)	0,68(0,40-0,83)	0,85(0,72-0,92)	0,85(0,72-0,92)

SMİTH & NEPHEW gurubundakilerin Tibia da Önerilen Medio-Lateral ile Operasyonda ki Tibia Medio-Lateral ölçüm Cronbach's Alpha 0.93 gibi yüksek bir uyum saptanırken Tibia Önerilen Antero-Posterior ile Operasyonda ki Tibia Antero-Posterior Cronbach's Alpha katsayısı 0.68 olarak düşük bulunmuştur.

Markalara göre önerilen ve operasyonda kullanılan protezlerin uyumu

Tibia da önerilen ve operasyonda kullanılan protezler arasındaki uyum marklara göre ayrı ayrı incelendi. Markalara göre en yüksek uyumun DEPUY markasında olduğu (kappa: 0.64) saptanmıştır. (Tablo 9) Diğer markalar arasındaki kappa uyumunun düşük olduğu saptanmıştır. (Tablo 10-11-12)

Tablo 9. DEPUY markasında tibial komponent uyumu

	Kullanılan tibia boyutu					Total
	Tibial Size 2	Tibial Size 2.5	Tibial Size 3	Tibial Size 4	Tibial Size 5	
Operasyon öncesi önerilen tibia boyutu						
Tibia 2.5 (67-45mm)	1	9	0	0	0	10
Tibia 3 (71-47mm)	0	2	14	0	1	17
Tibia 4 (76-51mm)	0	0	1	9	0	10
Tibia 5 (83-55mm)	0	0	1	2	0	3

Kappa:0,64

Tablo 10. SMİTH & NEPHEW markasında tibial komponent uyumu

	Kullanılan tibia boyutu						Total
	Tibial Size 3	Tibial Size 4	Tibial Size 5	Tibial Size 6	Tibial Size 7	Tibial Size 8	
Operasyon öncesi önerilen tibia boyutu							
Tibia 3(68-48mm)	5	1	0	0	0	0	6
Tibia 4(71-50mm)	1	9	2	0	0	0	12
Tibia 5(74-52mm)	0	8	7	0	0	0	15
Tibia 6(77-54mm)	0	0	1	1	0	0	2
Tibia 7(81-56mm)	0	0	0	1	1	0	2
Tibia 8(85-59mm)	0	0	0	0	2	1	3

Kappa:0,46

Tablo 11. STRYKER markasında tibial komponent uyumu

	Kullanılan tibia boyutu					Total
	Tibial Size 3	Tibial Size 4	Tibial Size 5	Tibial Size 6	Tibial Size 7	
Operasyon öncesi önerilen tibia boyutu						
Tibia 3(67-44mm)	4	0	0	0	0	4
Tibia 4(70-46mm)	7	16	1	0	0	24
Tibia 5(74-49mm)	1	2	3	0	0	6
Tibia 6(77-54mm)	0	0	1	1	1	3
Tibia 7(81-56mm)	0	0	0	1	1	2
Tibia 8(85-59mm)	0	0	0	0	1	1

Kappa:0,48

Tablo 12. ZİMMER markasında tibial komponent uyumu

	Kullanılan tibia boyutu						Total
	Tibial Size 2	Tibial Size 3	Tibial Size 4	Tibial Size 5	Tibial Size 6	Tibial Size 7	
Operasyon öncesi önerilen tibia boyutu							
Tibia 2(58-38mm)	1	0	0	0	0	0	1
Tibia 3(66-42mm)	0	6	3	4	0	0	13
Tibia 4(66-46mm)	0	3	8	2	0	0	13
Tibia 5(74-46mm)	0	2	0	5	2	0	9
Tibia 6(74-50mm)	0	0	0	1	2	0	3
Tibia 8(85-59mm)	0	0	0	0	0	1	1

Kappa:0,43

Seçilen ve önerilen protezlerin tibial komponentleri arasındaki farklar

Tibia için kullanılan protezler ile önerilen protezler arasındaki farklar değerlendirildi. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır. ($p=0.001$) En çok farkın Zimmer markasında olduğu; en az farkında DEPUY markasında olduğu saptanmıştır. Protez markalarına göre tibial komponent uyumluluk oranları % 55 ile % 80 arasında değişmektedir. Daha büyük veya daha küçük bir boyut düşünüldüğünde doğruluk % 87,5 ile % 100 arasında değişmektedir. Depuy marka protezlerde tibial komponent uyumu % 80 iken, ± 1 boyut farkına göre uyuma bakıldığında % 87,5 olarak bulunmuştur. Smith & Nephew marka protezlerde tibial komponent uyumu % 60 iken, ± 1 boyuta göre uyuma bakıldığında uyum oranı % 100 bulunmuştur. Stryker markasında tibial komponent uyumu % 62,5 iken, ± 1 boyutuna göre uyum % 97,5 bulunmuştur. Zimmer marka protezlerde uyum % 55 iken, ± 1 boyutuna göre uyum % 96 olarak saptanmıştır. Tüm çalışma grubunda genel tibial komponent uyumu % 64,4 iken, ± 1 boyutuna göre uyum % 92,5 olarak bulunmuştur. (Tablo 13)

Tablo 13. Seçilen ve önerilen protezlerin tibial komponentleri arasındaki uyum

	DEPUY	SMİTH & NEPHEW	STRYKER	ZİMMER	Total
Tibia fark					
-2,0	1(2,5)	0(0,0)	1(2,5)	2(5,0)	4(2,5)
-1,0	3(7,5)	13(32,5)	12(30,0)	5(12,5)	33(20,6)
-,5	3(7,5)	0(0,0)	0(0,0)	0(0,0)	3(1,9)
0	32(80,0)	24(60,0)	25(62,5)	22(55,0)	103(64,4)
1,0	0(0,0)	3(7,5)	2(5,0)	7(17,5)	12(7,5)
2,0	1(2,5)	0(0,0)	0(0,0)	4(10,0)	5(3,1)

p=0.001

Femur Sonuçları

Femur Medio-Lateral ölçüm ile Operasyonda ki Femur Medio-Lateral ölçüm Cronbach's Alpha katsayısı 0.85 (% 95 GA 0.79-0.89)

Femur Önerilen Medio-Lateral ile Operasyonda ki Femur Medio-Lateral ölçüm Cronbach's Alpha 0.92 (% 95 GA 0.89-0.94) (Tablo 14)

Tablo 14. Femur medio-lateral ölçümlere göre uyum

	Total	DEPUY	SMİTH & NEPHEW	STRYKER	ZİMMER
Femur Medio-Lateral ölçüm	70,5±4,6	69,9±4,6	71,2±5,3	70,4±4,3	70,5±4,5
Femur Önerilen Medio-Lateral	67,6±3,7	66,4±3,6	68,3±3,9	68,3±3,6	67,5±3,2
Operasyonda ki Femur Önerilen Medio-Lateral	67,4±3,6	66,0±3,8	68,6±3,8	67,8±3,5	67,2±2,9
Cronbach's Alpha (%95 GA)	0.85 (0.79-0.89)	0.85(0.72-0.92)	0.87(0.75-0.93)	0.89(0.79-0.94)	0.77(0.57-0.88)

Femur Antero-Posterior ile Operasyonda ki Femur Antero-Posterior Cronbach's Alpha katsayısı 0.77 (% 95 GA 0.68-0.83)

Femur Önerilen Antero-Posterior ile Operasyonda ki Femur Antero-Posterior Cronbach's Alpha katsayısı 0.92 (% 95 GA 0.89-0.94) (Tablo 15)

Tablo 15. Femur antero-posterior ölçümler arası uyum

	Total	DEPUY	SMİTH & NEPHEW	STRYKER	ZİMMER
Femur Antero-Posterior	62,4±5,1	62,3±4,2	62,5±6,5	62,5±4,7	62,3±4,9
Femur Önerilen Antero-Posterior	60,9±3,8	61,6±3,4	60,6±3,9	62,3±3,6	59,1±3,5
Operasyonda ki Femur Önerilen Antero-Posterior	60,7±3,6	61,3±3,4	60,9±3,8	61,8±3,5	58,7±3,1
Cronbach's Alpha (%95 GA)	0,77(0,68-0,83)	0,80(0,78-0,94)	0,64(0,32-0,81)	0,83(0,68-0,91)	0,84(0,69-0,91)

Zimmer grubundakilerin femoral komponent uyumu değerlendirildiğinde, Femur Antero-Posterior ile Operasyonda ki Femur Antero-Posterior Cronbach's Alpha katsayısı 0.84 şeklinde yüksek bulunmuşken, Femur Önerilen Medio-Lateral ile Operasyonda ki Femur Medio-Lateral ölçüm Cronbach's Alpha katsayısı 0.77 gibi düşük uyum saptanmıştır.

