



**NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ MERAM TIP FAKÜLTESİ  
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI**

**ANABİLİM DALI BAŞKANI: PROF.DR.RECEP MEMİK**

**TÜRK TOPLUMUNDA CİNSİYETE GÖRE TİBİA PLATO  
ANTROPOMETRİK ÖLÇÜMLERİNİN, MEVCUT DİZ PROTEZLERİ  
TİBİAL KOMPONENTLERİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI. CİNSİYETE  
ÖZGÜ PROTEZ YAPILMALI MI?**

**DR.KAYHAN KESİK**

**TIPTA UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN: YARD.DOÇ.DR.BURKAY KUTLUHAN KAÇIRA**

**KONYA 2017**



T.C.  
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ  
Meram Tıp Fakültesi Dekanlığı



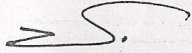
Sayı : 14567952-050/  
Konu :



01/06/2017 Sayı: 1572  
giden  
2017.06.01.1572

Sayın  
Yrd. Doç. Dr. Burcak Kutluhan KAÇIRA  
Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Öğretim Üyesi

İlgi:04.05.2017 tarihli dilekçeniz;  
"Türk Toplumunda cinsiyete göre tibia plato antropometrik ölçümlerinin mevcut diz protezleri tibial komponentleri ile karşılaştırılması. Cinsiyete özgü protez yapılmalı mı?" başlıklı, Yrd. Doç. Dr. Burcak Kutluhan KAÇIRA' nın sorumluluğunda, Arş. Gör. Dr. Kayhan KESİK' in yardımcı araştırmacısı olduğu retrospektif uzmanlık tez çalışması hakkında Fakültemiz İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar Etik Kurulunun 26 Mayıs 2017 tarihinde aldığı 2017/926 sayılı karar ilişikte gönderilmiştir.  
Bilgilerinizi rica ederim.

  
Prof. Dr. Saim AÇIKGÖZOĞLU  
İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar  
Etik Kurul Başkanı

Eki: 1

T.C.  
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ MERAM TIP FAKÜLTESİ  
İLAÇ VE TIBBİ CİHAZ DIŞI ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

Toplantı Sayısı:51

Toplantı Tarihi: 26.05.2017

**Karar Sayısı:2017/926:**Fakültemiz Cerrahi Tıp Bilimleri Bölümü Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Yrd. Doç. Dr. Burcak KUTLUHAN KAÇIRA' nın "Türk Toplumunda cinsiyete göre tibia plato antropometrik ölçümlerinin mevcut diz protezleri tibial komponentleri ile karşılaştırılması. Cinsiyete özgü protez yapılmalı mı?" başlıklı uzmanlık tez çalışması ile ilgili 04.05.2017 tarihli dilekçesi ve ekleri görüşüldü, Arş. Gör. Dr. Kayhan KESİK' in retrospektif uzmanlık tez çalışmasının Fakültemiz Cerrahi Tıp Bilimleri Bölümü Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Yrd. Doç. Dr. Burcak KUTLUHAN KAÇIRA' nın sorumluluğunda yürütülmesinin uygun olduğuna oybirliği ile karar verilmiştir.

Not: Çalışma ile ilgili gerekli izin ve yasal sorumluluk araştırmacılara aittir.

Sorumlu Araştırmacı: Yrd. Doç. Dr. Burcak KUTLUHAN KAÇIRA

Yardımcı Araştırmacı: Arş. Gör. Dr. Kayhan KESİK

ASLI GİBİDİR  
26.05.2017

Prof. Dr. Saim AÇIKGÖZÜGLÜ  
İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar Etik Kurul Başkanı

## TEŞEKKÜRLER

Asistanlık eğitimim süresince mesleki becerilerimi kazanmamda, yıllarını bu mesleğe adanmış klinik deneyim ve tecrübelerinden faydalandığım değerli hocam kliniğimizin Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof.Dr.Recep Memik'e, akademik yönümün gelişmesinde önemli katkıları olan ve cerrahi çalışma disiplini örnek aldığım Sayın Doç.Dr.Onur Bilge hocama, tezimin konusunun belirlenmesinde bana yol gösterip tüm akademik çalışmalarımı teşvik eden destek olan kişiliğini ve mesleki ahlakını örnek aldığım Sayın Doç.Dr.Faik Türkmen hocama, tezimin her aşamasında yardımcı olan, omurga ve pelvis cerrahi deneyimlerinden faydalandığım Sayın Yard.Doç.Dr.Burkay Kutluhan Kaçıra hocama, Pediatrik ortopedik cerrahide ufukumuzu açan Sayın Yard.Doç.Dr.İsmail Hakkı Korucu hocama, kliniğimize geldiğinden beri canla başla çalışan hem akademik hemde mesleki anlamda gelişmemde bilgi ve deneyimlerini, çalışma prensiplerini bana benimseten bana abilik yapan Sayın Yard.Doç.Dr.Mustafa Özer hocama, kendisi ile az çalışma fırsatı bulduğum Yard.Doç.Dr.Tahsin Sami Çolak hocama, tezimin istatistik kısmında yardımlarını esirgemeyen değerli hocam Tıp Eğitimi ve Bilişimi Bölümü Uzmanı Sayın Mehmet Sinan İyisoy hocama çok teşekkür ederim. Asistan olarak çalışma fırsatı bulduğum ve tecrübelerinden yararlandığım Op.Dr. Bayram Yolcu, Op.Dr.M. Rauf Koç, Op.Dr. Enes Kesebir, Op.Dr. Erdinç Acar, Op.Dr. Tuğrul İsmailov, asistan arkadaşlarım Dr. Veysel Başbuğ, Dr. Numan Atılğan, Dr. Mehmet Türker, Dr. İsmail Hakkı Terlemez, Dr. Numan Duman, Dr. Haluk Yaka, Dr. Ahmet Saray, Dr. Alper Tekin ve Dr. Enes Yalım'a teşekkür ederim. Necmettin Erbakan Üniversitesi Meram Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği ve ameliyathanede çalışma fırsatı bulduğum doktor arkadaşlarımıza, hemşirelere, sekreterlere ve personellere teşekkür ederim.

İnsan değerlerini çocukları olduğunda daha iyi anladığı, bugünlere gelmemde büyük emek sarf eden, maddi ve manevi desteklerini sürekli yanında hissettiğim annem, babam ve kardeşime teşekkür ederim.

Bana destekleri ile güç veren hep yanımda olan eşim Ayşegül Kesik, kızım Elif Kesik ve oğlum Berat Kesik'e gösterdikleri fedakarlıktan dolayı sonsuz teşekkür ederim.

**DR. KAYHAN KESİK**

**2017**

## ÖZET

# TÜRK TOPLUMUNDA CİNSİYETE GÖRE TİBİA PLATO ANTROPOMETRİK ÖLÇÜMLERİNİN, MEVCUT DİZ PROTEZLERİ TİBİAL KOMPONENTLERİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI. CİNSİYETE ÖZGÜ PROTEZ YAPILMALI MI?

DR.KAYHAN KESİK

UZMANLIK TEZİ

KONYA 2017

**Amaç:** Türk Toplumunda proksimal tibia plato antropometrik ölçümleri yaparak cinsiyete göre ortalama değerleri değerlendirip; elde edilen veriler ile piyasada mevcut olan diz protezi tibial komponent ölçülerini karşılaştırarak Türk Toplumunu ve cinsiyete özgü protez yapılmalı mı sorularını araştırma amaçlanmıştır.

**Yöntem:** Necmettin Erbakan Üniversitesi Meram Tıp Fakültesi Etik Kurul onayı sonrası yaptığımız çalışmamızda N.E.Ü Meram Tıp Fakültesi Hastanesi’de kullanılan pacs sistemi kullanıldı. 2010 ve Mart 2017 yılları arasında çekilmiş toplam 7603 diz manyetik rezonans(MR) görüntülemesi retrospektif incelenmiştir. MR’da aksiyel ve koranal kesitlerde 8mm’lik alanlar işaretlenerek elde edilen aksiyel kesit görüntülerinden medial lateral uzunluk(ML), medial kondilin en uzun anterior-posterior uzunluğu(MAP) ve lateral kondilin en uzun anterior-posterior uzunluğu(LAP) ölçümleri yapıldı. Bu ölçümler kullanılarak taraf ve cinsiyete özgü farklılıklar incelenerek çıkan sonuçlar nonanatomik ve anatomik komponentlerle karşılaştırılması yapıldı. Örneklem seçilirken konjenital deformitesi bulunan, ileri derecede artroz nedeniyle kemik sınırları net seçilemeyen ve herhangi bir sebeple tibia proksimaline cerrahi uygulanmış hastalar çalışma dışında bırakıldı.

**Bulgular:** Çalışmamızda 25-65 yaş arası hastalarda diz MR kesit görüntüleri kullanılarak simülasyonla rezeke edilen proksimal tibia morfolojik ölçümleri analiz edildi. Toplamda 7603 diz MR’da kesitler incelenmiştir. Bunların 4703’ü (%61.86) sağ diz, 2900’ü (%38.14) sol dizde ölçümler yapıldı. Çalışma hastalarının 3154’ü (%41.48) erkek, bunların 1949’u (%61.79) sağ, 1205’i (%38.21) sol olduğu görülmüştür. Bunun yanında çalışma grubunda 4449’u (%58.52) kadın, bunların 2754’ü (%61.90) sağ, 1695’i (%38.10) sol olduğu görülmüştür. Çalışmaya katılan hastaların ortalama yaşı  $44.55 \pm 10.25$ , kadın

ortalama yaşı  $46.36 \pm 9.47$ , erkek ortalama yaşı  $41.99 \pm 9.47$  olarak bulundu. Çalışmamızda kadın hastaların MAP, ML, LAP değerleri erkek hastalara göre daha düşük bulundu (sırasıyla MAP farkı 7.22, LAP farkı 6.66, ML farkı 9.54). MAP/ML, LAP/ML ve MAP/LAP oranları erkekte daha yüksek değerde olduğu görülmüştür. Çalışmamız taraf olarak ölçümler incelendiğinde her iki cinsiyette sağda sola göre daha yüksek anlamlı sonuçlar elde edildi. Ayrıca çalışma grubunda proksimal tibia plato medial kondilin lateral kondile göre daha büyük olduğu görülmüştür. Tibia proksimal platonun asimetric yapıda olduğu görülmüştür. Piyasada mevcut olan bizim karşılaştığımız tibial komponentleri arasında anatomik tibial komponentler nonanatomiklere göre daha uyumlu oldukları görüldü. Cinsiyete özgü protez yapılmalı sorusunun cevabı ise; çalışmamızda erkeklerin kadınlara göre daha yüksek oranları oldukları görülmüştür. Bunun sonucunda kadınların erkeklere göre daha düşük ölçümlerde daha düşük tibial komponent ölçümleri ile uyumlu oldukları görülmüştür.

**Sonuç:** Çalışmamızda elde ettiğimiz veriler değerlendirildiğinde proksimal tibia plato ölçümlerinin medial platonun lateral platodan daha büyük olduğu, sağ tarafın sol tarafa göre daha yüksek değerlerde olduğu ve erkeklerde kadınlardan daha yüksek olduğu görülmüştür. Kadınların daha küçük tibia komponentlere uyumlu olduğu görülmüştür. Piyasada mevcut olan anatomik tibial komponentlerin simetrik komponentlere göre daha uyumlu oldukları görülmüştür. Toplumun antropometrik ölçümlerini önceden ortaya çıkarıp global protez üretimi yerine toplum ve cinsiyete spesifik protez üretilmelidir.

**Anahtar kelimeler:** Tibia plato, antropometrik ölçümler, diz protezi tibial komponent

## ABSTRACT

### ANTHROPOMETRIC MEASUREMENTS OF TIBIAL PLATEAU IN TURKISH PEOPLE AND CONSISTENCY ASSESSMENT OF CURRENT IMPLANTS

DR. KAYHAN KESİK

PROFICIENT DISQUISITION

KONYA 2017

**Aim:** The aim of study was to make an anthropometric exploration at the resected surface of proximal tibia in Turkish population and to compare the findings with dimensions of symmetrical and anatomical tibial components in current use. We also want to evaluate the necessity of gender-specific prostheses.

**Method:** Anthropometric data from proximal tibia in 7603 knees of Turkish subjects were measured by using magnetic resonance (MR) imaging. Axial and coronal sections were marked 8 mm below the highest point of tibial plateau. The medial lateral length (ML), the longest anterior-posterior length (MAP) of medial condyle and the longest anterior-posterior length (LAP) of lateral condyle were marked and measured on MR images. Aspect ratios MAP/ML, LAP/ML and MAP/LAP of resected proximal tibial surface were calculated. Anthropometric measurements were compared with dimensions of seven symmetrically-designed and three anatomically-designed tibial implants in current use. Patients who had congenital deformities, those whose bone margins could not be clearly determined due to advanced arthrosis and who underwent tibial proximal surgery for any reason were excluded from the study.

**Results:** We utilized knee MR cross-sections of 25-65 year-old patients. A total of 7603 knees MR sections were used. Of these, 4703 (61.86%) were right and 2900 (38.14%) were left. Mean age of all patients participating in the study was  $45.05 \pm 10.25$ , mean age of female patients was  $46.86 \pm 9.48$ , and mean age of males patients was  $42.50 \pm 10.75$ . Study included 3154(41.48%) males with 1949(61.79%) right and 1205(38.21%) left knee MR sections and 4449(58.52%) female patients with 2754(61.90%) right and 1695(38.10%) left knee MR sections. Medial tibial plateau was larger than lateral tibial plateau anteroposteriorly by an average of 8.17 mm in males and 7.59 mm in female patients. MAP, ML and LAP measurements of the female patients were smaller than those of the males patients (differences being 7.22 for MAP, 6.66 for LAP, 9.54 for ML in mm). MAP/ML, LAP/ML, and MAP/LAP ratios were found similar for both sexes. Right knee measurements were greater than those of left. Female subjects were more compatible with tibial components at lower dimensions. It was deduced that anatomical tibial components in current use were

more compatible and consistent to proximal tibial plateau dimensions than symmetrical ones.

**Conclusion:** The dimensions of tibial plateau of Turkish knees showed significant differences according to gender and direction (right and left). Females had significantly smaller MAP, LAP and ML dimensions than those of males. The majority of female knees were found matched to smaller-sized tibial components in current use, while those of males were compatible to larger-sized ones. It was suggested that more compatible tibial components to Turkish population are needed.

**Keywords:** Tibial plateau, anthropometric measurements, knee prosthesis tibial component



## İÇİNDEKİLER

1-ÖNSÖZ .....	4
2-ÖZET .....	5
3- ABSTRACT.....	7
4-İÇİNDEKİLER.....	9
5-GRAFİKLER DİZİNİ.....	10
6.ŞEKİLLER DİZİNİ.....	12
7.TABLolar DİZİNİ.....	14
8.KISALTMALAR.....	16
9-GİRİŞ VE AMAÇ.....	17
10-TARİHÇE.....	18
11-GENEL BİLGİLER.....	21
11.1-EMBRİYOLOJİ VE DİZİN CERRAHİ ANATOMİSİ.....	21
11.2-DİZ EKLEMİ BİYOMEKANİĞİ.....	31
11. 3-DİZ PROTEZİ KİNEMATİĞİ.....	38
11.4-TOTAL DİZ PROTEZLERİNİN SINIFLAMASI.....	40
11.5-DİZ OSTEOARTRİTİNDE TEDAVİ SEÇENEKLERİ.....	45
11.6-DİZ PROTEZİ ENDİKASYONLARI KONTRENDİKASYONLARI.....	52
11.7-TOTAL DİZ PROTEZİ KOMPLİKASYONLARI.....	57
11.8-CERRAHİ TEKNİK.....	67
12-GEREÇ VE YÖNTEM .....	76
13-BULGULAR .....	78
14-TARTIŞMA.....	98
15-SONUÇ .....	107
16-KAYNAKLAR .....	108

## GRAFİKLER DİZİNİ

<b>Grafik 1:</b> Cinsiyet ve taraf için MAP'ın en küçük kare ortalamaları.....	81
<b>Grafik 2:</b> Cinsiyete göre MAP uzunlukları.....	82
<b>Grafik 3:</b> Cinsiyete göre MAP uzunlukları .....	82
<b>Grafik 4:</b> Cinsiyet ve taraf için LAP'ın en küçük kare ortalamaları .....	84
<b>Grafik 5:</b> Cinsiyet için LAP uzunlukları.....	84
<b>Grafik 6:</b> Cinsiyete göre LAP uzunlukları.....	85
<b>Grafik 7:</b> Cinsiyet ve tarafa göre ML'in en küçük kare ortalamaları.....	86
<b>Grafik 8:</b> Cinsiyete göre ML uzunlukları.....	87
<b>Grafik 9:</b> Cinsiyete göre ML uzunlukları .....	87
<b>Grafik 10:</b> Cinsiyet ve tarafa göre MAP/ ML en küçük kare ortalamaları.....	89
<b>Grafik 11:</b> Cinsiyete göre Map/ML oranları.....	89
<b>Grafik 12:</b> Cinsiyet ve tarafa göre LAP/ ML en küçük kare ortalamaları.....	91
<b>Grafik 13:</b> Cinsiyete göre LAP/ ML oranları.....	91
<b>Grafik 14:</b> Cinsiyet ve tarafa göre MAP/LAP en küçük kare ortalamaları....	93
<b>Grafik 15:</b> Cinsiyete göre MAP/LAP oranları .....	93
<b>Grafik 16:</b> Populasyon verileri ile nonanatomik protezlerin MAP ve ML değerlerinin karşılaştırması.....	94
<b>Grafik 17:</b> Populasyon verileri ile nonanatomik protezlerin LAP ve ML değerlerinin karşılaştırması .....	95
<b>Grafik 18:</b> Populasyon verileri ile nonanatomik protezlerin MAP ve LAP değerlerinin karşılaştırması.....	95
<b>Grafik 19:</b> Populasyon verileri ile anatomik protezlerin MAP ve ML değerlerinin karşılaştırması .....	96

**Grafik 20:** Populasyon verileri ile anatomik protezlerin LAP ve ML değerlerinin karşılaştırması .....97

**Grafik 21:** Populasyon verileri ile anatomik protezlerin LAP ve ML değerlerinin karşılaştırması .....97



## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b>Şekil 1:</b> femur medial, lateral kondilleri ve patella anterior ve posterior görünümleri.....	24
<b>Şekil 2:</b> Tibia proksimal eklem yüzeyi aksiyel görünümü.....	24
<b>Şekil 3:</b> dizin fleksiyonda anterior görünümü.....	26
<b>Şekil 4:</b> Dizin posterior görünümleri .....	27
<b>Şekil 5:</b> Dizin innervasyonu ve arteriyel beslenmesi.....	30
<b>Şekil 6:</b> Diz eklemine 3 plandaki hareketleri.....	32
<b>Şekil 7:</b> Gunston tarafından tanımlanan anlık dönme merkezleri.....	32
<b>Şekil 8:</b> Diz eklemi bağlaşık 4 bar sistemi.....	33
<b>Şekil 9:</b> Diz eklemine femoral kayma ve yuvarlanma hareketi.....	34
<b>Şekil 10:</b> Alt ekstremitte aksları.....	37
<b>Şekil 11:</b> Arka çapraz bağ yerine geçen mekanik çapraz bağ modeli.....	39
<b>Şekil 12:</b> AÇB koruyan protezlerde “femoral geri yuvarlanma”ya izin veren düz tibial insert .....	40
<b>Şekil 13:</b> Felix ve arkadaşlarına göre tibia periprostetik kırıkları sınıflaması...	64
<b>Şekil 14:</b> Diz artroplastisinde kullanılan cerrahi yaklaşımlar.....	67
<b>Şekil 15:</b> Fleksiyon ve ekstansiyon aralıkları.....	69
<b>Şekil 16:</b> Ekstramedüller guide yerleştirilmesi ve intramedüller guide giriş yeri.....	70
<b>Şekil 17:</b> Tibial kesi seviyesini belirlemek amacıyla stylus’un yerleştirilmesi.....	70
<b>Şekil 18:</b> Proksimal tibial kesi.....	71
<b>Şekil 19:</b> Tibial komponentin boyutlandırılması.....	71

<b>Şekil 20:</b> Tibial komponentin tüberositas tibiaya göre yerleştirilmesi.....	72
<b>Şekil 21:</b> A. Hafif medialize girişim B. Valgusa neden olacak lateral giriş.....	72
<b>Şekil 22:</b> Dikdörtgen bir fleksiyon aralığı için posterior femoral kesi 3° dış rotasyonda yapılmalı .....	73
<b>Şekil 23:</b> Kesi bloğunun 3° dış rotasyonda yerleştirilmesi ve distal femur kesisi.....	73
<b>Şekil 24:</b> Anterior ve posterior kondiller kesiler.....	74
<b>Şekil 25:</b> Anterior ve posterior chamfer kesileri ve femoral komponentin yerleştirilmesi.....	74
<b>Şekil 26:</b> Notch kesisi.....	75
<b>Şekil 27:</b> Patellanın kalınlığının ölçümü ve patellar kesi.....	75
<b>Şekil 28:</b> Sol Diz MR aksiyel ve koronal kesitlerde 8mm lanlar işaretlenerek yapılan ölçümler.....	76
<b>Şekil 29:</b> Sağ Diz MR aksiyel ve koronal kesitlerde 8mm lanlar işaretlenerek yapılan ölçümler .....	77

## TABLolar DİZİNİ

<b>Tablo 1:</b> OA'de kullanılan tedavi modalitelerinin sınıflandırılması.....	46
<b>Tablo 2:</b> EULAR 2003 diz OA tedavi önerileri.....	47
<b>Tablo 3:</b> OARSI 2008 OA tedavi kılavuzu.....	50
<b>Tablo 4:</b> Suprakondiler femoral kırıklar için Levis ve Rorabeck sınıflandırması.....	63
<b>Tablo 5:</b> Backstein ve arkadaşlarının suprakondiller femur kırıkları için sınıflandırması.....	63
<b>Tablo 6:</b> Çalışmaya katılan diz MR sayısı .....	78
<b>Tablo 7:</b> Tarafa göre diz MR sayıları.....	79
<b>Tablo 8:</b> Cinsiyet ve tarafa göre diz MR sayıları .....	79
<b>Tablo 9:</b> Çalışma grubu ölçümleri.....	79
<b>Tablo 10:</b> Cinsiyete göre ölçümler ve oranları.....	80
<b>Tablo 11:</b> Cinsiyet, taraf ve cinsiyet*taraf için MAP değerleri .....	81
<b>Tablo 12:</b> Cinsiyet ve taraf için MAP uzunlukları.....	81
<b>Tablo 13:</b> Cinsiyet, taraf ve cinsiyet*tarafa göre LAP değerleri.....	83
<b>Tablo 14:</b> Cinsiyet taraf için LAP uzunlukları .....	83
<b>Tablo 15:</b> Cinsiyet, taraf ve cinsiyet*tarafa göre ML değerleri.....	85
<b>Tablo 16:</b> Cinsiyet ve taraf için ML uzunlukları.....	86
<b>Tablo 17:</b> Cinsiyet, taraf ve cinsiyet*tarafa göre MAP/ML değerleri.....	88
<b>Tablo 18:</b> Cinsiyet ve tarafa göre MAP/ ML oranları.....	88
<b>Tablo 19:</b> Cinsiyet, taraf ve cinsiyet*tarafa göre LAP/ML değerleri.....	90
<b>Tablo 20:</b> Cinsiyet ve tarafa göre LAP/ ML oranları.....	90
<b>Tablo 21:</b> Cinsiyet, taraf ve cinsiyet*tarafa göre MAP/LAP değerleri.....	92

<b>Tablo 22:</b> Cinsiyet ve tarafa göre MAP/LAP oranları.....	92
<b>Tablo 23:</b> Toplumlara ve cinsiyete göre MAP, LAP ve ML değerlerinin ölçümü.....	101
<b>Tablo 24:</b> Toplumlarda göre erkeklerin kadınlara göre MAP, LAP ve ML değerleri arasındaki farklar.....	102
<b>Tablo 25:</b> Toplumlarda MAP ve LAP değerleri arasındaki farklar.....	103



## KISALTMALAR

MAP	medial platonun en uzun anterior posterioru
LAP	Lateral platonun en uzun anterior posterioru
ML	Medial lateral uzunluk
TDP	Total diz protezi
mm	Milimetre
MR	Manyetik rezonans
AÇB	Arka çapraz bağ
Ark.	Arkadaşları
BT	Bilgisayarlı tomografi
PSI	Hastaya özel protez
UHMWPE	Ultramolekül ağırlıklı polietilen
AP	Anterior-posterior
PPI	Proton pompa inhibitörü
NSAİİ	Non steroid antiinfalamatuar ilaç
RF	Romatoid faktör
PRP	Trombositten zengin plazma
IA	İntraartiküler
ACR	American Romatoloji Derneği
OA	Osteoartrit
VKİ	Vücut kitle indeksi
EULAR	Avrupa Romatoloji Derneği
OARSI	Uluslararası Osteoartrit Araştırma Derneği
LSMeans	En küçük kare ortalamaları

## 9-GİRİŞ VE AMAÇ

Diz eklemi kalça ve ayak bileği eklemi gibi intrensek kemik konfigürasyonu yürüme ve koşma için gerekli olan desteği sağlayan fonksiyonel yapılardan biridir. Diz eklemi patella, distal femur, proksimal tibia gibi kemik yapıların yanı sıra bağlar gibi bunlara eşlik eden yumuşak doku yapılarından oluşur. Diz eklemine genellikle tibiofemoral ve patellofemoral eklemler olmak üzere iki ayrı eklemden oluştuğu kabul edilmektedir. Diz eklemi ve çevresindeki yapılara ait sorunlar günlük ortopedik pratikte en sık görülen yakınmaların kaynağıdır. Bir yandan sportif faaliyetlerin ve travmaların artması nedeniyle akut diz yaralanması gelişirken bir yandan da geriatric popülasyonun artması nedeniyle diz eklemine zaman içerisinde birçok faktöründe etkisi ile dejeneratif değişiklikler gelişmektedir. Bu değişiklikler günlük yaşamsal faaliyetlerde ağrı ve hareket kısıtlılığı oluşturarak bireylerin günlük konforunu düşürmektedir. Konservatif tedaviler ile birçoğu takip ve tedavi edilmektedir. Konservatif tedavilerin yetersiz kaldığı durumlarda diz eklemine uygulanan artroskopik girişimler, bağ onarımı işlemleri, total veya kısmi eklem yenileme ameliyatı, diz çevresi kırıkların tespiti için uygulanan ameliyatlarda günümüzde sık olarak uygulanan ortopedik cerrahi girişimler arasında sayılabilir. Total diz artroplastisi ortopedik cerrahi doktorları tarafından son evre diz osteoartritinde tercih edilen ve başarıyla uygulanan cerrahi tedavi yöntemidir. 1940' yıllardan günümüze kadar total diz artroplastisi cerrahi tedavisi uygulanmış. Deneyimler sonucu oluşan cerrahi kurallar uygulandığında ortopedik cerrahi girişimler içinde klinik ve fonksiyonel sonuçları beklentileri karşılayanlardan biridir. Teknolojik gelişmeye bağlı 1970'li yıllarda modern diz artroplastisi konsepti ile yepyeni bir boyut kazanmıştır. Teknolojinin ilerlemesine bağlı protez tasarımının ve artan cerrahi deneyimler sonucunda tekniğin gelişmesi ile dünyada ve ülkemizde giderek artan sayıda total diz protezi yapılmaktadır.

Bu çalışmamızda, Türk Toplumunda cinsiyete göre tibia plato antropometrik ölçümlerinin piyasada kullanılan diz protezi tibial komponentleri ile karşılaştırmak ve cinsiyete özgü protez yapılmalı sorusunun karşılığını güncel literatür taraması ile tartışmayı amaçladık. Tibial komponentlerin tibia proksimal yüzeyini kapladığı alan ölçüde total diz protezinin rotasyonel stabilitesi ve buna bağlı protez ömrü artmaktadır. Türk Toplumunda tibia plato ölçümlerini yaparak tibial komponentlerin maksimum tibia plato yüzeyini kapsayacak komponentleri göstermeyi amaçladık.

## 10-TARİHÇE

Kaybedilen diz eklemi hareketlerinin tekrar kazanılması hedefleyen bilimsel çalışmalar 19yy. başlayarak günümüzdeki modern şeklini almıştır. Fonsiyonel bir diz eklemi elde etmek için ilk kez 1827 yılında Barton ve bunu takip eden süreçte 1840 yılında Rodgers tarafından osteotomi yaparak psödoartroz oluşturup diz eklemine kaybedilen fonksiyonları tekrar kazandırmayı hedeflemişlerdir. (1). Fergusson, 1861 yılında diz eklemine rezeksiyon artroplastisini tanımlamıştır. Verneuil, 1863 yılında eklem kapsülünü kullanarak ilk interpozisyon artroplastisini uygulamıştır. Baer, 1914 yılında krome domuz mesanesi kullanarak ilk yabancı cisim interpozisyonu gerçekleştirmiştir. Sampson, 1949'da sefalon, Kuhns ve Potter, 1950'de Naylon, Brown, 1958'de cildi interpozisyon materyali olarak kullanmıştır (2,4,42). Campbell, 1920 ve 1930'larda yumuşak doku olarak serbest fascia lata kullanmış, ankilozu olan dizlerde kısmi başarı, artritlik dizlerde ise kötü sonuçlar aldığını bildirmiştir (5,6). Genelde gözlenen kötü sonuçlar nedeniyle ileriki yıllarda bu yöntemler terkedilmiştir.

Smith-Petersen'in kalça artroplastisinde "vitalium cup" kullanması ve kısmen başarılı olması üzerine 1940 yılında Campbell ve Boyd benzer bir tasarımı diz eklemine uygulamışlar, femoral kondillere geçirilen metalik kaptan oluşan hemiartroplastiyi tasarlamışlardır (5,6). Smith-Petersen'de 1942 yılında kalça artroplastisindeki başarılı sonuçlarından sonra kendi tasarımı diz hemiartroplastisini kullanmış. Fakat her iki çalışma da başarısız sonuçlar vermiştir.

Smith-Petersen protezine, 1950 yılında medüller sap eklenerek "Massachusetts General Hospital (MGH) protezi" geliştirilmiş ve kısmi başarı elde etmiştir (5,6).

Macintosh, 1958 yılında dizin ağırlı varus ve valgus deformitelerinde tutulan tarafta tibiaya uygulayarak deformiteyi düzelterek ağrıyı gideren akrilik tibial plato ilaveli hemiartroplastiyi tanımlamıştır. Bu dönemde Mc Keever'in geliştirdiği ve benzer şekilde tibial platoyu içeren bir protez romatoid artritli hastalarda geniş bir kullanım alanı bulmuştur. Ancak eklemi oluşturan yüzeylerden sadece birinin değiştirilmesi hem erken gevşemeyle sonuçlanmış, hemde değişmeyen yüzdeki dejenerasyona bağlı ağrının devam etmesine neden olmuştur (1,4,42).

Walldius, 1950 yılında her iki eklem yüzeyini de değiştiren menteşeli tip protezi geliştirmiştir. Daha sonraki yıllarda Shiers ve Guepar benzer çalışmalar yapmıştır. Bu tip protezler aşırı derecede eklem bozukluğu olan hastalarda kullanılmış ve takiplerinde tespitlerinde yetersizlik ve hareket kısıtlılığı olduğu görülmüştür. Her iki metal yüzün ilişkisi sonucunda metalik aşınma parçacıkları (debris) ve enflamatuvar tepkiler oluşmuş, komponentler erken gevşemiş ve hastalarda başarısız sonuçlar alınmasına neden olmuştur (6). Bunlardan dolayı fizyolojik sınırlarda rotasyon elde edebilmeyi amaçlayan yarı-sınırlayıcı diye isimlendirilen menteşe tipi protezler geliştirilmiştir. ‘Hospital for Special Surgery’ tarafından 1970 yılında arka çapraz bağı koruyan protezlerin ilk yapımı olan ve total kondiler protezlerin öncüsü olarak kabul görülen protez geliştirilmiştir. Kobalt-krom alaşımından femoral komponent ile tamamıyla polietilenden oluşan tibial ve patellar komponentlerin tümünün çimentolu tespitinin yapıldığı bu protez ile oldukça başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Arka çapraz bağı korumayan protezlerin ilk örneği ise yine aynı yıllarda Freeman-Swanson tarafından geliştirilmiştir. Tibial komponentin iki ayrı parçanın birleştirilmesinden oluştuğu bu tipte, ameliyat sırasında her iki çapraz bağ da kesilmektedir.

1971 yılında ise diz artroplastisinin modern çağı başlamıştır. Gunston, düşük sürtünmeli total kalça artroplastisi uygulamalarından elde edilen deneyimleri, Macintosh’un tasarımına uygulayarak ilk çimentolu diz ‘‘yüzey artroplastisi’’ ni uygulamıştır. Minimal sınırlayıcı olarak da adlandırdığı bu tasarımda metal komponentleri kemik çimentosu kullanarak tespit etmeyi ve bunlar arasına yüksek yoğunluklu polietilen yerleştirerek daha az sürtünme elde etmeyi amaçlamıştır. Townley, 1972 yılında arka çapraz bağı koruyan bikondiler tipte protezi tasarlamıştır. Aynı yıllarda Coventry, dizin biyomekanik prensiplerinden yola çıkarak her iki çapraz bağı korunduğu geometrik protez geliştirmiştir. Gunston’un çalışmasını izleyen yıllarda normal dizin biyomekaniği hakkında daha kesin bilgiler elde edilmiş, bu bilgiler ışığında 2. jenerasyon total diz protezleri geliştirilmiştir (metal tabanlık kullanımı, titanyum alaşımlarının kullanımı gibi). Total diz protezinde modern çağa gelinmesini sağlayan Gunston ve Freeman-Swanson’un cerrahi teknik ve protez tasarımı açısından büyük etkileri olmuştur. Bu araştırmacıların temel prensipleri;

1-Çıkarılacak kemik miktarı gereğinde kurtarma operasyonuna izin verebilmesi açısından artrodezde alınan kemik miktarından fazla olmamalıdır.

2-Gevşeme komplikasyonunun en az olması için, komponentler arası sürtünme en aza indirilmeli, femoral ve tibial komponentler menteşeli tipte olduğu gibi doğrudan bağlantılı olmamalıdır. Dizin hiperekstansiyonunu engelleyici mekanizma ani değil yavaş yavaş olmalı ve protez, kemiğe iletilen kuvvetleri en geniş alana dağıtabilecek şekilde yerleştirilmelidir.

3-Aşınma parçacıkları en az düzeyde ve zararsız olmalıdır.

4-Uzun intramedüller sap ve intramedüller çimentolamadan kaçınılarak enfeksiyon riski azaltılmalıdır.

5-Yine enfeksiyon riskini en aza indirebilmek için protez komponentlerinde çok az ölü boşluk bırakılmalıdır.

6-Hastanın günlük işlerini yapabilmesine olanak sağlayabilecek 90° fleksiyon ve en çok 5° hiperekstansiyon hareketini oluşturulabilmelidir.

