



**YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ**

**DİZ ARTROPLASTİSİ UYGULANAN HASTALARDA
KOMPONENT YERLEŞİMİNİN ÜÇ BOYUTLU ANALİZİ
VE KLİNİK SONUÇLARLA İLİŞKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dr. Mehmet Emin ŞİMŞEK

**ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ABD
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Murat BOZKURT**

ANKARA – 2015

TEŞEKKÜR

Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji ABD'nin ilk mezunu olmanın gruru ile ihtisasım süresinde tecrübeleri ve desteğiyle eğitimimde büyük katkıları olan kurucu rektörümüz hocam Prof. Dr. Metin Doğan'a saygı ve şükranlarımı sunarım

Birlikte çalışma ve eğitim alma fırsatı bulduğum saygıdeğer hocam Prof. Dr. Nihat Tosun'a saygı ve şükranlarımı sunarım.

Uzmanlık eğitimimin boyunca, birlikte çalışmaktan onur duyduğum, her konuda desteğini hissettiğim, engin tecrübelerini benimle paylaşarak sosyal ve mesleki açıdan yetişmemde büyük katkıları olan değerli hocam Prof. Dr. Murat Bozkurt'a en derin saygı ve şükranlarımı sunarım.

Asistanlık eğitimim süresince bilgi birikimleri ve deneyimlerinden yararlandığım, kliniğimizin değerli doktorları; Doç. Dr. Osman Tecimel'e, Doç. Dr. Ahmet Fırat'a ve Yrd. Doç. Dr. Çetin Işık'a saygı ve şükranlarımı sunarım.

Birlikte çalıştığım asistan arkadaşlarım Dr. Mustafa Akkaya'ya, Dr. Safa Gürsoy'a, Dr. Ali Şahin'e, Dr. Şahin Çepni'ye, Dr. Fahri Emre'ye, Dr. Hilal Yağar'a, ayrıca ameliyathane ve servisimizin tüm hemşire ve personeline hep yanımızda oldukları için teşekkür ederim.

Yaşamımın her anında karşılıksız sevgi ve desteklerini hiç bir zaman esirgemeyen, üzerimde asla ödeyemeyeceğim emekleri olan sevgili annem Ayşe Şimşek'e ve babam Yavuz Şimşek'e sonsuz sevgilerimle teşekkür ederim.

Sekiz yıldır hayatıma anlam katan, tüm zorlu günlerde destek olan ve bundan sonra hep hayatımda olacak olan, her anımda sonsuz destek ve sevgisini hissettiğim sevgili eşim Dr. Meltem Şimşek'e ve oğlum Mete Alp Şimşek'e verdiği destek ve yardımları için en derin sevgilerimle teşekkür ederim.

Dr. Mehmet Emin ŞİMŞEK

İÇİNDEKİLER

Sayfa No:

TEŞEKKÜR	ii
İÇİNDEKİLER	iii
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
TABLolar DİZİNİ	x
1. GİRİŞ-AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. DİZ EKLEMİ ANATOMİSİ	3
2.1.1. Tibiofemoral eklem:	3
2.1.2. Distal Femur Morfometrisi	4
2.1.3. Proksimal Tibia Morfometrisi.....	6
2.1.4 Patella Morfometrisi	7
2.1.5. Menisküsler	8
2.1.6. Eklem Kapsülü	9
2.1.7. Diz Eklemine Ligamentleri.....	10
2.1.7.1. Medial Kollateral Ligament (MCL)	10
2.1.7.2. Lateral Kollateral Ligament (LCL).....	10
2.1.7.3. Ön Çapraz Bağ (ÖÇB).....	11
2.1.7.4. Arka Çapraz Bağ (AÇB)	11
2.1.7.5. Posterior Kapsülün Ligamentleri.....	12
2.1.8. Diz Fonksiyonuna Etki Eden Kas Grupları	12
2.1.9. Diz Eklemine Nörovasküler Anatomisi	17

2.2. DİZ EKLEM BİYOMEKANİĞİ	17
2.3. DİZ EKLEMİNİN OSTEOARTRİTİ	21
2.3.1. Etyoloji	22
2.3.2. Anamnez Ve Fizik Muayene	22
2.3.3. Radyolojik Görüntüleme	23
2.3.4. Diz Osteoartritinde Evreleme	25
2.3.5. Diz Osteoartritinde Tedavi Seçenekleri	28
2.4. DİZ OSTEOARTRİTİNDE TOTAL DİZ ARTROPLASTİSİ İLE TEDAVİ	29
2.4.1. Diz Artroplastisi Tarihçesi	29
2.4.2. Total Diz Artroplastisi Endikasyonları ve Kontrendikasyonları	31
2.4.2.1. Kesin kontrendikasyonlar	32
2.4.2.2. Göreceli kontrendikasyonlar	32
2.4.3 Total Diz Artroplastisi Komplikasyonları	33
2.4.3.1. Genel Komplikasyonlar	33
2.4.3.2. Lokal komplikasyonlar	33
2.4.4. Diz artroplastilerinin sınıflandırılması	36
2.4.4.1. Dizin replase olan kısmına göre	37
2.4.4.3. Fiksasyon tipine göre	37
2.4.5. Diz Artroplastisi Kinematığı:	39
2.4.6. Total diz artroplastisinde temel prensipler ve implantasyon	43
2.4.7. Klinik Değerlendirme ve Skorlama	45
3. GEREÇ-AMAÇ	47
3.1. HASTALARIN TOPLANMASI	47
3.2. HASTALARA UYGULANAN CERRAHİ ÖNCESİ HAZIRLIK	48

3.3. HASTALARA UYGULANAN CERRAHİ TEKNİK	49
3.4. HASTALARIN KLİNİK DEĞERLENDİRİLMESİ	66
3.5. RADYOLOJİK DEĞERLENDİRME	69
3.5.1. Alt ekstremitte grafileri üzerinde yapılan ölçümler	70
3.5.1.1. Preop Ve Post Operatif Tibia-Femoral Açı	70
3.5.1.2. Pre-op Eklem Çizgisi Yüksekliği	70
3.5.1.3. Pre-op koronal proksimal medial tibia açısı	71
3.5.1.4. Pre-op koronal distal medial femoral açı	72
3.5.1.5. Pre-op sagittal posterior tibial eğim (tibial slop)	72
3.5.1.6. Preop posterior femoral kondüler ofset	73
3.5.2 Bilgisayarlı tomografide koronal planda yapılan ölçümler;	74
3.5.2.1. Post-op proksimal medial tibia açısı	74
3.5.2.2. Post-op distal medial femoral açı	74
3.5.2.3. Femoral komponentin medial ve lateral taşma miktarı	75
3.5.3.1. Post-Op Femoral Komponentin Sagittal Eğimi	75
3.5.2.2. Post-op posterior tibial eğim (tibial slop)	76
3.5.2.3. Post-op eklem çizgisi yüksekliği	76
3.5.2.4. Posterior femoral kondüler ofset	77
3.5.4 Bilgisayarlı tomografide aksiyal planda yapılan ölçümler;	77
3.5.4.1. Tibial komponentin rotasyonel dizilimi	77
3.5.4.2. Tibial komponentin tibia yüzeyini örtme oranı	78
3.5.4.3. Tibial komponentin tibia yüzeyinden taşma veya girinti olma durumunun ölçümü	80
3.5.4.4. Femoral komponentin rotasyonel dizilimi	81
3.6. İSTATİSTİKSEL YÖNTEM	82

4.BULGULAR	83
5.TARTIŞMA	108
6. SONUÇ	131
7. KAYNAKLAR	132

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No:

Şekil 1.	Kondillerin önden görünümü	4
Şekil 2.	Kondillerin medialden görünümü	5
Şekil 3.	Kondillerin arkadan görünümü	5
Şekil 4.	Tibia platosunu üstten görünümü	6
Şekil 5.	Tibia proksimalinin önden görünümü	7
Şekil 6.	Tibia proksimalinin önden görünümü	7
Şekil 7.	Çapraz bağ ve menisküslerin tibia platosu üzerinde üstten görünümü	8
Şekil 8.	Preoperatif hasta kontrol listesi	23
Şekil 9.	Preoperatif Radyolojik Muayene Kontrol Listesi	25
Şekil 10.	a) normal bulgular, b) orta derece eklem aralığında daralma, c) eklem aralığında daralma ile birlikte osteofitler, d) eklem aralığında tam daralma ile birlikte osteofitler	27
Şekil 11.	Cerrahi alan sterilizasyonu ve ioban Drape ile cerrahi alanın örtülmesi	50
Şekil 12.	Diz artroplastisi öncesi anatomik landmarkların cilt üzerinden işaretlenmesi	50
Şekil 13.	Cilt insizyonunun yapılması	51
Şekil 14.	İntraoperatif Akagi line'nın gösterilmesi	52
Şekil 15.	Mesnisküslerin eksizyonu ve osteofitlerin temizlenmesi	52
Şekil 16.	Tibiada osteofitlerin temizlenmesi	53
Şekil 17.	Tibia kesim öncesi eksternal klavuzun yerleştirilmesi	54
Şekil 18.	Tibia kesim öncesi kesi bloğu alingmaentinin değerlendirilmesi	54
Şekil 19.	Tibia kemik kesisinin yapılması	54
Şekil 20.	Femoral klavuz için giriş yerinin belirlenmesi	55
Şekil 21.	Distal femoral kesim öncesi valgus kesisinin ayarlanması	55
Şekil 22.	Distal femoral kesinin yapılması	56

Şekil 23.	Fleksiyon ve ekstansiyon aralığının değerlendirilmesi	57
Şekil 24.	Distal femoral kesim sonrası femoral komponent rotasyonunun ayarlanması.....	58
Şekil 25.	Femoral anterior ve posterior kemik kesilerinin yapılması	59
Şekil 26.	Femoral notch kesisinin yapılması	60
Şekil 27.	Posterior kapsülün gevşetilmesi	60
Şekil 28.	Tibia plato anatomisinin gösterilmesi ve tibia medio-lateral ve antro-posterior aksın belirlenmesi	61
Şekil 29.	Tibial komponent dış, iç ve ideal rotasyonlarda yerleşiminin gösterilmesi.	62
Şekil 30.	Tibial komponentin medüller yerleşim yerinin belirlenmesi	63
Şekil 31.	Tibial ve femoral komponent denemeleri ile deneme yapılması	64
Şekil 32.	Tibial ve femoral komponent deneme sonrası fleksiyon ve ekstansiyonun değerlendirilmesi	64
Şekil 33.	Sementleme ve tibial komponentin implante edilmesi	65
Şekil 34.	Femoral komponent ve insertin yerleştirilmesi	65
Şekil 35.	Cilt sütürasyonunun yapılması sonrası.....	66
Şekil 36.	KSS ve KSS-F skoru değerlendirme formu	68
Şekil 38.	Tibia-femoral açının ölçülmesi	70
Şekil 39.	Eklem çizgisi yüksekliğinin ölçülmesi.....	71
Şekil 40.	Koronal proksimal medial tibia açısının ölçülmesi.....	71
Şekil 41.	Preop koronal distal medial femoral açının ölçülmesi	72
Şekil 42.	Pre-op sagittal posterior tibial eğim (tibial slop) ölçülmesi	73
Şekil 43.	Preop posterior femoral kondüler ofsetin ölçülmesi	73
Şekil 44.	Post-op proksimal medial tibia açının ölçülmesi	74
Şekil 45.	Femoral komponentin medial ve lateral taşma miktarı ölçülmesi	75
Şekil 46.	Post-op posterior tibial eğim (tibial slop) ölçülmesi	76
Şekil 47.	Postop Posterior femoral kondüler ofsetin ölçülmesi	77
Şekil 48.	Tibial komponentin rotasyonel diziliminin ölçülmesi	78
Şekil 49.	Tibial komponentin tibia yüzeyini örtme oranının ölçülmesi	79

Şekil 50.	Tibial komponentin tibia yüzeyinden taşma veya girinti olma durumunun ölçümü	80
Şekil 51.	Femoral komponentin rotasyonel diziliminin ölçülmesi.....	81
Şekil 52.	Sagittal femoral açı değişimi ile Diz ROM u arasında korelasyonun gösterilmesi.....	97
Şekil 53.	Sagittal femoral açı değişimi ile KSS skoru arasında korelasyonun gösterilmesi.....	98
Şekil 55.	Posterior Tibial eğim ile KSS skoru arasında korelasyonun gösterilmesi	99
Şekil 56.	Posterior Tibial eğim ile KSS –F skoru arasında korelasyonun gösterilmesi	99
Şekil 57.	Posterior Tibial eğim ile Diz ROM u arasında korelasyonun gösterilmesi	100
Şekil 58.	Proksimal Medial Tibial Açısı ile KSS skoru arasında korelasyonun gösterilmesi.....	100
Şekil 59.	Proksimal Medial Tibial Açısı ile KSS-F skoru arasında korelasyonun gösterilmesi.....	101
Şekil 60.	Proksimal Medial Tibial Açısı ile Diz ROM u arasında korelasyonun gösterilmesi.....	101
Şekil 61.	Posterior femoral kondüler ofset ile diz ROM u arasında ilişkinin gösterilemesi	103
Şekil 62.	Tibial Komponentin Posterolateralden Taşma Sayısı	103
Şekil 63.	Tibial Komponentin anteriordan Taşma Sayısı.....	104
Şekil 64.	Tibial Komponentin Anteromedialden Taşma Sayısı	104
Şekil 65.	Tibial Komponentin Anterolateralden Taşma Sayısı	105
Şekil 66.	Tibial Komponentin Medialden Taşma Sayısı.....	105
Şekil 67.	Tibial Komponentin lateralden Taşma Sayısı	106
Şekil 68.	Tibial Komponentin Posteromedialden Taşma Sayısı	106
Şekil 69.	Femoral Komponentin Medialden Taşma Sayısı	107
Şekil 70.	Femoral Komponentin Lateralden Taşma Sayısı	107

TABLolar DİZİNİ

	<u>Sayfa No:</u>
Tablo 1. Diz Ekleminin Posterior Ligamentleri	15
Tablo 2. Diz Ekleminin Stabilizatörleri	16
Tablo 3. Total Diz Artroplastisi Çeşitleri.....	38
Tablo 4. Diz artroplastisi Çeşitleri kullanım tercihleri.....	39
Tablo 5. KSS skorunun değerlendirilmesi	67
Tablo 6. WOMAC skorunun değerlendirilmesi.....	69
Tablo 7. Bireylerin yaş, VKI ve postop ay değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler.....	83
Tablo 8. Belirtilen değişkenlerin cinsiyete göre karşılaştırılması.....	83
Tablo 9. Evre ve taraf değişkenlerinin cinsiyette dağılımı	84
Tablo 10. Operasyon öncesi ve sonrası KSS, KSS-F, Womac-P ve ROM değerlerinin karşılaştırılması.....	84
Tablo 11. Ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası ekleme ait ölçümlerde değişim.....	85
Tablo 12. Post-op dönemde ağrının lokalizasyonuna göre sayıları ve yüzdeleri.....	86
Tablo 13. Bilgisayarlı Tomografide Tibial Komponentin Bölgelere Göre Yerleşim Durumu	87
Tablo 14. Tibial Komponentin Rotasyon Durumuna Göre Tibial Yüzey Kaplanma Yüzdesi.....	87
Tablo 15. Bölgelere Göre Komponent Yerleşimleri ile Ağrı olup/olmama durumunun İstatistiksel Karşılaştırılması	88
Tablo 16. Tibial ve Femoral komponentte kortikal kemik sınırından taşma olup olmaması durumunun klinik skorlara etkisi	90

Tablo 17. Ağrı ile taşma miktarı arasında ilişkinin karşılaştırması	91
Tablo 18. Tibial Komponentin Rotasyonel Yerleşimi İle Taşma Durumu Arasında İlişkisi	93
Tablo 19. Tibial Komponentin Rotasyonel Durumu ile Klinik Değerlendirme skorları arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi.....	95
Tablo 20. Femoral komponentin Rotasyonel yerleşimi ile klinik parametreler ile ilişkisinin değerlendirilmesi	96
Tablo 21. Postop Sagital Femoral Açılı, Postop Sagital Tibia Açılı ve Postop Proksimal Medial Tibial Açılı İle klinik parametreler arasında ilişkinin değerlendirilmesi	97
Tablo 22. Posterior Kondümler Femoral Osfet Değişimi ile klinik değerlendirme skorları arasında istatistiksel ilişki.....	102

1. GİRİŞ-AMAÇ

Ortalama yaşam süresinin artması ve hastaların buna paralel olarak günlük yaşam aktivitelerinde ve fonksiyonel beklentilerinin artması ile total diz protezi uygulanmasında artışa neden olmuştur. Bunda modern tasarımların kullanılmasıyla birlikte enfeksiyon, erken gevşeme, metallozis, implant yorgunluğu, insert aşınması gibi komplikasyon oranlarının azalması ve mükemmel uzun dönem klinik sonuçlarının görülmesi bütün dünyada kullanımını arttırmıştır [1].

Total diz artroplastisi sağ kalımını ve hasta memnuniyeti etkileyen en önemli faktör cerrahın komponentlerin 3 boyutlu dizilimi ile birlikte diz çevresi yumuşak dokuların yerleştirilen implantlar ile bir uyum halinde hareket etmesini sağlamaktır. Komponentlerin optimal ölçüde olması post operatif hasta memnuniyeti açısından oldukça önemlidir. Tibial ve femoral komponentin koronal, sagittal ve aksiyel düzlemde yerleşimleri ve kemik sınırdan taşmaları yumuşak doku irritasyonu tendinit ve geçmeyen ağrılara neden olabilmektedir [2]. Bu sebeple cerrah optimal kemik yüzey kaplanması ile birlikte uygun patella femoral uyumu sağlamak için komponentlerin 3 boyutlu dizilimine özen göstermek zorundadır [3].

Total diz artroplastisinde yapılan çalışmalar ile birlikte yeni implant tasarımları meydana getirilmiş ve sağ kalımı uzamıştır [4]. Morfolojik olarak medial tibial kondilin lateral tibial kondilden büyük olmasına rağmen kullanılan diz protezi implantlarının çoğu simetrik olması ve diz artroplastisinde komponent dizaynında değişikliklerin çoğu femoral komponentte yapılmış olduğu ve tibial komponentte yapılan tasarım değişikliği daha az olduğu görülmektedir. Geçen 10 yıl içerisinde komponent dizaynı anatomik ya da asimetrik tibial base plate üzerine yoğunlaşmıştır [5, 6].

Çalışmamız total diz artroplastisi uygulanan hastalarda bir bütün olarak, tibial ve femoral komponentlerin koronal, sagittal ve aksiyel düzlemde dizilimlerinin ve bu dizilimlerin sağlanması sırasında meydana gelen ve çoğunlukla gözden kaçan ya da

göz ardı edilen yumuşak doku irritasyonlarının neden olduğu klinik muayene bulguları ve klinik objektif değerlendirme skorlarının bir arada kullanıldığı kapsamlı bir araştırma olması açısından yenilik taşımaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. DİZ EKLEMİ ANATOMİSİ

İnsan vücudunun en büyük eklemi olan diz eklemi menteşe tipi bir eklemdir. Diz eklemi insan vücudunda en sık yaralanan eklemlerden biridir. Tibia, femur ve patella beraberinde eklemi saran sayısız ligamentöz bağlantılar, kapsül ve eklemi çaprazlayan birçok kas ile birlikte diz eklem kompleksini oluşturmaktadırlar. Diz eklemi ayakta duruş pozisyonunda kalça ve ayak bileği eklemleri arasında yük aktarım köprüsü görevi görürken beraberinde hayatın parçası olan günlük aktivitelerin yerine getirilmesinde dinamik bir görev üstlenmektedir. Diz eklemi bir kapsül içerisinde bulunan 2 farklı eklemden oluşmakta olup bunlar tibia-femoral eklem ve patella-femoral eklemlerdir. Tibia-femoral eklem proksimal tibia ile distal femura ait medial ve lateral kondiller ile yaptığı eklemdir. Patello-femoral eklem patella arka yüzü ile femur trohlear yüzü ile yapmış olduğu eklemdir [7, 8].

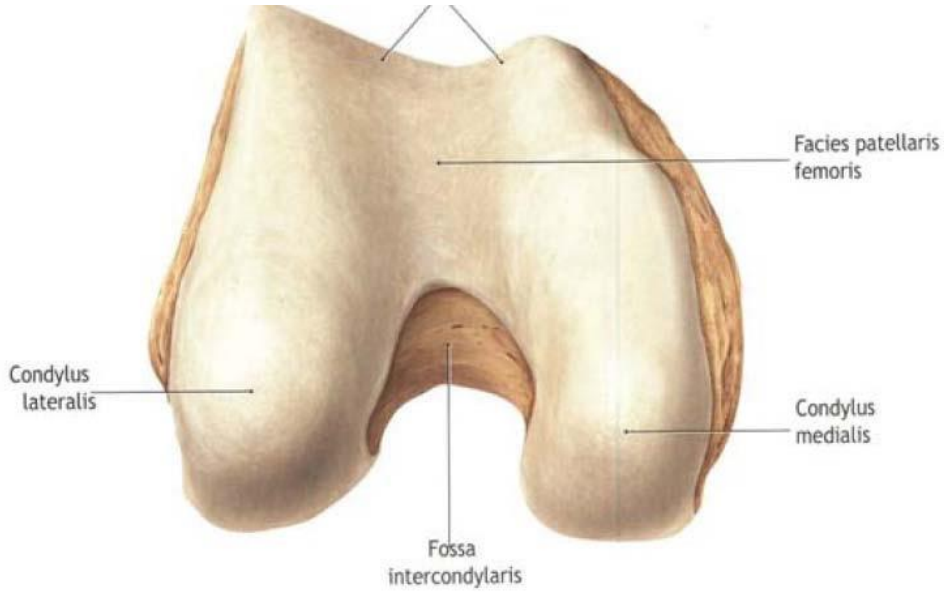
Proksimal tibiafibular eklem kapsül içerisinde yar almasına rağmen diz eklem kompleksine dahil edilmemektedir ve tibia-fibula arasında bulunan güçlü bağlantılar ile daha çok ayak bileği işlevselliği açısından önem taşımaktadır.

2.1.1. Tibiofemoral eklem:

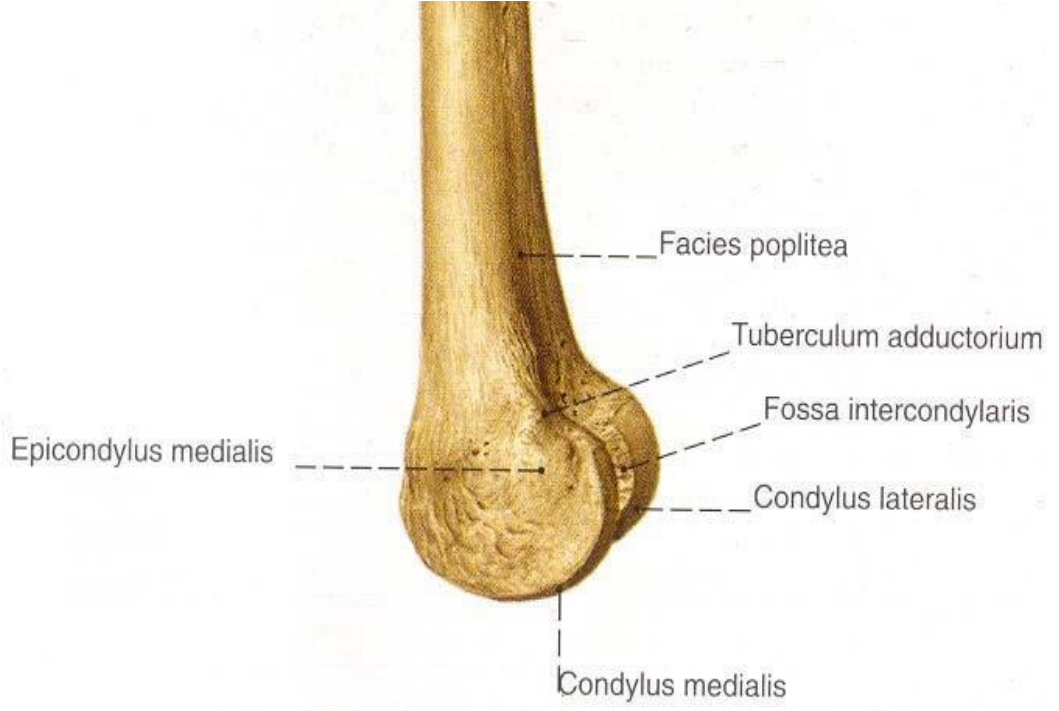
Tibia proksimal yüzü ile femur lateral ve medial kondilleri tarafından oluşturulan ve tibia ile femur arasında 3 farklı açıda harekete izin veren bir eklemdir. Sagittal planda gerçekleşen fleksiyon-ekstansiyon hareketi femur kondillerinin koronal düzlemi üzerinde; transvers planda internal ve eksternal rotasyonu tibia medial eklem yüzünün laterali boyunca gerçekleşmekte; abduksiyon ve adduksiyon hareketini ise antero-posterior aksın frontal düzleminde gerçekleştirmektedir [9]. Bu çift kondiloid eklem diz ekleminin medial ve lateral artiküler yüzü olarak tanımlanmakta olup diz ekleminin işlevselliğinin ve patolojilerinin anlaşılmasında önem taşımaktadır.

2.1.2. Distal Femur Morfometrisi

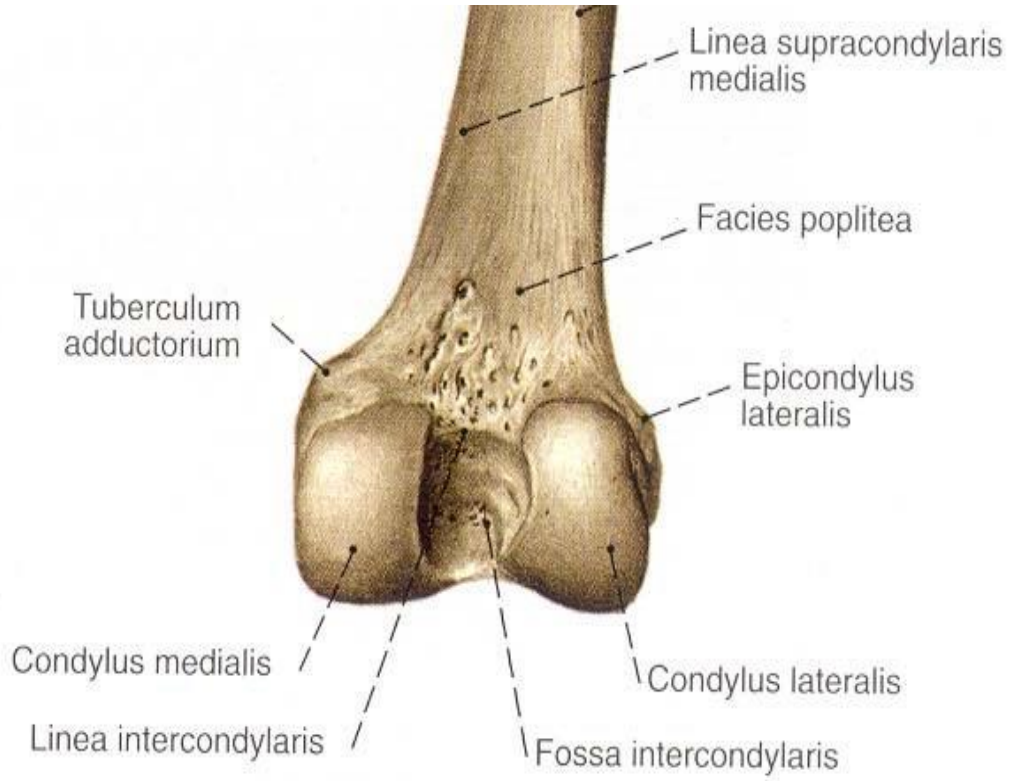
Diz eklemine proksimal yüzünü oluşturan, medial ve lateral kondilden meydana gelen yapılar ile diz eklemine katılmaktadır. Femur şaftının oblitisitesinden dolayı kondiller hafifçe mediale doğru eğim gösterir ve lateral kondile göre Medial kondil femur şaftının doğrultusunda daha distale uzanır, böylelikle distal femur eklem yüzü horizontal olarak kalmış olur. Sagittal planda kondillerin eğrilik çapı posterioara doğru daha da küçülür [10]. Ön yüzlerinin oval şeklinde olması ekstansiyonda stabilizeyi güçlendirirken, arka yüzlerin küresel şekilde olması fleksiyonda geniş hareket açıklığı sağlar. Medial femoral kondil dış çevresi yaklaşık olarak lateral kondilden 1,8 cm daha uzundur; uzunluktaki farklılık fleksiyon ve ekstansiyon sırasında tibianın femur üzerinde aksiyel rotasyonuna olanak sağlar [10]. Lateral kondil medial kondil e göre daha anteriordadır ve lateral kondilin eklem yüzü medial kondile göre daha küçüktür [11]. Medial ve lateral kondil arasında distalinde iki kondili birbirinden ayıran interkondüler notch ismi verilen girinti yer almakta, anteriorunda patella posterior eklem yüzü ile eklemleşen patellar oluk isimli eklem yüzü yer almaktadır.



Şekil 1. Kondillerin önden görünümü



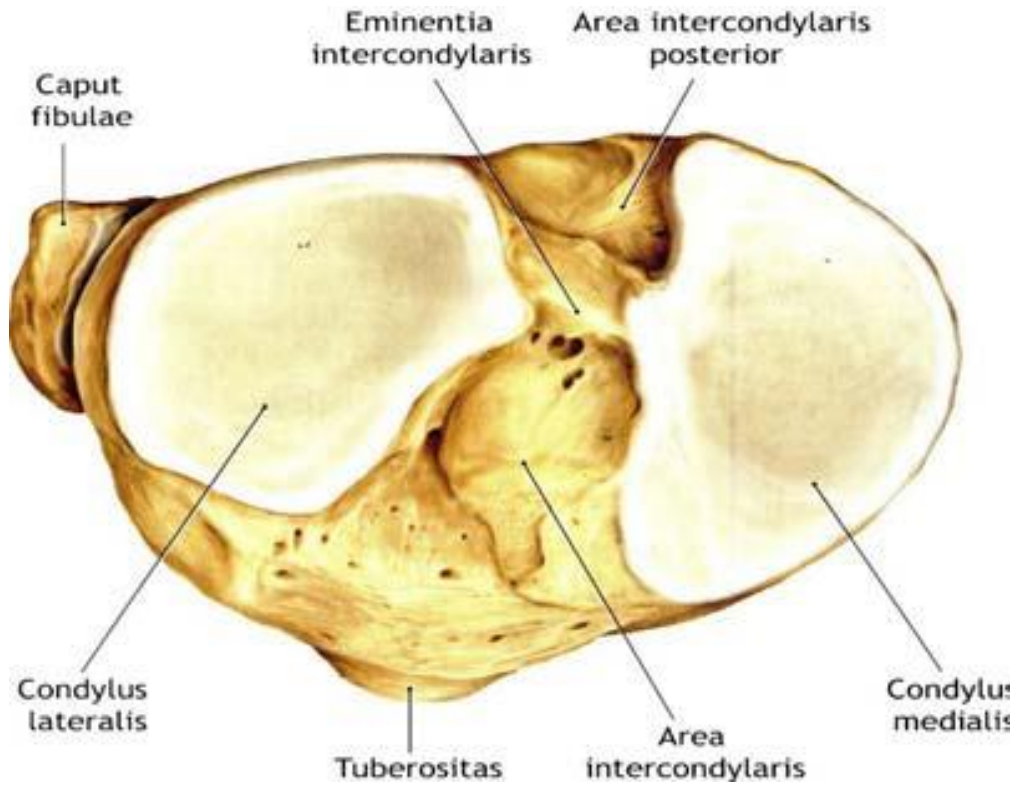
Şekil 2. Kondillerin medialden görünümü



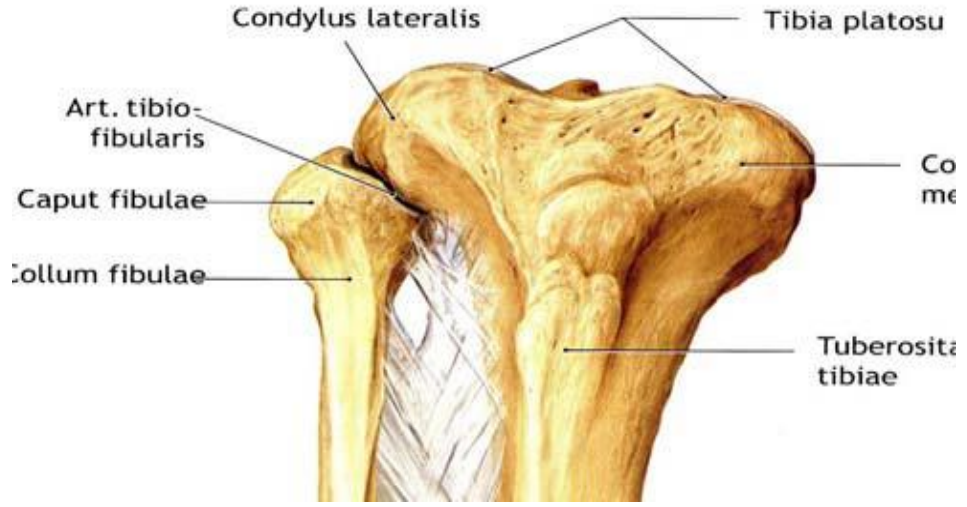
Şekil 3. Kondillerin arkadan görünümü

2.1.3. Proksimal Tibia Morfometrisi

Asimetrik medial ve lateral platoları ile tibia diz ekleminin distal yüzünü oluşturmaktadır. Medial plato ap düzlemde lateral platodan daha uzundur [10, 12]. Bununla birlikte lateral plato kıkırdak kalınlığı mediale göre daha fazladır. Proksimal tibia eklem yüzü ile birlikte tibia shaftına göre daha geniştir ve posteriora doğru eğimli bir taşma göstermektedir. Bu eğim yaklaşık olarak 7-10 derece kadardır [11]. Medial ve lateral platolar interkondiler tüberkül ile birbirinden ayrılmaktadır. Bu tüberküller diz hareketleri esnasında interkonduler notch da yer almaktadır. Tibia platoları anteriora doğru hafif konveks olmasına rağmen büyük ölçüde düzdür, her ne kadar femur kondillerinin konveksliği ile uyumsuzmuş gibi görünsede eklem içi diğer yapılar ile birlikte uyum sağlanmaktadır. İnterkondiler çentiği sınırlandıran, medial ve lateral tibial tüberküllerlerdir ve kondilleri yanlara doğru olan hareketlere karşı stabilize etme görevi yaparlar. Menisküs boynuzları ve çapraz bağlar için yapışma yeri olan interspinöz bölge hiyalin kıkırdak ile örtülü değildir. Femurda medial ve lateral epikondiller, Tibiada ise tüberositas tibia (patellar tendonun yapışma yeri), gerdy tüberkülü (iliotibial bandın yapışma yeri) ve tibia proksimalinin posteromedial sınırı diz ekleminde yer alan oluşumlardır [13-16].



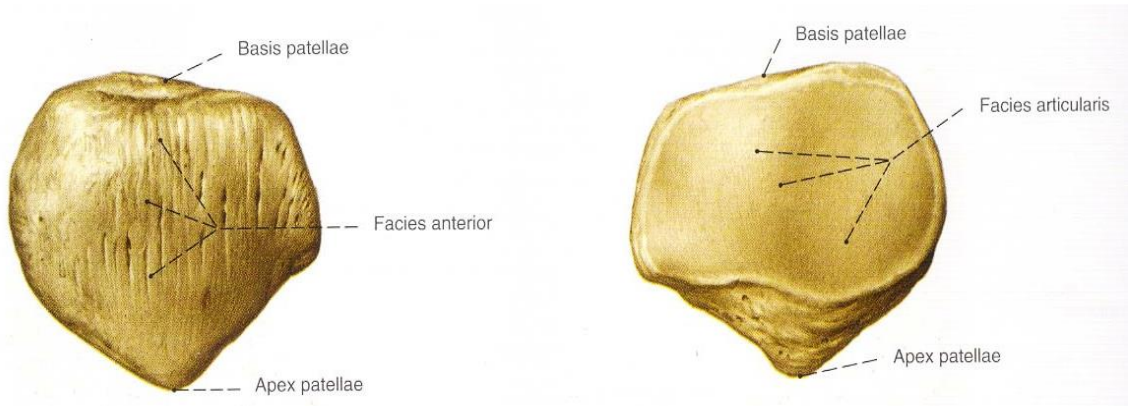
Şekil 4. Tibia platosunu üstten görünümü



Şekil 5. Tibia proksimalinin önden görünümü

2.1.4 Patella Morfometrisi

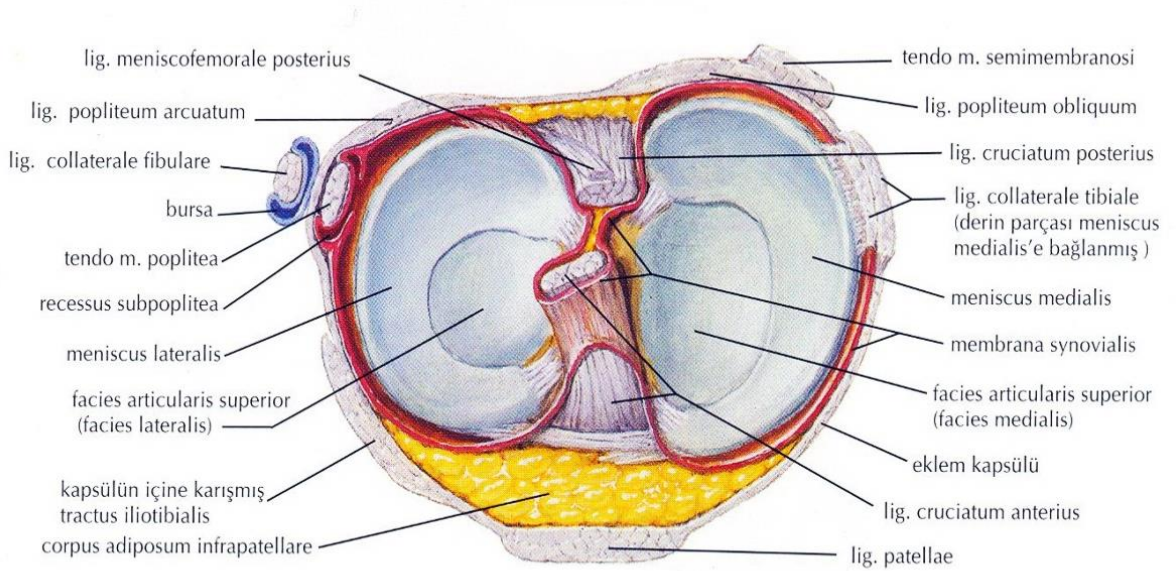
Patella, ekstansör mekanizma içinde kuadriceps tendonu ve patellar tendon arasında yer alan, distali üçgen şekline benzeyen vücuttaki en büyük sesamoid kemiktir. Proksimal bölgesi distal bölgesine göre daha geniştir. Eklem yüzeyi dikey bir çentik ile medial ve lateral olmak üzere iki ayrı bölgeye ayrılmıştır. Medial eklem yüzeyi konveks ve küçüktür. Lateral eklem yüzü ise geniştir. Lateral yüzey patellanın $3/2$ 'sini oluşturur. Patellanın 7 tane yüzeyi vardır. Medial ve lateral eklem yüzlerinin her biri eşit üç parçaya ayrılmıştır. Medial eklem yüzeyinin içi de ayrı bir yüzey olarak ele alınır. Eklem yüzeylerinin teması dizin fleksiyona gelmesiyle değişir ve maksimum temas 45 derece fleksiyonda iken oluşur [17].



Şekil 6. Tibia proksimalinin önden görünümü

2.1.5. Menisküsler

Tibio femoral eklem uyumu femur kondillerinin konveksitesine uyum gösteren medial ve lateral meniskusler ile arttırılmaktadır. Menisküsler ayrıca femoratibial yük aktarımının dengeli olmasına, şok absorpsiyonunda ve tibia ile femur arasından sürtünmesinin azaltılmasında görev almaktadır [18, 19]. Menisküsler fibrokartilaj yapıda semisirküler yapılardır. Medial meniskus c şeklinde, lateral meniskus ise 4/5 çembere benzer yapıdadır [20, 21]. Tibiofemoral eklem arasında uzanan menisküsler tibia platosunun yaklaşık 1/3-2/3 ' lük alanını kaplamaktadır. Menisküsler periferel kesimleri kalın olup eklem santraline doğru incelmektedir. Lateral platonun küçük olması nedeniyle lateral meniskusun lateral tibia platoda kapladığı alan yüzde olarak medial menisküse göre daha fazladır, bunun sonucu olarak günlük aktiviterde medial tibia platonun maruz kaldığı yük ve aşınma miktarı daha fazla olmaktadır. Diz ayakta durma ve merdiven çıkma sırasında vücut ağırlığının yaklaşık 2 katı, koşma sırasında 3-4 katı yüklenmeye maruz kalmasına rağmen menisküsler bu yüklenmenin %50-70 oranında absorbe etmektedir [22, 23]. Bu yük dağılım dengesi dizin genu varum ve genu valgum deformitelerinde değişmekte ve eklem yüzeylerinde ve menisküslerde deformasyona neden olmaktadır.



Şekil 7. Çapraz bağ ve menisküslerin tibia platosu üzerinde üstten görünümü

2.1.6. Eklem Kapsülü

Diz ekleminde her ne kadar tibia femur arasında uyum ve menisküsler önemliyse de dizin fleksiyon ve ekstansiyonda stabilitesinde dizi çevreleyen dokuların önemi oldukça fazladır. Dizin ekstansiyonunda çoğu diz çevresi ligament gergin olması nedeniyle kapalı paketi andırmaktadır. Dizin fleksiyonu ile birlikte gergin ligamentöz yapıların gevşemesi ile tibia femur altında rahat bir şekilde translasyon ve rotasyon yapabilmektedir. Eklem kapsülü tibiofemoral ve patellofemoral eklemi gevşek bir şekilde çevrelemektedir. Eklem kapsülü kalın dış fibroz yapıdan ve ince iç sinovial dokudan oluşmakta olup distal femur ve proksimal tibia'yı içine alır [24, 25]. Patella superiorunda quadriceps tendonu, inferiorunda patellar tendon ve medial lateralinde kapsül ile birleşik haldedir. Kapsülün patella seviyesinde yapmış olduğu kalınlaşma lateral ve medial patellar retinakulum olarak adlandırılır. Bunların ikisine birden ekstensor retinakulum ismi verilir. Medial patellar retinakulum medial patella femoral ligament (MPFL) olarak da adlandırılmaktadır [26]. MPFL femur adduktör tüberküle ve vastus medialis bağlantılar yapmakta, lateral patellar retinakulum iliotibial bant ile bağlantılar yaparak patellanın patellofemoral eklemden dinamik stabilizasyonunda görev almaktadır [27, 28]. patelladan medialde ve lateralde tibia'ya bağlantı yapan kapsüller kalınlaşmalar medial ve lateral patellofemoral ligamenti oluşturmaktadır. Eklem kapsülünün medialde kalınlaşması ile derin ve yüzeysel MCL meydana gelmekte olup anteriorunda vastus medialis posteriorunda sortorius kası ile bağlantı kurmaktadır [29, 30]. Lateral kapsülün iliotibial bant hizasında kalınlaşması ve birleşmesi ile fascia lata meydana gelmekte posterolaterale uzanım göstererek arcuat ligamenti, posteromediale uzanarak posterior oblik ligamenti meydana getirmektedir ve diz çevresi kaslar yapıları olmaksızın tek başına eklem kapsülü ve eklem çevresi ligamentöz yapılar dizin stabilitesini sağlayamazlar fakat eklem kapsülünün paccini ve ruffini korpuskülleri ile yaygın innervasyonu diz çevresi kasların stabilizasyonu ve refleks kas cevaplarını etkilemektedir. Ayrıca eklem kapsülünün sinovial yapısından salgılanan eklem sıvısı ile eklem lubrikasyonunu ve menisküsün avasküler olan kısımlarının nutrisyonunu sağlamaktadır [31, 32].

2.1.7. Diz Eklemının Ligamentleri

Diz eklemını çevreleyen önemli fonksiyonlara sahip birçok ligament mevcuttur. Dizin hareketi ve duruş pozisyonunda stabilizasyonunu sağlayarak eklem çalışırılığını kontrol ve koruma görevi görmektedirler. Bu ligamentlerin karşı koydukları güçler özetlenecek olursa;

- 1- Aşırı diz ekstansiyonuna engel olma
- 2- Diz eklemının aşırı varus ve valgus hareketine
- 3- Tibianın femur altında anterior ve posterior translasyonuna
- 4- Tibianın aşısı iç ve dış rotasyon hareketine karşı görev yapmaktadırlar [33-36].

2.1.7.1. Medial Kollateral Ligament (MCL)

Medial kollateral ligament dizin medialinde bir bursa ile ikiye ayrılan yüzeysel ve derin katlardan oluşur. Yüzeysel MCL femur medial epikondil proksimalinden tibia proksimalinde pes anserinus distaline kadar uzanır. Derin MCL ise femur medial kondil inferiorundan kapsül ile beraber medial tibia platosuna yapışmaktadır [37, 38]. Derin MCL seyri sırasında medial menisküs periferine sıkıca fiksedir. MCL özellikle yüzeysel parçası tam ekstansiyonda dizin valgus stresine karşı koyar ve fleksiyon arttıkça gevşek hale gelir ve medial eklem aralığı genişler. Dizin fleksiyonundada valgus kuvvetine karşı koymakla beraber tibianın anteriora translasyonunada engel olmaktadır. MCL kanlanması oldukça iyi olup yüksek iyileşme potansiyeli gösterir. İzole MCL rüptürlerinde genellikle tamire gerek duyulmaz [39-41].

2.1.7.2. Lateral Kollateral Ligament (LCL)

Diz eklemının lateralinde yer almakta olup lateral femoral kondilden fibula başına doğru seyir gösterir. Biceps femorisin tendonuna karışarak konjoint tendonu meydana getirir. LCL MCL gibi kapsüle yapışık seyretmez ve

ekstrakapsüler bir ligamenttir. Dizin özellikle tam ekstansiyonda varus stresine karşı koyar. Ayrıca tibianın lateral translasyonuna engel olur [42-44].

2.1.7.3. Ön Çapraz Bağ (ÖÇB)

Ön çapraz bağ eminensia interkondilaris'in önünden ve dış tarafından başlar, femur lateral kondilinin iç tarafının posterioruna yapışır. ÖÇB ön-iç (anteromedial), arka-dış (posterolateral) olmak üzere 2 kısımdan oluşmuştur. Ön-iç kısmı daha ince olup, arka-dış kısmı daha geniştir. Fleksiyonda ön-iç kısım, ekstansiyonda ise arka-dış kısım gerilir. ÖÇB, tibianın anteriora kaymasını önler. Varus, valgus zorlamalarına ve diz ekstansiyondayken rotasyon zorlamasına karşı koyar. acl nin beslenmesinden middle genikulat arter sorumludur [45-47].

2.1.7.4. Arka Çapraz Bağ (AÇB)

Arka çapraz bağın kalınlığı ÖÇB'nin hemen hemen 2 katı ve uzunluğu 38 mm kadardır. AÇB, ÖÇB'ye göre daha kuvvetli ve daha az obliktir. Medial menisküs arka boynuzunun hemen posteriorunda, tibia interkondiler fossanın arkasından başlar. Yukarıya, öne ve içe doğru giderek ÖÇB'yi çaprazlar, medial femoral kondilde, interkondiler yüzeyin arka dış kısmına yapışır. AÇB intrakapsüler fakat ekstrasinovialdir. Ön-dış (anterolateral) ve arka-dış (posterolateral) olmak üzere iki kısma ayrılır. Fleksiyonda ön-dış, ekstansiyonda ve 80°-90 üzerindeki fleksiyonda ise arka-dış kısımları gerilir. Esas görevi, tibianın posteriora kaymasını engellemesidir. Aynı zamanda femurun tibia üzerinde rotasyonu sırasında, menisküslerde stabilizasyon sağlayarak, eksternal rotasyonel kuvvetlerine karşı koyar ve dizin fleksiyonunda, femurun tibia üstünde kayarken, yuvarlanma hareketinin oluşmasını sağlar [48-50].

2.1.7.5. Posterior Kapsülün Ligamentleri

Diz ekleminin stabilizasyonunda görevli dizin posterioruna yerleşimli birçok bağ vardır. Bunlardan posteromedialde kapsüle semimembranöz ligamentin karışması ile posterior oblik ligament (POL) yer almaktadır. Postero lateral köşede kapsül, LCL, arcuat ligament, popliteus kası ve tendonu yer almaktadır. POL ve arcuat ligament dizin hiperekstansiyon kuvvetine karşı koymakta, ayrıca dizin varus ve valgus stresine karşı koruma görevinde görmektedir [51-54].