Markalara göre önerilen ve ve operasyonda kullanılan protezlerin uyumu

Femur da önerilen ve operasyonda kullanılan protezler arasındaki uyum incelendiğinde, en yüksek uyumun DEPUY (kappa: 0.72) ve STRYKER (kappa: 0.71) markalarında olduğu saptanmıştır. (Tablo 16-18) SMİTH & NEPHEW (kappa: 0.64) ve ZİMMER (kappa: 0.69) markalarında ise femoral uyumun daha düşük olduğu saptanmıştır. (Tablo 17-19)

Tablo 16. DEPUY markasında femoral komponent uyumu

	Kullanılan femur boyutu					Total
	Femur Size 2	Femur Size 2.5	Femur Size 3	Femur Size 4	Femur Size 5	
Operasyon öncesi önerilen protez femur boyutu						
Femur 2(60-56mm)	3	0	0	0	0	3
Femur 2.5(63-59mm)	1	6	1	0	0	8
Femur 3(66-61mm)	0	4	14	1	0	19
Femur 4(71-65mm)	0	0	0	6	0	6
Femur 5(73-69mm)	0	0	1	0	3	4

Kappa:0,72

Tablo 17. SMİTH & NEPHEW markasında femoral komponent uyumu

	Kullanılan femur boyutu					Total
	Femur Size 3	Femur Size 4	Femur Size 5	Femur Size 6	Femur Size 7	
Operasyon öncesi önerilen protez femur boyutu						
Femur 3(62-54.5mm)	3	1	1	0	0	5
Femur 4(66-58.5mm)	1	10	3	0	0	14
Femur 5 (70-62mm)	0	2	12	1	0	15
Femur 6(73-65.5mm)	0	0	1	2	0	3
Femur 7(77-69.5mm)	0	0	0	0	3	3

Kappa:0,64

Tablo 18. STRYKER markasında femoral komponent uyumu

	Kullanılan femur boyutu					Total
	Femur Size 3	Femur Size 4	Femur Size 5	Femur Size 6	Femur Size 7	
Operasyon öncesi önerilen protez femur boyutu						
Femur 3(65-59mm)	15	2	0	0	0	17
Femur 4(68-62mm)	3	7	0	0	0	10
Femur 5(71-65)mm	2	0	4	0	0	6
Femur 6(74-68mm)	0	0	1	5	0	6
Femur 7(77-71mm)	0	0	0	0	1	1

Kappa:0,71

Tablo 19. ZİMMER markasında femoral komponent uyumu

	Kullanılan femur boyutu				Total
	Femur Size D	Femur Size E	Femur Size F	Femur Size G	
Operasyon öncesi önerilen protez femur boyutu					
Femur D(64-55.5mm)	10	3	0	0	13
Femur E(68-59.5mm)	4	16	1	0	21
Femur F(72-63mm)	0	2	2	0	4
Femur G(76.5-70.5mm)	0	0	1	1	2

Kappa:0,69

Seçilen ve önerilen femoral komponentler arasındaki uyum

Femur için kullanılan protezler ile önerilen protezler arasındaki farklar değerlendirildi. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır. ($p=0.010$)

En az farkın DEPUY ve STRYKER markalarında olduğu saptanmıştır. En çok farkın Zimmer de olduğu saptanmıştır. Protez markalarına göre femoral komponent uyumluluk oranları % 72,5 ile % 80 arasında değişmektedir. Daha büyük veya daha küçük bir boyut düşünüldüğünde doğruluk % 95 ile % 100 arasında değişmektedir. Depuy marka protezlerde femoral komponent uyumu % 80 iken, ± 1 boyut farkına göre uyuma bakıldığında % 95 olarak bulunmuştur. Smith & Nephew marka protezlerde tibial komponent uyumu % 75 iken, ± 1 boyuta göre uyuma bakıldığında uyum oranı % 97,5 bulunmuştur. Stryker markasında tibial komponent uyumu % 80 iken, ± 1 boyutuna göre uyum % 95 bulunmuştur. Zimmer marka protezlerde uyum % 72,5 iken, ± 1 boyutuna göre uyum % 100 olarak saptanmıştır. Tüm çalışma grubunda genel femoral komponent uyumu % 76,9 iken, ± 1 boyutuna göre uyum % 96,8 olarak bulunmuştur. (Tablo 20)

Tablo 20. Seçilen ve önerilen protezlerin femoral komponentleri arasındaki uyum

	DEPUY	SMITH & NEPHEW	STRYKER	ZİMMER	Total
Femur fark					
-2,0	1(2,5)	0(0,0)	2(5,0)	0(0,0)	3(1,9)
-1,0	0(0,0)	4(10,0)	4(10,0)	7(17,5)	15(9,4)
-,5	5(12,5)	0(0,0)	0(0,0)	0(0,0)	5(3,1)
0	32(80,0)	30(75,0)	32(80,0)	29(72,5)	123(76,9)
,5	1(2,5)	0(0,0)	0(0,0)	0(0,0)	1(0,6)
1,0	1(2,5)	5(12,5)	2(5,0)	4(10,0)	12(7,5)
2,0	0(0,0)	1(2,5)	0(0,0)	0(0,0)	1(0,6)

p=0.010

5. TARTIŞMA

Diz eklemi vücuttaki en büyük sinoviyal eklemdir. Diz eklemine kemik yapıların uyumu stabiliteyi sağlamak için tek başlarına yeterli değildirler. Kemik yapılar, menisküs, kapsül ve bağlar diz eklemine statik stabiliteyi sağlarken kas ve tendonlar dinamik stabiliteden sorumludur. Diz eklemi hareketli olmasına karşın ağırlık taşıma önemi daha fazla olduğu için yaşla birlikte en fazla zedelenen eklemlerden birisidir. Günümüzde primer TDA konservatif tedavinin başarılı olamadığı, son dönem osteoartritli hastalarda dizdeki ağrının dindirilmesi ve fonksiyonel gelişimin sağlanıp stabil bir diz elde etmek için etkili ve başarılı bir cerrahi prosedür olarak değerlendirilebilir. Ameliyat sonrasında hareket açıklığını belirleyen birçok faktör tanımlanmakla birlikte, ameliyat öncesi eklem hareket açıklığı öncelikli belirleyici faktördür. Diz eklemine karmaşık anatomik ve biyomekanik özelliklerinden dolayı diz protezi tasarımındaki gelişmeler daha yavaş ilerlemiştir. Diz eklemine biyomekanik prensiplerine göre geliştirilen yeni tasarımlar TDA için daha başarılı sonuçlar alınmasını sağlamıştır. Bununla birlikte protez komponentlerinin şekil ve boyutlarındaki gelişmeler erken dönemde gevşeme, insitabilite gibi problemleri azaltmıştır. Diz artroplastisinin uzun dönemdeki başarısı alt ekstremitenin normal longitudinal ve rotasyonel diziliminin sağlanması ve bu yolla dizin transvers eksenini yere paralel hale getirerek, eklemi çaprazlayan kuvvetlerin normal dağılımının sağlanması esasına dayanmaktadır. İdeal uygun bir protez dizin normale yakın hareket açıklığına izin vermeli, eklem kinematikliğini değiştirmemeli ve anatomik bütünlüğü korumalıdır. Bu sebeple ağrının giderilmesi kadar, yeterli hareket açıklığının sağlanması da başarıda önemli bir faktördür.