7-Rotasyon serbestliği olmalıdır.

8-Her yöndeki aşırı hareketlere başta iç ve dış yan bağlar olmak üzere yumuşak dokular engel olmalıdır (7).

Insall ve arkadaşları 1970’li yıllarda birçok cerrah tarafından altın standart olarak kabul edilen kobalt-krom karışımından femoral komponent ve tümüyle polietilenden oluşan tibial ve patellar komponent içeren total kondiler protez tasarımını yapmıştır. Bu protezde; her komponent çimento ile tespit edilmiş ve çapraz bağlar korunmamıştır.

Freeman, 1972 yılında kısmen çimentosuz kullanılan I.C.L.H (Imperial Collage/London Hospital) tipi protezi geliştirmiştir (8).

İlk örneği Insall Burstein tarafından geliştirilen arka çapraz bağı korumayan ‘‘PCL substituting’’ protezler 1978 yılında kullanıma girmiştir. Bu tip protezler ile, arka çapraz bağı kesen tip protezlerde gözlenen hareket kısıtlılığını gidermek, posterior stabilizasyonu arttırmak ve kayma hareketine izin vermek amaçlanmıştır.

1980 li yıllarda değişik arayışlar ortaya çıkmış, bunlardan en önemlisi çimentosuz total diz protezi ve ‘‘press-fit’’ protezlerin geliştirilmesi olmuştur.

Total diz protezi tarihinde en önemli dönüm noktası Hungerford ve arkadaşları tarafından uygun kullanıldığında hatayı en aza indiren ‘‘hassas enstrumentasyon 5 sistemi’’ nin geliştirilmesidir (9). Kobalt titanyum bazlı metal

alaşımın ve bu metal alaşımların eklemleştigi “ultramolekül ağırlıklı polietilen” (UHMWPE) kullanımı ile birlikte oluşan gelişmeler, dizin her üç komponentinin de değiştirildiği, modern protez üretimine ulaşılmasını sağlamıştır. Günümüzde hastaya özel total diz protezleri(PSI) bilgisayarlı tomografi (BT) veya MR kullanarak üç boyutlu model oluşturarak kesi blokları ve implantlar hazırlanmakta. Daha iyi ameliyat öncesi planlama ve hasta için daha uyumlu implant sağlamaktadır (10).

Ülkemizde total kalça artroplastisine ait uygulamalar oldukça eski olmasına karşın modern total diz protezi yaygınlaşması oldukça yenidir. Bilinen ilk menteşeli total diz protezi uygulamasını Prof.Dr. Orhan Aslanoğlu gerçekleştirmiştir. 1981 yılında Ege Üniversitesi’nde romatoid artritli bir hastaya menteşe tipi total diz protezi uygulanmıştır. 1987 yılında Gazi Üniversitesinde gerçekleştirilen ilk diz protezi kursunu takiben üç büyük şehirden başlayarak modern total diz artroplastisi uygulamaları giderek artmıştır. Total diz protezine ait ilk tebliğlerde 1989 Milli Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresinde Ankara’da yapılmıştır.

Günümüze gelindiğinde artık total diz protezi için, total kalça protezleri kadar ömür biçilmeye başlanmış, tüm dünyada geniş uygulama alanı bulmuş ve yüksek başarı oranlarını yakalamıştır.

## **11-GENEL BİLGİLER**

### **11.1-EMBRİYOLOJİ VE DİZİN CERRAHİ ANATOMİSİ**

#### **DİZ EMBRİYOLOJİSİ**

İnsan embriyosunda alt ekstremite tomurcukları embriyolojik dönemin 4. haftasında 3. ve 5. lomber omurlar seviyesinde gelişmeye başlar. Bu tomurcuklar içte mezenkim hücreleri ve dışta ise onu saran ektodermal kılıftan oluşmaktadır. Dıştaki ektoderm deri ve ilişkili yapıları, içteki mesoderm ise kemik, kas ve bağ dokusunu oluşturacaktır. Ektoderm kaynaklı sinir ağı ve mesoderm kaynaklı vasküler sistem ise gövdeden büyüyerek ekstremite taslağının içine penetre olurlar. 6. haftanın sonunda ekstremite taslağı içinde kemiklerin hyalin kıkırdak modelleri oluşmaya başlar. 8.haftada diz eklemi, eklem boşluğu dışında erişkindeki biçim ve yapısına benzer görünüm kazanır. 8.-10. haftalarda

ekstremitte tomurcuğu içinde tüm yapılar taslak olarak oluşumunu tamamlar. 12. haftada primer ossifikasyon merkezleri (diafiz) oluşmaya başlar. Eklem gelişim sürecinde 10.-12. haftalarda sinovyal villus kalıntıları, 3.-4. ayda bursalar ve 4.-5. aylarda ise eklem için yağ yastıklarının farklılaşır. 34. ve 38. haftalarda ise sekonder ossifikasyon merkezleri (epifiz) ilk olarak dizde tibia proksimali ve femur distalinde görülmeye başlar (11).

## **DİZ EKLEMİNİN CERRAHİ ANATOMİSİ**

Diz alt ekstremitenin eşsiz anatomi ve yapısına sahip eklemdir. Kemik ve yumuşak dokuları ile bunların hareketini sağlayan nörolojik yapıları sayesinde kendine özgü hareketleri ve stabilitesini sağlayan özelleşmiş bir yapıdır. Diz eklemi insan vücudundaki en sık zarar gören eklemlerden biridir. Travma ve spor yaralanmalarındaki artış nedeniyle de bu zarar görme oranı gün geçtikçe artmaktadır. Diz eklemi şikayetleri ile hastaneye başvuran hastaların ortalama %5'inin tedavisinde cerrahi girişimler gerekmektedir (12,13). Ortopedi polikliniklerine gelen hastalarda en sık başvuru nedenleri diz eklemi ve çevresindeki yapılardan kaynaklı yakınmalardır. Günümüzde diz eklemi şikayetlerine yönelik uygulanan cerrahi girişimler arasında artroskopik girişimler, bağ onarımı işlemleri, yüksek tibial ostetomi, mikrokirik, mozaikplasti gibi eklemi korumaya yönelik ameliyatlarda yanında yüzey kaplama protezleri(hemikap), unikondiler diz protezi ve total diz protezi gibi eklem yenileme ameliyatlarda ve diz çevresi kırıklarının tespiti için uygulanan cerrahi girişimler nedeniyle diz çevresine yönelik cerrahi girişimler ortopedistlerin en sık uyguladıkları işlemler arasındadır. Ortopedi hekiminin diz eklemindeki yaralanmayı anlayabilmesi, uygun tedavi başlayabilmesi ve gerektiğinde cerrahi tedavi uygulayabilmesi için gereklidir. Diz eklemine katılan kemik yapılar patella, distal femur, proksimal tibia'dır. Diz çevresi bağlar ve bunlara eşlik eden yumuşak doku yapılarından oluşur. Diz eklemi tibiofemoral ve patellofemoral eklemler olmak üzere iki ayrı eklemden oluştuğu kabul edilmektedir.

## **DİZ EKLEMİNDE GERÇEKLEŞTİRİLEN HAREKETLER**

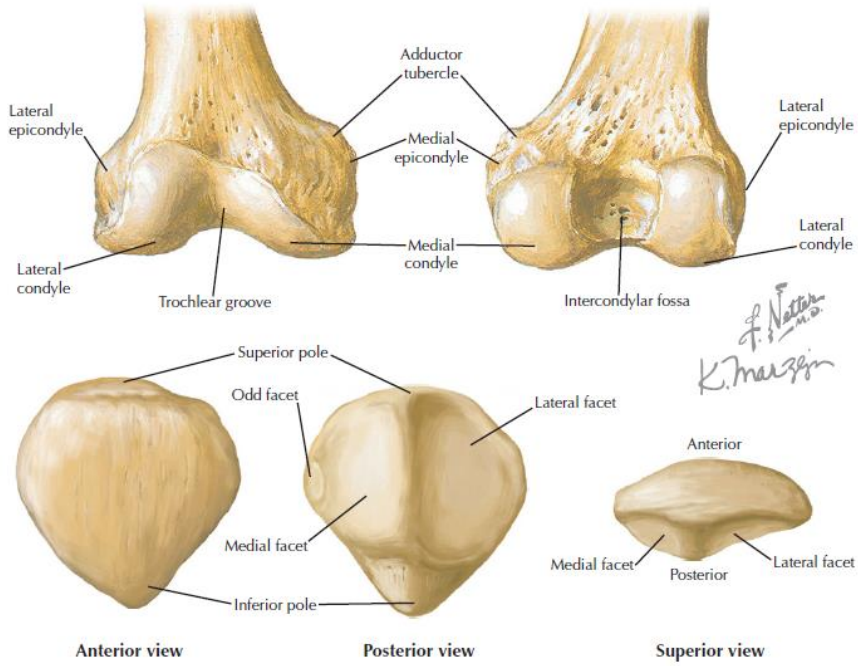
Diz eklemi her ne kadar temel olarak menteşe (ginglymus) tipi bir eklem (sadece fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinin yapıldığı) olarak düşünülse de belirli koşullarda lateral ve medial rotasyon hareketlerini de yapabilme özelliği bulunur. Tam ekstansiyonda bulunan diz ekleminde bağsal yapılar gergindir ve herhangi bir rotasyon hareketi gözlenmez. Yirmi derecelik fleksiyondan sonra bağlar

gevşemeye başlar ve biraz rotasyon hareketleri gerçekleştirilebilir. Doksan derecelik fleksiyonda bağlar olabilecekleri en gevşek duruma gelir ve yaklaşık 40°'lik bir rotasyon hareketi gerçekleştirilebilir (13).

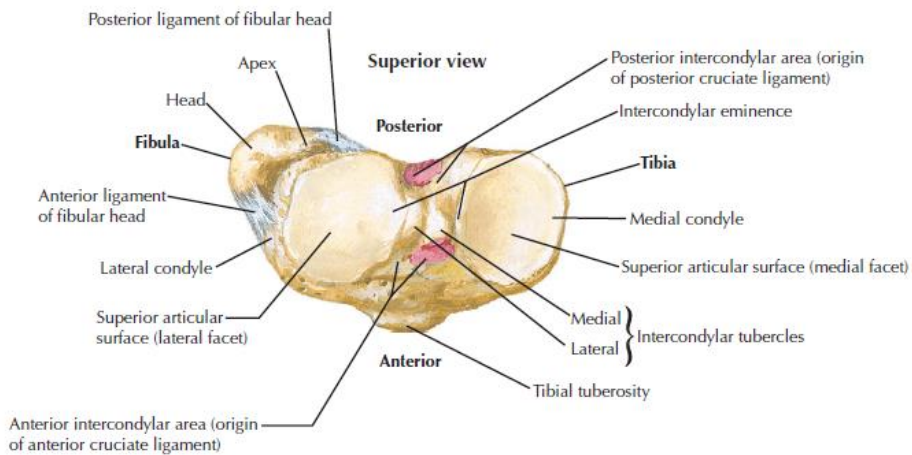
## **DİZ EKLEMİNİN YAPISINA KATILAN KEMİK YAPILAR**

Diz eklemine oluşturan kemik yapılar femur distali, tibia proksimali ve patella oluşturmaktadır. Fibula proksimali diz eklemi yapısına katılmasa da eklem fonksiyonları ve stabilitesine katkıda bulunan bazı bağların tutunma yeri olması nedeniyle fibulada sayılabilir. Femur distali farklı şekillerde olan medial ve lateral kondillerden oluşur (Şekil 1). Femur medial kondili tibiada medial platoda yer alan eklem yüzeyine, lateral kondil ise tibia lateral platoda yer alan eklem yüzeylerine yerleşirler. Medial ve lateral menisküsler femur ve tibia eklem yüzeyleri uyumunu sağlamada katkıda bulunurlar. Lateral kondil hem anterior-posterior (AP) hem de lateral planda medialden daha küçük yapıdadır. Bu şekil dizin doğal valgus yapısına katkıda bulunur. Bu yüzden oluşan rotasyon merkezlerinin farkı nedeniyle medial kondil üç eksen boyunca serbestçe rotasyon yapabilirken sadece AP ekseninde minimal translasyon yapabilir. Oysa lateral kondil AP ekseninde daha serbest translasyon yapabilirken, transvers ekseninde sadece tam ekstansiyon pozisyonuna yakınken rotasyon yapabilir (15,16). Bu kondillerin şekilleri tibia'nın femur üzerindeki hareketinde oldukça büyük öneme sahiptir. Medial ve lateral epikondilleri incelediğimizde lateral kondilin eklem yüzünün dış tarafında ve proksimalinde yer alan lateral epikondil, lateral kollateral bağın yapışma yeridir. Benzer şekilde medial epikondil de medial kollateral bağın yapışma yeri olup bu iki çıkıntılı noktayı birleştiren interepikondiler eksen, total diz protezi ameliyatları sırasında femoral komponentin yerleştirilmesine yardımcı olarak kullanılmaktadır. İnterepikondiler eksen, femoral kondilleri birleştiren çizgiye göre kabaca 3-5 derece dış rotasyondadır ve bu anatomik özellik posterior referanslı kesilerde kullanılmaktadır. Bu aksın tespiti için kullanılan diğer bir anatomik işaret ise 'Whiteside' çizgisidir. Whiteside çizgisi femur anterior korteksinin merkezini posterior korteks merkezine birleştiren AP ekseninde uzanan bir hattır ve interepikondiler eksene dik olarak uzandığı kabul edilir. Ancak interepikondiler eksenin dizin gerçek fleksiyon-ekstansiyon eksenini yansıtmadığı bilinmektedir. Kondillerin arka kısımları tek bir silindir gibi ön ve arka çapraz bağ yapışma yerlerinden geçen ortak bir rotasyon merkezine sahip iken, ön kısımları farklı morfolojik yapıları ve üç boyutlu hareket nedeniyle tek bir rotasyon merkezine

sahip değildir (17). Tibia'nın proksimal ucunda femur'un kondillerinin yerleşeceği medial ve lateral yüzeyler, interkondiler çıkıntı (eminens) denilen bir yapı ile birbirlerinden ayrılırlar (Şekil 2). Tibia'nın bu yüzeyleri menisküs adı verilen kıkırdak yapılarla derinleştirilir ve eklem yaptığı femur'un kondilleri için daha uygun yüzeyler haline gelir. Bu menisküslerin sağladığı ekstra derinlik özellikle femur ve tibia'nın lateral kondillerinin uyumu açısından büyük önem taşır. İnsan vücudunun en büyük sesamoid kemiği olan patella (Şekil 1) diz ekleminin



Şekil:1 Femur medial, lateral kondilleri ve patella anterior ve posterior görünüşleri (3)



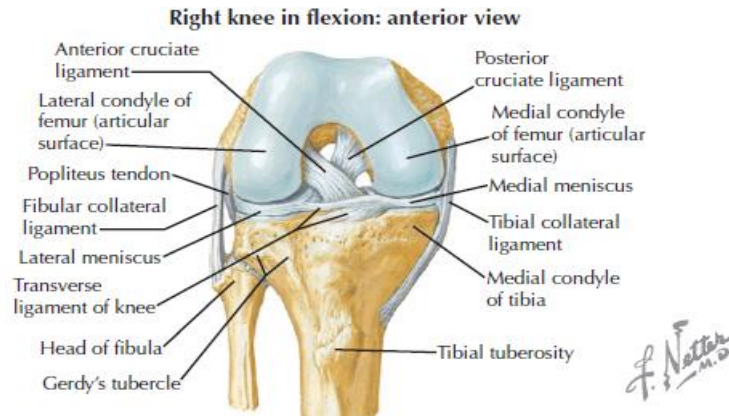
Şekil-2 Tibia proksimal eklem yüzeyi aksiyel görünümü (3)

Ekstansiyonunda çok önemli bir yapıdır. Yerleşim yeri dolayısıyla kuadriceps femoris (quadriceps femoris) kasına mekanik destek sağlayarak kasın insersiyon açısını artırır ve ekstansiyon hareketinin çok daha etkin olmasını sağlar. Bu kas aynı zamanda içerisinde gelişen patella'nın dinamik stabilizasyonunda da çok önemli role sahiptir. Kuadriseps femoris kasının ana tendonu patella'nın alt ucundan tuberositas tibia'ya doğru uzanarak patellar bağı oluşturur. Yaklaşık 6-8 cm uzunluğundaki bu güçlü bağ infrapatellar yağ yastığı (fat pad) ve infrapatellar bursa sayesinde sinoviyal membrandan ve tibia'dan ayrılır. İnfrapatellar yağ yastığı (Hoffa yağ yastığı) iyi kanlanan ve zengin bir sinir ağına sahip bir yapıdır ve alar plika veya infrapatellar plika denilen bir yapı tarafından yerinde tutulur. Eklem kapsülünün içerisinde yer alan ancak ekstrasinoviyal bir doku olan Hoffa yağ yastığı dizin aşırı fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinde basınç altında kalır ve bu durum gangliyon gelişimine neden olabilir. Çevresi kalın bir kıkırdak yapı ile sarılı olduğundan, çocuklarda patella kırıklarına daha az rastlanır. Eklem yüzü (faset) bir çıkıntı tarafından ayrılan medial ve lateral eklem yüzlerinden ve toplam yedi yüzden oluşmaktadır. Eklem yüzü ilk 10-20 derecelik fleksiyon sırasında distal kısımda yerleşmiş iken artan fleksiyon hareketiyle temas noktası proksimale ve laterale doğru kayma gösterir. Doksan derece fleksiyon sonrası ise temas yüzeyi ikiye ayrılır. Lateral eklem yüzü patellar oluk (troklea) ile daha uyumlu iken medial eklem yüzü daha az eklem uyumu göstermektedir (18). Diz eklemi temel olarak iki eklemden oluşur; patellofemoral eklem ve tibiofemoral eklem.

**PATELLOFEMORAL EKLEM:** Patella'nın eklem yüzü ve femur'un distal ucunda bulunan patellar yüzey arasında gerçekleşen patellofemoral eklem, diz ekleminin tamamlayıcı bir bölü- müdür (19). Bu eklemden kıkırdak lezyonları sık görülür ve anterior diz ağrısının en önemli nedenlerinden biridir (20). Patella ve femur'un anatomik özellikleri ve birbirleriyle uyumu, dizin fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinin gerçekleştirilmesinde oldukça önemlidir (21). Patella ve femur'daki anatomik bozukluklar ve bu iki kemik arasındaki uyumun bozulması patellofemoral eklem üzerindeki yükün düzensiz dağılımına ve eklemden kıkırdak lezyonlarına yol açabilir. Bu yüzden eklemi oluşturan yapıların normal anatomilerinin iyi bilinmesi tanı ve etyolojinin ortaya konması aşamalarında önem kazanmaktadır (22,23).

**TİBİOFEMORAL EKLEM:** Diz ekleminin esas kısmını oluşturan tibiofemoral eklem oldukça karmaşık, sinoviyal bir eklemdir. Ekleme katılan yüzeyleri incelediğimizde karşımıza tibia'nın proksimal yüzeyi (tibial plato), femur'un

distal bölümünü oluşturan kondilleri ve bunların arasındaki interkondiler çentik, tibia ve femur'un eklem yüzeyleri arasındaki uyumluluğu artıran menisküsler temel olarak göze çarpan unsurlardır. Tibial plato olarak da adlandırılan tibia'nın ekleme katılan üst yüzeyinde femur'un kondilleri ile uyumlu olarak medial ve lateral iki eklem yüzeyi bulunmaktadır. Dıştaki içteğine göre daha küçük ve yuvarlak şekillidir. Bu iki eklem yüzeyi arasındaki bölgeye interkondiler bölge adı verilir ve interkondiler çukurluğu adı verilen yaklaşık olarak ortalarında yerleşmiş bir çukurluğu ile de anterior ve posterior interkondiler bölgelere ayrılır (Şekil 1, 2). Bu bölgelere menisküslerin ön ve arka boynuzlarının yanı sıra ön ve arka çapraz bağları tutunur. Femur ve tibia kondillerinin birbirlerine uyumluluğunu artıran intrakapsüler, fibrokıkırdak yapılar olan menisküslerin yapısını incelediğimizde iç 2 /3'lük kısmının ışınal tarzda, dış 1 /3'ünün dairesel tarzda uzanan kollajen liflerden oluştuğunu görürüz (Şekil 3,4) (24). Yaklaşık olarak yarım daire şeklinde olan medial menisküs ön ve arka köşeleriyle tibia'ya tutunmuş olmasının yanı sıra, dış kenarı ile de medial kollateral bağa tutunmuş haldedir. Bu nedenle lateral menisküse göre hareket kabiliyeti çok daha sınırlıdır. Lateral menisküs bir dairenin yaklaşık 4 /5'i kadardır ve medial menisküse göre daha fazla bir alanı kaplamaktadır. Bir çeşit menisküs şekil bozukluğu olan diskoid lateral menisküs olarak adlandırılan bir varyasyon toplumda oldukça sık (%5) görülmektedir. Genellikle iki taraflı olarak gözlenen bu durumun ayırt edici özelliği menisküsün şeklinin yanı sıra özellikle posterior meniskofemoral bağ ile olan arka taraftaki ligamentöz bağlantıdır.



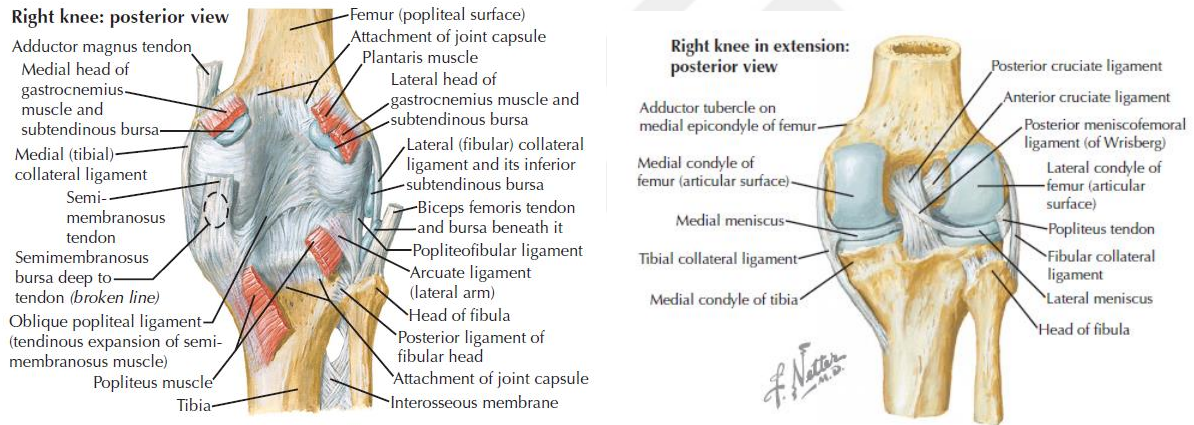
Şekil:3 dizin fleksiyonda anterior görünümü (3)

Sıklıkla asemptomatik seyreden diskoid lateral menisküste en sık görülen bulgu ağrıdır.

**DİZ EKLEMİNİN BAĞLARI:** Medial menisküsün ön boynuzu ile lateral menisküsün ön kenarı arasında her zaman gözlenmeyen transvers (intermeniskal)

bağ olarak adlandırılan bir bağ bulunabilir (Şekil 3). Bazı anatomik ve radyolojik çalışmalarda bu bağın menisküslerin ön boynuzlarının stabilizasyonunda görevlidir (25). Ayrıca lateral menisküsün posterior boynuzunu femur'un medial kondilinin iç yüzüne bağlayan iki ayrı bağ bulunmaktadır. Bu bağlardan öndeki anterior meniskofemoral bağ(humphrey) posterior çapraz bağın önünden, arkadaki posterior meniskofemoral bağ(wrisberg) ise bağın arkasından geçerek arka çapraz bağın proksimal bölümüne tutunur (Şekil 4) (26). Bu bağların arka çapraz bağı destekledikleri ve fleksiyon sırasında lateral menisküsün hareketini kontrol ettikleri düşünülmektedir. Bu nedenle arka çapraz bağ ameliyatlarında meniskofemoral bağların korunmasına dikkat edilmesi önerilmektedir (26,27).

**ÇAPRAZ BAĞLAR:** Diz eklemının önemli bağlarını incelediğimizde karşımıza ilk olarak çapraz bağlar çıkar (Şekil 3,4). Çapraz bağlar çok güçlü, intrakapsüler bağlardır ve tibia üzerindeki tutunma yerlerine göre adlandırılırlar (28).



Şekil:4 Dizin posterior görünümüleri (3)

**ÖN ÇAPRAZ BAĞ:** Ön (anterior) çapraz bağ (Şekil 2,3,4) tibia proksimal yüzündeki ön interkondiler bölgede medial tibial çıkıntının hemen ön yan tarafına tutunur. Bu bölgede hafifçe lateral menisküsün ön boynuzuyla birleşmiştir. Kendi çevresinde kıvrılarak posterolaterale doğru ilerler ve lateral femoral kondilin posteromedialine yapışır (29). Ön çapraz bağ ortalama 32 mm uzunluğunda ve 7-12 mm genişliğindedir (30). Bazı araştırmacılara göre iki (29) bazılarına göre üç ayrı fonksiyonel banttandır meydana gelir (31,32). Bu bantlar tibia'da yapışma yerlerine göre anteromedial, intermediate ve posterolateral bantlar olarak adlandırılır. Diz eklemındaki en önemli yapılardan biri olan ön çapraz bağ tibia'nın öne doğru kaymasına ve özellikle eklem ekstansiyonda iken iç rotasyonu engelleyici yönde direnç gösterir (33). Yüksekten düşmelerde ve spor

yaralanmalarında en sık zarar gören yapılardan biri olan bu bağ yırtıldığı zaman kendi kendine iyileşemez. Bu olgularda rekonstruksiyon ameliyatları temel tedavidir (30). Ön çapraz bağ, tibial sinirin arka eklem dallarından innerve olur. Ön çapraz bağın lifleri ekstansiyonda femur ile aynı hizada tek yönde iken artan fleksiyonla laterale doğru bükülür ve fleksiyonla tibia femur üzerinde yaklaşık 55 derece kadar iç rotasyon yapar. Bu durumu yeniden oluşturmak için bağın yapılandırılması sırasında greftin döndürülmesi uygulaması yapılmaktadır (15). Ön çapraz bağ eklem içi ancak ekstrasinoviyal yapıdadır. Kanlanması yapışma yerlerinden çok bu sinoviyal katlantı ile orta geniküler arterden sağlanmaktadır.

**ARKA ÇAPRAZ BAĞ:** Arka (posterior) çapraz bağ (Şekil 2,3,4) ön çapraz bağdan daha kalın ve güçlüdür. Yaklaşık olarak 38 mm uzunluğunda ve 13 mm genişliğindedir (28). Ön çapraz bağa göre yaralanmalarına daha az rastlanan ve hasta tarafından daha iyi tolere edilen arka çapraz bağ, medial femoral kondilin lateralinden ve interkondiler çentiğin tepesinden başlayarak aşağıda tibia'nın arka interkondiler bölgesine uzanır. Bu bölgede her iki menisküsün arka boynuzları arasına tutunur (26,28). Arka çapraz bağ femur'da bulunan tutunma yerine göre anterolateral ve posteromedial olmak üzere iki ayrı lif demetinden oluşur. Anterolateral demet fleksiyonda gerilirken posteromedial demet ise ekstansiyonda gerilmektedir (35). Arka çapraz bağ tibia'nın femur ekseninde arkaya doğru kaymasına engel olur. Çapraz bağların yaralanmalarında kullanılan testler olan ön ve arka çekmece testlerini karşılaştırdığımızda ön çapraz bağ yaralanmasında kullanılan ön çekmece testinin duyarlılığının arka çapraz bağ yaralanmasında kullanılan arka çekmece testine göre oldukça düşüktür (36). Arka çapraz bağ yırtıklarının tedavisinde ön çapraz bağ yırtıklarının aksine genellikle cerrahi girişim gerekmez. Ancak her iki bağın beraber yaralanmalarında önce arka çapraz bağın ardından aynı ameliyatta cerrahi tedavilerinin yapılması gerekmektedir.

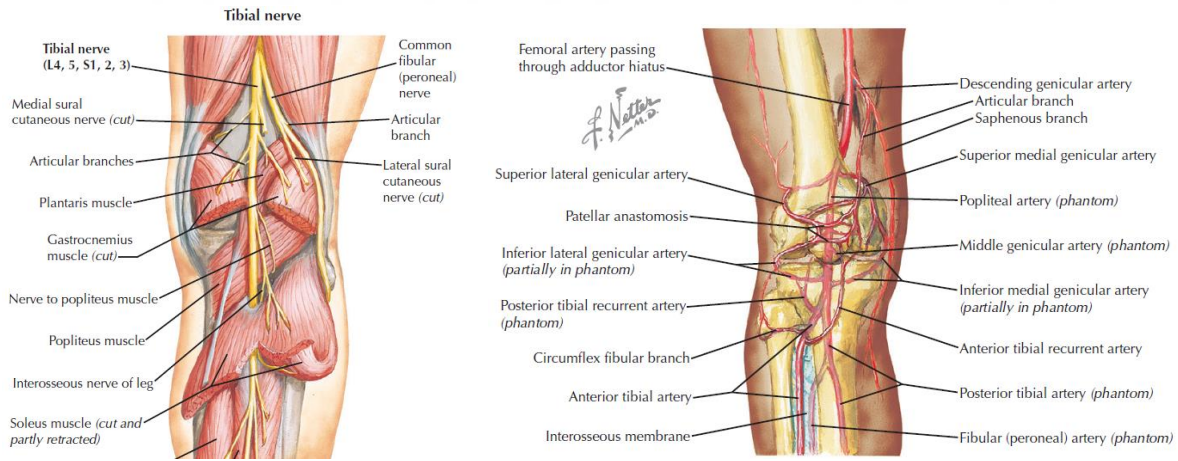
**YAN BAĞLAR:** Medial kollateral bağ (iç yan bağ; Şekil 4) erişkinlerde ve çocuklarda diz ekleminin en sık yaralanan bağıdır. Üç-dört tabakada incelenen iki ayrı yapıdan oluşur: Yüzeyelde bulunan ve tibial kollateral bağ olarak da adlandırılan yüzeysel medial kollateral bağ ve derinde yerleşmiş kapsüler bir yapı olan derin medial kollateral bağıdır (37). Bu iki bağ arasında herhangi bir bağlantı bulunmaz ancak derin medial kollateral bağın meniskofemoral ve meniskotibial bölümleri bulunur ve bu bölümler aracılığıyla medial menisküs ile bağlantı halindedir (38). İç yan bağ diz ekleminin abdüksiyonunu ve rotasyonunu sınırlar. Lateral kollateral bağ (dış yan bağ; Şekil 4) dizin iç rotasyonunun sınırlanmasında

etkili olan temel yapıdır. Medial kollateral bağın aksine ekstrakapsüler bir bağdır ve dolayısıyla menisküslerle bağlantısı yoktur. Dış yan bağ hasarlarına sıklıkla ön çapraz bağ yaralanmaları da eşlik eder (36). Dizdeki yumuşak dokular incelenirken genellikle medial ve lateralde yüzeyleten derine doğru üç ayrı tabaka halinde incelenir. Dizin iç kısmında yerleşmiş bulunan yumuşak dokulara baktığımızda en yüzeyleten tabaka olan birinci katmanda kruris fasyasının devamı olan derin fasya bulunur. Medial kollateral bağ bu tabakada bulunan medial retinakulumun oblik yoğunlaşması ile oluşur. Bu bağ hem tibia'nın ön yüzüne hem de ikinci tabakadan medial patellofemoral bağ ile karışarak patella'nın iç kenarına yapışır (15). Arka taraftaki fasya gastroknemius kasının iki başını sararak nörovasküler yapıları destekler. Ön tarafta ise belirgin bir tendinöz yapışma yeri bulunmayan sartorius kası gibi tibia periostunda sonlanır. Birinci ve ikinci tabaka arasında semitendinosus ve grasilis tendonları vardır. İkinci tabaka “yüzeyleten medial kollateral bağı” içerir. Aynı planda femur'da bulunan yapışma yerinin ön tarafından patellaya doğru uzanan medial patellofemoral bağ bulunur. Bu bağ vastus medialisin derininde bulunur ve yüzeyleten medial kollateral bağın lifleri dizin posteromedialinde en derin üçüncü tabaka ile birleşir. Üçüncü tabaka eklem kapsülüdür. Bu kapsül eklem hareketlerine izin vermek için ince, gevşek yapıdadır ve patellanın üst tarafında bir boşluk oluşturur. İç tarafta kalınlaşarak vertikal ve kısa olan “derin medial kollateral bağ” liflerini oluşturur. Derin medial kollateral bağın meniskofemoral ve meniskotibial kısımları, diz hareketleri sırasında, medial menisküsün stabilitesini sağlarlar. Menisküsü tibiaya alt taraftan bağlayan koroner bağ ise menisküsün aşırı hareketini engelleyerek stabilitesinin sağlanmasına katkıda bulunur (15).

Dizin dış tarafında bulunan yumuşak doku yapıları tıpkı iç tarafta olduğu gibi üç tabakada incelenmektedir. En yüzeyleten olan birinci tabaka önde iliotal bant ve arkada biceps femoris kasının tendonunun yüzeyleten liflerinden oluşur. Derin peroneal sinir bu tabakanın altında yer alır. İkinci tabakada önde kuadriseps retinakulumu ve arkada iki parçadan oluşan patellofemoral bağdan oluşur. Proksimal parça lateral intermusküler septumdan, distal parça ise fabella veya posterolateral köşeden çıkarak superolateral patellaya yapışır. Patellomeniskal bağ ise aynı planda patelladan lateral menisküse uzanır ve Gerdy tüberkülünde sonlanır (15,39). En derin olan üçüncü tabaka ise temel olarak eklem kapsülünden ve onun kalınlaşmasından oluşan bağlardan meydana gelir. Kapsül iliotal bantın arkasında yüzeyleten ve derin olmak üzere iki tabakaya ayrılır. Yüzeyleten kısım fabellofibuler bağda sonlanırken, derin kısım koroner bağ oluşturur ve popliteus

tendonu için boşluktan sonra arkuat bağda sonlanır. Popliteofibuler bağ ise üçüncü tabakanın bir parçası olarak fibula başından popliteus tendonuna yapışır.