2.1.8. Diz Fonksiyonuna Etki Eden Kas Grupları

Ekstensör (quadriceps femoris kası) ve fleksör (hamstring kaslar) fonksiyon ile dizin bir menteşe gibi olan basit görünümüne rağmen, yürüyüş esnasında quadriceps ve hamstring kaslarının fonksiyonu farklıdır. Fonksiyon kas yapısını belirler ve kas çoğunlukla iki tipten birine dönüşür. Geniş, büyük hacimli kaslar (deltoid, gluteus maximus, quadriceps) kuvvet oluşturma fonksiyonu görürler, özellikle quadriceps kası, enerji üretimi veya yürüme esnasında şok emici fonksiyon gösterir. Uzun, dar kaslar (gracilis, semitendinosus, biceps) spesifik bir eklemin hızının değiştirilmesinde görev alırlar, özellikle hamstringler salınım fazı sonunda topuğun yere gelmesi sırasında bacağı yavaşlatma fonksiyonu görürler [55-58]. Bunun yanında, yürüme esnasında quadriceps ve hamstringlerin özel fonksiyonu sırasıyla ekstansiyon ve fleksiyon değil tam zıttıdır. Topuğun yere basması esnasında, quadriceps eksantrik olarak kasılarak dizin fleksiyonuna müsaade eder ve vurma enerjisinin emilmesini sağlar (örnek; atlama sonrası yere basma sırasında quadriceps dizin kontrollü fleksiyonunu sağlar). Aynı şekilde, salınım fazı sırasında hamstringler eksantrik olarak kasılarak dize kontrollü ekstansiyon yaptırarak, bacağı ve ayağı yavaşlatır ve topuğun yere basması için hazırlarlar. Gastroknemiusun yürüyüş döngüsünde de önemli fonksiyonları vardır. Güçlü bir diz fleksörü olarak, eksantrik fonksiyon ile topuğun yere basması için bacağın ve gövdenin hızını azaltır. Duruş fazında diz fleksiyonunu kontrol ederek dizin geriye gitmesine engel olur, son olarak ayak başparmağının yerden kaldırılması esnasında, gastroknemius konsantrik olarak

soleus ile birlikte itme fonksiyonu görürler [59-61]. Quadriceps, ortak bir tendon ile patellada sonlanan 4 kastan meydana getirilir. Rectus femoris kası iliumdan başlar, kalça eklemine geçerek quadriceps tendon grubunun anterior parçasını oluşturur. Vastus lateralis, linea aspera ve lateral intermüsküler septum boyunca femur lateralinden başlar. Vastus lateralis, hem patella lateralinde hem de dolaylı yoldan tibiaya tutunması sağlayacak şekilde iliotibial bantda sonlanır. Vastus medialis, femur proksimalinden başlar ve ortak tendon medial parçasını oluşturacak şekilde patellada sonlanır. Vastus medialis alt sınırı adduktor magrius tendonundan köken alır ve patellaya yapışan horizontal veya transvers lifler içerir; vastus medialis obliquus olarak adlandırılır. Vastus intermedius, femur gövdesinden başlar ve tendinöz bileşke ve medialis kası ile karışarak sonlanır. Bu kaslar, rektusun anterior tabakayı, medialis ve intermediusun ara tabakayı ve lateralisin derin tabakayı oluşturduğu üç tabakalı bir tendon meydana getirirler. Kuadricepsi oluşturan dört kasında innervasyonunu nervus femoralis yapar. Kuadricepsin patellaya olan kuvvet çizgisi patellar tendon ile aynı hat üzerinde değildir. Patellar tendon tibial tüberküle tibianın lateralinde olacak şekilde yapışır. Bu nedenle, femur gövdesi boyunca quadricepsin uzanım doğrultusu çekme sırasında patella üzerinde bir valgus açısı oluşturur. Spina iliaca anterior superior'dan (SİAS) başlayan ve patelladan geçen hat ile tibial tüberkül üzerinde lateral pozisyonlu patellar tendon quadriceps açısını (Q açısı) oluşturur. Q açısı genel olarak kadınlarda erkeklerdekenden daha büyüktür, kişiye göre değişiklik gösterir ve ortalama 10-20 derece arasındadır. Quadricepsin valgustaki bu çekimi patella üzerinde, yüksek lateral femoral kondil, medial patellofemoral ligaman ve vastus medialis oblikus kasının oblik lifleri tarafından karşılanan lateral bir vektör oluşturur [62, 63]. Hamstring kas grubu gracilis, semitendinosus, semimembranosus ve biceps femoris kasları tarafından meydana getirilir. Dizin medial kenarında semimembranosus yapışma yerleri ve pes anserinus (sartorius, gracilis ve semitendinosus tarafından oluşturulan 'kaz ayağı') bulunur. Sartorius kası Spina iliaca anterior inferior'dan başlar, femoral sinir tarafından innerve edilir ve uyluk ön yüzünde aşağıya doğru ilerler. Yapışma yeri bir fasiya gibi geniştir (I.tabaka) ve daha derinde yer alan diğer iki pes anserinus tendonunu sarar. Gracilis kası pubik arkta başlar, uyluk medialinde ilerleyerek eklem hattının yaklaşık 4 cm altında sonlanır ve obturator sinir tarafından innerve edilir. Siyatik sinir tarafından innerve edilen semitendinosus, tuber ischii'den başlar ve

uylukta semimembranosusun yüzeyinde olarak ilerler. Semitendinosus tendonu, tibia medialinde gracilisin posterioruna yapışır. Semimembranos kası tuber ischii'den uzun bir tendon aracılığıyla başlar ve medialde biceps femorisin derininde ilerleyerek tibial kondilin posteromedial köşesine yapışır. Dizin posteriorunda ve medialinde güçlü bir destek sağlar, aslında devam ederek II. ve III. tabakaların birleşmesi ile dizin posterior oblik ligamanını oluşturur. Siyatik sinir tarafından innerve edilir. Biceps femoris uzun başı semitendinosus ile birlikte tuber ischii'den ve kısa başı femur linea asperası ve lateral intermusküler septumdan iki baş halinde başlar. Uzun başı siyatik sinir tarafından innerve edilirken, kısa başı lateral popliteal sinir tarafından innerve edilir. Her iki baş ortak bir tendon ile fibula başına yapışır ve tibia laterale doğru uzanım gösterir [64]. Gastrokinemius, lateral ve medial baş olarak iki kas grubundan oluşur. Her iki baş da kendi tarafı femoral kondil üzerindeki distal femoral fizis bölgesinden başlar. Tendinöz kısım, aşıl tendonunu oluşturmak için soleus tendonu ile birleşir. Plantaris kası lateral suprakondiler hattın başlar ve gastrokinemius altında uzun ve ince bir tendon olarak ilerler. Gastrokinemius, soleus ve plantaris medial popliteal sinir tarafından innerve edilir. Popliteus lateral femoral kondilden tendinöz olarak başlar ve tibia arka yüzündeki soleal çizginin hemen üzerine bir kas demeti aracılığıyla yapışır. Popliteus tendonu lateral menisküsü posterior eklem kapsülünden ayırır. Görevi tam olarak tanımlanmamış olmakla beraber, fleksiyonun erken döneminde lateral tibial kompartmanı gevşettiği, lateral femuru aşağı çektiği ve statik stabilizatörler olan LCL ve arkuat ligaman ile birlikte dinamik posterolateral stabilite sağladığı düşünülmektedir. Statik fonksiyonu ise tibianın femur üzerindeki eksternal rotasyonunu, varus rotasyonunu ve arkaya gidişi sınırlamaktır. Tibia üzerindeki oblik konumu sebebiyle, popliteus aynı zamanda tibial eksternal rotasyonun dinamik bir sınırlayıcıdır [65].

Tablo 1. Diz Eklemine Posterior Ligamentleri

DİZ EKLEMİNİN POSTERİOR LİGAMENTLERİ			
LİGAMENT	PROKSİMAL	DİSTAL	FONKSİYONU
Oblik Popliteal Ligament	Eklem Kapsülünün Posterior Merkezi Parçası	Posterior Medial Tibial Kondil	Dizin Aşırı Ekstansiyonu Medial Lateral, Distal Proksimal Translasyonunu Kısıtlar
Posterior Oblik Ligament	McI Nin Proksimal Başlangıcının Yakını Ve Adduktor Tüberkül	Posteromedial Tibia, Posterior Kapsul Ve Medial Menisküsün Posteromediali	Dizin Aşırı Ekstansiyonu Medial Lateral, Distal Proksimal Translasyonunu Kısıtlar
Arcuat Ligament: Lateral Dalı	Popliteus Tendonu Ve Posterior Kapsül	Fibula Başının Posterior Kısmı	Dizin Aşırı Ekstansiyonu Medial Lateral, Distal Proksimal Translasyonunu Kısıtlar
Arcuat Ligament: Medial Dalı	Popliteus Tendonu Ve Posterior Kapsül	Oblik Popliteal Ligamente Birleşerek Eklem Medialinde Sonlanır	Dizin Aşırı Ekstansiyonu Medial Lateral, Distal Proksimal Translasyonunu Kısıtlar

Tablo 2. Diz Eklemının Stabilizatörleri

DİZ EKLEMİNİN STABİLİZATÖRLERİ		
	YAPI	FONKSİYON
A-P / HİPEREKSTANSİYONU ENGELLEYEN YAPILAR	<ul style="list-style-type: none">• ÖN ÇAPRAZ BAĞ• İLİOTİBİAL BAND• HAMSTRİNG KASLARI• SOLEUS KASI• GLUTEUS MAKSİMUS KASI	<ul style="list-style-type: none">• TİBİANIN ANTERİOR TRANSLASYONUNU ENGELLER
	<ul style="list-style-type: none">• ARKA ÇAPRAZ BAĞ• MENİSKOFEMORAL LİG.• KUADRİCEPS KASI• POPLİTEUS KASI• GASTROKNEMİUS KASININ MEDİAL VE LATERAL BAŞI	<ul style="list-style-type: none">• TİBİANIN POSTERIOR TRANSLASYONUNU ENGELLER
VARUS VE VALGUS STABİLİZATÖRLERİ	<ul style="list-style-type: none">• MEDİAL KOLLATERAL LİGAMENT• ÖN ÇAPRAZ BAĞ• ARKA ÇAPRAZ BAĞ• ARKUAT LİGAMENT• POSTERİOR OBLİK LİGAMENT• SARTORİUS KASI• SEMİTENDİNÖZ KASI• SEMİMEMBRANÖZ KASI• GRASİLİS KASI• GASTROKNEMİUS MEDİAL BAŞI	<ul style="list-style-type: none">• VALGUSU SINIRLANDIRIR
	<ul style="list-style-type: none">• LATERAL KOLLATERAL LİGAMENT• İLİOTİBİAL BANT• ARKA ÇAPRAZ BAĞ• ÖN ÇAPRAZ BAĞ• ARKUAT LİGAMENT• POSTERİOR OBLİK LİGAMENT• BİCEPS FEMORİS KASI• GASTROKNEMİUS LATERAL BAŞI	<ul style="list-style-type: none">• VARUSU SINIRLANDIRIR
TİBİANIN İÇ VE DIŞ ROTASYON STABİLİZATÖRLERİ	<ul style="list-style-type: none">• ÖN ÇAPRAZ BAĞ• ARKA ÇAPRAZ BAĞ• BİCEPS FEMORİS KASI• MENİSKOFEMORAL LİGAMENT• POSTEROMEDİAL KAPSÜL	<ul style="list-style-type: none">• TİBİANIN İÇ ROTASYONUNU KISITLAR
	<ul style="list-style-type: none">• POSTEROLATERAL KAPSÜL• MEDİAL KOLLATERAL LİGAMENT• LATERAL KOLLATERAL LİGAMENT• POPLİTEUS KASI• SARTORİUS KASI• GRACİLİS KASI• SEMİTENDİNÖZ KASI• SEMİMEMBRANÖZ KASI	<ul style="list-style-type: none">• TİBİANIN DIŞ ROTASYONUNU KISITLAR

2.1.9. Diz Eklemının Nörovasküler Anatomisi

Arteria femoralis, Hunter kanalından çıktıktan sonra popliteal arter adını alır. Popliteal fossaya semitendinosus ve biceps femoris kasları arasından girer. Tibial sinirin altındadır. Gastrokinemius kasının iki başı hizasında a. tibialis anterior ve a. tibialis posterior olmak üzere ikiye ayrılır. Popliteal arterin ön yüzünde popliteus kasının fasiyası, yağ doku ve eklem kapsülü bulunmaktadır. Arka yüzünde ise semimembranosus, plantaris ve gastrokinemius kası bulunur. Komşuluğunda popliteal ven bulunmaktadır. Popliteal arter, popliteal fossada dört dal verir. Bunlar superior medial ve lateral genikülat arterler, inferior medial ve lateral genikülat arterler, anterior ve posterior tibial rekürren arterler ve lateral femoral sirkumfleks arterin inen dalıdır. Superior medial ve lateral genikülat arterler femoral kondil seviyesinde ayrılarak diz eklemine beslerler. Popliteal ven popliteal fossaya popliteal arterin lateralinden girer. Arteri yüzeysel olarak çaprazlar ve popliteal fossanın alt kısmında mediale doğru seyreder. Diz eklemının innervasyonunda obturator, tibial, peroneal ve femoral sinirler rol almaktadır. Obturator sinirden ayrılan genikülat dal sinirin arka kökünün terminal dalıdır. Tibial sinir siyatik sinirden ayrıldıktan sonra popliteal fossaya girer. Burada gastroknemius, soleus, plantaris ve popliteus kaslarına motor dal verir. Peroneal sinir ise siyatik sinirden ayrıldıktan sonra, popliteal mesafede biceps femoris kası boyunca bu kasla yakın komşulukta ilerleyip, fibula başının posteriorundan dolanarak distale uzanır. Patella çevresindeki nöral ağ, uyluğun lateral, intermedial ve medial femoral kutanöz siniriyle, femoral sinirin posteriorundan ayrılan safen sinirin infrapatellar dalları arasındaki anastomozlar ile oluşur. İnfrapatellar dal sartorius ve gracilis kasları arasındaki fasiyayı delerek safen sinirden ayrılır, sartorius adelesini çaprazlayarak anteromedial kapsül, patellar tendon ve anteromedialindeki cildin innervasyonunu sağlar [66, 67].

2.2. DİZ EKLEM BİYOMEKANİĞİ

Diz eklemi menteşe tipi bir eklem olup sagittal planda fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini yapar. Bununla beraber diz eklemi karmaşık bir

biyomekanik davranış şekli sergileyerek koronal planda abduksiyon ve addüksiyon, transvers planda ise internal ve eksternal rotasyon hareketlerini de yapabilmektedir.

Dizde fleksiyon hareket açıklığı aktif 140°, pasif 160°'dir. Diz fleksiyonu kalça ekstansiyondayken 120°, kalça fleksiyondayken 140°'dir. Ayak sabitken kalça fleksiyona getirilirse, diz fleksiyonu 160° kadardır. Diz ekleminde 5°-10° hiperekstansiyon gerçekleşebilir[68-70]. Yürümenin swing (salınım) fazında 67°, koşma hareketi için 0-90° hareket açıklığı yeterlidir. merdiven çıkarken 83°, merdiven inerken 90°, sandalyeden kalkma esnasında 93° fleksiyona ihtiyaç duyulduğu bildirilmiştir [71]. Diz eklem hareketleri üç ayrı düzlemde oluşur. Dizin sagittal planda yaptığı fleksiyon-ekstansiyon hareketi sabit bir rotasyon aksı üzerinde gerçekleşmez. Diz ekleminde hareketler polisentriktir ve her fleksiyon açısında dönme merkezi femur kondillerinden geçen farklı bir eksen üzerindedir. Bu dönme merkezlerine “anlık dönme merkezleri” denir. Sagittal planda bu merkezler birleştirildiğinde J harfini andıran eğri elde edilir [72, 73].

Diz ekleminde abduksiyon ve addüksiyon 30° fleksiyonda maksimuma ulaşmakta, 30° fleksiyondan sonra yumuşak doku gerginliği azalmaktadır. Tam ekstansiyonda abduksiyon addüksiyon gözlenmez. Diz eklem stabilitesi medial, lateral, anterior ve posterior olmak üzere dört planda incelenebilir. Medial stabiliteden medial kollateral bağ, medial menisküs, eklem kapsülü, ve çapraz bağlar sorumludur. Lateral stabiliteden lateral kollateral bağ, lateral menisküs, eklem kapsülü, iliotibial bant ve çapraz bağlar sorumludur. Dizin anterior stabilitesinden primer sorumlu olan yapı ön çapraz bağdır. Eklem kapsülü de stabilizeye katkıda bulunur. Posterior stabilitenin temel sorumlusu ile arka çapraz bağdır. Eklem kapsülü de stabilizeye ikincil katkı sağlar [74-77].

Femur ve tibia eklem yüzlerinin geometrik yapısı nedeniyle diz ekstansiyondan fleksiyona gelirken tibianın femur üzerindeki hareketine rotasyonla birlikte kayma hareketi de eşlik eder. Böylelikle femur üzerindeki dönme merkezi de sürekli değişir. Bu kayma ve yuvarlanma hareketlerinin kombinasyonuna “femoral rollback” adı verilir. Femoral rollback'tan birinci derecede arka çapraz bağ sorumludur. 90° fleksiyona gelene dek femoro-tibial temas noktası ortalama 14 mm geriye doğru kayar. Bağlaşık dört bağ sistemi ile geriye kayma esnasında femurun tibianın posteioruna düşmesi engellenir. Femur kondillerde sabit bir noktanın tibia

platosu üzerindeki hareketi yuvarlanma olarak tanımlanırken, femur kondillerinin tibia platosunda sabit bir nokta üzerindeki hareketi kayma olarak tanımlanır. Eğer femur tibia üzerinde sadece yuvarlanırsa 45^0 fleksiyonda tibia platosunun dışına çıkar. Eğer femur tibia üzerinde sadece kayarsa, 130^0 fleksiyonda femur medullası tibia platosu arka kenarına çarpacağından fleksiyon 130^0 ile sınırlı kalır. Yuvarlanma ve kayma hareketlerinin dizin değişik fleksiyon derecelerindeki kombinasyonu ile eklem dar bir hacim içinde geniş açılabilir sınırlara ulaşır. Dizin fleksiyonu ile birlikte önce kayma olmaksızın sadece yuvarlanma hareketi gözlenirken, 20^0 fleksiyondan sonra yuvarlanma hareketine kayma hareketi de katılır. Fleksiyon ilerledikçe yuvarlanma hareketi azalır, kayma hareketi daha ön plana çıkar ve fleksiyon sadece kayma hareketi ile tamamlanır [76-78].

Femur kondillerinin asimetrik yapısı nedeniyle medial ve lateral kondillerin hareketleri birbirlerinden farklıdır. Medial kondil fleksiyonun ilk 10-15 derecesinde sadece yuvarlanırken, lateral kondilde bu hareket 20^0 fleksiyona kadar devam eder. Böylece lateral kondil medial kondilden daha fazla yuvarlanır. Ekstansiyon ilerledikçe femur lateral kondilinin artiküler yüzeyi biter ve hareket ön çarpaz bağ ile sınırlanır. Bu sırada daha büyük ve daha az eğri olan medial kondil hareketine devam eder. Bu asimetri nedeniyle dizin lateral kompartmanı önce ekstansiyona gelir. Ekstansiyonu sonunda femur mediale döner, tibia dış rotasyon yapar ve lateraldeki bağların gerilmesine yol açar. Buna “screw-home” (vida-yuva) hareketi denir. Çarpaz bağların yokluğunda vida-yuva hareketi gözlenmez [74, 76, 77]

Dizin ikinci önemli hareketi rotasyondur. Rotasyon, ancak diz fleksiyonda iken mümkün olabilmekte ve fleksiyon derecesine paralel olarak rotasyon kabiliyetide artmaktadır. Dizin fleksiyona gelmesi ile birlikte önce lateral kollateral bağ gevşer. Popliteus kası kasılır ve tibia 9^0 ile 20^0 arasında iç rotasyon yapar. MCL nin süperfisyel lifleri, ÖÇB nin anteromedial ve AÇB in anterolateral bantı gerilir. Menisküslerin arka kısmı femur ve tibia kondilleri arasında sıkışır. Fleksiyon derecesi arttıkça femur kondilleri tibia üzerinde yuvarlanırken posteriora doğru kayar. 90^0 fleksiyonda rotasyon kabiliyeti maksimuma çıkmakta, 90^0 dereceden sonra yumuşak doku gerginliği nedeniyle tekrar azalmaktadır. Tam ekstansiyonda tibia tüberküleri femur interkondiller oluğa oturduğundan rotasyon gözlenmez. Dizin diğer bir hareketi olan abdüksiyon ve addüksiyon 30^0 fleksiyonda maksimuma

ulaşmakta, 30⁰ fleksiyondan sonra yumuşak doku gerginliği nedeniyle azalmaktadır. Tam ekstansiyonda abdüksiyon ve addüksiyon gözlenmez. Normal yürüme esnasında maksimum abdüksiyon ve addüksiyon miktarı ortalama 11⁰ kadardır [52, 79-82].

Bütün hareket derecelerinde menisküsler fizyolojik yüklenmeler ile şekil değiştirme özelliği sayesinde eklem yüzeylerinin uyumunu sağlayarak eklem binen yüklerin optimum dağıtımını sağlar. Yük taşıma alanını artırarak eklem stabilitesine katkıda bulunur. Menisküslerin çıkarıldığında dizin rotasyonel stabilitesinin %14 oranında bozulduğu bildirilmiştir.

Çeşitli pozisyon ve aktiviteler sırasında diz eklemine etki eden kuvvetler farklıdır. Diz eklemine tibiofemoral eklem özellikle kompresif yükleri taşıırken, patellofemoral eklem kuadriseps kuvvetinin tibiaya aktırılmasında ekstansör mekanizma içinde rol alır. Her iki ayak üzerinde duran birinde her iki diz eklemi vücut ağırlığının %43'ünü taşır. Tek ayak üzerinde durulduğunda ise dengeyi sağlamak için lateral bağ gerilmesi ile oluşan kuvvetler vücut ağırlığının iki katına ulaşır [52, 79-82].

Patella dizin fleksiyon – ekstansiyon hareketi esnasında dinamik bir yapıya sahiptir. Patellanın diz ile her fleksiyon derecesinde üçte bir teması bulunmaktadır. En fazla temas, diz 45° fleksiyonda iken olmaktadır. Yüksek fleksiyon derecelerinde diz ile patella arasındaki ilişki bozulmaya başlar ve patella mediali ile diz temas eder. Patellaya; kuadrisepsin çekme kuvveti, patellar tendonun çekme kuvveti ve patellofemoral yüzeydeki baskılayıcı kuvvetler etki etmektedir. Yürüme esnasında vücut ağırlığının 1/3'ü, merdiven çıkarken vücut ağırlığının 2,5 katı ve merdiven inerken vücut ağırlığının 3,5 katı kuvvet etki eder. Fleksiyonun artması ile bu baskılayıcı kuvvetler de artar. 60°-90° arasında baskılayıcı kuvvetler maksimum iken, ekstansiyonda patella eklem yüzüne gelen kuvvet en azdır. Diz eklemine patellofemoral stabilite, eklem yüzey geometrisi ile yumuşak doku dengesinin kombinasyonu ile sağlanmaktadır. Hvid tarafından tanımlanan kuadriseps açısı (Q açısı); spina iliaca anterior süperiordan patella merkezine çizilen hat ile patella merkezinden tüberositas tibiaya uzanan hattın arasında kalan açıdır. Erkeklerde ortalama 14°, kadınlarda ise ortalama 17° kadardır. Q açısı büyük olanlarda patella laterale sublukse olmaya meyillidir. Kuadriseps kasını oluşturan vastus medialisin oblik lifleri patellaya ortalama 55°'lik açıyla yapışırken, vastus lateralisin lifleri

ortalama 14° 'lik açıyla yapışır. Patella, fleksiyonun başlangıcında troklea ile temas etmediğinden, laterale sublukse olmasını engelleyecek tek kuvvet, vastus medialisin oblik lifleri tarafından sağlanır. Fleksiyon arttıkça troklea devreye girerek laterale subluksasyonu engeller [83, 84]. Dizin tüm bu fizyolojik yüklenmelerden kaynaklanan streslere karşı koyabilmesi için alt ekstremitenin nötral dizilimde olması gerekmektedir. Alt ekstremitte nötral mekanik aksı ayakta duran bir kişide femur başı merkezinden ve talusun domunun merkezinden geçen akstır. Bu aks diz ekleminin merkezinden geçer Paley, mekanik aksın eklem merkezinin 8 ± 7 mm. medialinden geçtiğini belirtir. Mekanik aks vücut ağırlık merkezinden geçen vertikal aksa göre 3° valgustadır. Femur anatomik aksı fossa piriformis ile diz eklemi merkezinden geçen akstır. Mekanik aks, femur anatomik aksına göre 5° - 9° (ortalama 7°) valgustadır. Femur anatomik aksı ile vertikal aks arasında da 9° açı vardır. Frontal planda femur kondillerine teğet çizilen çizgi ile mekanik aks arasındaki açıya mekanik lateral distal femoral açı (mLDFA) denir. Tibia kondillerine teğet çizilen çizgi ile tibia anatomik aksı arasındaki açıya anatomik medial proksimal tibial açı (aMPTA) denir. LDFA ile MPTA normal değeri $87,5^{\circ} \pm 2^{\circ}$ dir. Femur kondillerine teğet çizilen çizgi ile tibia kondillerine teğet çizilen çizgi arasındaki açı eklem çizgisi konverjans açısıdır (JLCA) ve normal değeri $0-2^{\circ}$ 'dir. Bu sınırların dışına çıkıldığında diz eklemi maloryantasyonundan bahsedilir [85].

Tibiada mekanik aks ile anatomik aks aynı düzlemedir. Tibia platosu da sagittal planda $5-10^{\circ}$ posteriora eğimlidir. Sagittal planda tibia kondillerine teğet çizilen çizgi ile tibia anatomik aksı arasındaki açıya posterior proksimal tibial açı (PPTA) denir. PPTA normal değeri $80^{\circ} \pm 3,5^{\circ}$ dir [86].

2.3. DİZ EKLEMİNİN OSTEOARTRİTİ

Diz osteoartriti dize biyomekanik streslerin etkisi ile artiküler kartilaj ve subkondral kemiğin etkilendiği bir hastalıktır. Bu hastalık ağrı ve fonksiyonel yetmezliğe sebep olmakta ve yaşam kalitesini önemli ölçüde azaltmaktadır. 60 yaş üzerindeki kişilerin %10-30'unda semptomatik diz osteoartriti görüldüğü bildirilmiştir. Framingham osteoartrit çalışmasına göre osteoartrit prevalansı kadınlarda %11, erkeklerde %7 olarak bildirmektedir. Ülkemizde semptomatik

diz osteoartrit prevalansının %14,8 cinsiyete göre oranların kadınlarda %22,5, erkeklerde %8 olduğu belirtilmiştir [87, 88].

Dizde osteoartrit tek başına medial, lateral, patella femoral kompartmanların veya tamamının kartilaj ve subkondral kemiği etkilediği halde karşılaşılabilmektedir. Bu sebeple tanıda ilk yapılması gereken detaylı bir klinik değerlendirmedir [89].

2.3.1. Etyoloji

Diz osteoartritinin etiyojisi multifaktöriyel olup; gelişiminde lokal ve sistemik faktörler rol oynamaktadır. Genel risk faktörleri; ileri yaş, obezite, genetik faktörler, gelişimsel bozukluklar, hipermobilitate ve endokrin hastalıklar olarak sıralanabilir. Lokal riskfaktörleri ise travma, eklem yapısal özellikleri, mesleki faktörler, bazı fiziksel aktiviteler (derin diz çökme gibi) ve kuadriseps zayıflığıdır [89].

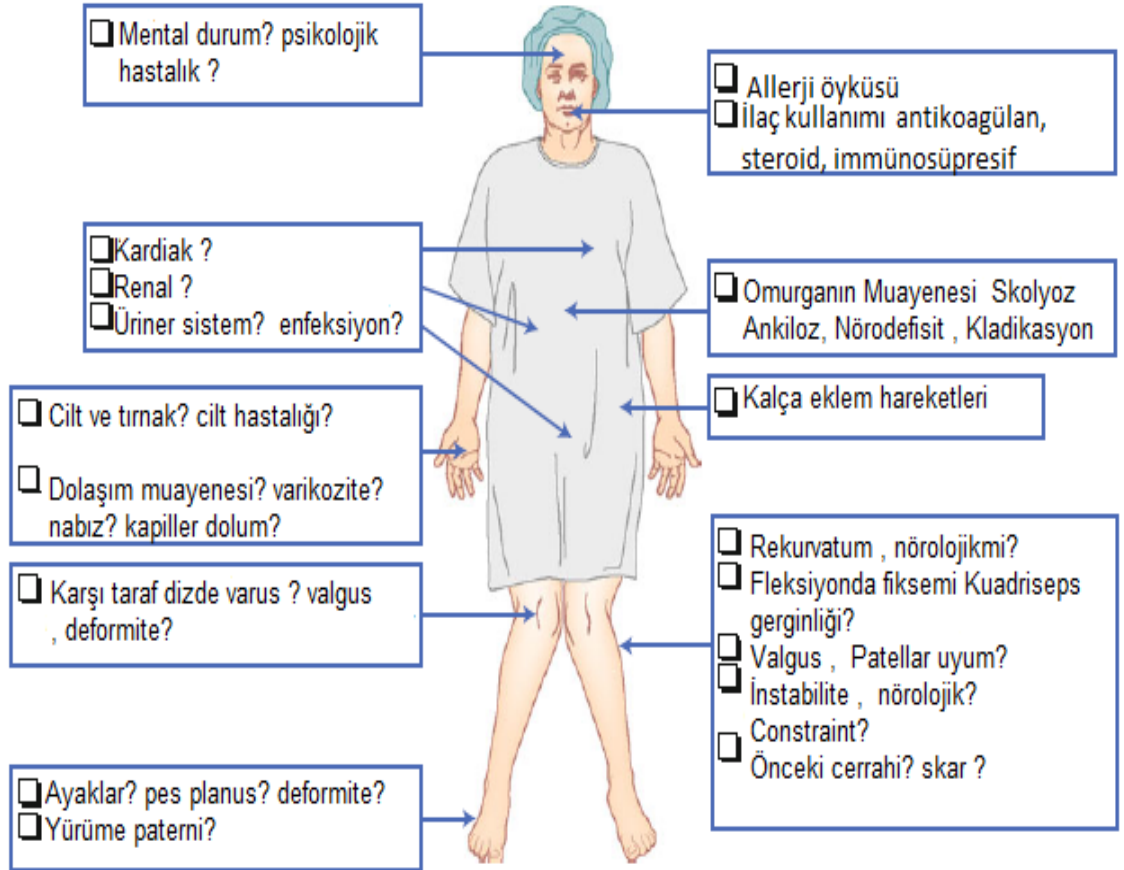
2.3.2. Anamnez Ve Fizik Muayene

Fizik muayene öncesinde anamnez ile tedavi seyri değişebilir. Tüm sistemik hastalıkları, kullandığı ve kullanmakta olduğu ilaçlar, geçirilmiş travma olup olmadığı sorgulanmalıdır. Eklem hareket açıklığı ölçümü, kas gücü ve ligaman stabilitesinin değerlendirilmesi gerçekleştirilir. Eklem aralığında hassasiyet, patellofemoral veya tibiofemoral krepitasyon, eklem hareket açıklığında kısıtlılık, varus veya valgus deformitesi, eklem instabilitesi, periartiküler kaslarda, özellikle kuadriseps zayıflık gibi bulgular değerlendirilir [90].

Tanı; görüntüleme yöntemi gereksizdir üç adet semptomun (tekrarlayıcı diz ağrısı, kısa süreli sabah tutukluluğu, fonksiyon azalması) bulunmasına ve fizik muayenede üç adet bulgunun (krepitasyon, kısıtlı hareket ve kemikte büyüme) saptanmasına dayanmaktadır. Fizik muayeneye ek olarak radyografik yöntemlerin kullanılması osteoartrit tanısını kesinleştirir [91].

Ameliyat öncesinde kontrol listesi oluşturulması anamnez ve muayeneyi daha sistematik hale getirerek eksizksiz değerlendirme yapılabilmesine olanak sağlamaktadır.

PREOPERATİF HASTA KONTROL LİSTESİ



Şekil 8. Preoperatif hasta kontrol listesi

2.3.3. Radyolojik Görüntüleme

Detaylı bir fizik muayene beraberinde radyolojik değerlendirme oldukça önemlidir. Diz eklemine radyolojik değerlendirilmesinde konvansiyonel radyografi (CR), manyetik rezonans görüntüleme (MRI), bilgisayarlı tomografi (BT) ve tanısal artroskopi kullanılmaktadır. BT nin CR ve ultrasona tanı koymada üstünlüğü olmaması nedeniyle çok fazla tercih edilmemektedir. Diz osteoartriti tanısında en sık kullanılan görüntüleme yöntemi CR dir. CR görüntülemenin tanının kalitesini

arttırabilmesi için standart çekim tekniğine uygun frontal görüntüleme, lateral görüntüleme ve patellofemoral eklem görüntülemesinin yapılması gerekmektedir.

Frontal görüntülemelerde eklem aralığı daralmasını ve kıkırdak kalınlığının değerlendirilmesi için ayakta çekilmesi daha uygundur. Tam ekstansiyonda çekilen grafilerde kondilin posteriorunun kıkırdak kalınlığı değerlendirilememesi nedeniyle Railhac [92] ve Buckland-Wright [93] tarafından semifleksiyonda çekim yapılması önerilmiştir.

Ayakta çekilen diz agraflerinin anterior-posterior (AP)'dan ışın verilerek ve tibial eğimin kondilin görünürlüğünü azaltmaması için 5-7 derece sefalopelvik açıda ışın verilmesi gerekmektedir. AP grafilerde diz eklemi yaklaşık 7 derece valgusta ve lateral eklem aralığı medialden daha geniş olarak görülmektedir.

Lateral diz grafisi OA tanısı ve analizi için çok fazla bilgi vermez, fakat tibial ve femoral kondil hatlarının görülebilmesi, osteofitlerin lokalizasyonunun tayin edilebilmesi ve patello femoral eklem seviyesinin değerlendirilmesi ve böylelikle patellafemoral yerleşim sorunlarının tespitinde faydalıdır. Lateral grafi ayakta 30 derece fleksiyonda tercihen kondillerin superpozisyonunu engellemek için 5 derece sefalopelvik eğim verilerek çekilmelidir. Patella eklem yüksekliği değerlendirilmesi en sık olarak insall – salvati indeksi ile ölçülmektedir [94]. ölçüm $\text{patellar tendon uzunluğu} / \text{patella uzunluğu} = 1,2 \pm 0,2$. değer $>1,2$ patella alta, $<1,2$ ise patella baha dan söz edilir [94]. Patellofemoral eklem görüntülemesi daha çok patellafemoral artrozların patellanın femur önünde yerleşimi hakkında bilgi vermektedir. çekim tekniği zor olması nedeniyle bazı yazarlar lateral çekimi tanjansial çekime tercih edebilmektedir dizin 45 derecede çekiminde (Merchant wiew) patellofemoral eklem daralması ve osteofitler daha iyi görüntülenmekte, 30 derecede çekimde patello femoral uyum daha iyi değerlendirilebilmektedir.

Preoperatif hastaya ait radyolojik muayene kontrol listesi oluşturulması eksik değerlendirme yapılmasına engel olmakla birlikte, standardizasyon sağlanması için önemlidir.

**PREOPERATİF
RADYOLOJİK MUAYENE
KONTROL LİSTESİ**

- Kalça- Diz - Ayak bileği açısı
- Valgus düzeltme açısı
- Eklem uyum açısı
- Femoral Ve Tibial eğim , tibia vara, ekstra artiküler deformite
- Osteofit, serbest cisim
- Kemik defekti
- Yaklaşık komponent ölçüleri
- Osteotomi gerekirmi?
- Patella pozisyonu
- Kalça eklemninin durumu



Şekil 9. Preoperatif Radyolojik Muayene Kontrol Listesi

2.3.4. Diz Osteoartritinde Evreleme

Osteoartritin tanı ve takibinde osteoartritin evrelemesi önemli role sahiptir. Günümüzde yaygın kullanılmakta olan evreleme sistemleri ayakta yük vererek çekilen CR lerde eklem aralığında daralma ve osteofitlerin durumuna göre değerlendirme yapılmaktadır. Osteofitler OA tanısında önemli role sahiptir. Günümüzde osteoartritin evrelemesinde kullanılan yöntemlerden olan Ahlback [95]

subkondral kemik reaksiyonu ve eklem aralığının daralma miktarının ölçümünü kullanmıştır.

- Evre 1: eklem aralığında daralma (genişlik < 3mm);
- Evre 2: tam eklem aralığında daralma
- Evre 3: orta subkondral kemik aşınması (0-5mm);
- Evre 4: ileri subkondral kemik aşınması (5-10mm);
- Evre 5: major subkondral kemik aşınması (> 10mm).

Kellgreen and Lawrence [95] ise daha çok osteofitlerin durumuna göre evreleme yapmıştır.

- Evre 1: minör osteofitler
- Evre 2: osteofit var, eklem aralığı daralması yok
- Evre 3: ileri eklem aralığı daralması
- Evre 4: eklem aralığı daralması ile birlikte yaygın subkondral kemik aşınması

Her iki evreleme sisteminin detaylara değinmemesi nedeniyle Osteoartrit Araştırma Cemiyeti (OARS) tarafınca sınıflandırmada kullanılacak bir atlas geliştirilmiştir. Atlas yardımı ile hastanın grafisi karşılaştırılarak hangi evrede olduğunu saptamaya yardımcı olmaktadır.



Şekil 10. a) normal bulgular, b) orta derce eklem aralığında daralma, c) eklem aralığında daralma ile birlikte osteofitler, d) eklem aralığında tam daralma ile birlikte osteofitler

Kaynak: Osteoarthritis Of The Knee sayfa 8)

2.3.5. Diz Osteoartritinde Tedavi Seçenekleri

Diz osteoartritinde tedavi seçenekleri konservatif ve cerrahi, konservatif tedavilerde farmakolojik ve non farmakolojik tedaviler olmak üzere gruplandırılabilir [89];

Nonfarmakolojik yöntemler;

- Hasta eğitimi,
- Hastalık hakkında bilgilendirme,
- Yaşam tarzı değişiklikleri,
- Fizik tedavi ve rehabilitasyon
- Düzenli aerobik ve kas germe egzersizleri
- Diyet programı
- Yürümeye yardımcı koltuk değneği ve baston gibi cihazların kullanılması, etkilenmeyen tarafta koltuk değneği kullanımı
- Varus ve valgus instabilitelerinde breys kullanılarak ağrının azaltılması, Stabiliteye destek olunması
- Uygun ayakkabı ve tabanlık kullanımı
- Aktivite kısıtlaması
- Soğuk, sıcak uygulamalar
- Traskütan Elektriksel Sinir Stimülasyonu uygulaması
- Akupunktur

Farmakolojik yöntemler;

- Asetaminofen kullanımı
- Non-steroid antiinflamatuvar ajanların kullanımı
- Topikal non steroid antiinflamatuvar ajanların ve kapsaisin kullanımını
- İntraartiküler kortikosteroid enjeksiyonu
- İntraartiküler hyalüronat enjeksiyonu

- Glukozamin ve kondroitin sülfat kullanımı
- Opioid ve narkotik analjezik kullanımı

Cerrahi tedavi seçenekleri;

- Artroskopik eklem debridmanı ve lavaj
- Suprakondiler ya da yüksel tibial osteotomiler
- Yüzey değiştirici artroplastisi girişimleri
- Unikondiler diz artroplastisi
- Total diz artroplastisi
- Artrodez

2.4. DİZ OSTEOARTRİTİNDE TOTAL DİZ ARTROPLASTİSİ İLE TEDAVİ

2.4.1. Diz Artroplastisi Tarihçesi

Dizde ilk rezeksiyon artroplastisini 1861 de Ferguson yapmıştır. Vermeul, 1863'te ilk interpozisyon artroplastisini yapmış ve rezeke edilmiş eklem yüzleri arasına eklem kapsülünü yerleştirmiştir. Daha sonra çeşitli cerrahlar, deri, kas, yağ, domuz mesanesi gibi interpozisyon maddelerini kullanarak benzer ameliyatlara yayınlamışlardır. 1920-1930 yılları arasında Campbell serbest fasya transplantlarını çok kullanılır duruma getirmiştir. 1940'da Smith-Petersen'in kalçada kullandığı vityum kalıp (mold) artroplastisinden sonra Boyd ve Campbell femur kondilini örten kalıp ile hemiarthroplastiyi denemişlerdir. Smith Petersen'in kendi yaptığı femoral kalıp artroplastisi de Boyd ve Campbell'inki gibi başarısız olmuştur. 1940 ların sonuna doğru Massachusetts Devlet hastanesinde bu kondiler kalıplara sap eklemekle sınırlı başarı elde edildiği Speed ve Trout (1949) tarafından bildirilmiştir. 1950'lerin başında femur ve tibia cismine uzanan sapları olan menteşeli protezler ortaya çıkmıştır. 1951 de Walldius kısa zaman sonra Shiers ve diğerleri tarafından bu protezler geliştirilmiştir. Bunlarda biyomekanik uyumsuzluk ve metal-metal sürtünmesi nedeniyle, sedenter yaşayanlar ve yaşlılar dışında başarısızlık oranı çok yüksektir. 1958 de MacIntosh tibia platosuna yerleştirdiği akrilik plato protezini yayınlamıştır. McKeever 1960'ta yayınladığı yazıda metal plato protezlerini romatoid

artritli hastalarda başarı ile kullandığını bildirmiştir. Daha sonraları her iki yazarın da kullandığını bildirmiştir. Modern diz prolezi çağı, Charnley'in laboratuvarında araştırma yapan Gunston'un yayını ile 1970 de başlamıştır. Gunston'un protezi polisentrik adıyla anılıyordu ve metal femur parçası polietilen tibia parçası üzerinde hareket ediyordu. Parçalar femur ve tibia'ya akrilik çimento ile tesbit ediliyordu. Mayo Kliniği daha sonra Gunston'un polisentrik protezinde küçük değişiklikler yaptı, femur ve tibia parçalarına, çimento ile daha sağlam bağlantı yapılması için oluklar açıldı. Gunston'un protezi dizin normal

hareketini taklit ediyordu ve az sürtünmeliydi. Modern diz protezlerinin öncüsü Gunston olmakla birlikte protezlerin dizayn ve cerrahi tekniğini ilerletenler Freeman ve Swanson olmuşlardır.

Freeman ve arkadaşlarının modern bir diz protezi için öngördükleri hedefler şunlardır:

1. Protezi takmak için alınacak kemik miktardan bir artrodezde alınacak kemik miktarından fazla olmamalıdır. Bu durumda gerekirse protez için bir kurtarma ameliyatı yapılabilir.
2. Protezin gevşeme olasılığı en aza indirilmelidir.
 - a) Femur ve tibia parçaları birbirine bağlantılı olmamalıdır öyle ki dönme, varus ve valgus momentleri protez ve kemik bileşkesine iletilmesin.
 - b) Parçalar arasındaki sürtünme en aza indirilmelidir.
 - c) Hiperekstansiyonu önleme mekanizması hareketin sert olarak bitmemesini sağlamalıdır.
 - d) Protez parçası kemiğe, iletilen kuvvetleri protez kemik bileşkesinde en geniş alana dağıtabilecek şekilde, yerleştirilmelidir.
3. Yıpranma parçacıkları mümkün olduğunca az ve zararsız olmalıdır.
4. Protez parçalarında ölü boşluk çok az olmalı böylece enfeksiyon riski azaltılmalıdır.

5. Aynı şekilde, uzun intramedüller saplardan kaçınılarak enfeksiyon riski azaltılmalıdır.
6. Protezi takmada standart bir işlem olmalıdır.
7. Protez, en çok 5° hiperekstansiyon ile en az 90° fleksiyon arasında bir hareket genişliği sağlamalıdır.
8. Bir miktar rotasyon serbestliği olmalıdır.
9. Herhangi bir yöne olabilecek aşırı hareketler yumuşak dokularla özellikle kollateral bağlarla engellenebilmelidir.

Insall, bu hedeflere iki bölüm daha eklemektedir:

1. Total diz protezlerinde çapraz bağlar gerektiğinde kullanılabilir.
2. Total diz protezlerinde patella yüzeyi de değiştirilmeli.

2.4.2. Total Diz Artroplastisi Endikasyonları ve Kontrendikasyonları

Tüm tedavi seçeneklerinin uygulanmasına rağmen, ciddi semptomları devam eden hastalarda total diz artroplastisi endikasyonları şunlardır:

- 1- Romatoid artrit: Yaş sınırı bakılmaksızın total diz artroplastisi uygulanabilir. %70 bilateral tutulum görülür. Özellikle juvenil romatoid artritte endikasyon vardır
- 2- Osteoartrit: Hasta seçimi çok önemlidir. Yaş, kilo, sosyal yaşantı, yaptığı iş gibi özellikleri değerlendirilmelidir. Genellikle 60 yaşın altında ve ağır işlerde çalışanlarda artroplastiden önce diğer tedavi seçenekleri mutlaka denenmelidir. Cerrah öncelikle bu etkenleri gözden geçirmeli ve karara varmadan önce tüm seçenekleri hastayla tartışmalıdır
- 3- Post-travmatik artrit: Hasta yaşı genç olsa bile, eklemi ilgilendiren yaralanmalar sonrası gelişen artrozda uygulanabilir.

4- Yüksek tibial osteotomi (YTO) sonrası: YTO sonrası hastalarda ilerleyici osteoartrit gelişirse ya da ağrı şikayetleri geçmezse total protezi yapılabilir.

5- Patellofemoral osteoartrit: Şiddetli patellofemoral osteoartrit, total diz artroplastisi endikasyonları arasında yer almaktadır.

6- Nonseptik artropatiler: Sistemik lupus, osteonekroz, pigmente villonodüler sinovitis, hemofili gibi.

Total diz artroplastisi için kontrendikasyonları kesin ve göreceli olarak inceleyebiliriz.

2.4.2.1. Kesin kontrendikasyonlar

1. Aktif enfeksiyon
2. Ekstansör mekanizma disfonksiyonu
3. Şiddetli vasküler hastalık
4. Kas güçsüzlüğüne bağlı gelişen genu rekurvatum
5. Stabil ve ağrısız artrodez

2.4.2.2. Göreceli kontrendikasyonlar

1. Genel sağlık durumunun kötü olması
2. Cilt sorunları
3. Şişmanlık:
4. Nöropatik eklem:
5. İleri derecede osteoporoz
6. Psöriatik artrit
7. Periferik dolaşım bozukluğu
8. Hasta uyumsuzluğu

2.4.3 Total Diz Artroplastisi Komplikasyonları

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

2.4.3.1. Genel Komplikasyonlar

Total diz protezi uygulanan hastalar genellikle yaşlı grupta yer aldığından aterosklerotik kalp hastalığı, hipertansiyon, diabet mellitus, kronik obstrüktif akciğer hastalığı gibi sorunlara sık rastlanmaktadır. Hastaya ait bu medikal durumlar gerek perioperatif gerekse de postoperatif dönemde morbidite ve mortaliteye neden olabilmektedir. Parvazi ve arkadaşları 1969 ile 1997 yılları arasında Amerika Birleşik Devletleri'nde uygulanan 22,540 diz protezi operasyonunu mortaliteye neden olan risk faktörlerini belirlemek amaçlı incelemişlerdir. Artroplasti sonrası 30 gün içinde mortalite hızını % 0,21 (47 hasta) olarak saptamışlardır. Primer artroplasti olgularında mortalite hızı revizyon olgularına göre daha yüksek saptanmış olup sadece 3 hasta operasyon esnasında kaybedilmiştir. İlk 30 gün içerisinde ölen hastaların tümünde sementli tespit uygulanmıştır. 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 [96].

2.4.3.2. Lokal komplikasyonlar

2.4.3.2.1. 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 içerisinde seröz ya da serohemanjiöz akıntılar görülebilmektedir [97, 98].

2.4.3.2.2. Vasküler komplikasyonlar

Total diz artroplastisi sonrası damar lezyonları %0,03-%0,2 gibi oldukça düşük oranda görülür. Damar lezyonları arteriyel oklüzyon, arteriovenöz fistül ve artelyel 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 [99].

2.4.3.2.3. 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 [100, 101].

2.4.3.2.4. Protez çevresinde görülen kırıklar

Protez çevresi kırıklar eklem seviyesinden 15cm. uzaklıkta ya da stem varsa stemden 5 cm. uzaklıktaki mesafede gelişen kırıklardır. Protez çevresi kırıklar sıklıkla femurda olmakta, tibiada çok seyrek görülmektedir. Romatoid artrit, osteoporoz, steroid kullanımı, malaligment, komponent malpozisyonu kırık oluşmasını kolaylaştırıcı faktörlerdir. Anterior femoral kesi yapılırken oluşan çentiklenme (anterior notching) bu bölgede kırık için potansiyel zayıf bir bölge oluşturur.

2.4.3.2.5. Heterotropik ossifikasyon

Total diz artroplastisi sonrası gelişen heterotropik ossifikasyonlar genelde asemptomatiktir. Değişik serilerde insidans %1-42 arasında bildirilmiştir [102, 103].

2.4.3.2.6. Ekstansör mekanizma komplikasyonları

Total diz artroplastisi sonrasında gelişen komplikasyonların geniş bir kısmı patellofemoral bölge ile ilgilidir. Patellofemoral komplikasyonların sıklığı değişen serilerde %1-50 arasında bildirilmiştir. 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 [104, 105].

2.4.3.2.7. Enfeksiyon

Total diz artroplastisinin en korkulan komplikasyonudur. Total diz artroplastisinde enfeksiyon oranı %0,4 ile %10,3 olarak geniş bir aralıkta bildirilmiştir. Etyolojisi osteoartrit olanlarda enfeksiyon oranı %1,7 iken, romatoid artritte bu oran %4,4'tür. Mentşe tipi protez kullanılan olgularda enfeksiyon oranı %4,8 ile %22,5 arasında değişmektedir. Revizyon diz artroplastilerinden sonra enfeksiyon görülme oranı primer artroplastiyeye göre daha yüksektir. Revizyon artroplastilerinde enfeksiyon oranı %4 ile %32 arasında bildirilmiştir [106, 107].

2.4.3.2.8. Gevşeme

Aseptik gevşeme protezin kemik ile fiksasyonunun mekanik nedenlerle zamana bağlı olarak sona ermesidir. Polietilen ve metal debrislerin indüklediği makrofajların osteolizi başlattığı düşünülmektedir. Aseptik gevşemeden birinci derecede malalignment sorumlu tutulmaktadır. Özellikle komponentlerin varusta yerleştirilmesi gevşemenin başlıca nedenlerindedir. Primer fiksasyonun kalitesi, kemik defektlerin varlığı, hastanın aktivite düzeyi ve protezin tasarım özellikleri aseptik gevşemeyi etkileyen başlıca faktörlerdir [108-110].

2.4.3.2.9. Eklem instabilitesi ve dislokasyon

Dizde instabilite ağrı ve boşalma hissinden dislokasyona kadar geniş bir yelpazede gözlenebilir. Dizde bağ dengesinin kurulamaması, ameliyat esnasında bağların zedelenmesinden, kemik rezeksiyonların hatalı yapılmasından ve komponentlerin hatalı rotasyonel yerleşimden kaynaklanabilir. Bağ dengesinin sağlanamaması ve hatalı kemik kesileri sonucu eşit fleksiyon ekstansiyon aralığının sağlanamaması instabiliteye yol açmaktadır. Protez komponentlerinin hatalı yerleştirilmesi, özellikle de tibial komponentin internal rotasyonda yerleştirilmesi instabilite nedenleridir [111, 112].

2.4.3.2.10. 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 4727 total diz artroplastisini postoperatif hareket açıklığını etkileyen faktörleri belirlemek için incelemişlerdir. Postoperatif hareket açıklığını belirleyen en önemli faktörün preoperatif hareket açıklığı olduğunu belirtmişlerdir⁴⁵. Bunun dışında cinsiyet, yaş, cerrahi teknik, preoperatif tibiofemoral aligment, etyoloji, postoperatif rehabilitasyon ve protez tasarımı hareket açıklığını etkileyen diğer faktörlerdir. Özellikle fleksiyon kontraktürü ve varus deformitesi olan dizlerde, posteriordeki osteofitlerin temizlenmesi ve medial kollateral bağın derin lifleri ile semimembranosus ve pes anseriusun gevşetilmesi postoperatif fleksiyonu artıran en önemli girişimlerdir [113].

2.4.4. Diz artroplastilerinin sınıflandırılması

Diz protezlerini farklı biçimlerde sınıflamak olasıdır. Arka çapraz bağı koruyan-kesen-stabilize eden, çimentolu-çimentosuz, kısıtlayıcı olmayan-yarı kısıtlayıcı-kısıtlayıcı, sabit insertli-hareketli insertli, patella değiştiren-değiştirmeyen, modüler-nonmodüler biçiminde de sınıflanabilir.

Freeman ve Swanson'un presipleri günümüzde hala geçerliliğini korumakla birlikte, total diz protezlerinde çapraz bağların yeri ve patella replasmanının gerekliliği ile ilgili sorular günümüzde halen devam etmektedir. Total diz protezlerinin sınıflaması, değiştirilen eklem bölümüne, gösterdiği mekanik kısıtlılığa ve tespit yöntemlerine göre düzenlenir. Buna göre en sık kullanılan sınıflama [114];

2.4.4.1. Dizin replase olan kısmına göre

1. Unikompartmantal: Medial veya lateral kompartman yüzeyleri değiştirilir.
2. Bikompartmantal: Tüm femur kondili, tibia platosu yüzeyleri değiştirilir.
3. Trikompartmantal: Femur kondili, tibia platosu ve patella eklem yüzeyleri değiştirilir.