Diz artroplastisinin başarısı, operasyon sırasında ölçümlerin ve kesilerin hatasız yapılmasına, rezeke edilen kemik yüzeyinin uygun kaplanmasına dolayısıyla uygun boyutta komponent seçimine ve yumuşak doku balansının yeterli olmasına bağlıdır.⁵⁸ Protez komponentlerinin uygun ebatla olması en iyi şekilde kaplamaya (coverage) olanak verir. Medial veya lateralde boyut fazlalığı ve taşma olması (overhang); yumuşak doku irritasyonuna ve ligament dengesizliğine yol açabilir. Bu da eklem hareket aralığının kısıtlanmasına, deformitelerin uygun olarak düzeltilmemesine ve postoperatif ağrının artmasına sebep olabilir. Mediolateral düzlemde protezin

boyutunun küçük boyutta kullanılması(undersizing), zayıf süngerimsi kemik üzerinde baskı oluşturacak, erken postoperatif periyotta diz eklemi içine kanama artışına sebep olacak bu da protezin uzun süreçte etkinliğini düşürecektir. Medio-lateral ölçümlerde uyumsuzluk, özellikle diz eklemi fleksiyonda iken patellanın yerleşimini etkileyebilir. Seedhom ve arkadaşları, radyografik ve kadavra üzerinde yapmış oldukları çalışmada femoral komponent tasarımında medio-lateral uzunluğun önemini vurgulamışlardır.⁵⁹ Femoral komponentin ön-arka büyüklüğü, M. Quadriceps'in optimal gerginliği ve fleksiyon-ekstensiyon gap dengesinin sürdürülebilmesi için önemlidir. Antero-posterior (AP) büyüklük, komponent boyutu için sıkça kullanılan bir parametre olup fleksiyon ve ekstensiyonda ligamentlerin doğru dengelenmesi ve hareketin normal sürdürülebilmesi için önem taşır.

Günümüzde pek çok cerrah total diz artroplastisi enstrümanları ve komponentlerinin yeterli ve uygun olduğuna veya önemli noktalara ve ayrıntılara uygun metotlar izleyerek yapılan boyutlandırma ve implantasyonlar ile başarılı sonuçlar alacaklarına inansalar da, bazı durumlarda mevcut implantlar mükemmel bir pozisyon, boyut ve doğrultuyu hastaya garanti edememektedir.⁶⁰

Yapılan bazı çalışmalar sonucunda günümüz protez tasarımlarının yetersiz olmasına bağlı, cerrahi hata ve instabilite geliştiğini göstermiştir. Çalışmayı yapan cerrahlar, mevcut implant tasarımlarının tüm hastalar için aynı ölçüde uygun olmadığı konusunda fikir birliğine varmışlardır.^{61 62 63} Bizim çalışmamızda ameliyat öncesi yapmış olduğumuz ölçümler değerlendirildiğinde önerilen protezlerin mediolateral ve anteroposterior uzunluklarının her ikisinde de aslında yüksek uyum sağlamadığını gördük. Örneğin; tibia mediolateral ölçümünde Smith & Nephew için yüksek uyum varken anteroposteriorde düşük uyum izlendi. Bu durum hastaya uygun mutlak protezi kullanılabilmesi için birkaç markanın birleştirilmesi sonucunu doğurmaktadır. Aynı zamanda ırklar arasındaki farklılıklarda yine protez uyumunu etkileyebileceği görüşündeyiz. Bununla birlikte hastaya özgün protez tasarımlarının çalışılması gerektiğini düşünmekteyiz.

Her hastaya en uygun ölçülerde protez imkanı sunamayan mevcut diz protezi teknolojisi protez komponent boylarının seçimi konusunda da cerrahları yanılgıya düşürebilmektedir. Protez komponent boyutlarının seçimine karar verilirken iki aşama bulunur, bunlar ameliyat öncesi ve ameliyat esnasında olarak ayrılırlar. Ameliyat öncesi

komponent boyutunun öngörülmesini sağlayan direk grafiler üzerine yerleştirilen şablonların güvenilirliği konusunda bazı çalışmalar yapılmıştır. Uygulanan şablonların kişiye bağlı olarak farklı sonuçlar verdiğini gösteren çalışmalar şablon ile ölçü sisteminin yenilenmesi gerektiğini belirtmiştir. Standart radyografik ölçüm teknikleri kullanılmasının önemli olduğu fakat tek başına yeterli olmadığı belirtilmektedir.⁶⁴ Başka bir çalışmada operasyon öncesi şablonlar ile komponent boyuna ameliyat öncesi karar vermenin yararlı olmadığı çünkü cerraha sunduğu bilgiye, ameliyat esnasında, hastaların çoğunda, tam bir karşılığı bulunmadığını göstermişlerdir.⁶⁵ Bazı cerrahların vurguladığı temel sorun direk radyografilerdeki magnifikasyon sorununun şablonlar ile ölçüm yapmada yetersiz kalmasıdır. Bu yüzden ki direk grafiler ile ortopedik cerrahın ameliyat öncesi yaptığı boyutlandırma ve ölçümlere güvenilmemesi önermektedirler. Eski dönemlerde magnifikasyon sorununu çözmek için grafi alanına boyutları bilinen metal boru, metal bilye ve metal cetvel gibi radyoopak materyaller kullanılmaktaydı. Dijitalizasyonla birlikte bu problem sorun olmaktan çıkmıştır. Bizde dijital ortamda uygun ölçeklendirme ile çekilen grafiler üzerinden çalışmamızı yürüttük. Femoral komponent boyutunun seçimine intraoperatif karar verirken cerrah, femur boyutları ile femoral komponentin boyutunun uygun olması önemlidir. Komponent ve kemik yapı arasında uygunluk olmadığında cerrah seçim konusunda sıkıntı çekmektedir. Seçilen implant boyutu ile femur arasında tam ya da mükemmel uyum olmayan hastalarda, anterior çentiklenme, patellar uyum, fleksiyon instabilitesi, simetrik instabilite ve yetersiz hareket sınırları gibi hastayı zorlayacak ve revizyona kadar gidebilecek problemlerin ilk adımı başlamış olacaktır.⁶⁶

İmplantasyon uyumunun tam olmasının son derece önemli olduğunu gösteren cerrahlar özellikle sorunların önemli bir kaynağı olan komponent boyu seçmenin daha gerçekçi yöntemlerini aradılar. Ancak diz protezi ameliyatına hazırlık için daha kesin sonuçlar verebilen, gerçek boyuta daha yakın ölçümler yapan bilgisayarlı tomografi ile beraber sklenogramlar üzerinde yeni çalışmalar yapılmıştır. Bt sklenogramların başarılı sonuçları bildirildi.⁶⁷

Wongsak ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada, osteoartrit bulguları olan 100 hasta üzerinde çalışmış olup, operasyon öncesi planlanan femoral komponent uyumunu %53.1, tibial komponent uyumunu %59.3 olarak bulmuşlardır. Hastalarda operasyon öncesi tahmin edilen 81 hastanın 79'unda (%97,6) femoral implantlar $\pm$ bir boyut

içinde, tahmin edilen 81 hastanın 77'sinde (%95,1) tibial implantlar $\pm$ bir boyut içinde uyumlu bulunmuştur. ⁶⁸ Çalışmamızda operasyon öncesi tibial komponent uyumu %64,4 iken femoral komponent uyumu %76,9 bulunmuştur. $\pm$ 1 boyut farkı kabul edildiğinde bu oran tibia için %92,5 femur içinse %96,8 bulunmuştur.