**DİZ EKLEMİNİN DAMAR VE SINIRLERİ:** Diz eklemine damarlarına baktığımızda beslenmesinde popliteal arterin superior, inferior ve orta geniküler dallarının yanı sıra az da olsa femoral arterin inen geniküler dalının, lateral sirkumfleks femoral arterin inen dalının, sirkumfleks fibuler arterin, ön ve arka tibial reküran arterlerin görev aldığını görürüz (şekil-5). Popliteal arterin ön yüzünde yağ dokusu, eklem kapsülü ve popliteus kasının fasyası bulunurken arka yüzünde yukarıda semimembranosus kası aşağıda ise gastroknemius ve plantaris kasları bulunur. Ayrıca yine arka yüzeyi popliteal ven ile komşudur ve venin de yüzeyinde tibial sinir uzanır. Superior, middle ve inferior geniküler dalları eklem beslenmesinden esas olarak sorumlu olan dallarıdır. Bunların dışında Hamstringlere, adduktör magna, gastroknemiusa, soleusa ve plantaris musküler dallar verir. Bunlar dışında femoral arterin inen geniküler dalı rete patella adı verilen patella çevresindeki zengin damar ağının oluşumuna katılan önemli bir daldır ve minimal invazif total diz artroplastisi sırasında vastus medialis kası içerisinde seyrederek patellanın üst medial köşesine doğru uzanan bu damarın korunması komplikasyonların önlenmesi açısından önemli olacaktır (40).



Şekil:5 Dizin innervasyonu ve arteriyel beslenmesi (3)

Diz eklemine innervasyonunda obturator, femoral, tibial sinirlerden ayrıca fibularis communis sinirinden (n. fibularis communis) gelen dallar görev alır (41). Obturator sinirden ayrılan geniküler dal sinirin arka kökünün terminal dalıdır. Femoral sinirin vastus medialis kasını innerve eden terminal dalları buradan diz

eklemine geçerek eklem innervasyonunda da görev alır. Tibial ve fibuler sinirlerin eklem dalları ise geniküler arterlerle beraber seyrederek eklem innervasyonunu sağlarlar.

## **11-2.DİZ EKLEMİ BİYOMEKANİĞİ**

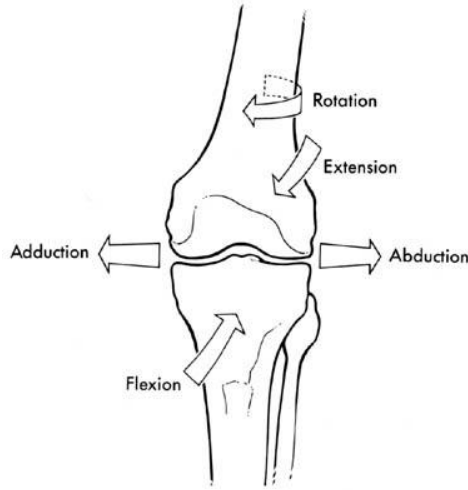
Diz biyomekaniği; alt ekstremitte dizilimi, diz anatomik özellikleri ve diz hareketleri ile dize etki eden kuvvetlerin ilişkini inceler. Biyomekanik açıdan diz eklemine özelliği geniş hareket özelliği yanında stabilite gibi zıt özelliğe sahiptir. Dizin bu karakteristik özelliklerinden dolayı anlaşılması zordur. Dize uygulanacak her türlü rekonstrüktif işlem ve yüzey yenileme ameliyatlarında normal diz biyomekaniğine en yakın değerlere ulaşmalıdır. Bozulan diz biyomekaniğinin uygulanan cerrahi girişim ile tekrar kazandırılması amaçlanmalıdır. Cerrahi operasyonlar sonrası biyomekanik dengedeki bozukluklar kendini dejenerasyon, remodelizasyon veya yapısal bozukluk olarak sonuçlanacaktır.

Diz eklemi biyomekaniğini iyi anlayabilmemiz için diz anatomisini, eklem hareket sınırlarını ve eklem akslarını iyi değerlendirmek gerekir. Diz alt ekstremitenin ara eklemidir. Diz eklemine görevi yürüme esnasında gövde ile yer arasındaki uzaklığı fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini ön planda yaparak ayarlar. Diz eklemi menteşe tipi eklem olarak bilinsede sadece tek düzlemde fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinin yanında yürüme siklusunun süresince her 3 düzlemde karmaşık hareketler yapmaktadır (42,43). Bu düzlemlerdeki hareketler;

Saggital düzlemde; fleksiyon ve ekstansiyon

Transvers düzlemde; iç rotasyon ve dış rotasyon

Koronal düzlemde; abduksiyon ve adduksiyon hareketleridir (şekil-6).



Şekil 6: Diz ekleminin 3 plandaki hareketleri

Dizin saggital düzlemde gerçekleştirdiği fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri sabit bir dönme merkezinde olmayıp, belli bir şekilde değişen dönme merkezi çevresinde olmaktadır. Hareketler esasen polisentriktir ve her fleksiyon açısında femurdan geçen dönme merkezleri değişmektedir. Fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri süresinde bu anlık dönme merkezleri birleştirdiğinde 'J' harfini andıran eğri oluşturmaktadır (6) (şekil-7).

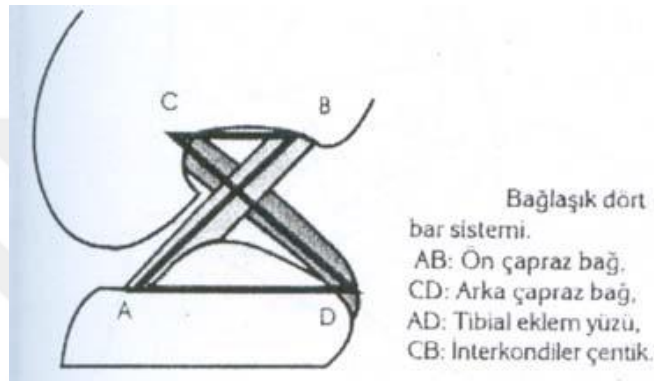


Şekil:7 Gunston tarafından tanımlanan anlık dönme merkezleri

Fleksiyon ve ekstansiyon sırasında oluşan bu eğriye anlık hareket merkezleri adı verilmektedir. Oluşan bu anlık merkez hareketleri Gunston tarafından tanımlanmış. Bunun sayesinde diz eklemine aktarılan yük daima diktir ve bunun neticesinde diz çevresindeki ligamanlara ve bağlara aşırı yük aktarılmamasını sağlar. Gelen kuvvete göre değişkenlik gösteren bu hareketler diz ekleminde femur ve tibia kondilleri arasında kayma ve yuvarlanma hareketlerini oluşturur (43). Femur kondilleri üzerindeki sabit bir noktanın tibia platosu üzerindeki hareketine yuvarlanma, femur kondillerinin tibia platosu üzerindeki sabit bir noktada hareketine ise kayma olarak tanımlanmaktadır (45). Femur tibia üzerinde

sadece yuvarlanırsa 45°'den sonra tibia platosunun dışına çıkar. Eğer femur sadece tibia platosunda kayarsa 130° fleksiyon yaparsa femur medullası tibia plato arkasına çarpacağı için fleksiyon 130°'de kısıtlanır. Yuvarlanma ve kayma hareketleri dizin değişik derecelerdeki kombinasyonu ile eklem dar bir hacim içerisinde geniş açısal sınırlara ulaşır.

Dizin ekstansiyon ve fleksiyon kinematiği bağlaşık dört bar sistemi ile açıklanmıştır. Bu sistemi ön çapraz bağ ve arka çapraz bağın nötral lifleri ile bağların femoral ve tibial yapışma yerlerini birleştiren çizgiler oluşturmaktadır (Şekil.8).

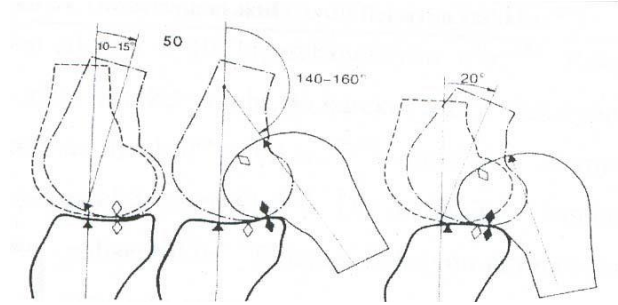


Şekil.8 Diz eklemi bağlaşık 4 bar sistemi

(Tandoğan R, Alparlan M: Diz Cerrahisi, Haberal Vakfı, Ankara: 5-18, 1999)

Femur ve tibianın eklem yapılarının şekli nedeniyle diz ekstansiyondan fleksiyona geçerken tibianın femur üzerindeki hareketine rotasyonla birlikte kayma da eklenmesi ile femur üzerindeki dönme merkezleri sürekli değişkenlik gösterir bu mekanizma 'femoral rollback' olarak tanımlanmıştır. Femoral 'roll back'ten temel sorumlu yapı arka çapraz bağdır. 90° fleksiyona gelene kadar femora-tibial temas noktası 14 mm geriye kaymaktadır. Bağlaşık dört bağ sistemi ile femurun tibia posterioruna düşmesi engellenir (45,46). Diz eklemi aktif hareketler 140° fleksiyon yapabilirken pasifte 160° fleksiyon yapabilir. Kalça ekstansiyonda iken diz 120° fleksiyon yaparken, kalça fleksiyonda iken 140° fleksiyon yapabilmektedir. Ayak sabit iken kalça fleksiyona getirilirse diz eklemi fleksiyonu 160°'dir. Diz ekleminde ekstansiyon 5-10° hiperekstansiyon şeklindedir. Diz eklemi ilk 20°'lik fleksiyon hareketinde yuvarlanma hareketi yaparken kayma hareketi yapmaz. Bu yuvarlanma hareketi medial kondil 10-15° iken lateral kondilde 20°'lik yuvarlanma hareketi yapar. Fleksiyon miktarı arttıkça yuvarlanma hareketi azalırken kayma hareketi yapmaya başlar. Fleksiyonun son

dönemlerinde yuvarlanma hareketi biterken yerini tamamen kayma hareketine bırakır (şekil-9).



**Şekil 9:** Diz ekleminde femoral kayma ve yuvarlanma hareketi

(Tandoğan R, Alparlan M: Diz Cerrahisi, Haberal Vakfı, Ankara: 5-18, 1999)

Diz ekleminin en stabil olduğu dönem dizin tam ekstansiyondadır. Bu sayede güçlü streslere karşı koyabilmektedir. Stabiliteye zıt özelliği ise diz ekleminin geniş hareket serbestliğidir. Hareket serbestliği belirli fleksiyon derecesinden sonra belirginleşmektedir. Eklem bu özelliği koşma ve engebeli arazide yürüme esnasında ayağın yerle uyumu açısından önemlidir. Diz eklemi hareketlilik ve stabilite gibi iki fonksiyonu gerçekleştirmesi 'kinematik çatışma' olarak adlandırılmaktadır (42,45). Diz eklemi hareketliliği için diz ekleminin tamamen kilitlenmemesi diz yaralanmalarına zemin hazırlamaktadır.

Transvers düzlemde temel olarak iç ve dış rotasyon hareketini gerçekleştirir. Medial platonun konkav lateral platonun konveks olması, lateral femoral kondil çapının medial femoral kondil çapından daha büyük olması ve medial menisküsün daha az hareketli olması nedeniyle femur kondillerinin hareketleri simetrik olmamaktadır. Medial femoral kondilde saf yuvarlanma ilk 10-15° devam ederken lateral femoral kondilde 20°'ye kadar devam etmektedir. Lateral femoral kondilin medial femoral kondile göre daha fazla yuvarlanma hareketi yapması diz ekleminin fleksiyon sırasında rotasyonuna neden olmaktadır. Buna 'vida yuva hareketi' denir. Böylece fleksiyonun başlangıç derecelerinde, fleksiyona gelen dizde lateral taraftaki bağların gevşek olması nedeniyle iç rotasyon yaparken, ekstansiyonun sonuna doğru dış rotasyona gelerek diz eklemi kilitlenir. Fleksiyon hareketinin ilk 20°'sine kadar her fleksiyon derecesi için yaklaşık 0.5° iç rotasyon hareketi gerçekleşmektedir (47). 90° fleksiyona gelene kadar femora-tibial temas noktası ortalama 14 mm geriye doğru kayar. Çapraz bağların yokluğunda vida yuva hareketi bozulur. Bu hareketin oluşmasında özellikle arka çapraz bağın rolü vardır.

Diz ekleminde aktif iç ve dış rotasyon hareketide gerçekleşmektedir. Ekstansiyon konumunda dizin kilitli olması nedeniyle aktif rotasyon hareketlerini diz fleksiyonda iken gerçekleştirmektedir (42,45). Rotasyon miktarı diz 90° fleksiyonda iken maksimuma ulaşmaktadır. Fleksiyon derecesi artarken yumuşak doku gerginliği nedeniyle rotasyon miktarında tekrar azalma gerçekleşmektedir. 90° fleksiyonda aktif dış rotasyon 40° aktif iç rotasyon ise 30°'dir.

Koronal düzlemde diz abduksiyon ve adduksiyon hareketlerini gerçekleştirmektedir. Diz 30° fleksiyonda iken maksimuma ulaşır ve adduksiyon ve abduksiyon hareketi 11°'dir. Tam ekstansiyonda abduksiyon adduksiyon hareketi gözlenmez (46).

Yürüme siklusunun herhengi döneminde diz tam ekstansiyona gelmeyip ortalama 5 derece fleksiyonda kalmaktadır. Salınım fazında 70°, basma fazında 20° fleksiyon olmaktadır. Tekrarlayan yürüme sikluslarında 10° abduksiyon–adduksiyon, 10-15° iç ve dış rotasyon hareketi gerçekleşmektedir (48).

Diz eklemi artroplastisinde biyomekanik prensipler uyma ve eklem stabilitesini koruma temel faktörleri oluşturur. Diz ekleminde dinamik ve statik olarak stabiliteye etkiyen faktörler mevcuttur. Statik faktörleri bağlar eklem kapsülü ve menisküsler oluştururken dinamik stabiliteyi kaslar oluşturmaktadır. Dış yan stabiliteyi dış eklem kapsülü, iliotibial band, fibular kollateral bağ, dış menisküs ve çapraz bağlardır. İç yan stabiliteyi iç eklem kapsülü, tibial kollateral bağ dış menisküs ve çapraz bağlardır. Önde esas olarak ön çapraz bağ, kuadriseps mekanizması, eklem kapsülü; arkada arka çapraz bağ ve arka eklem kapsülü stabilitede rol oynar (43).

Diz ekleminin önemli komponenti patellofemoral eklemdir. Diz hareketlerinin tümünde patella femur üzerinden kaymaktadır. Hareketlerin her aşamasında patellanın en az 1/3 'lük kısmı femur kondilleri ile temas halindedir. Maksimum temas diz 45° fleksiyonda iken gerçekleşmektedir. Bu fleksiyon derecesinde petallanın 1/3 orta, lateral ve medial faset yüzeyleri temas halindedir. 90° fleksiyonda ise üst 1/3 lateral ve medial faset yüzeyleri temas halindedir. Aşırı fleksiyonda faset ilişkisi bozulur ve en medialdeki patellar yüzeye temas eder. Dizin fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri sırasında patellofemoral eklem yüzeyinde kuvvetler oluşur fleksiyon derecesi ile orantılı olarak etki eden kuvvetler artar. Patella ve femur arasındaki temas 20-60° fleksiyonda en fazla ekstansiyonda ise temas en azdır (42,49). Patello femoral stabilitede eklem yüzey geometrisi ile yumuşak doku dengesinin kombinasyonu ile sağlanmaktadır. Hvid

tarafından tanımlanan kuadriseps açısı (Q açısı) spina iliaca anterior süperiordan patella merkezine çizilen çizgi ile patella merkezinden tüberositas tibiaya çizilen çigi arasındaki açıdır. Erkeklerde 14° kadınlarda ise ortalama 17°'dir (51). Bu değerlerin üstünde patella laterale sublukse olmaya meyillidir. Ayrıca vastus medialis kasının oblik lifleri patella ile ortalama 55° açı yaparak yapışırken vastus lateralis lifleri 14° ile yapışmaktadır. Patella fleksiyon başlangıcında trokleyaya temas etmediğinden fleksiyon esnasında patellanın laterale sublukse olmasını tek engelleyen yapı patellanın vastus medialisin oblik lifleridir. Fleksiyon arttıkça troklea devreye girerek laterale subluksasyonu önler (42,45,50). Patellofemoral eklem uyumsuzluklarda yüzey streslerinde artma meydana gelmektedir. Patellofemoral eklemden normal yürümede vücut ağırlığının yarısı, sandalyeden kalkarken 2.4, koltuk değneği kullanırken 0.72 ve tırmanış esnasında ise 3.3 katı yüklenme meydana gelmektedir. Sportif faaliyetlerde bu miktar 17 katına kadar çıkabilmektedir.

Dizin ekstansiyon ve fleksiyon hareketi boyunca stabilite bağların değişik derecelerdeki gerginliği ile sağlanmaktadır. Diz ekstansiyonda iken her iki kollateral bağ, ön çapraz bağın posterolateral bandı ve arka çapraz bağın posteromedial bandı gergindir. Menisküslerin ön kısımları femur ve tibia kondilleri arasında sıkışarak uyumu sağlar. Dizin fleksiyona gelmesi ile önce kollateral bağlar gevşer, tibia 9-20° iç rotasyon yapar, medial kollateral bağın yüzyeyel lifleri gerilir, poplitesu kası kasılır, ön çapraz bağın anteromedial bandı ve arka çapraz bağın posterolateral bandı gerilerek menisküslerin posterior kısımları femur ve tibia arasında sıkışır. Fleksiyon derecesi arttıkça femur kondilleri tibia üzerinde yuvarlanırken posteriora doğru kayar. Medial femoral kondili daha büyük olduğundan ekstansiyona gelirken önce lateral kompartman tam ekstansiyona gelirken tibia dış rotasyona gelerek medial kompartman tam ekstansiyona gelir. Dizin her hareket aşamasında en az bir çapraz bağ gergindir ve ön arka translasyona engel olur.

Menisküsler bütün hareket derecelerinde fizyolojik yüklenmelerle şekil değiştirme özelliği sayesinde; eklem yüzeyleri uyumunu sağlayarak eklem binen yüklerin dengeli şekilde dağılmasını sağlamaktadır. Yük taşıma alanını arttırarak eklem stabilitesine katkı sağlar. Menisküsler total çıkarıldıklarında dizin rotasyonel stabilitesinin %14 oranında azaldığı görülmüştür. Fiziksel aktiviteler sırasında diz eklemine etki eden kuvvetler vardır. Diz eklemine tibiofemoral eklem özellikle kompresif yükleri, taşırken patellofemoral eklem daha çok kuadriseps kuvvetinin tibia üzerine aktarılmasında rol alır. Her iki ayak üzerinde

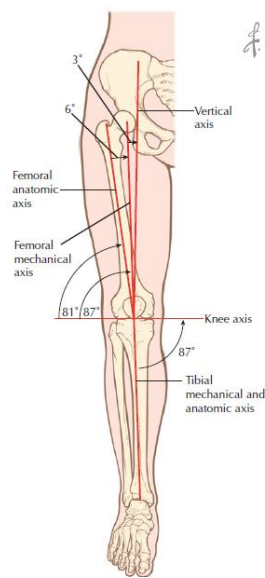
duran birinde her iki diz eklemi vücut ağırlığının %43 'ünü taşımaktadır. Tek ayak üzerinde durulması halinde lateral bağ gerilmesi ile oluşan kuvvetler vücut ağırlığının iki katına ulaşmaktadır. Ayakları üzerinde dik duran kimsede, diz eklemi dizlerin altında kalan vücut kısımları haricindeki vücut ağırlığını taşır. Bu da tüm vücut ağırlığını %86 dır. Tek ayak üstünde durma ile diz eklemine gelen yük miktarı vücut ağırlığını %93 'ünü taşır.

Yürüme fazında tibiofemoral eklemde ik ayrı yük binmektedir. Bunlar yürümenin basma fazında bunlar yürümenin basma fazında yer reaksiyon kuvveti ve salınım fazında bacağın kendi yüküdür. Yürümenin fazına göre değişmekle birlikte normal yürüme esnasında dize vücut ağırlığının 2-5 katı kadar yük biner. Bu yük koşma esnasında 24 katına kadar çıkabilir. Yer reaksiyon kuvvetlerinin medial ve lateral komponentlerinin dizde yol açtığı varus-valgus momentlerine diz üç mekanizmayla karşı koyar. Eklem yüzeyine binen yükün yeniden dağılımı, eklem temas yüzeyinin kompresyonla genişlemesi ve bağlara aşırı yük binmesidir. Dizin biyomekaniğinde alt ekstremitelerde de önemli rol oynamaktadır (Şekil-10). Temelde üç aks mevcut olup bunlar;

1-Mekanik aks: Femur başı merkezinden, diz eklemi merkezi ya da hemen lateralinden geçip ayak bileği ortasına uzanan akstır.

2-Vertikal aks: Ayakta duran kişide symfızis pubisin tam ortasından geçen transvers eksenle 90°'lik açı yapan akstır.

3-Anatomik aks: Femurda ve tibia da shaftın ortasından geçen çizgidir.



Şekil 10: Alt ekstremitelerde aksları (3)

Mekanik aks vertikal aksa göre  $3^\circ$  valgustadır. Bunun sebebi kalçaların ayak bileklerine göre anatomik olarak daha geniş olmasından kaynaklanmaktadır. Kapandji ve Moreland'a göre femur anatomik aksı, vertikal aksa göre  $6^\circ$  ve vertikal aksa göre  $9^\circ$  valgustadır (45,46). Tibianın anatomik aksı, vertikal aksa göre  $2-3^\circ$  varustadır. Tibio-femoral açı femur anatomik aksı ile tibia anatomik aksı arasındaki açıdır. Femoral eklem açısı femur kondillerinden teğet geçen çizgiye çizilen dik ile femur anatomik aksı arasında kalan açıdır. Yapılan çalışmalarda femoral eklem açısı yaklaşık  $3.8^\circ$  valgusta, tibia eklem açısı ise yaklaşık  $2.5^\circ$  derece varusta olduğunu göstermiştir.

Diz eklemine iç kısmında oluşan osteoartrit, varus deformitesi oluşmasına neden olmaktadır. Bu durumda dış taraftaki kas kuvvetinin ve vücut ağırlığı ile oluşan kuvvetin yönü iç tarafa kaymaktadır. Dizde ki oluşacak bileşke kuvvet mediale kayar. Varusta ki dizde eklemine iç kısmında kompresif zorlanmalar sonucu kısır döngü geliştirerek varus deformitesini daha da arttıracaktır.

Bu dengelerin diz artroplastisinin uzun dönem başarısı için önemli yer tutmaktadır. Diz artroplastisinde alt ekstermitenin normal düzeni ve dizilimi sağlanmalı, transvers aksı yere paralel hale getirilmeli ve eklemi çaprazlayan güçlerin normal dize en yakın konumuna getirilmesi gerekmektedir.

### **11-3. DİZ PROTEZİ KİNEMATİĞİ**

Dizin kompleks anatomik yapısı ve biyomekanik özelliklerinden dolayı, diz artroplastisinin gelişimi, kalça artroplastisinin aksine daha geç ve güç olmuştur. Artroplastinin uzun dönemdeki başarısı, alt ekstermitenin normal longitudinal ve rotasyonel diziliminin sağlanması ve bu yolla dizin transvers eksenini yere paralel hale getirerek, eklemi çaprazlayan kuvvetlerin normal dağılımının sağlanması esasına dayanır (42).

İdeal bir protez, ligament gerginliği ve eklem kinematiklerini değiştirmemeli, normale yakın eklem hareket açısına izin vermeli ve anatomik bütünlüğü sağlayabilmelidir. Normal eklem fonksiyonu için diz kinematiklerinin sağlanması yanında eklem stabilitesinin, yani bağ dengesinin sağlanması şarttır (52).

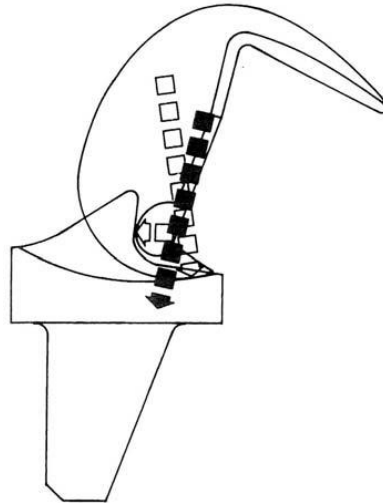
Sınırlı endikasyonu bulunan menteşeli protezler, dizin tüm bağ yapılarının hasarlandığı durumlarda kullanılabilir. Menteşe tipi protezlerde fleksiyon ve ekstansiyon dışında makaslama ve varus-valgus streslerinin yarattığı yüklenmeler, yumuşak dokulara iletilmeden direkt olarak protezin üzerinden protez-kemikbirleşme noktasına aktarılır. Protezin, bu kuvvetlere karşı

koyabilmesi için, her iki komponentin de sap uzunlukları fazla olmalıdır. Buna rağmen, sınırlayıcı tip protezlerde, kemik-protez yüzeylerindeki aşırı yüklenme, erken gevşeme ve beraberinde enfeksiyon gibi problemlerle sonuçlanmaktadır (50). Bağların korunup sadece eklem yüzeylerinin değiştirildiği kondiler tip protezlerde amaç, eklem reaktif kuvvetinin, ekleme temas noktasının dik olması ve böylece femur ile tibial komponentler arasında dengeli kompresif yük iletiminin sağlanmasıdır (53).

Total diz artroplastisinde, modern döneme geçildikten sonra, en çok tartışılan konulardan bir tanesi arka çarpaz bağın korunup korunmaması üzerine olmuştur. Bu tartışmalar ışığında, arka çarpaz bağa göre üç farklı tip protez geliştirilmiştir. Bunlar;

- Arka çarpaz bağın korunduğu tip
- Arka çarpaz bağın yerini tutan posterior stabilizer tip
- Arka çarpaz bağın kesildiği tip

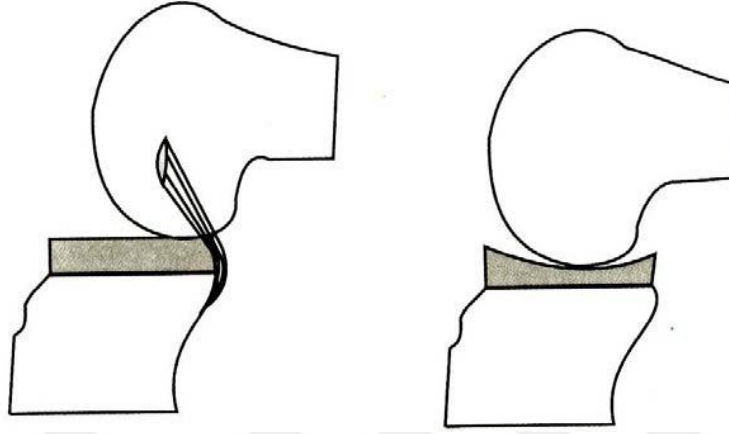
Arka çarpaz bağın kesildiği “posterior stabilizer” tasarımlarda arka çarpaz bağ fonksiyonu tamamen protez dizaynı ile sağlanmaktadır. Femurun tibia üzerinde arkaya yer değiştirmesi “mekanik çarpaz bağ” mekanizması ile sağlanmaktadır (Şekil 11). Femoral komponent üzerindeki transvers mil desteği ile eklemlenen merkezi tibial çıkıntı, femurun tibial komponent üzerinde arkaya kaymasına olanak sağlar (42,52).



Şekil 11: Arka çarpaz bağ yerine geçen mekanik çarpaz bağ modeli

Tibial polietilen komponentin tasarımı da arka çarpaz bağın kesilip kesilmemesi üzerinedir. Frontal kesitleri düz olan tasarımlar, fleksiyon ekstansiyon açıklığı boyunca daha küçük temas alanına neden olurken, arka çarpaz bağın ‘femoral geri yuvarlanma’ fonksiyonuna da izin verir (Şekil 12). Ancak varus valgus veya

rotasyonel hareketleri polietilenin kenarlarında güç yüklenmesine neden olmaktadır. Ayrıca temas alanının daha küçük olması polietilen üzerine binen yükü artırarak aşınmayı kolaylaştırmaktadır. Eğer arka çarpaz bağ(AÇB) iyi dengelenmezse özellikle tibial komponentin arka-iç kısmına aşırı yük binmekte, tahteravalli etkisi oluşmakta ve aşınmaya neden olmaktadır (52).



Şekil 12: AÇB koruyan protezlerde “femoral geri yuvarlanma”ya izin veren düz tibial insert

Arka çarpaz bağın kesildiği tip protezlerde polietilen yüzeydeki tibiofemoral uyum, eğimli tasarımlarla sağlanmaktadır. Polietilen yüzeyde eşit yük dağılımına bağlı uzun vadede aşınma azalmaktadır. Ancak yüzeyleri birbirine daha uyumlu olan bu tasarımlarda daha az hareket ve tibial komponent ile kemik arasında daha fazla zorlanmaya yol açarak gevşemeyi kolaylaştırabilir (52). Tibial komponentte metal arkalık eklenmesi hem modülarite sağlar, hemde polietilendeki esnemeyi azaltarak polietilenin aşınmasını ve ömrünü uzatır. Metal arkalık, kullanılacak olan polietilenin kalınlığını da düşürmektedir. Aşınmayı kabul edilebilir sınırlarda tutmak için gerekli en az 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 dolayı, bu dengenin sağlanması oldukça zor olmakla birlikte, günümüz modern artroplastisinin püf noktasını oluşturmaktadır (52).

Komponentlerin tespiti çimentolu veya çimentosuz tespit uygulanan protezlerde tasarım açısından bir fark yoktur. Çimentolu ve çimentosuz tespitlerin uzun dönem başarılı sonuçları bildirilmiştir. Çimentosuz tespitlerde en önemli sorun “Primer stabilizasyon” dur. Press-fit, hidroksiapatit kaplı ve poroz kaplı tasarımlar çimentosuz tespitler için geliştirilmiştir (52).

## 11-4.TOTAL DİZ PROTEZİ SINIFLAMASI

Diz eklemine biyomekaniğinin iyi anlaşılması ve total diz protezleri komponent tasarımı ve kullanılan alaşımların gelişimi ile günümüzde fonksiyon ve uzun protez ömrü beklentilerini karşılamaya çalışmaktadır. Bunların yanında cerrahi tekniğinde önemli bir yeri olduğu bilimelidir. İdeal bir protez, diz eklemine, her üç planda yaptığı hareketlere izin vermelidir. Çok çeşitli ve modern protezler mevcuttur. Protez seçimlerinde hastanın gereksinimleri ve implantın sundukları arasında uyum olmalıdır.

Total diz protezlerinin sınıflaması, değiştirilen eklem kısmına, gösterdiği mekanik kısıtlılığa ve tespit yöntemlerine göre sınıflamak mümkündür. Modern total diz protezlerini yüzey değiştirici ve sınırlayıcı diz protezleri olarak iki bölüme ayırabiliriz. Yüzey replasmanı yapılan protezler unikondiler ve bikondiler protezler olarak gruplandırılır. Bikondiler protezlerde arka çapraz bağı koruyan-stabilize eden, arka çapraz bağı kesen, sabit insert-hareketli insert, çimentolu-çimentosu, patella değiştiren ve değiştirmeyen olarak alt gruplara ayrılabilir (54). Sınırlayıcı protezler ise rijid olanlar (menteşeli) ve bir miktar rotasyona ya da varus valgusa izin verenler olarak gruplandırılabilir.

### Unikondiler Diz Protezleri

Unikondiler diz protezi 30 yıl önce tanımlanmış ve John Repicci'nin minimal invaziv tekniği kullanması ile tekrar popüler olmuştur. Total protezler ile karşılaştırıldığında unikondiler dizprotezleri her iki çapraz bağı korumakta, normal diz kinematığını tekrar sağlamakta ve daha az kemik kesisi ile daha fazla kemik stoğu sağlamaktadır (57,63).

Tek kompartmanın tutulduğu osteomi veya total diz protezleri planlanan hastalara göre daha az invaziv seçenektir. Ancak bu hastalardan sadece %6'sı unikondiler diz protezi gerekli şartları sağlamaktadır (56,57). Bu şartlar;

- inflamtuar artriti olmayan
- 10°'den az varus 5°'den az valgusu olan
- sağlam ön çapraz bağı bulunan
- en az 90° diz fleksiyonu olan
- medial subluksasyon bulgusu olmayan
- fleksiyon deformitesinin (ekstansiyonu 15° den fazla kısıtlı olmaması)
- düzeltilebilir deformite varlığı
- karşı kompartmanda stres grafipleri ile gösterilen çökmenin olmaması
- patellofemoral değişikliklerin asemptomatik olması veya evre 3 ve altında olması
- hastanın 90 kg daha az olması

Unikompartmental diz protezi orta yaşlı osteotomi planlanan tek kompartman artrozu olan hastalarda erken başarı, daha az komplikasyon ve daha hızlı iyileşme sağladığı için önemli başarı sağlar. Unikondiler diz protezinin ikinci

on yılında başarısında bir düşüş gözlenir. Bunun sebebi karşı kompartman artrozu, polietilen aşınması ve gevşeme suçlanmaktadır (56,57).

## **BİKONDİLER PROTEZLER**

### **Arka Çapraz Bağı Koruyan Protezler**

Arka çapraz bağın korunması veya kesilmesi hakkında günümüze kadar süregelen bir tartışma bulunmaktadır. Arka çapraz bağ koruyan ve kesen protezler arasında fonksiyonel sonuçlar bakımından anlamlı fark bulunamamıştır. Ancak cerrahın tecrübesi, alışkanlığı ve protezin hastaya uygun olup olmaması tercihte daha etkilidir (54,58). Arka çapraz bağın propriozeptisyona katkısı, kemik stoğu daha çok korunması ve diz kinetiğini daha iyi taklit etmesi, protez kemik bileşkesine binen yüklerin daha az olması çapraz bağ koruyan modellerin avantajlarıdır. İyi konumlandırılmış bir protez, arka çapraz bağında etkisiyle femurun tibia üzerinde arkaya doğru kaymasına izin vererek daha fazla fleksiyon derecesi sağlar (60,66). Arka çapraz bağ koruyan protezlerde tibial insert yüzeyi femoral kaymaya izin verecek şekilde düz olmalıdır. Buna karşın Dennis ve ark. yaptığı çalışmalarda arka çapraz bağ koruyan diz protezlerinde normal diz kinematiğinin sağlanmadığı paradoksal olarak femurun öne doğru yuvarlanması ve öne translasyonun olduğu görülmüştür (54,59).

Bu paradoksal hareket normal diz kinematiğinin tam tersi olup arka çapraz bağda gerginliğe sebep olmaktadır. Arka çapraz bağ koruyan diz protezleri daha çok minimal kemik kaybı olan, intakt arka çapraz bağ olan, vauz deformitesi 10 valgus deformitesi 15° geçmeyen, romatoid artriti olmayan, minimal doku laksitesi olan hastalarda tercih edilmelidir (54,57). Sıkı arka çapraz bağa sebep olması durumunda polietilen aşınması, zaman içerisinde arka çapraz bağ kopmasına, fleksiyon instabilitesine ve subluksasyona neden olmaktadır.