2.4.4.2. Protezin femoral ve tibial platosu arasındaki mekanik bağlantısına göre

1. Sınırlayıcı olmayan (unconstrained)
2. Yarı sınırlayıcı (Semiconstrained)
3. Tam sınırlayıcı (Fully constrained)

2.4.4.3. Fiksasyon tipine göre

1. Sementli
2. Sementsiz (Poroz yüzeyli, press-fit, hidroksilapatit kaplı)

Tablo 3. Total Diz Artroplastisi Çeşitleri

TOTAL DİZ ARTROPLASTİSİ ÇEŞİTLERİ	
Çapraz bağın durumu	Bağ koruyan
	Bağ kesen
	Bağ stabilize eden
Patella	Patella yüzey değiştiren
	Patella yüzey değiştirmeyen
Fiksasyon şekli	Çimentolu sistemler
	Çimentosuz sistemler
	Hibrit sistemler
İnsert	Sabit
	Hareketli

Kısıtlayıcı protezlerde komponentler birbirinden bağımsızdır fakat abartılı post cam yapıları nedeni ile belirli yöndeki hareketlere (özellikle varus valgus) direnç gösterirler. Eklem yumuşak dokularında belli bir miktar kaybın olduğu fakat bunun menteşeli tasarımları gerektirecek ölçüde olmadığı durumlarda tercih edilirler. On beş-yirmi dereceden fazla aks bozukluğu, tibial veya femoral tümör rezeksiyonu, rekurvatum ve revizyon olgularında da kısıtlayıcı tasarımları kullanmak gerekmektedir. Çimentolu ya da çimentosuz kullanılabilen bu protezler posteriyor translasyon, varus, valgus ve bir miktar da rotasyon hareketlerini engeller. Modüler olmaları sayesinde bu protezler menteşelilere kıyasla farklı miktarda kemik kaybı olan olgularda cerraha daha fazla seçenek sunar. Rotasyonel komponentlerinin olması kemik implant ara yüzüne gelen torsiyonel kuvvetleri azaltır.

Tablo 4. Diz artroplastisi Çeşitleri kullanım tercihleri

Protez Tipi	Quadriceps	MCL	LCL	AÇB
Rijit Menteşeli Protez	-	-	-	-
Rotasyonlu Menteşeli Protez	+	-	-	-
Kısıtlayıcı Kondüler Protez	+	-	+	-
	+	+	-	-
Posterior veya Anterior Stabilize Eden Protez	+	+	+	-
Arka Çapraz Bağ Koruyan Protez	+	+	+	+

2.4.5. Diz Artroplastisi Kinematığı:

İdeal bir protez, dizin normale yakın hareket açıklığına izin vermeli, eklem kinematığını değiştirmemeli ve anatomik bütünlüğü sağlamalıdır. Normal eklem fonksiyonu için diz kinematığının sağlanması yanında eklem stabilitesinin sağlanması şarttır. Eklemde statik stabiliteyi sağlayan bağların yapıları ve fonksiyonları ile ilgili bir değişiklik yapıp yapılmayacağı en önemli konudur. Bağ fonksiyonlarını tamamen üstlenecek bir protez kullanılması gerekiyorsa menteşe tipi protez kullanılmalıdır. Menteşe tipi (hinged) protezlerde fleksiyon ve ekstansiyon dışında makaslama ve varus-valgus streslerinin yarattığı yüklenmeler, yumuşak dokulara iletilmeden direkt olarak protezin üzerinden protez kemik birleşme noktasına aktarılır. Protez tasarımı ne kadar kısıtlayıcı ise kemik protez yüzeylerdeki yüklenme de o kadar fazla olacaktır. Temas noktasındaki bu aşırı yüklenme erken gevşeme ve beraberinde enfeksiyon gibi problemlerle sonuçlanmaktadır

Bağların korunup sadece eklem yüzeylerinin değiştirildiği kondiler tip protezlerde eklem kompresif yüklerinin uygulanma noktası konsepti geçerlidir. Amaç eklem reaktif kuvvetinin, eklem temas noktasının dik olması ve böylece femur ile tibial komponentler arasında dengeli kompresif yük iletiminin sağlanmasıdır [115, 116].

Total diz protezinde AÇB ye göre üç farklı tasarım mevcuttur.

1. AÇB korunduğu tasarımlar,
2. AÇB yerini tutan posterior stabilizer tasarımlar,
3. AÇB kesilerek feda edildiği tasarımlar.

AÇB korunup korunmaması total diz artroplastisinin en çok tartışılan konusu olmuştur. AÇB kesildiği posterior stabilizer (PS) tasarımlarda AÇB fonksiyonu tamamen protez dizaynı ile sağlanmaktadır. Femurun tibia üzerinde posteriora yer değiştirmesi “central cam” mekanizması ile sağlanmaktadır. Femoral komponent üzerindeki transvers mil desteği ile eklemleşen merkezi tibial çıkıntı, femurun tibial komponent üzerinde posteriora kaymasına imkan sağlar [69, 82, 117-120].

20 yıllık takipler sonucunda hareket açıklığı veya protez ömrü açısından her iki tip arasında belirgin fark gösterilememiştir. AÇB yerine herhangi bir mekanizma olmaksızın AÇB nin kesildiği tasarımlar çağdaş diz artroplastisinde kullanılmamaktadır.

AÇB korunduğu tasarımlarda, AÇB nin femoral rollback ve proprioepsiyon gibi özellikleri de korunduğundan, hareket açıklığının ve merdiven çıkma kapasitesinin daha iyi olacağı savunulmaktadır. Femoral rollback korunarak, dizde daha fazla fleksiyon elde edilirken aynı zamanda kuadriseps kuvvet kolu artırılarak ekstansör mekanizma kuvvetlendirilir. Ayrıca AÇB varus valgus streslerine bir miktar karşı koyduğundan stabiliteye katkısı bulunmaktadır [69, 82, 117-120].

AÇB kesilmesini önerenler, bağın kesilmesi ile cerrahi tekniğin kolaylaşacağını savunmaktadır. Bu grup, dizdeki dejeneratif süreçten arka çarpaz bağında etkilendiğini ve normal fonksiyon göremediğini ileri sürmektedir. AÇB kesilerek bağ dengesi daha iyi sağlanabilmekte ve varus-valgus deformitelerin düzeltilmesi kolaylaşmaktadır. Bağın kesilmesiyle posterior kapsül daha rahat ortaya konmakta ve bu mesafedeki gevşetme ve osteofitlerin temizlenmesi kolaylaşmaktadır. Diğer bir avantaj protez tasarımındaki tam tibiofemoral uyum nedeniyle polietilen üzerinde eşit yük dağılımı olmakta ve polietilene binen birim yük azalmaktadır. Andriachhi ve Galante yaptıkları yürüme analizinde merdiven

çıkma esnasında, PS tasarımlarda hastaların gövdelerini daha fazla öne eğerek azalmış diz fleksiyonunu tolere etmeye çalıştıklarını saptamıştır [69, 82, 117-120].

Tibial polietilen komponentin tasarımı da AÇB kesilip kesilmemesi üzerinedir. AÇB korunan tasarımlarda tibiofemoral uyum frontal nokta temas şeklindedir. Frontal kesitleri düz olan (flat-on-flat) tasarımlar, fleksiyon ekstansiyon açıklığı boyunca daha küçük temas alanına neden olurken, AÇB femoral rollback fonksiyonuna da izin verir. Ancak varus-valgus veya rotasyonel hareketleri polietilenin kenarlarında stres konsantrasyonuna neden olmaktadır. Ayrıca temas alanının daha küçük olması polietilen üzerindeki stresleri artırarak aşınmayı kolaylaştırmaktadır. Eğer AÇB iyi dengelenmezse özellikle tibial komponentin posteromedialine aşırı yük binmekte ve aşınmaya neden olmaktadır [69, 82, 117-120].

AÇB kesilip yerine konduğu protezlerde polietilen yüzeyde tibiofemoral uyum, frontal kesitleri eğimli (curve-on-curve) tasarımlarla sağlanmaktadır. Polietilen yüzeyde eşit yük dağılımına bağlı uzun vadede aşınma azalmaktadır. Ancak yüzeyleri birbirine daha uyumlu olan bu tasarımlarda daha az hareket imkanı, tibial komponent ile kemik arasında daha fazla strese yol açarak gevşemeyi kolaylaştırabilir [69, 82, 117-120].

Polietilen aşınması günümüz total diz artroplastinin en önemli sorunlarından biri olmaya devam etmektedir. Protezin tasarımı, polietilenin üretim özellikleri, kalınlığı, polietilen ile temas eden femoral komponentin materyali, protezin stabilitesi ve dizilimi gibi bir çok faktör polietilen aşınmasında etkilidir. Taşıyıcı eleman olarak yüksek molekül ağırlıklı polietilen (UHMWPE) düşük sürtünme kuvveti ve aşınmaya yüksek dayanımıyla iyi bir tercihtir. Polietilenin ısı kullanılarak şekillendirmesi ve yüzeyinin hazırlanması, daha üretim aşamasında işlenen yüzeyin hemen altında düşük dirençli bir zon oluşmasına neden olmakta ve aşınmayı kolaylaştırmaktadır. Bu nedenle önerilen, basınç altına girmeden kalıplanmış polietilenin yine ısı kullanılmadan işlenmesi ve kesilmesidir. Polietilenin sterilizasyon şekli de aşınmada etkili bir faktördür. Polietilenin gamma sterilizasyonu oksitlenmeye neden olduğundan, etilen oksit ile sterilizasyonu önerilmektedir [69, 82, 117-120].

Sadece polietilenden ibaret tibial komponent kullanımı günümüzde terk edilmiştir. Tibial komponente metal arkalık eklenmesi hem modülarite sağlar hem de polietilendeki esnemeyi azaltarak polietilenin aşınmasını ve ömrünü uzatır. Metal arkalık, kullanılacak polietilen kalınlığını da düşürmektedir. Aşınmayı kabul edilebilir sınırlarda tutmak için gerekli minimum polietilen kalınlığı 8mm. olarak kabul edilmektedir. Daha kalın polietilen kullanmak amaçlı proksimal tibial kesi gereğinden fazla yapılırsa, tespit için kemik kalitesi uygun olmayan metafizer bölgeye inilmektedir. Polietilen kalınlığını artırmak için femur distalinden yapılacak keside eklem seviyesinde yükselmeye sebep olarak bağ dengesi bozar. Bu nedenlerden ötürü ideal polietilen kalınlığı 8-10 mm arasında değişmektedir [69, 82, 117-120].

Tibial komponentin fiksasyonu da total diz artroplastisinin başarısını uzun dönem başarısını direkt olarak etkilemektedir. Tibial komponent fiksasyonu çimentolu ya da çimentosuz yapılabilir. Çimentolu ve çimentosuz tespit uygulanan protezlerde tasarım açısından bir fark yoktur. Çimentolu ve çimentosuz tespitlerin uzun dönem başarılı sonuçları bildirilmiştir. Çimentosuz tespitlerde en önemli sorun primer stabilizasyondur. Press-fit, hidroksiapatit kaplı ve poroz kaplı tasarımlar çimentosuz fiksasyon için geliştirilmiştir [69, 82, 117-120].

Protezlerin metal komponentleri kobalt-krom alaşımından yapılmaktadır. Son yıllarda femoral komponentler için titanyum alaşımlar kullanılmaktadır. Bu da yüksek derece biyolojik uyumluluk ve düşük elastik modilitesi sonucu, kemik remodelizasyonunda azalma sağlayarak, çimentosuz modellere göre bir üstünlük sağlamıştır. Titanyum alaşımlı femoral komponentlerde polietilen aşınma daha fazla gözükmektedir [69, 82, 117-120].

Patellofemoral komponent, protez tasarımı açısından önemli tartışma konusu olmaya devam etmektedir. Total diz artroplastisi sonrası reoperasyon ve morbiditenin en önemli sebeplerinden birisi patellofemoral eklem problemleridir. Pateller komponent ile ilgili en önemli özellik pateller komponent yerleştirildikten sonra patella normal kalınlığının aşılmasıdır. Sadece polietilen ve metal arkalıklı pateller komponent tasarımları mevcuttur. Metal arkalıklı tasarımlarda polietilen aşınması ve komponentlerin ayrışması başarısızlık nedeni olmaktadır [69, 82, 117-120].

Günümüzde total diz artroplastisinde tartışmalar; kinematik, fiksasyon ve aşınma konuları üzerinde yoğunlaşmıştır. Kinematik, fiksasyon ve aşınmanın göz önüne alınarak uygulandığında hepsinin aynı anda sağlanmasının mümkün olmadığı açıktır. Üçünüde dengeli olduğu artroplastisi, en ideal artroplasti olacaktır.

2.4.6. Total diz artroplastisinde temel prensipler ve implantasyon

Total diz artroplastisi arka çapraz bağ kesen ve koruyan sistemler kullanılmakta olup klinik sonuç cerrahi teknikten etkilenmektedir. Hangi sistem kullanılırsa kullanılsın temel prensiplere sadık kalınması gerekmektedir. Total diz artroplastisinin amacı iyi fikse edilmiş protezlerler mekanik aksın yeniden restorasyonudur. Femoral komponent koronal plana göre 4-6 derece valgusta ve saggital plana göre 0-10 derece fleksiyonda yerleştirilmelidir. Tibia tibia shaft aksına 90 -+ 2 derece yerleştirilmeli ve tibial posterior eğim protezin sistem özelliklerine uygun doğala yakın verilmelidir [121].

Tibial komponentin horizantol düzlemde rotasyonunun ayarlanması patella femoral uyum açısından önemli olmakla birlikte femoral komponent rotasyonuna göre daha az karmaşıktır. Tibial tüberkül rotasyon ayarlanmasında landmark olarak görev yapmakta fakat her zaman anatomik yerinde olmayabilir. Bu gibi durumlarda fleksiyonda femoral komponentin tibial komponente uyumuna bakılarak tibial komponent yerleştirilebilir. Tibial komponent fazla iç rotasyonda olması durumunda patella patellar tendon ile birlikte laterale doğru çekme ve kayma hareketi yapar; fazla dış rotasyonda yerleştirilmesi halinde patello femoral uyum artmakta fakat patellofemoral eklem basıncı artması nedeniyle erken gevşemeye ve aşınmaya neden olabilmektedir.

Total diz artroplastisinde protez markası ne olursa olsun 3 temel kemik kesisi mevcuttur. Proksimal tibial kesi, distal femoral kesi, posterior femoral kesi. Bu kesilerin her biri artroplasti uygulanmasının gidişatını etkilemektedirler. Genellikle rezeke edilen kemik kalınlığına göre implantasyon yapılır. Tibia kesisi hem fleksiyon hem ekstansiyon aralığını etkiler. Distal femoral kesi varus dizlerde lateralden ya da etkilenmemiş taraftan yaklaşık 9-10 mm kesilerek yapılmaktadır. Bu kesi ile eklem çizgisinin yeri restore edilebilir. Femur distal kesinin distalde anatomik valgusu

restore etmek için intramedüller guide kullanılması hatayı azaltmakta, fakat giriş yeri ve klavuzun femur istmusuna kadar uzanmış olması önem arz etmektedir.

Distal femur kesisinin fazla olması ile ekstansiyon aralığı fleksiyon aralığına göre daha geniş olmasına ve dizde rekurvatuma sebep olmakta; Distal femur kesinin az olması ise fleksiyon kontraktürüne neden olmaktadır. Posterior femoral kesi fleksiyon aralığını etkilemektedir. Eğer fleksiyon aralığı ekstansiyon aralığından geniş olursa fleksiyon instabilitesi meydana gelmektedir. Bu gibi durumlarda kesilen fazla kemik kalınlığına implantasyon yapmak gerekir. Daha az dikkate alınan fakat bir o kadar önemli 4. Kesi de anterior femoral kesidir. Patello femoral uyumun sağlanması ve fleksiyon aralığını etkilemektedir. Anterior femoral kesinin az olması daha büyük femoral komponent konulmasına ya da daha fazla posterior femoral kesi yapılmasına, kesinin fazla olması ise anterior femoral notchinge neden olarak periprotetik kırık riskini arttırmaktadır.

Total diz artroplastisinde kemik kesiler kadar yumuşak doku dengesinde önemli rol oynamaktadır. Varus deformitesinde derin MCL, posteromedial köşenin gevşetilmesi (semitendinöz tendonunun gevşetilmesi) ve gerekirse yüzeysel MCL gevşetilmesi; fikse valgus dizlerde posterolateral kapsül, iliotibial band, lateral kollateral ligament ve gerekirse popliteus tendonu gevşetilebilir. Amaç mekanik aksın yeniden tesisini sağlamak için eşit flekiyon ve ekstansiyon aralığının sağlanmasıdır.

Femoral komponentin yerleştirilmesi sırasında dış rotasyon verilmesi patellafemoral uyum için çok önemlidir. Posterior kondillere göre yaklaşık 3-4 derece dış rotasyonda ya da transepikondiler aksa paralel olması gerekmektedir. Varus dizlerde medial kondil defekti olması ve valgus dizlerde lateral kondil defektleri nedeniyle posterior kondiller her zaman iyi referans olamayabilir. Bu gibi durumlarda Transepikondiler aks dış rotasyonun sağlanmasında yenilenebilir bir marker olarak kullanılabilir.

Femoral komponent iç rotasyonda kesi yapılması durumunda patello femoral uyumsuzluğa ilaveten fleksiyon gap eşitsiliği meydana gelmektedir. Kesiler sonrası fleksiyonda posterior ile tibia arası bağ dengesi sağlanması sonrası dikdörtgen şeklinde olmalıdır.

Diz artroplastisinde günümüzde patella yüzey değiştirilmesi her vaka için önerilmektedir. Patellanın anterior koteksinden referans olarak ve en azından 12-14 mm patella kemik kalınlığı korunacak şekilde patella kesisi yapılır. İmplantasyon öncesinde patellar klank oluşumunu önlemek amacıyla patella etrafı sinovium ve osteofitler temizlenir. Patello femoral uyum için patellar komponent medialize yerleştirilir.

Sementlemede femoral patellar ve tibial yüzeylerin ayrıntılı temizliği kemik çimentosunun spongioz kemiğe daha iyi nüfuz etmesi açısından son derece önemlidir. Spongioz kemik yüzeyinin steril fırça ile temizlenmesi ve serum fizyolojinin bir enjektör yardımı ile spongioz kemik yüzeyine püskürtülerek spongioz kemik yüzeyinde bulunan kanda temizlenmesi esastır. 18. bu yöntem ucuz ve etkili olduğu gösterilmiştir. Ayrıca pulstatil lavaj etkili temizlik yapmasına rağmen kötü kemik kalitesi olması durumunda spongioz kemik kayıplarına neden olabilmektedir. Sementleme işlemi öncesinde kemik yüzeylerde kistler kürete dilerek temizlenmelidir. Eğer kistler küçük boyutlu ise çimentolama yeterli olabilmektedir. Kist büyük olduğu durumlarda kesilerden elde edilen spongioz kemik parçaları kist içine greftlenebilir. Kemik yüzeyin periferinde büyük kistler için basamaklı kesi yapılarak sert kemik gerfti fikse edilmeli ve beraberinde komponente sap ilave edilmelidir [122-124].

2.4.7. Klinik Değerlendirme ve Skorlama

Hastanın preoperatif ve postoperatif durumunun, uygulanan tedavinin başarısının değerlendirilmesi ve farklı tedavi methodlarının sonuçlarının karşılaştırılmasında skorlama sistemleri kullanılır. Diz artroplastisinin sonuçlarının değerlendirilmesinde en sık üç skorlama sistemi kullanılır. Hospital for Special Surgery Diz Skoru (1970), Diz Cemiyeti Skoru (KSS) (1983), WOMAC (Western Ontario and Macmaster) [125-129].

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 [125-129].

Skorlama sistemleri ile ağrı, fonksiyon, hareket açıklığı, fleksiyon deformitesi ve instabilite değerlendirilir. HSS ve KSS toplam 100 puan üzerinden değerlendirme yapar.

Diz Cemiyeti Skoru, Diz Skoru ve Diz Fonksiyonel Skoru olmak üzere iki kısımdan oluşur ve hastaları 3 kategoride inceler:

1. Unilateral veya bilateral fakat karşı diz başarıyla uygulanmış
2. Unilateral ve karşı diz semptomatik
3. Multiple artrotik tutulum

Skorlama sonucu 60 puan altı zayıf, 60-69 puan orta, 70-84 puan iyi, 85-100 puan mükemmel sonuç olarak değerlendirilir [125-129].

WOMAC skoru aslında antiinflamatuvar ilaçların etkinliğini değerlendirmede kullanılan skorlama sistemidir. Ancak postoperatif hasta fonksiyonlarını değerlendirmede etkili olduğundan klinik kullanım yeri bulmuştur. Bu sistemde ağrı, eklem sertliği ve fonksiyon sorgulanmaktadır ve düşük puan daha iyi sonuç ifade etmektedir (0-14 mükemmel, 15-28 iyi, 29-38 orta, >39 yetersiz) [125-129].

3.GEREÇ-AMAÇ

Total diz artroplastisi sonrası rezidüel ağrı oldukça sık karşılaşılan bir problem olmakta, koronal sagittal ve aksiyal düzlemde komponent yerleşim hataları, kemik sınıra uygun yerleştirilmemiş komponentlerde taşan implantlar diz çevresi yumuşak dokulara baskı yapması ile fonksiyonel skorlarda düşmeye ve ağrılara neden olabilmektedir. Çalışmamız total dz artroplastisinde femoral ve tibial komponent yerleşiminin tomografi eşliğinde üç boyutlu analizinin yapılarak klinik sonuçlarla ilişkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

3.1. HASTALARIN TOPLANMASI

Çalışmamız için Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Tıp Fakültesi Atatürk Eğitim Ve Araştırma Hastanesi Etik Kurul komitesinden 22/07/2015 tarih ve 171 sayılı Etik Kurul onayı alındı. Araştırmaya dahil edilme kriterlerini sağlayan, 2010-2012 yılları arasında cerrahi tedavisinde tek dizine total diz artroplastisi “NexGen Complete Knee Solution Legacy Knee Posterior Stabilized (LPS) LPS-flex Fixed Bearing “ (ZIMMER ®, Warsaw, Indiana, ABD) ile yapılmış olan hastalar çalışmamıza dahil edildi. Araştırmanın amacı ve karşılaşılabilecek problemler hakkında sözlü ve yazılı bilgilendirme yapılarak, “Bilgilendirme Formu” nu imzalayan ve dahil edilme kriterlerine sahip 146 gönüllü hastanın 146 dizi dahil edildi.

Hastaların çalışmaya dahil edilme ve edilmeme kriterleri;

1. 55-80 yaş arasında,
2. Primer osteoartrit tanısı ile cerrahi tedavisi yapılmış olmak,
3. Aynı cerrahi ekip tarafınca Tek dizine Nexgen LPS Flex Fixed Bearing (ZIMMER ®, Warsaw, Indiana, ABD) ile total diz artroplastisi yapılmış olan ve diğer dizine diz artroplastisi uygulanmamış olan,
4. Kendi başına destekli veya desteksiz mobilize olabilen,

5. Ameliyat sonrası en az 3 yıl geçmiş olan hastalar,
6. Varus diz zemininde gonartroz tanısı ile opere edilen hastalar,
7. Revizyon gerektirecek patolojileri olmayan (periprostetik kırık, diz eklem çevresi enfeksiyonu varlığı veya hikayesi, revizyon gerektirecek rotasyonel ve ya dizilim bozukluğu olan, periferik nöropatisi veya alt ekstremitte fonksiyonlarını etkileyebilecek nörolojik hastalığı olan vb.) hastalar dahil edilmiştir.
8. Medikal geçmişinde Derin ven trombozu, romatolojik hastalık, ağır kardiovasküler hastalığı, periartiküler eklem enfeksiyonu hikayesi olan hastalar, dosyasında ameliyat öncesi KSS,KSS-F ve WOMAC skorlarına ait formları eksik olan ve gönüllülük onamını imzalamayan hastalar çalışmaya dahil edilmemiştir.

Hastalara ait hasta dosyaları hastane arşivinden temin edilerek dosyalarında mevcut bulunan muayene formları, preop diz cemiyeti skoru (KSS), Diz Cemiyeti Fonskiyonel skoru (KSS-F) ve Western Ontario ve McMaster üniversitesi osteoartrit indeksinin ağrı bölümüne ait (WOMAC-P) skorlar elde edildi. Çalışmaya dahil edilen hastalar kontrole çağrılarak KSS, KSS-F ve WOMAC-P skorları muayeneleri sonrası elde edildi.

3.2. HASTALARA UYGULANAN CERRAHİ ÖNCESİ HAZIRLIK

Tüm hastalara ameliyat öncesi kliniğimiz “Artroplasti Okulu Hasta Eğitim Programı” kapsamında ortopedi doktorları ve fizyoterapistler eşliğinde eğitim verilerek ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası uygulaması gereken beslenme programı, rehabilitasyon programları ve sakıncalı hareketler anlatıldı. Hastaların tümüne ameliyat öncesinde Anesteziyoloji ve Reanimasyon konsültasyonları yapıldı. Tüm hastalar sistemik enfeksiyon yönünden araştırılıp

sorunları giderilerek, optimum koşullarda anesteziye ve ameliyata hazırlandı. Ayrıca hastaların sedimantasyon hızına, CRP'sine, lökosit sayısına ve tam idrar tahliline bakılarak vücutta herhangi bir enfeksiyon odağı olup olmadı araştırıldı. Ameliyat öncesi hastalara uygun grupta en az 2 ünite eritrosit süspansiyonu

hazırlandı. Tüm hastalara ameliyattan 12 saat önce Düşük moleküler ağırlıklı heparin profilaksisine (Enoxaparin sodium; Clexane TM 40 mg/0.4ml, Aventis) subkutan olarak uygulandı ve ameliyat sonrası 20. Güne kadar devam edildi. Ameliyattan 1 saat önce profilaktik antibiyotik sefazol 1 g intravasküler (i.v.) (Sefozolin sodyum,Cefozin TM, Bilim İlaç) olarak uygulanarak enfeksiyon proflaksisi yapıldı. Hastalara kanama proflaksisi olarak traneksamik asit 10mg/kg dozundan ameliyattan 1 saat önce, intraoperatif ve ameliyattan 6 saat sonra i.v. olarak uygulandı.

Hastalar aynı cerrahi ekip tarafından opere edilerek NexGen LPS flex fixed bearing (ZIMMER®) arka çapraz bağ kesen fiks insertli total diz artroplastisi uygulandı. Ameliyat sonrası 6 saat sonra hastalara yatak içi ve yatak kenarı, izometrik kuadriseps, fleksiyon ve ekstansiyon ile aktif yardımcı düz bacak kaldırma hareketleri yaptırılarak egzersizleri başlandı ve aynı gün tam yük vererek mobilizasyonları sağlandı.

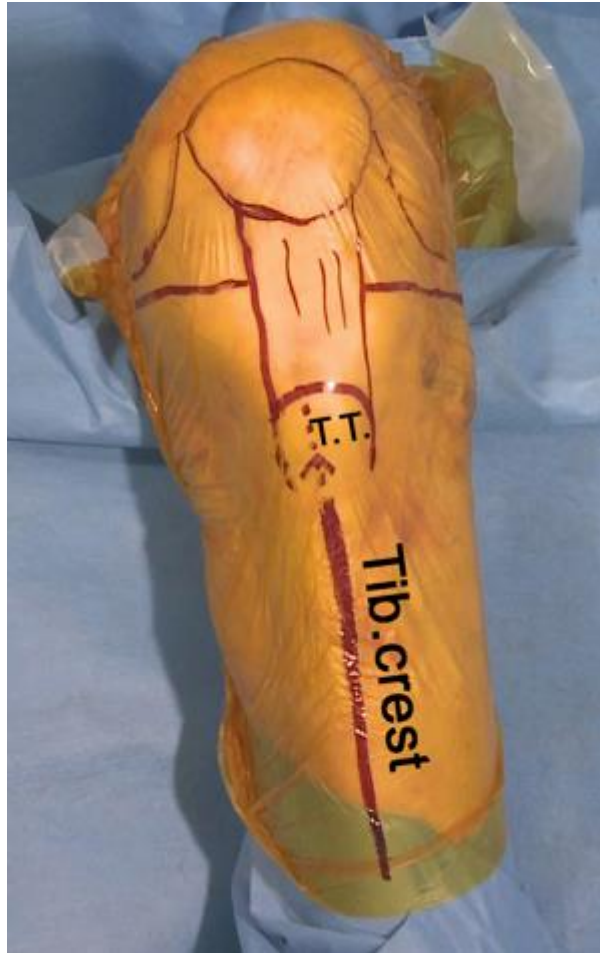
Hastalar ameliyat sonrası 15. Gün, 1. Ay, 3.ay, 6.ay ve 12. aylarda ve sonra yıllık kontrollere ve son kontrol zamanı en az post op 3. Yıl olan hastalar çalışmaya dahil edildi.

3.3. HASTALARA UYGULANAN CERRAHİ TEKNİK

Hastalar supin pozisyonda hazırlanarak ekstremitenin 10 dakika elevasyonun ardından uyluk proksimaline turnike sarıldı ve diz fleksiyona alınarak 200-250 mmHg basıncında şişirildi. Hastaların tamamına pnömatik turnike uygulanmıştır. Turnike süresinin 120 dakikayı geçmemesine ve turnike basıncının en fazla kan sistolik basıncının 75-100 mmHg daha üzerinde olmasına özen gösterildi. Cerrahi alan sterilizasyonu için cildin betadinli solüsyon ile boyanması ve kuruması sağlandı. Takiben steril alan örtülmesi yapıldı. Tüm dizler %10 povidone – iodine (Isosol® - Merkez Laboratuvarı) solüsyonu ile boyandı. Boyanan saha, ameliyat sahası açıkta kalacak şekilde steril yeşil örtüler ile örtüldü. Açıkta kalan ameliyat sahası iyot emdirilmiş antimikrobiyal yapışkan örtü (Ioban Drape® - 3M Health Care) ile kaplandı (şekil 11).



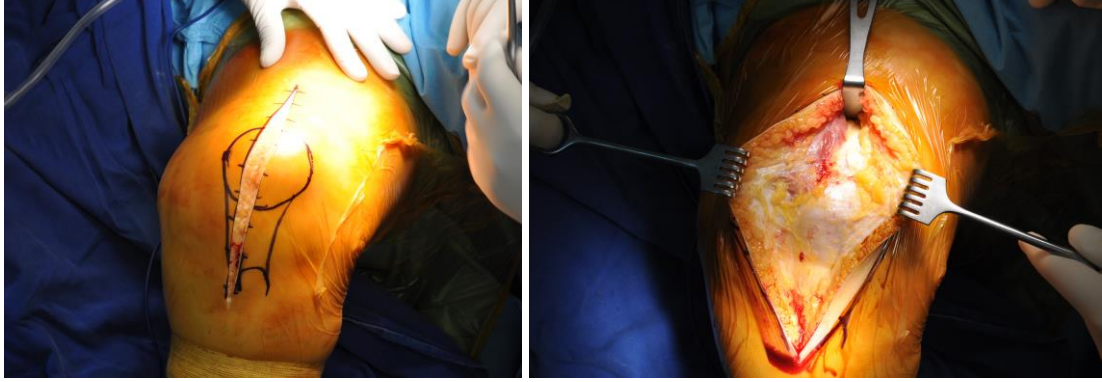
Şekil 11. Cerrahi alan sterilizasyonu ve ioban Drape ile cerrahi alanın örtülmesi.



Şekil 12. Diz artroplastisi öncesi anatomik landmarkların cilt üzerinden işaretlenmesi

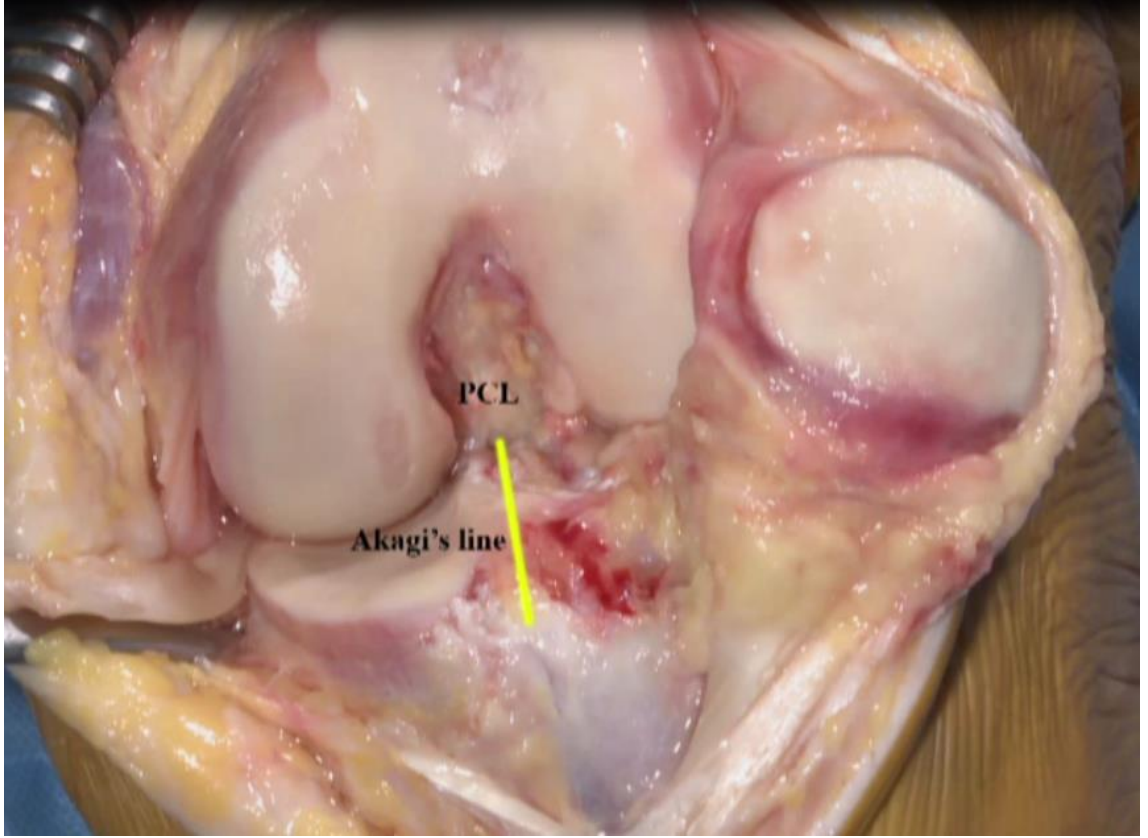
Hastalara “anterior orta hat longitudinal ‘cilt insizyonu uygulandı. Bu kesi patellanın 4-5 cm proksimaline aşağıda ise tuberositas tibianın 2-3 cm distaline kadar

uzanır. Bu insizyon vasküler yapıya en az zararlı, en uygun kesi olması nedeniyle tercih edildi. Medial parapatellar artrotomi kuadriseps tendonunun medialinde kalacak şekilde başlayan ve patellanın medial üst köşesi hizasında vastus medialis kası yapışma yerinden patellar tendon medialinde kalacak şekilde tüberositas tibia medialine doğru yapıldı. Artrotominin onarımı için patella kenarında yaklaşık 0,5 cm lik doku kalmasına özen gösterildi.



Şekil 13. Cilt insizyonunun yapılması.

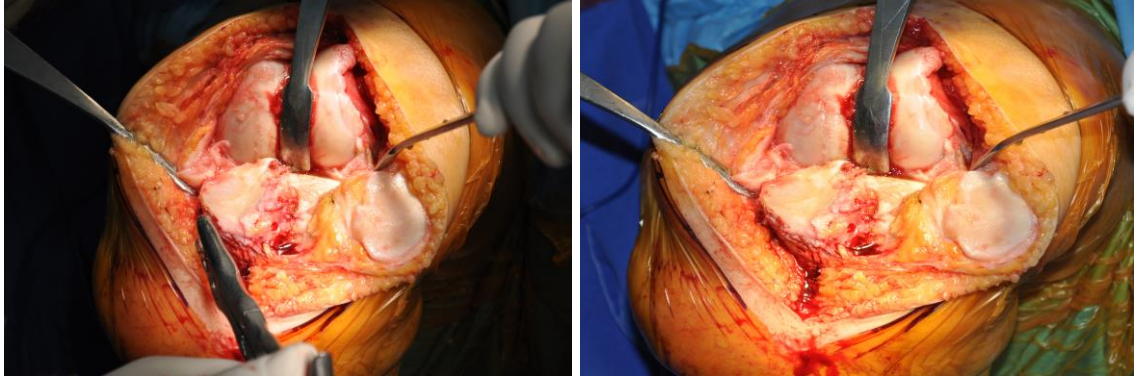
Tüm ameliyatlarda AÇB kesildi. Medial ve lateral menisküsler total olarak çıkarıldı. Sinovial hipertrofik dokular eksize edildi. Femoral ve tibial kesim işlemin geçmeden önce alt ekstremitede femorotibial uyumu sağlamak için gerekli olan yumuşak doku gevşetmeleri yapıldı. Medial ve lateral kollateral ligamentleri korunmasına özen gösterildi.



Şekil 14. intraoperatif Akagi line'nın gösterilmesi



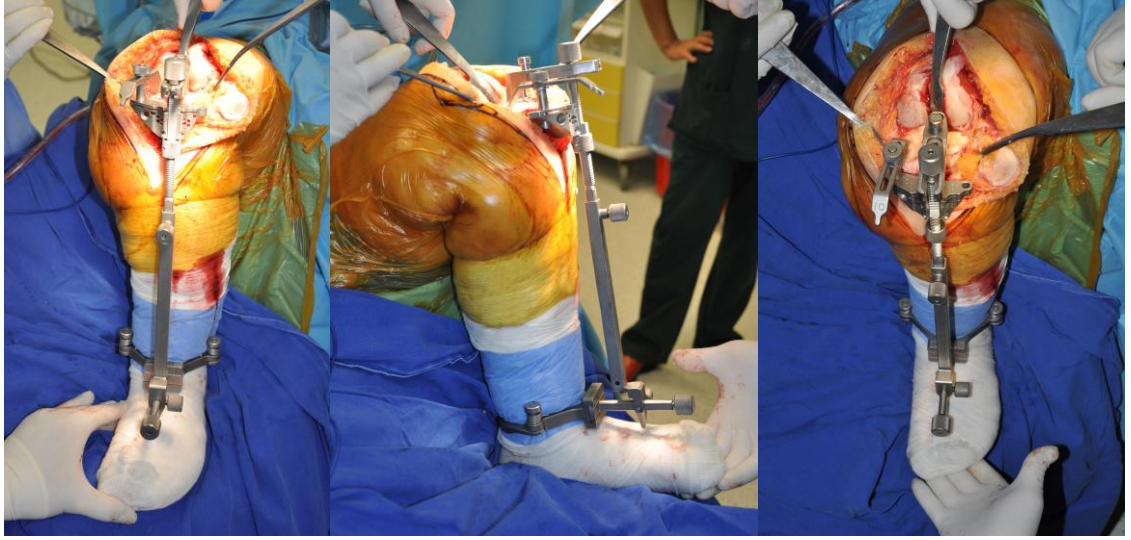
Şekil 15. Mesnisküslerin eksizyonu ve osteofitlerin temizlenmesi



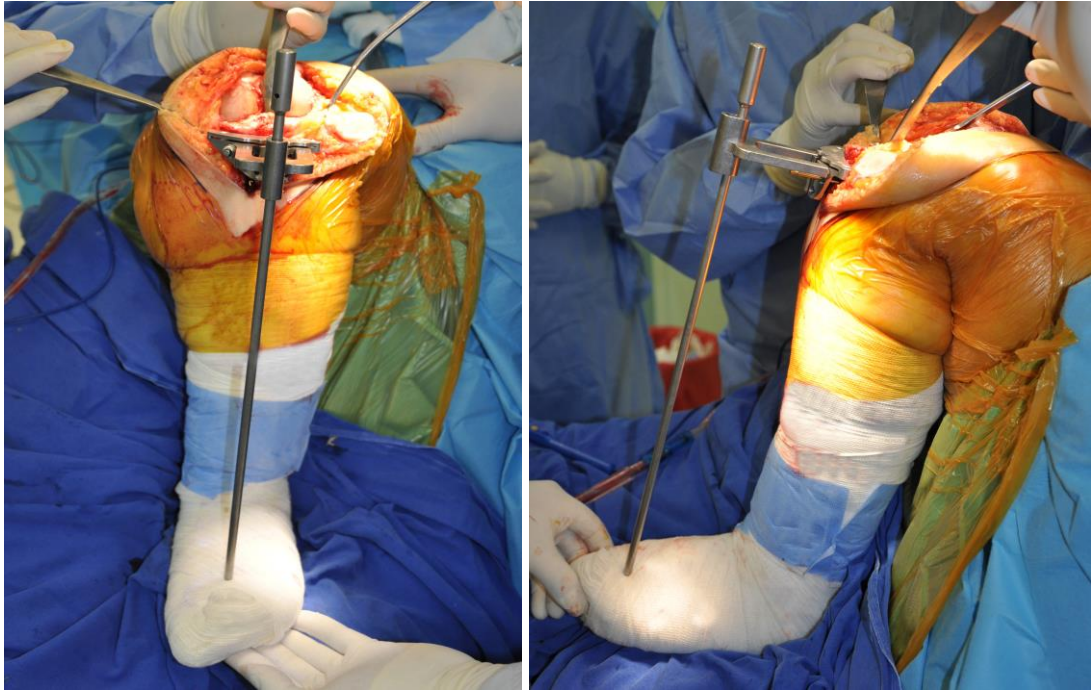
Şekil 16. tibiada osteofitlerin temizlenmesi

Çalışmamıza varus dizler dahil edilmesi nedeniyle yumuşak doku gevşetmesi varus dizlerde uygulanan; diz ekstansiyonda iken tibial bölgeden kapsüler kılıf, medial kollateral ligament ve pes anserinus diz ekleminin postero-medial köşesine kadar gevşetildi. Hala gerginliği devam eden dizlerde semimembranosus kası postero-medial köşeden sıyrılarak gevşetildi. Buna rağmen düzelme olmayan dizlerde soleusun derin fasiası kesildi. Diz fleksiyona alınarak MCL altında, LCL altında, femur kondili çevresindeki ve posterior osteofitler temizlenerek kemik kesilerine geçildi.

Yumuşak doku gevşetmeleri yapılmasını takiben kemik kesilerine geçildi ve kemik kesilerine tibiadan başlandı. Tibia kemik kesisi için ekstramedüller klavuz kullanıldı. Tibial kesim bloğuna takılan stilus ile medial platoya yerleştirilerek, Tibial kemik kesisinin tibia shaftına 90 derece dik ve Tibial posterior eğim açısı 0-5 derece arası yapılmasına özen gösterildi. Tibial kesim klavuzunun tibia shaftına paralel ayak bileği merkezini ve 2. İntermetatarsal aralığı hizalayacak şekilde ayarlandı ve tibial kesim açısının tam anteriordan posteriora yönlü olması sağlandı.



Şekil 17. tibia kesim öncesi eksternal klavuzun yerleştirilmesi

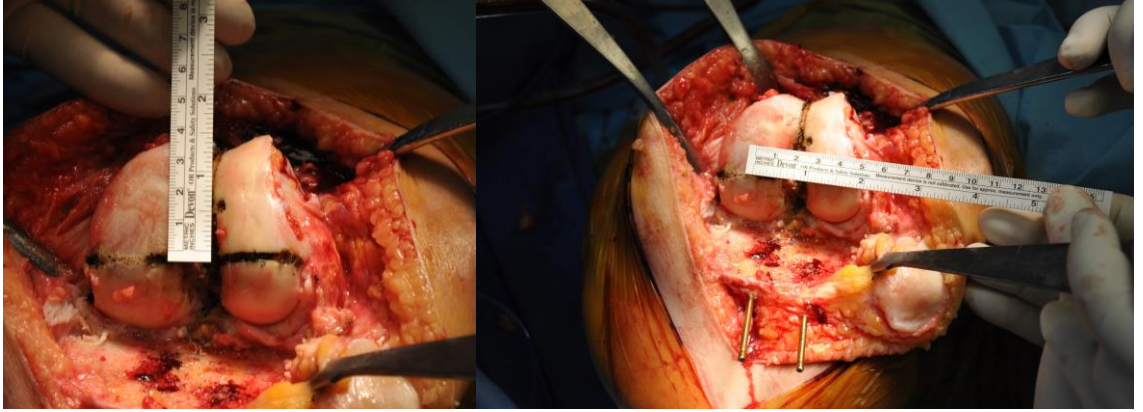


Şekil 18. Tibia kesim öncesi kesi bloğu alingmentinin değerlendirilmesi

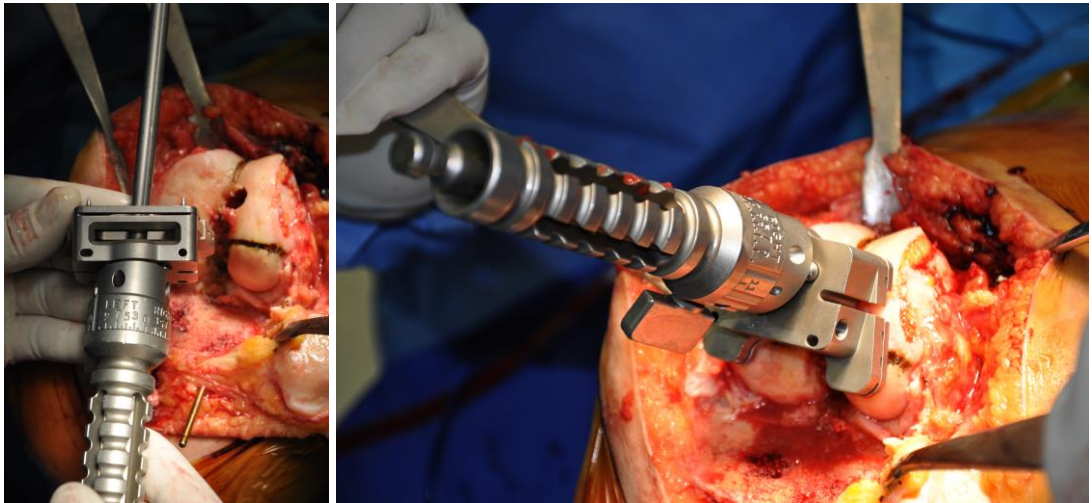


Şekil 19. tibia kemik kesisinin yapılması

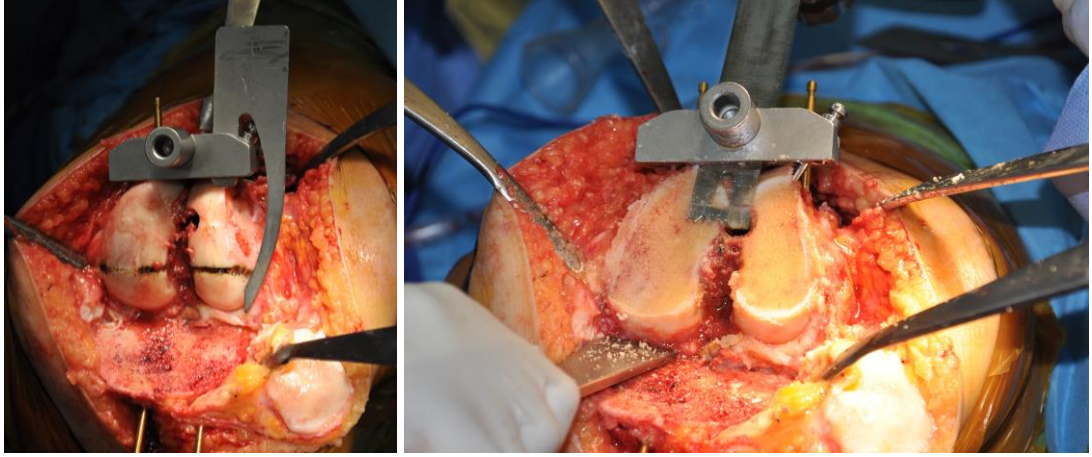
Femur distal kemik kesisi için intramedüller klavuz kullanıldı. İntra medüller klavuz için giriş yeri olarak trohlear oluğu interkondüler çentiğe birleştiren çizginin 1-3 mm medialinde ve linea interkondülaris anteriorun yaklaşık 9-12 mm süperiorunda olacak şekilde belirlendi. Klavuz çubuğunun intramedüller tam ortalanarak yönlendirilmesine ön ve yan planlardan denetlenerek özen gösterildi. Distal kesim açısı hastalara ait preop uzunluk grafileleri eşliğinde planlandı ve mekanik aksı sağlayacak şekilde açısı belirlenerek (3°,5°,7°,9°veya 11° derece) yaklaşık 8-10 mm distal femoral kemik kesisi yapıldı. Femur medullası yağ partikülleri steril nazogastrik sonda ile aspire edildi.



Şekil 20. femoral klavuz için giriş yerinin belirlenmesi



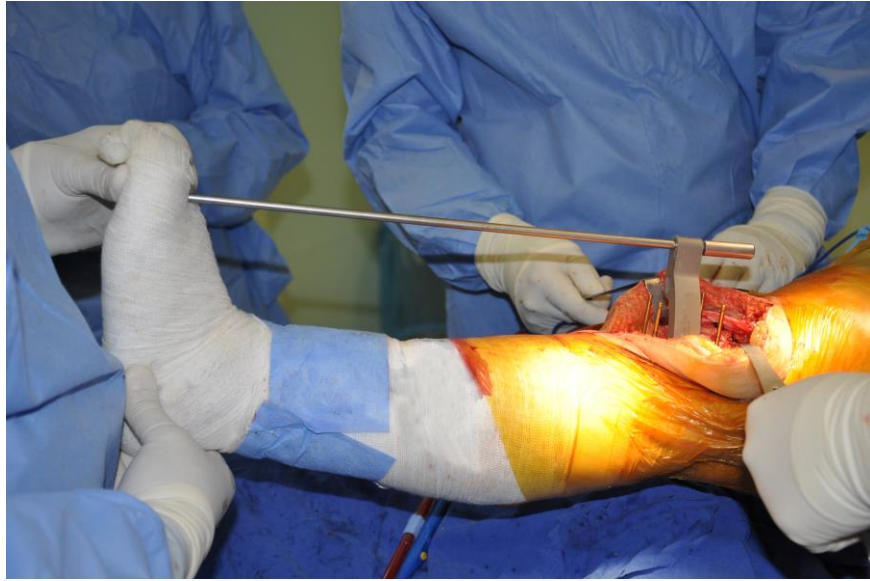
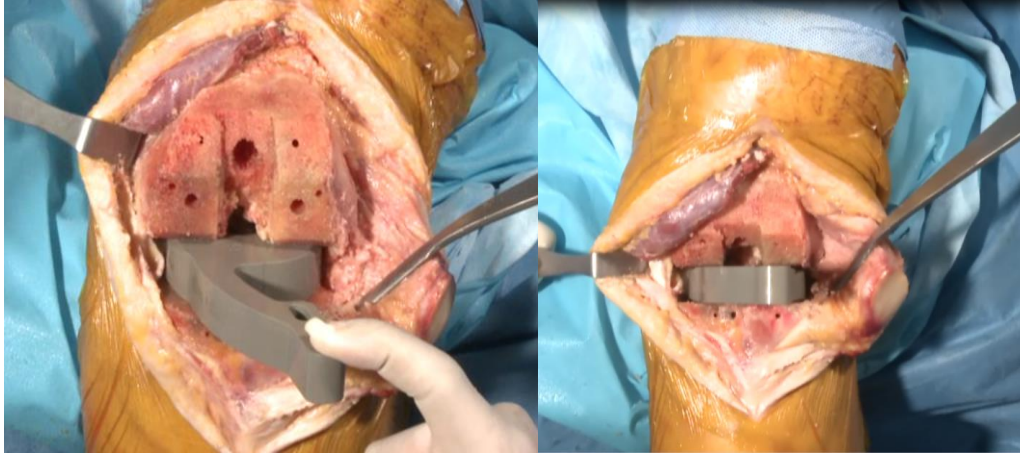
Şekil 21.Distal femoral kesim öncesi valgus kesisinin ayarlanması



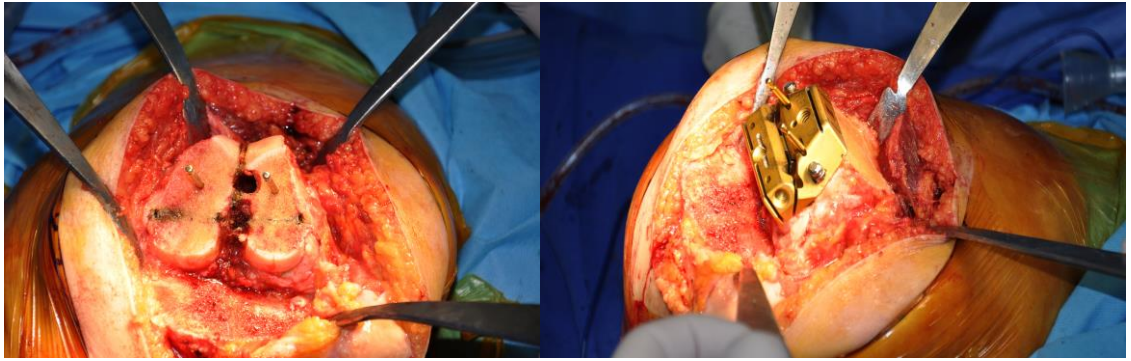
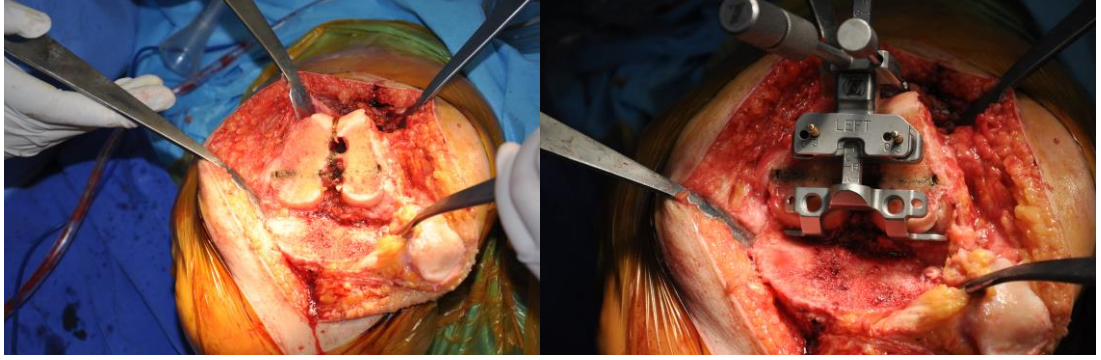
Şekil 22. Distal femoral kesinin yapılması

Proksimal tibia ve distal femur kesinin tamamlanması sonrası diz ekstansiyona alınarak aralık ölçüm adaptörü yardımı ile ekstansiyon aralığı ve tibia-femoral dizilim değerlendirildi. Tüm yumuşak doku gevşetmesi ve osteofit temizliğine rağmen ekstansiyon aralığı dar olan hastalarda kemik kesileri yeniden kontrol edilmesi sonrası yumuşak doku dengesi, tibia proksimal ya da femur distal kesileri yenilendi. Aralığı geniş olanlarda daha kalın adaptörler ile aralık değerlendirildi. Kesiler yapılması esnasında eklem çizgisinin yüksekliğinin yerinde olmasına ve fleksiyon ve ekstansiyon esnasında aralığın eşit olmasına özen gösterildi.