Geleneksel şablonlamada, iki farklı düzlemde radyografiler (iki boyutlu görüntüler) kullanılarak bir eklem (üç boyutlu yapısı) boyutunun değerlendirilmesini içerir. Bilgisayarlı tomografi ile oluşturulan 3-D rekonstrüksiyondan elde edilen veriler kullanılmış ve implant boyutunu tahmin etmede oldukça başarılı sonuçlar verebileceği düşünülmektedir. Kobayashi ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada, total diz protezi yapılan 100 hasta analiz edilmiş. Operasyon öncesi direk radyografik ölçümlerle, bilgisayarlı tomografi kullanılarak yapılan üç boyutlu şablonlamaya göre önerilen ve kullanılan implant boyutları karşılaştırılmış. Bilgisayarlı tomografi kullanılan grupta implant uyumu (%59) direk radyografik ölçüm yapılan gruptan (%56) daha uyumlu olmasına rağmen iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır. ⁶⁹ Bundan dolayı üç boyutlu görüntüleme yöntemi kullanılarak şablonlama yapılmasının operasyon öncesi protez uyumunda ek fayda sağlamayacağı düşünülmektedir.

Preoperatif planlama, operasyonda kullanılacak implantların boyutunu ve yönünü değerlendirmeyi ve böylelikle doğru boyutta bileşenlerin mevcut olmasını sağlamayı amaçlamaktadır. Bu nedenle kullanılan yöntem doğru ve tekrarlanabilir olmalıdır. Analog ölçeklendirme ve rutin ameliyat öncesi BT taramaları, bu soruna potansiyel ancak kusurlu çözümler olarak önerilmiştir.

İmplant üreticileri, operasyondan önce direk radyografik ölçümlerin tüm hastalar için değerlendirmenin bir parçası olmasını önermektedir. Dijital ölçme sistemleri bunun gerçekleşmesine izin verir ve kalıcı bir kaydının oluşturulmasını kolaylaştırır. ⁷⁰ Operasyon öncesi ölçümlerin, operasyon sırasında bulunan anatomik ölçümlerin doğru bir öngörücüsü olduğu gösterilmelidir. Farklı gözlemcilerin tutarlı sonuçlar üretmesiyle güvenilir ve tekrarlanabilir olmalıdır. ⁷⁰ Bu çalışma, sürecin gözlemciler arasında iyi bir korelasyon ile gerçekleştirilebileceğini göstermiştir. Bununla birlikte, doğru boyutu tahmin etmek her zaman yeterli klinik fayda sağlamayabilir. Trickett ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, bileşenin boyutunun tahmini sadece hastaların yaklaşık yarısında doğruydur. Bununla birlikte, boyutlarda $\pm$ 1 tutarsızlığına izin verildiğinde, doğruluk % 95'in üzerine çıktı. ⁷⁰ İşlemin zayıf doğruluğu ve tahmini ve implante edilmiş boyutlar

arasındaki tutarsızlık, mevcut bileşen boyutlarının çeşitliliğinden kaynaklanabilir. Kullandığımız protez türlerine ve markalarına göre her bir protezde hem femoral hem de tibial bileşenler için yedi ila sekiz boyutta bulunmaktadır. Tüm boyutlar hem AP hem de mediolateral yönlerde bazı protezlerde 2-3 mm iken bazılarında 4 mm ile 5 mm arasında farklılık gösterir. Sonuç olarak, hem ameliyattan önce ölçümlerle tahmini implatların hem de ameliyat sırasında implantların boyutlandırılmasında bir uzlaşma olması muhtemeldir. Daha küçük boyut seçeneklerine sahip sistemlerde, bitişik boyutlar arasında zorunlu olarak daha büyük bir fark vardır. Bu, mükemmel uyumda daha büyük bir uzlaşma ile sonuçlanacak ve tahmini ve implante edilmiş boyutların karşılık gelme olasılığını arttıracaktır. Birçok çalışmada femoral bileşenler tutarlı bir şekilde tibial implantlardan daha az uyumlu bulunmuştur. Bunun olası bir nedeni, diz yan grafisinde femoral kondillerin öne projeksiyonudur. Lateral femoral kondil, öne doğru daha belirgin ve medial femoral kondilden distalde daha az belirgin olan daha büyük bir distal yarıçapa sahiptir.⁷¹ Bu, femoral bileşeni ölçümlerini yaparken kemik işaretlerini tanımlamanın zorluğunu artırır. Buna rağmen yaptığımız çalışmada femoral komponent uyumunu tibial komponent uyumuna göre daha yüksek bulduk. Buna sebep olarak uygun lateral grafileri olmayan hastaları çalışmamıza ekmediğimizden kaynakladığını düşünmekteyiz.

Cerrahi öncesi planlama, TDA uygulanan hastaların ameliyat öncesi değerlendirilmesinde yararlı bir yardımcıdır ve cerrahın yaklaşımını planlamasına ve kullanılacak implantın boyutunu değerlendirmesine olanak tanır. Şu anda, bireysel vakalar için implant siparişine izin vermek yeterince doğru değildir, ancak aşırı veya alışılmadık boyutlarda implantların kullanımını öngörerek, cerrahın bunların operasyonda mevcut olduğundan emin olmasına izin verir. Aynı zamanda tıbbi amaçlar için önemli olabilecek ameliyat öncesi planlama sürecinin kalıcı bir kaydını sağlar.⁷² Çalışmamızda benzer şekilde 2 hastaya alışılmadık boyutta 8 tibial komponent önerilmiş fakat bu boyutlarda protezi bulundurmamasından dolayı bir küçük boyutta 7 tibial komponent kullanılmış. Bundan dolayı cerrahın bu durumları öngörerek operasyon öncesi radyografik ölçümlerle kullanılması muhtemel implatları operasyon öncesinde hazır bulundurulması ve uygun ameliyatın yapılması sağlanmalıdır.

Bazı yeni geliştirilen yazılım paketlerinde kemik kaybını, patellar oryantasyonu veya olağandışı anatomik varyasyonların varlığını değerlendirmek için kullanılabilecek

bir dizi yararlı işlevin olduğu tomografi bazlı sistemlerde mevcuttur. Bilgisayar destekli cerrahinin artan kullanımı ile dijital şablonlama intraoperatif bir süreç haline gelebilir.⁷³ Önceki çalışmalar, preoperatif radyografik ölçüm ile TDA'lerinde bilgisayar destekli cerrahilerin navigasyonu tarafından sağlanan bilgiler arasında iyi bir korelasyon olduğunu göstermiştir. Protez bileşenlerin hem mekanik ekstremit eksenini hem de rotasyonu, radyografik incelemeler ve navigasyon tarafından sağlanan bilgiler arasında yüksek düzeyde bir uyum olduğunu göstermektedir. Bu bulgular, bilgisayar destekli cerrahi kullanıldığında, bazı preoperatif veya postoperatif radyografik çalışmaların gerekli olmadığını düşündürmektedir.⁷⁴ Çalışmamızda navigasyon bazlı cerrahi kullanmadık. Hastanemizde bilgisayar destekli navigasyon kullanılarak total diz atroplasti cerrahileri yapılmamaktadır. Ülkemizdeki birçok hastanesinde bu sistemi temin edebileceği düşünülmemektedir.