### **Arka Çapraz Bağı Kesen Protezler**

Arka çapraz bağın korunmadığı protezlerde genelde fleksiyonda femoral komponentin içerdiği cam ile polietilen post tutunur. Bu cam-post mekanizması (polietilen-metal arkalık bileşeni) ile tibianın posteriora kayması engellenmesi, femoral komponentin tibial komponentler üzerinde arkaya kaymanın sağlanması fleksiyonun arttırılması ve posterior sıkışmanın engellenmiştir. Bu protez tipinde yumuşak doku dengesi daha iyi dengelenmekte, cerrahi alan daha iyi görülebilmekte ve cerrahi teknik daha da kolaylaşmaktadır (54,57,58). Arka çapraz bağ koruyan protezlere göre daha iyi femoral yuvarlanma sağlanmaktadır. Sıçrama mesafesinin 16 mm'den daha fazla olması da yüksek fleksiyon

derecelerinde dislokasyon riskini azaltmaktadır. Uyumu daha iyi olan insert kullanılmakta temas stresi ve aşınma daha da az olmaktadır (60). Derin tibial insert yüzeyi olan protez tiplerinde, insert derinliği stabiliteye yardımcı olmaktadır.

Arka çapraz bağı kesen protezler daha çok patellektomi geçirmiş, inflamatuvar artritli arka çapraz bağ yetmezliği ve yokluğunda kullanılmaktadır. Bu protezlerin dezavantajları ise kemik kesisinin fazla olması, post-cam sıkışması ve buna bağlı aşınma ürünlerinin etkileri, cam mekanizmasının atlamasına bağlı çıkıklar ve patella atlama sesi (patella atlama sendromu) görülmektedir (54,61). Bu komplikasyonlar gelişmesi arka çapraz bağı kesen yeni dizayn protezlerde interkondiler bölgenin yükseklik ve derinliği azaltılarak önlenmiştir.

### **Sabit İnsertli ve Mobil İnsertli Protezler**

Sabit insertli protezler kullanım sonuçları ile başarısını göstermişlerdir. Bu çalışmalarda popülasyonun genellikle yaşlı ve aktivite düzeyi düşüktür. Yaşam süresinin uzaması daha genç yaşlarda protez ihtiyacı oluşması nedeniyle beklenti düzeyi yükselmiştir. Bu nedendir ki kullanılacak protezlerin ömrünün uzun olmasına yönelik çalışmalar artmıştır. Protezlerin ömrünü sınırlayan en önemli etkenlerden biri de polietilen aşınmasıdır. Femoral komponent ve polietilen insert arasındaki uyumluluk arttırılmaya çalışılmış ancak yeterli başarı elde edilememiştir. Bu durum mobil insertlerle aşılmaya çalışılmıştır. Mobil insertli protezler rotasyonel serbestlik ve artiküler uygunluk ile bu probleme çözüm getirir. Hareket, tibial komponent-polietilen alt yüzeyi femoral komponent ve insertin üst yüzeyi arasında olur. Bu şekilde artiküler uyum maksimum düzeye ulaşır. Temas stresi, aşınması azalır. Hareketli insertlerde ayrıca posterior yüz aşınması daha azdır (54,62,63).

### **Çimentolu ve Çimentosuz Protezler**

Çimentolu diz protezleri elde edilen çok yüksek hasta memnuniyeti ve çok başarılı uzun dönem sonuçlarının var olması nedeni ile günümüzde altın standarttır. Miller-Galante, AGC, Total Condylar TDP, Kinematic ve Press-Fit Condylar TDP modelleri ile 15 yıllık izlem sonunda %92.6-100 başarı oranları bildirilmiştir. Çimentolu modellerde çimento protez tutumunu artırmak için protez yüzeyinin kumlanması, çıkıntılı ve kanatlı stem kullanımı, çimento sızmasını önleyecek kenarlıklar ve çimentolama esnasında basınçlı çimento uygulaması gibi yöntemler vardır. Çimentosuz modellerde ise tutunumu artırma için yüzey boncuk ve meşleri, poroz ve hidroksiapatit (HA) kaplamalar, stem, çıkıntı ve vida kullanımı söz konusudur.

Çimentosuz diz protezleri ilk etapta daha çok arka çapraz bağı korunduğu protezler için tasarlanmıştır. İlk olarak porous kaplı anatomik protezler olarak üretilmiştir. David Hangerford tarafından geliştirilmiştir. Daha sonra yeterli tespitini sağlanması için vida ve intramedüller rod içeren protezler tasarlanmıştır. İlk etapta düşük başarı oranları ve gevşeme nedeniyle yeterli kullanım alanı

bulamamıştır (64). İlerleyen yıllarda Co-Cr alaşımları yerine tantalyum kullanılmaya başlanması ile protez tutulumu artırılmıştır (58). Protez tasarımlarından hangisinin başarılı olduğuna yönelik uzun dönem sonuçları olmamasından dolayı hangi tespit yönteminin daha başarılı olduğuna dair kesin sonuç yoktur.

### **Patellanın Değiştirilmesi**

Patellanın değiştirilmesi konusunda tartışmalar devam etmektedir. Osteoartritli hastalarda bazı cerrahlar patellanın değiştirilmesini önermektedir (54,57,58). Romatoid hastalarında patella değişimini her zaman önerilmektedir. Ancak patellanın değiştirilmesi iyatrojenik komplikasyonlara, kırığa ve impingementa neden olabilmektedir. Son yıllarda anatomik arkası metal destekli kubbe şeklinde ya da çok çıkıntılı patellar komponentler geliştirilmiştir. Bunlar içerisinde son yıllarda komplikasyon oranı en az olan kubbe biçiminde üç çıkıntılı tasarımlar tercih edilmektedir. Ancak Abraham ve ark. tarafından yapılan çalışmada 100 hasta grubunda patella değişimi yapılan ve yapılmayan hasta grupları karşılaştırılmış ve her iki grup arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bu nedenle romatoid artritli hastalarda ve seçilmiş hasta grubunda patella değişimi önerilmektedir (65).

### **Sınırlayıcı Protezler (menteşeli diz protezleri)**

Sınırlayıcı diz protezleri temel olarak deformite ve kemik kaybının fazla olduğu, kontraktür gelişmiş ya da bağ stabilitesinin kaybolduğu olgularda protezin aynı zamanda yüksek stabiliteye de sahip olması gerekmektedir. Protez tasarımında stabiliteyi artırmak için yapılan değişiklikler aynı zamanda hareketliliği de azaltmaktadır. Bu yüzden kısıtlayıcı protezleri kullanırken stabilite ve hareketlilik arasında hastanın durumuna göre belli bir dengenin gözetilmesi gerekir. Bağların büyük oranda sağlam olduğu olgularda yarı kısıtlayıcı protezler yeterli olabilirken, bağ instabilitesi arttıkça tam kısıtlayıcı, hatta menteşeli modellerin kullanılması gerekmektedir.

Bu protezlerin abartılı post cam yapılarına sahiptir. Anterior-posterior ve medial-lateral stabiliteye katkı sağlarlar. Rotasyonu kısıtlarlar. Artmış stabilite sağlar. Dezavantajları artmış polietilen debris ve zamanla gevşemedir. Öncüleri TCP III ve CCK olan bu protezlerin günümüzde karşılıkları mevcuttur (54,55). Sınırlayıcı rotasyonel menteşeli diz protezler yumuşak doku desteğinin kalmadığı, kemik kaybının ve deformitenin fazla olduğu, tekrarlayan diz protezi çıkıklarında, onkolojik rekonstrüksiyonlarda veya çoklu revizyon cerrahisinde tercih edilmektedir. Ancak enfeksiyon, gevşeme ve komplikasyon oranları yüksektir (54,55). Bu protezler diz protezinin gelişiminde erken dönemde osteoartritli bütün hastalarda kullanılmak için tasarlanmış, uygulanması,

revizyonu ve uzun dönem sonuçları daha iyi modellerin ortaya çıkması ile kullanım alanları daralmıştır.

## **Revizyon Total Diz Protezleri**

Total diz protezleri ileri derece ağırlı osteoartritli dizlerde yüksek başarı oranı ve hasta memnuniyetine sahiptir. Ancak zaman içerisinde çok küçük bir bölümünde revizyona ihtiyaç duyulmaktadır. Revizyon diz protezi uygulanan hastalara bakıldığında temel nedenleri iki grupta incelenebilir. Aseptik nedenler ve septik nedenler. Aseptik nedenler arasında osteolizis, fiksasyon kaybı (gevşeme), dizilimin bozulması, artrofibrozis, instabilite, periprotetik kırıklar ve patellar sorunlar yer alır. Revizyonda temel amaç mevcut diz komponentlerin en az kemik kaybı ve hasarıyla çıkartılması, kemik defektinin restorasyonu, eklem çizgisinin sağlanması, ligamanlar arası dengenin sağlanması ve protez stabilitesinin sağlanmasıdır (54,55,57).

Revizyon diz protezleri yapılırken arka çapraz bağ değerlendirilmeli ve eğer arka çapraz bağ stabilitesi iyi ise arka çapraz bağı koruyan revizyon dizprotezleri seçilmelidir. Çapraz bağı patolojisi olan olgularda çapraz bağı kesen revizyon diz protezleri kullanılmalıdır.

Revizyon diz protezi planlanırken medial ve lateral kollateral bağların durumuda incelenmelidir. Medial ve lateral kollateral bağ zayıflığı veya yetmezliği olan, varus/valgus instabilitesinde ve fleksiyon laksitesinde menteşesiz revizyon diz protezleri tercih edilmelidir (54,57).

## **11-5.DİZ OSTEOARTRİTİNDE TEDAVİ SEÇENEKLERİ**

Dünyada genelinde yaşlı nüfusta artış olması, geriatric popülasyonda sık görülen hastalıklara olan ilgiyi arttırmıştır. Yaşlı popülasyonda kronik kas iskelet sistemi ağrısının önemli bir sebebi olan osteoartrit (OA) dünyada en yaygın görülen eklem hastalığıdır (67). Son yıllarda yaşlanmaya bağlı kırıkta harabiyeti yanısıra, başta kırıkta ve kemik doku olmak üzere tüm eklem yapılarını etkileyen bir süreç olduğu gösterilmiştir. En sık kalça ve diz gibi yük taşıyan eklemlerde görülür. Toplumda 65 yaş üstü bireylerde semptomatik diz ve kalça OA oranı %40 olarak bildirilmektedir (68). Ortalama yaşam süresinin uzaması, obezitenin artması ve hareketsiz yaşam biçiminin yaygınlaşması toplumda OA sıklığını giderek arttırmaktadır (67,68).

OA'da yaş en önemli risk faktörüdür. Diğer yapısal risk faktörleri obezite ve kalıttır. Ayrıca travma, çevresel faktörler ve mesleki aktiviteler gibi mekanik faktörlerin rolü de unutulmamalıdır (69). En önemli belirtileri ağrı ve fonksiyon kaybıdır. Buna bağlı olarak yaşam kalitesinde azalma, morbidite ve mortalitede artma meydana gelir. Günümüzdeki tedavi yaklaşımları ile ağrıyı azaltmak, fonksiyonu arttırmak, özürülülüğü azaltmak, hastalığın progresyonunu önlemek veya yavaşlatmak hedeflenmektedir. Osteoartritte tedavi yöntemleri nonfarmakolojik, farmakolojik ve cerrahi olmak üzere 3 ana başlık altında toplanabilir (Tablo 1) (70,74).

NON-FARMAKOLOJİK	FARMAKOLOJİK	CERRAHİ
-Eğitim	-Parasetamol	-Artroskopi
-Egzersiz	-NSAİİ	-Osteotomi
-Tabanlıklar	-Opoid analjezikler	-Unikondiler diz replasmanı
-Ortezler	-Seks Hormonları	-Total diz replasmanı
-Kilo kaybı	-Semptomatik yavaş etkili ilaçlar	
-Lazer	-Kondroitin	
-Kaplıca	-Diacerein	
-Telefon	-Psikotrop ilaçlar	
-Vitamin/mineral	-Topikal (NSAİİ, Kapsaisin)	
-Elektromanyetik alan	-İntraartiküler enjeksiyonlar	
-Ultrason	-Kortikosteroid	
-TENS	-Hyaluronik asit	
-Akupunktur	-Tidal irigasyon	
-Besinsel		
-Bitkisel ilaçlar		

Tablo 1: OA'de kullanılan tedavi modalitelerinin sınıflandırılması

European League Against Rheumatism (EULAR)'ın diz OA tedavisi ile ilgili önerileri ise yeni çıkan yayınları da kapsayacak şekilde 2003 yılında yeniden yayınlanmış ve 10 öneri sunulmuştur (Tablo 2) (72). 2008 yılında "Osteoarthritis Research Society International" (OARSI) kalça ve diz OA tedavisi için 25 öneri üzerinde fikir birliğine varılmıştır (Tablo 3). Bugüne kadar yayınlanan en kapsamlı kalça ve diz OA tedavi kılavuzudur.

### Nonfarmakolojik Tedaviler

Non-farmakolojik tedavi modalitelerinden hasta eğitimi, sosyal destek programları, hastalıkla baş etme programları, kilo kaybı, aerobik egzersiz programı, eklem hareket genişliği egzersizleri, kuvvetlendirme egzersizleri,

ambulasyon için yardımcı cihazlar, patellar taping, uygun ayakkabı, lateral kamalı tabanlıklar, ortezler, iş-uğraşı terapisi, eklem koruma programı ve günlük yaşam aktivitelerine yardımcı cihazların önemi vurgulanmıştır. Bu yaklaşımların OA tedavisinde köşe taşı olduğu ve devamlılık göstermesi gerektiği üzerinde durulmuş ve farmakolojik tedavinin bu tedavilere ek olarak verilmesinin ilaç etkinliğini arttıracığı bildirilmiştir (71).

1. Diz OA optimal tedavisi farmakolojik ve nonfarmakolojik modalitelerin kombinasyonu olmalıdır.
2. Diz OA tedavisi planlanırken aşağıdakiler dikkate alınmalıdır. -Dize ait risk faktörleri (obezite, mekanik faktörler, fizik aktivite) -Genel risk faktörleri (eşlik eden hastalıklar, polifarmasi) -Ağrı şiddeti ve dizabilite -İnflamasyon bulguları -Yapısal hasarın şiddeti ve lokalizasyonu
3. Non-farmakolojik tedavi eğitim, egzersiz, yardımcı cihazlar, ortezler ve kilo vermeyi içermelidir.
4. İlk seçilecek oral analjezik parasetamol olmalı ve başarılı olursa uzun süreli tedavide tercih edilmelidir.
5. Topikal uygulamalar (NSAİİ ve kapsaisin) klinik olarak etkili ve güvenlidir.
6. Parasetamole yanıt alınamayanlarda NSAİİ düşünülmeli, Gastrointestinal yan etki riskinin arttığı arttığı olgularda non-selektif NSAİİ ile birlikte mide koruyucu ajan verilmeli veya COX-2 inhibitörleri tercih edilmelidir.
7. NSAİİ'lerin kontrendike olduğu, yetersiz kaldığı veya tolere edemediği durumlarda parasetamol ile birlikte veya yalnız opioid ajanlar önerilir.
8. OA'de semptomatik yavaş etkili ilaçlar (SYEİ) özellikle glukozamin sülfat, kondroitin sülfat, diaserin ve hayluronik asitin hem semptomatik hem de yapısal etkileri vardır.
9. Diz ağrısı akut alevlenmelerinde, özellikle efüzyon olduğunda intraartiküler kortikosteroid endikasyonu vardır.
10. Dirençli diz ağrısı ve dizabilite olanlarda ise eklem replasmanı düşünülmelidir.

Tablo-2 EULAR 2003 diz OA tedavi önerileri

2003'de EULAR diz OA için hazırladığı kılavuzda tedavi önerilerini 10 maddede toplamıştır (Tablo 2). Tedavi seçiminde obesite, mekanik faktörler ve fizik aktivite gibi dize ait risk faktörleri ile eşlik eden hastalıklar gibi genel risk faktörleri, ağrı ve bir işi yapmadaki yetersizlik derecesi, inflamasyon bulgularının varlığı, yapısal hasarın şiddeti ve lokalizasyonu dikkate alınmalıdır. Eğitim; bireyselleştirilmiş eğitim paketleri, regüler telefon görüşmeleri, grup eğitimi, eşin yardımı ile baş etme yöntemlerinin öğretilmesi olarak özetlenebilir. Egzersiz programları; ekleme spesifik kuvvetlendirme, eklem hareket açıklığı egzersizleri, aerobik egzersiz, su içi egzersizler, rezistif egzersizler, izokinetik egzersizler şeklinde önerilmektedir. Hareket kısıtlılığı nedeniyle hastalarda oluşan eklem sertlikleri, adalelerde atrofi, kas kısalıkları, fonksiyon kayıpları egzersiz tedavileri ile belirgin olarak azalmaktadır. Son yıllarda yayınlanmış randomize kontrollü

çalışmalar bazı modalitelerin diz OA'de etkinliğini göstermiştir. Bunlar kuvvetlendirme egzersizleri, aerobik egzersizler ve su içi egzersizlerdir. OARSI 2008 kılavuzuna göre kalça ve diz OA semptomlarının azaltılmasında termal modaliteler yararlıdır. TENS kalça ve diz OA olan bazı hastalarda kısa süreli ağrı kontrolü sağlar. Diz OA olan hastalarda akupunktur semptomatik yarar sağlayabilir (73).

Pratik uygulamada OA hastalarında fizik tedavi yöntemleri ile eklem hareket açıklığında artış, fonksiyonel iyileşme, ağrı ve tutuklukta azalma, eklem stabilitesinde artış, propriosepsiyon ve dengede düzelme sağlanmaktadır. Sıcak ve soğuk uygulamalar yanısıra ultrason, kısa dalga diatermi gibi derin ısıtıcı modaliteler, TENS, diadinamik akımlar gibi analjezik modaliteler, hidroterapi ve fluidoterapi uygulanabilir. OARSI 2008 OA tedavi kılavuzunda pasif terapiler yerine hastanın katılımının olduğu tedavilerin seçilmesi ve uyum konusunda hastaların cesaretlendirilmesi önerilmektedir. Semptomatik kalça ve diz OA olan hastaların fizik tedaviye yönlendirilmelerinin önemi vurgulanmaktadır. Gerekli durumlarda baston, yürüteç gibi cihazlar kullanılması, düzenli egzersiz yapılması ve kilo kontrolü üzerinde durulmaktadır. Hastalar baston ve koltuk değneğinin sağlam taraf el ile taşınmasının uygun olduğu konusunda uyarılmalı, çift taraflı tutulum olduğunda tekerlekli veya sabit yürüteçler tercih edilmelidir. Varus veya valgus instabilitesi olanlarda dizlik ile ağrı, instabilite ve düşme riski azaltılabilir. Hastalar uygun ayakkabı konusunda bilgilendirilmelidir. Diz OA olanlarda tabanlık ağrısı azaltır ve ambulasyonu artırır. Lateral kamalı tabanlıklar medial tibio-femoral kompartman OA'sı olanlarda semptomatik yarar sağlar (74).

Pratik uygulamada OA hastalarında fizik tedavi yöntemleri ile eklem hareket açıklığında artış, fonksiyonel iyileşme, ağrı ve tutuklukta azalma, eklem stabilitesinde artış, propriosepsiyon ve dengede düzelme sağlanmaktadır. Sıcak ve soğuk uygulamalar yanısıra ultrason, kısa dalga diatermi gibi derin ısıtıcı modaliteler, TENS, diadinamik akımlar gibi analjezik modaliteler, hidroterapi ve fluidoterapi uygulanabilir. OARSI 2008 OA tedavi kılavuzunda pasif terapiler yerine hastanın katılımının olduğu tedavilerin seçilmesi ve uyum konusunda hastaların cesaretlendirilmesi önerilmektedir.

## OARSI 2008 OA tedavi kılavuzu

Öneri	Kanıt Düzeyi
<b>Genel</b>	
1. OA'nın en uygun tedavisi farmakolojik ve nonfarmakolojik tedavilerin kombinasyonu ile olur.	IV
<b>Nonfarmakolojik tedavi modaliteleri</b>	
2. Kalça ve diz OA olan tüm hastalara tedavinin amaçları, yaşam stili değişiklikleri, egzersiz, aktivitelerinin takibi, kilo kaybı, eklem koruma konusunda eğitim verilmelidir. Pasif terapiler yerine hastanın katılımının olduğu tedaviler seçilmelidir. Hastalar bu tedavilere uyum konusunda cesaretlendirilmelidir.	IA(eğitim) IV(uyum)
3. Kalça ve diz OA olan hastalar ile düzenli telefon bağlantısı kurulması klinik durumu düzeltir.	IA
4. Semptomatik kalça ve diz OA olanların fizik tedaviye yönlendirilmesi ve ağrıyı azaltmak, fonksiyonları arttırmak için gerekli önerileri alması yararlıdır. Bu değerlendirme sonucu hastaya uygun baston, yürüteç gibi cihazlar seçilir.	IV
5. Kalça ve diz OA olan hastalar düzenli egzersiz, adale kuvvetlendirme ve eklem hareket genişliği egzersizleri yapma konusunda cesaretlendirilmelidir. Semptomatik kalça OA olanlarda su içi egzersizler etkili olabilir.	IA(diz) IV(kalça) IB (kalça su içi)
6. Kalça ve diz OA olan kilolu hastalar, kilo verme ve düşük kiloda kalma konusunda teşvik edilmelidir.	IA
7. Kalça ve diz OA olanlarda yürümeye yardımcı cihazlar ağrıyı azaltır. Hastalar baston ve koltuk değneğinin sağlam taraf el ile taşınmasının uygun olduğu konusunda uyarılmalıdır. Tekerlekli veya sabit yürüteçler bilateral tutulumda tercih edilmelidir.	IV
8. Diz OA olan ve hafif/orta derecede varus veya valgus instabilitesi olanlarda dizlik ile ağrı, instabilite ve düşme riski azaltılabilir.	IA
9. Kalça ve diz OA olan tüm hastalar uygun ayakkabı konusunda bilgilendirilmelidir. Diz OA olanlarda tabanlık ağrıyı azaltır ve ambulasyonu artırır. Lateral kamalı tabanlıklar medial tibio-femoral kompartıman OA'sı olanlarda semptomatik yarar sağlar.	IV (ayakkabı) IA (tabanlık)
10. Kalça ve diz OA semptomlarının azaltılmasında termal modaliteler yararlıdır.	IA
11. TENS kalça ve diz OA olan bazı hastalarda kısa süreli ağrı kontrolü sağlar.	IA
12. Diz OA olan hastalarda akupunktur semptomatik yarar sağlayabilir.	IA
<b>Farmakolojik tedavi modaliteleri</b>	
13. Parasetamol (4 g/gün'e kadar) diz ve kalça OA'sı nedeniyle hafif-orta derecede ağrısı olan hastalarda etkili bir başlangıç oral analjezik tedavi olabilir. Yeterli yanıt alınmadığında veya şiddetli ağrı ve inflamasyon olduğunda hastanın kullandığı diğer ilaçlar ve eşlik eden hastalıkları ve ilaçların etkinlik ve güvenilirlikleri dikkate alınarak alternatif farmakolojik tedavi düşünülmelidir.	IA (diz) IV (kalça)
14. Semptomatik kalça ve diz OA hastalarında NSAİİ en düşük etkili dozda kullanılmalı ve mümkünse uzun süreli kullanımı önlenmelidir. Gastrointestinal riskin arttığı hastalarda ya COX-2 selektif ajan kullanılmalı ya da nonselektif NSAİİ ile birlikte mide koruyucu olarak proton pompa inhibitörü veya misoprostol düşünülmelidir. Ancak hem non-selektif, hem de COX-2 selektif NSAİİ kullanımında, kardiyovasküler risk faktörü olan hastalarda dikkatli olmalıdır.	IA (diz) IB (kalça)

15.Diz OA'da topikal NSAİİ ve kapsaisin, oral analjezik ve antiinflamatuvar ilaçlara alternatif veya yardımcı olarak etkili olabilir.	IA (NSAİİ) IA (kapsaisin)
<b>OARSI 2008 OA tedavi kılavuzu devamı</b>	
16.Kalça ve diz OA tedavisinde intraartiküler kortikosteroid enjeksiyonu kullanılabilir, özellikle orta-şiddetli ağrısı olup oral analjezik/antiinflamatuvar ajanlara yanıt vermeyen ve efüzyon veya diğer lokal inflamasyon belirtileri olan semptomatik diz OA'sında düşünülmelidir.	IB (kalça) IA (diz)
17.Kalça ve diz OA olan hastalarda intraartiküler hiyalüronat etkili olabilir. İntraartiküler kortikosteroid enjeksiyonu ile karşılaştırıldığında etkisi geç ortaya çıkar, ancak uzun süre devam eder.	IA (diz) IA (kalça)
18.Diz OA olan hastalarda glukozamin ve/veya kondroitin sülfat tedavisi semptomatik yarar sağlar. Altı ay içinde belirgin yanıt yok ise tedavi kesilmelidir. IA (kondroitin)	IA (glukozamin) IA (kondroitin)
19.Semptomatik diz OA olanlarda glukozamin sülfat ve kondroitin sülfat, semptomatik kalça OA olanlarda ise IB (diz) diaserein yapısal değişiklik etkisi gösterebilir. IB (kalça)	IB (diz) IB (kalça)
20.Kalça veya diz OA'ya bağlı dirençli ağrısı olanlarda diğer farmakolojik ajanlar etkili olmamışsa veya kontrendike ise zayıf opioidler ve narkotik analjezikler düşünülebilir. Kuvvetli opioidler ancak olağan dışı durumlarda şiddetli ağrı kontrolü için kullanılabilir. Bu tip hastalarda nonfarmakolojik tedaviler devam etmeli ve cerrahi tedavi düşünülmelidir.	IA (zayıf opioid) IV (kuvvetli opioid) IV (diğerleri)
<b>Cerrahi tedavi modaliteleri</b>	
21.Kalça ve diz OA olup nonfarmakolojik ve farmakolojik tedavi kombinasyonu ile ağrıda yeterli azalma ve fonksiyonel iyileşme sağlanamayan hastalarda eklem replasman cerrahisi düşünülmelidir. Konservatif tedaviye rağmen belirgin semptomları olan ve/veya fonksiyonel limitasyona bağlı yaşam kalitesi bozulan hastalarda replasman artroplastiler etkili ve ekonomik girişimlerdir.	III
22.Tek kompartımanla sınırlı diz OA olan hastalarda tek kompartıman diz replasmanı etkilidir.	IIB
23.Semptomatik kalça OA olan özellikle displazi bulunan genç erişkin hastalarda osteotomi ve eklem koruyucu cerrahi girişimler düşünülmelidir. Tek kompartımanda diz OA'ya bağlı ciddi belirtileri olan genç ve fiziksel olarak aktif hastalarda yüksek tibial osteotomi alternatif bir girişim olabilir ve eklem replasman gereksinimini 10 yıl kadar geciktirir.	IIB
24.Diz OA'da eklem lavajı ve artroskopik debridmanın yeri tartışmalıdır. Bazı çalışmalarda semptomlarda kısa süreli iyileşme gösterilmesine karşın, semptomlarda bu düzelmenin plasebo etkisinden kaynaklandığı düşünülüyor.	IB (lavaj) IB (debridman)
25.Diz OA olan hastalarda eklem replasmanı başarısız olmuş ise kurtarıcı girişim olarak eklem füzyonu düşünülebilir.	IV

Tablo 3: OARSI 2008 OA tedavi kılavuzu

Semptomatik kalça ve diz OA olan hastaların fizik tedaviye yönlendirilmelerinin önemi vurgulanmaktadır. Gerekli durumlarda baston, yürüteç gibi cihazlar

kullanılması, düzenli egzersiz yapılması ve kilo kontrolü üzerinde durulmaktadır. Hastalar baston ve koltuk değneğinin sağlam taraf el ile taşınmasının uygun olduğu konusunda uyarılmalı, çift taraflı tutulum olduğunda tekerlekli veya sabit yürüteçler tercih edilmelidir. Varus veya valgus instabilitesi olanlarda dizlik ile ağrı, instabilite ve düşme riski azaltılabilir. Hastalar uygun ayakkabı konusunda bilgilendirilmelidir. Diz OA olanlarda tabanlık ağrısı azaltır ve ambulasyonu artırır. Lateral kamalı tabanlıklar medial tibio-femoral kompartman OA'sı olanlarda semptomatik yarar sağlar (74).

### **Farmakolojik Tedavi**

Farmakolojik tedavide OARSI 2008 kılavuzuna göre başlangıç olarak asetaminofen önerilmektedir. Asetaminofen için önerilen günlük doz 2-3 gramdır. Yüksek dozlarda kullanıldığında özellikle yaşlılarda ve alkol kullananlarda karaciğer ve böbrek yan etkileri olabileceği unutulmamalıdır. NSAİİ'ler en düşük etkili dozda kullanılmalıdır. NSAİİ plaseboya göre 3-5 kat daha fazla gastrointestinal yan etkiye neden olmaktadır. Gastrointestinal riskin arttığı hastalarda mide koruyucu olarak proton pompa inhibitörü (PPI) veya misoprostol düşünülmelidir. NSAİİ kullanımında, kardiyovasküler risk faktörü olan hastalarda dikkatli olmalıdır. Rofecoxib ile artmış kardiyovasküler yan etki ve misoprostol ile artmış diare rapor edilmiştir. Celecoxib, valdecoxib ve non selektif NSAİİ için kardiyovasküler toksisite konusunda ise kesin kanıt yoktur (73,74). Diz OA'de topikal NSAİİ ve kapsaisin, yardımcı olabilir. Topikal NSAİİ ile GI yan etki görülmemektedir. Kalça ve diz OA tedavisinde intraartiküler (IA) kortikosteroid enjeksiyonu özellikle efüzyon veya diğer lokal inflamasyon belirtileri olan semptomatik diz OA'sında düşünülmelidir. Kalça ve diz OA olan hastalarda IA hyaluronat etkili olabilir. IA kortikosteroid enjeksiyonu ile karşılaştırıldığında etkisi geç ortaya çıkar, ancak uzun süre devam eder. Diz OA olan hastalarda glukozamin ve/veya kondroitin sülfat tedavisi semptomatik yarar sağlar. 6 ay içinde belirgin yanıt yok ise tedavi kesilmelidir. Semptomatik diz OA olanlarda glukozamin sülfat ve kondroitin sülfat, semptomatik kalça OA olanlarda ise diaserein yapısal değişiklik etkisi gösterebilir.

Son yıllarda bir diğer tedavi yöntemi Trombositten zengin plazma (PRP). PRP tam kanın santrifüjü sonrasında elde edilir. Normal kana göre yüksek oranda trombosit içerir. Günümüzde PRP'nin intraartiküler enjeksiyon uygulama popülerliği ve giderek sıklığı artan tedavi yöntemi olmuştur. Yapılan araştırmalarda olumlu klinik sonuçlar bildirilmesine karşın kanıta dayalı yeterli düzeyde çalışma yoktur.

Kalça veya diz OA'ye bağlı dirençli ağrısı olanlarda diğer farmakolojik ajanlar etkili olmamışsa veya kontrendike ise zayıf opioidler ve narkotik analjezikler düşünülebilir. Kuvvetli opioidler ancak olağan dışı durumlarda şiddetli ağrı kontrolü için kullanılabilir. Bu tip hastalarda non-farmakolojik tedaviler devam etmeli ve cerrahi tedavi düşünölmelidir (73,74)

## **Cerrahi Tedavi**

Cerrahi tedavi seçeneği ilk olarak American College of Rheumatology (ACR) 2000 kılavuzunda medikal tedaviye yanıt alınamayan, ciddi semptomları olan ve günlük yaşam aktivitelerinde progresif limitasyonu olanlarda ortopedik cerrahi önerilmektedir. Artroskopik debridman, osteotomi ve lokal diz artroplastisi. EULAR önerilerinde de cerrahi tedavinin yeri vardır ve dirençli diz ağrısı ve iş yapmada yetersiz olanlarda ise eklem replasmanı düşünölmeli önerilmektedir. Sonuç olarak EULAR 2003 kılavuzunun önerileri doğrultusunda kişiye özel tedavi planı yapılması gerekmektedir (72). OARSI çalışmasında kalça ve diz OA olup non-farmakolojik ve farmakolojik tedavi kombinasyonu ile ağrıda yeterli azalma ve fonksiyonel iyileşme sağlanamayan hastalarda eklem replasman cerrahisi önerilmektedir. Medikal ve fiziksel tedavilere rağmen belirgin semptomları olan veya fonksiyonel limitasyona bağlı yaşam kalitesi bozulan hastalarda replasman artroplastiler etkili ve ekonomik bulunmuştur (73,74). Tek kompartmanda diz OA olan hastalarda tek kompartman diz replasmanının etkili olduğu sonucuna varılmıştır (73,74). Semptomatik kalça displazi bulunan genç erişkin hastalarda osteotomi ve eklem koruyucu cerrahi girişimler önerilmektedir. Tek kompartmanda diz OA'ya bağlı ciddi belirtileri olan genç ve fiziksel olarak aktif hastalarda yüksek tibial osteotomi alternatif bir girişim olabilir ve eklem replasman gereksinimini 10 yıl kadar geciktirir. Diz OA'da eklem lavajı ve artroskopik debridmanın yeri tartışmalıdır. Bazı çalışmalarda semptomlarda kısa süreli iyileşme gösterilmesine karşın, semptomlarda bu düzelmenin plasebo etkisinden kaynaklandığı düşünölmüyor. Diz OA olan hastalarda eklem replasmanı başarısız olmuş ise kurtarıcı girişim olarak eklem artrodezi düşünölebilir (73,74).

## **11-6. TOTAL DİZ PROTEZİ ENDİKASYONLARI VE KONTRENDİKASYONLARI**

Dejeneratif değişikliklerin yaygın olduğu patellofemoral artroz nedeniyle ağrı ve gündelik fiziksel aktivitenin kısıtlılığının hasta grubunda total diz artroplastisi tedavisi endikasyonudur (75). Gelişen teknoloji ile modern, diz

biyomekaniğine daha yakın uzun ömürlü protezler üretimeye başlanmıştır. Bu protezler sayesinde uygun endikasyonlarda yapıldığında hasta memnuniyeti yüksek seviyededir. Total diz artroplastisi endikasyonu için hastada şiddetli ağrı, deformite, eklem sertliği, instabilite ve fiziksel aktivitede kısıtlanma şikayetlerinden en an birkaçı bulunmalıdır. Diz artroplastisi endikasyonları arasında diz osteoartriti birinci sıradadır ve hastaların büyük çoğunluğunu oluşturmaktadır. Genç izole tek kompartmanın etkilendiği osteoartritli hastalarda yüksek tibial osteotomi gibi total diz protezi ihtiyacını geciktiren kurtarıcı cerrahi operasyonlar günümüzde uygulanmaktadır. Bunun yanında tek kompartmanın etkilendiği genç aktif eklem hareket kısıtlanmasız olmayan unikondiler diz protezide tercih edilmektedir. Hastalardaki semptomların şiddeti ve lokalizasyonu planlanacak cerrahi operasyonun türünü belirlemektedir. Temel hedef planlanacak cerrahi operasyon ağrıyı azaltmalı veya gidermeli, deformiteyi düzeltmeli, stabiliteyi sağlamalı ve normale yakın eklem açıklığını sağlamalıdır. Total diz artroplastisi son evre osteoartriti olan non farmakolojik ve farmakolojik tedavi seçeneklerinden fayda görmeyen hastalarda endikedir (76).