Kesilerin uygun olması takiben femoral kesilere devam edildi ve femoral kesim klavuzunun referans noktaları femur kondilerinin posterioruna yerleştirildi ve femoral kesim için dış rotasyon interkondiler çizgiye paralel olacak şekilde dış rotasyon verilerek (yaklaşık 3 derece) ve anterior kesim klavuzu anterolateral kortekste yerleştirilerek femur kemik kesim bloğunun yerleştirileceği yer ve kullanılacak komponentin yaklaşık boyutları belirlendi.

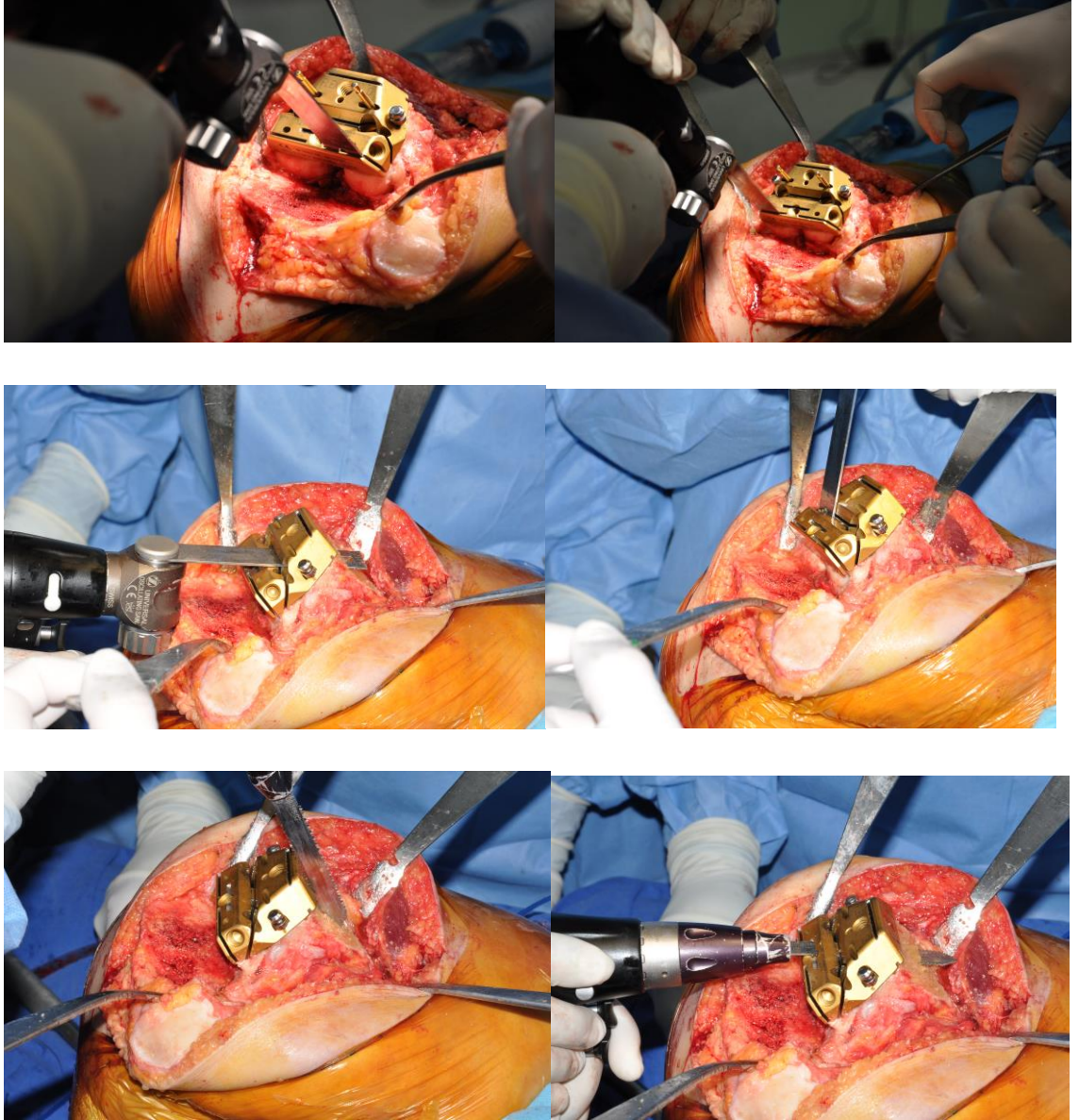


Şekil 23. Fleksiyon ve ekstansiyon aralığının değerlendirilmesi



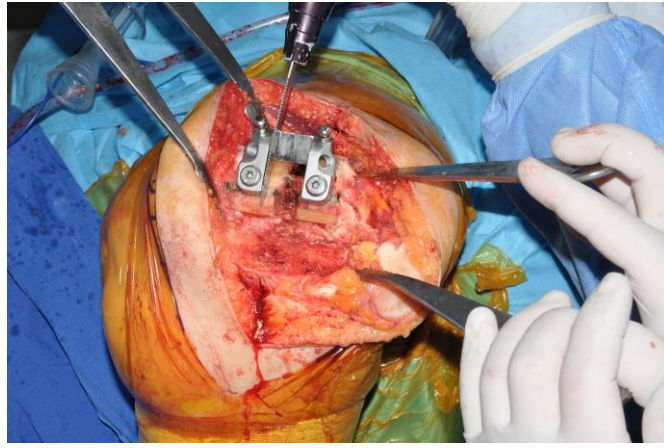
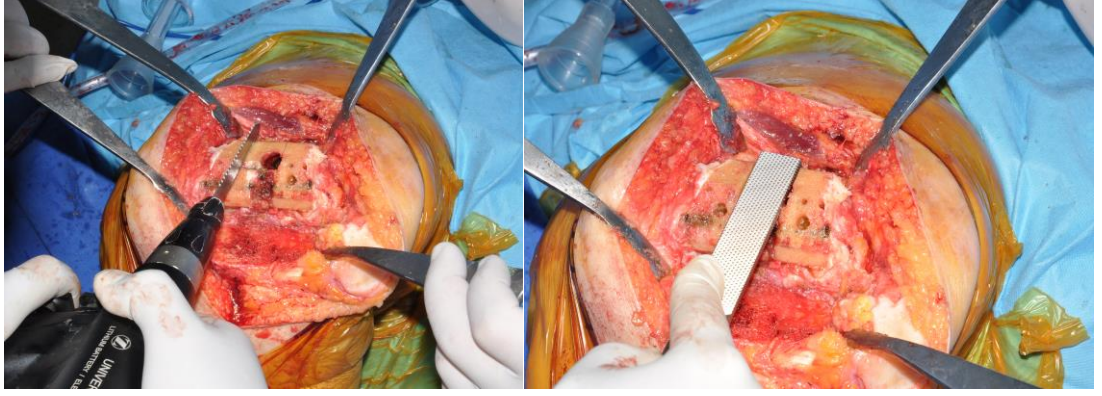
Şekil 24. Distal femoral kesim sonrası femoral komponent rotasyonunun ayarlanması

Femoral kesim bloğu femurda belirlenen yere yerleştirilmesini takiben mediolateral kaplanmasına bakıldı ve uygun boyutlu komponente karar verilerek vida ve pinler ile femura sabitlendi. Kontrol aparatı ile anterior posterior ve chamfer kesileri kontrol edilerek kesici motor yardımı ile kesiler yapıldı.



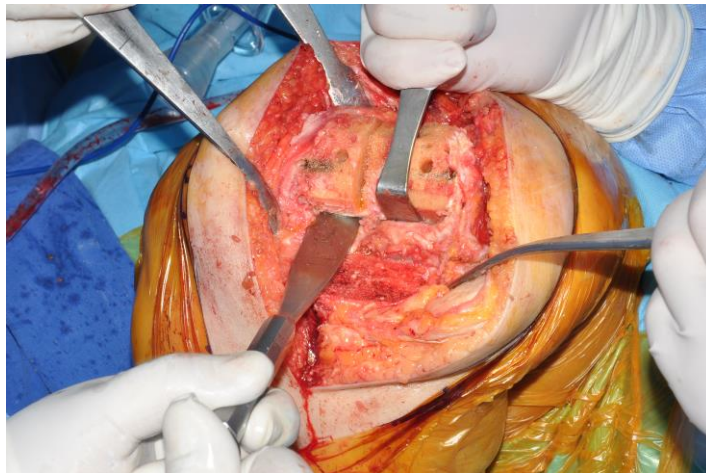
Şekil 25. Femoral anterior ve posterior kemik kesilerinin yapılması

Femural yüzey kesilerini takiben femur notch kesim bloğu yerleştirilerek notch kesisi yapıldı. Kesiden elde edilen kemik greft olarak kullanılmak üzere saklandı.



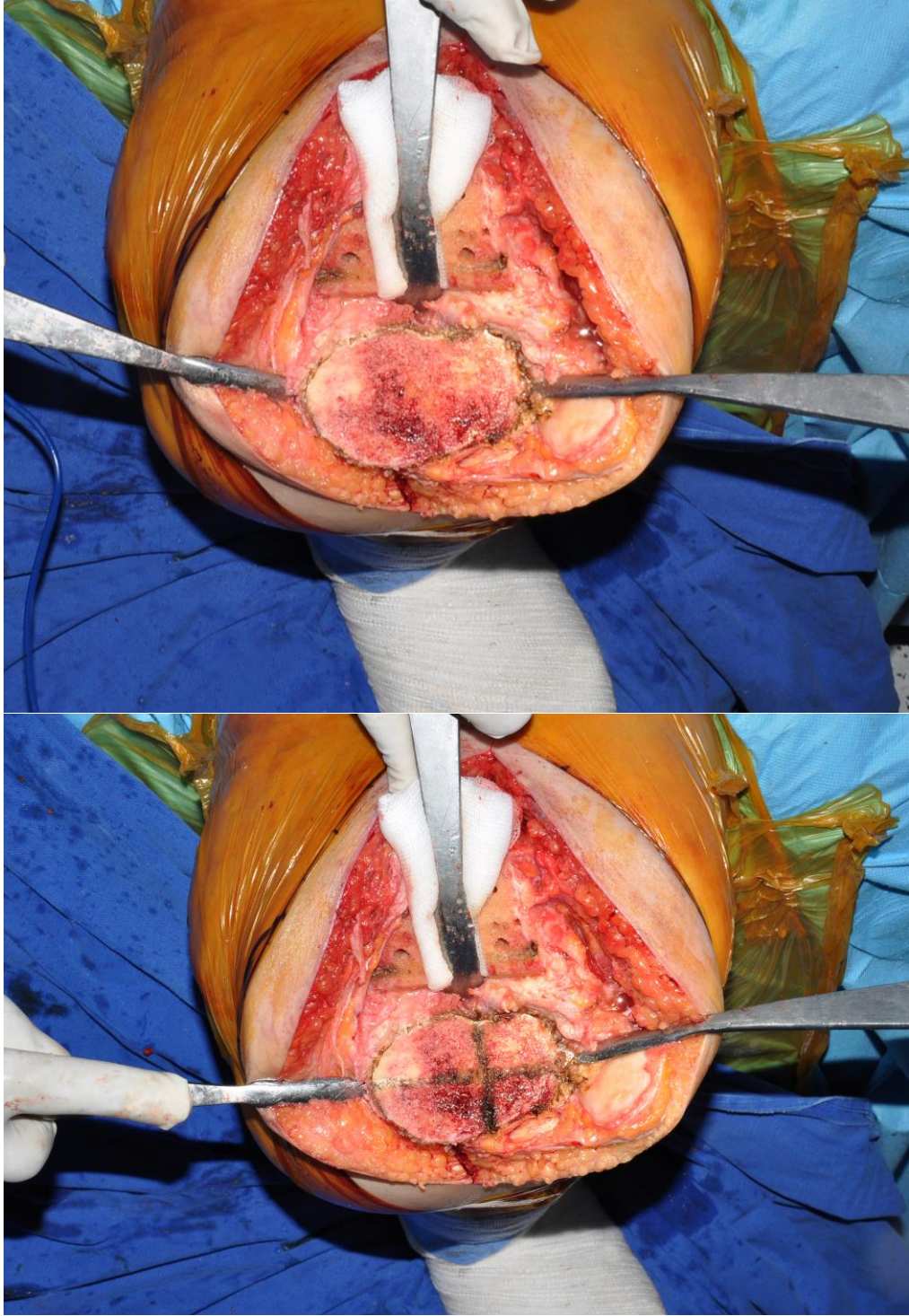
Şekil 26. Femoral notch kesisinin yapılması

Femur kesilerinin tamamlanması sonrası femura yapışan AÇB kalıntıları temizlendi ve eğri uçlu osteotom yardımı ile posterior kapsül gevşetilmesi ve kalan osteofitlerin eksize edilmesi yapıldı.

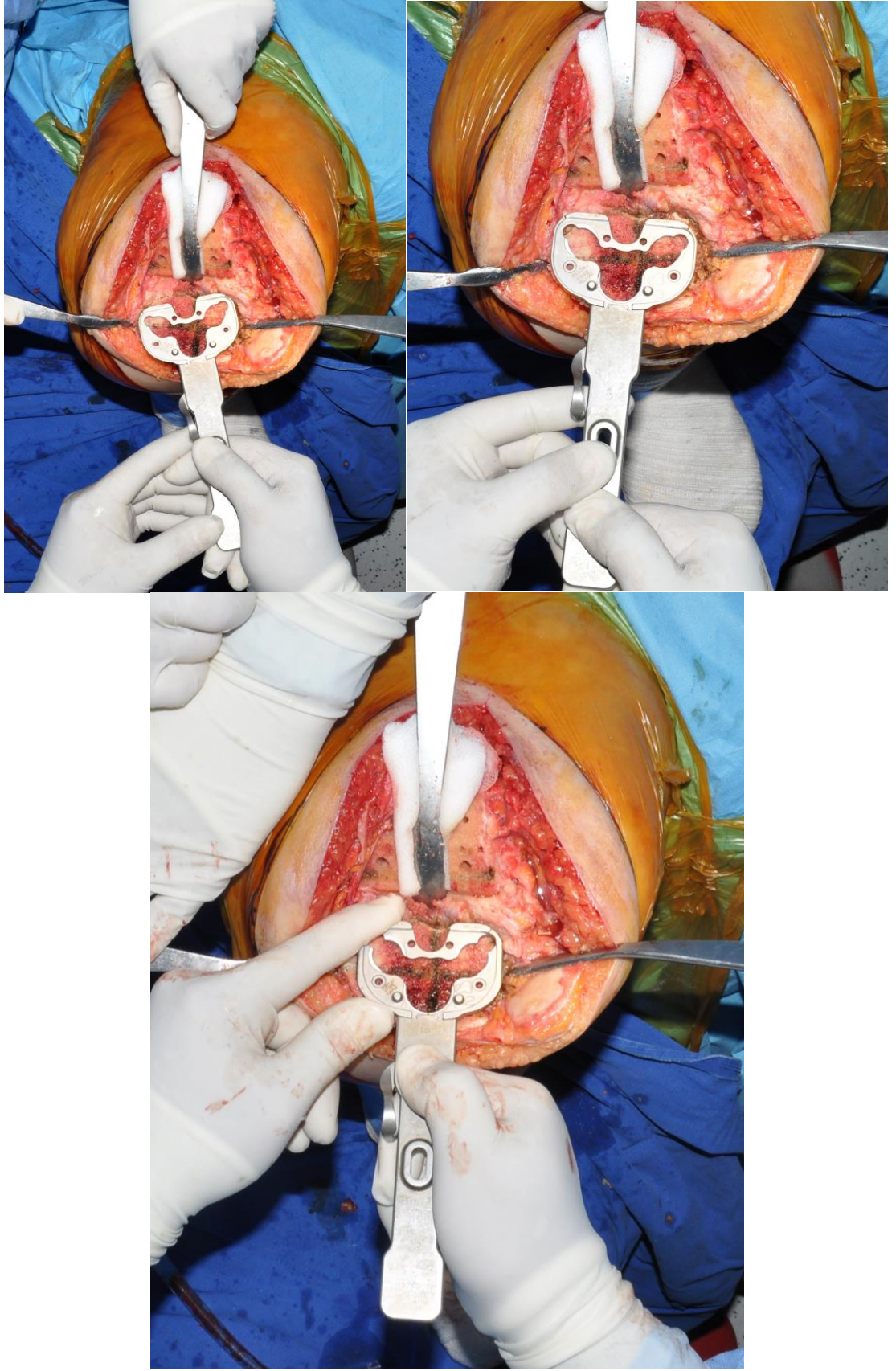


Şekil 27. Posterior kapsülün gevşetilmesi

Kemik kesileri ve yumuşak doku gevşetmesinin tamamlanması sonrası fleksiyon ve ekstansiyon aralığı gap ölçer ile tekrar değerlendirildi ve uygun olduğu tespit edilmesi ile tibial komponent yerleşimin belirlenmesine geçildi.



şekil 28. Tibia plato anatomisinin gösterilmesi ve tibia medio-lateral ve antro-posterior aksın belirlenmesi



Şekil 29. Tibial komponent dış, iç ve ideal rotasyonlarda yerleşiminin gösterilmesi.

Tibial komponentin yerinin ve boyutunun belirlenmesinde temel olarak 3 faktör göz önüne alındı;

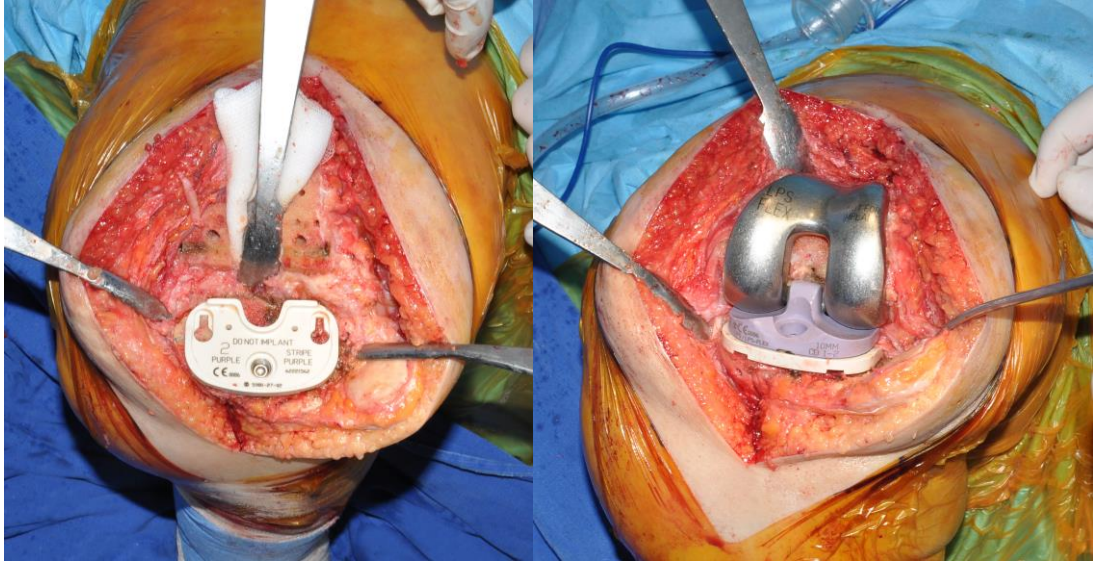
- 1- Rotasyonel yerleşimin uygun olması,
- 2- Media lateral kortikal fit olması,
- 3- Tibial yüzeyel kaplanma oranının tama yakın olması.

Tibia komponentin rotasyonel ayarlanmasında Akagi tarafından tariflenen AÇB tibia yapışma yerinden tüberositas tibia 1/3 medialine doğru çizilen çizgiye tibial komponentin ön arka aksının paralel olması sağlanmasına ilaveten komponente bağlı alingment çubuğu yardımı ile tibial kreste paralelliği, ayak bileği merkezine ve 2. İntermetatarsal aralığa hizalı olmasına özen gösterildi. Tüm ameliyatlarda tibia lateral kenarı çizilerek komponent yerleştirilmesi esnasında taşmanın önüne geçilmesi sağlandı. Kullanılan tibial komponentin simetrik olması nedeniyle dış rotasyon verildikçe kaplanma azalmakta, posterolateralden taşma ve postero medialden girinti olma oranı artması nedeniyle rotasyonel uygunluk belirlenmesi sonrası tibial yüzeylerden taşma yapmayacak ve beraberinde yeterli kaplanma oranını sağlayan implant boyutları tercih edildi. Uygun tibial komponent yerleşimi belirlenmesi sonrası tibial implantın tibiaya oturacağı alan tibial punch yardımı ile açıldı. Tibial kemik stoğunun korunması amacıyla rimmer ters dönecek şekilde çalıştırıldı.

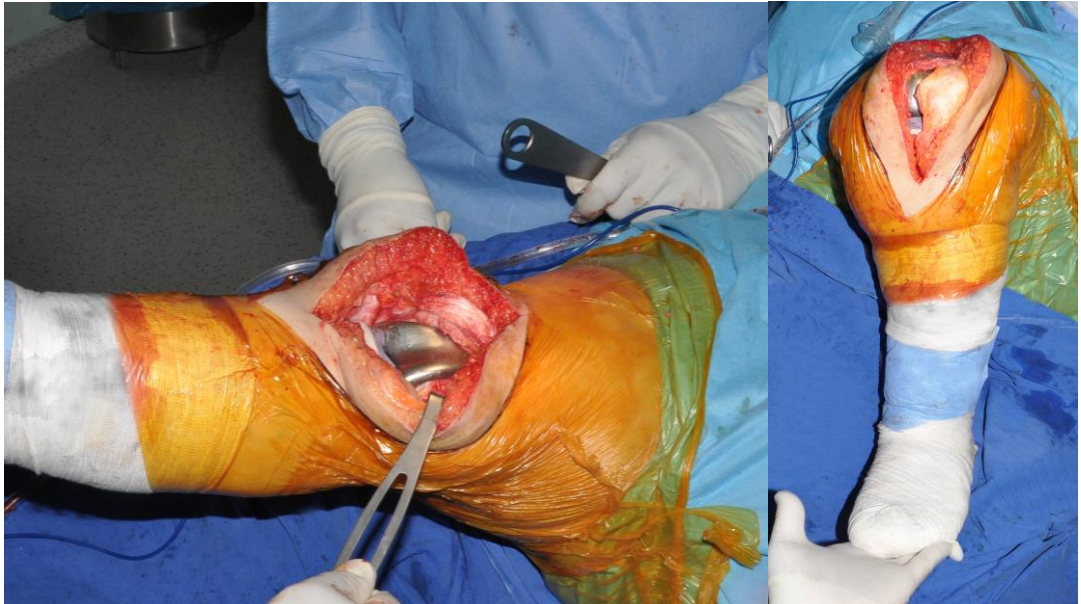


Şekil 30. Tibial komponentin medüller yerleşim yerinin belirlenmesi

Tüm kesilerin tamamlanması sonrası tibial ve femoral komponent insert ile birlikte yerleştirildi hastanın fleksiyon, ekstansiyon ve midfleksiyonda varus – valgus stres testi ile medialateral açılması değerlendirildi. Fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri esnasında Patellanın femoral olukta hareketinin uygun olup olmadığı ‘‘No-Thump’’ testi ile değerlendirildi.

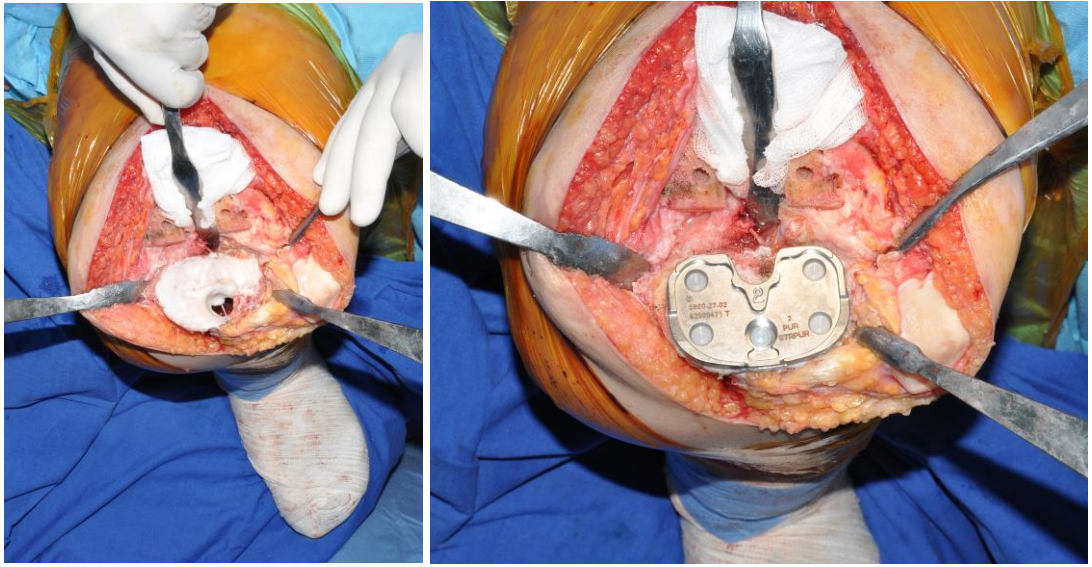


Şekil 31. Tibial ve femoral komponent denemeleri ile deneme yapılması



Şekil 32. Tibial ve femoral komponent deneme sonrası fleksiyon ve ekstansiyonun değerlendirilmesi

Denemeler sonrası uygun görülmesi üzerine deneme komponentler çıkarıldı ve diz ekstansiyon ve fleksiyonda başıncılı yıkama aleti ile yıkanarak kemik gözeneklerinin açılması sağlandı. Patellaya patelloplasti ve denervasyon uygulandı. Kemik yüzeylerinin kurulanması ve medullaların aspirasyonu sonrası notch kesisinden elde edilen kemik greft ile femoral klavuz çubuğu girişi değili kapatıldı. Kemik çimentosu kıvam almasına yakın osteotom yardımı ile kemik yüzeylerine tüm gözenekleri dolduracak şekilde sürüldü. Önce tibial komponent ardından femoral komponent ve insert yerleştirilerek semifleksiyonda kemik çimentosunun donması beklendi.



Şekil 33. Sementleme ve tibial komponentin implante edilmesi



Şekil 34. Femoral komponent ve insertin yerleştirilmesi

Kemik çimentosu donması sonrası turnike açılarak kanama kontrolü yapıldı ve hemovak dren yerleştirilerek artrotominin yapıldığı diz fleksiyon açısında kapsül, cilt altı ve cilt sütüre edilerek onarıldı.



Şekil 35. Cilt sütürasyonunun yapılması sonrası

3.4. HASTALARIN KLİNİK DEĞERLENDİRİLMESİ

Çalışmaya dosyalarında preop Diz Cemiyeti Değerlendirme Skoru (Knee society Score/ KSS), Diz Cemiyeti fonksiyonel Değerlendirme Skoru (Knee society fonctionel Score/ KSS-F) ve Western Ontario And Mc Alister University Osteoartrit Skoru bulunan hastalar dahil edildi. WOMAC skorunun ağrı subgrup skoru (WOMAC-P) kullanıldı. Çalışmaya katılmayı kabul eden ve en az post op 3. Yılında olan hastalar kontrole çağrılarak muayeneleri yapıldı ve KSS, KSS-F ve WOMAC-P Skorları tekrar doldurularak hesaplandı.

Hastalara muayeneleri esnasında ağrı durumu, fleksiyon ve ekstansiyon eklem hareket açıklığı, mediolateral ve anteroposterior stabiliteleri, fleksiyon veya ekstansiyon kontraktürü olup olmadığı, yürüme mesafeleri, destek kullanıp

kullanmadıkları ve merdiven inip çıkmadaki durumları değerlendirme skorları eşliğinde sorgulandı.

Ağrısı olan hastalarda ağrı lokalizasyonu sorgulandı ve eklem çizgisi ve tibial komponent çevresinde anterior, medial, lateral, anteromedial, antero lateral, posteromedial ve posterolateral; femurda medial ve lateral epikondil hizasında ağrı durumları kayıt edildi.

KSS skorunun değerlendirilmesinde skoru arttıran ve azaltan puanlar toplanır ve 0-100 arası bir puan elde edilir. Eğer toplam puan eksi bir değer ise 0 kabul edilir. 100 en iyi skor, 0 en kötü skor olarak değerlendirilir.

KSS-F skoru değerlendirilmesinde puanlar toplanır ve 0-100 arası puan elde edilir.

KSS ve KSS-F skorunun değerlendirilmesi aşağıda tablodaki gibi yapılmıştır.

Tablo 5. KSS skorunun değerlendirilmesi

Toplam skor	Değerlendirme
100-85	Mükemmel
84-70	İyi
69-60	Orta
60 ve altı	Kötü

DİZ CEMİYETİ(KNEE SOCIETY) ARTROPLASTİ DEĞERLENDİRME FORMU(KLİNİK)

HASTANIN ADI SOYADI:

TARİH:

DİZ:

PROTEZ TİPİ:

CERRAHİN ADI SOYADI:

DİZ PUANI		FONKSİYON PUANI	
AĞRI		YÜRÜME	
Yok	50	Serbest	50
Hafif veya seyrek	45	1000 mt <	40
Sadece merdivende	40	500 mt-1000 mt	30
Yürürken ve merdivende	30	500 mt >	20
Orta derecede-Seyrek	20	Ev içinde	10
Orta derecede-Devamlı	10	Yürüyemiyor	0
Şiddetli	0	MERDİVEN	
FLEKSİYON ARALIĞI (Her 5° için 1 puan)		Normal çıkış ve iniş	
0 - 5 - 10 - 15 - 20 - 25		Normal çıkış,tutunarak iniş	50
30 - 35 - 40 - 45 - 50		Tırabzana tutunarak çıkış ve iniş	40
55 - 60 - 65 - 70 - 75		Tırabzana tutunarak çıkış ,inememe	30
80 - 85 - 90 - 95 - 100		Merdiven kullanamıyor	15
105 - 110 - 115 - 120 - 125			0
STABİLİTE		YÜRÜME ARAÇLARI	
Anteroposterior		Kullanamıyor	0
5mm>	10	Tek Baston	-5
5-10mm	5	İki Baston	-10
10mm<	0	Koltuk değneği veya yürüteç	-15
Mediolateral			
5°>	15		
6°-9°	10		
10°-14°	5		
15°<	0		
DİZİLİM(Varus-Valgus)			
0°	-15	11°	-3
1°	-12	12°	-6
2°	-9	13°	-9
3°	-6	14°	-12
4°	-3	15°	-15
5°-10°	0	15°<	-20
FLEKSİYON KONTRAKTÜRÜ			
5°-10°	-2		
11°-15°	-5		
16°-20°	-10		
20°<	-15		
EKSTANSİYON KAYBI			
10°>	-5		
10°-20°	-10		
20°<	-15		
TOPLAM		TOPLAM	

Şekil 36. KSS ve KSS-F skoru değerlendirme formu

WOMAC Skoru değerlendirilmesinde her soru için 5 cevap olup 0 dan 4 e kadar puan verilmektedir. 0 en iyi 4 en kötüyü temsil etmekte olup 5 soru için en iyi skor 0 en kötü skor 20 olarak hesaplanır. WOMAC skorunun tamamı kullanılacağı gibi ayrı ayrı subgruplarıda kullanılabilir. Çalışmamızda ağrının Değerlendirilmesinde WOMAC-P kullanılmıştır. WOMAC skoru 24 sorudan oluşmakta olup ağrı için 5, sertlik için 2 ve fonksiyonel değerlendirme için 17 olmak üzere toplam 24 soru bulunmaktadır. Toplam en iyi skor 0, en kötü skor 96 olarak ölçülebilir. Her sub grup kendi arasında hesaplanabilir.

Tablo 6. WOMAC skorunun değerlendirilmesi

Minimum Total Skor	0
Maksimum Total Skor	96
Minimum Ağrı Subskor	0
Maksimum Ağrı Subskor	20
Minimum Sertlik Subskor	0
Maksimum Sertlik Subskor	8

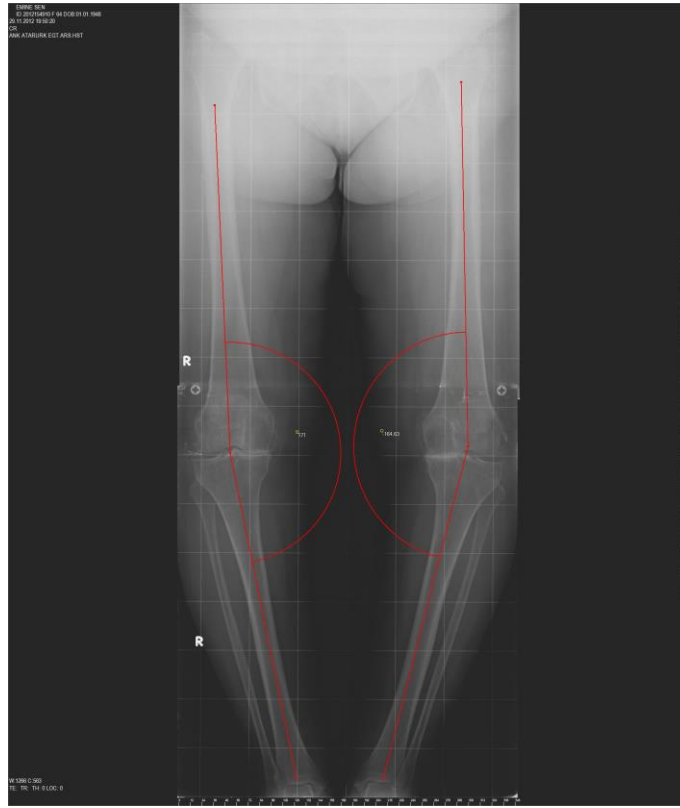
3.5. RADYOLOJİK DEĞERLENDİRME

Çalışmamızdaki total diz protezi yapılmış olan katılımcılara diz tam ekstansiyonda alınarak topuk altına yükseklik konuldu. Femoral ve tibial komponentlere dik olacak şekilde Metal artefakt giderici yazılım ile 0,6 mm kesit kalınlığında tomografi çekimleri yapıldı (256 slices multidedector scanner; Siemens ®, Erlangen, Germany). Hastalara ait her tomografi çekimi Leonardo Dr/Dsa Va30a yazılımı (Siemens ®, Erlangen, Germany) ile kas-iskelet sistemi radyolojisi alanında uzmanlaşmış radyolog tarafından koronal, saggital ve aksiyel planlarda rekonstrüksiyon yapılarak elde edilen tomografi görüntüleri ve pre-op,post-op alt ekstremitte uzunluk grafiği üzerinde çalışıldı. Bu kesitlerden anatomik olarak belirlenmiş landmark noktalarını kullanılarak ölçümler yapıldı.

3.5.1. Alt ekstremite grafileri üzerinde yapılan ölçümler

3.5.1.1. Preop Ve Post Operatif Tibia-Femoral Açığı

Çalışmaya dahil edilen hastalara pre-op ve post op tibiafemoral açığı femur anatomik aksı ve tibia anatomik aksı arasındaki açı ölçülerek elde edildi. Literatürde belirtildiği üzere uygun tibianın mekanik aksı ile anatomik aynı, femurun anatomik aksı mekanik aksından 5-7 derece valgusta olması gerektiği bildirilmiştir. Tibia femoral açığının normal değeri $180 + 5-7$ derece olarak bildirilmiştir.



Şekil 38. Tibia-femoral açığının ölçülmesi

3.5.1.2. Pre-op Eklem Çizgisi Yüksekliği

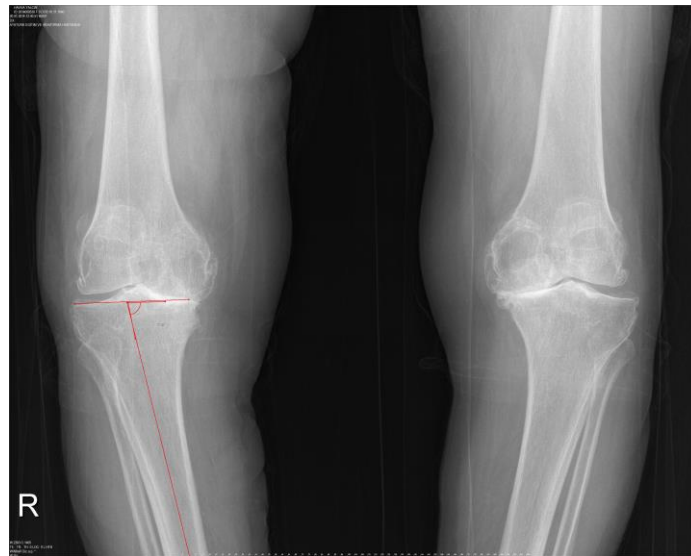
Pre-op eklem çizgisi yüksekliği Figgie ve ark. Tariflediği şekilde yapılmış olup tüberositas tibia her hasta için preop ve post op değişmeyen landmark olarak kabul edilerek femur distal eklem yüzüne olan mesafesi mm olarak ölçümü yapıldı.



Şekil 39. Eklem çizgisi yüksekliğinin ölçülmesi

3.5.1.3. Pre-op koronal proksimal medial tibia açısı

Koronal proksimal medial tibial açının ölçümü Amerikan Diz Cemiyeti Radyolojik Değerlendirme kriterlerine uygun olarak yapılmış olup tibia anatomik aksı ile tibia platosu arasındaki açı derece olarak ölçülmüştür. Literatürde bu açının normal değeri artrozu olmayan dizlerde yaklaşık 87 derece olduğu bildirilmiştir.



Şekil 40. Koronal proksimal medial tibia açısının ölçülmesi

3.5.1.4. Pre-op koronal distal medial femoral açı

Koronal distal medial femoral açının ölçümü Amerikan Diz Cemiyeti Radyolojik Değerlendirme kriterlerine uygun olarak yapılmış olup femur anatomik aksı ile femur distali arasındaki açı derece olarak ölçülmüştür.



Şekil 41. Preop koronal distal medial femoral açının ölçülmesi

3.5.1.5. Pre-op sagittal posterior tibial eğim (tibial slop)

Tibia posterior eğim açısı tam yan x ray grafiplerde tibia mekanik aksı ile tibia plato eğimi arasında açının ölçümü ile elde edilen açının 90^0 den çıkarılması ile elde edilmiştir.



Şekil 42. Pre-op sagittal posterior tibial eğim (tibial slop) ölçülmesi

3.5.1.6. Preop posterior femoral kondüler ofset

Posterior femoral kondüler ofset ölçümü Bellemans ve ark. tarafından tariflendiği şekilde femur posterior korteksinden geçen çizgi ile femur kondillerinin posterior en çıkıntılı yeri arasındaki mesafenin ölçülerek mm olarak hesaplanmıştır.



Şekil 43. Preop posterior femoral kondüler ofsetin ölçülmesi

3.5.2 Bilgisayarlı tomografide koronal planda yapılan ölçümler;

3.5.2.1. Post-op proksimal medial tibia açısı

Post-op Koronal proksimal medial tibial açının ölçümü Amerikan Diz Cemiyeti Radyolojik Değerlendirme kriterlerine uygun olarak yapılmış olup tibia anatomik aksı ile tibia platosu arasındaki açı derece olarak ölçülmüştür. Literatürde bu açının normal değeri artrozu olmayan dizlerde idealinin yaklaşık 90 derece olduğu bildirilmiştir.



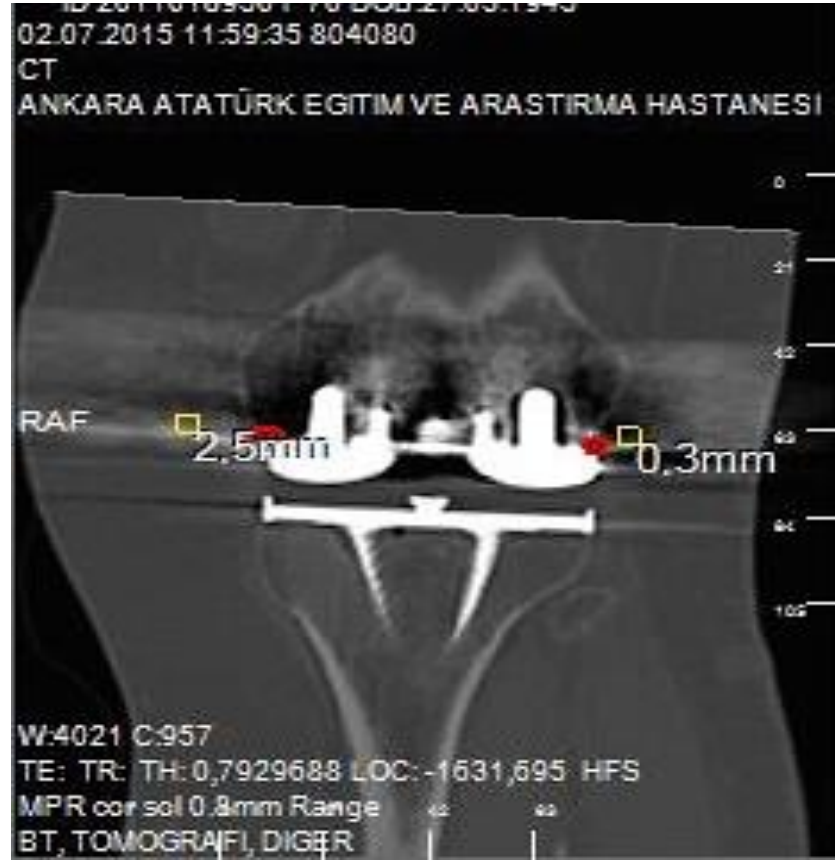
Şekil 44. Post-op proksimal medial tibia açının ölçülmesi

3.5.2.2. Post-op distal medial femoral açı

Koronal distal medial femoral açının ölçümü Amerikan Diz Cemiyeti Radyolojik Değerlendirme kriterlerine uygun olarak yapılmış olup femur anatomik aksı ile femur distali arasındaki açı derece olarak ölçülmüştür.

3.5.2.3. Femoral komponentin medial ve lateral taşma miktarı

Femoral komponentin post operatif medial ve lateralden taşma miktarları BT koronal kesitlerinden mm değerinde ölçülerek hesaplanmıştır.



Şekil 45.Femoral komponentin medial ve lateral taşma miktarı ölçülmesi

3.5.3 Bilgisayarlı tomografide sagittal planda yapılan ölçümler;

3.5.3.1. Post-Op Femoral Komponentin Sagittal Eğimi

Femoral komponentin sagittal eğim açısının ölçümü Amerikan Diz Cemiyeti Radyolojik Değerlendirme kriterlerine uygun olarak yapılmış olup BT sagittal kesitlerinde femur anatomik aksı ile femoral komponentin aksı arasındaki açı derece olarak ölçülmüştür.

3.5.2.2.Post-op posterior tibial eğim (tibial slop)

Tibia posterior eğim açısı tam yan direk grafilerde tibia mekanik aksı ile tibia plato eğimi arasında açının ölçümü ile elde edilen açının 90^0 den çıkarılması ile elde edilmiştir.



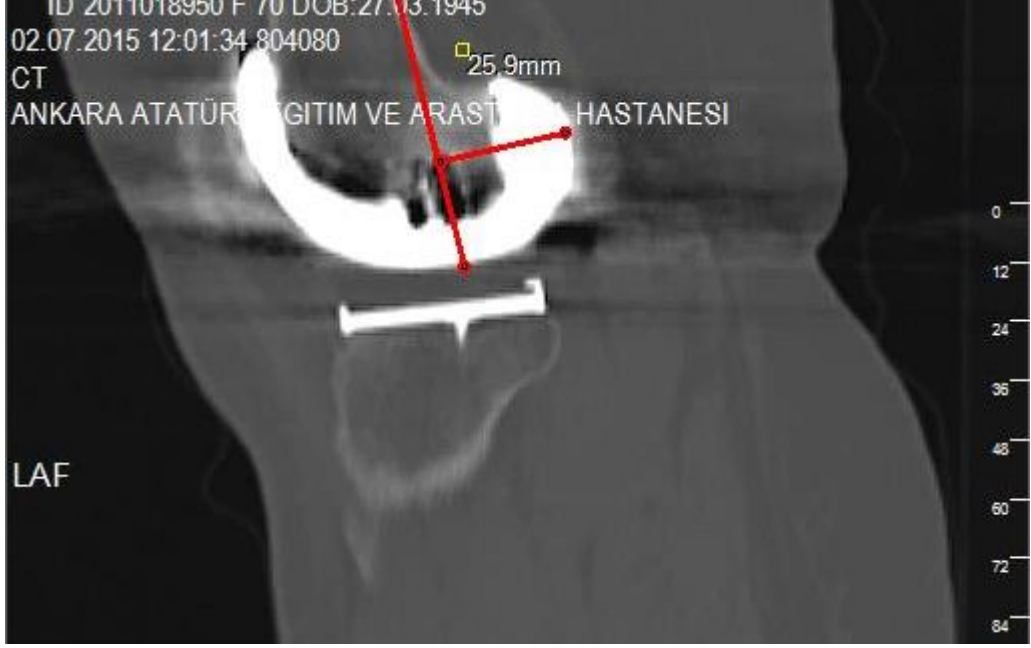
Şekil 46. Post-op posterior tibial eğim (tibial slop) ölçülmesi

3.5.2.3.Post-op eklem çizgisi yüksekliği

Preop eklem çizgisi yüksekliği BT sagittal kesitlerinde Figgie ve ark. tariflediği şekilde yapılmış olup tüberositas tibia femur distal eklem yüzüne olan mesafesi mm olarak ölçümü yapıldı.

3.5.2.4. Posterior femoral kondüler ofset

Posterior femoral kondüler ofset ölçümü Bellemans ve ark. Tarafından tariflendiği şekilde femur posterior korteksinden geçen çizgi ile femur kondillerinin posterior en çıkıntılı yeri arasındaki mesafenin ölçülerek mm olarak hesaplanmıştır.

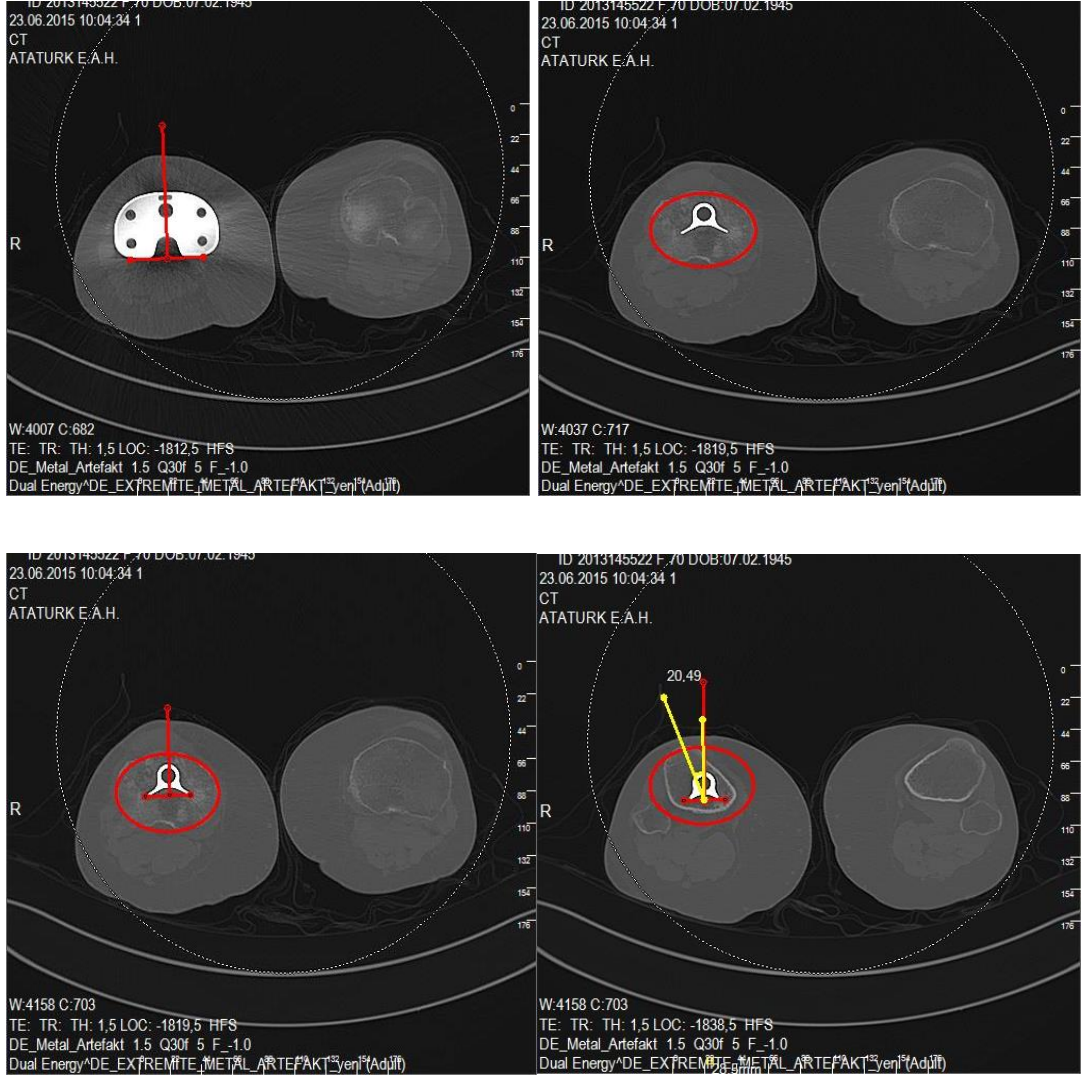


Şekil 47. Postop Posterior femoral kondüler ofsetin ölçülmesi

3.5.4 Bilgisayarlı tomografide aksiyal planda yapılan ölçümler;

3.5.4.1. Tibial komponentin rotasyonel dizilimi

Tibial komponent ölçümü için ise yine Berger'in tanımladığı yöntem uygun olarak öncelikle tibial komponentin posterioruna teğet bir çizgi çekilir, daha sonra bu çizgiye dik bir çizgi çekilir. Daha sonra komponentin hemen altında tibial kemik yüzeyin geometrik ortası bulunarak ve bu merkez distale indirilerek tüberositas tibianın en çıkıntılı yerine buradan bir çizgi çekilir, iki çizginin arasındaki açı bulunur ve bu değer her iki cinstede 18 dereceden çıkarılarak standardize edilmiş olur. Bu değer tibial komponentin rotasyon derecesidir.