Magnetik rezonans kullanılarak operasyon öncesi üç boyutlu şablonlamalar yapılması mümkündür. Ettinger ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada 94 diz protezi yapılan hastaya magnetik rezonans görüntüleme (MRG) bazlı pre-op şablonlama ile direk grafi bazlı şablonlama yapılmış. Üç boyutlu (3D) MRG şablonlama, vakaların %100'ünde implant boyutunu doğru tahmin etmede başarılı bulunmuştur. Femoral ve tibial iki boyutlu (2D) dijital şablonlama, vakaların %43.6 ila %59.5'i ve %52.1 ila %68'i arasında değişiyordu. ± 1 farka izin verildiğinde, femoral 2D dijital şablonlamada vakaların %93.6'sı ile %97.8'i arasında değişirken tibial tarafta %94.6 ile %98.9 arasında değişiyordu.⁷⁵ MRG bazlı üç boyutlu şablonlamanın implant boyutunu yüksek uyumlulukta tahmin etmesi beklenen bir durumdur. Her hastaya MRG çekilmesi hem maliyet hem zaman hemde hastaların eşlik eden durumlarının (kalp pili, diş implantı, metalik implant varlığı) açısından uygun olmayacaktır. Fakat tüm hastalara kolay bir şekilde direk radyografi çekilebilir. Bundan dolayı tüm protez yapılacak hastalara MRG yapılması sağlık sistemine yüksek maliyet yüklenmesine sebep olacağından maliyet etkinlik açısından düşünülürse ne kadar uygun olacağı tartışmalıdır.

Rutin olarak primer TDA tipik olarak şunları gerektirir: 5 ila 10 implant seti, her biri hazırlanmış, sterilize edilmiş, paketlenmiş halde setler ameliyat öncesi hazırlanır ve ameliyathaneye teslim edilir. Bunları sağlamak için gereken toplam maliyet ve süre hastaneler ve implant tedarikçileri için önemlidir. R. Hsu ve arkadaşları 82 hasta üzerinde yaptıkları maliyet analizinde, preoperatif ölçümler sonrası tahmini protez

boyutu ile kullanılan protez boyutu arasında ± 1 component uyumu göze alındığında %99 uyum sağlamışlardır. Yaptıkları maliyet çalışmasında her bir ebat komponentin sterilizasyon maliyeti 26 dolar olarak bulunmuş. Preop ölçüm yapılan hastalarda 3-5 komponent kullanılırken, ölçüm yapılmayan hastalarda 6-9 komponent kullanılmaktadır. Bu şekilde 9612 dolar kayıp önlenmiştir.⁷⁶ Ülkemizde hastanelerde tüm implantlar hazır bulunmamakta ve operasyon öncesi implant tedarikçilerinden temin edilmektedir. Operasyon öncesi malzemelerin hastaneye transferi için araç ve yakıt maliyeti, tüm komponentlerin steril edilme maliyeti ve firma personeli ücreti ile yüksek oranda maliyet ve zaman kaybı olmaktadır. Çalışmamızda amaçladığı üzere preop ölçümlerle protez boyunun belirlenmesi mevcut şekilde cerrahi verimliliği artırırken hastane ameliyet maliyetini düşürmektedir.

Literatürdeki çalışmalara göre (Tablo 21), femurdaki uyumluluk oranları %42.5 ile %83 arasında değişmektedir ve daha büyük veya daha küçük bir boyut düşünüldüğünde doğruluk %92 ile %100 arasında değişmektedir. Tibiyadaki uyumluluk oranı %48 ile %90 arasında değişir ve $\pm$ bir boyut düşünüldüğünde %88-%100 değerlerine yükselir. Doğruluk, her iki bileşende de %60'a yakın olarak kabul edilebilir, ancak daha büyük veya daha küçük bir boyut eklendiğinde %97'ye yükselir. Bu dijital ölçüm sisteminin nihayet kabul edileceği varsayılmaktadır.⁸⁵

Ameliyat öncesi ölçümlerle doğru implant tahmini cerrahi işlemi iyileştirebilir ve cerrahi süreyi düşürebilir. Cerrahi departman verimliliğini artırır ve dolaylı olarak maliyeti düşürür. Ameliyathanede harcanan her dakika, Amerika Birleşik Devletleri'nde yaklaşık 22 ila 80 ABD Doları, İngiltere'de ise 12 ila 20 Sterlin arasındadır.^{86 87} Ricketts ve arkadaşları, ameliyat sürelerinin %60'ı gerçek işlem için kullanıldığını, zamanın %21'i vakalar arasındaki devir işlemleri ve ameliyathane süresinin %19'u ise vaka içinde protez denemeleri, uygun malzeme seçimi için kullanıldığını saptanmıştır.⁸⁸ Geleneksel diz protezi ameliyatında operasyon içi boyutlandırmada çok sayıda set bulunur. Preoperatif ile femoral bileşenler için %97 ve tibial için %93 doğruluk uyumu ile, işlem esnasında cerrahın güveni artar ve açılan set numaraları ve boyutu, setlerin optimize edilmesi kurumsal harcamaları azaltır.^{89 90} Bizde çalışmamız amaçlarında belirtildiği üzere pre-op ölçümlerle uygun protez boyutunun belirlenmesi maliyeti düşüreceği, operasyon süresini kısaltacağını ön görmekteyiz.

Tablo 21. Farklı serilerde komponentler arası uyum

Yazarlar	TDP	Femur uyum (%)	Femur uyum ± 1 (%)	Tibia uyum (%)	Tibia uyum ± 1 (%)
<u>Miller and Purtil [77]</u>	25	52.0	100	48.0	96.0
<u>Trickett ve ark [70]</u>	40	48.0	98.0	55.0	100
<u>Kniesel ve ark [78]</u>	46	42.5	97.0	71.0	98.0
<u>Hsu ve ark [76]</u>	48	58.0	96.0	50.0	88.0
<u>Specht ve ark [79]</u>	50	48.0	92.0	52.0	94.0
<u>The ve ark [80]</u>	65	55.0	92.0	52.0	94.0
<u>McLawhorn ve ark [81]</u>	76	66.0	99.0	66.0	97.0
<u>Hsu ve ark [82]</u>	82	83.0	100	90.0	100
<u>Peek ve ark [83]</u>	92	71.0	100	60.0	100
<u>Levine ve ark [84]</u>	176	69.0	100	63.0	97.0
Ortalama		59.2	97.4	60.7	96.4

İmplantlar, bir popülasyondaki eklem boyutlarının dağılımına göre çeşitli boyutlarda tasarlanır. İmplantların in vivo konumlandırılması, orijinal anatomiden ziyade mekanik eksenini yeniden oluşturmayı amaçlayan ve şablonların radyografiler üzerindeki konumlandırmasıyla belirlenir. Bir dizdeki fleksiyon deformitesi, X-ışını plakası ile eklem arasındaki mesafeyi değiştirerek AP görünümündeki büyütmeyle etkileyebilir. Sabit fleksiyon deformitesindeki artışla orantılı olarak görüntünün büyütülmesi artar.⁹¹ Bizde çalışma öncesi bu sınırlamaları öngördük. Tibial ve femoral deformitesi olan hastalar preoperatif ölçümlerin doğruluğunu etkileyebilir. Bundan

dolayı bizde çalışmamızda $>3^\circ$ varus veya valgus deformiteleri olan hastaları çalışmamıza dahil etmedik. Bu sebeple görüntülemelerde ek sorunla karşılaşmadık.