**Primer Osteoartrit:** Son evre osteoartrit diz artroplastisi yapılan hastaların büyük çoğunluğunu oluşturmaktadır. Osteoartritte primer patoloji azalmış proteoglikan ve artmış su miktarı ile hyalin kıkırdağın yapısının değişmesidir. Kıkırdak yapısındaki ilerleyici hasar sonucunda varus deformitesi, fleksiyon ve ekstansiyonda kısıtlılık nedeniyle klinik olarak ağrı nedeniyle gündelik aktivitede kısıtlanma, varus deformitesi, fleksiyon ve ekstansiyonda kısıtlılık gelişmesine neden olmaktadır. Manyetik rezonans incelenmesinde kıkırdakta incelleme, subkondral hasar ile başlarken zamanla direkt grafide eklem mesafesinde daralma, skleroz, subkondral kistik değişiklikler, skleroz ve osteofit gelişimi ile karakterizedir. Osteoartritin erken evresinde hareket ile ağrı gelişirken osteoartritin derecesi arttıkça gündelik hareketlerini kısıtlayıcı ağrı yanında istirahatte de devam eden ağrı şeklinde kliniğe yansımaktadır. Yaşla birlikte osteoartrit bulguları başlarken; osteoartrit gelişimine zemin hazırlayan ve osteoartritin ilerlemesinde önemli bir yeri tutan obezite (artmış vücut kitle indeksi) birçok hastada temel nedendir. Osteoartrit 65 yaş sınırındaki insanların yaklaşık %50'sinde klinik ve radyolojik olarak belirgindir (77). Nonfarmakolojik ve farmakolojik tedavilerin yetersiz kaldığı hastalarda cerrahi tedavi planlanmalıdır. Üç kompartmanın etkilendiği, ileri derecede varus, valgus olan ve fleksiyon kontraktürü gelişmiş hastalarda cerrahide total diz artroplastisi tercih edilmelidir (76).

Primer osteoartrit dışında travma sonrası ya da diz eklemine tutan hastalıklar sonrası sekonder osteoartrit gelişmektedir. Hastada ki mevcut durumu değerlendirerek hastaya uygun tedavi planlanmalıdır. Sekonder osteoartrit nedenlerinin başında travma gelmektedir.

**Travma Sonrası Osteoartrit:** Özellikle diz çevresi yaralanmalarının olduğu hastalarda femur alt uç, tibia plato ve patella kırıkları sonrası kaynamama, yanlış kaynama, latent enfeksiyon, artrofibrozis, mekanik aksın değişimi ile neticelenen (malalignment) ve anormal yüklenmeye sebep olan femur ve tibia shaft kırıkları gelişmektedir. Bu kırıkların tepitinde kullanılan implantlar uygulanacak total diz protezi ameliyatlarını güçleştirmektedir (78,81). Bu tür travma hastalarına uygun total diz artroplastisi primer osteoartrit sonrası uygulanan total diz artroplastisine göre yüksek memnuniyetsizlik oranları bildirilmiştir (82). Travma sonrası sekonder osteoartrit gelişen bu tip olgularda cerrahiyi zorlaştıran sebepler arasında geçirilmiş cerrahi sonrası yumuşak doku sorunları, kemik kaybı, aks sorunları, kullanılacak implant türü, kullanılan implantlar ve artroplasti sonrası sorunlardır. Total diz protezi başarısı için kemik stoğunun korunup ligament dengesinin sağlanması gerekmektedir. Eklem dışı deformitesi olan bulunan hastalarda total diz artroplastisi öncesi ya deforme düzeltilmeli ya da aynı seansta cerrahi planlanmalıdır. Çok iyi planlama sonrası uygulanan başarılı cerrahiye rağmen travma sonrası artroplasti yapılan vakalarda başarısızlık oranları yüksektir. Bu sebepten dolayı diz çevresi travması sonrası kırık tespiti için en uygun tedavi planlanmalıdır (79,80).

**Enflamatuvar Artritler;** Romatod artrit, juvenil romatoid artrit ve benzeri hastalık grubunda kemik ve eklem kırırdağı hücreleri arasındaki matriks yıkımına sebep olmaktadır. Bu tür enflamatuvar hastalıklarda çevre yumuşak doku ve ligamanlarda etkilenir. Diz çevresi yumuşak doku kalitesi normal popülasyona göre daha düşüktür. Romatoid artritli hastalarda arka çapraz bağ patolojilerine sık rastlanmakta ve arka çapraz bağı koruyan total diz artroplastisi bu hastalara yapıldığında erken revizyona sebep olduğu bildirilmiştir. Özellikle enflamatuvar artritli hastalarda bu sebepten dolayı arka çapraz bağı kesen total diz protezi yapılması önerilmektedir (83,84). Bu tür olgularda primer osteoartritle uygun total diz artroplastisine göre stemlerde gevşeme ve patella çıkıkları daha sıktır. Romatoid artrit ve diğer enflamatuvar artritlerin ataklarında sıkça tedavide başvuran steroide bağlı olarak yaygın kırırdağ hasarı daha erken yaşta başlamaktadır. Primer osteoartrite göre bu hastalarda daha erken yaşta total diz artroplastisine gereksinim duyarlar. Enflamatuvar artritli hastalarda ayrıca erken

menopoza bağlı osteoporoz ve periprotetik kırık sıklığı diğer popölasyona göre artmıştır.

**Nöropatik Artropati:** Chorcot artropatisi olarakta adlandırılmaktadır. Bu hastalar primer total diz artroplastisi açısından kimi ortopedik cerrahlara göre kontrendike olarak kabul görmektedir. Günümüzde bu hasta grubunda erken yetmezlkle sonuçlanacağı için primer stemlerden kaçınmak gerekir. Günümüzde nöropatik artropati bağlı gelişen osteoartritlerin tedavisinde kısıtlamalı ya da yarı kısıtlamalı protezler ile birlikte uzun intramedüller stemlerin kullanıldığı vakalarda başarı sonuçlar bildirilmiştir (85,86).

**Osteonekroz:** Günümüzde en sık neden kar-zarar hesabı yapılarak bazı hastalıkların seyri sırasında kullanılmak zorunda kalınan steroid esas nedeni oluşturmaktadır. Ayrıca kronik alkol kullanımı, orak hücreli anemi ve organ nakli sonrası osteonekroz geliştiği görülmüştür. Hastalarda direkt grafi ile genelde tanı konulmaktadır. Manyetik rezonans ile hastada gelişen osteonekroz yaygınlığı tespit edilip cerrahi planlanmalıdır. Primer osteonekroz orta yaş grubu hastalarda medial femoral kondili tutulmakta ve erken tedavi olumlu sonuç vermektedir. Sekonder osteonekrozda çoğunlukla bikondiler tutulum göstermektedir. Sınırlı tutulum ile tek kompartmanın etkilendiği uygun hastalara unikompartmantal diz artroplastisi tercih edilirken, yaygın tutulumda kama ve blokların kullanıldığı total diz artroplastisi tercih edilmektedir. Bu grup hastalarda primer osteoartrite bağlı yapılan diz artroplastisine göre başarı oranları daha düşüktür.

**Spondiloartropatiler:** Akut ya da kronik monoartrit olarak tutulum olduğu bilinmektedir. Genç erişkin yaşlarda klinik olarak ani başlayan ve alt ekstermitelerde asimetrik eklem tutulumu ile kendini gösteren hastalıklardır. Spondiloartropatilerden sık görülenleri; anklizon spondilit, reaktif artrik psöraitik artrit, enflamatuar hastalıklar (crohn ve ülseratif kolit) ve geç başlangıçlı juvenil romatoid artrittir. Bu hastalıklarda romatoid faktör negatifliği (RF) ve HLA-B27 pozitifliği eşlik eden periferik monoartrit, sakroileit ve farklı derecelerde omurga tutulumunun görülmesi temel özellikleridir (87).

**Gut-Psödo Gut:** Gut hastalığında eklem aralığında mono-sodyum urat kristalleri birikirken, psödo gutta kalsiyum pirofosfat dihidrat birikmektedir. Gur hastalığı her ne kadar metatarsofalengeal eklemlerde de görülsede azımsanmayacak miktarda diz eklemine de görülmektedir. Diğer enflamatuar artritlerin aksine diz eklem aralığı korunmuştur. Tofüs adı verilen kalsifiye yumuşak doku ve kemik erezyon dokularından oluşan patogonomik yapılar göze çarpar. Primer osteoartrit

daha çok medial kompartmanı tutarken gut ve psödo gut hastalıklarında daha çok lateral kompartman etkilenmektedir.

**Hemofilik Artropati:** Faktör VIII eksikliğinin neden olduğu tekrarlayan diz hemartrozu nedeniyle artrofibrozis ve dejenerasyonla giden hastalıktır. Ortopedik cerrahile bu hastalar için majör cerrahi durumundadır. Faktör VIII seviyesi %120 olması gerekmektedir. Bunun için bolus 60 iu/kg olarak bolus verilmesi ve faktör düzeyleri post operatif 14.güne kadar %50 düzeylerinde olması sağlanmalıdır (88). Transfüzyon sıklığı nedeniyle bu tür hastalarda enfeksiyon ve HIV insidansı yüksektir.

**Pigmente Villonodüler Sinovit(PVNS) ve Sinovyal Kondromatozis(SK):** Sinovyal dokuyu etkileyen proliferatif hastalıklardır. Kronik enflamatuvar monoartrit görülmektedir. PVNS' de tipik histopatoloji; hiperselüler sinovyum ve hemosiderin yüklü makrofajlardır. Sk' da ise eklem içi matür kondroblastlardan oluşan kırık nodüller göze çarpar. Her iki hastalıktada yavaş seyirli artrit yapar ve nadir görülmektedir (88).

Bütün bu hastalıklar diz ekleminde değişik derecelerde dejenerasyona neden olmaktadır. Hastanın özellikleri, tutulumun bölgesi ve derecesi göre tedavi planlanmalıdır.

### **Total diz artroplastisi için kontrendikasyonları**

Kesin kontrendikasyonlar:

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

Göreceli kontrendikasyonlar:

- 1-İleri yaş genel durumun elvermemesi
- 2-Cilt problemleri
- 3-morbid obezite
- 4-sigara kullanımı
- 5-nöropatik ve psöratik artrit
- 6-ciddi osteoporoz görece kontrendikasyonları oluşturmaktadır.

## 11-7.TOTAL DİZ PROTEZİ KOMPLİKASYONLARI

İleri evre diz osteoartrozunun tedavisinde total diz artroplastisi ile başarılı sonuç alınmakla beraber hasta memnuniyeti %75-89 arasındadır (89,90). Hasta memnuniyetsizliğin en sık sebebi ise meydana gelen komplikasyonlardır.TDP sonrasında verilen komplikasyon oranları %26 kadar yüksek verilmesine karşın, bunlardan %10.4 kadarı artroplasti ile ilişkili gerçek komplikasyonlardır. Diz artroplastisi sonrası ancak %5,6 oranında revizyon gereksinimi olduğu vurgulanmıştır (91). TDP sonrasında gelişen komplikasyonların tanınması ve sınıflaması tedavide yönlendirici olacaktır.

### Aseptik Gevşeme

Operasyon sırasında komponent tutulumlarının yetersiz olduğunun direkt olarak görülmesi veya çekilen seri röntgen incelemeleri sonrasında komponent pozisyonlarında değişiklik olması ya da kemik çimento, çimento implant aralarında radyolusen alanın ilerlemesi olarak açıklanmaktadır. Aseptik gevşemesi olan hastalarda ağrı her zaman eşlik etmekte birlikte %90 oranında hastaların dizlerinde şişme ve %83 oranında hastalarda ilerleyici hareket kısıtlanmasına sebep olmaktadır. İlerleyen olgularda mekanik takılma ve ses gelmesi semptomlarında görülmektedir.

Aseptik gevşeme en sık tibial base plate etrafında meydana gelmektedir. Bu bölgede sık görülmesinin sebebi skleroz nedeniyle çimentolama için uygun yüzeyin elde edilememesi ve kötü çimentolama tekniğidir. Yeterli fiksasyon sağlanamaması durumunda ideal olmayan fibroosseöz fiksasyon meydana gelmektedir. Bu fiksasyonun gelen kompresif güçlere ve makaslama dayanıklılığı zayıf olduğu için gevşeme meydana gelmektedir. Sıklıkla bu gevşeme bulguları sınırlı ve asemptomatik olmakla birlikte ilerleyen olgularda ağrı ile beraber radyografide etrafı düzensiz ve geniş radyolusen alan bulunmaktadır. Emerson ve ark. yaptıkları çalışmada tibi base plate üzerinde görülen radyolusen alanın %98 oranında ilerleme göstermeyen bulgu olarak tanımlamışlardır (92). Aseptik gevşeme için kullanılan teknesyumlu sintigrafisi yüksek sensitiviteye sahip olmakla beraber spesifik değildir. Negatif bulgu aseptik gevşeme olmadığı için daha değerlidir. Özellikle tibia base plate yerine femur komponent, stem ve tibial stem etrafında gevşeme bulgularının görülmesi asemptomatik gevşeme için patogonomiktir. Eklem aspirasyonu sonucu elde edilen değerler normal sağlıklı artroplastiden yapılan aspirasyonlar ile benzerlikler göstermektedir (93). Komponent malpozisyona bağlı gevşemelerde konservatif tedavi denenebileceği

gibi ileri gevşemeye bağlı pozisyon değişikliği olan vakalarda revizyon cerrahisi önerilmektedir. Aseptik gevşeme olmamasına rağmen tibial base plate polietilen aşınmasına bağlı osteoliz varlığında insört değişimi ile beraber osteolitik alanların greftlenmesi önerilmektedir.

## **İnstabilite**

Hasta tarafından tespit tarfi edilen instabilite veya klinik muayene ile tespit edilen gevşekliğin tespit edilmesidir. Diz artroplastisi revizyon sebepleri arasında a%10-22 sebebidir. Primer diz artroplastisi sonrası %8-36 arasında görülmektedir. İnstabilitenin etiolojisinde primer diz artroplastisinde fleksiyon ekstansiyon gap sorunu, komponent malpozisyonu, izole ligaman yetersizliği, ekstansör mekanizma sorunları, komponentlerin gevşemesi ve global instabilite yer almaktadır. Yercan ve ark. yaptıkları çalışmada diz artroplastisi sonrası stabiliteyi etkileyen faktörler uygun fiksasyon, femoral ve tibial komponent uyumu, posterior yapıların sağlamlığı ve cerrahi teknik olarak bildirmişlerdir (94).

Diz artroplastisi sonrası gelişen instabilite ekstansiyon ve fleksiyonda farklılık göstermektedir. Ekstansiyonda asimetric instabilite, kollateral ligaman dengesinin sağlanamamasından kaynaklanmaktadır. Varus instabilitesi medial dokuların yetersiz gevşetilmesi ya da lateral dokuların gevşekliğinden kaynaklanır. Valgus instabilitesi daha sık görülen ve çözümü karmaşık olan bir durumdur. Erken gelişen valgus instabilitesinin uygun olmayan medial kollateral ligaman gevşetilmesi, lateral dokuların yetersiz gevşetilmesi, komponent malpozisyonu ve kollateral bağ stabilitesi olmayan hastalarda arka çapraz bağı kesen protez kullanılması sonucu gelişmektedir. Ekstansiyonda simetric instabilite, genellikle ciddi valgus dizlerde iliotibia bant gerginliği sonucu romatoid artrit, poliomyelit ve nörovasküler hastalıklara bağlı görülmektedir (94). Midfleksiyonda instabilitede, özellikle valgus dizlerde artroplasti sonrasında özellikle ekstansiyonda ve fleksiyonda stabilite sağlanırken 30° fleksiyona geldiğinde medial kollateral ligaman(MCL) yetmezliğine bağlı valgus instabilitesi meydana gelebilmektedir. Fleksiyonda ön-arka instabilitede asıl problem fleksiyon ve ekstansiyon gap uyumsuzluğudur. Fleksiyon ekstansiyon kesi aralığı, yumuşak doku gevşetme sorunları, femoral komponentin pozisyonu, rotasyonu ve büyüklüğü, femur posterior kondillerinin aşırı rezeksiyonu ve AÇB kesen protez kullanılmasından etkilenmektedir.

Tedavide komponent malpozisyonu ve ligaman instabilitesi olmayan hastalarda ilk çıkık sonrası konservatif alçı, breys ile immobilizasyon yapılabilir

(95,96). Nadir olgularda izole MCL laksitesinde yumuşak doku augmentasyonu uygulanabilir. Malaligment olmayan iyi fikse artroplasti olgularında kollateral ligamanlar sağlam ise polietilen insört değişimi yapılabilir. Eğer fleksiyon ekstansiyon aralığında dengecilik mevcut ise uygun artroplasti ile komponentlerin değişimi ile denge ve eklem çizgisi sağlanır. Kompleks bağ yetmezliği olan vakalarda menteşeli revizyon diz protezleri önerilmektedir (96).

### **Protez Çevresi Enfeksiyon**

Diz protezi sonrasında meydana gelen enfeksiyonların prevalansı % 0.1-1 arasındadır. Derin protez çevresi enfeksiyon tanısı; protezle ilişkili sinüs varlığı, en az 2 farklı dokudan alınan kültürlerde patojenin üretilmesi veya minör kriterlerden en az 3 tanesinin varlığı (artmış serum CRP ve ESH değerlerinin varlığı, sinovyal sıvıda artmış WBC sayısı sinovyal dokuda PMN artışı, eklemde pürülan mayi gelmesi, tek kültürde mikroorganizmanın üretilmesi, periprotetik dokuda pozitif histolojik analiz) gerekmektedir. Protez çevresi enfeksiyonunun tanısında klinik muayenede hastanın ağrısının ve inflamasyon bulgusunun araştırılması, sedimentasyon ve CRP değerlerine beraber bakılması, radyolojik tetkiklerin yapılması, artrosentez ile eklem ponsiyonunun yapılması önemlidir.

Tanıda kullanılan aspirasyonda WBC:3000/mikro L, polimorf nüveli lökosit (PMN)>% 80, ESR>% 30mm/saat, CRP>10mg/dl ise kronik protez enfeksiyonunu gösterirken; WBC:10000/mikro L, PMN>% 59, CRP>100mg/dl olması akut protez enfeksiyonunu göstermektedir. Protez çevresi enfeksiyonlarda kombine yaklaşımlar gerekmektedir. Semptomların başlangıcı 3 haftadan az ve gevşeme bulgusu yok ise veya cerrahi operasyonun üzerinden 30 günden az geçmişse, akut enfeksiyon kabul edilir. Protez korunarak insört değişimi, geniş debridman ve antibiyoterapi uygulanabilir. Antibiyotik tedavisi 2 ila 6 hafta arasında intravenöz tedavi sonrası 6 aya tamamlanacak şekilde oral tedavi verilmelidir. Sıklıkla kullanılan rifampin ile siprofloksasin veya levofloksasin kombinasyonu şeklindedir.

Kronik enfeksiyon durumunda 2 aşamalı tedavi önerilmektedir. Yeterli kemik stoğu bulunmayan, yumuşak doku örtünümünün sağlanamadığı hastalarda, daha önce enfeksiyon nedeniyle iki aşamalı tedavi geçirmiş hastalarda, virülansı yüksek bakterilerle enfekte hastalarda rezeksiyon artroplastisi uygulanabilir. Nadir olgularda kontrolsüz enfeksiyon varlığında hayatı tehdit edici durumlarda amputasyon da uygun bir tedavi olabilir (97).

## **Yara Komplikasyonları**

Diz artroplastisi sonrasında eritem, yüze enfeksiyon, post operatif drenaj ve cilt nekrozu genel yara yeri sorunu olarak değerlendirilmektedir. Yara yeri komplikasyonları ise cerrahi gerektiren veya protez revizyonu gerektiren yaralar olarak sınıflandırılmaktadır. Total diz artroplastisi sonrasında %0.33-%37 arasında görülme sıklığı bildirilse de esasen bu %10-15 arasındadır. Galat ve ark. yaptıkları çalışmada operasyon sonrası ilk 30 günde %0.33 olarak bildirmişlerdir iki yıllık takiplerinde %6 oranında derin enfeksiyon ve %5.3 oranında ise tekrarlayan cerrahiler gerektirdiği bildirmişlerdir (98,99).

Yüzeysel yara komplikasyonlarının gelişmesi için hastaya ait risk faktörleri (kronik hastalıklar, vasküler yetmezlik, diyabet vb), hastanın dizine bağlı lokal faktörler (eski insizyonlar, geçirilmiş enfeksiyon sekeli, lokal radyoterapi ve ağrı deformite) ve cerrahi tekniğe bağlı (aşırı yumuşak doku diseksiyonu, aşırı kan kaybı, uzun turnike süresi, yara kapatılması sorunları vb) olarak sınıflandırılmaktadır.

Diz çevresi yüzeysel yara komplikasyonlarının tedavisinde Panni algoritması ile yaklaşım mümkün olmaktadır. Bu algoritmaya göre diz çevresinde meydana gelen yara defektinin boyutuna ve derinliğine göre tedavi yöntemi farklılık göstermektedir. Bu algorithmada küçük (<3cm) ve orta cilt defektleri vakum yardımcı kapama sonrası cilt grefti ya da flepler ile kapatılır. Büyük deektler olmasına karşın eklem açık değil ve enfeksiyon yok ise lokal fasyokütan flepler kullanılabilir. Eğer eklem açık ve enfekte ise perforatör fleplerin kullanılması gerekmektedir. Aşırı kompleks defektler bulunduğu ise serbest cilt kas fleplerine ihtiyaç duyulmaktadır. Doku defekti aşırı fazla ve hayatı tehdit edici enfeksiyon mevcut ise diz üstü amputasyon gerekebilmektedir (100).

Vince ve ark. operasyon sonrası yara yeri sorunlarını en aza indirmek multipl insizyonlarda en lateralde yer alan insizyonun seçilmesi ve gerekli durumlarda yumuşak doku genişleticilerin veya gastroknemius medial başının çevrilmesi önerilmektedir (98,101).

## **İmplant Kırılması veya İnsört Dislokasyonu**

Gelişen artroplastis teknolojisi ile nadir implant kırılmaları meydana gelmektedir. Tibial basa plate kırılması, polietilen aşınması, osteoliz ve komponent malalignment sonrası meydana gelmektedir. Tibial base plate kırılması sonrasında yapılan artroplastis revizyonlarında sağlıklı kemiklerde aşırı kayıplar

meydana gelmektedir. Hastaların erken revizyon yapılması ile daha başarılı sonuçlar elde edilmektedir (102). Chatterji ve ark. yaptıkları çalışmada semptomların başlaması ile implantta kırık olması arasında 10,8 ay gibi kısa bir süre olduğunu bildirmektedir. Hastalarda meydana gelen ani başlayan ağrı, instabilite bulgusu, mekanik yetmezlik, şişlik, ses gelmesi, erken revizyonlar için uyarıcı olmalıdır (102).

İnsört değişimi mobil insört kullanılan ve bağ dengesinin sağlanamadığı olgularda travmatik veya spontan olarak gerçekleşmektedir. Tedavisi cerrahi olarak insört değişimi olmaktadır (103).

### **Hareket Kısıtlılığı**

Hareket kısıtlılığı açısından kabul gören görüş hareket açıklığı 15 derece olan ekstansiyon defisiti yanında 90° derecenin altında fleksiyon hareketinin bulunması diz hareket kısıtlılığı olarak bildirilmektedir. Ancak ameliyat öncesi 75° decenin altında fleksiyon hareketi olan hastalar için bu tanımlama doğru değildir. Total dzi protezi sonrasında hareket kısıtlılığının meydana gelme prevalansı %1.3-13.3 arasında bildirmekle birlikte etiyojisi net değildir (104,105).

Diz hareket kısıtlılığına neden olarak belirlenmiş risk faktörleri; operasyon öncesi var olan hareket kısıtlılığı, düşük vücut kitle indeksi(VKİ), obezite, genç yaş ve patella baja oluştururken, operasyon sonrasında ise agresif egzersiz programı ağrıya ve artrofibrozise neden olmaktadır. Cerrahi olarak normalden büyük implant kullanılması, patellofemoral ekleme gelen yüklerin artması, ligament dengesinin sağlanamaması, sıkı ekstansör mekanizma, eklem seviyesinin yüksekte kalması ve malpozisyon diz artropalstisi sonrası hareket kısıtlılığına neden olabilir (104,105). Bedard ve ark. yaptıkları çalışmada internal rotasyonda yerleştirilen artroplasti komponentleri sonrasında ağrı, patellar maltracking, dar medial fleksiyon hareket aralığı ve sınırlı femoral roll back mekanizması nedeni ile diz hareket kısıtlılığı meydana geldiği bildirilmektedir (106).

Tanı koyabilmek için; klinik muayene yeterli olmakla beraber standart çekilen ön arka ve yan grafilerine ek olarak uzun kasete alt ekstremite grafileri ve şüpheli olgularda dize tönellik bilgisayarlı tomografi incelemeleri yapılmalıdır.

Tedavide diz artroplastisinde yerleştirilen implantlar ilgili malrotasyon ve malalignment yok ise ilk aşamada fizik tedavi uygulanmalıdır. Fizik tedaviye rağmen hareket kısıtlılığında düzelme olmaz ise cerrahiden sonra 3 aydan kısa

süre geçmiş ise anestezi altında mobilizasyon, eğer 3 aydan fazla süre geçmişse yapışıklıkların açılması ve gevşetme amaçlı artroskopik ya da açık cerrahi uygulanmalıdır. Literatürde artroskopik gevşetme üzerinde fikir birliği bulunmamaktadır. Radyolojik incelemede komponentlerde uyumsuzluk bulunması halinde revizyon cerrahisi ile revizyon artroplastisi yapılmalıdır.

### **Periprostetik Kırık**

Total diz protezi sonrası periprostetik kırık görülme sıklığı düşük olmasına karşın, günümüzde her geçen gün total diz protezi uygulamasının artması, ameliyat sonrası fiziksel aktivitede artma ve beklenen yaşam süresinin artması nedeniyle periprostetik kırıklarla daha sık karşı karşıya kalmaktayız. Total diz protezi sonrası periprostetik kırık görülme sıklığı %0.3-2.5'tir (107,108). Periprostetik kırık sonrası tedaviyi protezin stabilitesi ve kırığın tipi belirler. Bu tarz kırıklarda temel sorun osteopeni nedeniyle kemik stoğunun az olmasıdır. Total diz protezi ameliyatı sırasında görülen kırıklar stres dağılımının değişmesi, kortikal delinme ve aşırı patella rezeksiyonu gibi cerrahi tekniğe bağlı olarak gelişir. Geç dönem periprostetik kırıklar ise daha çok düşük enerjili travmalar ile gerçekleşir.

Tedavide temel amaç 0-90° eklem hareket açıklığı, ağrısız diz elde etmek ve altı ay içinde kaynamayı sağlamaktır (109). Kabul edilebilir dizilim 5 mm az translasyon, 5-10° den az açılanma, 10° az rotasyon ve 1 cm az kısalık elde etmektir (110). Periprostetik kırık sonrası komplikasyon oranı %41'dir. Revizyon oranı ise %29'dur (111,112). Periprostetik kırıklar suprakondiler femur kırıkları, tibianın periprostetik kırıklar ve patella kırıkları olarak incelenebilir.

Femur suprakondiler kırıklar diz artroplastisi sonrasında diz eklemine 15 cm proksimalinde veya kullanılan steme 5 cm kadar uzanım gösteren femur kırıkları kapsamaktadır. Diz artroplastisi sonraki 2-4 yıllık süreçte görülme sıklığı %0.3-2,5'tir (113). Etiyolojide en sıkı tespit edilmiş femoral komponentte düşük enerjili travma sebep olurken; diğer sebepler arasında trafik kazası, total dizprotezi sonrası sıkı dizde yapılan hareketler ve epileptik nöbetler yer alır (114). En önemli risk faktörü osteopenidir (115). Diğer risk faktörleri arasında romatoid artrit, kronik steroid kullanımı, ileri yaş, kadın cinsiyet, osteolizis, anterior femoral çentiklenme, revizyon total diz protezi varlığı ve rotasyonu kısıtlayıcı protezler yer alır (116).

Sınıflamada en sık kullanılan, Lewis ve Rorabeck sınıflandırma sistemidir (117) (Tablo 4). Kırığın şekli ve protezin stabilitesini dikkate alarak üç gruba ayırmışlardır. Bu sınıflamada implanttan kırığa olan mesafe dikkate alınmaz.

Backstein ve Su 'nun yaptığı sınıflamada retrograd intramedüller çivi ve kilitli plak tedavi seçeneklerinin değerlendirilerek sınıflama yapmışlardır (tablo-5).

<b>Tip 1</b> Ayırışmamış, protezde gevşeme yok
<b>Tip 2</b> Ayırışmış, protezde gevşeme yok
<b>Tip 3</b> Ayırışmış veya ayırışmamış, protez gevşek

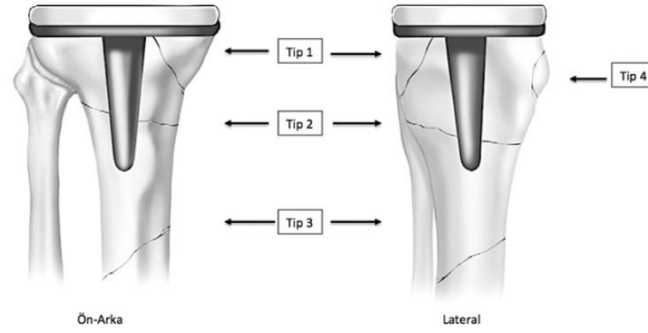
Tablo 4: Suprakondiler femoral kırıklar için Levis ve Rorabeck sınıflandırması

<b>Tip F1</b> Kırık hattının distalinde retrograd çivileme için yeterli kemik stoğu mevcut.	
<b>Tip F2</b> Kırık hattının distalinde retrograd çivileme için yeterli kemik stoğu yok.	
<b>Ek kriterler</b>	
S (stabil protez )	L (gevşek protez)
g (yeterli kemik stoğu)	p (zayıf kemik stoğu)

Tablo 5: Backstein ve arkadaşlarının suprakondiller femur kırıkları için sınıflandırması

Tedavide ayırışmamış ve implantın stabil olduğu vakalarda konservatif tedavi ile takip edilebilirken, ayırışmış ve implantın stabil olmadığı kırıklarda kilitli plak veya retrograd intramedüller çivi ile periprostetik kırık tespit edilmektedir. Total diz protezine yönelik revizyon ihtiyacıda periprostetik kırık tedavisi sırasında değerlendirilmelidir.

Tibianın periprostetik kırıkları diz protezi sonrası oldukça nadir görülmektedir. Ameliyat içi %0.1 civarında iken ameliyat sonrası %0.4'dür (118). Revizyonlarda ise ameliyat içi %0.36 ameliyat sonrası %0.48 oranında görülmektedir (119). Tibia kırıklarının en sık nedeni travma, komponent gevşemesi, instabilite, dizilim bozukluğu ve eklem instabilitesidir. Sınıflama da en sık kullanılan felix ve arkadaşlarının yaptığı kırığın anatomisi, protezin stabilitesi ve kırığın oluş zamanı baz alarak yaptıkları sınıflamadır (118) (şekil-13). Tip1 kırıklar tibia platoyu, tip-2 tibia platonun inferioru steme komşu olan kırığı, tip-3 tibial stemin distalini ve tip-4 ise tibia tüberkülünde dahil olduğu kırıklardır. Radyografi de protezin sağlam olduğu kırıklar tip A, gevşek olanlar tip B, ameliyat içi kırıklar ise tip C olarak adlandırılır.



Şekil 13: Felix ve arkadaşlarına göre tibia periporsetik kırıkları

Tip-1A kırıklar alçı ile yük verilmeden tedavi edilebilirken, tip-1B kırıklarda revizyon artroplastisi yapılması gerekir. Tip -2A da yük verilmeden konservatif tedavi edilirken, tip-2B'de kanal içi uzun stem ile revizyon yapılmalıdır. Tip-3A'da kırıklar protez dışı kırıklar olduğu için temel kırık tedavisi prensiplerine göre tedavi edilmelidir. Tip -3B kırıklar ise uzun stemli protezler ile revizyon yapılmalıdır (119). Tip 4 kırıklar ise ekstansör mekanizmanın durumu ve tibial komponent durumuna göre tedavi planlanmalıdır.

Patellanın periprostetik kırıkları diz protezi sonrası femur suprakondiler kırıklardan sonra ikinci sıklıkta görülmektedir. Patellar yüzey yenileme sonrası %0.2-21 oranında görülürken patellar yüzey yenileme yapılmadan %0.05 oranında görülmektedir (121). Femur ve tibia'nın aksine erkeklerde görülme oranı daha yüksektir. Risk faktörleri arasında romatoid artrit, uzun süreli steroid kullanımı, patellar nekroz posterior çapraz bağı kesen protez tipleri ve cerrahi teknikte patellanın asimetrik rezeksiyonu yer alır (120,121). Sınıflamada kırık anatomisi, ekstansör mekanizmanın bütünlüğü ve komponent stabilitesine göre Goldberg ve arkadaşları 4 gruba ayırmışlardır (120). Tip-1 patellanın periferinde görülür patellar implant ve ekstansör mekanizma sağlamdır. Tip-2 kırıkta ekstansör mekanizma ya da implant-kemik yüzeyinde kayıp mevcuttur. Tip-3 patellanın alt kısmında oluşan kırığı kapsar ve patellar bağ sağlamsa tip-3A, patellar bağ yırtığı varsa tip-3B'dir. Tip-4 kırıklar ise patella kırığına eşlik eden patellofemoral çıkıkları kapsar.

Tedavide patellar komponentte gevşemenin olmadığı ve ekstansör mekanizmanın sağlam olduğunda konservatif tedavi iyi bir seçenektir (122,123). Ekstansör mekanizma bütünlüğü bozulduğunda küçük kemik parçalarının rezeksiyonu sonrası kalan parçaya rekonstrüksiyonu yapılmalıdır (124). Patellar komponentte gevşeme varsa ve kemik stoğu 10 mm fazla ise tekrar implantasyon ya da

patelloplasti uygulanabilir bir tedavidir (125). Ciddi kemik kaybının olduğu vakalarda patellektomi tercih edilebilir.