Şekil 48. Tibial komponentin rotasyonel diziliminin ölçülmesi

3.5.4.2. Tibial komponentin tibia yüzeyini örtme oranı

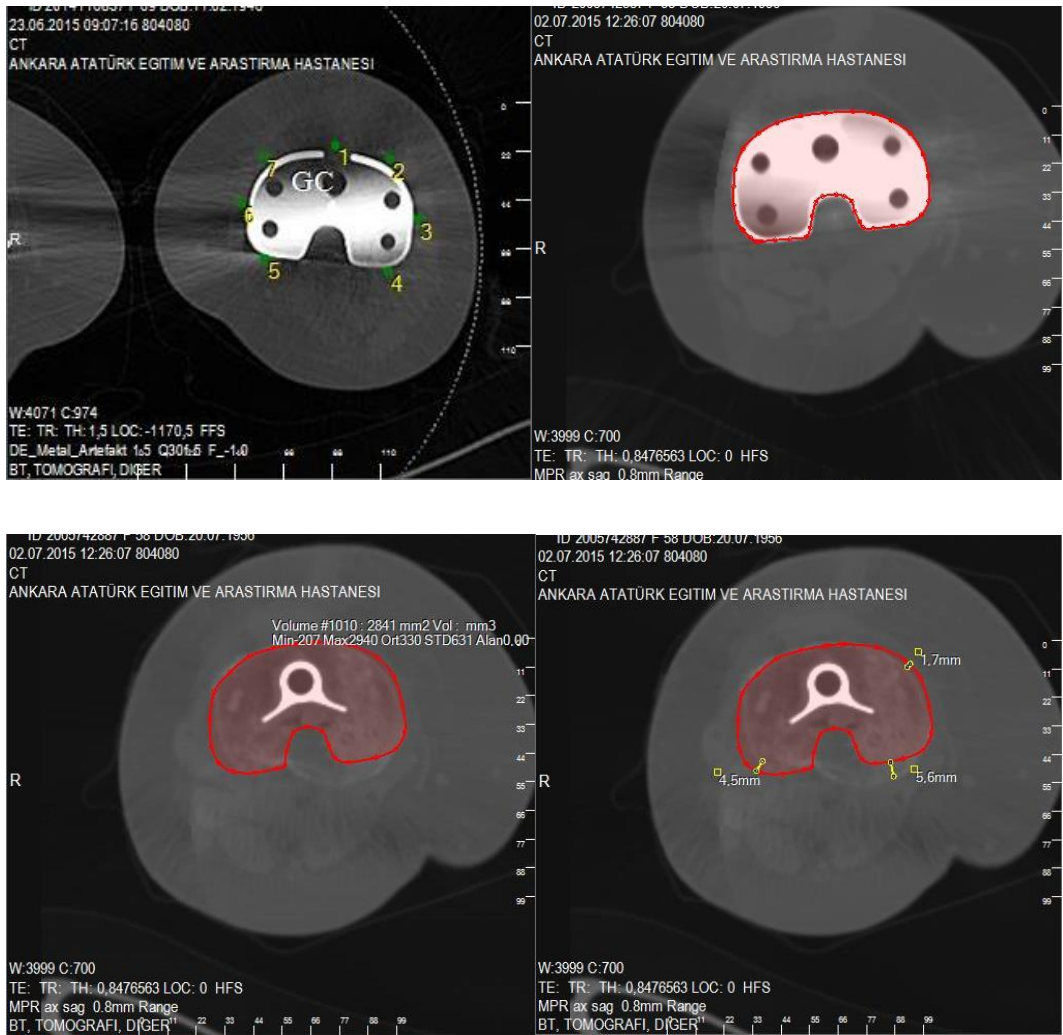
BT aksiyel planda tibial komponentin hemen distalinde kemik yüzeyin kortikal sınırları çizilerek mm^2 olarak tibial kemik yüzey alanı belirlenir. Tibial komponentin ölçülen alanı kemik yüzey alanından çıkarılarak bulunan değer in kemik yüzey alanına oranı ile % cinsinden kaplanma oranı bulunur.



Şekil 49. Tibial komponentin tibia yüzeyini örtme oranının ölçülmesi

3.5.4.3. Tibial komponentin tibia yüzeyinden taşma veya girinti olma durumunun ölçümü

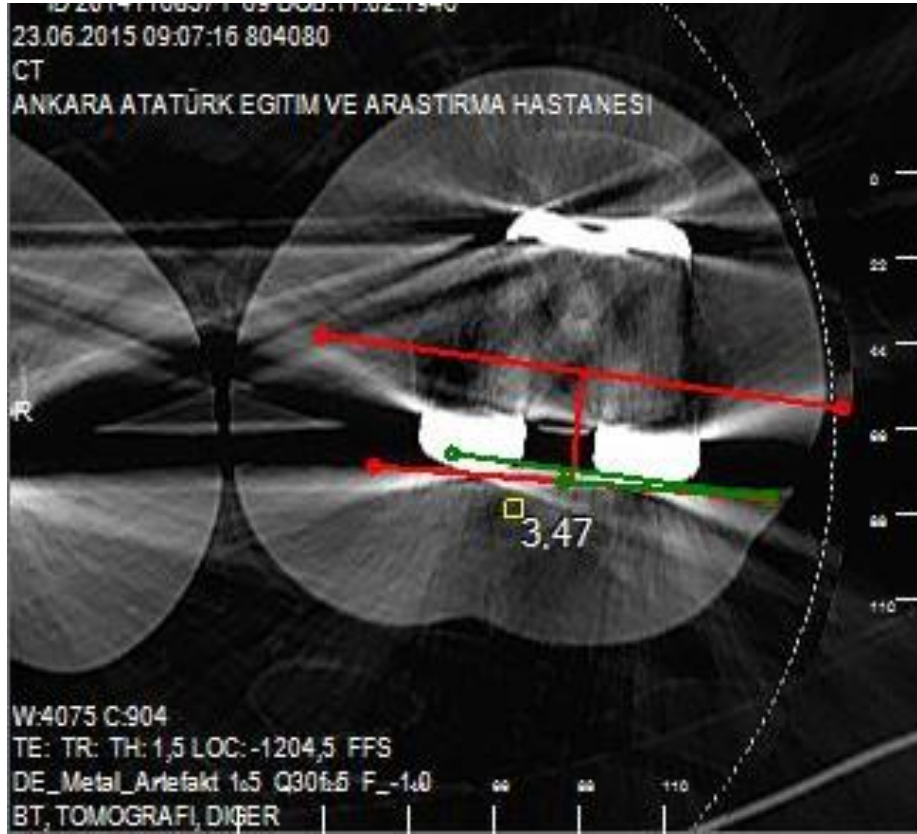
Tibial komponentin aksiyel BT kesitlerinde sınırları çizilerek bu çizim distale doğru ilerletilerek tibial komponentin kemiğe birleştiği kesitte kemik sınırına göre taşma veya girinti olma miktarı mm cinsinden ölçüldü. Ölçüm noktaları tibial komponentin anterioru, antero lateral ve antero mediali, lateral, medial, posteromedial ve posterolateral olmak üzere 7 noktadan yapıldı. Posterior da tibial komponent dizaynında çentik olması nedeniyle ölçüm yapılmadı.



Şekil 50. Tibial komponentin tibia yüzeyinden taşma veya girinti olma durumunun ölçümü

3.5.4.4.Femoral komponentin rotasyonel dizilimi

Femoral komponent rotasyonel ölçümü için Berger'in tanımladığı cerrahi epikondiler aks ile komponentin posteriorundan geçen çizginin arasındaki açı ölçülerek bulunur. Elde ettiğimiz değerden erkek hastada 3.5 derece bayan hastada 0.3 derece çıkarılır ve elde edilen bu değer standardize edilmiş olur. Bu değer femoral komponentin rotasyon derecesidir.



Şekil 51.Femoral komponentin rotasyonel diziliminin ölçülmesi

3.6. İSTATİSTİKSEL YÖNTEM

Araştırmada yer alan değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilks testi ile değerlendirildi. Normal dağılım gösteren değişkenler için ortalama \pm standart sapma, normal dağılım göstermediği belirlenen değişkenler için ise ortanca (minimum-maksimum) tanımlayıcı istatistikleri kullanıldı. Ek bilgi olarak ortalama \pm standart sapma değerleri belirtildi. Cinsiyet, taşma durumu, ağrı durumu gibi kategorik değişkenlerin gösteriminde sayı ve yüzde verildi.

Yaş, BMI ve postop ay değerlerinin cinsiyete göre farklılığının incelenmesinde bağımsız iki örnek t testinden (Independent sample t test) yararlanıldı.

KSS, KSS-F, Womac, Rom gibi belirtilen değişken değerlerinin operasyon öncesi ve sonrası değerlerinin karşılaştırılması amacıyla Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek testi (Wilcoxon Signed Rank Test) kullanıldı.

Kategorik değişkenlerin gruplarında dağılımların farklılık gösterip göstermediğinin incelenmesinde Pearson ki kare testi sonucu verildi. Denek sayısının yetersiz olduğu durumlarda sayı ve yüzde ile ifade edildi.

KSS, KSS-F, Womac gibi belirtilen değişken değerlerinin taşma durumu, ağrı durumu, ofset grupları, rotasyon gruplarında farklılığının incelenmesi amacıyla Mann-Whitney U testi ve Kruskal-Wallis non-parametrik varyans analizlerinden uygun olan yöntem kullanıldı. Kruskal-Wallis analizi sonucunda anlamlı fark tespit edilen değişken değerleri için gruplarda ikili karşılaştırmalarında Bonferroni düzeltmesi yapılarak analiz sonuçları verildi.

Postop Rom ile ofset değişim ve sagittal tibial açı arasında doğrusal ilişkinin incelenmesinde Spearman rho korelasyon katsayısı kullanıldı.

İstatistiksel analizler ve hesaplamalar için IBM SPSS Statistics 21.0 (IBM Corp. Released 2012. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 21.0. Armonk, NY: IBM Corp.) ve MS-Excel 2007 programları kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak kabul edildi.

4.BULGULAR

Çalışmada yer alan bireylerin % 17.1' i (n= 25) erkek, %82.9' u (n=121) kadın' dır. Bireylerin yaş ortalaması 69.8 ± 7.2 yıl olarak elde edilmiştir. Bireylere ait vücut kitle indeksi (VKI) 27.8 ± 3.4 olarak ölçülmüştür. Bireylere ait ortalama post-op ay 45.2 ± 9.5 olarak elde edilmiştir (Tablo 7).

Tablo 7. Bireylerin yaş, VKI ve postop ay değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler

Değişkenler	min; mak	Ort±SS
Yaş	60.0; 77.0	69.8 ± 7.2
VKI	23.0; 34.0	27.8 ± 3.4
Postop ay	36.0; 63.0	45.2 ± 9.5

Bireylerin yaşları cinsiyetlerde farklılık gösterirken ($t=2.532$; $p=0.017$), VKI ve post-op ay değerleri cinsiyette benzerdir (sırasıyla, $t=1.790$; $p=0.075$ ve $t=1.445$; $p=0.151$). Erkeklerin yaş ortalaması 69.8 ± 7.2 yıl, kadınların yaş ortalaması 66.0 ± 4.9 yıldır. (Tablo 2)

Tablo 8. Belirtilen değişkenlerin cinsiyete göre karşılaştırılması

Değişkenler	Cinsiyet				Test istatistiği	
	Erkek		Kadın		t	p
	min; mak	Ort±SS	min; mak	Ort±SS		
Yaş	60.0; 77.0	69.8 ± 7.2	58.0; 80.0	66.0 ± 4.9	2.532	0.017
VKI	23.0; 34.0	27.8 ± 3.4	23.0; 36.7	29.1 ± 3.2	1.790	0.075
Post-op ay	36.0; 63.0	45.2 ± 9.5	36.0; 62.0	47.8 ± 8.0	1.445	0.151

Erkek ve kadın bireylerin preop Kellgren – Lawrence gonartroz evrelemesine göre 7 (%4.8) hasta evre 2, 43 (%29.4) hasta evre 3 ve 96 (65.8) hasta evre 4

gonartroz tanısı ile opere edilmiştir. Hastaların %56.8 i sağ dizinden, %43.2 si sol dizinden opere edildiği tespit edildi (Tablo 9).

Tablo 9. Evre ve taraf değişkenlerinin cinsiyette dağılımı

Değişkenler	Cinsiyet		Toplam n (%)	Test istatistiği	
	Erkek n (%)	Kadın n (%)		χ^2	p
Evre					
0	-	-			
1	-	-			
2	0 (0.0)	7 (5.8)	7 (4.8)	2.232	0.328
3	6 (24.0)	37 (30.6)	43 (29.4)		
4	19 (76.0)	77 (63.6)	96 (65.8)		
Taraf					
Sağ	15 (60.0)	68 (56.2)	83 (56.8)	0.122	0.727
Sol	10 (40.0)	53 (43.8)	63 (43.2)		

Ameliyat öncesi ve sonrası KSS, KSS-F, WOMAC-P ve ROM değerleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p < 0.001$). KSS, KSS-F ve ROM değerleri operasyon sonrası artış gösterirken, WOMAC-P değerlerinin azaldığı belirlenmiştir (Tablo 10).

Tablo 10. Operasyon öncesi ve sonrası KSS, KSS-F, Womac-P ve ROM değerlerinin karşılaştırılması

Değişkenler	Ölçüm zamanı				Test istatistiği	
	Preop		Postop		z	p
	Ortanca min; mak	Ort±SS	Ortanca min; mak	Ort±SS		
KSS	23.0 0.0; 59.0	22.9 ± 17.5	87.0 56.0; 98.0	86.0 ± 8.0	10.484	<0.001
KSS-F	32.5 0.0; 65.0	33.1 ± 15.7	90.0 65.0; 100.0	88.0 ± 8.2	10.491	<0.001
WOMAC-P	18.0 14.0; 20.0	17.8 ± 1.8	3.0 0.0; 9.0	3.2 ± 2.4	10.495	<0.001
ROM	90.0 65.0; 110.0	89.7 ± 11.4	115.5 90.0; 134.0	114.8 ± 10.6	10.298	<0.001

Bireylere ait pre-op ve post-op dönemde ölçülen eklem çizgisi değişimi benzerlik gösterirken ($z=0.327$, $p=0.743$); Posterior kondüler femoral ofset, anatomik tibiofemoral açısı, distal medial femoral açısı, proksimal medial tibial açısı ve proksimal tibia posterior eğim açısında anlamlı değişiklik olmuştur ($p<0.001$). Posterior kondüler femoral ofset ölçüm değerinin ve distal medial femoral açının azaldığını; Anatomik tibiofemoral açının, proksimal medial tibial açının ve proksimal tibia posterior eğim açısının arttığı görülmektedir (Tablo 11).

Tablo 11. Ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası ekleme ait ölçümlerde değişim

Değişkenler	Ölçüm zamanı				Test istatistiği	
	Pre op		Post op		z	p
	Ortanca min; mak	Ort±SS	Ortanca min; mak	Ort±SS		
Eklem çizgisi yüksekliği	28.0 18.0; 33.0	27.6 ± 3.2	27.5 20.0; 36.0	27.5 ± 3.0	0.327	0.743
Posterior Kondüler Femoral Ofset	28.0 18.0; 38.0	28.2 ± 4.3	26.0 16.0; 35.0	27.0 ± 4.3	3.930	<0.001
Anatomik Tibia Femoral Açı	176.0 164.0; 181.0	174.8 ± 4.4	184.0 176.0; 190.0	183.8 ± 3.2	10.332	<0.001
Distal Medial Femoral açısı	97.0 90.0; 107.0	97.2 ± 3.2	95.0 91.0; 102.0	94.6 ± 2.3	7.339	<0.001
Proksimal Koronal Medial Tibial Açısı	84.0 73.0; 96.0	83.4 ± 4.2	90.0 84.0; 94.0	89.1 ± 2.0	9.576	<0.001
Tibia Posterior Eğim Açısı (Tibial slope)	10.0 18; 0.0	9.6 ± 4.3	6.0 13.0; 10.0	6.0 ± 3.2	7.482	<0.001

Hastalara ait anamnez ve fizik muayeneler esnasında eklem çizgisinde medial, lateral, anteromedial, anterolateral, posteromedial, posterolateral bölgelerde ve femur medial epikondil, lateral epikondil çevresinde ağrı olup olmama durumları elde edilmiş olup; Hastaların ağrı şikayetleri en fazla sayıda sırası ile posterolateral (%52.1) > medial (%31.5) > anterolateral (%17.1) = lateral epikondil (%17.1) olarak tespit edilmiştir. Ağrı şikayetleri daha az sayıda medial epikondil çevresi (%4.8) <

posteromedial (%6.8) < lateral (%13.7) < anteromedial (%15.1) olarak tespit edilmiştir (Tablo 12).

Tablo 12. Post-op dönemde ağrının lokalizasyonuna göre sayıları ve yüzdeleri

Muayene Bölgeleri	Ağrı Var n (%)	Ağrı Yok n (%)
Medial Bölge	46 (31.5)	100 (68.5)
Lateral Bölge	20 (13.7)	126 (86.3)
Antero Medial Bölge	22 (15.1)	124 (84.9)
Antero Lateral Bölge	25 (17.1)	121 (82.9)
Postero Medial Bölge	10 (6.8)	136 (93.2)
Postero Lateral Bölge	76 (52.1)	70 (47.9)
Medial Epikondil Çevresi	7 (4.8)	139 (95.2)
Lateral Epikondil Çevresi	25 (17.1)	121 (82.9)

Bilgisayarlı tomografide tibial komponentin kortikal kemik sınırına göre her bölgede taşma (kortikal kemik sınırından 1 mm den fazla dışarıda,taşan) olma, girinti (kortikal kemik sınırından -1 mm den fazla içeride, girinti) olma ve kortikal kemik sınırında (kemik sınırına göre -1,0 ve +1 mm yerleşim) olma durumlarına göre sayıları aşağıdaki tabloda belirtilmiştir (Tablo 13).

Tablo 7 değerlendirildiğinde 146 hastada en fazla sayıda taşmanın 1. Sırada 101 (%69.2) kişi ile posterolateralde olduğu; En fazla sayıda kortikal sınırda yerleşimin anterolateral 143 (%97.9), Anteromedial 131 (%89.7), anterior 133 (%91.1), medial 136 (%93.2) bölgelerde olduğu; En fazla sayıda kortikal kemik sınırından girinti olma durumu posteromedial 54 (%37) de olduğu tespit edilmiştir (Tablo 13).

Tablo 13. Bilgisayarlı Tomografide Tibial Komponentin Bölgelere Göre Yerleşim Durumu

	Girinti n (%)	Kortikal Sınırdaki n (%)	Taşma n (%)
Anterior	8 (5.5)	133 (91.1)	5 (3.4)
Anterior Medial	8 (5.5)	131 (89.7)	7 (4.8)
Anterior Lateral	2 (1.4)	143 (97.9)	1 (0.7)
Medial	8 (5.5)	136 (93.2)	2 (1.4)
Lateral	15 (10.3)	130 (89.0)	1 (0.7)
Tibia Postero Lateral	21 (14.4)	24 (16.4)	101 (69.2)
Tibia Postero Medial	54 (37.0)	55 (37.7)	37 (25.3)
Femur Medial	14 (9.6)	124 (84.9)	8 (5.5)
Femur Lateral	2 (1.4)	68 (46.6)	76 (52.1)

Tibial komponentin tibial komponent rotasyonel durumuna göre tibia kemik yüzeyde kaplanma oranları değerlendirilmesinde her 3 rotasyonel durumda komponentin kaplanma oranları arasında istatistiksel olarak fark olmadığı ve ortalama olarak her 3 rotasyonel dizilimde %90 ın üzerinde kaplanma sağladığı tespit edilmiştir ($\chi^2=3,654$ p=0.161).

Tablo 14. Tibial Komponentin Rotasyon Durumuna Göre Tibial Yüzey Kaplanma Yüzdesi

	Tibial Komponentin Rotasyon Durumuna Göre Tibial Yüzey Kaplanma Yüzdesi (%)						Test istatistiği	
	İç rotasyon (n= 43)		İdeal (n= 78)		Dış rotasyon (n= 25)		χ^2	p
	Ortanca min; mak	Ort±SS	Ortanca min; mak	Ort±SS	Ortanca min; mak	Ort±SS		
Tibia Kaplanma yüzdesi	%94 %81;%100	±3,99	%93,5 %82;%100	±3,80	%91 %79;%98	±3,53	3,654	0.161

Tibial ve femoral komponent yerleşimlerinin bölgelere göre taşma durumları ile her bölgede ağrı olup olmama durumları istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. Bir bölgede Taşma olma durumu aynı anda ağrı olma durumları arasında en güçlü ilişki posterolateral bölgede tespit edilmiştir. Posterolateral bölgede taşma olan hastaların

%64 (n=71) ‘ünde ağrı olduğu, %36 (n=40) ‘ın da ağrı olmadığı; komponent yerleşimi kortikal sınırda olanların %90.9 (n=10) un da ağrı olmadığı ve komponent yerleşimi kortikal sınırdan girinti olanlarda ise %83.3 (n=20) ‘ün de ağrı olmadığı tespit edilmiş olup istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($\chi^2=26.486$, $p<0.001$).

Tablo 15. Bölgelere Göre Komponent Yerleşimleri ile Ağrı olup/olmama durumunun İstatistiksel Karşılaştırılması

Ağrı Var/Yok	Bilgisayarlı Tomografide Tibial ve Femoral Komponentin Yerleşimi			χ^2	p
	Girinti n (%)	Kortikal Sınır n (%)	Taşma n (%)		
Tibia Medial					
Var	0 (0.0)	46 (33.8)	0 (0.0)	4.938	0.085
Yok	8 (100.0)	90 (66.2)	2 (100.0)		
Tibia Lateral					
Var	0 (0.0)	20 (17.5)	0 (0.0)	6.505	0.039
Yok	21 (100.0)	94 (82.5)	11 (100.0)		
Tibia Antero Medial					
Var	1 (10.0)	21 (20.6)	0 (0.0)	8.661	0.013
Yok	9 (90.0)	81 (79.4)	34 (100.0)		
Tibia Antero Lateral					
Var	0 (0.0)	19 (16.7)	6 (27.3)	3.680	0.159
Yok	10 (100.0)	95 (83.3)	16 (72.7)		
TibiaPostero Medial					
Var	9 (11.1)	0 (0.0)	1 (2.1)	5.265	0.072
Yok	72 (88.9)	17 (100.0)	47 (97.9)		
TibiaPostero Lateral					
Var	4 (16.7)	1 (9.1)	71 (64.0)	26.486	<0.001
Yok	20 (83.3)	10 (90.9)	40 (36.0)		
Femur Medial epikondil					
Var	0 (0.0)	7 (6.3)	0 (0.0)	2.318	0.314
Yok	16 (100.0)	104 (93.7)	19 (100.0)		
Femur Lateral epikondil					
Var	2 (100.0)	8 (13.8)	15 (17.4)	10.139	0.006
Yok	0 (0.0)	50 (86.2)	71 (82.6)		

Tibial komponentin bölgelere göre kemik sınırdan taşma veya taşmama durumunun fonksiyonel duruma ve ağrı üzerine etkisi olup olmadığının objektif değerlendirilmesi için KSS, KSS-F ve WOMAC-P skorlarında değişimi istatistiksel olarak değerlendirmiştir. (Tablo 9)

KSS ' a göre değerlendirildiğinde tibial komponentin posterolateralden taşma olan bireylerde ortalama KSS 83.9 ± 6.3 , taşma olmayan bireylerde KSS 86.6 ± 8.4 olarak bulunmuştur ve aradaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($z=2.336, p=0.019$). Tibial komponentin posteromedialden taşma olan bireylerde KSS değeri 83.2 ± 8.9 , taşma olmayan bireylerde KSS değeri 87.3 ± 7.1 olarak bulunmuştur ve aradaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($z=2.336, p=0.018$). (Tablo 9)

KSS-F a göre değerlendirildiğinde Tibia Postero Lateral den taşma olan bireylerde ortalama KSS-F değeri 83.3 ± 7.8 , taşma olmayan bireylerde 89.5 ± 7.8 olarak bulunmuştur ve aradaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($z=3.904, p<0.001$). Tibia anteromedialde taşma olan bireylerde ortalama KSS-F değeri 87.1 ± 8.0 , taşma olmayan bireylerde 90.9 ± 8.2 olarak bulunmuştur ve aradaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($z=2.576, p=0.010$). (Tablo 9)

WOMAC-P skoruna göre değerlendirildiğinde Tibia Postero Lateral de taşması olan bireylerde ortalama skor 4.6 ± 2.9 , taşması olmayan bireylerde ortalama skor 2.8 ± 2.1 olarak bulunmuştur ve aradaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($z=3.340, p=0.001$). Tibia PosteroMedial de taşması olan bireylerde ortalama skor 4.5 ± 2.5 , taşması olmayan bireylerde ortalama skor 2.6 ± 2.2 olarak bulunmuştur ve aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı olduğu tespit edilmiştir. ($z=4.283, p<0.001$). (Tablo 9)

KSS, KSS-F ve WOMAC skorlarının her üçünde de taşma ile kötü yönde etkileyen bölgenin tibia posterolateral i olduğu görülmüştür.

Tablo 16. Tibial ve Femoral komponentte kortikal kemik sınırından taşma olup olmaması durumunun klinik skorlara etkisi

Değişkenler	Taşma durumu				Test istatistiği		
	Var		Yok		z	p	
	Ortanca min; mak	Ort±SS	Ortanca min; mak	Ort±SS			
KSS	Anterior Medial	88.0 56.0; 97.0	87.4 ± 7.9	86.5 56.0; 98.0	85.5 ± 8.0	1.744	0.081
	Anterior Lateral	87.0 56.0; 98.0	85.8 ± 8.4	87.0 78.0; 97.0	86.9 ± 5.1	0.019	0.985
	Medial	88.0 80.0; 98.0	87.5 ± 5.0	87.0 56.0; 98.0	85.8 ± 8.3	0.478	0.632
	Lateral	88.0 82.0; 88.0	87.1 ± 1.8	87.0 56.0; 98.0	85.9 ± 8.3	0.417	0.677
	Tibia Postero Lateral	85.0 70.0; 97.0	83.9 ± 6.3	88.0 56.0; 98.0	86.6 ± 8.4	2.336	0.019
	Tibia Postero Medial	85.5 56.0; 98.0	83.2 ± 8.9	87.0 56.0; 98.0	87.3 ± 7.1	2.370	0.018
KSS-F	Anterior Medial	85.0 65.0; 100.0	87.1 ± 8.0	92.5 65.0; 100.0	90.9 ± 8.2	2.576	0.010
	Anterior Lateral	87.5 65.0; 100.0	87.6 ± 8.4	90.0 75.0; 100.0	90.0 ± 6.7	1.234	0.217
	Medial	90.0 80.0; 100.0	90.7 ± 5.3	90.0 65.0; 100.0	87.7 ± 8.4	1.346	0.178
	Lateral	90.0 80.0; 95.0	89.6 ± 5.7	90.0 65.0; 100.0	87.9 ± 8.3	0.648	0.517
	Tibia Postero Lateral	85.0 65.0; 100.0	83.3 ± 7.8	90.0 65.0; 100.0	89.5 ± 7.8	3.904	<0.001
	Tibia Postero Medial	87.5 70.0; 100.0	87.1 ± 6.8	90.0 65.0; 100.0	88.4 ± 8.8	1.052	0.293
WOMAC-P	Anterior Medial	3.0 0.0; 9.0	3.4 ± 2.5	3.0 0.0; 9.0	3.3 ± 2.5	0.283	0.777
	Anterior Lateral	3.0 0.0; 9.0	3.3 ± 2.4	3.0 0.0; 8.0	2.8 ± 2.4	0.856	0.392
	Medial	3.0 0.0; 8.0	3.7 ± 2.4	3.0 0.0; 9.0	3.2 ± 2.4	0.902	0.367
	Lateral	3.0 0.0; 5.0	2.6 ± 1.3	3.0 0.0; 9.0	3.3 ± 2.5	0.569	0.569
	Tibia Postero Lateral	5.0 0.0; 9.0	4.6 ± 2.9	3.0 0.0; 8.0	2.8 ± 2.1	3.340	0.001
	Tibia Postero Medial	4.5 0.0; 9.0	4.5 ± 2.5	2.0 0.0; 9.0	2.6 ± 2.2	4.283	<0.001

Tibia ve femoral komponent etrafında belirlenen bölgelerde ağrı olma durumu ile taşmanın miktarı arasında ilişki olup olmadığı değerlendirildi. Tibia posterolateralde ağrısı olan bireylerde ağrısı olmayan bireylere göre tibial komponentin taşma miktarları ortalamasının daha fazla olduğu tespit edildi. Posterolateralde ağrısı olan bireylerde ortalama taşma miktarı 3.6 ± 2.0 mm iken, ağrısı olmayan bireylerde ortalama taşma miktarı 0.02 ± 3.4 mm olarak bulundu ve istatistiksel açıdan bu farkın anlamlı olduğu görüldü ($z=7.371$, $p<0.001$). Tibia medial bölgede ağrısı olan bireylerde ortalama taşma miktarı 0.2 ± 0.5 mm, ağrısı olmayan bireylerde ortalama taşma miktarı -0.1 ± 0.7 mm olarak bulundu ve istatistiksel açıdan bu farkın anlamlı olduğu görüldü ($z=3.385$, $p=0.001$). (Tablo 17).

Tablo 17. Ağrı ile taşma miktarı arasında ilişkinin karşılaştırması

Değişkenler (n= 146)	Ağrı				Test istatistiği	
	Var		Yok		z	p
	Ortanca min; mak	Ort±SS	Ortanca min; mak	Ort±SS		
Anterior Medial	0.0 -3.0; 0.0	-0.1±0.6	0.0 -3.0; 3.0	0.2±0.9	2.187	0.029
Anterior Lateral	0.0 0.0; 1.0	0.2±0.4	0.0 -2.0; 2.0	0.0±0.5	1.836	0.066
Medial	0.0 -1.0; 1.0	0.2±0.5	0.0 -2.0; 2.0	-0.1±0.7	3.385	0.001
Lateral	0.0 0.0; 0.0	0.0	0.0 -8.0; 2.0	-0.4±1.6	0.787	0.431
Tibia Postero Lateral	4.0 -3.0; 7.0	3.6±2.0	4.0 -9.0; 4.0	0.02±3.4	7.371	<0.001
Tibia Postero Medial	-1.5 -3.0; 2.0	-1.6±1.6	-1.0 -7.0; 4.0	-0.5±2.5	1.500	0.134
Femur Medial	0.0 0.0; 0.0	0.0	0.0 -2.0; 3.0	0.0±0.9	0.428	0.669
Femur Lateral	2.0 -2.0; 4.0	1.5±1.8	2.0 0.0; 3.0	1.2±1.1	0.118	0.906

Tibial komponentin tibia üzerinde rotasyonel yerleşimi ile tibiada her bölgede taşmaya etkisi üzerinde çalışıldı. Tibial komponentin rotasyonu Berger in tariflediği şekilde hesaplanarak erkek ve kadın için standardize edildi. Tibial komponent yerleşiminin rotasyonel ölçümünün Berger'ın tariflediği şekilde tüberositas tibia 1/3 medialine göre 0 ± 2.6 derece arası ideal rotasyon olarak kabul edildi. Tüberositas tibia 1/3 medialine 2.6 dereceden daha fazla iç rotasyonda yerleştirilen komponentler iç rotasyonda, tüberositas tibia 1/3 medialine 2.6 dereceden daha fazla dış rotasyonda konulmuş olan komponentler olarak kabul edildi.

146 bireyin değerlendirilmesinde tibial komponentin her üç rotasyon durumunda (ideal rotasyon, dış rotasyon ve iç rotasyonda) tibial komponent yerleşimi, rotasyondan bağımsız olarak; %87 (n=127) anterior bölgede, %70 (n=102) anteromedial bölgede, %78 (n=114) anterolateral bölgede, %80 (n=118) medial bölgede, %78 (n=114) lateral bölgede kortikal sınırdan yerleşimli olduğu tespit edilmiştir (Tablo 18).

Tibial komponentin posteromedial bölgeden taşmasının tibial komponentin rotasyonel durumu ile değerlendirilmesinde komponentin ideal rotasyonda yerleştirilmesi durumunda %65.4 (n=51) oranında kortikal kemik sınırından girinti olduğu, komponentin dış rotasyonda yerleştirilmesi durumunda %44 (n=14) oranında kortikal kemik sınırından girinti meydana geldiği, Tibial komponentin iç rotasyonda yerleştirildiği durumda posteromedial bölgede %48.8 (n=21) girinti olduğu tespit edilmiştir olup her üç rotasyonel yerleşimde de posteromedialden girinti olma durumu istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. ($\chi^2=10.628$, p=0.031) (Tablo 18)

Tablo 18. Tibial Komponentin Rotasyonel Yerleşimi İle Taşma Durumu Arasında İlişkisi

Değişkenler	Berger açısına göre tibial komponent rotasyonu			Test istatistiği	
	İç rotasyon (n= 43)	İdeal (n= 78)	Dış rotasyon (n= 25)	χ^2	p
Anterior					
Girinti	5 (11.6)	0 (0.0)	3 (12.0)		
Kortikal sınırdaki	34 (79.1)	71 (91.0)	22 (88.0)	11.916	0.018
Çıkıntı	4 (9.3)	7 (9.0)	0 (0.0)		
Anterior Medial					
Girinti	5 (11.6)	2 (2.6)	3 (12.0)		
Kortikal sınırdaki	30 (69.8)	54 (69.2)	18 (72.0)	6.299	0.178
Çıkıntı	8 (18.6)	22 (28.2)	4 (16.0)		
Anterior Lateral					
Girinti	4 (9.3)	5 (6.4)	1 (4.0)		
Kortikal sınırdaki	33 (76.7)	60 (76.9)	21 (84.0)	1.155	0.885
Çıkıntı	6 (14.0)	13 (16.7)	3 (12.0)		
Medial					
Girinti	4 (9.3)	9 (11.5)	0 (0.0)		
Kortikal sınırdaki	35 (81.4)	61 (78.2)	22 (88.0)	3.181	0.528
Çıkıntı	4 (9.3)	8 (10.3)	3 (12.0)		
Lateral					
Girinti	8 (18.6)	7 (9.0)	6 (24.0)		
Kortikal sınırdaki	34 (79.1)	62 (79.5)	18 (72.0)	7.493	0.112
Çıkıntı	1 (2.3)	9 (11.5)	1 (4.0)		
TibiaPostero Lateral					
Girinti	23 (53.5)	1 (1.3)	0 (0.0)		
Kortikal sınırdaki	9 (20.9)	2 (2.6)	0 (0.0)	86.038	<0.001
Çıkıntı	11 (25.6)	75 (96.2)	25 (100.0)		
TibiaPostero Medial					
Girinti	21 (48.8)	51 (65.4)	11 (44.0)		
Kortikal sınırdaki	3 (7.0)	9 (11.5)	5 (20.0)	10.628	0.031
Çıkıntı	19 (44.2)	18 (23.1)	9 (36.0)		

Tibial komponentin rotasyonel yerleşiminin klinik değerlendirme parametreleri olan KSS, KSS-F, WOMAC-P ve ROM a etkisi olup olmadığı istatistiksel olarak değerlendirildi.

KSS ile ilişkisi değerlendirildiğinde komponent yerleşiminin ideal olduğu durumda KSS skoru ortalaması 88.1+6.8, dış rotasyonda olduğu durumda 82.0+10.1, iç rotasyonda olduğu durumda 84.6+6.7 olarak bulunmuş olup ideal rotasyonda diğer rotasyonlara göre KSS skoru yüksek olduğu ve istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. ($\chi^2=11.339, p=0.003$). (Tablo 12)

KSS-F skoru ile ilişkisi değerlendirildiğinde Komponent yerleşiminin ideal olduğu durumda KSS-F skoru ortalaması 91+7.5, dış rotasyonda olduğu durumda 86.6+7.7, iç rotasyonda olduğu durumda 83.5+7.4 olarak bulunmuş olup ideal rotasyonda diğer rotasyonlara göre KSS-F skoru yüksek olmasına ile birlikte istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($\chi^2=23.560, p<0.001$). (Tablo 12)

WOMAC-P skoru ile ilişkisi değerlendirildiğinde Komponent yerleşiminin ideal olduğu durumda WOMAC-P skoru ortalaması 2.5+2.3, dış rotasyonda olduğu durumda 3.8+1.8, iç rotasyonda olduğu durumda 4.2+2.7 olarak bulunmuş olup ideal rotasyonda diğer rotasyonlara göre WOMAC-P skoru düşük olmasına ile birlikte istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($\chi^2=16.286, p<0.001$). (Tablo 12)

ROM ile ilişkisi değerlendirildiğinde Komponent yerleşiminin ideal olduğu durumda ROM ortalaması 116.0+10.3 derece, dış rotasyonda olduğu durumda 114.0+10, iç rotasyonda olduğu durumda 113.0+11 olarak bulunmuş olup ideal rotasyonda diğer rotasyonlara göre ROM derecesi yüksek olmasına ile birlikte istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($\chi^2=1.143, p=0.565$) (Tablo 19).

Tablo 19. Tibial Komponentin Rotasyonel Durumu ile Klinik Değerlendirme skorları arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi

Değişkenler	Tibial Komponentin Rotasyonel Durumu						Test istatistiği	
	İç rotasyon (n= 43)		İdeal (n= 78)		Dış rotasyon (n= 25)		χ^2	P
	Ortanca min; mak	Ort±SS	Ortanca min; mak	Ort±SS	Ortanca min; mak	Ort±SS		
KSS	86.0 70.0-98.0	84.6+6.7	88.0 56.0-98.0	88.1+6.8	84.0 57-98	82.0+10.1	11.339	0.003
KSS-F	85 65.0-95.0	83.5+7.4	90 70.0-100.0	91+7.5	86 65.0-100.0	86.6+7.7	23.560	<0.001
WOMAC-P	4 0.0-9.0	4.2+2.7	2 0.0-8.0	2.5+2.3	3 0.0-8.0	3.8+1.8	16.286	<0.001
ROM	116.0 90.0-130.0	113.0+11.0	117.0 95.0-134.0	116.0+10.3	115.0 96.0-132	114.0+10.8	1.143	0.565

Femoral komponentin rotasyonel yerleşiminin klinik değerlendirme parametreleri olan KSS, KSS-F, WOMAC-P ve ROM a etkisi olup olmadığı istatistiksel olarak değerlendirildi.

KSS ile ilişkisi değerlendirildiğinde komponent yerleşiminin ideal olduğu durumda KSS skoru ortalaması 89+6.8, dış rotasyonda olduğu durumda 88.0+7.7, iç rotasyonda olduğu durumda 86.0+8.7 olarak bulunmuş olup ideal rotasyonda diğer rotasyonlara göre KSS skoru yüksek olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görülmüştür. ($\chi^2=6.956, p=0.031$) (Tablo 20).

KSS-F skoru ile ilişkisi değerlendirildiğinde komponent yerleşiminin ideal olduğu durumda KSS-F skoru ortalaması 87.0+8.4, dış rotasyonda olduğu durumda 88.0+7.7, iç rotasyonda olduğu durumda 83.5+7.4 olarak bulunmuş olup istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($\chi^2=2.679, p=0.262$) (Tablo 20).

WOMAC-P skoru ile ilişkisi değerlendirildiğinde komponent yerleşiminin ideal olduğu durumda WOMAC-P skoru ortalaması 3.2+2.2, dış rotasyonda olduğu durumda 2.8+2.7, iç rotasyonda olduğu durumda 3.4+2.6 olarak bulunmuş olup istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($\chi^2=2.442, p=0.295$) (Tablo 20).

ROM ile ilişkisi değerlendirildiğinde komponent yerleşiminin ideal olduğu durumda ROM ortalaması 113.0 ± 11.5 derece, dış rotasyonda olduğu durumda 118.3 ± 8.4 , iç rotasyonda olduğu durumda $3.4+2.6$ olarak bulunmuş olup istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($\chi^2=5.507$, $p=0.064$) (Tablo 20).

Tablo 20. Femoral komponentin Rotasyonel yerleşimi ile klinik parametreler ile ilişkisinin değerlendirilmesi

Değişkenler	Femoral rotasyon						Test istatistiği	
	İç rotasyon (n= 27)		İdeal -1.2 +1.2 (n= 84)		Dış rotasyon (n= 35)		χ^2	p
	Ortanca min; mak	Ort±SS	Ortanca min; mak	Ort±SS	Ortanca min; mak	Ort±SS		
KSS	87.0 56.0-98.0	86.0±8.7	88.0 76.0-98.0	89±6.8	86.0 56.0-97.0	85.0±8.0	6.956	0.031
KSS-F	90.0 65.0-100.0	88.7±7.8	90.0 70.0-100.0	87.0±8.4	90.0 75.0-100.0	88.0±7.7	2.679	0.262
WOMAC-P	3.0 0.0-8.0	3.4±2.6	3.0 0.0-9.0	3.2±2.2	2.0 0.0-9.0	2.8±2.7	2.442	0.295
ROM	120.0 99.0; 125.0	116.0 ± 9.2	110.0 90.0; 134.0	113.0 ± 11.5	120.0 100.0; 130.0	118.3± 8.4	5.507	0.064

Post op sagittal femoral açı ile klinik parametreler olan KSS, KSS-F ve ROM değerleri arasında istatistiksel ilişki olup olmadığı değerlendirilmesinde açının değişimi ile KSS, KSS-F ve ROM değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde ilişki tespit edilememiştir (sırasıyla, $p= 0.545$; $p=0.256$; $p=0.147$) (Tablo 21).

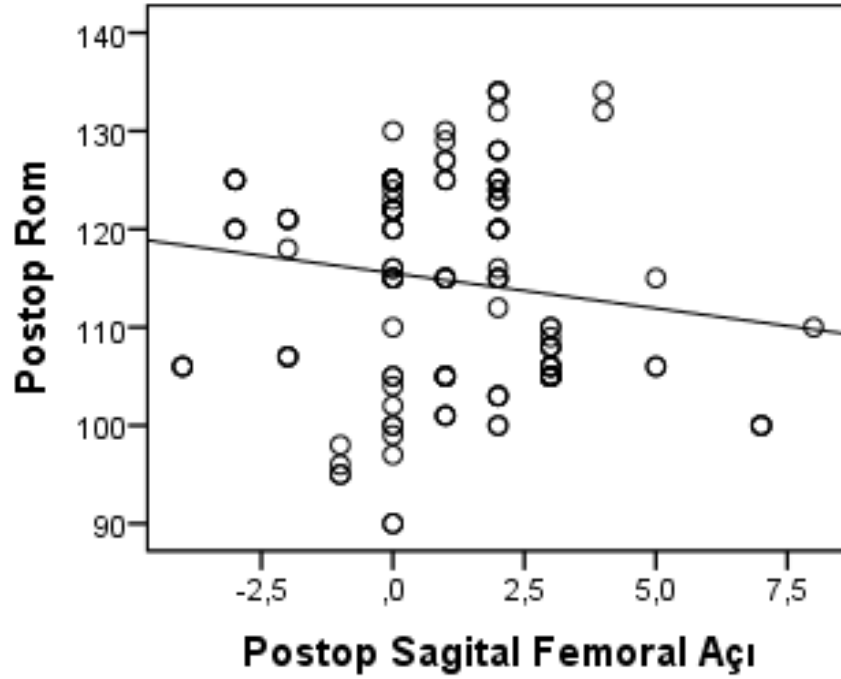
Post op Proksimal Medial Tibial Açılı ile klinik parametreler olan KSS, KSS-F ve ROM değerleri arasında istatistiksel ilişki olup olmadığı değerlendirilmesinde açının değişimi ile KSS, KSS-F ve ROM değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde ilişki tespit edilememiştir (sırasıyla, $p= 0.071$; $p=0.120$; $p=0.272$) (Tablo 21).

Post op sagittal tibial Açılı (tibial posterior eğim açısı=slope) ile klinik parametreler olan KSS, KSS-F ve ROM değerleri arasında istatistiksel ilişki olup olmadığı değerlendirilmesinde açının değişimi ile KSS skorunda anlamlı değişiklik olmadığı fakat posterior tibial eğim arttıkça KSS-F ve ROM derecesi değerlerinin

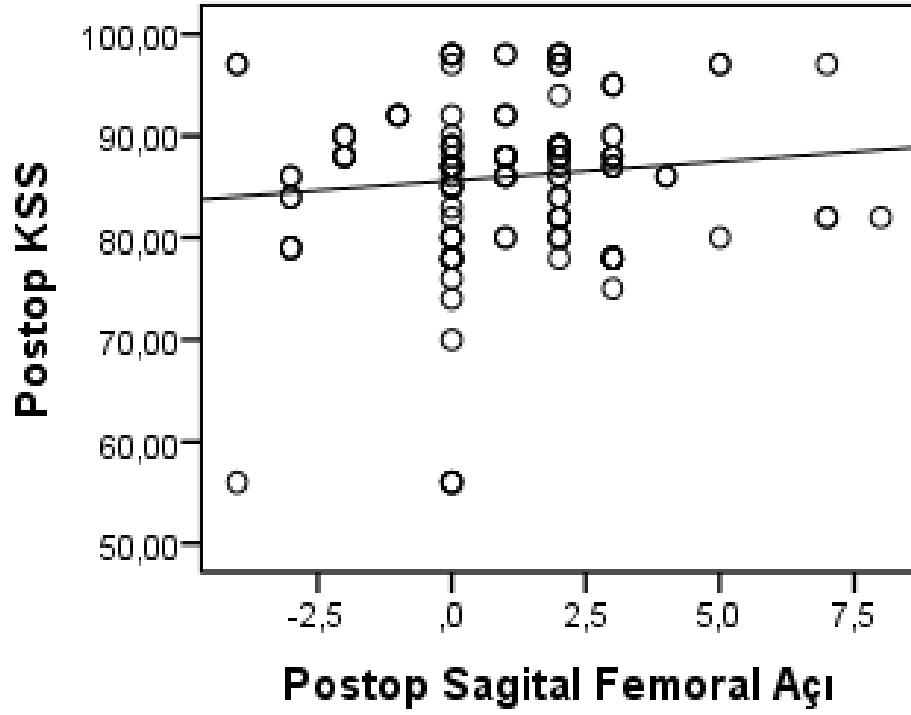
arttığı ve istatistiksel olarak anlamlı düzeyde ilişki olduğu tespit edilmiştir (sırasıyla, $p=0.873$; $p=0.012$; $p=0.001$) (Tablo 21).