Bu çalışmamızın bazı sınırlamaları mevcuttur. Bunlardan biri direk radyografik ölçümler kemik yapısını ve boyutunda hatalı ölçüm riski olabilir. Tüm hastalara standart grafi çekilmiş olup, ölçümler aynı magnifikasyonda tek bir cerrah tarafından farklı zamanlarda yapılmıştır. Deformitesi olan dizler çalışmaya dahil edilmemiş olup ölçümlerde hata payı düşürmüştür. Analiz edilen hasta grubunun tek bir cerrah tarafından yapılmış olması ve tek bir hastanede çalışılmış olması diğer bir sınırlamamız. Gelecekteki ileriye dönük, çok merkezli çalışmalar uzun vadeli etkinliği ve dijital kullanımın maliyet etkinliğini belirlemek artroplasti prosedürlerinin olduğu gerçekleştirildiği kurumlar için operasyon öncesi boyutlandırma gereklidir. Çalışmamızın sınırlamaları mevcut ama çalışmanın amacı, öncelikle operasyon öncesi direk grafik ölçümler kolayca öğrenilebilir. Öğrenim eşiği düşük bir uygulamadır. Geniş bir ortopedik eğitim seviyeleri yelpazesinde tekrarlanabilir sonuçlar ön görülebilir.

Bu çalışmanın sonuçları, primer total diz replasmanında preoperatif ölçümlemenin doğru ve tekrarlanabilir olup olmadığını göstermektedir. Anatomik varyasyon, röntgenografi sırasındaki teknik faktörler ve gözlemci hataları gibi sonucu negatif etkileyebilecek birkaç neden vardır. Biz çalışmamızda standart protokol kullanarak hata payını minimize ettik.

Hastanemizde dijital şablonlama sistemi ve dijital şablonlar bulunmamaktadır. Yöntemi, implant boyutunu ve radyografik ölçen teknikle tasarladık. Bu çalışmada, ölçüm tekniğinin ölçülerek dijital preoperatif planlamanın doğruluğunun, önceki çalışmalardaki dijital şablonların doğruluğuna benzer olduğu gösterilmiştir. Bu örneklem grubunda her iki bileşen için TDA ölçüm tekniğini kullanan dijital preoperatif planlama, %50'den fazla kesin uyum ve bir bileşen boyutunda bir hataya izin verildiğinde %95'ten fazla uyum ile daha iyi puan aldı. Bu, bileşen boyutlarının seçimini cerrahın kendisine bırakmanın genellikle daha güvenilir olduğu anlamına gelir. Bu kavram, ameliyat öncesi planlamanın tüm cerrahi prosedürün bir parçası olduğu felsefesiyle tutarlıdır.

Bu çalışmamız retrospektif bir çalışma olduğu için klinik sonuçları doğrudan değerlendiremedik. Bu konu ile ilgili gelecekte daha fazla araştırma gerektireceği ve daha fazla klinik çalışmanın yapılmasını öneriyoruz.

7. KAYNAKLAR

1. **Drake R L, Vogl W, Mitchell A W M.** *Alt ekstremite, diz eklemi. Yıldırım M. Gray's Anatomi.* Ankara: Öncü Basımevi, **2007**: 532-533.
2. **Arıncı K, Elhan A.** *Anatomi 1.cilt.* Ankara: Öncü Basımevi, **2001**: 99.
3. **Gür E.** *Total diz protezlerinde implant seçimi. Ege R. Diz Sorunları.* Ankara: Bizim Büro Basımevi, **1998**: 404-410.
4. **Üstüner Y.** *Total Diz Artroplastisi Erken Dönem Sonuçları. Uzmanlık Tezi, T.C.S.B. Haseki Eğitim ve Araştırma Hastanesi, İstanbul, 2006.*
5. **Aydoğdu S, Sur H.** *Total Diz Protezleri. Ege R.Diz Sorunları.* Ankara: Bizim Büro Basımevi, **1998**: 27-54.
6. **Townley C. O.,** Articular plate replacement arthroplasty for the knee joint. *The Classic Clin Orthop* **1988**; 236:3-7.
7. **Ege R.** *Diz Anatomisi. Ege R. Diz Sorunları.* Ankara: Bizim Büro Basımevi, **1998**: 27-53.
8. **Aydın A T.** *Diz Eklemi Anatomisi. Tandoğan N R, Alpaslan A M. Diz Cerrahisi.* Ankara: Haberal Eğitim Vakfı, **1998**: 5-18.
9. **Dere F.** *Anatomi Atlası ve Ders Kitabı.* 5. baskı, Adana: Nobel Tıp Kitabevi, **1999**.
10. **Tandoğan N R.** *Klinik Diz Biyomekaniği. Tandoğan N R, Alpaslan A M. Diz Cerrahisi.* Ankara: Haberal Eğitim Vakfı, **1998**: 19-21.
11. **Pınar A.** *Osteoartritli Hastalarda Total Diz Artroplastisi Uygulamalarımız ve Sonuçlarının Değerlendirilmesi. Uzmanlık Tezi, T.C. S.B. Adana Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Adana, 2009.*
12. **Sandeep, Mungol, Krackow, Kenneth A.** *Erişkin Dizi. Weinstein, Stuart L, Buckwalter. Joseph A. Türek Ortopedi ve Uygulamaları.* 6. baskı, Güneş Tıp Kitabevi, **2009**: 589-631.
13. **Chabra A, Katolik L I, Pavlovich R, Cole B J, Miller M D.** *Spor Hekimliği. Yetkin H, Yazıcı M. Miller'in Ortopedi Kitabı.* 4. baskı, Ankara: Akademi Doktorlar Yayınevi, **2006**: 203-204.

14. **Korkusuz F.** *Diz Biyomekanik Özellikleri. Ege R. Diz Sorunları.* Ankara: Bizim Büro Basımevi, **1998**:91-98.
15. **Tözün R, Şener N.** Arka Çapraz Bağı Koruyan Primer Diz Artroplastileri. Tandoğan N R, Alpaslan A M. *Diz Cerrahisi.* Ankara: Haberal Eğitim Vakfı, **1998**:321-323.
16. **Tokgözoğlu A M.** Arka Çapraz Bağın Kesildiği Primer Diz Artroplastileri. Tandoğan N R, Alpaslan A M. *Diz Cerrahisi.* Ankara: Haberal Eğitim Vakfı, **1998**:339-340.
17. **Güney N, Erdoğan F.** *Diz Artroplastisinde Genel İlkeler ve Endikasyonları.* Ege R. *Diz Sorunları.* Ankara: Bizim Büro Basımevi, **1998**:438-442.
18. **Crockerell J R, Guyton J L.** *Ayak Bileği ve Diz Artroplastisi. Canale S T. Campell's Operative Orthopaedics.* 10. Baskı, Mert Matbaacılık, **2007**:243-292.
19. **Tözün R, Şener N.** *Total Diz Artroplastisinde Komplikasyon ve Çözümleri.* Tandoğan N R, Alpaslan A M. *Diz Cerrahisi.* Ankara: Haberal Eğitim Vakfı, **1998**:361.
20. **Otman A S, Demirel H, Sade A.** *Tedavi Hareketlerinde Temel Değerlendirme Prensipleri.* 2. baskı, Ankara: **1998**:47-52.
21. **Netter F H, MD.** *İnsan Anatomisi Atlası.* 4. baskı, Adana: Nobel Tıp Kitabevi, **2008**.
22. **Netter F H, MD.** *Musculoskeletal system Part 1, Anatomy Physiology and Metabolic Disorders.* USA: Ciba-Geigy Cooperation, **1994**.
23. Ithaca College Department of Physical Therapy Human Anatomy Review Site, Erişim: (http://www.ithaca.edu/faculty/laehr/LE2000/LE_knee.html) Erişim tarihi: **2010**.
24. **Michael Bond, MD** Patellofemoral syndrome Erişim:(<https://umem.org/files/uploads/images/pearls/Orthopedics/qangle.jpg>) Erişim tarihi:**2010**
25. Erişim: (http://genufix.com/total_knee_replacement_photos.htm) Erişim tarihi:**2010**
26. Zimmer® NexGen® CR-Flex Mobile Bearing Diz Sistemi Erişim: (<http://www.zimmer.com>) Erişim tarihi:**2010**
27. **Sorrels RB, Stiehl JB, Voorhorst PE** : Midterm results of mobile-bearing total knee arthroplasty younger than 65 years. *Clin Orthop* **2001**; 390: 182-189.
28. Brandt K.D. *Management of osteoarthritis. Textbook of Rheumatology.* Ed. Kelley WN, Harris ED, Ruddy S. W Saunders Company, Philadlphia **2001**.