### **Patellofemoral İnstabilite**

Operasyon sonrasında meydana gelen ağrısı ve fonksiyonel kısıtlamadan sorumludur. Operasyon sonrası revizyon gerektiren majör komplikasyonlar arasında yer almaktadır. Revizyona sebep olma oranı olarak % 1'dir. Çoğunlukla patellofemoral dislokasyondan çok patellofemoral hareket uyumsuzluğundan (maltracking) kaynaklanmaktadır. Patellofemoral uyumsuzluğa neden olan etmenler arasında protez komponentlerinin uygun pozisyonda yerleştirilmemesi komponentlerin valgus veya internal rotasyonda yerleştirilmesi, yetersiz yumuşak doku dengesi sebebiyle patellanın lateralize kalması ve komponent tasarım özelliği olarak, femoral komponent derinliğinin az olması gösterilmektedir (126). Berger ve ark. diz artroplastisi sonrası patellofemoral instabilitesi olan hastalarda yaptıkları çalışmada 1° ila 4° internal rotasyon olduğunda patellar tilti, 4° ila 8° olduğunda patella subluksasyonu ve 8° üzerinde internal rotasyon kusuru olduğunda patella çıkığı veya geç dönemde patella protezinde sorun olacağı bildirilmiştir (127).

Pietsch ve ark. yaptıkları çalışmada; kombine versiyon kusuru 4° altında ise konservatif tedavi yöntemleri ile takip edilmesi gerektiği, 4° fazla internal rotasyon malpozisyonu olan hastalarda ise revizyon cerrahisinin daha uygun olacağını bildirmişlerdir.

### **Medial Kollateral Ligaman(MCL) Yaralanması**

Diz artroplastisi başarısında yumuşak doku dengesinin sağlanması önemli bir yer tutmaktadır. Daha çok ileri derecede varusu olan ve osteofitleri bulunan hastalarda yumuşak doku dengesinin sağlanabilmesi için medial gevşetme yapılması gerekmektedir. Aşırı medial gevşetme yapıldığında yüzeysel MCL yapışma yerinden avulsiyona sebep olmaktadır (128).

MCL yaralanması ile medial eklem mesafesinde genişlemeye sebep olarak, normalde olması gereken medial pivot lateral pivot olarak hareket etmekte ve diz kinematiğini bozmaktadır. Tedavisi konusunda rutin bir prosedür bulunmasa da konservatif tedavi ile başarılı sonuçlar yayınlansa da ek cerrahi yaklaşımlar önerilmektedir (128,129).

Cerrahi tedavi seçeneğinde menteşeli revizyon diz protezi ile tedavi önerilmektedir. Bu tip revizyonlardan sonra implant çimento, çimento kemik

arasında aşırı stress yüklenmelere bağlı erken dönemde gevşemeler meydana gelebilmektedir (130). Menteşeli revizyon diz protzlerinin başarısının yüksek olması ve MCL iyileşme potansiyelinin yüksek olması nedeniyle primer tamir, sentetik metaryallerle ve otogreft tendonu kullanılarak augmentasyon önerilmektedir. Operasyon sonrasında iyileşme potansiyeline destek olması için breys kullanılması önerilmektedir (128,129).

### **Ekstansör Mekanizma Yaralanması**

Ekstansör mekanizma yaralanmaları qadriiceps ve patellar tendon ile patellada meydana gelen nadir yaralanmalardır. Görülme sıklığı kudriiceps rüptürü %0.1-1.1; patellar tendon yaralanması ise %0.17-1.4 arasında olduğunu gösteren bildirimler mevcuttur (130,131). Risk faktörleri arasında geçirilmiş cerrahi operasyonlar, renal yetmezlik, diyabet, romatoid artrit ve obezite gibi sistemik hastalıklar verilmektedir (132).

Tedavide yürümeye yardımcı cihazların ve breyslerin kullanılması ile konservatif tiki yapılabilir. Aktif hastalarda konservatif tedavi ile başarı şansı azdır. Bu hastalara cerrahi tedavi önerilmektedir. Cerrahi tedavi seçenekleri arasında primer tamir, otogreft ile ya da allogreft ile rekonstrükte edilebilmektedir. Ayrıca uygun vakalarda gastroknemius rotasyon flebi yapılabilmektedir. Cerrahi sonrasında 6-8 haftalık immobilizasyon önerilmektedir. Immobilizasyon sonrası kademeli olarak diz hareketleri başlanmaktadır. Bu yöntemle başarılı tedavi edilen vakalar mevcuttur (130,132).

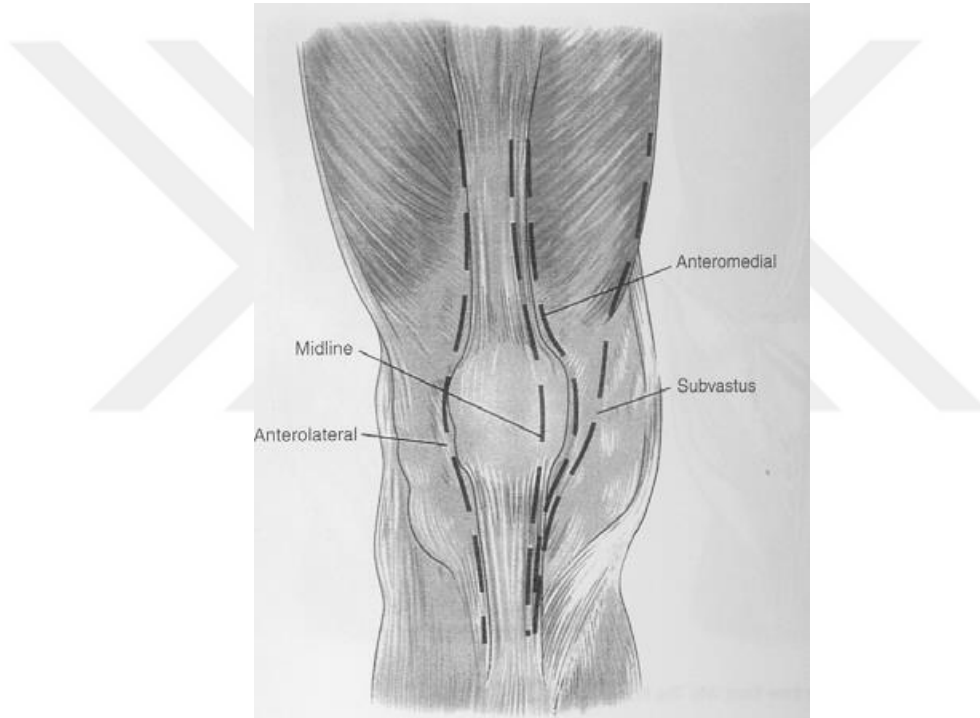
Sonuç olarak diz artroplastisinde birçok komplikasyon bildirilmekle beraber komplikasyonların görülme zamanı farklılık göstermektedir. Diz artroplastisinde revizyon sebepleri arasında instabilite ilk 2 yıl içerisinde %42 oranında görülürken 15 yıldan daha uzun dönemde bu oran %18 lere kadar gerilemektedir. Bu değişimin aksine polietilen aşınması ilk 2 yıl içerisinde %15 oranında görülürken 15 yıl sonra bu oran %48 lere kadar çıkmaktadır. Aseptik gevşeme revizyon sebepleri arasında %31 oranında görülürken takip süresi ile değişim göstermektedir. Enfeksiyona bağlı aseptik gevşemede %16 olarak verilmekle beraber ilk 5 yıl içerisinde daha sık görülmektedir (133). Tüm diz artroplastisi sonrasında görülen enfeksiyon oranları %0.1-1 arasındadır.

Erken dönemde karşılaşılan komplikasyonlar sıklıkla enfeksiyon ve cerrahi teknikle ilişkili hatalar iken, uzun dönem komplikasyonları ise artroplasti komponentlerinin sağ kalımı ile ilişkilidir. Erken dönemde karşılaşılan

komplifikasyonların erken cerrahi tedavilerinin yapılması kemik kaybını en aza indirmektedir.

### 11-8.TOTAL DİZ PROTEZİNDE CERRAHİ TEKNİK

Diz artroplastisinde en yaygın olarak kullanılan ve en yararlı yaklaşım medial prepatellar yaklaşımdır. Bu yaklaşım yanında Subvastus, Midvastus ve Anterior Lateral (Lateral parapatellar) girişimlerde tanımlanmıştır (134) (şekil-14). Medial prepatellar yaklaşım tam uzunluğu boyunca yapıldığında birçok yapıya kolayca ulaşmamızı sağlar. Düz uzunlamasına orta hat cilt kesisi ile birlikte yapılan medial prepatellar kapsül kesisi total diz protezi için yeterli genişlikte bir alanı görmemizi sağlar.



Şekil 14: Diz artroplastisinde kullanılan cerrahi yaklaşımlar

Amerikan Ortopedi Cemiyeti'nin önerisine göre opere edilecek taraf önceden işaretlenmelidir. Hasta ameliyat masasına supin pozisyonda yatırılır.TDP işlemi turnikeli ya da turnikesiz olarak yapılabilir. Turnikesiz yapılan olgularda girişim yavaştır. Fakat yüzeysel cerrahi diseksiyonla kanamalar kolayca kontrol edilebilir. Turnike kullanılan vakalarda öncesinde kompresif bandaj ile ekstremitte boşaltılır veya beş dakika kadar yüksekte tutularak ekstremitte şişirilir. Diz 90° büküldüğünde topuğu destekleyecek şekilde masanın üzerine kum torbası koyulur. Bu kum torbası protez cerrahisi sırasında dizin bükülü kalmasını sağlar.

Diz büküldüğünde bacak abduksiyona gitmemesi için uyluk proksimal dış tarafına masa desteği koyulur.

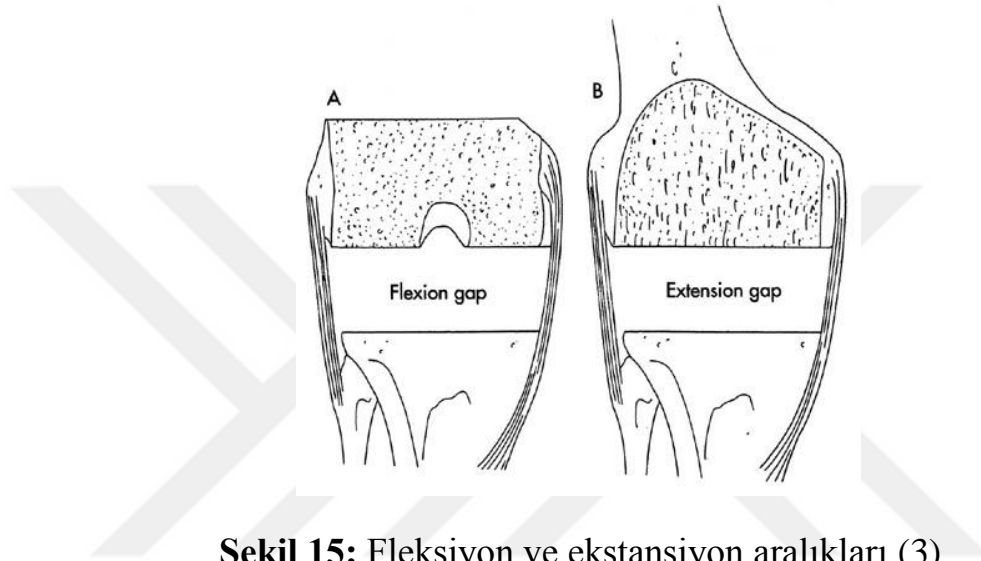
Klavuz noktalar olan patella, patellar tendon ve tibial tüberkül palpe edilir. Patella üst kısmının 5cm proksimalinden tibia tüberkülüne uzanan longitudinal orta hat kesisi yapılır. Vastus medialis kası ve rectus femuris kasını inerve eden femoral sinirin dalları insizyon alanının oldukça proksimalinde kaldığı için bu diseksiyonda sinirler arası düzlem bulunmadığı için güvenlidir. Kanama kontrolü yapılarak cilt altı dokular cilt kesisi doğrultusunda ayrılır. Quapriceps tendonu, patella ve patellar tendon medialleri palpe edilir. Kapatmayı kolaylaştırmak amacıyla bir miktar kapsül dokusu lateralde bırakılarak medial prepatellar kapsül kesisi yapılır. Ekleme girmek için patellar tendon ve quadriceps tendonu boyunca devam edilir. Patellar tendonun medialindeki fibröz doku kesilerek kapsül kesisi tamamlanır.

Derin cerrahi diseksiyon için patella laterale 180 derece döndürülerek disloke edilir ve diz 90° fleksiyona alınır. Patella diskole edilirken patellar tendonun yapışma yeri olan tibial tüberkülden sıyrılmamasına dikkat edilir. Riskli gördüğümüz vakalarda önceden bir veya iki adet pin konulabilir. Buna ek olarak proksimaldeki cilt insizyonu rectus femoris ve vastus medialis kasları arasından cilt insizyonu yapılarak patellaya ekstra hareket kazandırılarak laterale kolay disloke olması sağlanır. Lateral menisküse 90° açılı hohmann retraktörü lateralden yerleştirilir. Patella çevresindeki sinovyal doku eksize edilir. Patellar tendon ve quadriceps tendonlarının sınırları açığa çıkartılır. Osteofitler bir ronger yardımı ile eksize edilir.

Tibial yüzeyin hazırlanması aşamasında ön çapraz bağ eksize edilerek tibianın anteriora olan hareketi arttırılır. Diz fleksiyonda iken tibia eksternal rotasyona alınarak tibianın femurdan anteriora subluksasyonu gerçekleştirilir. Bu manevra bize tibia plato, femur kondilleri ve menisküslerin posterior kısımlarına ulaşmamıza olanak sağlar. Posterior tibia plato alanını daha net görmek için tibia posterioruna dikkatli şekilde bir adet retraktör yerleştirilir. Retraktörün femur yüzeylerine hasar vermemesi için yerleştirilirken retraktör arkasına bir iki adet spanç yerleştirilebilir. Medial, lateral menisküs ve osteofitler temizlenir. Arka çapraz bağı koruyan ya da kesen protez planımıza göre arka çapraz bağ ya eksize edilir ya da yerinde bırakılır.

Kemik kesileri femurda distal femur kondillerin rezeksiyonu, anterior ve posterior kondiler rezeksiyonlar, distal femurdan anterior ve posterior oluk

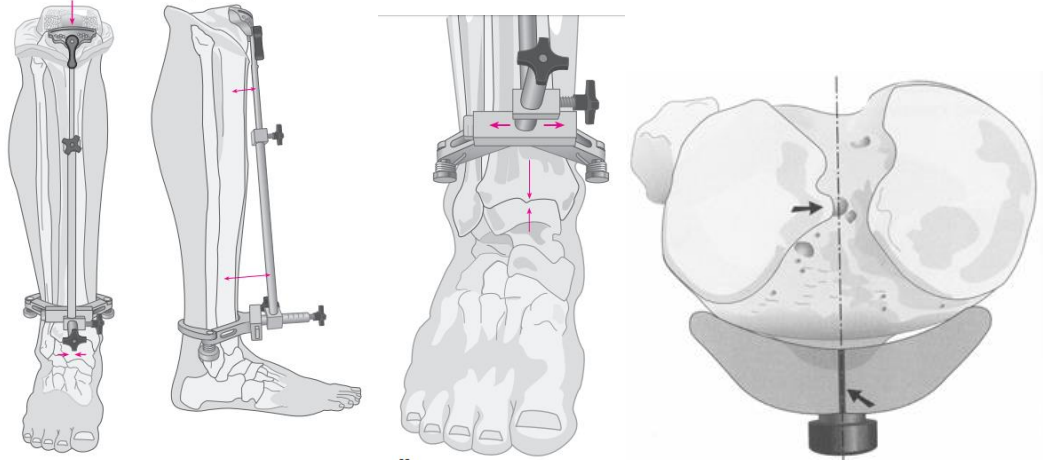
kesileri, tibia transvers üst kesisi ve patellar değişimi yapılma planı varsa retropatellar kemik kesisi yapılır. Posterior stabilizasyonlu total diz protezi tasarımlarında son olarak inter kondiler kutu kesileri yapılmaktadır. Tibia ve femur kesileri ile hedeflenen dengeli yumuşak doku gevşetmesi ile yere paralel, fleksiyon ve ekstansiyon aralığı eşit eklem aralığı elde edilmelidir (şekil-15) (135). Kemik kesileri açık ya da delikli kesi klavuzları kullanılarak yapılmaktadır. Cerrahın alışkanlığına göre kesiyeye femur ya da tibiadan başlanabilir. Ancak gevşek dizlerde tibiadan sıkı dizlerde femurdan başlanması önerilmektedir.



**Şekil 15:** Fleksiyon ve ekstansiyon aralıkları (3)

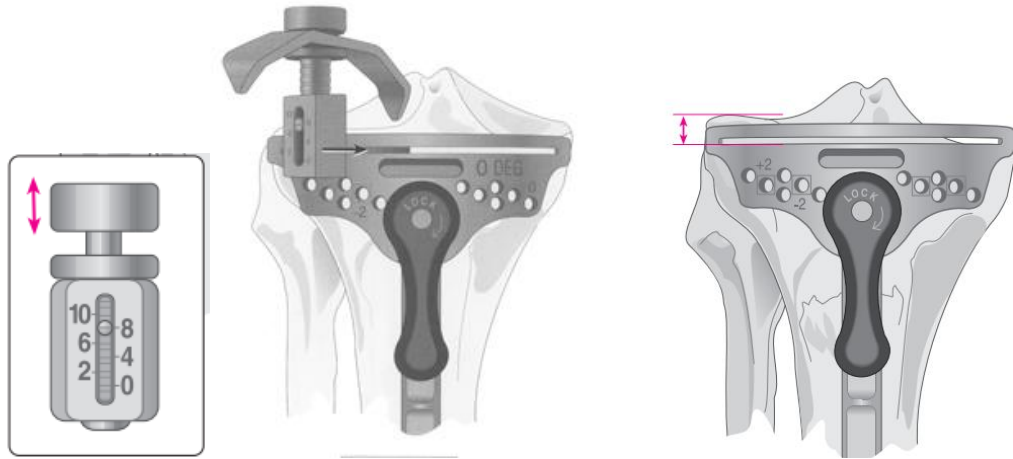
Delikli kesi blokları kullanılarak yapılan kesiler insan hata payını düşürmekte ve süreyi kısaltırlar. Dezavantajları testere uç kısmını görmediğimiz için medial kollateral ligaman gibi yapılara zarar verme riskini arttırmaktadır.

Tibial keside hedeflenen; tibia platonun oluşturulmasında eklem seviyesinin korunması ve tibianın anatomik aksına dik kesi yapmaktır. Bu kesi sayesinde tibial komponent subkondral kemiğe yerleştirilmelidir (135). Üst tibia kesisi tibiada deformite ve medullada herhangi bir engel olmadığı süre intramedüller guide kullanılabilir. Bunun yanında ekstramedüller hizalama klavuzu kullanılabilir (şekil-16). Ekstra medüller klavuzunun distali ayak bileğine bağlanır proksimalide üst tibial metafize sabitleyerek klavuzun plato interspinöz çıkıntısı, tibial şaft ve ayak bileği mortisin ortasına ve 2.metatarsa hizalayacak düzeltmeler yapılır (136).



Şekil 16: Ekstramedüller guide yerleştirilmesi ve intramedüller guide giriş yeri (136)

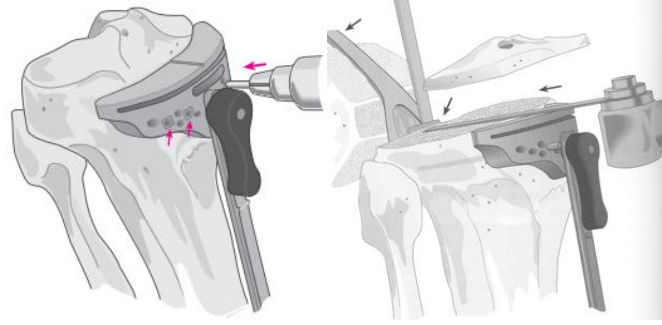
Sagittal düzlemde 3-5° posteriora kayma elde edecek şekilde ayarlanır. Patellar tendon nedeniyle platodaki sistemin internal rotasyona uğrama eğilimi olduğu akılda tutulmalıdır. Rezeksiyon uygun ve en az hata ile yapılması için kesi bloğunun tibial korteksin hemen üzerine yerleştirilir. Fazla kesi yapıldığında subkondral dayanıklı kemik yerine spongioz kemik üzerine protez oturacağından erken dönemde çökme ve gevşeme söz konusu olacaktır. İdeal olan az kemik kesi ile ince polietilen insert kullanmaktır. Yapılacak olan proksimal tibial rezeksiyon medial ve lateralden 10 mm.'yi geçmemelidir (şekil-17) (135).



Şekil 17: Tibial kesi seviyesini belirlemek amacıyla stylus'un yerleştirilmesi (136)

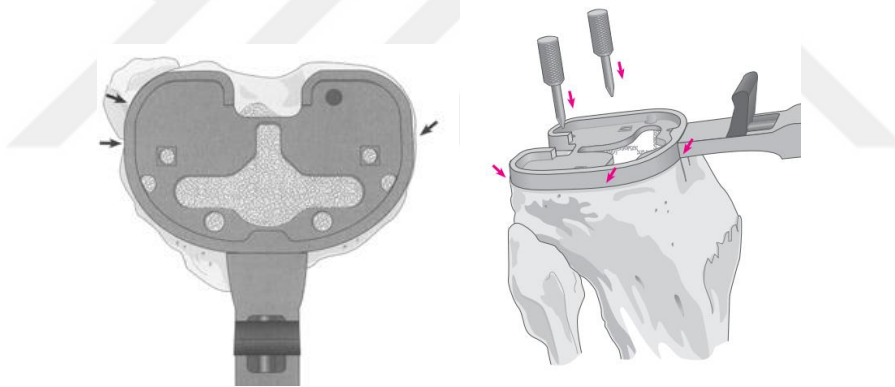
Kesi koronal düzlemde tibianın anatomik aksına göre yapılmalıdır. İntramedüller kılavuz kullanmayı tercih ettiğimizde ön çapraz bağ yapışma yerinin, lateral menisküs anterior boynuzunun birleştiği yerde bir alan seçilerek intramedüller rod yerleştirilir. Kesi bloğu istenilen pozisyonda sabitlenerek rod çıkartılır. Medial ve lateral kollateral ligamanları koruyacak uygun retraktörler yerleştirildikten sonra titreşimli testere tercih edilerek kesinin bir kısmı yapılır.

Posterior nörovasküler yapılar korumak için kemiğin son milimetrelerini testere yerine osteotom kullanılarak kaldırılır (şekil-18).



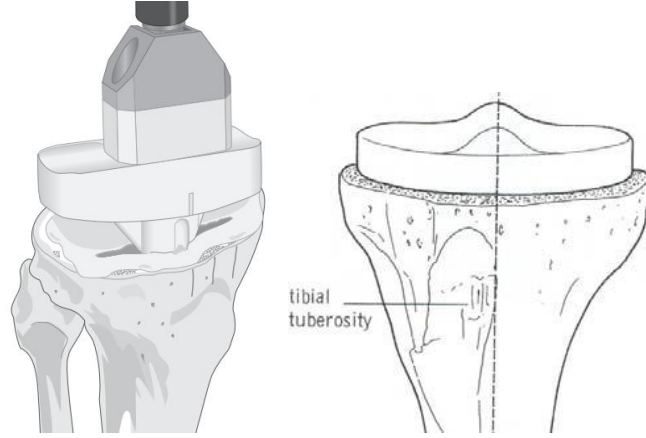
Şekil 18: Proksimal tibial kesi (136)

Proksimal tibial kesiyi takiben komponent boyutunun ölçümüne geçilir (Şekil 19). Özellikle medial kollateral bağın altındaki osteofitler ölçüm esansında yanıltıcı olabilir. Proksimal tibial kesiyi yaptıktan sonra bu bölgedeki osteofitlerin temizlenmesi aynı zamanda medial kollateral bağdaki gerginliği de azaltacaktır. Ölçümü takiben tibial komponentin yüzeyde oturacağı delikler hazırlanır (135).



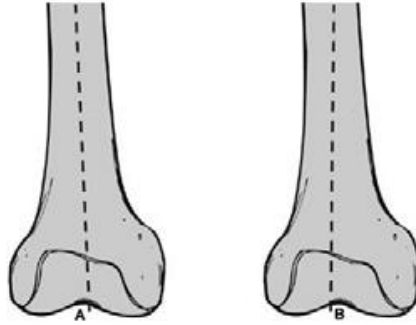
Şekil 19: Tibial komponentin boyutlandırılması (136)

Tibial komponentin rotasyonu en az femoral komponentin rotasyonu kadar önemlidir. Rotasyon kusurları patella-femoral eklemden aşırı yüklenme, subluksasyon hatta dislokasyonlara neden olabilir. Tibial komponentin rotasyonunda tüberositas tibia, tibia platosu transvers eksen ve 2. metatars kullanılan referans noktalarıdır. Tibial komponent orta noktası tüberositas tibianın medialinde olmalıdır (Şekil 20). Tibia platosunun transvers eksen bu referans noktaları arasında en güvenilir olanıdır. Tibial komponent transvers aksı ile plato transvers aksı paralel olmalıdır. Eksternal guide ile kontrol edildiğinde 2. metatarsa uzanım, rotasyonun tespitinde yeterli güvenilirlikte olmayabilir (135,137).



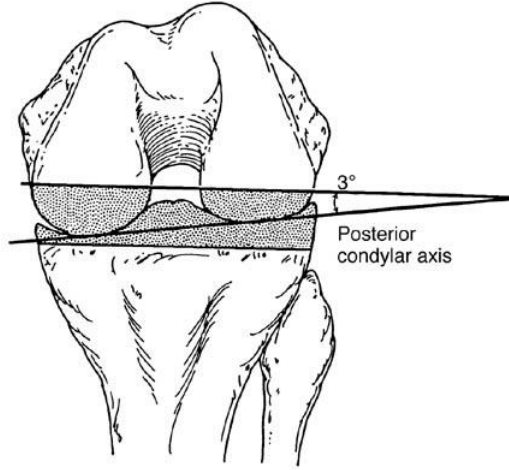
Şekil 20: Tibial komponentin tüberositas tibiaya göre yerleştirilmesi (135)

Distal femur kesileri palpe edilen bir eksternal landmark olmadığı için intramedüller klavuzlar eksternal klavuzlara göre daha üstündür. AÇB'nin 1cm anteriorundan ve interkondiler çentiğin orta kısmının 3-4mm medialinde diğer el femur aksında olacak şekilde drillenir (53,135) (şekil-21). İntramedüller rod femoral kortekslere temas etmeden kanalın merkezinden ilerletilir. İntramedüller rod femurun medial kortekse dayandığında ayarlanan valgus açısının artacağı, lateral kortekse dayandığında ise ayarlanan valgus açısının azalacağı akılda tutulmalıdır (135). Kesi bloğu intramedüller roda tutturularak 5-7° valgusta ve 3° dış rotasyon ayarlayarak sabitlenir(şekil-22,23). İntramedüller rod çıkartılarak kesiler yapılır.



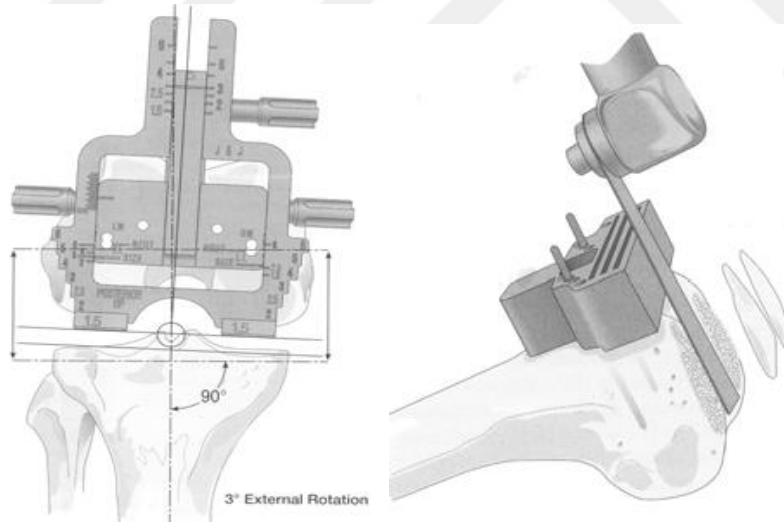
Şekil 21: A. Hafif medialize girişim B. Valgusa neden olacak lateral giriş (135)

Saggital düzlemde distal femur femoral mekanik aksa 90° de kesilmelidir. Anterior ve posterior femoral kondil kesileri, uygun boyutta ve rotasyonda femoral komponent elde etmek için doğru yapmak şarttır. Posterior femoral aksla bağlantılı femoral komponentin 3° eksternal rotasyona gelmesi için



Şekil 22: Dikdörtgen bir fleksiyon aralığı için posterior femoral kesi 3° dış rotasyonda yapılmalı (3)

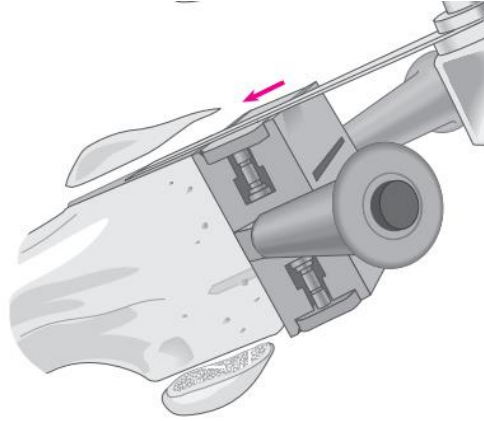
AP boyutlandırma klavuzu kullanılır. Eksternal rotasyon sağ diz için saat yönünün tersine sol diz içinde saat yönünde rotasyon demektir. Deformite olmayan dizlerde medial posterior kondilden daha fazla kemik çıkarılması ile sonuçlanır. Posterior kesi transepikondiler hatta paralel, Whiteside hattına dik ve üst tibial kesiyeye paralel olması hata payını en aza indirir (şekil-23).



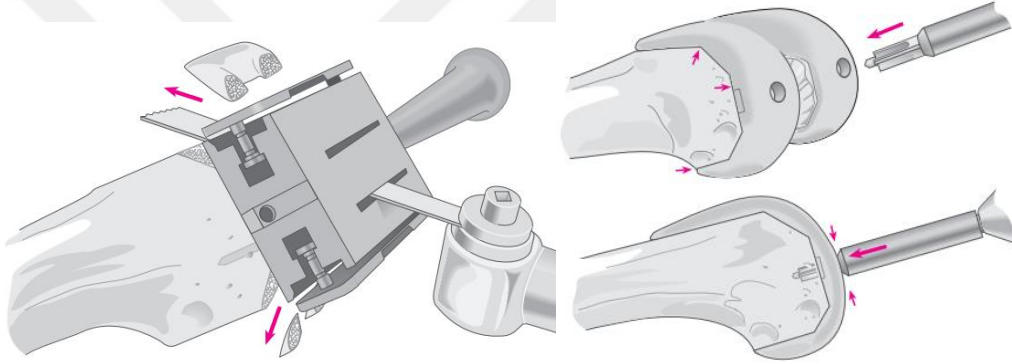
Şekil 23: Kesi bloğunun 3° dış rotasyonda yerleştirilmesi ve distal femur kesisi (136)

Posterior keside diz maksimum fleksiyona alınarak posterior nörovasküler yapılar korunur. Stylus anterior kesinin femurdan çıktığı yeri gösterecek şekilde ayarlanır. Çentikleşme ve sonrasında kırığa neden olabilecek

stres artışı nı önlemek için anterior femoral kortekse teğet geçecek şekilde anterior kesi yapılır (şekil-24).

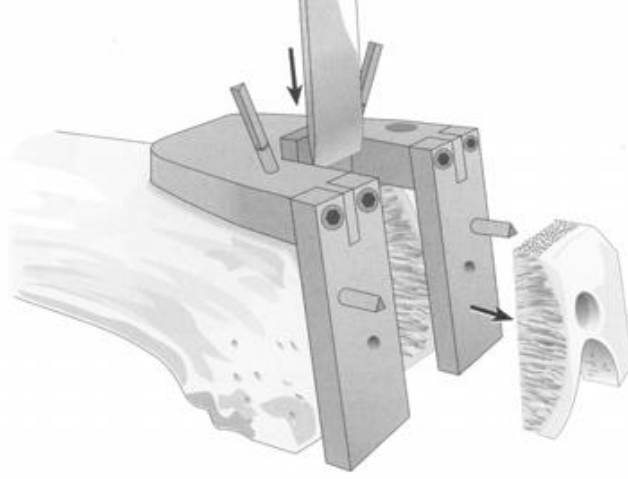


Şekil 24: Anterior ve posterior kondiller kesiler (136)



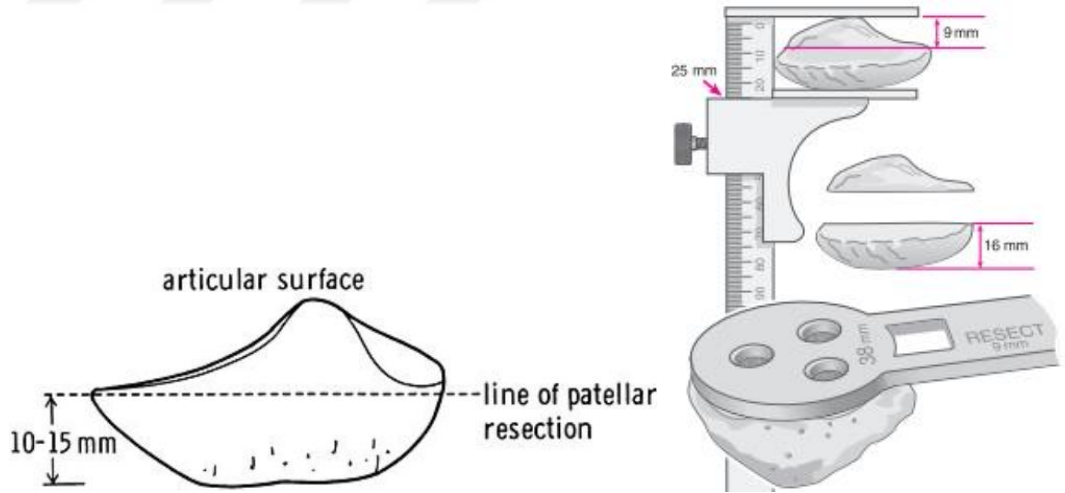
Şekil 25: Anterior ve posterior chamfer kesileri ve femoral componentin yerleştirilmesi (136)

Anterior ve posterior oluk kesileri protezinin distal femura oturmasını sağlar. Distal femur üzerinde bulunan klavuzda mevcut olan oluk klavuzları üzerinden anterior ve posterior oluk kesileri yapılır (şekil-25). Posterior stabilizasyonlu protezlerde interkondiler kesi için distal femura klavuz yerleştirilerek kutu kesisi yapılır(şekil-26).



Şekil 26: Notch kesisi (136)

Patellar kesi total diz artroplastisinde gerekli olgularda yapılan diğer kesidir. Patellar kesi yapılmadan önce patellanın kalınlığının ölçülmesi şarttır (Şekil 27). Bu amaçla sette kumpas bulundurulmalıdır. Ortalama kalınlığı 25 mm olan patelladan 10 mm kalınlığında yüzey osteotomize edilmelidir. Optimal fonksiyon için gerekli kemik stoğu en az 15 mm dir. Bu miktarın altına düşüldüğünde patella kırığı gelişme riski artmaktadır. Patellar komponent konduktan sonraki patella kalınlığı orijinal kalınlıktan fazla olmamalıdır (53,135).