Tablo 21. Postop Sagital Femoral Açığı, Postop Sagital Tibia Açığı ve Postop Proksimal Medial Tibial Açığı İle klinik parametreler arasında ilişkinin değerlendirilmesi

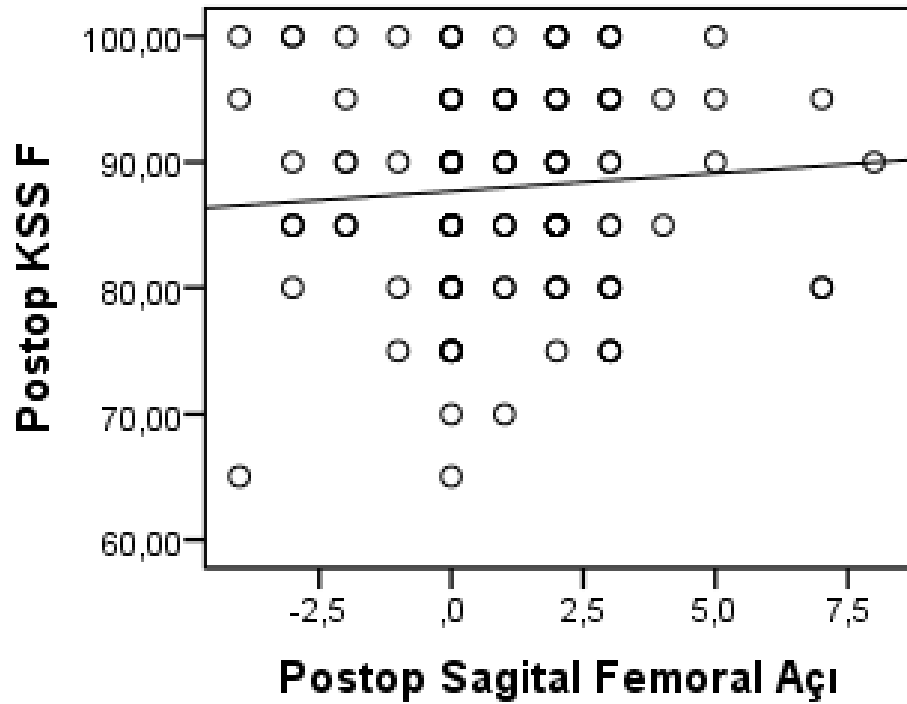
	Postop Sagital Femoral Açığı p	Postop Sagital Tibia Açığı (slop) rho; p	Postop Proksimal (koronal) Medial Tibial Açığı p
Postop KSS	0.545	-; 0.873	0.071
Postop KSS-F	0.256	0.207; 0.012	0.120
Postop ROM	0.147	-0.267; 0.001	0.272



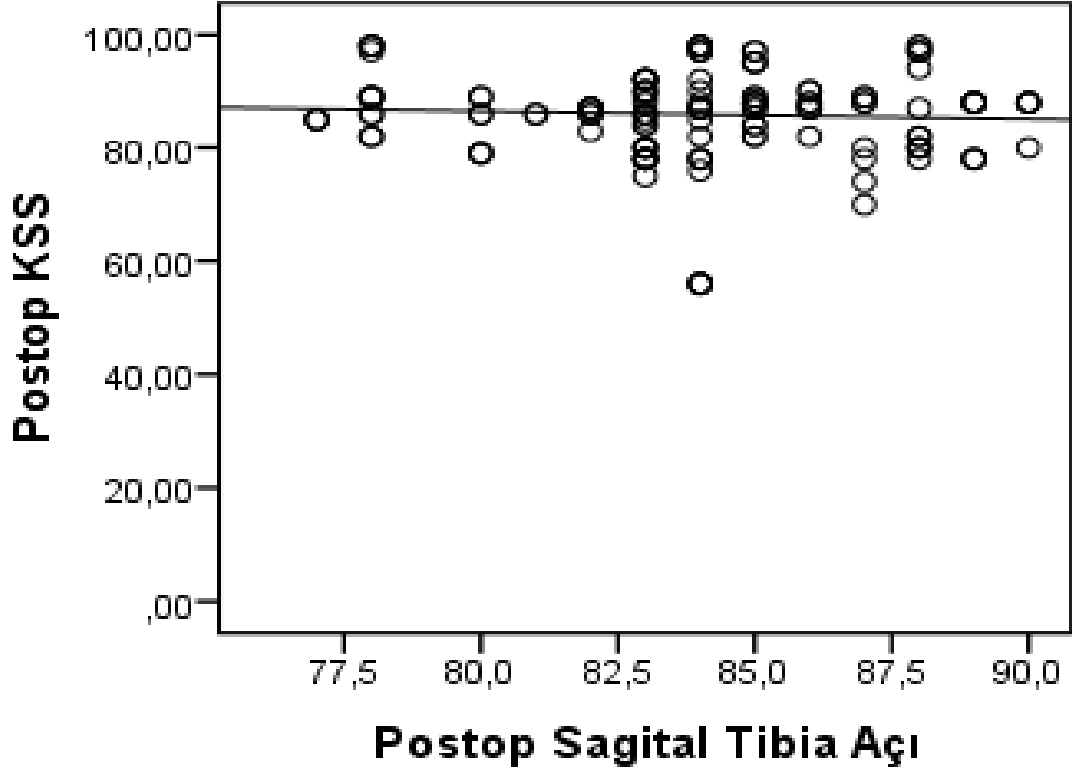
Şekil 52. Sagital femoral açığı değişimi ile Diz ROM u arasında korelasyonun gösterilmesi



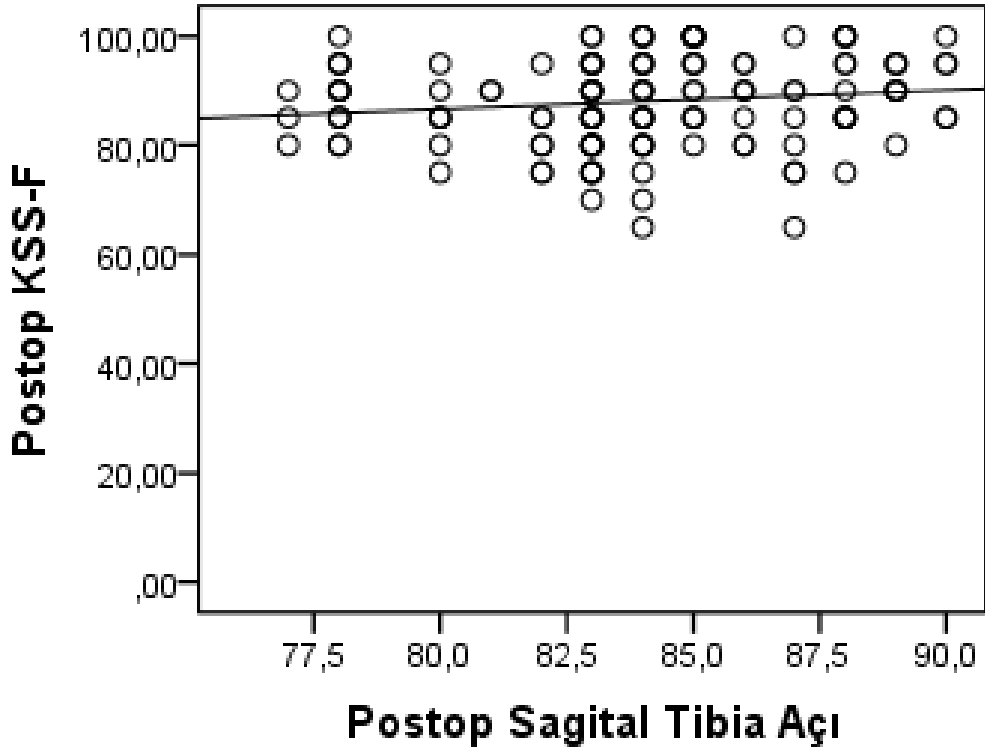
Şekil 53. Sagittal femoral açı değişimi ile KSS skoru arasında korelasyonun gösterilmesi



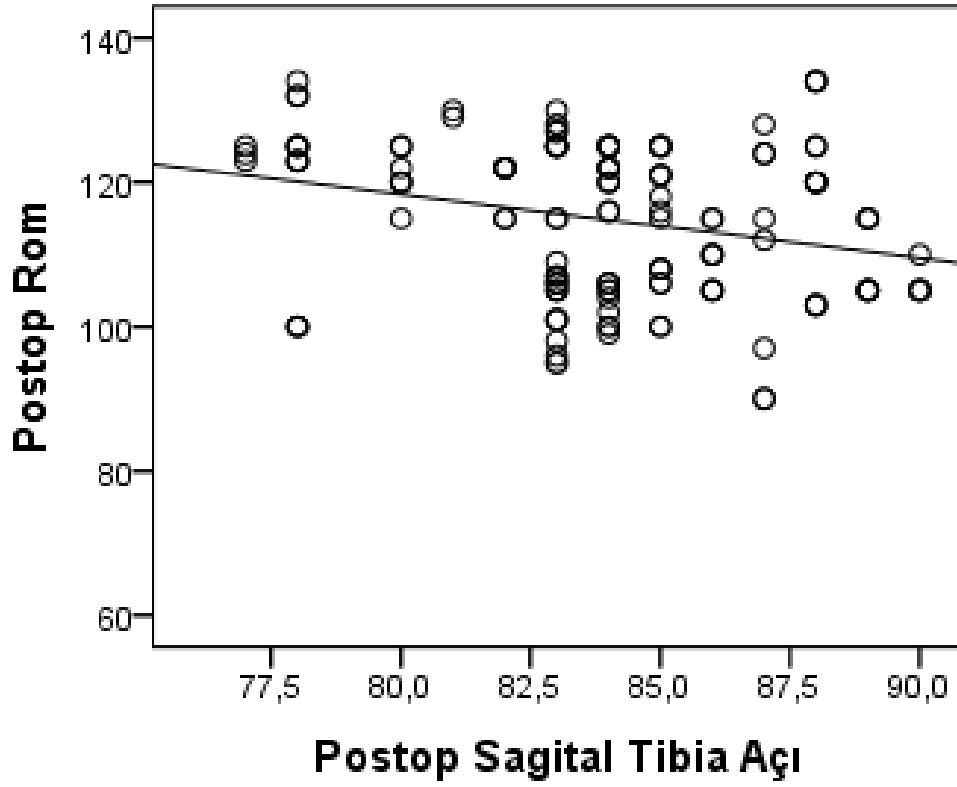
Şekil 54. Sagittal femoral açı değişimi ile KSS-F skoru arasında korelasyonun gösterilmesi



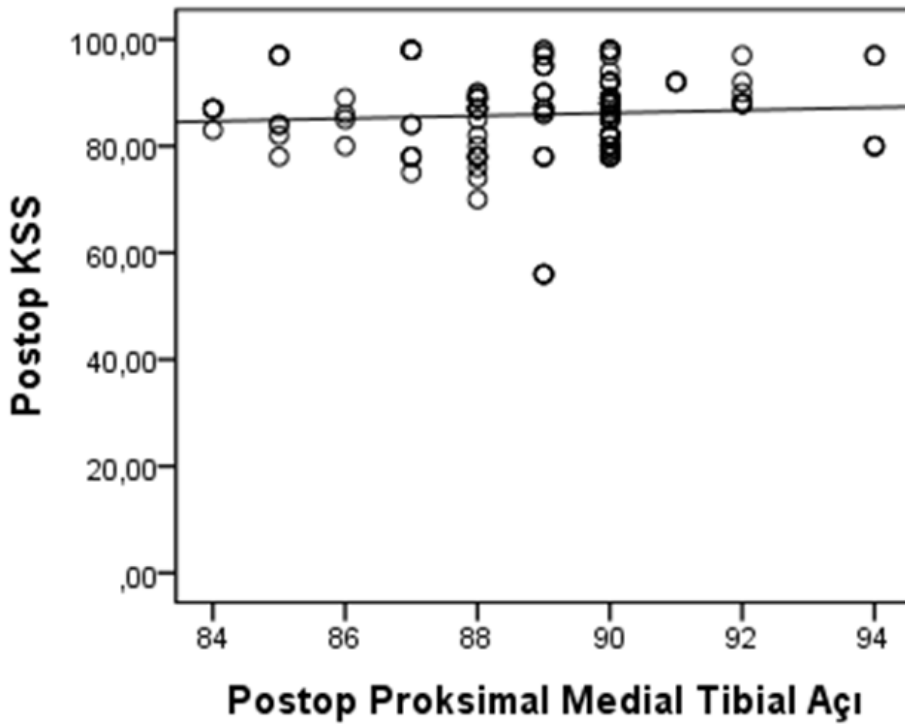
Şekil 55. Posterior Tibial eğim ile KSS skoru arasında korelasyonun gösterilmesi



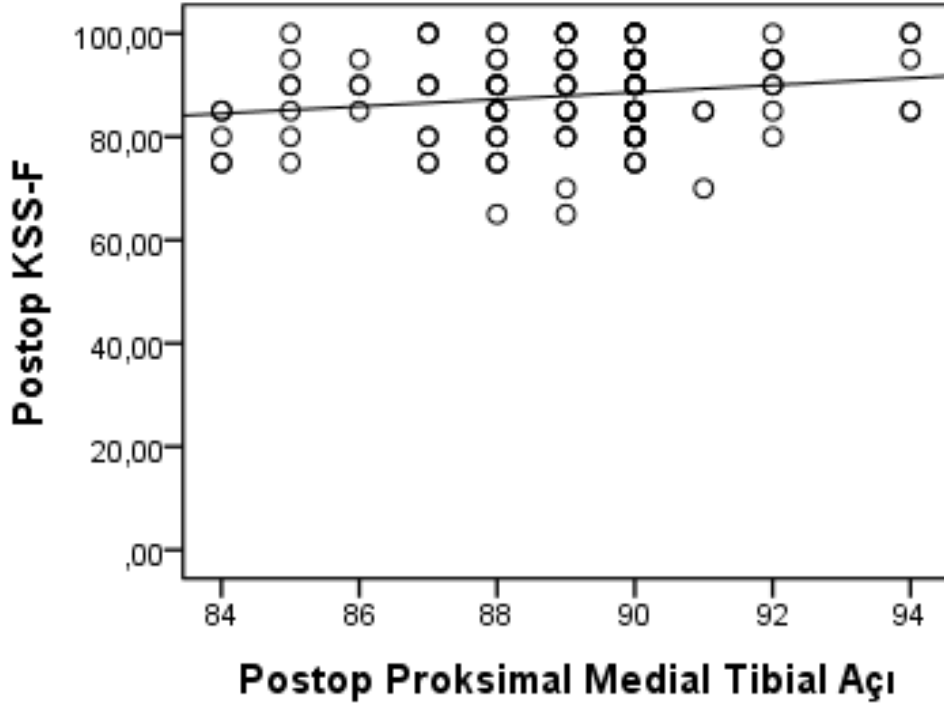
Şekil 56. Posterior Tibial eğim ile KSS –F skoru arasında korelasyonun gösterilmesi



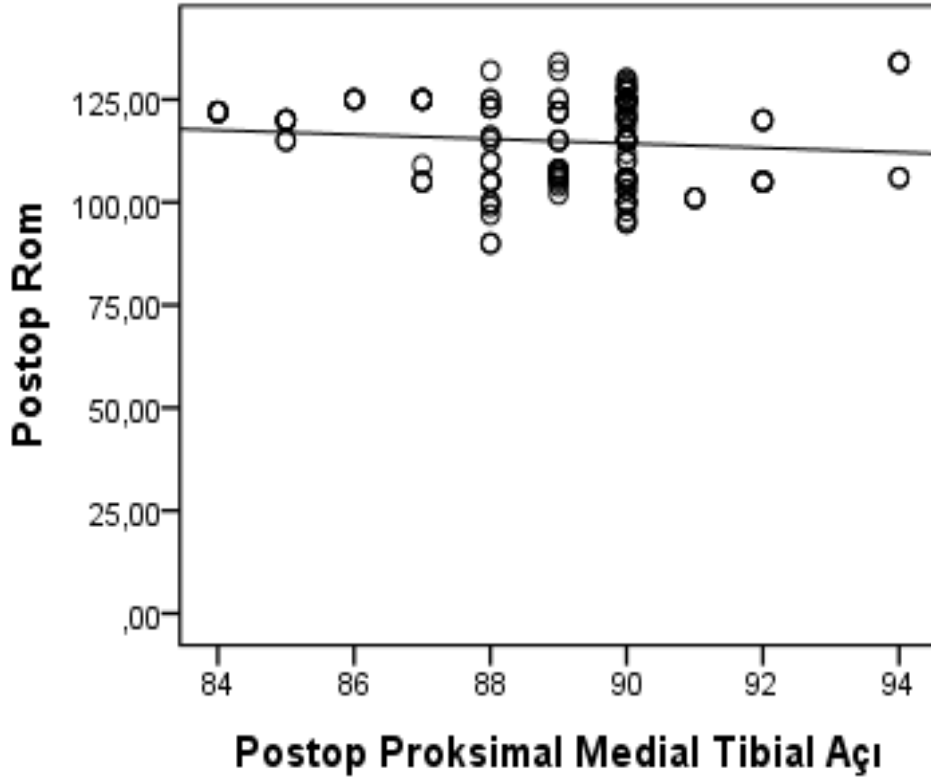
Şekil 57. Posterior Tibial eğim ile Diz ROM u arasında korelasyonun gösterilmesi



Şekil 58. Proksimal Medial Tibial Açısı ile KSS skoru arasında korelasyonun gösterilmesi



Şekil 59. Proksimal Medial Tibial Açığı ile KSS-F skoru arasında korelasyonun gösterilmesi



Şekil 60. Proksimal Medial Tibial Açığı ile Diz ROM u arasında korelasyonun gösterilmesi

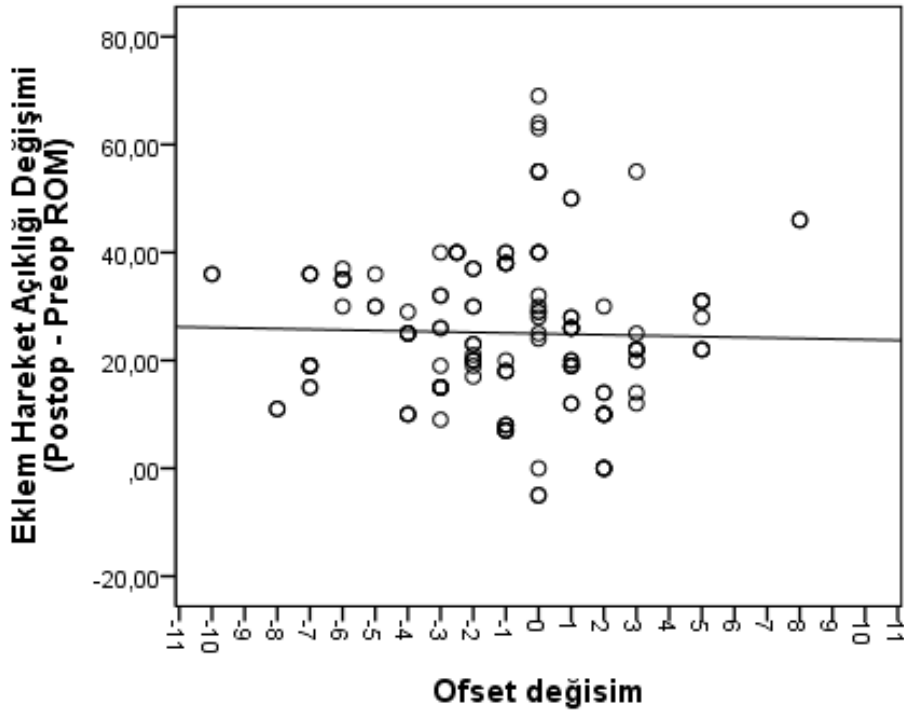
Ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası posterior kondüler femoral ofset değişimi ile postop klinik parametreler arasında ilişkinin değerlendirilmesi yapılmıştır. Posterior femoral ofsetin negatif yönde değişimi, değişmemesi ve pozitif yönde değiştiği durumlar ile post op KSS ($\chi^2= 1.647$, $p= 0.439$), post op KSS-F ($\chi^2= 1.454$, $p= 0.483$), WOMAC-P ($\chi^2= 4.890$, $p= 0.087$) ve ROM ($\chi^2= 0.722$, $p= 0.697$) Değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunamamıştır (Tablo 22).

Postop ROM ile Posterior Femoral Ofset değişimi arasında korelasyon değerlendirilmesinde istatistiksel olarak anlamlı düzeyde ilişki tespit edilememiştir ($p=0.487$).

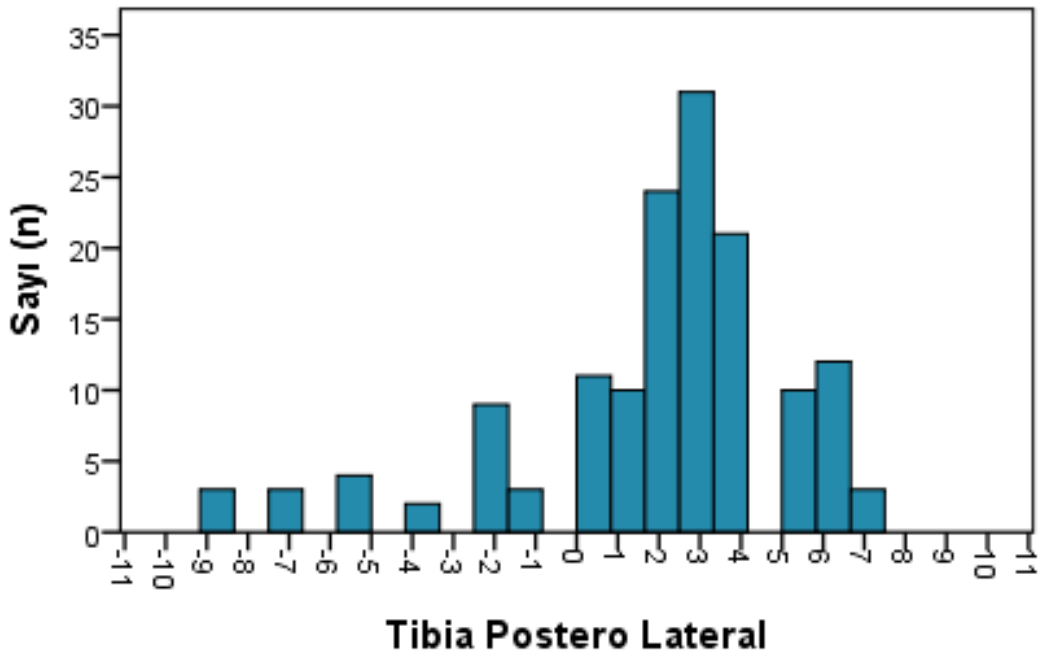
Her birey için Postop - Preop ROM arasındaki fark ile Post op posterior femoral ofset Preop posterior femoral ofset arasındaki değişim ile ilişkisi istatistiksel olarak değerlendirilmiş olup anlamlı fark bulunamamıştır ($p=0.364$)

Tablo 22. Posterior Kondüler Femoral Ofset Değişimi ile klinik değerlendirme skorları arasında istatistiksel ilişki

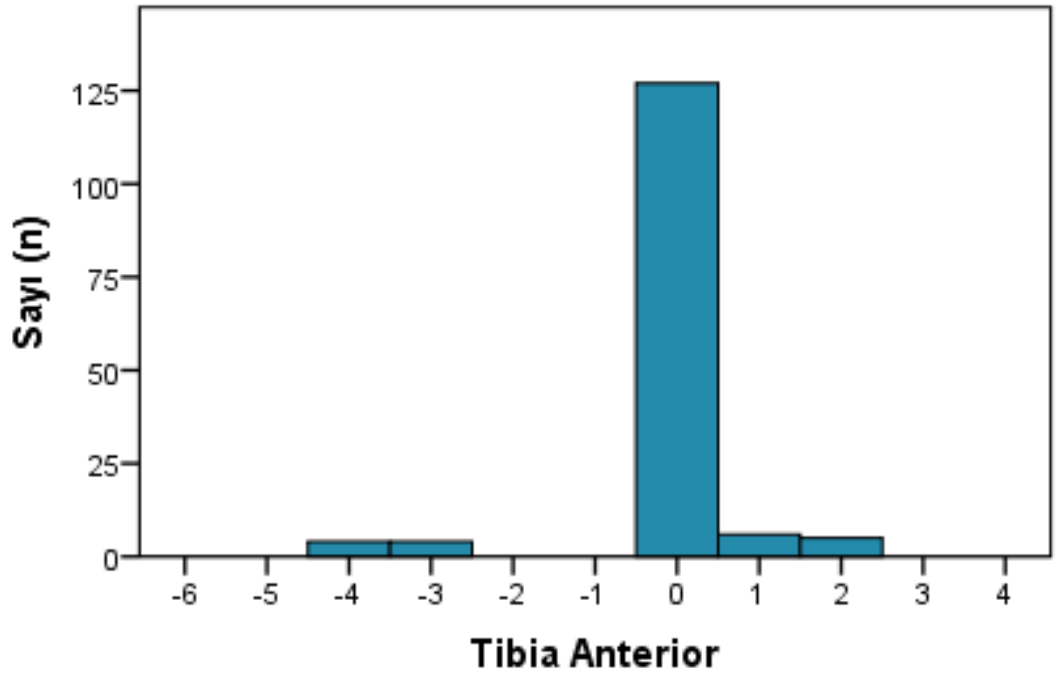
Değişkenler	Posterior Kondüler Femoral Ofset Değişimi						Test istatistiği	
	Negatif (n= 47)		Değişmeyen (-2;+2) (n= 80)		Artan (n= 19)		χ^2	P
	Ortanca min; mak	Ort±SS	Ortanca min; mak	Ort±SS	Ortanca min; mak	Ort±SS		
Postop KSS	87.0 56.0;98.0	87.0±8.0	86.0 56.0;98.0	85.0±8.4	88.0 78.0;98.0	87.2±5.4	1.647	0.439
Postop KSS-F	85 65.0;100.	86.9±8.9	90.0 65.0;100.0	88.2±7.9	90.0 80.0;100.0	89.7±6.7	1.454	0.483
Postop WOMAC- P	3.0 0.0;9.0	3.27±2.5	3.0 0.0;9.0	3.45±2.4	2.0 0.0;7.0	2.2±2.0	4.890	0.087
Postop ROM	120.0 99.0;125.0	115.0±10.0	115.0 90.0;134.0	114.2±11.5	116.0 105.0;130.0	116.9±7.5	0.722	0.697



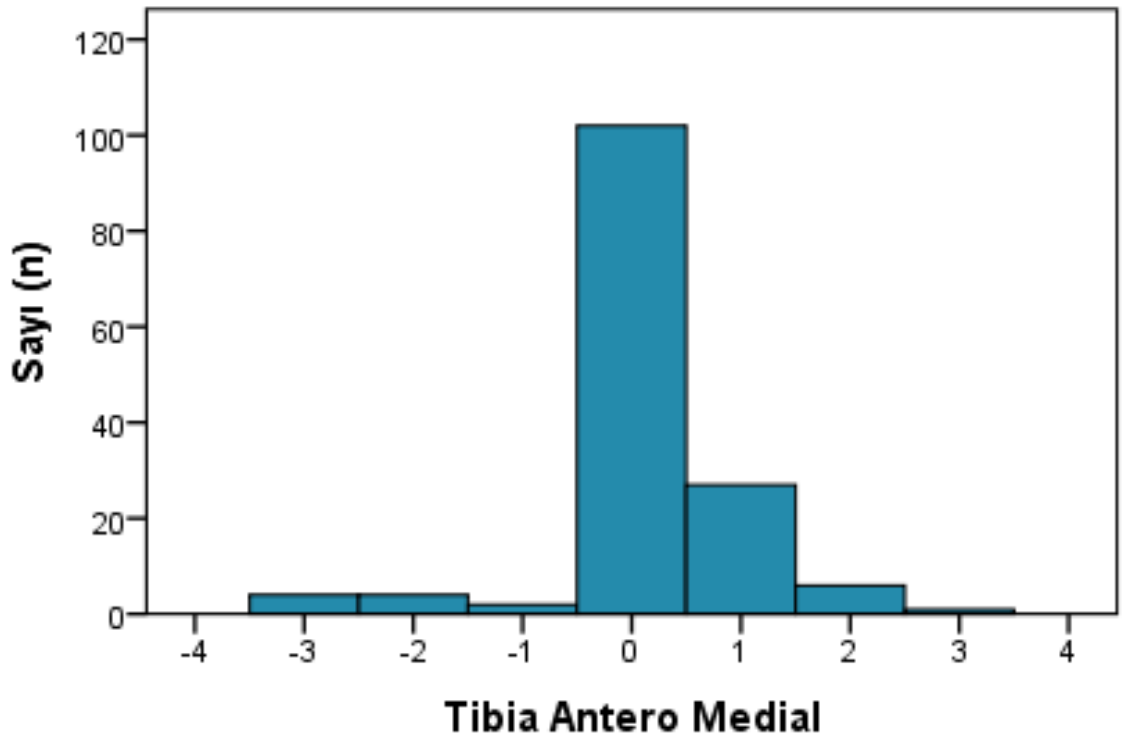
Şekil 61. Posterior femoral kondüler ofset ile diz ROM u arasında ilişkinin gösterilemesi



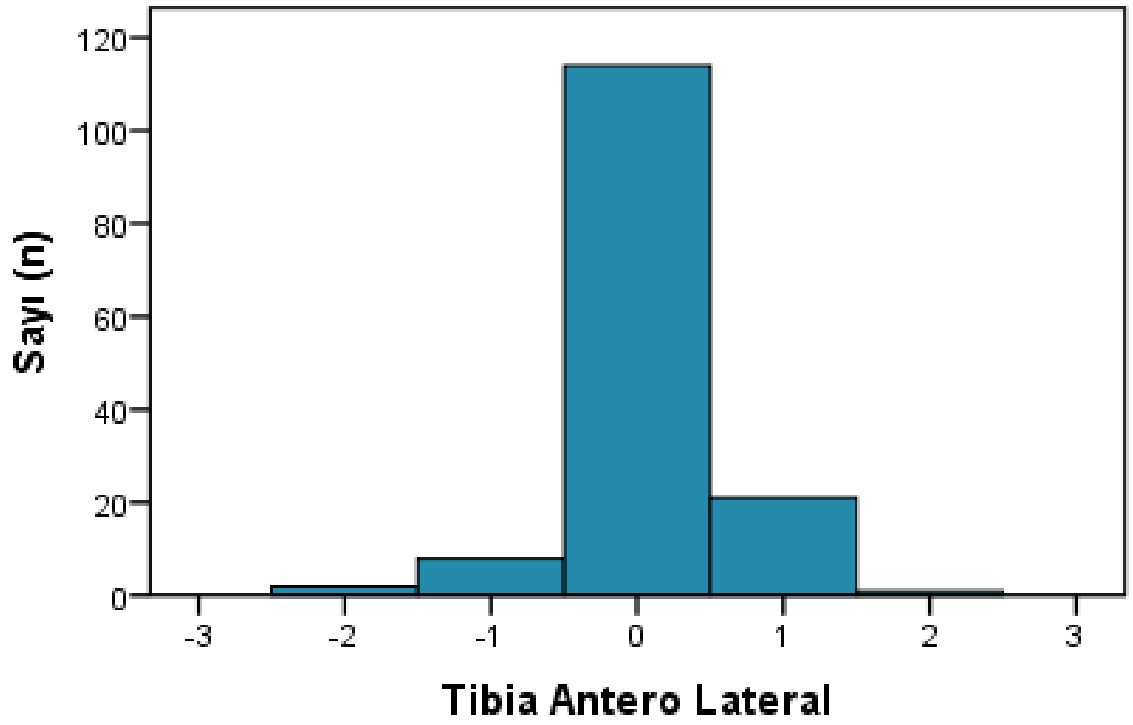
Şekil 62. Tibial Komponentin Posterolateralden Taşma Sayısı



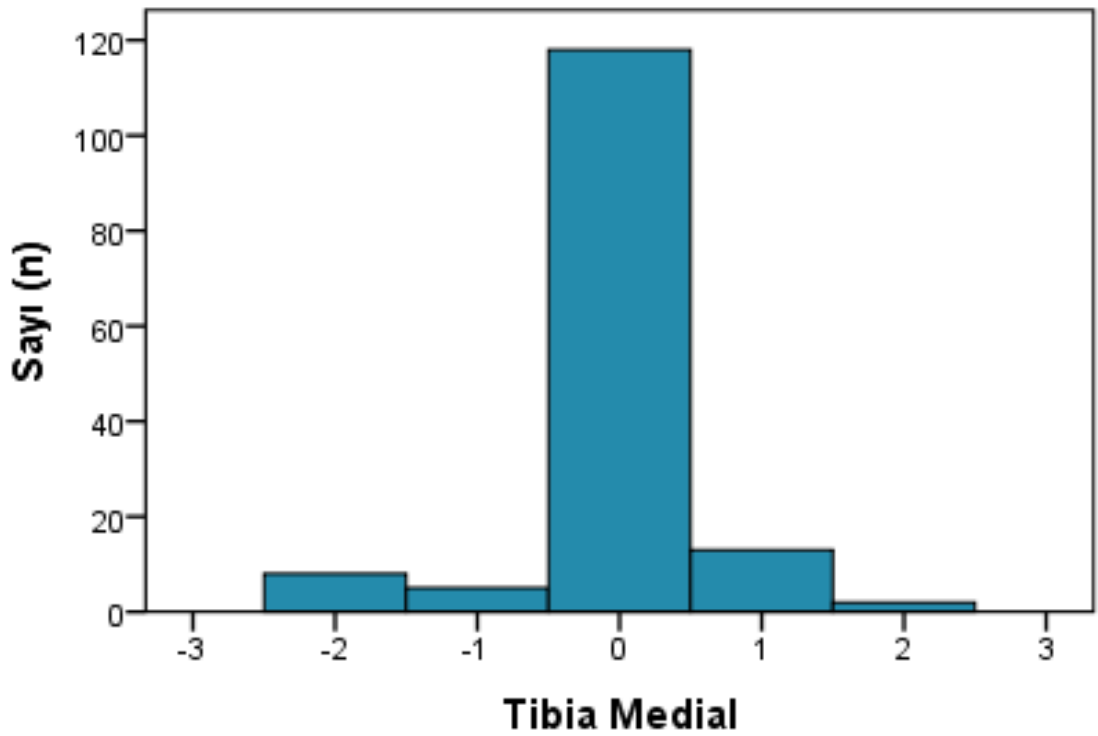
Şekil 63. Tibial Komponentin anteriordan Taşma Sayısı



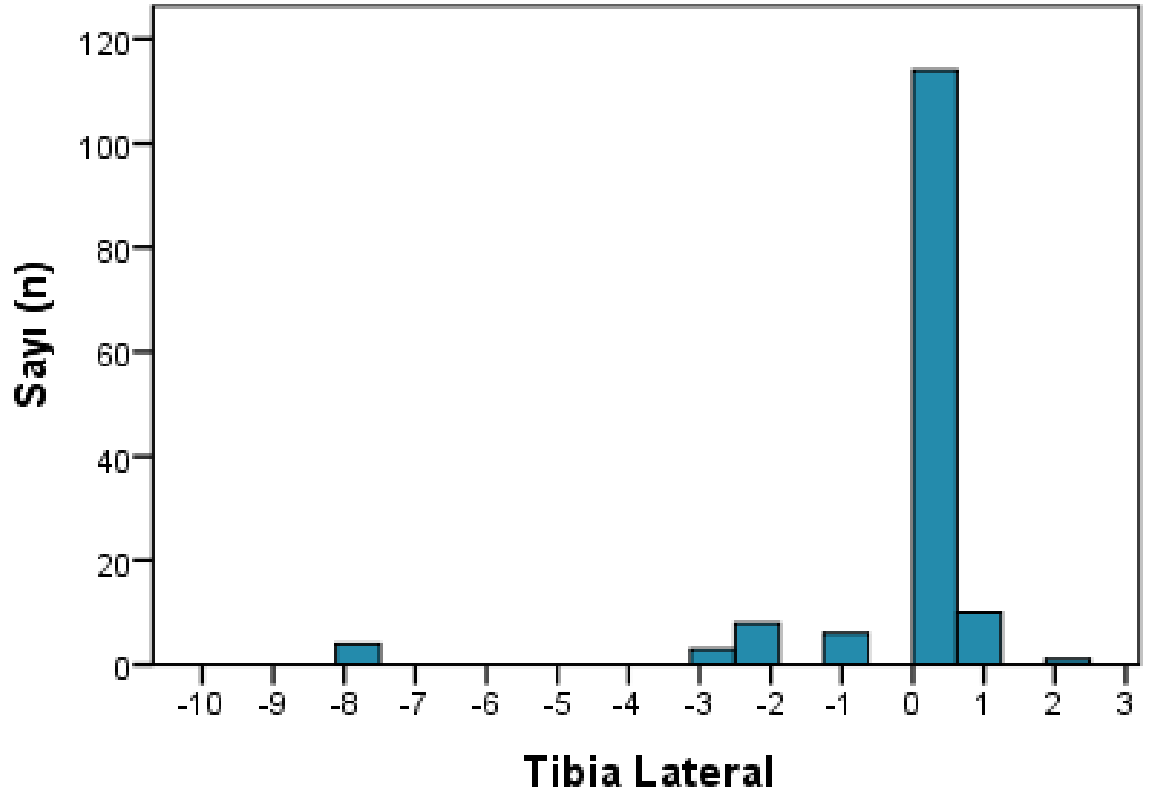
Şekil 64. Tibial Komponentin Anteromedialden Taşma Sayısı



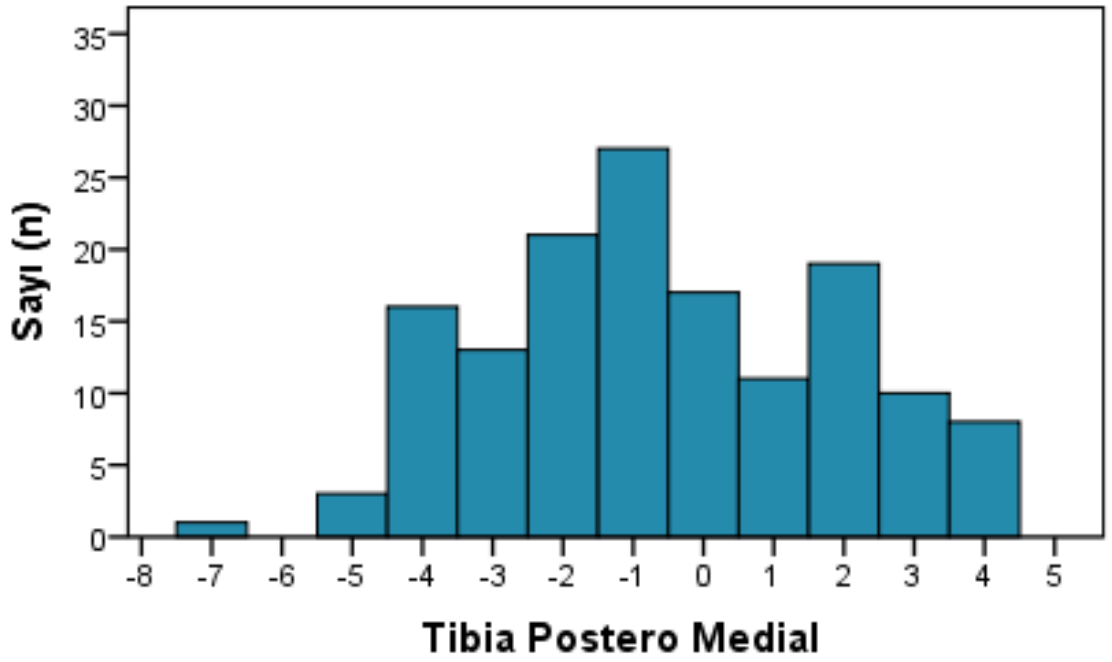
Şekil 65. Tibial Komponentin Anterolateralden Taşma Sayısı



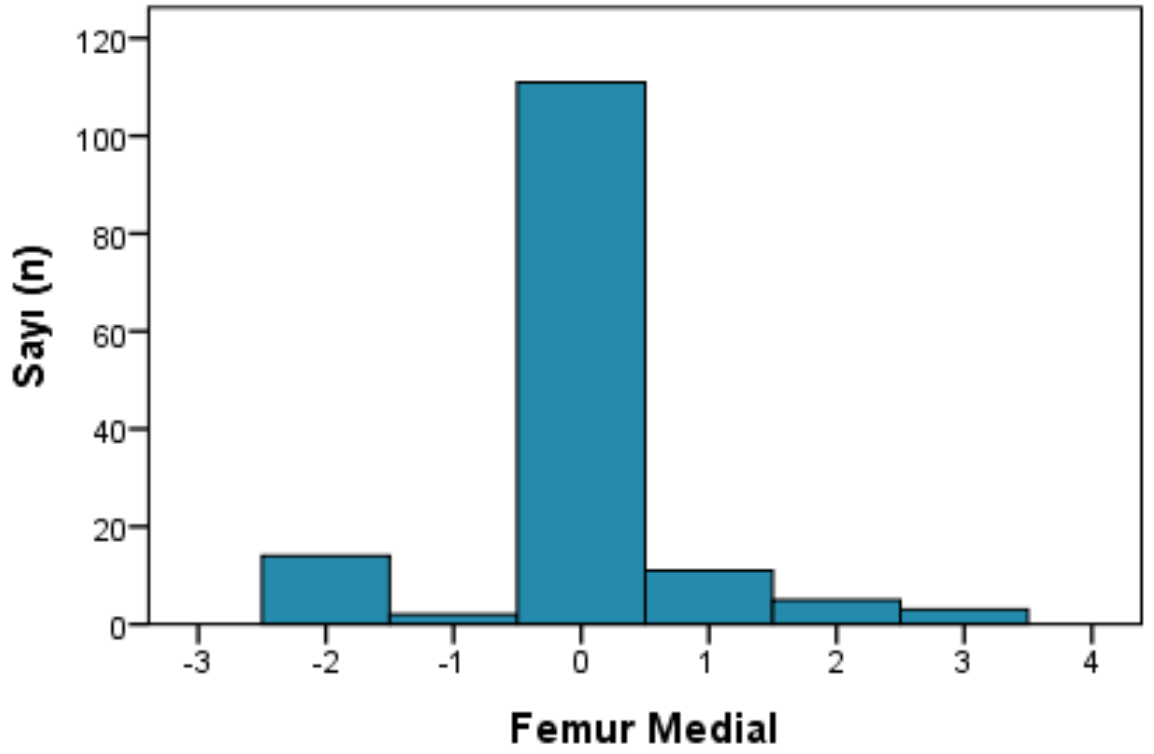
Şekil 66. Tibial Komponentin Medialden Taşma Sayısı



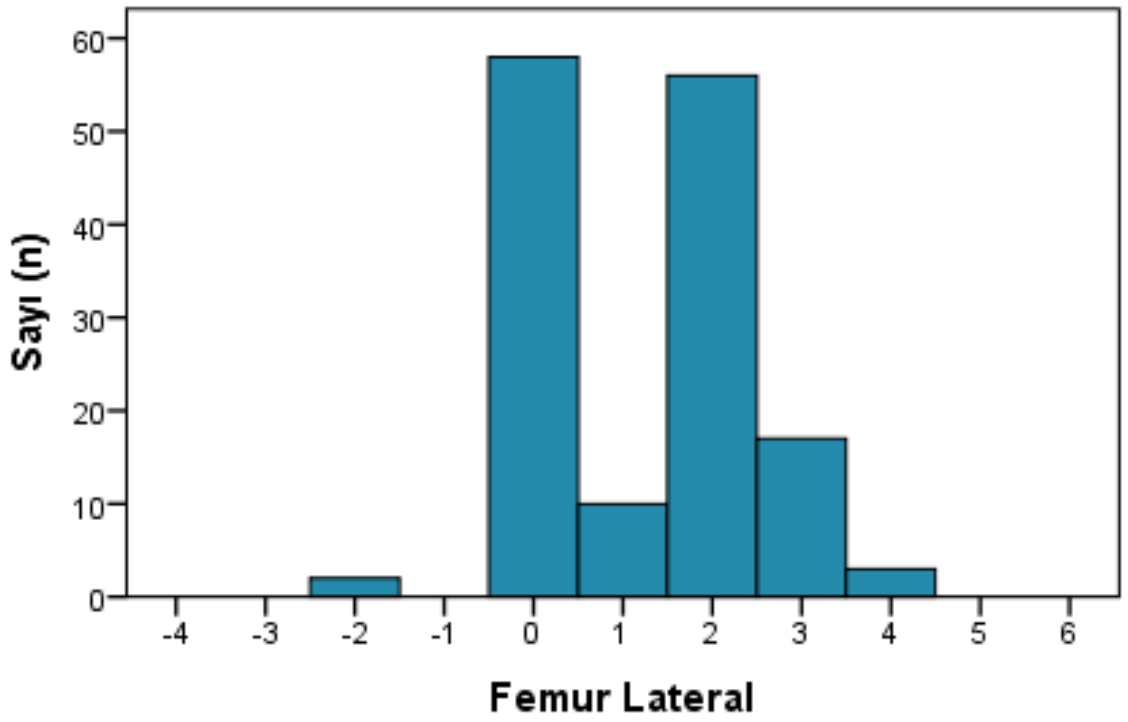
Şekil 67. Tibial Komponentin lateralden Taşma Sayısı



Şekil 68. Tibial Komponentin Posteromedialden Taşma Sayısı



Şekil 69. Femoral Komponentin Medialden Taşma Sayısı



Şekil 70. Femoral Komponentin Lateralden Taşma Sayısı

5.TARTIŞMA

Çalışmamız total diz artroplastisi uygulanan hastalarda bir bütün olarak, tibial ve femoral komponentlerin koronal, sagittal ve aksiyel düzlemde dizilimlerinin ve bu dizilimlerin sağlanması sırasında meydana gelen ve çoğunlukla gözden kaçan ya da göz ardı edilen yumuşak doku irritasyonlarına ait klinik muayene ve klinik objektif değerlendirme skorlarının bir arada kullanıldığı kapsamlı bir araştırma olması açısından yenilik taşımaktadır. Çalışmamızda komponent dizilimlerinin değerlendirilmesinde bilgisayarlı tomografi kullanılması kemik sınırlardan taşmayı net göstermesine rağmen yumuşak dokularda irritasyonlara bağlı meydana gelen değişikliklerin gösterilebilmesi için diz artroplastili hastalarda periprotetik yumuşak dokuları ayrıntılı ve net görüntü elde edebilecek Manyetik Rezonans görüntüleme yöntemlerinin gereksinim duyulmakta olup, MRI eşliğinde bu tür çalışmaların tekrarlanmasında fayda görülmektedir.

Total diz artroplastisi cerrahi prosedürü iyi tanımlanmış, eklem mobilitesinin artırılmasında ve ağrının azaltılmasında uzun dönem sonuçları kanıtlanmış cerrahi girişimlerden biridir [130-132]. Total diz artroplastisi sağ kalımını ve hasta memnuniyeti etkileyen en önemli faktör cerrahın komponentlerin 3 boyutlu dizilimi ile birlikte diz çevresi yumuşak dokuların yerleştirilen implantlar ile bir uyum halinde hareket etmesini sağlamaktır. Diz protezi ameliyatları her ne kadar kemik ameliyatı olarak yorumlansa da, iyi bir cerrahi tekniğin temelinde mükemmel bir yumuşak doku cerrahisi yatmaktadır. Kemik kesilerinin düzgün olabilmesi için normal bağ ve yumuşak doku bağlantıları ve birbirleri ile fonksiyonel ilişkilerinin ilişkilerin çok iyi bilinmesi gereklidir. Protezin rotasyonu ve yerleştiriliş şekli yumuşak doku dengesini etkiler. Düzgün yapılmayan kesiler, rotasyonu düşünülmeden yerleştirilmiş komponentler ile yumuşak doku dengesinin sağlanması mümkün değildir. Protezin başarısı için, implantın oturacağı kemik dokuların düzgün kesilmesi, yumuşak dokuların ise mümkün olduğunca dengelenmiş olması gereklidir [133]. Dizilim yanlışlığı, instabilite ve patellofemoral komplikasyonlara bağlı olan erken başarısızlıkların en önemli nedeni olmakla beraber polietilen aşınması ve tespit yetersizliklerine bağlı olarak uzun dönemde de başarısızlıklara yol açar [134, 135].

Total diz artroplastisinde cerrahlar arasında patellar yüzey değiştirilmesi hala tartışılmakta olup çalışmamızda diz artroplastisi uyguladığımız hastalardan hiçbirine patella yüzey değiştirme artroplastisi uygulamadık. Femoral komponentte, trohlear oluğun olmadığı ve patella eklem yüzeyinin değiştirilmediği ilk dönem total diz artroplastilerinde, patellofemoral komplikasyonlar %30 gibi çok yüksek oranlarda bildirilmişlerdir [136]. Sonraki yıllarda uygun tasarımların geliştirilmesi ile birlikte bu oran % 4-5'lere düşürülmüş ise de halen patellofemoral eklemle ilgili sorunlar devam etmektedir [137]. Bazı yazarlar patellanın değiştirilmesi gerektiğini savunurlar, bazı yazarlar ise uzun dönem sonuçlarının aynı olması ve bunun yanında daha sık komplikasyonların görülmesi nedeniyle değiştirilmemesini savunurken bir diğer grup da hastaların kilosu, patellanın kalınlığı, diz önünde ağrı bulgusu, patellada deformasyon ve romatoid artrit varlığına göre karar verilmesini önerirler [138-141]. Waters ve ark. 514 olguya TDP uygulamışlar ve prospektif randomize çalışma yapmışlardır. Ortalama 5,3 yıl takip ettikleri 474 olgunun patellalarını değiştirmişlerdir. Patellası değişmeyenlerde diz önü ağrısı %25 iken, patellası değiştirilenlerde %5,3 olarak saptamışlardır. Her iki grup arasında fonksiyonel diz skorları açısından herhangi bir fark bulunmazken, patellası değişen hastaların diz skorunun daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir [142]. Whiteside ortalama 15 yıl takip ettiği 192 hastanın 225 dizine TDP uygulamıştır. Bu olgularında, patellanın femoral komponentle uyumlu hareket etmesine olanak sağlayan protez uyguladığı için hastaların hiçbirine patellar komponent koymamıştır. Sadece patellar osteofitleri temizlemiştir. Bu takip süresi içinde hiçbir hastada patellar komponent konulmasını gerektirecek oranda ciddi ağrı ortaya çıkmamıştır [143]. Klinik olarak patellar kırıldak yüzeyin traşlanmasının, patella kenar osteofitlerin temizlenmesi ve ardından denervasyon uygulanmaktadır. Hastalarımızın tamamına yakınında patella kaynaklı ön diz ağrısı olmaması ayrıca patella değiştirilmesinden uzaklaştırmıştır. Tüm bunların yanında ağrı total diz artroplastisi sonrası hasta yakınmalarının önemli bir bölümünü oluşturmaktadır [144-146]. Total diz artroplastisi sonrası hastaların büyük çoğunluğu ağrı ve fonksiyonel açıdan fayda görmesine rağmen küçük bir azınlıkta ameliyat öncesi döneme göre ağrıları değişmemekte veya artmakta, fonksiyonel açıdan çok yarar görememektedir. Bu vakalarda sorumlu tutulan etkenler genellikle aseptik gevşeme, rotasyonel ve dizilim bozukluğu, polietilen aşınması, ligament instabilitesi ve enfeksiyondur. Daha az olarak da refleks sempatik distrofi, senrory

noroma olarak sorumlu tutulmaktadır. Tüm bu bilinen sebeplerin dışında bir grup hastada sebebi bilinmeyen ağrılardan yakınmaktadır[133, 147-150].

Çalışmamıza dahil edilen hastaların yaş ortalaması kadınlarda 66.0 ± 4.9 , erkeklerde 69.8 ± 7.2 bulunmuş olup literatürde ortalama yaşı Akgün 65,2, Wood 69, Barrack 66,5, Heal 62,8 yıl olarak bildirmişlerdir [142, 151]. Çalışmamıza dahil edilen hastalara ait yaş ortalaması literatür ile benzerlik göstermektedir.

Total diz artroplastisinden aseptik gevşeme yaygın görülen implant gevşeme sebeplerinden biridir. Polietilen aşınması sonucu ortaya çıkan debris ve bunun inflamatuvar kaskadı başlatması nedeniyle aseptik gevşemenin meydana geldiği düşünülmektedir [152-155]. Tibial komponentin tibial yüzey kaplanmasından küçük olduğu durumlarda VKI artması ile zaman içerisinde tibial komponent implant çökmesi arasında ilişki olduğu tespit edilmiştir. Implantların varus olarak yerleştirilmesi ve VKI nin 33.0 den fazla olması aseptik gevşeme ile ilişkili bulunmuştur. Tibial komponentin tibial yüzey kaplanmasından küçük olduğu durumlarda VKI artması ile zaman içerisinde tibial komponent implant çökmesi arasında ilişki olduğu tespit edilmiştir [108, 153, 156-158]. Çalışmamızda dahil edilen 146 hastaya ait VKI ortalaması 27.8 ± 3.4 , hastalarımızın ortalama post op takipleri 45.2 ± 9.5 (36-63) ay olduğu tespit edilmiştir. Cerrahi esnasında VKI yüksek hastalarda bir implant çökmesini azaltmak için bir dizi faktör önem arz etmektedir. İmplant migrasyonunu azaltma konusunda en önemli faktör kortikal fit yerleştirmiş bir implant ile birlikte maksimum kaplanmayı sağlanması gerekmektedir. Fakat günümüzde sıklıkla kullanılan simetrik dizaynli implantlar ile rotasyonel dizilimin sağlanabilmesi için asimetrik yapıda olan proksimal tibiaya yerleştirilmesi esnasında kaplanmadan taviz verilmekte ve bu sebeple özellikle obez hastalarda implant çökmesi ve gevşemesi ile karşılaşıldığı bildirilmiştir [108, 153, 156-158]. Michael E. Berend ve arkadaşları tarafınca yapılan klinik çalışmada 81 adet çimentolu total diz artroplastisi yapılmış hastanın 2 yıllık takiplerinde implant migrasyonu radiostereometric analiz ile değerlendirilerek VKI ile tibial komponent kaplanması ve implant çökmesi arasında ilişki üzerinde çalışılmıştır. Çalışmanın sonunda tibial kaplanmasının azalması ve VKI nin arttığı durumlarda implant çökmesinin daha fazla olduğu bulunmuştur. Çalışmamızda klinik ve radyolojik

olarak gevşeme bulguları tespit edilmedi. Uzun dönem takiplerinin yapılması ve daha hassas yöntemler ile gevşemenin değerlendirilmesi gerekmektedir [159].

Yapılan ameliyatları, preoperatif ve postoperatif olarak karşılaştırabilmek amacıyla geliştirilmiş bazı skorlar kullanılmaktadır. Bu amaçla; Knee Society Score, Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score, Hospital for Specific Surgery Knee Score, Oxford Knee Score gibi objektif değerlendirme skorları ile SF-36 ve WOMAC gibi subjektif değerlendirme skorları kullanılmaktadır. Biz de çalışmamızda, objektif değerlendirme skorlardan en yaygın kullanılan ve Amerikan Diz Cemiyeti tarafından geliştirilen KSS'yi ve KSS-F yi; subjektif değerlendirme skorlarından WOMAC-P skorunu kullandık [160-166]. Klinik değerlendirme; diz puanı ve fonksiyon puanı olmak üzere iki ayrı dalda 100 puan üzerinden gerçekleştirilmiştir. Womac –P skoru Womac skorunun alt grubu olan pain skoru kullanılmış olup 0-20 arasında puanlandırıldı.