29. **Thadani P.J, Spitzer A.I.** Primary total knee arthroplasty: indications and long-term results. *Current Opinion in Orthopedics*;11:41-48, **2000**.
30. **Parvizi J, Sullivan T, Trousdale R et al.** Thirty day mortality after total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* **2001**; 83(8): 1157-61.
31. **Brassard M.F, Insall J.N, Scuderi G.R.** *Complications of Total Knee Arthroplasty. Surgery of the Knee.* 3rd edition New York, Churchill Livingstone: 1801-1844, **2001**.
32. **Tözün R, Şener N.** *Total Diz Artroplastisi Komplikasyonları Revizyon Endikasyonları ve Çözümler, Diz sorunları.* Editör Ege R ; 17-6: 451-472, **1998**.
33. **Dalury D.F, Jiranek W.A.** The incidence of heterotopic ossification after total knee arthroplasty. *J.Arthroplasty* **2004**; 19:447-452.
34. **Waters T.S, Bentley G.** Patellar resurfacing in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* **2003**; 85(2): 212-217.
35. **Vince K.G, Chapman M.W.** Revision Knee Arthroplasty and Arthrodesis of the Knee, Chapman's Orthopaedic Surgery, 3rd edition Lippincott Williams&Wilkins: 109: 2897-2949, **2001**.
36. **Lewis P, Robareck C.H, Bourne R.B.** Posteromedial tibial polyethylene failure in total knee replacements. *Clin Orthop* **1994**; 229: 11.
37. **Ritter M.A, Hartty L.D, Davis K.E et al.** Predicting range of motion after total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* **2003**; 85 (7):1278-1285.
38. **Çetin İ, Erdemli B.** *Diz Artroplastisinde Teknik ve Uygulama Özellikleri. Diz Sorunları,* Editör Ege R:17:411-431, **1998**.
39. **Bach CM, Steingruber IE, Peer S et al** : Radiografic assessment in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 2001; 385:144-150.
40. **McGrory JE, Trousdale RT, Pagnano MW et al.** Preoperative hip to ankle radiographs in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 404: 196-202, **2002**.
41. **Alicea J.** Scoring systems and Their Validation for the Arthritic Knee. *Surgery of the Knee.* 3rd edition New York, Churchill Livingstone: 1507-1515, **2001**.
42. **Colwell CW, Hardwick ME.** Trombophelbitis in Knee Arthroplasty. *Surgery of the Knee.* 3rd edition New York, Churchill Livingstone:1757-1764, **2001**.

43. **Bruce A.S, Getty C.J, Beard J.D.** The effect of ankle brachial pressure index and the use of a tourniquet upon the outcome of total knee replacement. *J.Arthroplasty* **2002**; 19 (3) : 312-314.
44. **Canale ST, Beaty JH.** Campbell's operative orthopaedics. 12th ed. Philadelphia,: Mosby; **2013**:399-400.
45. **Canale ST, Beaty JH.** Campbell's operative orthopaedics. 12th ed. Philadelphia,: Mosby; **2013**:400-401.
46. **Insall JN, Easley ME.** Surgical Tecniques and Instrumentation in Total Knee Arthroplasty. Surgery of the Knee. 3rd edition New York, Churchill Livingstone:1553-1620, **2001**.
47. **PFC Sigma Knee System,** Primary Cruciate-Retaining and Cruciate-Substituting Procedures, Primary Surgical Technique: Depuy, Johnson&Johnson Company: **2013**.
48. **Guyton JL.** Arthroplasty of Ankle and Knee. Campbell's Operative Orthopaedics. 9th edition, St.Louis, Mosby-Year Book, Inc.: 232-295, **1998**.
49. **Barrack RL, Schrader T, Bertot AJ et al:** Component rotation and anterior knee pain after total knee artroplasty. *Clin Orthop* **2001**; 392:46-55.
50. **Vail T P, Lang C E.** Surgical Techniques and Entrumantation in Total Knee Arthroplasty. Scott W N. *Insall and Scott Surgery of the Knee.* **2006**; 1455-1515.
51. **Whiteside LA.** SoftTissue Balancing, The Knee. *J Arthroplasty* 17 Suppl. **2002**; 1:23-29.
52. **Archibeck MJ, Camarata D, Trauger J, Alman J et al.** Indications for lateral retinaculer release in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* **2003**; 414: 157-161.
53. **Milne S, Brosseau L, Robinson V, Noel MJ et al.** Continuous passive motion following total knee arthroplasty. Cochrane Database System Rev:2: CD004260, **2003**.
54. Depuy knee components size Erişim: (<https://www.jnjmedicaldevices.com/en-US/procedure/total-knee-arthroplasty>) Erişim tarihi: **2019**.
55. Stryker knee components size Erişim: (<https://www.stryker.com/us/en/joint-replacement/products/triathlon-total-knee-system.html>) Erişim tarihi: **2020**.
56. Smith & Nephew knee components size Erişim: (<https://www.smith-nephew.com/professional/products/all-products/legion/genesis-ii-total-knee-replacement-system/>) Erişim tarihi:**2020**

57. Zimmer knee components size Erişim: (<https://www.zimmerbiomet.com/medical-professionals/knee/product/nexgen-complete-knee-solution.html>) Erişim tarihi:2020
58. **Hitt K, Shurman J R, Grene K, McCarthy J, Moskal J.** Anthropometric measurements of the human knee: correlation to the sizing of current knee arthroplasty systems. *J Bone Joint Surgeon Am* **2003**; 85:115.
59. **Seedhom B.B, Longton E.B, Wright V, Dowson D.** Dimensions of the knee. *Ann Rheum Dis* **1972**; 31:54.
60. **Townly C.O.** The anatomic total knee resurfacing arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* **1985**; (192):82-96.
61. **Incavo SJ, Coughlin KM, Beynnon BD.** Femoral component sizing in total knee arthroplasty: size matched resection versus flexion space balancing. *J Arthroplasty* **2004**;19(4):493-7.
62. **Heal J, Blewitt N.** Kinemax total knee arthroplasty: trial by template. *J Arthroplasty* **2002**; 17(1):90-4.
63. **Sharkey¹ P. F, Hozack W.J, Rothman R.H, Shastri S, Jacoby S.M.** Why are total knee arthroplasties failing today? *Clin. Orthop* **2002**; 404:7-13.
64. **Conn¹ K.S, Clarke M.T, Hallett J.P.** A simple guide to determine the magnification of radiographs and to improve the accuracy of preoperative templating. *Clin. Orthop* **2002**; 84(2):269-72.
65. **Wolff¹ A.M, Hungerford D.S, Pepe C.L.** The effect of extraarticular varus and valgus deformity on total knee arthroplasty, *Clin. Orthop* **1991**; 271:35-51.
66. **Fehring TK, Valadie AL.** Knee instability after total knee arthroplasty. *Clin. Orthop* **1994**; 299:157-62.
67. **Chen E, Ellis R.E, Bryant J.T, Rudan J.F.** A computational model of postoperative knee kinematics. *Med. Image Anl.* **2001**; 5(4):317-330.
68. **Wongsak S, Kawinwonggowit V, Mulpruck P, Channoom T, Woratanarat P.** Accuracy of knee implants sizing predicted by digital images. *J. Med. Assoc.Thai Vol* **2009**; 92(6):85-90.
69. **Kobayashi¹ A, Ishii Y, Takeda M, Noguchi H, Higuchi H, Toyabe S.** Comparison of analog 2D and digital 3D preoperative templating for predicting implant size in total knee arthroplasty. *Comput. Aided Surg* **2012**;17(2):96-101.