Şekil 27: Patellanın kalınlığının ölçümü ve patellar kesi (136)

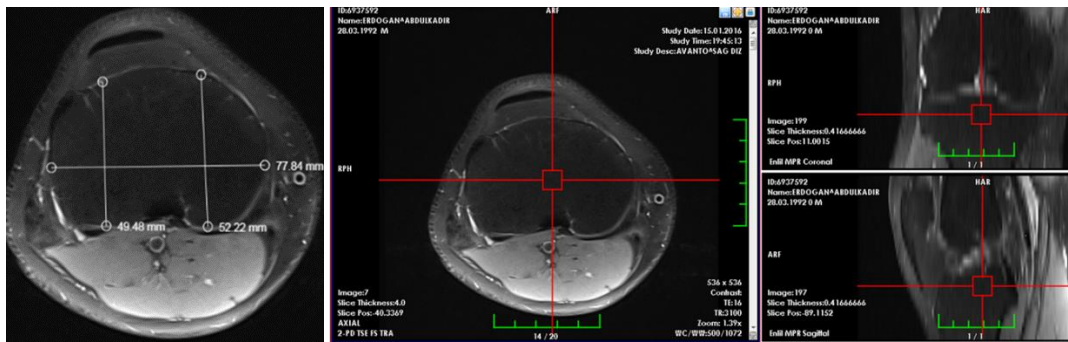
Patellar yüzey osteotomisi yapılırken dikkat edilecek diğer bir noktada osteotominin patella ön yüzüne paralel yapılmasıdır. Bu sayede medial fasetten daha fazla kemik osteotomize edilecektir. Lateral fasetten yapılacak rezeksiyon subkondral seviyede tutularak optimum osteotomi gerçekleştirilmiş olunur. Bu sayede patellar tilt engellenmiş olunur (135) (Şekil 14). Osteofitler ve çevre

adipöz dokular temizlendikten sonra patellar komponentin fiksasyon yuvaları hazırlanır. Patellar komponent yerleştirilirken dikkat edilmesi gereken en önemli konu komponentin medialize edilmesidir. Medializasyon patellar tracking için avantajdır. Medializasyon esnasında lateralde üstü kaplamayan geniş kemik doku bırakmamak gerekir. Bu kaplanmayan yüzey ileride ağırlı lateral faset sendromuna yol açabilir (135). Uygun diril klavuzunu ortalayıp uygun diril ile 3 delik açılarak kemik kesileri tamamlanır. Ölçülen komponentler çimentolu olarak femur ve tibiaya ya çakılarak insört yerleştirilip ekstansiyona alınır. Patellar komponent çimentolu olarak yerleştirip sıkıştırılır. Çimento artıkları temizlenir. Çimento donma süresi tamamlandıktan sonra kanama kontrolü yapıldıktan sonra 1 adet hemovak dren yerleştirilerek kapsül, cilt altı, cilt kesileri sütüre edilerek işlem tamamlanır.

## 12.GEREÇ VE YÖNTEMLER

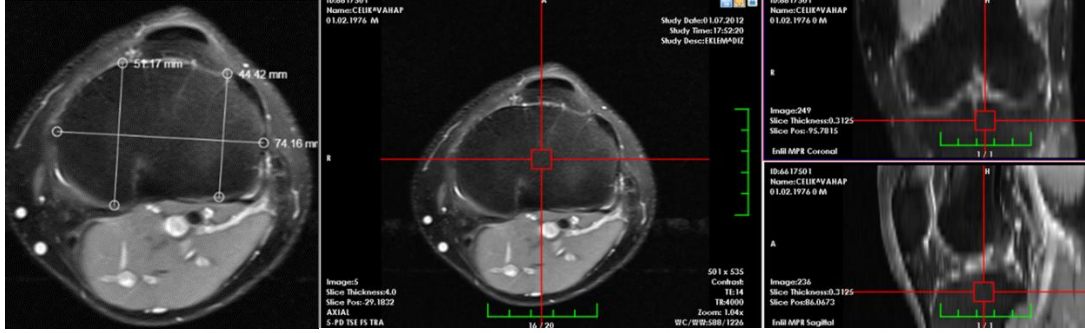
Çalışma için Necmettin Erbakan Üniversitesi Meram Tıp Fakültesi Etik Kurul onayı alındı. N.E.Ü Meram Tıp Fakültesi Hastanesi'nde kullanılan Pacs sistemi kullanılmıştır. Çalışmada 2010 ve Mart 2017 yılları arasında 25-65 yaş aralığında herhangi bir sebeple çekilen 7603 diz MR kesit görüntüsü üzerinden yapılmıştır. Diz MR'da yapılacak ölçümler için görüntüler aksiyel ve koronal kesitlerde 8mm'lik alanlar işaretlenmiştir. Elde edilen aksiyel kesit görüntülerinden tibia proksimalinde aşağıdaki morfolojik ölçümler bakılmıştır. Bu morfolojik ölçümler;

- medial lateral uzunluk(**ML**)
- medial kondilin en uzun anterior-posterior uzunluğu(**MAP**)
- lateral kondilin en uzun anterior-posterior uzunluğu (**LAP**) içermektediri (şekil 28,29).



**Şekil 28: Sol Diz MR aksiyel ve koronal kesitlerde 8mm alanlar işaretlenerek yapılan ölçümler**

Elde edilen morfolojik ölçümlerin yaş, cinsiyet ve taraf olarak değişkenliklerine bakılarak Türk Toplumuna ait ortalama ölçüm değerleri elde edildi. Elde edilen tibia proksimal morfolojik verileri piyasada mevcut olan yedi nonanatomik(simetrik) tibial komponent ve üç anatomik tibial komponent ölçüleri ile karşılaştırarak Türk Toplumunun uyumlulukları değerlendirildi.



**Şekil 29: Sağ Diz MR aksiyel ve koronal kesitlerde 8mm alanlar işaretlenerek yapılan ölçümler**

Çalışmamızda kullanılan nonanatomik tibial base plate komponent markaları

- Vanguard (Biomet, Warsaw, IN, USA)
- Sigma (Johnson & Johnson (Depuy Syntes) Inc., Warsaw, In, USA)
- Nexgen (Zimmer Inc., WARSAW, IN, USA)
- Sistem (Sistem, Konya, In, Turkey)
- ACS (Implantcast GmbH, Hamburg, Germany)
- TC Plus (Smith & Nephew Orthopaedics AG, Basel, Switzerland)
- Scorpio (Stryker, Mahwah, In USA)

Çalışmamızda kullanılan anatomik tibial base plate markaları

- ACS (Implantcast GmbH, Hamburg, Germany)
- Anthem (Smith & Nephew Memphis, USA)
- Sistem (Sistem, Konya, In, Turkey) çalışmaya katıldı.

Tibial komponent markaları seçilirken tibia proksimal base plate ölçümlerine tam olarak ulaşabildiğimiz markaların çalışmaya katıldı. Çalışmamızda tibia proksimal ölçümlerini sağlıklı yapamadığımız

- konjenital deformitesi olan
- ileri derecede artrozu olan
- tibia proksimaline cerrahi uygulanmış

Diz MR kesitlerine sahip hastalar çalışmadan çıkarıldı.

İstatistiksel incelemede, çalışmadaki sürekli değişkenler; ortalama ve standart sapma olarak verildi. Kategorik değişkenler ise frekans ve yüzde olarak verildi. Sürekli değişkenlerin cinsiyet ve tarafa göre değişimini incelemek için karma modeller kuruldu. İstatistiksel anlamlılık düzeyi 0.05 olarak alındı. Analizler SAS University Edition 9.4 programı kullanılarak yapıldı.

### 13. BULGULAR

Çalışma grubunda toplam 7603 diz MR kesitleri kullanıldı. Bunların 4449'u (%58.52) kadın, 3154'ü (%41.48) erkek diz MR kesit görüntülerinden oluşmaktadır (tablo-1). Bu diz MR kesit görüntülerinin 4703'ü (%61.86) sağ diz, 2900'ü (%38.14) sol dizden oluşmaktadır (tablo-2). Erkeklerin 1949'u (%61.79) sağ, 1205'i (%38.21) sol diz MR kesit görüntüsü, kadınların 2754'ü (%61.90) sağ, 1695'i (% 38.10) sol dizden oluşmaktadır (tablo-3).

Cinsiyet	Sayı	Yüzde (%)
ERKEK	3154	41.48
KADIN	4449	58.52

**Tablo: 6 Çalışmaya katılan diz MR sayısı**

Taraf	Sayı	Yüzde (%)
Sag	4703	61.86
Sol	2900	38.14

**Tablo: 7 Tarafa göre diz MR sayıları**

Cinsiyet	Taraf		
	Sağ	Sol	Toplam
ERKEK	1949 %61.79	1205 %38.21	3154
KADIN	2754 %61.90	1695 %38.10	4449
<b>Total</b>	4703	2900	7603

**Tablo: 8 Cinsiyet ve tarafa göre diz MR sayıları**

Çalışmaya katılan hastaların ortalama yaşı  $44.05 \pm 10.25$ , morfolojik ölçümlerin ortalama değerleri MAP  $52.29 \pm 4.56$ , LAP  $44.40 \pm 4.30$ , ML  $73.39 \pm 5.87$  olarak bulunmuştur. Çalışma grubunda ölçümlerin oranları MAP/ML  $0.71 \pm 0.03$ , LAP/ML  $0.60 \pm 0.03$ , MAP/LAP  $1.18 \pm 0.05$  olarak bulunmuştur (Tablo-4).

Değişken	Ortalama	Std sapma	Ortanca
yaş	45.05	10.25	46.00
map	52.29	4.56	51.57
lap	44.40	4.30	43.81
ml	73.39	5.87	72.50
map/ml	0.71	0.03	0.71
lap/ml	0.60	0.03	0.61
map/lap	1.18	0.05	1.18

**Tablo 9: Çalışma grubu ölçümleri**

Cinsiyete göre incelendiğinde kadın hastaların ortalama değerleri sırasıyla yaşı 46.86±9.48, MAP 49.29±2.63, LAP 41.63±2.59, ML 69.43±3.35, ölçümlerin oranları MAP/ML 0.71±0.03, LAP/ML 0.60±0.03, MAP/LAP 1.19±0.05 olarak bulunmuştur. Erkek hastaların da ortalama yaşı 42.50±10.75, MAP 56.51±3.14, LAP 48.29±3.05, ML 78.97±3.73, ölçümlerin oranları MAP/ML 0.72±0.03, LAP/ML 0.61±0.03, MAP/LAP 1.17±0.05 olarak bulunmuştur (tablo-5).

Cinsiyet	Sayı	Değişken	Ortalama	Std sapma	Ortanca
ERKEK	3154	yaş	42.50	10.75	42.00
		map	56.51	3.14	56.50
		lap	48.29	3.05	48.26
		ml	78.97	3.73	78.95
		map/ml	0.72	0.03	0.72
		lap/ml	0.61	0.03	0.61
		map/lap	1.17	0.05	1.17
		KADIN	4449	yaş	46.86
map	49.29			2.64	49.24
lap	41.63			2.59	41.57
ml	69.43			3.35	69.34
map/ml	0.71			0.03	0.71
lap/ml	0.60			0.03	0.60
map/lap	1.19			0.05	1.18

**Tablo: 10 Cinsiyete göre ölçümler ve oranları**

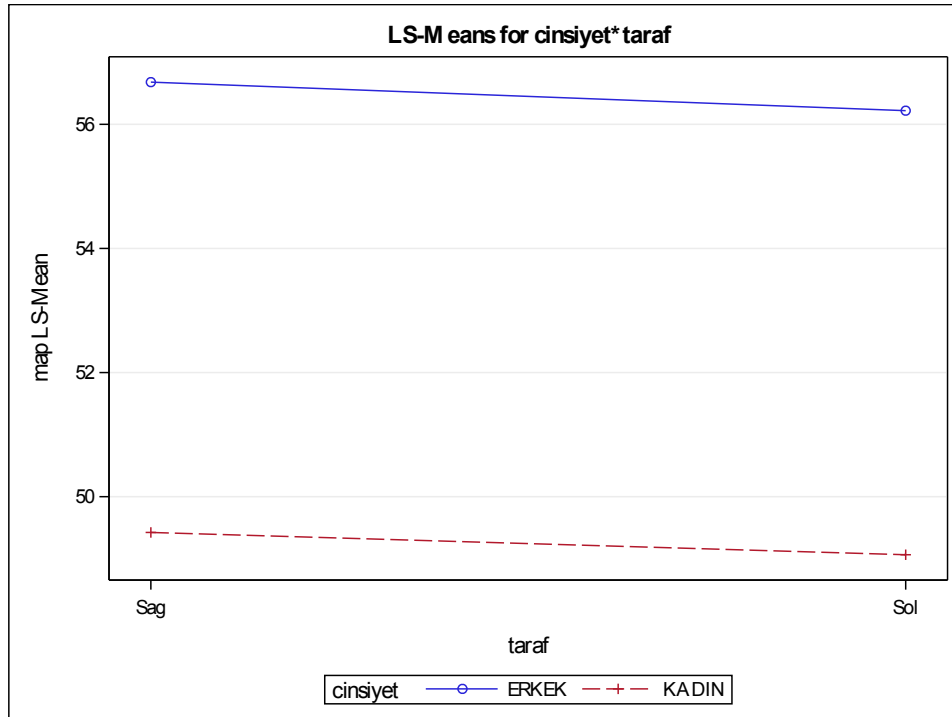
MAP değerleri cinsiyet ve tarafa göre değerlendirildiğinde cinsiyet ve taraf etkileri anlamlı bulundu ( $p < 0.0001$ ,  $p < 0.0001$ ) fakat cinsiyet\*taraf etkileşimi anlamlı bulunmadı ( $p = 0.29$ ). Sağ taraf için ortalama±standart hata MAP uzunluğu erkekte 56.67±0.060, kadında 49.42±0.050 olarak bulunmuştur. Sağ tarafa ait MAP uzunluğunun erkeklerde kadınlardan 7.25mm daha büyük olduğu tespit edilmiştir. Sol taraf için ortalama±standart hata MAP uzunluğu erkekte 56.21±0.071, kadında 49.06±0.059 olarak bulunmuştur. Sol tarafa ait MAP uzunluğunun erkeklerde kadınlardan 7.15mm daha büyük bulundu (Tablo-6,7). MAP uzunlukları için en küçük kare ortalamaları (LSMeans) grafik 1’de, histogramları grafik-2’de ve kutu grafikleri grafik 3’te gösterilmektedir.

	Serbestlik derecesi pay	Serbestlik derecesi payda	F değeri	P değeri
Cinsiyet	1	6479	9911.11	<.0001
Taraf	1	1117	74.83	<.0001
Cinsiyet*taraf	1	1117	1.13	0.2875

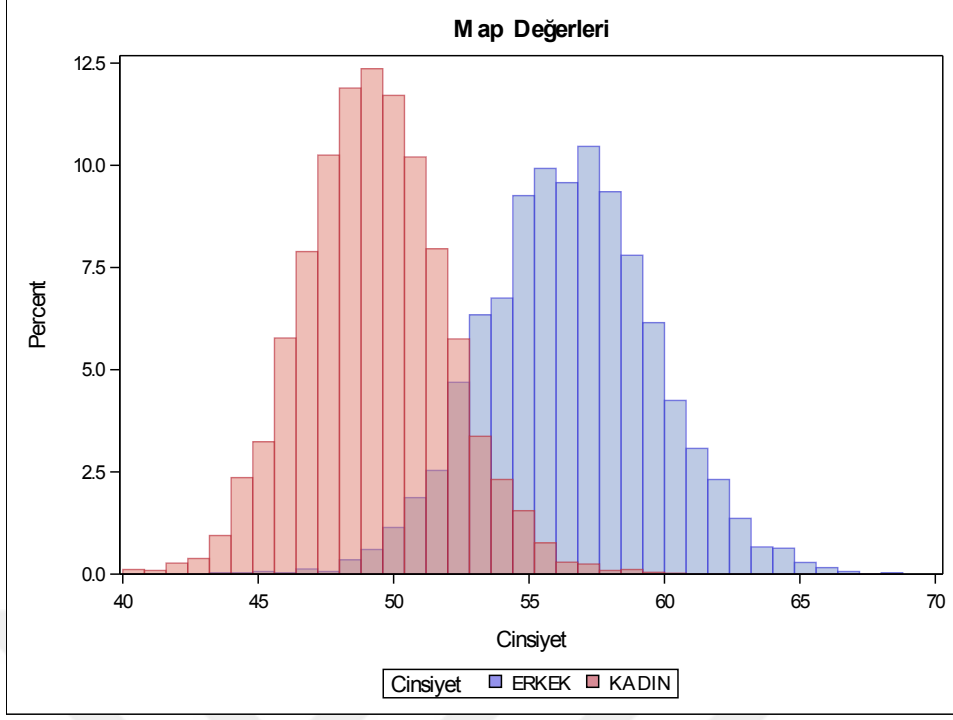
**Tablo 11: Cinsiyet, taraf ve cinsiyet\*taraf için MAP değerleri**

Cinsiyet	Taraf	Uzunluk (mm)	Standart hata
ERKEK	Sag	56.6796	0.06058
ERKEK	Sol	56.2197	0.07166
KADIN	Sag	49.4236	0.05096
KADIN	Sol	49.0644	0.05965

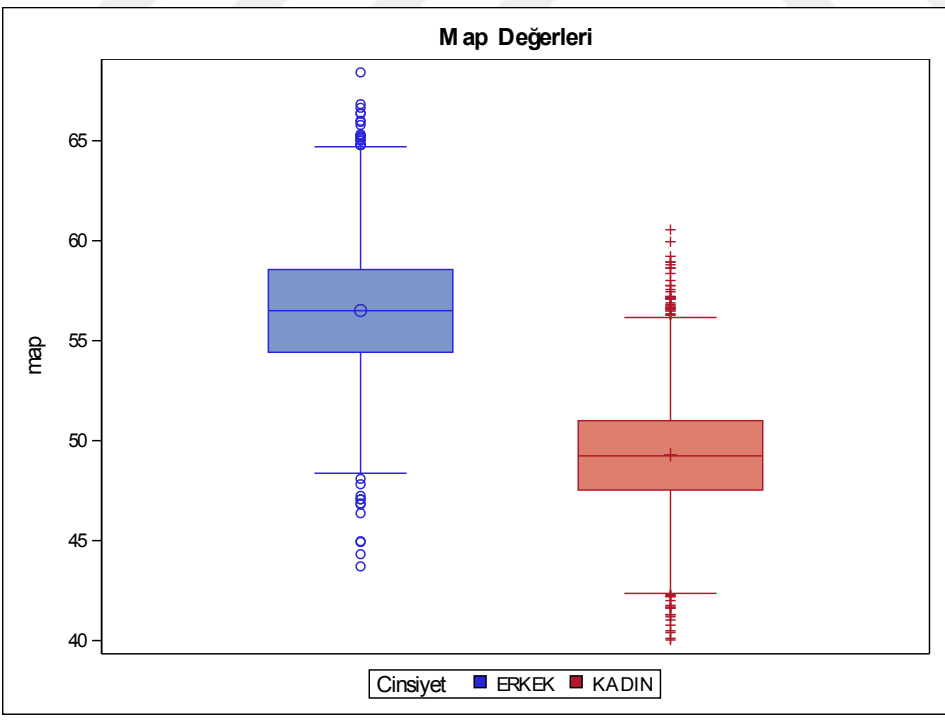
**Tablo 12: Cinsiyet ve taraf için MAP uzunlukları**



**Grafik 1: Cinsiyet ve taraf için MAP'ın en küçük kare ortalamaları**



**Grafik 2: Cinsiyete göre MAP uzunlukları**



**Grafik 3: Cinsiyete göre MAP uzunlukları**

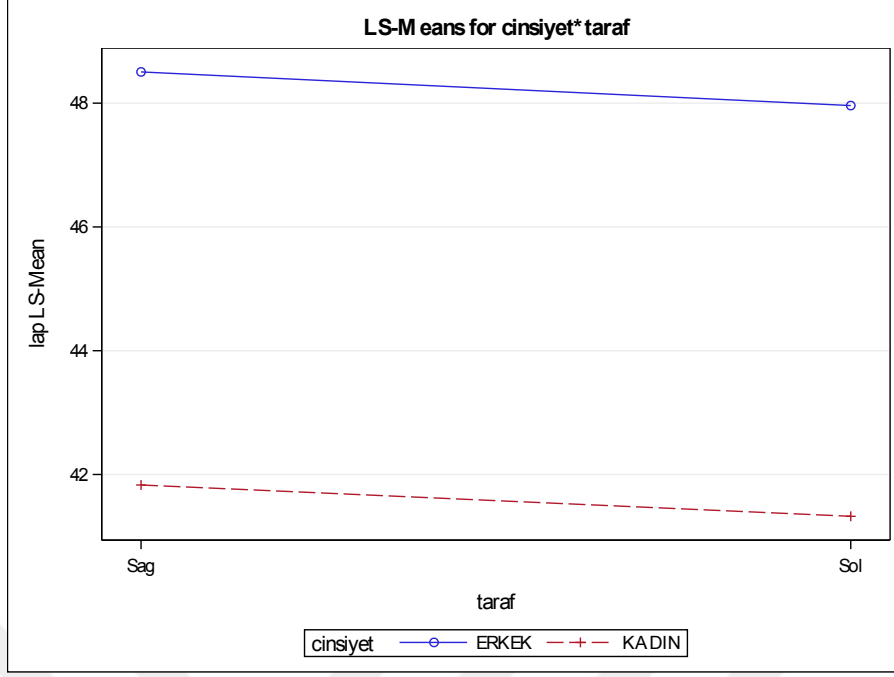
LAP değerleri cinsiyet ve tarafa göre değerlendirildiğinde cinsiyet ve taraf etkileri anlamlı bulundu ( $p < 0.0001$ ,  $p < 0.0001$ ) fakat cinsiyet\*taraf etkileşimi anlamlı bulunmadı ( $p = 0.6947$ ). Sağ taraf için ortalama±standart LAP uzunlukları erkekte  $48.50 \pm 0.059$ , kadında  $41.83 \pm 0.049$  olarak bulunmuştur. Sağ tarafa ait LAP uzunluğu erkekte kadınlardan 6.67 mm daha büyük olduğu tespit edilmiştir. Sol taraf için ortalama±standart LAP uzunlukları erkekte  $47.96 \pm 0.070$  kadında  $41.32 \pm 0.058$  bulunmuştur. Sol taraf ait LAP uzunlukları erkekte kadınlardan 6.64 mm daha büyük olduğu tespit edilmiştir (Tablo-8,9). LAP uzunlukları için LSMeans ortalamaları grafik 4’de, histogramları grafik-5’de ve kutu grafikleri grafik 6’te gösterilmektedir.

	Serbestlik dercesi pay	Serbestlik payda	F değeri	P değeri
<b>Cinsiyet</b>	1	6479	8935.07	<.0001
<b>Taraf</b>	1	1117	120.70	<.0001
<b>Cinsiyet*taraf</b>	1	1117	0.15	0.6947

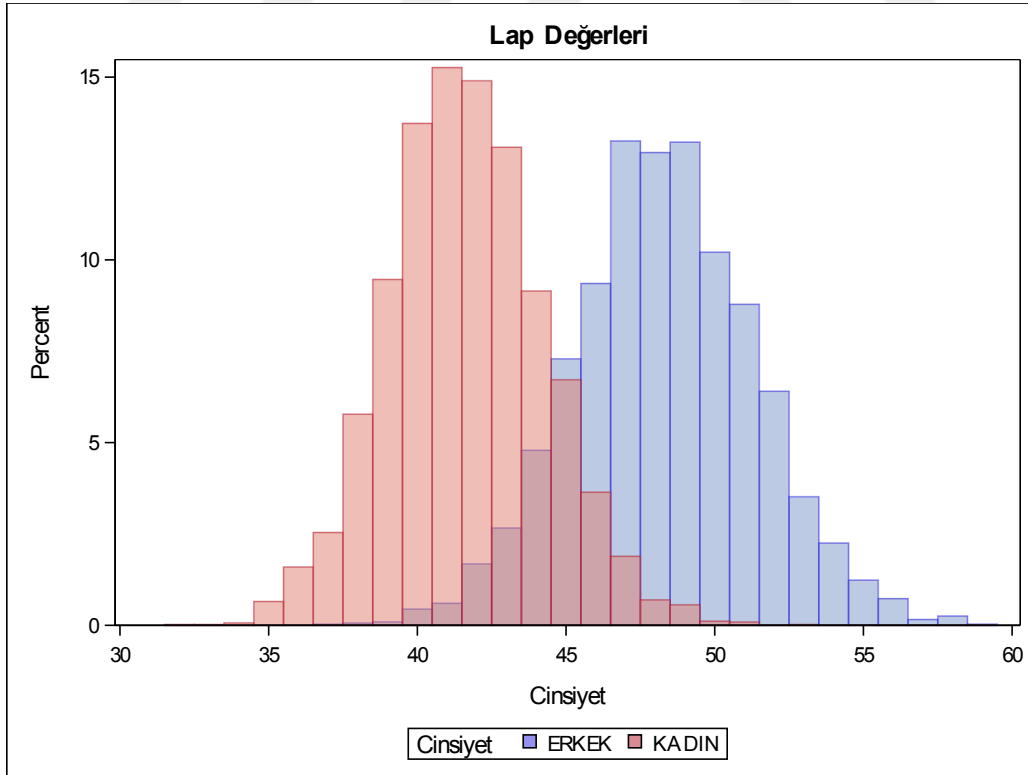
**Tablo 13: Cinsiyet, taraf ve cinsiyet\*tarafa göre LAP değerleri**

Cinsiyet	Taraf	Uzunluk (mm)	Standart hata
ERKEK	Sağ	48.5046	0.05933
ERKEK	Sol	47.9611	0.07073
KADIN	Sağ	41.8302	0.04988
KADIN	Sol	41.3242	0.05888

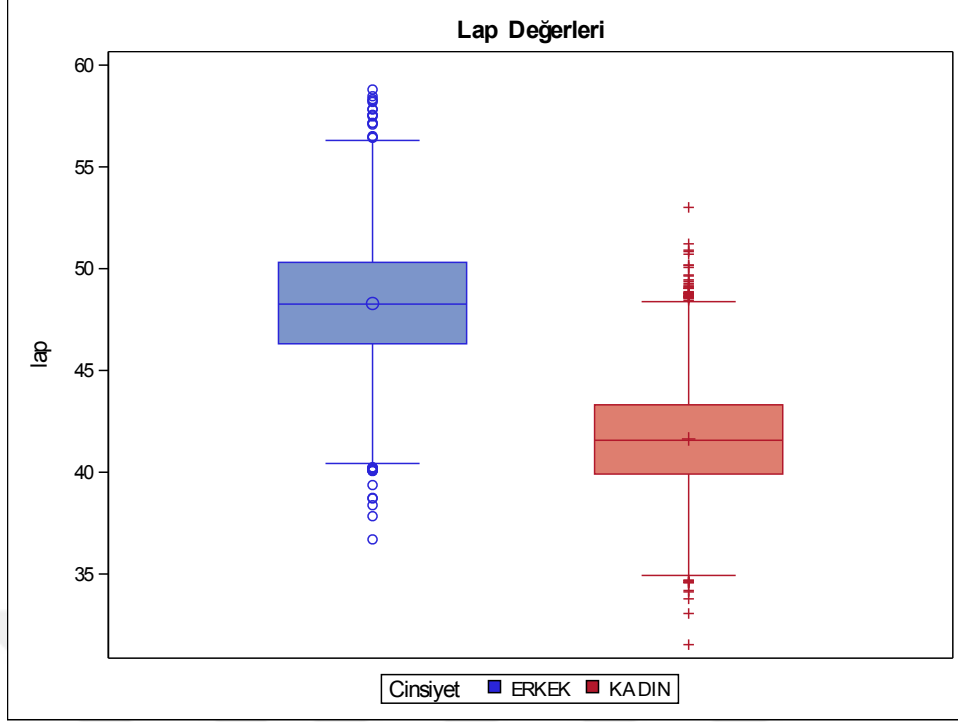
**Tablo 14: Cinsiyet taraf için LAP uzunlukları**



**Grafik 4: Cinsiyet ve taraf için LAP en küçük kare ortalamaları**



**Grafik 5: Cinsiyet için LAP uzunlukları**



**Grafik 6: Cinsiyete göre LAP uzunlukları**

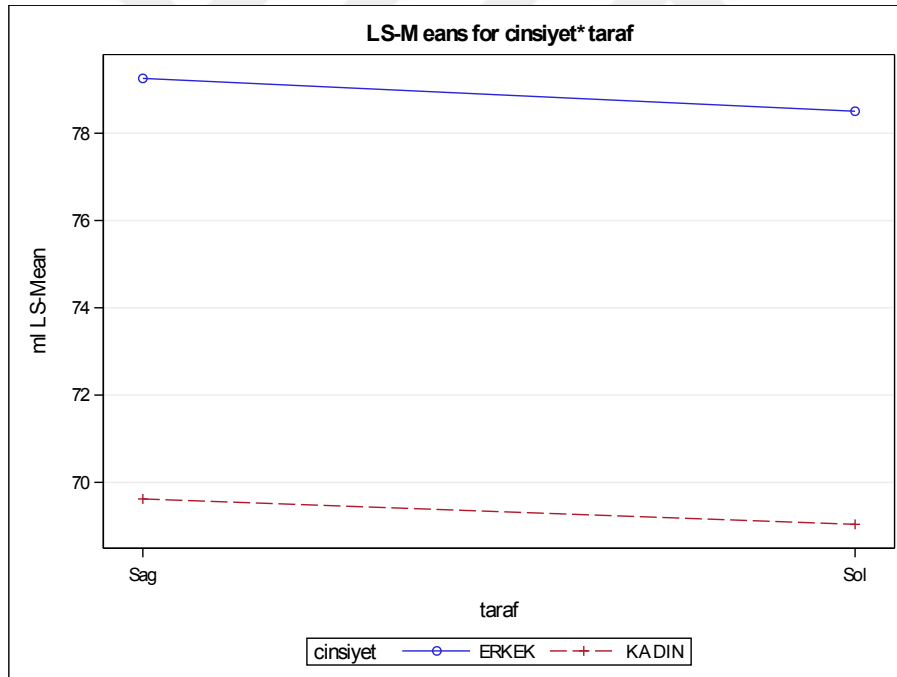
ML değerleri cinsiyet ve tarafa göre değerlendirildiğinde cinsiyet ve taraf etkileri anlamlı bulundu ( $p < 0.0001$ ,  $p < 0.0001$ ) fakat cinsiyet\*taraf etkileşimi anlamlı bulunmadı ( $p = 0.1475$ ). Sağ tarafta ortalama±standart ML uzunlukları erkekte  $79.25 \pm 0.074$ , kadında  $69.61 \pm 0.062$  olarak bulunmuştur. Sağ tarafa ait ML uzunlukları erkekte kadınlardan 9.64 mm daha büyük olduğu tespit edildi. Sol tarafta ortalama±standart ML uzunlukları erkekte  $78.50 \pm 0.088$  kadında  $69.03 \pm 0.073$  olarak bulunmuştur. Sol tarafa ait ML uzunlukları erkekte kadınlardan 9.47 mm daha büyük bulundu (Tablo-10,11). ML uzunlukları için LSMeans ortalamaları grafik 7’de, histogramları grafik-8’de ve kutu grafikleri grafik 9’te gösterilmektedir.