Goldberg ve ark. minimum 14 yıl, maksimum 17 yıllık takipleri sonunda diz skorlarını %75 mükemmel, %10 iyi, %2 orta ve %13 kötü bulmuşlardır [167]. Hungerford ve ark. ortalama 5,1 yıllık takiplerinde, %73 mükemmel, %19 iyi, %2 orta ve %6 ise kötü sonuç olarak bulmuşlardır [168]. Yamamoto ve ark. 335 dizin ortalama 7- 10 yıl takiplerinde %83 mükemmel ve iyi sonuç bildirmiştir [169]. Çalışmamıza dahil edilen hastalarda ortalama takip süreleri 45.2 ± 9.5 (36-63) ay olarak tespit edilmiş olup orta dönem sonuçları açısından değerlendirildiğinde ameliyat öncesi KSS 22.9 ± 17.5 (0-59), KSS-F 33.1 ± 15.7 (0-65) ve WOMAC-P skoru 17.8 ± 1.8 (14-20) olarak ölçüldü, postop kontrollerinde değerlendirme skorlarının tekrarında ise KSS 86.0 ± 8.0 (56-98), KSS-F 88.0 ± 8.2 (65-100) ve WOMAC-P skoru 3.2 ± 2.4 (0-9) olarak ölçüldü. Post-op dönem değerlendirme skorları sonuçları incelendiğinde literatürde bulunan sonuçlara benzer olduğu ve literatürde belirtilen ortalama değerlere göre daha iyi sonuç alınmış olduğunu tespit ettik. Preop ve post op dönemler karşılaştırıldığında her 3 değerlendirme skoru sonuçları arasında KSS KSS-F skorlarında artış, WOMAC –p skorunda azalma olduğu ve bu değişimin istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu tespit edildi. Opere edilen hastaların orta dönem sonuçları literatürle benzerlik göstermekte olup cerrahi tedavinin hastalarda başarılı olduğunu göstermektedir.

Opere edilen hastaların preop Kellgren – Lawrence gonartroz evrelemesine

göre 7 (%4.8) hasta evre 2, 43 (%29.4) hasta evre 3 ve 96 (65.8) hasta evre 4 gonartroz tanısı ile opere edilmiştir. Hastaların ileri evrelerde opere edilmesi hastalara ait preop klinik değerlendirme skorlarının düşük olmasını açıklamada yardımcı görülmektedir.

Total diz artroplastisinde eklem hattının yeniden restorasyonu dengeli bir ekstansiyon ve fleksiyon aralığının elde edilmesi ve başarılı bir total diz artroplastisi yapılabilmesi açısından oldukça önemlidir. Eklem çizgisinin korunmasının patella yükseliğinin değişimini, tibia plato kesim seviyesinin değişimini ve dolayısı ile tibial komponentin tibia platosunda yerleşimini etkilemesi, eklem hareket açıklığını etkilemesi ile diz artroplastisinin fonksiyonel sonuçlarına etkilediği bildirilmiştir [170]. Eklem çizgisinin 8 mm den fazla değiştirilmesi düşük klinik skorlara neden olduğu bildirilmesine karşın Scuderi and Insall 10 mm değişimde dahi klinik sonuçlarında belirgin değişikliğe sebep olmadığını bildirmişlerdir. Eklem çizgisinin distale yer değiştirmesi durumunda retropatellar ağrılar ve patella subluksasyonuna neden olabileceği literatürde bildirilmiştir [171]. Teorik olarak eklem çizgisinin depresyonu patellar zorlanması arttırmaktadır. Bir çok çalışmanın hipotezi olarak AÇB kesen diz artroplastistilerinde daha geniş ekstansiyon ve fleksiyon aralığı elde edildiği ve eklem çizgisi değişimini daha iyi tolere edebildiği gösterilmiştir [172]. Literatürde bildirilen verilerle eklem hattında yükselmenin dizde post operatif sertliğe, psodo patella baha ve midfleksiyon instabilitesine yol açabileceği söylenmiştir. Figgie ve ark. Eklem çizgisinde 8 mm den fazla değişimin retropatellar ağrı ve revizyon oranında artış ile ilişkili olduğunu tespit etmişlerdir. Ryu ve ark. tarafında yapılan çalışmada eklem çizgisinin ortalama 5.7 mm yukarı yer değiştirmesinin eklem hareket açıklığında azalmaya neden olduğunu bildirmişlerdir [170, 173-176]. Yakın dönemde yapılan bir çalışmada Ee ve ark. eklem çizgisinde 4 mmden fazla değişim olan hastaların 6-24 aylık takiplerinde Oxford diz scoru ve Amerikan cemiyeti diz skorlarında azalma olduğunu tespit etmişlerdir [177].

Eklem hattının restorasyonun ve yerinin korunması hususunda literatürde çok fazla sayıda ölçüm metodu tanımlanmıştır. Birçok yayında preop ve post op tam ap ve yan diz rodyografileri üzerinde ölçüm tariflenmiş olup bu yöntemlerin x ray magnifikasyon hataları ve osteoartrit nedeniyle deforme olmuş dizlerde ölçümünün yapılmasında zorluklar nedeniyle hatalara sebep olabilmektedir [170, 178, 179].

Çalışmamızda eklem hattı tam yan grafilerde grafilerinde ölçülerek tespit edildi. Figgie ve ark. Tarafından tanımlanan şekilde otomatik magnifikasyon yazılımı ile magnifikasyonu standardize edilmiş diz yan grafilerinde preop ölçülen eklem çizgisi seviyesi 27.6 ± 3.2 mm (18.0 -33.0 mm), post op ölçümlerde 27.5 ± 3.0 mm (20.0 mm-36.0 mm) olarak tespit edilmiştir. Preop ve post op ölçülen değerler karşılaştırıldığında eklem çizgisinde istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı tespit edildi. Eklem çizgisi değişiminin anlamlı fark olmaması iyi yapılmış preop planlama ve PCL kesen total diz artroplastisi tercih edilmesi ile ilişkili olduğunu düşünmekteyiz.

Diz artroplastisi sonrası hasta memmuniyet de etkili bir diğer faktör ayakta ve yürürken eklem ağrıları azaltmak ve günlük yaşam aktivitelerini yapabilme yeteneği kolaylaştırmak için hareket aralığını muhafaza etmektir. Bu sebeble TDA sonrası hastaların mümkün olan maksimum düzeyde diz hareket açıklığı kazandırılmasına yönelik bir takım cerrahi prosödürlere ve implant tasarımları geliştirilmeye çalışılmış ve hasta memmuniyetinin artırılması amaçlanmıştır. TDA sonrası ROM'da değişikliği ile ilişkili bulunmuştur faktörler, implant tasarım, posterior femoral kondiler ofset, intraoperatif yumuşak doku dengeleme ve posterior tibial eğim bulunmaktadır [180-183]. Çalışmamıza dahil edilen 146 hastaya ait preop ve postop eklem hareket açıklığı hastaların aktif olarak yapabildikleri maksimum ekstansiyon ve fleksiyon aralıkları goniometre ile ölçülerek ekstansiyon ve fleksiyon dereceleri arasındaki fark bulunarak eklem hareket açıklığı tespit edildi. Preop dönemde hastaların ortalama eklem hareket açıklığı 89.7 ± 11.4 (65.0-110.0) derece arası ve post op dönemde eklem hareket açıklığı 114.8 ± 10.6 (90.0-134.0) derece arası olduğu ölçüldü. Post operatif hastaların rom artışına ve klinik değerlendirme skorlarına hangi faktörlerin etkisi olduğu çalışmamızda posterior femoral kondüler ofset, posterior tibial eğim [184] ile istatistiksel olarak karşılaştırılarak değerlendirildi.

Posterior kondüler ofseti (PKO) Bellemans ve ark. Tarafından TDA uygulanmış 29 hastaya videofloroskopik analizde tibia distalinden zorlanarak hastalara maksimum fleksiyon yaptırılmış ve hastaların %72 sinde tibial insertin posterior ile femur posterior kondilinin posterior korteks birleşiminde impingement yaptığı tespit edilmiş ve takip eden 150 diz artroplastili hastanın analizinde PKO ile

diz fleksiyon açıklığı arasında ilişki olduğu tespit edilmesi üzerine “ posterior femoral kondüler ofseti” tanımlamışlardır [185]. Jong-Heon Kim tarafından yapılan bir çalışmada 35 hastaya ait 45 dize AÇB kesen diz artroplastisi uygulanarak preop ve postop dönemde PKO ve PTS nin diz romuna etkisi olup olmadığı değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda TDA sonrası ortalama maksimal fleksiyon açısı 118.44 ± 9.8 derece ve postoperatif tibia eğimi (11.78 ± 6.2) derece olarak bulunmuş ve korelasyon analizinde tibial slop ve diz ROM u arasında anlamlı ilişki olduğu, Ameliyat sonrası maksimal fleksiyon açısı ve posterior femoral kondil ofset farkı ve posterior femoral kondil ofset oran farkı arasında ilişkinin istatistiksel analizinde posterior kondüler offset ile diz rom u arasında ilişki olmadığı sonucu bulunmuştur. Çalışmanın sonucunda AÇB kesen diz artroplastisilerinde posterior tibial eğimin diz hareket açıklığına etkileyen bir faktör olduğu sonucuna ulaşılmıştır [186].

Bellemans ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada 150 diz artroplastili hastanın PKO ile diz fleksiyon arasında ilişki değerlendirilmiş ve PKO da her 1 mm azalmada diz hareket açıklığında 6.1 derece azalma olduğu sonucuna ulaşılmıştır [185]. Goldstein AÇB koruyan diz artroplastilerinde yapmış olduğu çalışmada femoral komponentin küçük tercih edilerek posterior kondüler ofsetteki azalma sonucunda diz hareket açıklığının 135 dereceden 120 dereceye azalma olduğunu göstermiştir [187]. Buna karşılık Hanratty tarafından yapılan 69 AÇB kesen diz artroplastisi ve Bauer tarafından yapılan 410 TDA vaka analizlerinde posterior kondüler offset ile diz maksimal fleksiyon açıklığı arasında ilişki olmadığını tespit etmişlerdir [188, 189]. Arabori tarafından yapılan bir çalışmada bir dizine AÇB koruyan ve bir dizine AÇB kesen diz artroplastisi yapılmış olan hastaların vaka analizlerinde AÇB koruyan dizlerden PKO diz maksimal fleksiyonla ilişkili olduğu fakat AÇB kesen dizlerde ilişki olmadığını tespit etmiştir [190].

Çalışmamızda elde edilen ölçümlerde ortalama değerler preop PKO 28.2 ± 4.3 (18.0; 38.0), postop 27.0 ± 4.3 (16.0; 35.0) olarak tespit edilmiş olup PKO azalma yönünde değiştiği ve preop post op anlamlı fark olduğu tespit edilmiştir. PKO da post op dönemde azalma, değişmeyen ve artma olan vakaların ROM, KSS, KSS-F ve WOMAC-P skorları ile analizinde,posterior femoral ofsetin sırası ile negatif yönde değişimi, değişmemesi ve pozitif yönde değiştiği durumlar ile post op KSS, post op KSS-F, WOMAC-P ve ROM Değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı

ilişki bulunamamıştır. PKO Ölçümleri hata payını azaltmak için her hasta için 2 defa tekrarlanarak ortalama değer çalışmaya dahil edildi. Çalışmamızın bu kısımda kısıtlayıcı bir takım faktörler bulunmaktadır. Kadın erkek oranının eşit olmaması, çalışmanın sadece tek tip TDA implant tasarımı ile gerçekleştirilmiş olması, hastaların post operatif erken dönemde rehabilitasyonları standardize olmasına rağmen taburculuk sonrası rehabilitasyonlarının farklı rehabilitasyon merkezlerince yapılması sayılabilir. Preop PKO ölçümünde bir diğer etkileyen faktör doğal femoral kondillerde medial kondilin lateral kondile göre büyük olması, diz artroplastisinde kullanılan implantlarda ise lateral ve medial kondillerin boyutlarının aynı olması preop ölçüm hatalarına neden olabilmektedir. Ayrıca preop ileri gonartrozlu hastalarda aşınmaya bağlı olarak femoral kondillerde küçülme veya osteofitlerin varlığı nedeniyle radyografik olarak kondil çapında artmaya ait görüntü yapabilmektedir. PCO ölçümünde kısıtlayıcı bir diğer faktör de preop BT ve X ray ile PKO ölçümlerde kıkırdak kalınlığının göz ardı edilmesi ve bu farklılığın post op ölçüm ile arasındaki farkı etkileyebileceğinin unutulmaması gerekmektedir. Clarke 'ın tanımladığı üzere doğru PKO ölçümü için MRI görüntüleme ile kıkırdak kalınlığı dahil edilerek yapılması gerekmekte bu sebeble radyolojik olarak Pratik uygulanabilir yeni görüntüleme sistemlerine ihtiyaç duyulmaktadır [191].

Tibial komponentin tibia sagital düzlemi üzerinde açılal pozisyonu PTS olarak tanımlanır. PTS nin doğru ölçümü tam yan tibianın ayak bileğini içeren görüntüleri üzerinden ölçüm yapılması gerekmektedir. Lateral diz grafilerinde ortalama olarak tibianın 16 cm lik bölümü görülebilmektedir [192]. Lateral radyografilerde PTS ölçümü Tibia mekanik aksı ile tibia platosu arasında açının ölçülmesi ile elde edilmektedir [193, 194]. Tibia mekanik aksının ölçümünde çoğu yazar tibia mekanik aksı, ayak bileği merkezini tibia plato orta noktasına birleştiren çizgi üzerinden yapılmasını tavsiye etmektedir [194, 195]. Kısa diz yan grafilerinin PTS ölçümünde yetersiz olduğu literatürde bildirilmiştir. Bu sebeble çalışmamızda preop tibia tam yan grafileri üzerinden ve post op tibia saggital kesitleri üzerinden PTS u tibia mekanik aksını kullanarak preop ve post op ölçümünü yaptık. Posterior tibial eğim diz artroplastisi sonrası ön arka düzlemde stabilite üzerinde bir etkisi vardır ve anterior tibial kayma ile doğrusal ilişkisi bulunmaktadır [196] [197, 198]. TDA implantasyonu sırasında sagital düzlemde tibia uygunsuz kesim açısı antero posterior instabilite yanı sıra mediolateral laktisiteye, artan polietilen aşınması,

komponent gevşemesi veya arka çapraz bağ üzerinde gerginliğe neden olabilmektedir [199, 200]. Bu sebeble genel olarak total diz artroplastisinde 3° - 7° 'lik bir PTS tavsiye edilir [201].

Bellemans ve ark. yapmış oldukları çalışmada AÇB koruyan diz artroplastisi yapılmış ve 0, 4, 7 derece PTS verilerek tibial kesileri yapılan hastalarda PTS da her 1 derecelik artış maksimum diz fleksiyonunda 1.7 derece artış olduğunu tespit etmişlerdir [185, 202]. Buna ilaveten Malviya ve ark. Tarafından yapılan bir diğer çalışmada PCL koruyan TDA yapılmış 101 dizin vaka analizinde PST de her 1 derece artışın maksimum diz fleksiyonunu ortalama 2.3 derece arttırdığını tespit etmişlerdir [203]. Diğer taraftan Kansara & Markel ve Piazza et al yapmış oldukları vaka analizlerinde AÇB kesen TDA sonrası 0 ve 5 derece PTS ile maksimal diz fleksiyonu arasında herhangi bir ilişki olmadığını tespit etmişlerdir. Bauer ve ark. PTS ile diz romu arasında AÇB koruyan diz artroplastilerinde olduğunu fakat AÇB kesen diz artroplastilerinde böyle bir ilişkinin olmadığını tespit etmişlerdir. Bizim çalışmamızda preop PTS 9.6 ± 4.3 (18; 0.0) derece, post op 6.0 ± 3.2 (13; 0.0) olarak ölçüldü. Preop – post op PTS değişimi slop azalması yönünde meydana gelmiş olup değişim istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu tespit edildi vakaların istatistiksel analizinde PTS artışı ile KSS, KSS-F ve ROM değerleri arasında korelasyon incelendiğinde PTS artması durumunda KSS nin arttığı fakat istatistiksel olarak anlamlı olmadığı, ROM değerinin ise istatistiksel olarak anlamlı düzeyde slopun artması ile arttığı tespit edildi. Çalışmamızın bu sonuçları değerlendirildiğinde ROM ile PTS arasında ilişki literatüre benzer olarak sonuçlanmıştır. KSS ve KSS-F skorlarının ise ilişkili sonuç bulunmaması hasta sayısı ve hastaların preop gonartroz evreleri ile açıklanabilir. Çalışmamızın bu bölümünü kısıtlayan faktörler preop hastaların preop gonartroz evrelerinin farklı olması, preop ölçümlerde kıkırdak kalınlığının görülememesi ve tibia platoda meydana gelmiş olan deformiteler sayılabilir.

Total diz artroplastisinde implantların koronal dizilimi yumuşak doku dengelenmesi, sağlam komponent tespiti ve uzun sağ kalımı için en önemli teknik faktörlerden biridir. TDA da koronal alignment üzerine yapılan çalışmalarla elde edilen verilerde her ne kadar anatomik varyasyonlar intraoperatif koronal dizilimi zorlaştırsada, protezin sağ kalımının arttırılması için 3-5 derece arası valgusu elde

ederek mekanik aksın diz ekleminin ortasından geçtiği kemik kesilerinin yapılması gerekmektedir [204-206]. Bu kesiler ancak femur ve tibia'nın mekanik aksına dik kesilerek elde edilebilir. Femur için mekanik aksa dik koronal dizilimin sağlanabilmesi için mekanik aks ile anatomik aksın arasında farka göre 2-11 dereceler arasında distal femoral valgus kesisi yapılarak ortalama 5-6 derece distal femoral valgus elde edilmesi hedeflenmektedir [207, 208]. Bir kısım cerrahlar sıklıkla distal valgus kesisini standart 5-7 derece arası yapmakta, diğer taraftan bazı cerrahlar ortoröntgen üzerinden mekanik ve anatomik aksın ölçümü ile preop olarak kesi açısını belirlemektedir [209, 210]. Çalışmamıza dahil edilen hastaların femur distal kesim açıları preoperatif alt eksteremite uzunluk grafisi üzerinde hesaplanarak belirlenerek yapılmıştır. Çalışmamıza dahil edilen hastalarda tibiofemoral açı ölçümleri preop ve post operatif kalça-diz-ayakbileği grafilerde amerikan diz cemiyeti diz artroplastisi radyolojik değerlendirme kriterlerine uygun ölçümler yapılarak belirlendi. Tibia femoral açı preop ortalama değeri 174.8 ± 4.4 (164.0; 181.0), post operatif 183.8 ± 3.2 (176.0; 190.0) olarak tespit edildi. Total diz artroplastisinde femora tibial açının düzeltilerek femur mekanik aksı ile tibia mekanik aksını bir düzlem içine yerleştirmek ana hedeflerden olmuştur. Uzunluk grafilerinin çekilemediği zamanlarda kısa filmler üzerinden 5-7 derecelik tibia femoral açı sağlanmasının uygun olacağı belirtilmiştir [192, 211].

İntraoperatif olarak tibia femoral açının ayarlanması distal femur ve proksimal tibia'nın ikisinin birden kesileri ile alakalıdır. Parratte ve Bonner mekanik aksa göre 0+-3 derece olacak şekilde komponentlerin yerleştirilmesinin yeterli olacağı görüşünü desteklemelerine rağmen Bellemans 'ın yapmış olduğu vaka analizlerinde erkeklerin %32 kadınların %17 sinde mekanik aksa göre 3 dereceden fazla varus meydana getirilerek komponentlerin yerleştiğini tespit etmiştir [205, 212, 213]. Kim ve ark. tarafından yapılan vaka analizlerinde 16 yıllık ortalama takip süresine sahip 3048 TDA da başarısızlık araştırması yapılmış ve mekanik aksa hizalanmış dizlerde % 0.6 oranında, 3 derecen fazla varus dizilim bozukluğu olanlarda % 2,3 oranında başarısızlık oranı tespit edilmiş ancak, valgus deformitesi % 0.9 için başarısızlık oranlarını olduğu ve anlamlı bir artış olmadığını göstermişlerdir.

Fang ve ark. tarafından yapılan çalışmada varus dizlerde başarısızlık oranının

yüksek olmasının nedeni medial gevşeme ve çökme, valgus dizlerde ise bağ instabilitesi olarak tespit etmişlerdir. Ritter ve ark. yapılan çalışmada tibia ve femoral komponentin her biri için mekanik aksa hizalı yerleştirilmesi önerilmiş ve varus yerleştirilen tibia komponentlerde % 3.2 yetmezlik meydana geldiği, valgus yerleştirilen femoral komponentlerde %7.8 yetmezlik meydana geldiği bildirilmiştir. Choong ve ark. tarafından 115 total diz artroplastisi yapılmış hastanın KSS ve SF-12 skorlamaları sonucunda mekanik aksa nötral $\pm 3^\circ$ yerleştirilmiş diz artroplastilerinde sonuçların daha yüksek olduğunu tespit etmişlerdir [211, 214, 215].

Yukarıdaki bulgulara karşı, çeşitli yazarlar primer TDA aşağıdaki genel uyum ve sonuç arasında herhangi bir korelasyon bulamamışlardır. Bonners ve Parratte tarafından 15 yıllık takibi olan 398 diz artroplastili hastaya ait klinik sonuçlar analiz edilmiş ve mekanik aksa nötral $\pm 3^\circ$ dışında yerleştirilmiş komponentlerde revizyon oranlarında artma olmadığı tespit edilmiş [205, 212]. Magnussen ve ark. vaka analizlerinde nötral yerleştirilmiş komponent dizilimi ile varus da yerleştirilenler arasında orta dönem sonuçları açısından KSS skorlarının benzer olduğunu tespit etmiştir [216]. Vanlommel ve ark. yaptığı çalışmada ise hafif varusu olan dizlerde aşırı varus olan ya da nötr dizilime sahip dizlere göre daha yüksek KSS skoru elde etmişlerdir [217]. Matziolis ve ark. tarafından 5 yıllık takipleri yapılmış 218 diz artroplastisli hastaların dizilimin uygun olduğu ve dizilimin kötü olduğu vakalarda WOMAC ve SF-36 skor sonuçlarının benzer olduğunu tespit etmiştir [218]. Ancak, nötr koronal hizalama hala altın standarttır ve kesin kanıtlar ile bunun aksi idea edilene kadar mekanik aksa nötr koronal aligment tercih edilmelidir [219]. Distal femoral kesim genellikle nötr mekanik uyum sağlamak amacıyla femur shaft eksenine valgus görelî 2-7 ° yapılıır [220]. Ritter ve ark' a göre femur anatomik aksına göre 8 dereceden fazla valgus yerleştirilmiş femoral komponentlerde revizyon riski 5 kat artmaktadır [214]. Son vaka analizlerinde 8 dereceden fazla valgus yerleştirilmiş femoral komponentlerde %1.7, nötral yerleştirilenlerde %0.7 ve 2 derecen az valgus verilenlerde ise %5 yetmezlik geliştiğini göstermişlerdir. Longstaff tarafından nötr yerleştirilmiş femoral komponentlerde KSS ve KSS-f skorlarının daha yüksek olduğunu göstermiştir [221]. Post operatif ölçüm değerleri literatüre benzer olduğu görülmekte, koronal planda tibia femoral eklemdede ortalama $3,8\pm 3.2$ derece valgus verildiği tespit edilmiştir

Diz artroplastisinden tibial komponentin maksimum kaplanma ile birlikte nötr bir koronal dizilimin olması gerektiği önerilmektedir [222]. İkincisi, mekanik eksene dik, 90° bir tibia kesim yapılıdır. Tibial komponentin malalignmenti artan aşınma ve dengesiz yük dağılımına neden olmaktadır. Varusu $> 3^{\circ}$ tibia dizilim bozukluğu medial kemik çökmesi riskini arttırdığı rapor edilmiştir [214]. Kim ve ark. tarafından yapılan çalışmada nötr dizilime sahip tibialarda yetmezlik oranı %0 olarak tespit edilmişken varus dizilimli tibialarda %3.4 olarak tespit edilmiştir. Ritter Varus dizilimde 11 kat revizyon oranının arttığını tespit etmişlerdir [214]. Tibial komponentin yerleşimin sonuçlarını değerlendirmek için laboratuvar çalışmalarında yapılmış olup D'Lima ve ark. Tarafından yapılan çalışmada diz artroplastisi uygulanmış ve 3 derecen fazla varusu olan dizlerde aşınmanın 3 kat fazla olduğunu tespit etmişlerdir [223]. Werner'in yaptığı çalışmada ise medial ve lateral kompartmanlarda başınç artışına neden olduğu tespit edilmiştir [224]. Matsuda ve ark. Tarafından başka bir çalışmada ise 5 dereceden fazla varus veya valgus komponent yerleşimi durumunda %50 nin üzerinde temas stresini arttırdığı tespit edilmiştir. bu sonuçlarda dolayı tibial komponent koronal planda 90° yerleştirilmelidir [3].

Çalışmamızda Post op koronal planda Proksimal Medial Tibial Açık hastaların preop grafileri üzerinden yapılan ölçümlerde ortalama 83.4 ± 4.2 (73.0; 96.0) derece, post op dönemde ölçülen ortalama değerler ise ortalama 89.1 ± 2.0 (84.0; 94.0) derece olduğu tespit edilmiştir. Preop açının ortalama değerinin 83.4 ± 4.2 olması opere edilen ve çalışmaya dahil edilen hastaların ileri evre medial artroz olmaları ve medial tibia platosunda aşınmanın ölçümü etkilemesi olarak düşünülmektedir. Hastalar intraoperatif ekstra medüller klavuz yardımı tibiada koronal planda 90° derece kesi yapılması hedeflenmiş olup post op ortalama değer literatüre benzer bulunmuştur. Post op koronal tibial komponent açısı ile klinik parametreler olan KSS, KSS-F ve ROM değerleri arasında istatistiksel ilişki olup olmadığı değerlendirilmesinde açının değişimi ile KSS, KSS-F ve ROM değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde ilişki tespit edilememiştir. anlamlı istatistiksel sonucun elde edilememesinin nedeni olarak ortalama değerin ve ölçüme ait dağılımın benzer olması olduğu düşüncesindeyiz. Tibia da koronal düzlemde implant yerleşiminin literatürde önerildiği şekilde başarılı olduğunu sonucuna ulaştık.

Femoral komponentlerin sagital hizalama en sık femoral anatomik eksenlerine değerlendirilir. Konvansiyonel teknikler sayesinde, sagital protez hizalaması ameliyat sırasında kolay uygulanabilir tekniklerle, intramedüller veya ekstramedüller çubuklar yardımı ile belirlenebilmektedir. Sagital planda femur eksenine nötr hizada femoral komponent yerleştirmek hedeflenmektedir. Lustig ve ark. tarafından yapılan çalışmada 95 hastanın femoral komponentin sagital ekseninde mekanik aksan $> 3.5^\circ$ posterior eğimi olarak yerleştirilmesi sonucunda 1 yıllık takiplerinde 3 kat artmış fleksiyon kontraktürü riski olduğu tespit edilmiştir [225]. Bunun aksine Faris ve ark. tarafından yapılan çalışmada bağ koruyan diz artroplastilerinin analizlerinde femoral komponentin sagittal planda yerleşimi açısından ilişki olmadığı tespit edilmiştir [226]. Murphy ve ark 40 diz içeren yeni bir randomize kontrollü çalışmada CR-TDA da 4° femoral implant fleksiyon da yerleştirilmesinin nötr konumuna kıyasla fleksiyonda artışa neden olduğu belirtilmiştir [227]. Ancak Dennis ve ark. yaptığı çalışmada fleksiyonda yerleştirilen femoral komponent sonrası patellar krepitus ve ağrıya neden olduğu gösterilmiştir [228]. Kim ve ark. femoral komponentin 3 dereceden fazla fleksiyonda yerleştirilmesinin revizyon oranını % 3.3 arttırdığını, nötröl yerleştirilmesinin ($0-3^\circ$ fleksiyon) revizyon oranının %0.9 olduğunu tespit etmişlerdir.

Sonuç olarak, az sayıda çalışma TDA cerrahisinde sagital komponent diziliminin klinik sonuçlarına yönelik araştırma yapılmıştır. Çalışmamıza dahil edilen hastaların tamamına femoral komponentin sagital planda hizalanması intramedüller guide yardımı ile sağlandı. Femoral notch osteofitlerin temizlenmesi sonrası notch dan itibaren yaklaşık 10 mm anteriorda ve 3 mm medialden femur medulası girişi yapıldı. Post operatif komponentin sagittal yerleşiminin ölçümünde tam yan femur grafileri üzerinde Amerikan diz cemiyeti radyolojik değerlendirme kriterlerine uygun olarak ölçüldü. Post op sagital Femoral açı ile klinik parametreler olan KSS, KSS-F ve ROM değerleri arasında femoral komponent yerleşim derecesi ile açının değişimi ile KSS, KSS-F ve ROM değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde ilişki tespit edilememiştir. Femoral komponentin yerleşiminin 0 ± 2 derece arasında dağıldığı görülmektedir. Femoral komponent yerleşimin literatürde tarif edildiği şekilde yerleştirilmiş olduğu görülmekle birlikte istatistiksel korelasyonun klinik değerlendirme skorlarına etkisini görebilmek için aşırı fleksiyon ve ekstansiyonda komponent yerleşimi olan TDA yapılmış hastaların çalışmaya dahil

edilmesi gerekmektedir. Ayrıca Sağ kalımın ve yetmezlik bulgularının tespiti için bu hastaların uzun dönem takiplerinin yapılarak değerlendirilmesi ne gerek duyulmaktadır.

Çalışmamıza dahil edilen hastalara preop BT çekimi etikolegal nedenlerden yapılamaması nedeniyle preop aksiyel düzlemde komponent yerleşimin nasıl olacağını değerlendiremedik. Fakat rotasyonel dizilimin gösterilmesinde kullanılan femur ve tibia için land marklar tekrarlayan cerrahilerde kullanılabilir olması nedeniyle post operatif yapılan BT çekimlerimizde rotasyonel hatalarımızı ve klinik sonuçlara etkilerinin tespitini yapabildik. İntra operatif komponent yerleşiminin belirlenmesinde tibia için patellar tendonun medial kenarı ve tüberositas tibia 1/3 mediali ile birlikte AÇB yapışma yeri arasında çizilen çizgi (Akagi Line), crista tibia ve 2. İntermetatarsal aralık hizalanarak öncelikli olarak rotasyonel dizilimin sağlanması daha sonra kaplanmanın maksimum olabileceği komponent seçimi yapılarak tibial komponent yerleştirildi [229, 230]. Transvers planda tibial komponentin pozisyonunun ayarlanması preoperatif BT eşliğinde belirlense dahi anatomik varyasyonlar sebebiyle güç olabilmektedir. Sayısız yöntem ve landmark tibial komponentin doğru rotasyonel uyumunu sağlamak için öne sürülmüştür (tibia, anterior tibial tüberkül, transverse axis of the tibia, transepicondylar eksen, bi-malleolar axis) [222, 230-233]. Tek başına Tüberositas tibianın 1/3-2/3 anterior hizasının ve patellar tendon medial kenarının rotasyonel ayarlama kullanılması ile postoperatif patello femoral ağrının az olduğunun görülmesine rağmen patellofemoral displazi durumlarında bu teknikte yetersiz olabilmektedir ve bu nedenle, bu nokta, güvenilir olarak kabul edilemez. Akagi ark. tariflediği AÇB dan patellar tendon medial sınırına çizilen çizgi tibia yüzeyinin geometrik merkezinden geçmekte ve femoral komponentin rotasyonel eksenine uyum sağlayabilmektedir. Bu sebeple Çalışmamızda tibial komponentin yerleştirilmesi literatür ile benzerlik göstermekte ve rotasyonel hataları aza indirmektedir.

Post operatif tibial komponent için Berger ve ark'nın tanımladığı yöntem uygun olarak tibial komponent rotasyonel ölçümleri yapıldı. Bu elde edilen değer tibial komponentin tüberositas tibianın medial 1/3'üne göre rotasyon derecesidir [234-236]. 0 dan büyük olan değerler dış rotasyonda 0 dan küçük olan değerler iç rotasyonu göstermektedir. Çalışmamızda implante edilen tibial komponentlerden 43

(%30) tanesinin iç rotasyonda, 78 (%53) tanesinin ideal rotasyonda ve 25 (%17) tanesinin dış rotasyonda yerleştirildiği tespit edildi. Hastaların büyük oranında ideal rotasyonda veya dış rotasyonda yerleştirilmiş olduğunu ve tibial komponent yerleştirilmesinde cerrah tarafından önceliğin rotasyona verildiği görülmektedir. Çalışmamızda Tibial komponentin rotasyonel durumunun klinik skorlara etkisi değerlendirildiğinde KSS a her 3 rotasyonel durumda istatistiksel olarak anlamlı etki etmediği fakat Komponent yerleşiminin ideal olduğu durumda KSS skoru ortalaması 88.1+6.8, dış rotasyonda olduğu durumda 82.0+10.1, iç rotasyonda olduğu durumda 84.6+6.7 olarak bulunmuş olup ideal rotasyonda diğer rotasyonlara göre KSS skoru yüksek olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını tespit ettik. KSS-F skoru ile ilişkisi değerlendirildiğinde komponent yerleşiminin ideal olduğu durumda KSS-F skoru ortalaması 91+7.5, dış rotasyonda olduğu durumda 86.6+7.7, iç rotasyonda olduğu durumda 83.5+7.4 olarak bulunmuş olup ideal rotasyonda diğer rotasyonlara göre KSS-F skoru yüksek olmasına ile birlikte istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. WOMAC-P skoru ile ilişkisi değerlendirildiğinde Komponent yerleşiminin ideal olduğu durumda WOMAC-P skoru ortalaması 2.5+2.3, dış rotasyonda olduğu durumda 3.8+1.8, iç rotasyonda olduğu durumda 4.2+2.7 olarak bulunmuş olup ideal rotasyonda diğer rotasyonlara göre WOMAC-P skoru düşük olmasına ile birlikte istatistiksel olarak anlamlı fark olduğunu tespit ettik. ROM ile ilişkisi değerlendirildiğinde Komponent yerleşiminin ideal olduğu durumda ROM ortalaması 116.0+10.3 derece, dış rotasyonda olduğu durumda 114.0+10, iç rotasyonda olduğu durumda 113.0+11 olarak bulunmuş olup ideal rotasyonda diğer rotasyonlara göre ROM derecesi yüksek olmasına ile birlikte istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görüldü. Literatürde tibial komponent yerleştirilmesinde önceliğin rotasyona verilmesi ve sonra kaplanmaya önem verilmesi önerilmektedir. Bunun sebebi olarak rotasyon problemlerinin dış rotasyona göre daha fazla hasta morbiditesi yaratmasıdır.

Berger ve ark. tibial komponentin 1-4 derece iç rotasyonda olmasının patellofemoral komplikasyonlarla ilişkili bulmuştur [236]. Barrack ve ark. 6.2 derece iç rotasyonun anterior diz ağrısı ile ilişkili olduğunu nicoll ve ark. 4.3 derece iç rotasyonun ağırlı dize sebep olacağını 9 dereceden fazla iç rotasyonda ağrının artacağını belirtmişlerdir [237] [238]. literatürde Tibial komponentin uygun rotasyonda yerleştirilmesi MCL de gerilme riskin, temas stresini, diz ağrısını, diz

sertliğini ve patellofemoral komplikasyonlardan kaçınmak için önemlidir [238-240]. Çalışmamızda tibial komponentin internal rotasyonda yerleştirilmiş olma nedeni olarak ise cerrahi esnasında patellar tendonun yapışma yeri olan tüberositas tibianın yeterince iyi görülememesi olarak düşünülebilir. Neden olarak patellar tendon rüptürü riskinin cerrahi ekipte yarattığı endişe tüberositas tibianın yeterince iyi görülememesine neden olabilir. Ayrıca patellanın yeterince devrilmeden tibial komponent yerleştirilmesinin doğru tibial komponent rotasyon yerleştirilmesine engel olduğu düşünülebilir. Tüberositas tibiada anatomik varyasyonlarında rotasyonel dizilimi sağlanmasını zorlaştıracığı göz önünde bulundurulmalıdır.

Morfolojik olarak medial tibial kondilin lateral tibial kondilden büyük olmasına rağmen kullanılan diz protezi implantlarının çoğu simetriktir [241]. Çalışmamızda literatür ile benzer olarak simetrik tibial komponent kullanılmış olup implantın simetrik olması rotasyon ayarlanması esnasında taşmalara neden olabileceği nedeniyle taşmadan kaçınmak için beraberinde maksimum kaplanmayı sağlayacak femur ile uyumlu tibial implantın kullanılması iç rotasyonda yerleştirilmesine neden olmuş olabilir. Simetrik, asimetrik ve anatomik komponentler ile ilgili literatür taraması yapıldığında, anatomik, simetrik veya asimetrik komponentler ile tibial yüzey kaplanmasının ortalama %80 üzerinde olduğu ve bunun TDA sağ kalımı için yeterli düzeyde olduğu literatürde gösterilmiştir. Laskin ve ark. tarafınca yapılan çalışmada simetrik komponent ile %95 üzerinde kaplanmaya sahip TDA larda 5 yıllık sağkalımın %98 in üzerinde olduğunu tespit etmişlerdir [222]. Wevers ve ark. yapmış olduğu anatomik çalışmada ideal rotasyonu sağlayarak rezeksiyon sonrası tibia yüzeyinde maksimum kaplanmanın asimetrik tibial komponentler ile sağlandığını göstermişlerdir [242]. Buna karşın Incavo ve ark. ideal rotasyonu sağlayarak simetrik tibial komponentin asimetriklerle oranla daha iyi tibial coverage a sahip olduğunu göstermişlerdir [243]. Lemaire ve ark tarafınca tibia proksimalinden 14 mm rezeksiyon sonrası simetrik tibial komponentin fit yerleştirilebileceğini göstermişlerdir [222]. Farklı simetrik ve asimetrik komponentlerin ideal rotasyonda kaplanma oranları ile yapılan çalışmalardan Sourabh Shah ve ark. Tarafından yapılan bir klinik çalışmada spor yaralanması nedeniyle diz mr görüntülemesi yapılan 18-50 yaş arasında 87 erkek ve 63 kadın toplam 150 hasta nın lateral tibial kondilden 8-10 mm distalinden aksiyel kesitler alınarak bu kesitler üzerinde 4 simetrik (nexgen (zimmer), PFC sigma

(depu), Scorpio [244] ve Columbus (aesculap)) ve 1 asimetrik (genesis 2 (smith and nephew)) tibial baseplate templatı kullanılmıştır. Dijital olarak Insall line çizilerek uygun rotasyon verilerek tibial base plate templateleri media lateral kortikal fit alacak şekilde her tibial baseplate için denenmiştir. Tüm komponent çeşitlerinde tibial coverage %80 in üzerinde olduğu, tibial kaplanmanın asimetrik komponentte %86.28 olduğu, simetrik komponentlerde ise %84.59- %83.84 arasında olduğu tespit edilmiş [245]. Çalışmamızda kullanılan simetrik tibial komponentin yeterli tibial kaplanmayı sağlayacağını literatür çalışmaları ile görülmektedir. Buna karşın S.david Stulberg ve ark. tarafından yapılan klinik çalışmada 91 hastaya ait 100 diz mr görüntüsü hastaya özel implant tasarımı için kullanılmakta olan PSI software (Leuven, Belgium) a yüklenerek aynı firma tarafınca üretilmiş olan (Zimmer Warsaw,USA) anatomic komponent (persona CRtm), simetrik component (Nexgen CR) ve asimetrik komponent (natural knee 2) yazılımları ile çalışma yapmıştır. PSI nin preoperatif planlaması anatomik ve simetrik için 10 mm, asimetrik komponent için 9 mm kesi ve her biri için 4 derece slope verilere ve program tarafından osteofitler otomatik temizlenmesi sonrası komponentin yerleşimini değerlendirmişlerdir. Rotasyon ve kaplanma oranları değerlendirilmesi sonrasında anatomik tibial komponentte simetrik ve asimetrik komponente oranla daha yüksek kaplanma (82.1% vs 80.4/80.1%) ve beraberinde daha yüksek rotasyonel uyumlu 0.3° vs 3.0/2.4 bulunmuştur simetrik ve asimetrik komponent arasında fark olmadığı belirtilmiştir. Çalışmamızda kullanılan tibial komponentlerin her 3 rotasyonel durumda %90 in üzerinde kaplanma sağladığı tespit edildi. Kaplanma oranlarının ortalamasının %95 in altında olmasının nedeni olarak kullanılan tibial komponentin tasarım olarak posteriorunda çentik olması ve bu alanın kaplanmayı yaklaşık olarak %3-4 oranında düşürmesi olduğunu tespit ettik. Çalışmanın kaplanma ile ilgili sonuçlarının simetrik komponentte %90 üzerinde kaplanma oranının sağlanmış olması ile literatürde bazı yayınlar ile benzerlik göstermekte fakat birçok yayın ile çelişmektedir. Literatür asimetrik veya anatomik komponentler ile %90 in üzerinde kaplanma sağlandığını göstermesine karşın bu çalışmalar farklı toplumların sonucunu yansıtmaktadır. Türk toplumunda tibia proksimal morfometrisinin diğer toplumlarla farklı olabileceği gerçeği göz önünde bulundurularak, çalışmamız Türk toplumunda en yüksek kaplanma oranına sahip tibial komponentin belirlenmesi hususunda yapılacak çalışmalara öncü olacağı düşüncesindeyiz.

Literatürde tibial komponent tarasımalarının tibial yüzeyde kaplanmasını inceleyen çok sayıda araştırma olmasına karşın uygun rotasyon ve kaplanma ile birlikte simetrik asimetric ve anatomik komponentlerde tibia kortikal kenarlarından taşma ve bu taşmaların klinik sonuçlara etkisini araştıran yayın sayısı oldukça azdır [4].

Çalışmamızda tüm vakalarda tibia için belirlenen bölgelere göre kortikal kemik sınırına göre her bölgede taşma (kortikal kemik sınırından 1 mm den fazla dışarıda,taşan) olma, girinti (kortikal kemik sınırından -1 mm den fazla içeride, girinti) olma ve kortikal kemik sınırında (kemik sınırına göre -1,0 ve +1 mm yerleşim) olma durumlarına göre sayıları incelendiğinde 146 hastada en fazla sayıda taşmanın 1. Sırada 101 (%69.2) kişi ile posterolateralde olduğu; En fazla sayıda kortikal sınırdaki yerleşimin anterolateral 143 (%97.9), Anteromedial 131 (%89.7), anterior 133 (%91.1), medial 136 (%93.2) ve lateral 130 (%89.0) bölgelerde olduğu; En fazla sayıda kortikal kemik sınırından girinti olma durumu posteromedial 54 (%37) de olduğu tespit edildi. Sourabh Shah ve ark. Tarafından yapılan benzer bir klinik çalışmada 4 simetrik ve 1 asimetric 5 diz protezine ait tibial baseplate templatı kullanılarak dijital ortamda optimal rotasyon ve kaplanma eşliğinde yerleştirilmesi sonrası anterior, medial ve lateral kenarda taşma olmayan denemelerde posteromedial ve posterolateral köşe değerlendirilmiştir. Her iki köşede 1 mm girintiden 1mm taşmaya kadar optimal yerleşim, 1-3 mm arası taşma hafif taşma, 3 mm den fazla taşmaya bariz taşma, 1-3 mm arası girinti olma durumuna hafif girinti ve 3 mm den fazla içeride olam durumuna bariz girinti olarak gruplandırılmıştır. Postero medial ve postero lateral köşelerden taşma ve girinti olma miktarı açısından değerlendirildiğinde optimal posterolateral yerleşimin %50 ile asimetric komponentte olduğu ve sigmada %44, Columbus ta %42 olduğu fakat bunlarla istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığı (p=0.14) fakat nexgen'de %38, scorpio 'da %30 ile anlamlı fark olduğu tespit edilmiştir (p<0.001). optimal posteromedial fit olma durumunun en fazla asimetric baseplate (%52) and en az Scorpio (%16) olduğunu, bariz içeride olma durumunun en fazla NexGen (52%) and en az asimetric tibial komponentte olduğu (%26) bildirilmiştir.

Bizim çalışmamızda kullanılan simetrik komponent ile posterolateralden taşma oranı literatüre benzer olarak %69,2 (1mm<) olduğu, edilmiştir

posteromedialden girinti olma durumu vakaların %37 (1mm<) sinde olduğu tespit edilmiştir. Çalışmamızda vakalarda posterolateralde taşmanın fazla olması öncelikle rotasyonel açıdan uygun dizilimin sağlanmasına öncelik verilmesi, simetrik komponent kullanılmış olması, tercih edilen implantın yerleştirilmesinde cerrahın kortikal fit komponent ölçüsünü belirlediği intraoperatif gözle görülebilen anterior,medial ve lateral kenarları kullanması ve bunun sonucunda yumusak doku ile kenar sınırları daha az belirlenenbilen anterolateral ve posterolateral kenarlarda taşmalara neden olabilmektedir. Posteromedial girinti olma durumunun simetrik komponent kullanılan benzer çalışmalara kıyasla daha az sayıda olmasının nedeni olarak literatürdeki çalışmaların daha çok preoperative hasta MR ve BT görüntüleri üzerinde gerçekleştirilmiş olması ve intraoperatif kaplanması az kalan ve böylelikle tibial komponentin girinti olarak bulunduğu posteromedial kenarın osteofitlerin alınması ile alanında azalma meydana gelmiş olabileceğini düşünmekteyiz. Çalışmamızda anterior anterolateral, anteromedial, medial ve lateral sınırlarda kortikal sınıra uygun yerleştirilmesinin sebebi intraoperatif bu bölgelerin gözle görülerek sınırlarının net tayin edilmiş olması sebebiyle olduğunu düşünmekteyiz.

Çalışmamızda tibial komponentin iç, ideal ve dış rotasyonda yerleştirilmesi durumlarında tibia kenarlarından taşma, girinti ve kortikal fit olması ile ilişkisi değerlendirilerek rotasyonel dizilimin taşmaya sebep olup olmadığı değerlendirildiğinde her 3 rotasyon durumunda 146 dizin 11 (%7.5) ünde anteriordan, 34 (%23) anteromedial, 22 (%15) anterolateral, 10 (15) medial den ve 11 (%7,5) lateralde taşma olduğu tespit edildi.. posterolateralde ideal rotasyonda yerleştirilenlerin 78 dizin 76 sında (%96.2) sında, dış rotasyonda yerleştirilen 25 dizin 25 inde (%100) taşma olduğu; iç rotasyonda yerleştirilmesi halinde 43 dizin 11 inde (%25.6) taşma olduğu sonucu elde edilmiştir. Tibial komponentin iç rotasyonda olduğu 43 vakanın 21 (% 48.8) inde ise posterolateralde girinti olduğu tespit edildi. Posteromedial kenarın değerlendirilmesinde tibial komponent ideal rotasyonda olan dizlerde 51 (%65.4) inde, dış rotasyonda olanların 11 (%44.0) ünde ve iç rotasyonda olan dizlerde 21 (48.8) girinti ve 19 (%44.2) çıkıntı meydana geldiği tespit edilmiştir.

Çalışmamız bu sonuçları ile simetrik komponent kullanılan total diz artroplastisilerinde rotasyonel dizilim ve taşma ilişkisinin literatürle uyumlu olduğu görülmektedir. Tibiada yanlış boyutlandırma cerrahlar arasında daha az soruna neden

oluyormuş gibi görülmekte fakat tibia kesi seviyesi, femoral komponentle olan uyumu ve tibial komponentin rotasyonel alingmenti tibial komponentin boyutunu etkilemekte böylelikle tibial komponentin ve femoral komponentin bazı bölgelerden taşma olduğu ve bazı bölgelerden girinti olduğunu açıklayabilmektedir. Özellikle simetrik komponentlerde asimetrik tibia platosuna component uygulanması ile taşma ihtimalini arttırmaktadır. Tibial komponentin bir size küçüğü konulması durumunda kemik yüzey kaplanması azalmaktadır [159]. İdeal tibial komponentin asimetrik tibia platosunu taklit etmesi ve gerekmede fakat anatomik varyasyonlar nedeniyle bunun standardize edilmesi güçleşmektedir [6, 222, 243]. Tibial komponentin taşmasının klinik skorlara etkisi ve hastalarda meydana gelen klinik skorları etkileyen rezidüel ağrılarla etkisi literatürde fazla analiz edilmemiştir.

Çalışmamızda eklem çizgisinde ağrı durumları değerlendirildiğinde 146 hastanın 76 (% 52.1) de posterolateralde, 46 (%31.5) medialde, 25 (%17.1) anterolateralde ağrı şikayetlerinin olduğu tespit edilmiş olup taşma ve ağrı ilişkisi açısından en yüksek değer posterolateralde tespit edilmiştir (posterolateralde taşma olan vakaların %64 ünde ağrı mevcuttu). Buna benzer bir çalışmada Michel P. Bonnin ve arkadaşları TDA sonrasında rezidüel ağrısı olan ve hematolojik, BT tarama kemik taraması ile patolojik durum tespit edilemeyen hastalarda eozyonel durumun, cinsiyetin, cerrahi olma yaşının ve ameliyat öncesi ağrı düzeyi ile ilişkili olup olmadığı araştırılmış, sonucunda kadın cinsiyette, erken yaşta yapılan artroplastide, depserif ve anksiyetesi olan bireylerde ve ameliyat önesi dönemdende ağrı seviyesi fazla olan hastalarda rezidüel ağrının daha sık olduğunu tespit edilmiştir [246]. Çalışmamıza dahil etme kriterlerimizde emosyonel faktörleri, yaş dağılımının, VKI dağılımının, ameliyat öncesi osteoartrit seviyeleri ve beraberinde benzer klinik skorları olan hastaların seçilmiş olması çalışmamızın artı yönünü oluşturmaktadır.

Tibia kortikal sınırından taşma olmasının klinik skorlara etkisi incelendiğinde posteromedial ve posterolateralde taşmanın KSS i anlamlı ölçüde düşürdüğü, posterolateralde taşmanın KSS-F yi anlamlı ölçüde azalttığını ve posteromedial ve posterolateral taşma olmasının Womac-P skorunu yükselttiği sonucuna ulaştık. Tibia kortikal sınırından taşma miktarı ile ağrı arasında ilişki değerlendirildiğinde posterolateral kenarda ağrısı olan vakalarda ortalama taşma

miktarı 3.6 ± 2.0 , ağrısı olmayanlarda ortalama taşma miktarı 0.02 ± 3.4 olduğu görüldü. Medialde ağrısı olan dizlerde taşma miktarı ortalama 0.2 ± 0.5 iken, ağrısı olmayanlarda -0.1 ± 0.7 olarak tespit edildi. Michel P. Bonnin ve ark. yapmış olduğu çalışmada tibial ve femoral komponentlerin media lateral taşması ile klinik fonksiyonel ve ağrı üzerine etkileri değerlendirilmiştir. Çalışmada 114 dizde (64 bayan 50 erkek) komponent yerleşimi medio lateral planda femur ve tibia için tomografi ile ölçülerek taşma miktarları belirlenmiştir. Her hastaya ameliyattan 1 yıl sonra kontrole çağrılarak muayeneleri yapıp taşma miktarları değerlendirilmiş, tibia ve femurda medialateral taşma olan vakalarda KOOS skorunda ve diz romlarının taşma olmayanlarda daha iyi sonuçlar elde edildiğini göstermiştir [247]. Chau ve ark. Unikondüler diz artropalstili hastalarda yapmış oldukları çalışmada Tibial komponentin 3 mm den fazla taşma olması durumunda oxford knee score da ve ağrı skorunda kötü yönde değişim olduğunu bulmuşlardır [240].

Özellikle taşmanın olduğu posterolateral ve medial bölgelerde ağrı şikayetinin fazla olması ve buna bağlı olarak klinik skorlarda düşmeye neden olması bu bölgelerde yer alan dinamik yapılar olan medialde mcl ve lateral alanda gerdy tüberkülü seviyesinde iliotibial banda baskı yapabilmesi nedeniyle olduğunu düşünmekteyiz [248]. Posterolateral taşma hem femoral komponent için hem tibial komponent için popliteus tendonuna baskı yaparak tendonun zarar görmesine ve ağrıya neden olabilmektedir [249-251]. Posteromedialde daha çok kortikal sınıra göre girinti olmasına rağmen Womac-P skorunda artış ve KSS skorunda azalmayı implantın kemik sınırdan içeride olması teorik olarak süngerimsi kemik yüzeyi yumuşak dokuların sürtünme ağrısına neden alabileceğini düşünmekteyiz [5].