70. **Trickett¹ R.W, Hodgson P, Forster M.C, Robertson A.** The reliability and accuracy of digital templating in total knee replacement. *J Bone Joint Surg [Br]* **2009**; 91(7):903-6.
71. **Laskin RS.** *Controversies in total knee replacement.* Oxford: Oxford University Press, **2001**.
72. **Oddy MJ, Jones MJ, Pendegrass CJ, Pilling JR, Wimhurst JA.** Assessment of reproducibility and accuracy in templating hybrid total hip arthroplasty using digital radiographs. *J Bone Joint Surg [Br]* **2006**; 88-B:581–5.
73. **Dutton AQ, Yeo S-J, Yang K-Y, et al.** Computer-assisted minimally invasive total knee arthroplasty compared with standard total knee arthroplasty: a prospective, randomized study. *J Bone Joint Surg [Am]* **2008**; 90-A:2–9.
74. **Hernández-Vaquero D, Noriega-Fernandez A, Suarez-Vazquez A, S. Roncero Gonzalez S, Sierra-Pereira A.A, Gil-Martinez L.** Frontal alignment in total knee arthroplasty. Comparative study between radiographic measurement and surgical navigation. *Rev Esp Cir Orthop* **2017**; 61:313-318.
75. **Ettinger¹ M, Claassen² L, Paes² P, Calliess² T.** 2D versus 3D templating in total knee arthroplasty. *Knee* **2016** Jan;23(1):149-51.
76. **Andrew R Hsu¹, Christopher E Gross, Sanjeev Bhatia, Brett R Levine.** Template-directed instrumentation in total knee arthroplasty. *Cost Savings Analysis Orthop* **2012**; 35(11):e1596-600.
77. **Miller A.G , Purtill J.J.** Accuracy of digital templating in total knee arthroplasty. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* **2012**; 41:510-512.
78. **Kniesel B , Konstantinidis L., Hirschmuller A, Südkamp N, Helwig P.** Digital templating in total knee and hip replacement: an analysis of planning accuracy. *Int Orthop.* **2014**; 38:733-739.
79. **Specht L.M, Levitz S., Iorio R, Healy W.L, Tilzey J.F.** A comparison of acetate vs digital templating for total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* **2007**; 464:179-183.
80. **The B, Diercks R.L, van Ooijen P.M, van Horn J.R.** Comparison of analog and digital preoperative planning in total hip and knee arthroplasties: a prospective study of 173 hips and 65 total knees. *Acta Orthop* **2005**; 76:78-84.
81. **McLawhorn A.S, Carroll K.M, Blevins J.L, DeNegre S.T , Mayman D.J, Jerabek S.A.** Template-directed instrumentation reduces cost and improves efficiency for total knee arthroplasty: an economic decision analysis and pilot study. *J Arthroplasty* **2015**; 30:1699-1704.

82. **Hsu A.R , Kim J.D , Bhatia S , Levine B.R.** Effect of training level on accuracy of digital templating in primary total hip and knee arthroplasty. *Orthopedics* **2012**; 35:179-183.
83. **Peek A.C , Bloch B , Auld J.** How useful is templating for total knee replacement component sizing?. *Knee* **2012**; 19 : 266-269.
84. **Levine B. , Fabi D. , Deirmengian C.** Digital templating in primary total hip and knee arthroplasty. *Orthopedics* **2010**; 33: 797.
85. **Daniel Hernández-Vaquero¹, Alfonso Noriega-Fernandez², Sergio Roncero-Gonzalez², Ivan Perez-Coto², Andres A Sierra-Pereira², Manuel A Sandoval-Garcia²** · Agreement in component size between preoperative measurement, navigation and final implant in total knee replacement. *Journal of Orthopaedic Translation* **2019**; 18:84-91.
86. **Macario A.** What does one minute of operating room time cost?. *J Clin Anesth* **2010**; 22(04):233–236.
87. **Abbott T, White SM, Pandit JJ.** Factors affecting the profitability of surgical procedures under ‘Payment by Results’. *Anaesthesia* **2011**; 66(04):283–292.
88. **Ricketts D, Hartley J, Patterson M, Harries W, Hitchin D.** An orthopaedic theatre timings survey. *Ann R Coll Surg Engl.* **1994**; 76(03):200–204.
89. **Farrelly JS, Clemons C, Witkins S, et al.** Surgical tray optimization as a simple means to decrease perioperative costs. *J Surg Res* **2017**; 220:320–326.
90. **Stockert EW, Langerman A.** Assessing the magnitude and costs of intraoperative inefficiencies attributable to surgical instrument trays. *J Am Coll Surg* **2014**; 219(04):646–655.
91. **Heal J, Blewitt N.** Kinemax total knee arthroplasty: trial by template. *J Arthroplasty* **2002**; 17(1):90-94.

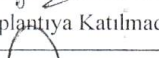
EKLER

Ek 1. Etik Kurul Onayı

T.C. ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Toplantı Sayısı	Tarih
98	10 Nisan 2020

KARAR NO 13– Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı'nda, Doktor Öğretim Üyesi Mustafa Tekin yönetiminde, Araş. Gör. Dr. İsa Bolat tarafından yürütülmesi öngörülen, “Total Diz Atroplastisinde Operasyon Öncesi Radyografik Ölçümlerle İmplant Boyutu Belirlenebilir mi?” başlıklı retrospektif tıpta uzmanlık tez projesi araştırma etiği yönünden değerlendirildi. Toplantıya katılan üyelerin oybirliğiyle uygun olduğuna karar verildi.

BAŞKAN	Prof Dr Selim Kadioğlu Tıp Tarihi ve Etik Anabilim Dalı	
ÜYELER	Prof Dr Davut Alptekin Tıbbi Biyoloji Anabilim Dalı	
	Prof Dr Dinçer Yıldızdaş Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	
	Prof Dr Gülşah Seydaoğlu Biyoistatistik Anabilim Dalı	Toplantıya Katılmadı
	Prof Dr Gürhan Sakman Genel Cerrahi Anabilim Dalı	
	Prof Dr Murat Gündüz Anesteziyoloji ve Reanimasyon Anabilim Dalı	
	Doç Dr Ezgi Özyılmaz Göğüs Hastalıkları Anabilim Dalı	
	Av. Zehra Bulut Hukukçu Üye	Toplantıya Katılmadı
	Dr Neşe Kayrın Kurum Dışı Üye	Toplantıya Katılmadı

Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlık Binası, Balcalı 01330 Adana
Telefon: 0322 338 60 60 dahili 3465, Faks: 0322 338 67 22

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : İsa BOLAT
Doğum Tarihi ve Yeri : 1990 -ADANA
Medeni Durumu : Bekar
Adres : Kabasakal Mah. Ev No : 13
Çukurova /ADANA
Telefon : 0 (506) 600 3973
E. posta : isabolat180@hotmail.com
Mezun Olduğu Tıp Fakültesi : Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi
Görev Yerleri : Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi İzzet
Baysal Eğitim ve Araştırma Hastanesi
Kilis Devlet Hastahanesi
Ç.Ü.T.F. Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim
Dalı
Dernek Üyelikleri : Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği
Yabancı Dil(ler) : İngilizce