Diz artroplastisinin diğer önemli bileşeni olan femoral komponentin rotasyonel diziliminin ve anterior posterior taşmasının klinik sonuçlara etkisi tartışan çok sayıda yayın bulunmaktadır. Media lateral taşma ve klinik etkisi ile ilgili literatür taramamızda birkaç yayın dışında incelenmediğini tespit ettik. Çalışmamızda Femoral komponent ölçümü için Berger ve ark'nın tanımladığı cerrahi epikondiler aks ile komponentin posteriorundan geçen çizginin arasındaki açı erkek ve kadın için standardize edilerek literatürde tariflenen $+1,6$ derece arası normal ideal rotasyon bu değerlerin dışında ise dış ve iç rotasyon olarak belirlendi. 146 hastada 27 (18,5) iç rotasyonda, 84 (57,6) ü ideal rotasyonda ve 35 (%23,9) inin dış

rotasyonda yerleştirildiğini ve bu rotasyonda değerlerinin KSS değerleri açısından ideal rotasyonda olanlarda yüksek olduğu, KSS-F, Womac-P ve ROM değerleri üzerinde istatistiksel anlamlı etkisi olmadığını tespit ettik. Vakaların büyük kısmında femoral komponent rotasyonunun ideal ve ideale yakın yerleştirilmiş olmasını Varus dizlerde meydana gelen medial kondil posteriorunda aşınmanın yanıltıcı olmaması için referans noktası olarak epikondüler hattın kullanmamıza bağlı olduğu görüşündeyiz. Scuderi ve ark.larının yaptığı çalışmada ise cerrahi epikondiler aksla posterior kondiler eksenin arasındaki açıyı varuslu dizlerde 3.29 derece, valgustaki dizlerde ise 5.37 derece olarak bildirmişlerdir [176, 252]. Polivache ve ark. çalışmasında epikondiler aksı posterior kondiler aksa göre varus dizde 3.5 derece eksternal rotasyonda, valgus dizde ise 4.4 derece eksternal rotasyonda olduğunu bildirmişlerdir AP aksın ise posterior kondiler aksa göre varus olan dizde 2.73 derece, valgus olan dizde ise 5.9 derece eksternal rotasyonda olduğu bildirilmiştir [253]. Yapılmış olan bu çalışmalar bize varus ve valgus deformiteleri bulunan dizlerde posterior kondiler çizginin değiştiğini göstermektedir [176, 252, 254]. Cerrah, femur kondiline yerleştirdiği kesi aparatını yumuşak doku dengesine göre yerleştirmiş ve kesiyi buna göre oluşturmuş ise; yumuşak doku gevşetmesi esnasında medial gevşetmenin fazlaca yapılmış olması kesinin posterior kondiler aksa göre internal rotasyonda yapılmasına neden olabilir. Bu nedenle TDA yapılan dizlerde femoral komponent yerleştirilmesi esnasında deforme olmuş posterior kondiler eksen referans almak yerine deformasyon ile yeri değişmeyen başka bir landmark kullanılabilir. Çalışmamızdaki femoral komponent ölçüm değerlerinin farklılığı bunu kanıtlar niteliktedir. Femur medialinde ve lateralinde ağrısı olan dizlerde taşma ortalaması benzer ve klinik olarak taşma ile ağrı arasında ilişki gösterilememiştir. Michel P. Bonnin yapmış olduğu vaka analizinde femoral komponentte medial vey lateral taşma olması surumunda KOOS skorunda ve diz eklem hareket açıklığında azaldığı sonucuna ulaşmışlardır [247]. Bizim çalışmamızda literatürden farklı olarak klinik skorları etkilememiş olması femoral komponentte media-lateral yerleşimin kortikal sınıra fit bir şekilde yapılması olarak açıklanabilir. Sonucun anlamlı olabilmesi için vaka sayısının artırılması gerektiğini düşünmekteyiz. Literatürün değerlendirilmesinde aşırı boyutlandırılmasına halinde nedeniyle yumuşak doku sıkışma ya da sertliğe küçük boyutlu konulması halinde anterior kortektde zayıflamaya ve buna bağlı periprotetik kırık olma ihtimalini arttırması, fleksiyon instabilitesine neden olduğu bildirilmiştir [247, 255-257]. Vakalarımızda femoral

komponent boyutlandırmasının ideal yapıldığı fonksiyonel sonuçların yüksek olması ile anlaşılmaktadır.

Bizim çalışmamızda birkaç kısıtlayıcı noktadan bahsetmek gerekirse tek bir rotasyonel dizilim metodu üzerinde ölçüm yapılmış olması ve her hastada ölçümün yapıldığı landmark ların anatomik varyasyonlar nedeniyle değişebileceğini göz önünde bulundurmak gerekmektedir. Çalışmamızın sadece günümüz cerrahlarınca sıkça tercih edilen simetrik ve tek tip tibial ve femoral komponentle yapılmış olması nedeniyle benzer çalışmaların anatomik veya asimetik komponent uygulanan hastalarda yapılması gerekmektedir. Taşma ve rotasyon ilişkisi için tibial kemik rezeksiyon seviyelerinin standardize edilememesi çalışmamızın eksik yönlerindedir. Ağrı ve fonksiyonel skorlarına verilen cevapların sosyokültürel ve emosyonel durumdan etkilenmesi nedeniyle ağrı tarifi hastadan hastaya değişebilmekte bu sebeble ağrıyı daha objektif değerlendirebilen skorlama sistemlerine ihtiyaç duyulmaktadır.

6. SONUÇ

Total diz artroplastisi her ne kadar günümüzde en sık yapılan ortopedik cerrahilerden biri olsada artroplastide kullanılan implant özellikleri, rotasyon ve dizilimin ayarlanmasında kullanılan anatomik landmarkların varyasyonları ve cerrahın komponent yerleşiminde hem uygun rotasyonu, hemde ideal kaplanmayı sağlamaya çalışması nedenlerinden dolayı zorluklar içermektedir. Özellikle asimetric tibia platosunda yerleşim esnasında taşmalara buna bağlı olarakta yumuşak dokularda irritasyona ve fonksiyonel sonuçlarda düşmelere neden olmaktadır. Çalışmamızda tibial komponentte ideal ve dış rotasyon rotasyonda posterolateral taşma ve posteromedialde kemik kaplanmasının azaldığı tespit edilmiş olup, bunun fonksiyonel ve ağrı skorlarında düşmeye neden olduğu tespit edilmiştir. Femoral ve tibial kemik sınırlarından taşmalara ve bu sebeplerden dolayı tibial ve femoral yerleşimin kortikal kemik sınırına uygun yapılabilmesi için kişiye özel implant tasarımlarının geliştirilmesi ve kullanılması gerekmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Diduch, D.R., et al., Total knee replacement in young, active patients. Long-term follow-up and functional outcome. *J Bone Joint Surg Am*, 1997. **79** (4): p. 575-82.
2. Akagi, M., et al., Effect of rotational alignment on patellar tracking in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 1999 (366): p. 155-63.
3. Matsuda, S., et al., Effect of femoral and tibial component position on patellar tracking following total knee arthroplasty: 10-year follow-up of Miller-Galante I knees. *Am J Knee Surg*, 2001. **14** (3): p. 152-6.
4. Dai, Y., et al., Anatomic tibial component design can increase tibial coverage and rotational alignment accuracy: a comparison of six contemporary designs. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2014. **22** (12): p. 2911-23.
5. Hitt, K., et al., Anthropometric measurements of the human knee: correlation to the sizing of current knee arthroplasty systems. *J Bone Joint Surg Am*, 2003. **85-A Suppl 4**: p. 115-22.
6. Kwak, D.S., et al., Morphometry of the proximal tibia to design the tibial component of total knee arthroplasty for the Korean population. *Knee*, 2007. **14** (4): p. 295-300.
7. Casabona, A., et al., Functional assessments of the knee joint biomechanics by using pendulum test in adults with Down syndrome. *J Appl Physiol* (1985), 2012. **113** (11): p. 1747-55.
8. Dargel, J., et al., Human knee joint anatomy revisited: morphometry in the light of sex-specific total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 2011. **26** (3): p. 346-53.
9. Churchill, D.L., et al., The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee. *Clin Orthop Relat Res*, 1998 (356): p. 111-8.

10. Martelli, S. and V. Pinskerova, The shapes of the tibial and femoral articular surfaces in relation to tibiofemoral movement. *J Bone Joint Surg Br*, 2002. **84** (4): p. 607-13.
11. Siu, D., et al., Femoral articular shape and geometry. A three-dimensional computerized analysis of the knee. *J Arthroplasty*, 1996. **11** (2): p. 166-73.
12. Cicuttini, F.M., et al., Compartment differences in knee cartilage volume in healthy adults. *J Rheumatol*, 2002. **29** (3): p. 554-6.
13. Hensler, D., P.J. Sillanpaa, and P.B. Schoettle, Medial patellofemoral ligament: anatomy, injury and treatment in the adolescent knee. *Curr Opin Pediatr*, 2014. **26** (1): p. 70-8.
14. Bowman, K.F., Jr. and J.K. Sekiya, Anatomy and biomechanics of the posterior cruciate ligament, medial and lateral sides of the knee. *Sports Med Arthrosc*, 2010. **18** (4): p. 222-9.
15. Meister, B.R., et al., Anatomy and kinematics of the lateral collateral ligament of the knee. *Am J Sports Med*, 2000. **28** (6): p. 869-78.
16. Staubli, H.U. and W. Rauschning, Tibial attachment area of the anterior cruciate ligament in the extended knee position. Anatomy and cryosections in vitro complemented by magnetic resonance arthrography in vivo. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 1994. **2** (3): p. 138-46.
17. Koyuncu, E., et al., The morphometry of patella and patellar ligament during the fetal period. *Clin Anat*, 2011. **24** (2): p. 225-31.
18. Messner, K. and J. Gao, The menisci of the knee joint. Anatomical and functional characteristics, and a rationale for clinical treatment. *J Anat*, 1998. **193 (Pt 2)**: p. 161-78.
19. Rath, E. and J.C. Richmond, The menisci: basic science and advances in treatment. *Br J Sports Med*, 2000. **34** (4): p. 252-7.
20. Subhas, N., et al., MRI of the knee ligaments and menisci: comparison of isotropic-resolution 3D and conventional 2D fast spin-echo sequences at 3 T. *AJR Am J Roentgenol*, 2011. **197** (2): p. 442-50.

21. Pauli, C., et al., Macroscopic and histopathologic analysis of human knee menisci in aging and osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*, 2011. **19** (9): p. 1132-41.
22. Robon, M.J., et al., The relationship between ankle plantar flexor muscle moments and knee compressive forces in subjects with and without pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2000. **15** (7): p. 522-7.
23. Riener, R., M. Rabuffetti, and C. Frigo, Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait Posture*, 2002. **15** (1): p. 32-44.
24. Scheuer, I. and A. Lies, [Traumatic lesions of the capsula and tendons of the shoulder joint, rupture of the rotator cuff, strain fractures (author's transl)]. *Unfallchirurgie*, 1980. **6** (4): p. 219-24.
25. Krause, D., [Capillary angiomatosis of the knee joint capsula with subcutaneous hemangiomas and varicosis (a contribution to the diagnosis of "juvenile irritable knee")]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 1968. **104** (4): p. 501-5.
26. Hohlrieder, M., et al., Bioreactor and scaffold design for the mechanical stimulation of anterior cruciate ligament grafts. *Biomed Mater Eng*, 2013. **23** (3): p. 225-37.
27. Kaipel, M., et al., Reliability of radiographic landmarks in medial patello-femoral ligament reconstruction in relation to the anatomical femoral torsion. *Int Orthop*, 2015. **39** (3): p. 423-8.
28. Placella, G., et al., Anatomy of the Medial Patello-Femoral Ligament: a systematic review of the last 20 years literature. *Musculoskelet Surg*, 2015. **99** (2): p. 93-103.
29. Robichon, J. and C. Romero, The functional anatomy of the knee joint, with special reference to the medial collateral and anterior cruciate ligaments. *Can J Surg*, 1968. **11** (1): p. 36-40.
30. Smith, F.B. and H.C. Blair, Tibial collateral ligament strain due to occult derangements of the medial meniscus; confirmed by operation in thirty cases. *Portland Clin Bull*, 1954. **8** (2): p. 49-60.
31. Thauinat, M., et al., The arcuate ligament revisited: role of the posterolateral structures in providing static stability in the knee joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2014. **22** (9): p. 2121-7.

32. de Sousa, E.B., et al., Synovial fluid and synovial membrane mesenchymal stem cells: latest discoveries and therapeutic perspectives. *Stem Cell Res Ther*, 2014. **5** (5): p. 112.
33. Park, K.K., et al., Elongation of the collateral ligaments after cruciate retaining total knee arthroplasty and the maximum flexion of the knee. *J Biomech*, 2015. **48** (3): p. 418-24.
34. Hanada, M., et al., A biochemical study of the distribution of collagen and its crosslinks in knee ligaments and the patellar tendon. *Connect Tissue Res*, 2014. **55** (5-6): p. 378-83.
35. Nowakowski, A.M., et al., Comparison of the primary stability of different tibial baseplate concepts to retain both cruciate ligaments during total knee arthroplasty. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2013. **28** (8): p. 910-5.
36. Belvedere, C., et al., Geometrical changes of knee ligaments and patellar tendon during passive flexion. *J Biomech*, 2012. **45** (11): p. 1886-92.
37. Lubowitz, J.H., G. MacKay, and B. Gilmer, Knee medial collateral ligament and posteromedial corner anatomic repair with internal bracing. *Arthrosc Tech*, 2014. **3** (4): p. e505-8.
38. Cavaignac, E., et al., The role of the deep medial collateral ligament in controlling rotational stability of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2015. **23** (10): p. 3101-7.
39. Madonna, V., et al., A novel technique for combined medial collateral ligament and posterior oblique ligament reconstruction: technical note. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2015. **23** (10): p. 2814-9.
40. Dong, J., et al., Surgical Treatment of Acute Grade III Medial Collateral Ligament Injury Combined With Anterior Cruciate Ligament Injury: Anatomic Ligament Repair Versus Triangular Ligament Reconstruction. *Arthroscopy*, 2015. **31** (6): p. 1108-16.
41. Omar, M., et al., Biomechanical comparison of fixation techniques for medial collateral ligament anatomical augmented repair. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2014.

42. Takeda, S., et al., Morphology of the femoral insertion of the lateral collateral ligament and popliteus tendon. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2015. **23** (10): p. 3049-54.
43. Yan, J., W. Sasaki, and J. Hitomi, Anatomical study of the lateral collateral ligament and its circumference structures in the human knee joint. *Surg Radiol Anat*, 2010. **32** (2): p. 99-106.
44. Espregueira, M. and M.V. da Silva, Anatomy of the lateral collateral ligament: a cadaver and histological study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2006. **14** (3): p. 221-8.
45. Wang, L., et al., Anterior cruciate ligament reconstruction and cartilage contact forces-A 3D computational simulation. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2015.
46. Hart, H.F., et al., Knee kinematics and joint moments during gait following anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*, 2015.
47. Centeno, C.J., et al., Anterior cruciate ligament tears treated with percutaneous injection of autologous bone marrow nucleated cells: a case series. *J Pain Res*, 2015. **8**: p. 437-47.
48. Mutnal, A., et al., Biomechanical analysis of posterior cruciate ligament reconstruction with aperture femoral fixation. *Orthopedics*, 2015. **38** (1): p. 9-16.
49. Song, J.G., et al., Clinical Outcome of Posterior Cruciate Ligament Reconstruction With and Without Remnant Preservation. *Arthroscopy*, 2015. **31** (9): p. 1796-806.
50. Wang, D., et al., Surgical treatment of posterior cruciate ligament insufficiency in the United States. *Orthopedics*, 2015. **38** (4): p. e281-6.
51. Tsai, W.H., Y.P. Chiang, and R.J. Lew, Sonographic Examination of Knee Ligaments. *Am J Phys Med Rehabil*, 2015. **94** (8): p. e77-9.
52. Halewood, C. and A.A. Amis, Clinically relevant biomechanics of the knee capsule and ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2015. **23** (10): p. 2789-96.

53. Cyr, A.J., et al., Mapping of contributions from collateral ligaments to overall knee joint constraint: an experimental cadaveric study. *J Biomech Eng*, 2015. **137** (6): p. 061006.
54. Ascani, D., et al., A procedure to estimate the origins and the insertions of the knee ligaments from computed tomography images. *J Biomech*, 2015. **48** (2): p. 233-7.
55. Callahan, D.M., et al., Reduced rate of knee extensor torque development in older adults with knee osteoarthritis is associated with intrinsic muscle contractile deficits. *Exp Gerontol*, 2015. **72**: p. 16-21.
56. Shull, P.B., et al., Muscle force modification strategies are not consistent for gait retraining to reduce the knee adduction moment in individuals with knee osteoarthritis. *J Biomech*, 2015.
57. Rutherford, D., J. Moreside, and I. Wong, Knee joint motion and muscle activation patterns are altered during gait in individuals with moderate hip osteoarthritis compared to asymptomatic cohort. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2015. **30** (6): p. 578-84.
58. Bouchouras, G., et al., Kinematics and knee muscle activation during sit-to-stand movement in women with knee osteoarthritis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2015. **30** (6): p. 599-607.
59. Katoh, M., Reliability of isometric knee extension muscle strength measurements made by a hand-held dynamometer and a belt: a comparison of two types of device. *J Phys Ther Sci*, 2015. **27** (3): p. 851-4.
60. Knoop, J., et al., Improvement in upper leg muscle strength underlies beneficial effects of exercise therapy in knee osteoarthritis: secondary analysis from a randomised controlled trial. *Physiotherapy*, 2015. **101** (2): p. 171-7.
61. Skoffer, B., et al., Functional performance is associated with both knee extensor and flexor muscle strength in patients scheduled for total knee arthroplasty: A cross-sectional study. *J Rehabil Med*, 2015. **47** (5): p. 454-9.
62. Zhang, Y., et al., Quadriceps tendon pie-crusting release of stiff knees in total knee arthroplasty. *J Orthop Sci*, 2015. **20** (4): p. 669-74.
63. Bickerstaffe, A., et al., Quantitative muscle ultrasound and quadriceps strength in patients with post-polio syndrome. *Muscle Nerve*, 2015. **51** (1): p. 24-9.

64. van der Made, A.D., et al., The hamstring muscle complex. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2015. **23** (7): p. 2115-22.
65. Golightly, Y.M., et al., Leg Muscle Mass and Foot Symptoms, Structure, and Function: The Johnston County Osteoarthritis Project. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 2015.
66. Kao, S., et al., Pain Control after Total Knee Arthroplasty: Comparing Intra-Articular Local Anesthetic Injection with Femoral Nerve Block. *Biomed Res Int*, 2015. **2015**: p. 649140.
67. Barbosa, F.T., et al., Anatomical basis for sciatic nerve block at the knee level. *Braz J Anesthesiol*, 2015. **65** (3): p. 177-9.
68. Grupp, T.M., S. Utzschneider, and M.A. Wimmer, Biotribology in knee arthroplasty. *Biomed Res Int*, 2015. **2015**: p. 618974.
69. Burnett, D.R., et al., Biomechanics of Lower Limbs during Walking among Candidates for Total Knee Arthroplasty with and without Low Back Pain. *Biomed Res Int*, 2015. **2015**: p. 142562.
70. James, E.W., C.M. LaPrade, and R.F. LaPrade, Anatomy and biomechanics of the lateral side of the knee and surgical implications. *Sports Med Arthrosc*, 2015. **23** (1): p. 2-9.
71. Matsuda, Y., et al., Varus-valgus balance and range of movement after total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*, 2005. **87** (6): p. 804-8.
72. Pagenstert, G. and A. Barg, [Knee and ankle arthroplasty - What results can be expected?]. *Ther Umsch*, 2015. **72** (8): p. 495-503.
73. Cuckler, J.M. and R.C. Rhoad, Alternatives to hip, knee, and ankle total joint arthroplasty. *Curr Opin Rheumatol*, 1991. **3** (1): p. 81-7.
74. Putz, R., [Anatomy and biomechanics of the knee joint]. *Radiologe*, 1995. **35** (2): p. 77-86.
75. Postel, J.M., [Knee joint. Anatomy and biomechanics]. *Soins Chir*, 1997 (184): p. 5-9.
76. McLean, S.G., et al., Knee joint anatomy predicts high-risk in vivo dynamic landing knee biomechanics. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2010. **25** (8): p. 781-8.

77. Flandry, F. and G. Hommel, Normal anatomy and biomechanics of the knee. *Sports Med Arthrosc*, 2011. **19** (2): p. 82-92.
78. Steinbruck, A., et al., [Anatomy and biomechanics of the patellofemoral joint: physiological conditions and changes after total knee arthroplasty]. *Orthopade*, 2011. **40** (10): p. 848, 850-2, 854.
79. Fang, Y., et al., Effects of Workloads and Cadences on Frontal Plane Knee Biomechanics in Cycling. *Med Sci Sports Exerc*, 2015.
80. Hirokawa, S., et al., Knee joint biomechanics in high flexion. *ScientificWorldJournal*, 2014. **2014**: p. 459408.
81. Athwal, K.K., et al., Clinical biomechanics of instability related to total knee arthroplasty. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2014. **29** (2): p. 119-28.
82. Schindler, O.S., Basic kinematics and biomechanics of the patellofemoral joint part 2: the patella in total knee arthroplasty. *Acta Orthop Belg*, 2012. **78** (1): p. 11-29.
83. Ateshian, G.A. and C.T. Hung, Patellofemoral joint biomechanics and tissue engineering. *Clin Orthop Relat Res*, 2005 (436): p. 81-90.
84. Hungerford, D.S. and M. Barry, Biomechanics of the patellofemoral joint. *Clin Orthop Relat Res*, 1979 (144): p. 9-15.
85. Paley, D., Correction of limb deformities in the 21st century. *J Pediatr Orthop*, 2000. **20** (3): p. 279-81.
86. Andrews, M., et al., Lower limb alignment and foot angle are related to stance phase knee adduction in normal subjects: a critical analysis of the reliability of gait analysis data. *J Orthop Res*, 1996. **14** (2): p. 289-95.
87. Heidari, B., Knee osteoarthritis prevalence, risk factors, pathogenesis and features: Part I. *Caspian J Intern Med*, 2011. **2** (2): p. 205-12.
88. Yesil, H., et al., Prevalence of symptomatic knee, hand and hip osteoarthritis among individuals 40 years or older: a study conducted in Izmir city. *Acta Orthop Traumatol Turc*, 2013. **47** (4): p. 231-5.
89. Zhang, W., et al., OARSI recommendations for the management of hip and knee osteoarthritis, Part II: OARSI evidence-based, expert consensus guidelines. *Osteoarthritis Cartilage*, 2008. **16** (2): p. 137-62.

90. Hunter, D.J. and G.H. Lo, The management of osteoarthritis: an overview and call to appropriate conservative treatment. *Med Clin North Am*, 2009. **93** (1): p. 127-43, xi.
91. Zhang, W., et al., EULAR evidence-based recommendations for the diagnosis of knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*, 2010. **69** (3): p. 483-9.
92. Railhac, J.J., et al., [A radiologic study of the knee in an antero-posterior incidence with light flexion and standing up position. Its interest in the diagnosis of femoro-tibial osteoarthrosis (author's transl)]. *J Radiol*, 1981. **62** (3): p. 157-66.
93. Buckland, W., Radiographic assessment of osteoarthritis: comparison between existing methodologies. *Osteoarthritis Cartilage*, 1999. **7** (4): p. 430-3.
94. Insall, J. and E. Salvati, Patella position in the normal knee joint. *Radiology*, 1971. **101** (1): p. 101-4.
95. Ahlback, S., Osteoarthrosis of the knee. A radiographic investigation. *Acta Radiol Diagn (Stockh)*, 1968: p. Suppl 277:7-72.
96. Parvizi, J., et al., Thirty-day mortality after total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 2001. **83-A** (8): p. 1157-61.
97. Adelani, M.A., et al., Clinical outcomes following re-admission for non-infectious wound complications after primary total knee replacement. *Bone Joint J*, 2014. **96-B** (5): p. 619-21.
98. Sun, Z., et al., [Cause analysis and clinical management of postoperative wound complications after total knee arthroplasty]. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi*, 2009. **23** (6): p. 644-7.
99. Kennedy, J.W., et al., Total knee arthroplasty in the elderly: does age affect pain, function or complications? *Clin Orthop Relat Res*, 2013. **471** (6): p. 1964-9.
100. Park, J.H., et al., Common peroneal nerve palsy following total knee arthroplasty: prognostic factors and course of recovery. *J Arthroplasty*, 2013. **28** (9): p. 1538-42.

101. Olivecrona, C., et al., Tourniquet cuff pressure and nerve injury in knee arthroplasty in a bloodless field: a neurophysiological study. *Acta Orthop*, 2013. **84** (2): p. 159-64.
102. Roth, K.E., et al., Risk factors for heterotopic ossification and spur formation after total knee arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2014. **134** (7): p. 991-6.
103. Toyoda, T., et al., Heterotopic ossification after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 2003. **18** (6): p. 760-4.
104. Bates, M.D. and B.D. Springer, Extensor mechanism disruption after total knee arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg*, 2015. **23** (2): p. 95-106.
105. Volk, W.R., G.P. Yagnik, and J.W. Uribe, Complications in brief: Quadriceps and patellar tendon tears. *Clin Orthop Relat Res*, 2014. **472** (3): p. 1050-7.
106. Debreuve-Theresette, A., et al., Infections in Total Hip and Total Knee Arthroplasty: Development of a Score To Assess Endogenous Risk of Surgical Site Infections. *Surg Infect (Larchmt)*, 2015.
107. Vrgoc, G., et al., Periprosthetic infections after total hip and knee arthroplasty-- a review. *Coll Antropol*, 2014. **38** (4): p. 1259-64.
108. Fraser, J.F., S. Werner, and D.J. Jacofsky, Wear and loosening in total knee arthroplasty: a quick review. *J Knee Surg*, 2015. **28** (2): p. 139-44.
109. Friedman, R.J., et al., Results of revision total knee arthroplasty performed for aseptic loosening. *Clin Orthop Relat Res*, 1990 (255): p. 235-41.
110. King, T.V. and R.D. Scott, Femoral component loosening in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 1985 (194): p. 285-90.
111. McNabb, D.C., R.H. Kim, and B.D. Springer, Instability after total knee arthroplasty. *J Knee Surg*, 2015. **28** (2): p. 97-104.
112. McPherson, E.J., J. Cuckler, and A.V. Lombardi, Midflexion instability in revision total knee arthroplasty. *Surg Technol Int*, 2008. **17**: p. 249-52.
113. Elson, D.W. and I.J. Brenkel, Predicting pain after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 2006. **21** (7): p. 1047-53.

114. Freeman, M.A., S.A. Swanson, and R.C. Todd, Total replacement of the knee using the Freeman-Swanson knee prosthesis. *Clin Orthop Relat Res*, 1973 (94): p. 153-70.
115. Fontanesi, G., Classification of total knee prostheses. *Chir Organi Mov*, 1997. **82** (1): p. 1-6.
116. Aubriot, J., [Development of total knee prostheses in the last 20 years, classification]. *Acta Orthop Belg*, 1991. **57 Suppl 2**: p. 105-7.
117. Arnold, J.B., et al., Improvements in knee biomechanics during walking are associated with increased physical activity after total knee arthroplasty. *J Orthop Res*, 2015.
118. Standifird, T.W., H.E. Cates, and S. Zhang, Stair ambulation biomechanics following total knee arthroplasty: a systematic review. *J Arthroplasty*, 2014. **29** (9): p. 1857-62.
119. Hanson, G.R., et al., In vivo kneeling biomechanics after posterior stabilized total knee arthroplasty. *J Orthop Sci*, 2007. **12** (5): p. 476-83.
120. Andriacchi, T.P. and D.E. Hurwitz, Gait biomechanics and total knee arthroplasty. *Am J Knee Surg*, 1997. **10** (4): p. 255-60.
121. Moreland, J.R., L.W. Bassett, and G.J. Hanker, Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg Am*, 1987. **69** (5): p. 745-9.
122. Choy, W.S., et al., Cemented versus cementless fixation of a tibial component in LCS mobile-bearing total knee arthroplasty performed by a single surgeon. *J Arthroplasty*, 2014. **29** (12): p. 2397-401.
123. Duffy, G.P., et al., Cemented total knee arthroplasty using a modern prosthesis in young patients with osteoarthritis. *J Arthroplasty*, 2007. **22** (6 Suppl 2): p. 67-70.
124. Scuderi, G.R. and H.D. Clarke, Cemented posterior stabilized total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 2004. **19** (4 Suppl 1): p. 17-21.
125. Schmidt-Rohlfing, B., et al., Scoring systems for outcome after knee injuries. *Injury*, 2011. **42** (3): p. 271-5.

126. Stavem, K. and O. Arnesen, Use of hip and knee clinical scoring systems in prosthesis surgery in Norwegian hospitals. *Int Orthop*, 2005. **29** (5): p. 301-4.
127. Liow, R.Y., et al., Functional rating for knee arthroplasty: comparison of three scoring systems. *Orthopedics*, 2003. **26** (2): p. 143-9.
128. Bach, C.M., et al., Scoring systems in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 2002 (399): p. 184-96.
129. Ryd, L., J. Karrholm, and P. Ahlvin, Knee scoring systems in gonarthrosis. Evaluation of interobserver variability and the envelope of bias. Score Assessment Group. *Acta Orthop Scand*, 1997. **68** (1): p. 41-5.
130. Riley, L.H., Jr., The evolution of total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 1976 (120): p. 7-10.
131. Kavolus, C.H., et al., The total condylar III knee prosthesis in elderly patients. *J Arthroplasty*, 1991. **6** (1): p. 39-43.
132. Insall, J.N., et al., The total condylar knee prosthesis in gonarthrosis. A five to nine-year follow-up of the first one hundred consecutive replacements. *J Bone Joint Surg Am*, 1983. **65** (5): p. 619-28.
133. Windsor, R.E., et al., Mechanisms of failure of the femoral and tibial components in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 1989 (248): p. 15-9; discussion 19-20.
134. Furnes, O., et al., Early failures among 7,174 primary total knee replacements: a follow-up study from the Norwegian Arthroplasty Register 1994-2000. *Acta Orthop Scand*, 2002. **73** (2): p. 117-29.
135. Fehring, T.K., et al., Early failures in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 2001 (392): p. 315-8.
136. Brach del Prever, E.M., et al., Total knee replacement: surgical technique and instrumentation. *Ital J Orthop Traumatol*, 1991. **17** (2): p. 149-56.
137. Back, D.L., et al., The Kinemax total knee arthroplasty. Nine years' experience. *J Bone Joint Surg Br*, 2001. **83** (3): p. 359-63.
138. Grelsamer, R.P., Patellar resurfacing versus retention in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*, 1996. **78** (5): p. 853-4.

139. Bourne, R.B., et al., Resurfacing versus not resurfacing the patella during total knee replacement. *Clin Orthop Relat Res*, 1995 (321): p. 156-61.
140. Seo, S.S., C.W. Kim, and S.W. Moon, A Comparison of Patella Retention versus Resurfacing for Moderate or Severe Patellar Articular Defects in Total Knee Arthroplasty: Minimum 5-year Follow-up Results. *Knee Surg Relat Res*, 2011. **23** (3): p. 142-8.
141. Boyd, A.D., Jr., et al., Long-term complications after total knee arthroplasty with or without resurfacing of the patella. *J Bone Joint Surg Am*, 1993. **75** (5): p. 674-81.
142. Waters, T.S. and G. Bentley, Patellar resurfacing in total knee arthroplasty. A prospective, randomized study. *J Bone Joint Surg Am*, 2003. **85-A** (2): p. 212-7.
143. Whiteside, L.A., Choosing your implant: cementless, patella sparing, and posterior cruciate ligament retaining. *J Arthroplasty*, 2005. **20** (4 Suppl 2): p. 10-1.
144. Dickstein, R., et al., Total knee arthroplasty in the elderly: patients' self-appraisal 6 and 12 months postoperatively. *Gerontology*, 1998. **44** (4): p. 204-10.
145. Clement, N.D. and R. Burnett, Patient satisfaction after total knee arthroplasty is affected by their general physical well-being. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2013. **21** (11): p. 2638-46.
146. Von Keudell, A., et al., Patient satisfaction after primary total and unicompartmental knee arthroplasty: an age-dependent analysis. *Knee*, 2014. **21** (1): p. 180-4.
147. Berend, M.E., et al., Tibial component failure mechanisms in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 2004 (428): p. 26-34.
148. Smith, J.L., Jr., H.S. Tullos, and J.P. Davidson, Alignment of total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 1989. **4 Suppl**: p. S55-61.
149. Goodman, S. and L. Lidgren, Polyethylene wear in knee arthroplasty. A review. *Acta Orthop Scand*, 1992. **63** (3): p. 358-64.

150. Kalore, N.V., T.J. Gioe, and J.A. Singh, Diagnosis and management of infected total knee arthroplasty. *Open Orthop J*, 2011. **5**: p. 86-91.
151. Heal, J. and N. Blewitt, Kinemax total knee arthroplasty: trial by template. *J Arthroplasty*, 2002. **17** (1): p. 90-4.
152. Hayes, A.A., G. Cardaci, and G.D. Bower, Painful knee joint prostheses: evaluation for loosening by combined radionuclide arthrography and transmission imaging. *Clin Nucl Med*, 1997. **22** (10): p. 669-72.
153. Hilding, M.B., H. Lanshammar, and L. Ryd, Knee joint loading and tibial component loosening. RSA and gait analysis in 45 osteoarthritic patients before and after TKA. *J Bone Joint Surg Br*, 1996. **78** (1): p. 66-73.
154. Knutson, K., et al., Deformation and loosening of the tibial component in knee arthroplasty with unicompartmental endoprotheses. *Acta Orthop Scand*, 1981. **52** (6): p. 667-73.
155. Hunter, J.C., et al., Loosening of the total knee arthroplasty: detection by radionuclide bone scanning. *AJR Am J Roentgenol*, 1980. **135** (1): p. 131-6.
156. De Winter, F., et al., Aseptic loosening of a knee prosthesis as imaged on FDG positron emission tomography. *Clin Nucl Med*, 2000. **25** (11): p. 923.
157. Tigani, D., G. Sabbioni, and A. Raimondi, Early aseptic loosening of a porous tantalum knee prosthesis. *Chir Organi Mov*, 2009. **93** (3): p. 187-91.
158. Barbadoro, P., et al., Tibial component alignment and risk of loosening in unicompartmental knee arthroplasty: a radiographic and radiostereometric study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2014. **22** (12): p. 3157-62.
159. Berend, M.E., et al., Implant migration and failure in total knee arthroplasty is related to body mass index and tibial component size. *J Arthroplasty*, 2008. **23** (6 Suppl 1): p. 104-9.
160. Giesinger, J.M., et al., WOMAC, EQ-5D and Knee Society Score Thresholds for Treatment Success After Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty*, 2015.
161. Medalla, G.A., et al., Cost-benefit comparison of the Oxford Knee score and the American Knee Society score in measuring outcome of total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 2009. **24** (4): p. 652-6.

162. Oishi, K., et al., The Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score reflects the severity of knee osteoarthritis better than the revised Knee Society Score in a general Japanese population. *Knee*, 2015.
163. Reddy, K.I., et al., Does the Oxford Knee Score complement, concur, or contradict the American Knee Society Score? *J Arthroplasty*, 2011. **26** (5): p. 714-20.
164. Ko, Y., et al., Comparison of the responsiveness of the SF-36, the Oxford Knee Score, and the Knee Society Clinical Rating System in patients undergoing total knee replacement. *Qual Life Res*, 2013. **22** (9): p. 2455-9.
165. Ghanem, E., et al., Limitations of the Knee Society Score in evaluating outcomes following revision total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 2010. **92** (14): p. 2445-51.
166. Liow, R.Y., et al., The reliability of the American Knee Society Score. *Acta Orthop Scand*, 2000. **71** (6): p. 603-8.
167. Goldberg, V.M. and M. Kraay, The outcome of the cementless tibial component: a minimum 14-year clinical evaluation. *Clin Orthop Relat Res*, 2004 (428): p. 214-20.
168. Hungerford, D.S., K.A. Krackow, and R.V. Kenna, Cementless total knee replacement in patients 50 years old and under. *Orthop Clin North Am*, 1989. **20** (2): p. 131-45.
169. Yamamoto, S., S. Nakata, and Y. Kondoh, A follow-up study of an uncemented knee replacement. The results of 312 knees using the Kodama-Yamamoto prosthesis. *J Bone Joint Surg Br*, 1989. **71** (3): p. 505-8.
170. Figgie, H.E., 3rd, et al., The influence of tibial-patellofemoral location on function of the knee in patients with the posterior stabilized condylar knee prosthesis. *J Bone Joint Surg Am*, 1986. **68** (7): p. 1035-40.
171. Partington, P.F., et al., Joint line restoration after revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 1999 (367): p. 165-71.
172. Insall, J.N., P.F. Lachiewicz, and A.H. Burstein, The posterior stabilized condylar prosthesis: a modification of the total condylar design. Two to four-year clinical experience. *J Bone Joint Surg Am*, 1982. **64** (9): p. 1317-23.

173. Martin, J.W. and L.A. Whiteside, The influence of joint line position on knee stability after condylar knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 1990 (259): p. 146-56.
174. Ryu, J., et al., Factors influencing the postoperative range of motion in total knee arthroplasty. *Bull Hosp Jt Dis*, 1993. **53** (3): p. 35-40.
175. Bong, M.R. and P.E. Di Cesare, Stiffness after total knee arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg*, 2004. **12** (3): p. 164-71.
176. Scuderi, G.R., The stiff total knee arthroplasty: causality and solution. *J Arthroplasty*, 2005. **20** (4 Suppl 2): p. 23-6.
177. Ee, G., et al., Computer navigation is a useful intra-operative tool for joint line measurement in total knee arthroplasty. *Knee*, 2013. **20** (4): p. 256-62.
178. Ritter, M.A., et al., The clinical significance of proximal tibial resection level in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 1999 (360): p. 174-81.
179. Wyss, T.F., et al., Does total knee joint replacement with the soft tissue balancing surgical technique maintain the natural joint line? *Arch Orthop Trauma Surg*, 2006. **126** (7): p. 480-6.
180. Ranawat, C.S., Design may be counterproductive for optimizing flexion after TKR. *Clin Orthop Relat Res*, 2003 (416): p. 174-6.
181. Dennis, D.A., et al., Factors affecting flexion after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 2007. **464**: p. 53-60.
182. Kurosaka, M., et al., Maximizing flexion after total knee arthroplasty: the need and the pitfalls. *J Arthroplasty*, 2002. **17** (4 Suppl 1): p. 59-62.
183. Wyss, T., et al., Tension controlled ligament balanced total knee arthroplasty: 5-year results of a soft tissue orientated surgical technique. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2008. **128** (2): p. 129-35.
184. Sloper, P.J., et al., Intra-operative tibial plateau fracture during unicompartmental knee replacement: a case report. *Knee*, 2003. **10** (4): p. 367-9.
185. Bellemans, J., et al., Fluoroscopic analysis of the kinematics of deep flexion in total knee arthroplasty. Influence of posterior condylar offset. *J Bone Joint Surg Br*, 2002. **84** (1): p. 50-3.

186. Kim, J.H., Effect of posterior femoral condylar offset and posterior tibial slope on maximal flexion angle of the knee in posterior cruciate ligament sacrificing total knee arthroplasty. *Knee Surg Relat Res*, 2013. **25** (2): p. 54-9.
187. Goldstein, W.M., et al., Why posterior cruciate-retaining and substituting total knee replacements have similar ranges of motion. The importance of posterior condylar offset and cleanout of posterior condylar space. *J Bone Joint Surg Am*, 2006. **88 Suppl 4**: p. 182-8.
188. Hanratty, B.M., et al., The influence of posterior condylar offset on knee flexion after total knee replacement using a cruciate-sacrificing mobile-bearing implant. *J Bone Joint Surg Br*, 2007. **89** (7): p. 915-8.
189. Bauer, T., et al., Influence of posterior condylar offset on knee flexion after cruciate-sacrificing mobile-bearing total knee replacement: a prospective analysis of 410 consecutive cases. *Knee*, 2010. **17** (6): p. 375-80.
190. Arabori, M., et al., Posterior condylar offset and flexion in posterior cruciate-retaining and posterior stabilized TKA. *J Orthop Sci*, 2008. **13** (1): p. 46-50.
191. Clarke, H.D., Changes in posterior condylar offset after total knee arthroplasty cannot be determined by radiographic measurements alone. *J Arthroplasty*, 2012. **27** (6): p. 1155-8.
192. Ewald, F.C., The Knee Society total knee arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system. *Clin Orthop Relat Res*, 1989 (248): p. 9-12.
193. Brazier, J., et al., [Evaluation of methods for radiographic measurement of the tibial slope. A study of 83 healthy knees]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 1996. **82** (3): p. 195-200.
194. Denis, K., et al., How correctly does an intramedullary rod represent the longitudinal tibial axes? *Clin Orthop Relat Res*, 2002 (397): p. 424-33.
195. Julliard, R., et al., [The median functional slope of the tibia. Principle. Technique of measurement. Value. Interest]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 1993. **79** (8): p. 625-34.
196. Kornilov, N.V., et al., [Reconstructive surgery in post-traumatic contractures of the knee joint]. *Ortop Travmatol Protez*, 1989 (8): p. 15-8.

197. Brandon, M.L., et al., The association between posterior-inferior tibial slope and anterior cruciate ligament insufficiency. *Arthroscopy*, 2006. **22** (8): p. 894-9.
198. Cullu, E., et al., Tibial slope changes following dome-type high tibial osteotomy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2005. **13** (1): p. 38-43.
199. Hofmann, A.A., K.N. Bachus, and R.W. Wyatt, Effect of the tibial cut on subsidence following total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 1991 (269): p. 63-9.
200. Hudek, R., et al., Novel measurement technique of the tibial slope on conventional MRI. *Clin Orthop Relat Res*, 2009. **467** (8): p. 2066-72.
201. Brooks, P., Seven cuts to the perfect total knee. *Orthopedics*, 2009. **32** (9).
202. Bellemans, J., Biomechanics of anterior knee pain. *Knee*, 2003. **10** (2): p. 123-6.
203. Malviya, A., et al., Predicting range of movement after knee replacement: the importance of posterior condylar offset and tibial slope. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2009. **17** (5): p. 491-8.
204. Bargren, J.H., J.D. Blaha, and M.A. Freeman, Alignment in total knee arthroplasty. Correlated biomechanical and clinical observations. *Clin Orthop Relat Res*, 1983 (173): p. 178-83.
205. Parratte, S., et al., Effect of postoperative mechanical axis alignment on the fifteen-year survival of modern, cemented total knee replacements. *J Bone Joint Surg Am*, 2010. **92** (12): p. 2143-9.
206. Bellemans, J., et al., The Chitranjan Ranawat award: is neutral mechanical alignment normal for all patients? The concept of constitutional varus. *Clin Orthop Relat Res*, 2012. **470** (1): p. 45-53.
207. Bardakos, N., et al., Mechanical axis cannot be restored in total knee arthroplasty with a fixed valgus resection angle: a radiographic study. *J Arthroplasty*, 2007. **22** (6 Suppl 2): p. 85-9.
208. Deakin, A.H., et al., Natural distribution of the femoral mechanical-anatomical angle in an osteoarthritic population and its relevance to total knee arthroplasty. *Knee*, 2012. **19** (2): p. 120-3.

209. Skytta, E.T., et al., Reliability of the hip-to-ankle radiograph in determining the knee and implant alignment after total knee arthroplasty. *Acta Orthop Belg*, 2011. **77** (3): p. 329-35.
210. Deakin, A.H. and M. Sarungi, A comparison of variable angle versus fixed angle distal femoral resection in primary total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 2014. **29** (6): p. 1133-7.
211. Fang, D.M., M.A. Ritter, and K.E. Davis, Coronal alignment in total knee arthroplasty: just how important is it? *J Arthroplasty*, 2009. **24** (6 Suppl): p. 39-43.
212. Bonner, T.J., et al., The effect of post-operative mechanical axis alignment on the survival of primary total knee replacements after a follow-up of 15 years. *J Bone Joint Surg Br*, 2011. **93** (9): p. 1217-22.
213. Bellemans, J., Neutral mechanical alignment: a requirement for successful TKA: opposes. *Orthopedics*, 2011. **34** (9): p. e507-9.
214. Ritter, M.A., et al., The effect of alignment and BMI on failure of total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am*, 2011. **93** (17): p. 1588-96.
215. Choong, P.F., M.M. Dowsey, and J.D. Stoney, Does accurate anatomical alignment result in better function and quality of life? Comparing conventional and computer-assisted total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 2009. **24** (4): p. 560-9.
216. Magnussen, R.A., et al., Residual varus alignment does not compromise results of TKAs in patients with preoperative varus. *Clin Orthop Relat Res*, 2011. **469** (12): p. 3443-50.
217. Vanlommel, L., et al., Slight undercorrection following total knee arthroplasty results in superior clinical outcomes in varus knees. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2013. **21** (10): p. 2325-30.
218. Matziolis, G., J. Adam, and C. Perka, Varus malalignment has no influence on clinical outcome in midterm follow-up after total knee replacement. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2010. **130** (12): p. 1487-91.
219. Lombardi, A.V., Jr., K.R. Berend, and V.Y. Ng, Neutral mechanical alignment: a requirement for successful TKA: affirms. *Orthopedics*, 2011. **34** (9): p. e504-6.

220. McPherson, E.J., Patellar tracking in primary total knee arthroplasty. Instr Course Lect, 2006. **55**: p. 439-48.
221. Longstaff, L.M., et al., Good alignment after total knee arthroplasty leads to faster rehabilitation and better function. J Arthroplasty, 2009. **24** (4): p. 570-8.
222. Lemaire, P., et al., Tibial component positioning in total knee arthroplasty: bone coverage and extensor apparatus alignment. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1997. **5** (4): p. 251-7.
223. D'Lima, D.D., et al., Polyethylene wear and variations in knee kinematics. Clin Orthop Relat Res, 2001 (392): p. 124-30.
224. Werner, F.W., et al., The effect of valgus/varus malalignment on load distribution in total knee replacements. J Biomech, 2005. **38** (2): p. 349-55.
225. Lustig, S., et al., Sagittal placement of the femoral component in total knee arthroplasty predicts knee flexion contracture at one-year follow-up. Int Orthop, 2012. **36** (9): p. 1835-9.
226. Faris, P.M., M.A. Ritter, and E.M. Keating, Sagittal plane positioning of the femoral component in total knee arthroplasty. J Arthroplasty, 1988. **3** (4): p. 355-8.
227. Murphy, M., et al., Does flexion of the femoral implant in total knee arthroplasty increase knee flexion: a randomised controlled trial. Knee, 2014. **21** (1): p. 257-63.
228. Dennis, D.A., et al., The John Insall Award: control-matched evaluation of painful patellar Crepitus after total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res, 2011. **469** (1): p. 10-7.
229. Akagi, M., et al., An anteroposterior axis of the tibia for total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res, 2004 (420): p. 213-9.
230. Akagi, M., et al., Variability of extraarticular tibial rotation references for total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res, 2005 (436): p. 172-6.
231. Victor, J., et al., How precise can bony landmarks be determined on a CT scan of the knee? Knee, 2009. **16** (5): p. 358-65.

232. Huddleston, J.I., R.D. Scott, and D.W. Wimberley, Determination of neutral tibial rotational alignment in rotating platform TKA. *Clin Orthop Relat Res*, 2005. **440**: p. 101-6.
233. Aglietti, P., et al., Rotational position of femoral and tibial components in TKA using the femoral transepicondylar axis. *Clin Orthop Relat Res*, 2008. **466** (11): p. 2751-5.
234. Berger, R.A., et al., Determining the rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty using the epicondylar axis. *Clin Orthop Relat Res*, 1993 (286): p. 40-7.
235. Berger, R.A. and H.E. Rubash, Rotational instability and malrotation after total knee arthroplasty. *Orthop Clin North Am*, 2001. **32** (4): p. 639-47, ix.
236. Berger, R.A., et al., Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 1998 (356): p. 144-53.
237. Barrack, R.L., et al., Component rotation and anterior knee pain after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 2001 (392): p. 46-55.
238. Nicoll, D. and D.I. Rowley, Internal rotational error of the tibial component is a major cause of pain after total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br*, 2010. **92** (9): p. 1238-44.
239. Bourne, R.B. and J.B. Finlay, The influence of tibial component intramedullary stems and implant-cortex contact on the strain distribution of the proximal tibia following total knee arthroplasty. An in vitro study. *Clin Orthop Relat Res*, 1986 (208): p. 95-9.
240. Chau, R., et al., Tibial component overhang following unicompartmental knee replacement--does it matter? *Knee*, 2009. **16** (5): p. 310-3.
241. Gandhi, S., et al., Morphometric analysis of upper end of tibia. *J Clin Diagn Res*, 2014. **8** (8): p. AC10-3.
242. Wevers, H.W., et al., Improved fit by asymmetric tibial prosthesis for total knee arthroplasty. *Med Eng Phys*, 1994. **16** (4): p. 297-300.
243. Incavo, S.J., et al., Tibial plateau coverage in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 1994 (299): p. 81-5.

244. Abdel, M.P., et al., Uncemented acetabular components with femoral head autograft for acetabular reconstruction in developmental dysplasia of the hip: a concise follow-up report at a mean of twenty years. *J Bone Joint Surg Am*, 2014. **96** (22): p. 1878-82.
245. Shah, S., et al., MRI Based Comparison of Tibial Bone Coverage by Five Knee Prosthesis: Anthropometric Study in Indians. *J Arthroplasty*, 2015. **30** (9): p. 1643-6.
246. Bonnin, M.P., L. Basiglini, and H.A. Archbold, What are the factors of residual pain after uncomplicated TKA? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2011. **19** (9): p. 1411-7.
247. Bonnin, M.P., et al., Mediolateral oversizing influences pain, function, and flexion after TKA. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2013. **21** (10): p. 2314-24.
248. Luyckx, L., et al., Iliotibial band traction syndrome in guided motion TKA. A new clinical entity after TKA. *Acta Orthop Belg*, 2010. **76** (4): p. 507-12.
249. Allardyce, T.J., G.R. Scuderi, and J.N. Insall, Arthroscopic treatment of popliteus tendon dysfunction following total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 1997. **12** (3): p. 353-5.
250. Barnes, C.L. and R.D. Scott, Popliteus tendon dysfunction following total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 1995. **10** (4): p. 543-5.
251. Kazakin, A., S. Nandi, and J. Bono, Diagnosis and treatment of intraoperative popliteus tendon impingement. *J Knee Surg*, 2014. **27** (6): p. 485-8.
252. Scuderi, G.R., Complications after total knee arthroplasty: how to manage patients with osteolysis. *J Bone Joint Surg Am*, 2011. **93** (22): p. 2127-35.
253. Poilvache, P.L., et al., Rotational landmarks and sizing of the distal femur in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 1996 (331): p. 35-46.
254. Arima, J., et al., Femoral rotational alignment, based on the anteroposterior axis, in total knee arthroplasty in a valgus knee. A technical note. *J Bone Joint Surg Am*, 1995. **77** (9): p. 1331-4.

255. Mahoney, O.M. and T. Kinsey, Overhang of the femoral component in total knee arthroplasty: risk factors and clinical consequences. *J Bone Joint Surg Am*, 2010. **92** (5): p. 1115-21.
256. Schwab, J.H., et al., Flexion instability without dislocation after posterior stabilized total knees. *Clin Orthop Relat Res*, 2005. **440**: p. 96-100.
257. Zalzal, P., et al., Notching of the anterior femoral cortex during total knee arthroplasty characteristics that increase local stresses. *J Arthroplasty*, 2006. **21** (5): p. 737-43.