Etki	Serbestlik derecesi pay	Serbestlik pay	F değeri	P değeri
Cinsiyet	1	6479	11634.4	<.0001
Taraf	1	1117	128.23	<.0001
Cinsiyet*taraf	1	1117	2.10	0.1475

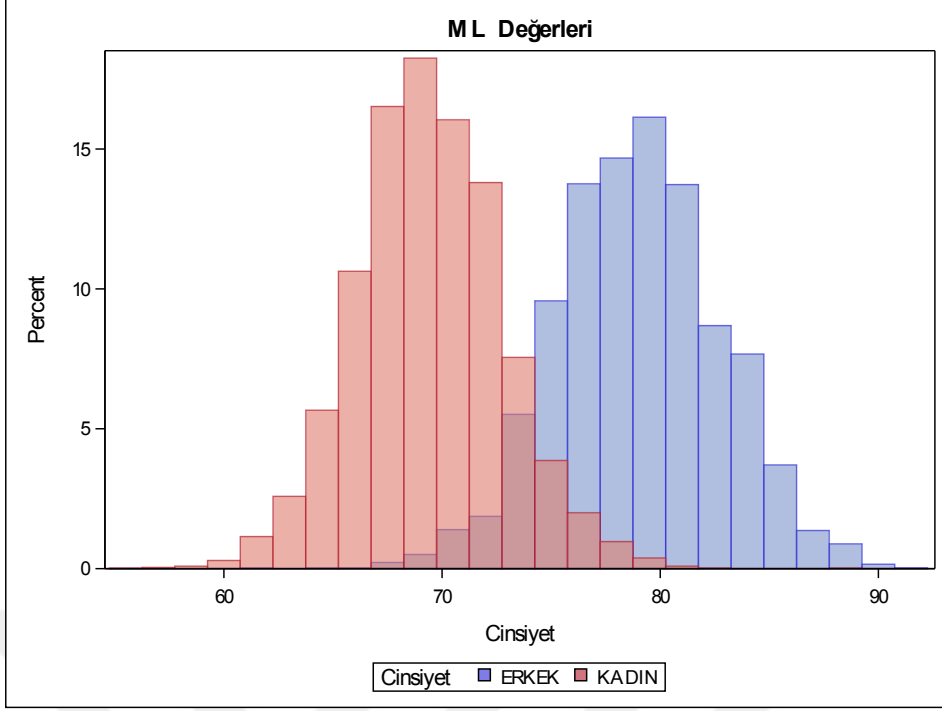
**Tablo 15: Cinsiyet, taraf ve cinsiyet\*tarafa göre ML değerleri**

Cinsiyet	Taraf	Uzunluk (mm)	Standart hata
ERKEK	Sag	79.2562	0.07435
ERKEK	Sol	78.5034	0.08827
KADIN	Sag	69.6199	0.06252
KADIN	Sol	69.0379	0.07348

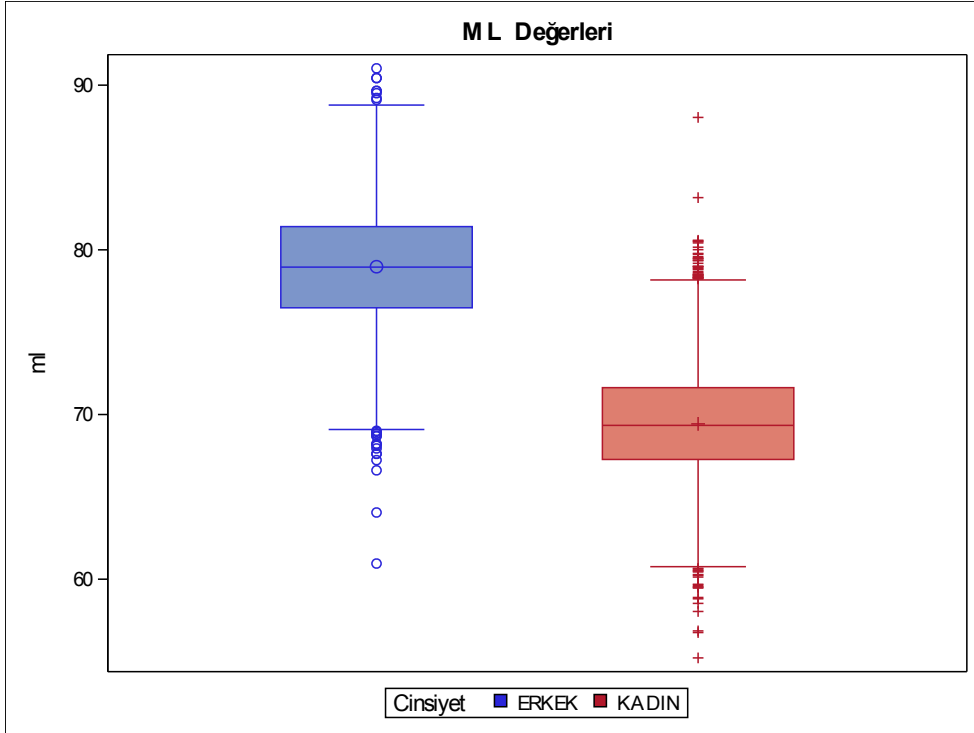
**Tablo 16: Cinsiyet ve taraf için ML uzunlukları**



**Grafik 7: Cinsiyet ve tarafa göre ML en küçük kare ortalamaları**



**Grafik 8: Cinsiyete göre ML uzunlukları**



**Grafik 9: Cinsiyete göre ML uzunlukları**

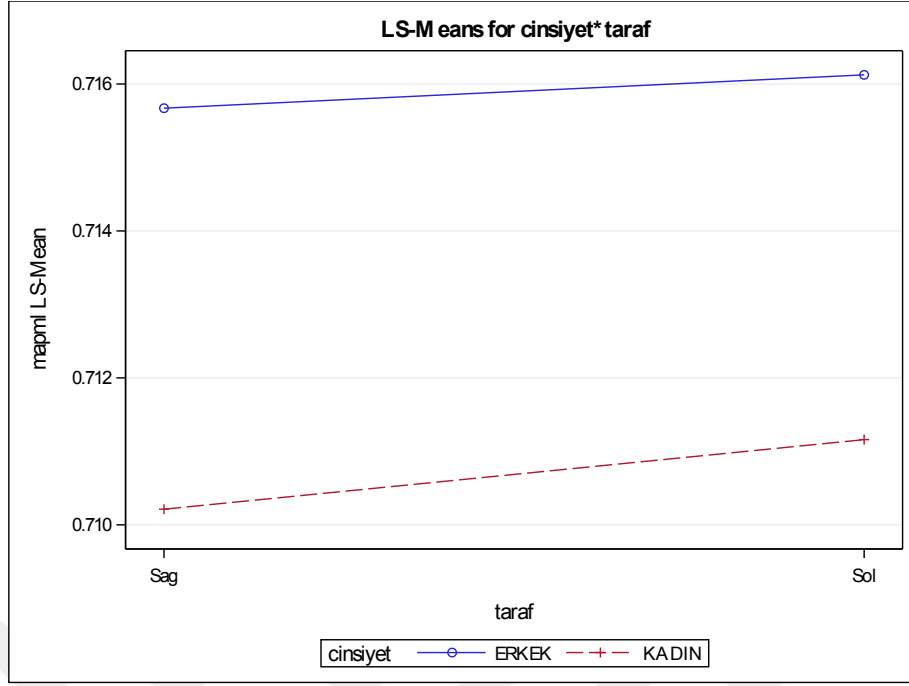
MAP/ML değerleri cinsiyet göre değerlendirildiğinde cinsiyet etkileri anlamlı bulundu ( $p < 0.0001$ ) fakat taraf ve cinsiyet\*taraf etkileşimi anlamlı bulunmadı ( $p = 0.2848$ ,  $p = 0.7065$ ). Sağda tarafta ortalama±standart MAP/ML değerleri erkekte  $0.7157 \pm 0.00067$ , kadında  $0.7102 \pm 0.000568$  olarak bulunmuştur. Sağ tarafa ait MAP/ML değerleri erkekte kadınlardan 0.0055 daha büyük olduğu tespit edildi. Sol tarafa ait ortalama±standart MAP/ML değerleri erkekte  $0.7161 \pm 0.000847$ , kadında  $0.7112 \pm 0.000711$  olarak bulunmuştur. Sol tarafa ait MAP/ML değerleri erkekte kadınlardan 0.0049 daha büyük olduğu tespit edildi (Tablo-12,13). MAP/ML oranları için LSMeans ortalamaları grafik 10’da, histogramları grafik-11’de gösterilmektedir.

	Serbestlik derecesi pay	Serbestlik derecesi pay	F değeri	P değeri
<b>Cinsiyet</b>	1	6479	47.37	<.0001
<b>Taraf</b>	1	1117	1.14	0.2848
<b>Cinsiyet*taraf</b>	1	1117	0.14	0.7065

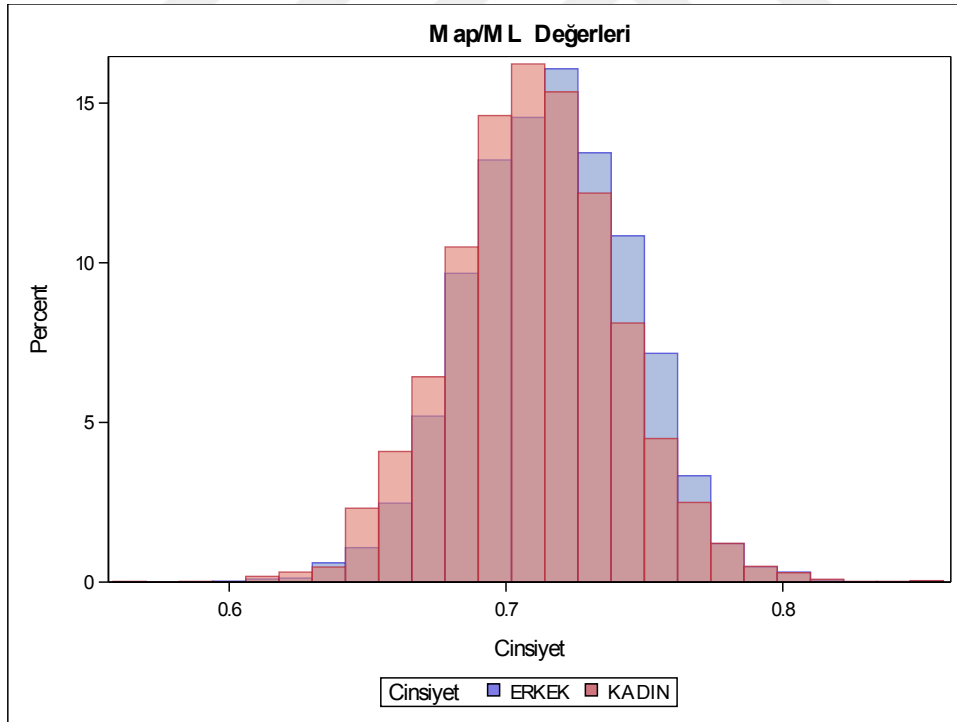
**Tablo 17: Cinsiyet, taraf ve cinsiyet\*tarafa göre MAP/ML değerleri**

Cinsiyet	Taraf	Oran	Standart hata
ERKEK	Sağ	0.7157	0.000676
ERKEK	Sol	0.7161	0.000847
KADIN	Sağ	0.7102	0.000568
KADIN	Sol	0.7112	0.000711

**Tablo 18: Cinsiyet ve tarafa göre MAP/ ML oranları**



**Grafik 10: Cinsiyet ve tarafa göre MAP/ ML en küçük kare ortalamaları**



**Grafik 11: Cinsiyete göre Map/ML oranları**

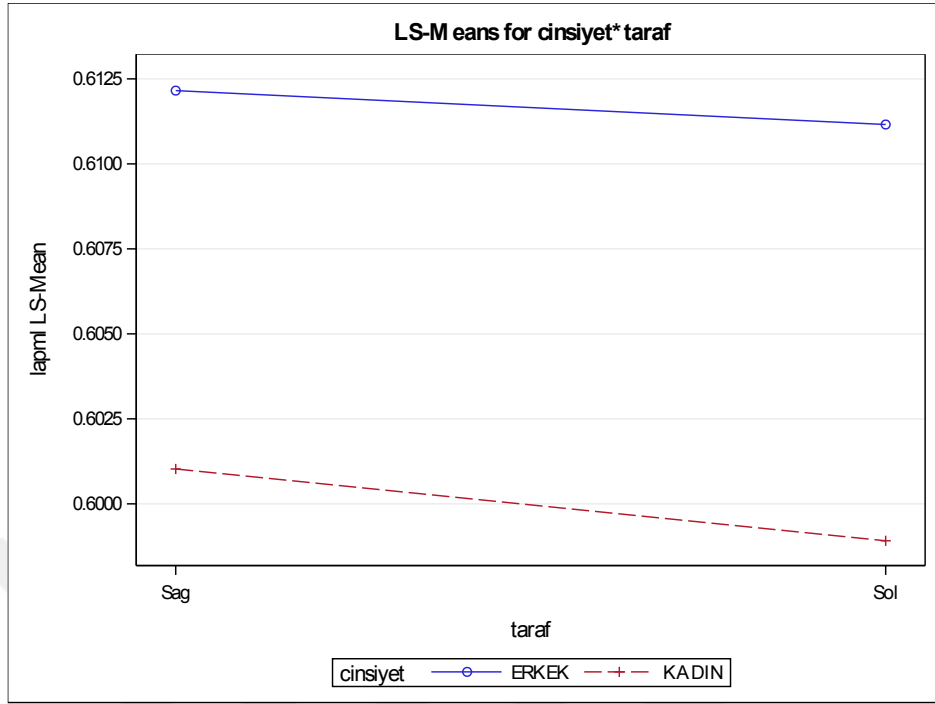
LAP/ML değerleri cinsiyet göre değerlendirildiğinde cinsiyet etkileri anlamlı bulundu ( $p < 0.0001$ ) fakat taraf ve cinsiyet\*taraf etkileşimi anlamlı bulunmadı ( $p = 0.0147$ ,  $p = 0.3813$ ). Sağ tarafta ortalama±standart LAP/ML oranları erkekte  $0.6122 \pm 0.000674$  kadında  $0.6010 \pm 0.000566$  bulundu. Sağ tarafa ait LAP/ML oranları erkekte kadınlardan 0.0112 daha büyük olduğu tespit edildi. Sol tarafta ortalama±standart LAP/ML oranları erkekte  $0.6112 \pm 0.000839$  kadında  $0.5989 \pm 0.000703$  olarak bulundu. Sol tarafa ait LAP/ML oranları erkekte kadınlardan 0.0123 daha büyük bulundu. (Tablo-14,15). LAP/ML oranları için LSMeans ortalamaları grafik 12’de, histogramları grafik-13’te gösterilmektedir.

	Serbestlik derecesi pay	Serbestlik derecesi pay	F değeri	P değeri
<b>Cinsiyet</b>	1	6479	234.73	<.0001
<b>Taraf</b>	1	1117	5.97	0.0147
<b>Cinsiyet*taraf</b>	1	1117	0.77	0.3813

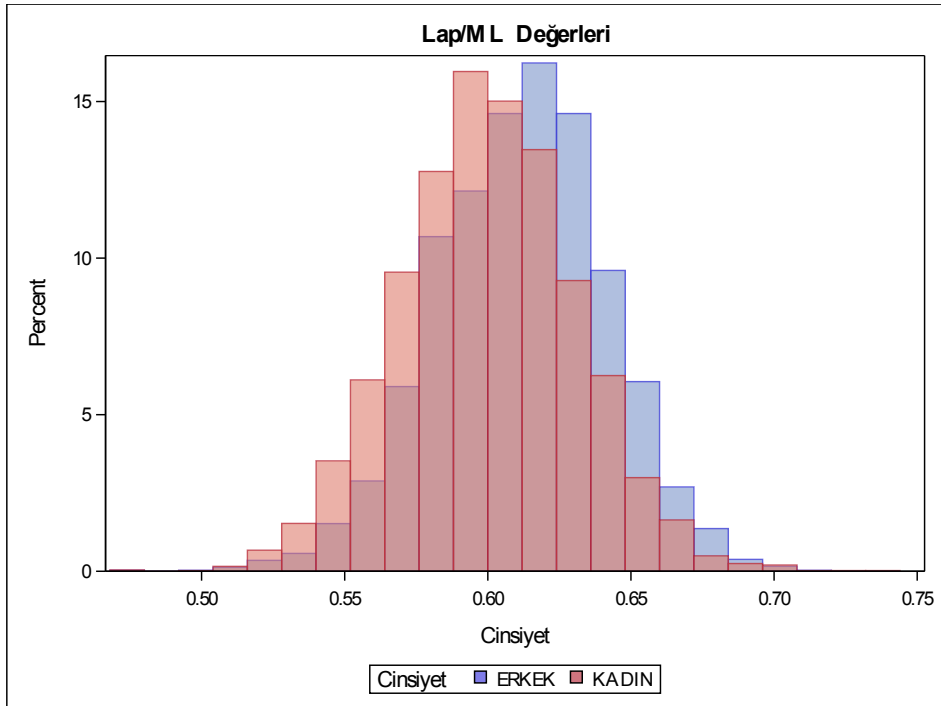
**Tablo 19: Cinsiyet, taraf ve cinsiyet\*tarafa göre LAP/ML değerleri**

Cinsiyet	Taraf	Oran	Standart hata
ERKEK	Sağ	0.6122	0.000674
ERKEK	Sol	0.6112	0.000838
KADIN	Sağ	0.6010	0.000566
KADIN	Sol	0.5989	0.000703

**Tablo 20: Cinsiyet ve tarafa göre LAP/ ML oranları**



**Grafik 12: Cinsiyet ve tarafa göre LAP/ ML en küçük kare ortalamaları**



**Grafik 13: Cinsiyete göre LAP/ ML oranları**

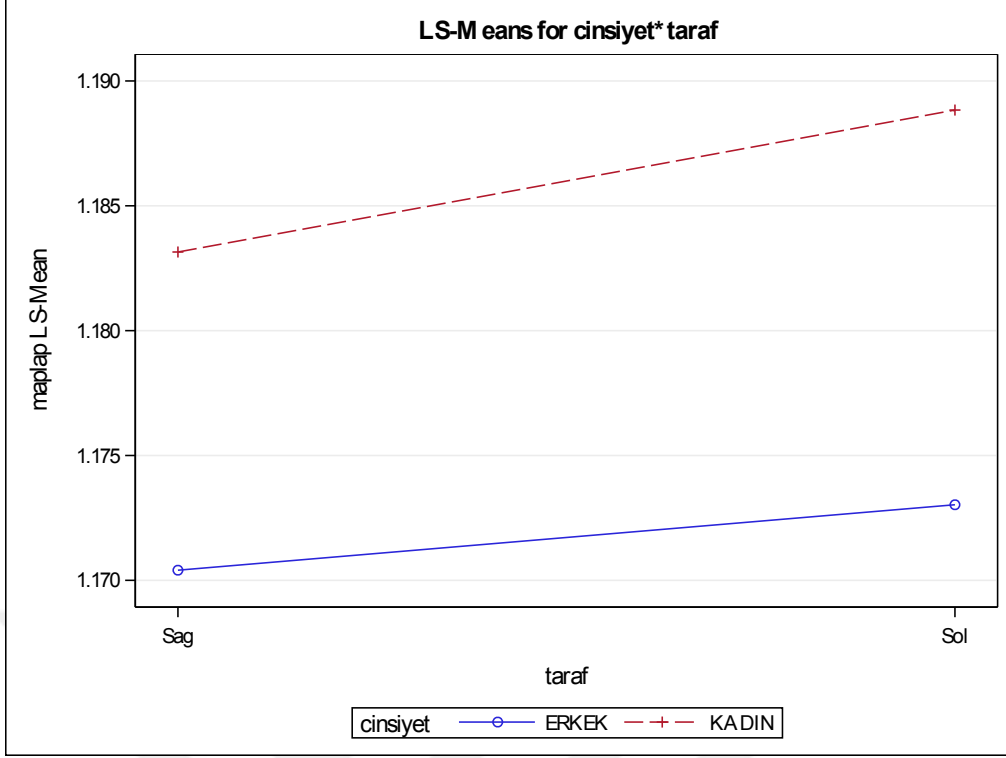
MAP/LAP değerleri cinsiyet göre değerlendirildiğinde cinsiyet ve taraf etkileri anlamlı bulundu ( $p < 0.0001$ ,  $p < 0.0001$ ) fakat cinsiyet\*taraf etkileşimi anlamlı bulunmadı ( $p = 0.1371$ ). Sağ tarafta ortalama±standart MAP/LAP oranları erkekte  $1.1704 \pm 0.001044$  kadında  $1.1831 \pm 0.000877$  olarak bulunmuştur. Sağ tarafa ait MAP/LAP oranları kadınlarda erkeklerden 0.0127 daha büyük olduğu tespit edildi. Sol tarafta ortalama±standart MAP/LAP değerleri erkekte  $1.1730 \pm 0.001314$ , kadında  $1.1888 \pm 0.000711$  olarak bulundu. Sol tarafa ait MAP/LAP oranları kadınlarda erkeklerden 0.0158 daha büyük bulundu (Tablo-16,17). MAP/LAP oranları için LSMeans ortalamaları grafik 14'te, histogramları grafik-15'te gösterilmektedir.

Etki	Serbestlik derecesi	Serbestlik	F değeri	P değeri
Cinsiyet	1	6479	151.89	<.0001
Taraf	1	1117	16.27	<.0001
cinsiyet*taraf	1	1117	2.21	0.1371

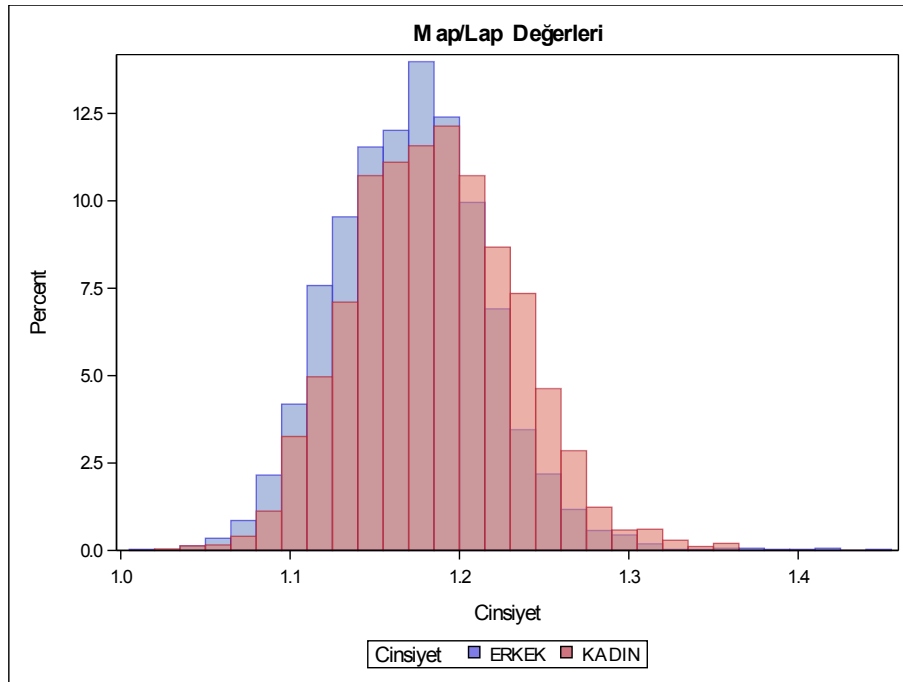
**Tablo 21: Cinsiyet, taraf ve cinsiyet\*tarafa göre MAP/LAP değerleri**

Cinsiyet	Taraf	Oran	Standart hata
ERKEK	Sağ	1.1704	0.001044
ERKEK	Sol	1.1730	0.001314
KADIN	Sağ	1.1831	0.000877
KADIN	Sol	1.1888	0.001104

**Tablo 22: Cinsiyet ve tarafa göre MAP/LAP oranları**

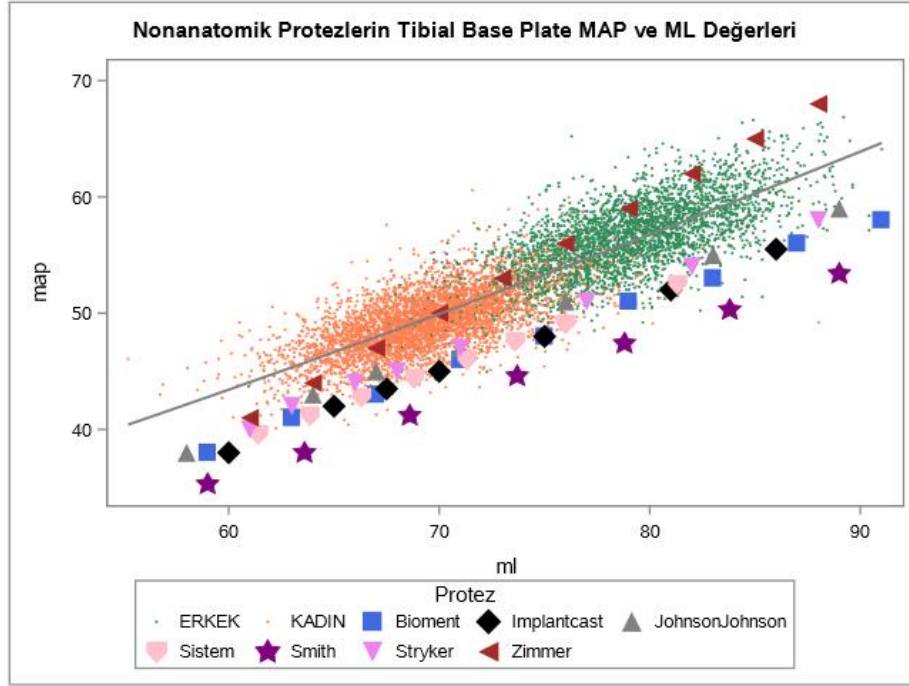


**Grafik 14: Cinsiyet ve tarafa göre MAP/LAP en küçük kare ortalamaları**



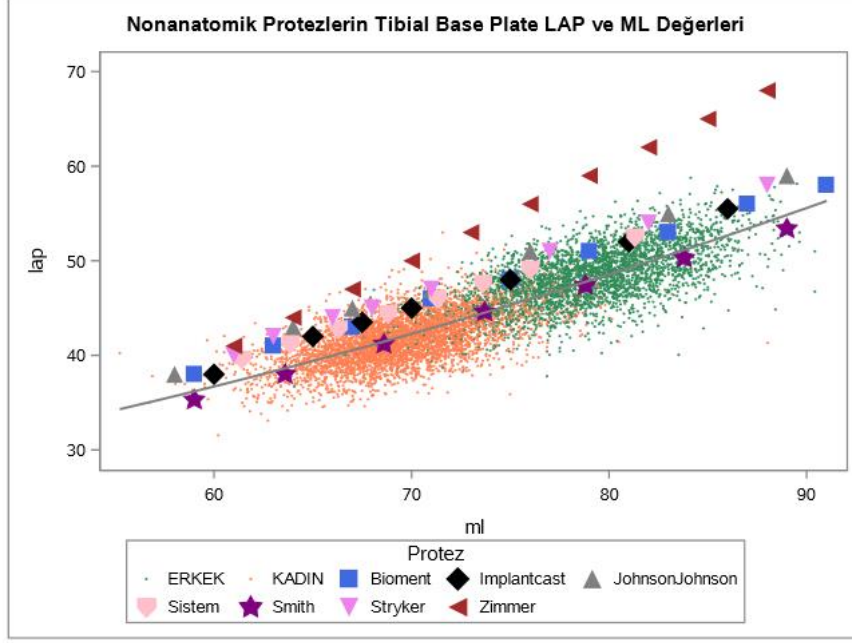
**Grafik 15: Cinsiyete göre MAP/LAP oranları**

Nonanatomik(simetrik) protezlerin tibial implantlarının MAP, ML ölçümleri ile popülasyonun MAP, ML değerleri karşılaştırıldığında simetrik komponentlerin MAP değerlerinin popülasyona göre Nexgen(Zimmer) hariç diğer markalarda daha düşük değerde olduğu görüldü. Simetrik tibial implantların medial tibia platoyu kaplamada Nexgen(Zimmer) hariç yeteriz kaldığı görüldü (grafik-16).



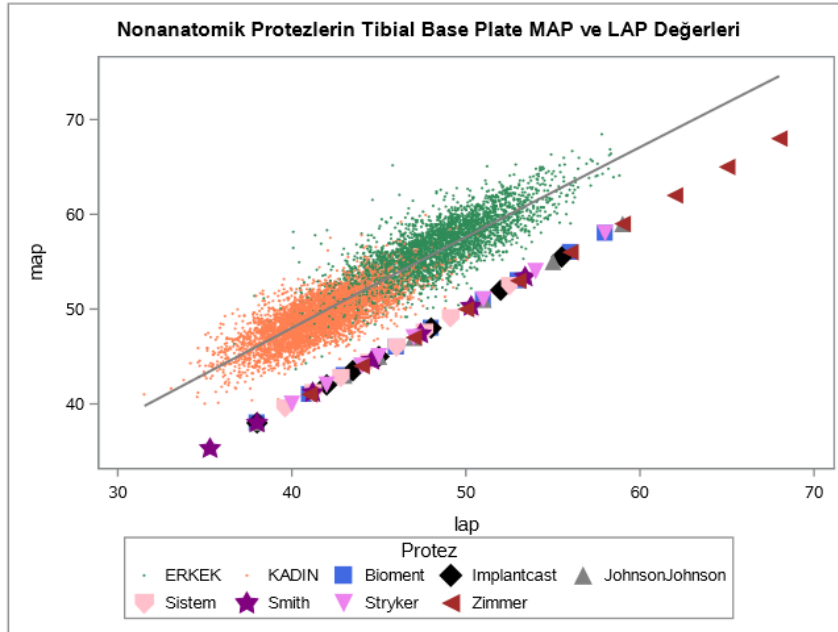
**Grafik 16: Populasyon verileri ile nonanatomik protezlerin MAP ve ML değerlerinin karşılaştırması**

Nonanatomik(simetrik) protezlerin tibial implantlarının LAP, ML ölçümleri ile popülasyonun LAP, ML değerleri karşılaştırıldığında simetrik komponentlerin LAP değerlerinin popülasyona göre Nexgen(Zimmer) hariç diğer protezlerin uyumlu olduğu görüldü. Simetrik komponentlerden Nexgen(Zimmer) lateral tibia platoda taşma yaptığı görüldü (grafik-17).



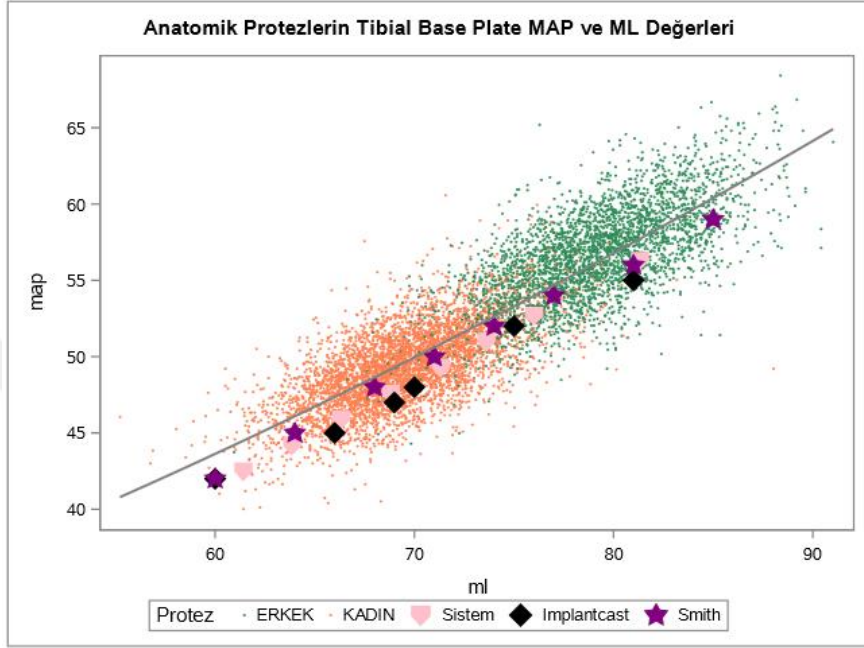
**Grafik 17: Populasyon verileri ile nonanatomik protezlerin LAP ve ML değerlerinin karşılaştırması**

Nonanatomik(simetrik) protezlerin tibial implantlarının MAP, LAP ölçümleri ile popülasyonun MAP, LAP değerleri karşılaştırıldığında simetrik protezlerin tibial implantlarının değerleri popülasyona göre daha düşük değerlerde olduğu görüldü (grafik-18). Simetrik protezlerin tibial implantlarının ya tibia medial platoya küçük geldiği ya da lateral platodan taşacağı göstermektedir.



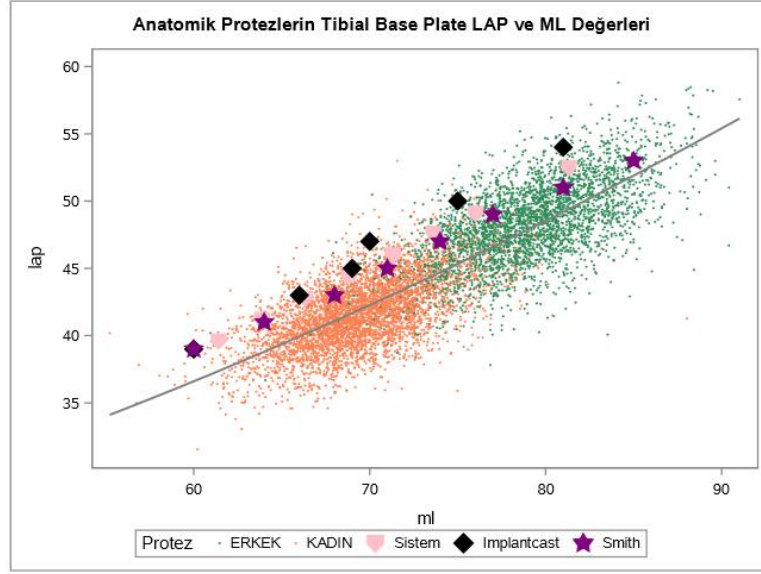
**Grafik 18: Populasyon verileri ile nonanatomik protezlerin MAP ve LAP değerlerinin karşılaştırması**

Anatomik protezlerin tibial implantlarının MAP, ML ölçümleri ile popülasyonun MAP, ML değerleri karşılaştırıldı. Anatomik protezlerin tibial implantlarının MAP, ML değerlerinin popülasyonun dışında kalmadığı simetrik komponentlere göre daha uyumlu oldukları görüldü (grafik-19).



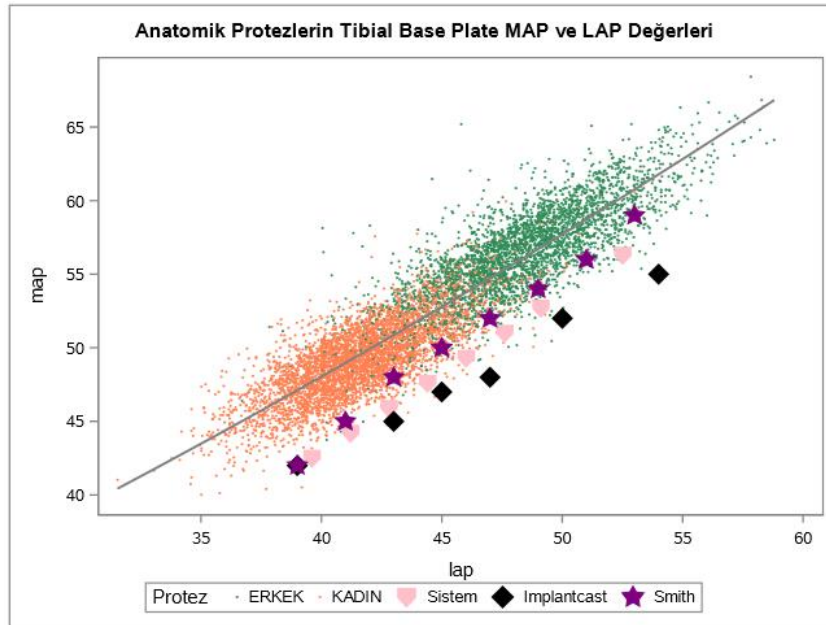
**Grafik 19: Populasyon verileri ile anatomik protezlerin MAP ve ML değerlerinin karşılaştırması**

Anatomik protezlerin tibial implantlarının LAP, ML ölçümleri ile popülasyonun LAP, ML değerleri karşılaştırıldığında anatomik komponentlerin LAP ve ML değerlerinin popülasyonun dışında kalmadığı simetrik komponentlere göre daha uyumlu oldukları görüldü(grafik-20).



**Grafik 20: Populasyon verileri ile anatomik protezlerin LAP ve ML değerlerinin karşılaştırması**

Anatomik protezlerin tibial komponentlerinin MAP, LAP ölçümleri ile popülasyonun MAP, LAP değerleri karşılaştırıldığında anatomik komponentlerin MAP, LAP değerlerinin Anthem'in(Smith&Nephew) popülasyonun bir kısmını kapsadığı ancak Acs(İmplantcast) ve Sistem marka protezlerde ise popülasyonun bir miktar altında kaldığı görüldü. Ancak simetrik komponentlere göre daha az fark olduğu ve daha uyumlu oldukları görüldü(grafik-21).



**Grafik 21: Populasyon verileri ile anatomik protezlerin LAP ve ML değerlerinin karşılaştırması**

## 14.TARTIŞMA

Diz eklemi vücudun yük aktaran ve kompleks yapıya sahip eklemlerinden biridir. Diz osteoartriti, gelişmiş ülkelerde yaygın görülen dejeneratif bir hastalıktır. Gelişmekte olan ülkelerde obezitenin artması ve yaşlanmayla birlikte insidansı giderek artmaktadır. Alt ekstremitte deformitesine dönüşen, fonksiyonel kısıtlamaya neden olan ve birçok hastayı cerrahiye yönlendiren kronik ilerleyici bir süreçtir (138,139).

İleri evre diz osteoartritin tedavisinde total diz artroplastisi yüksek başarı ile etkinliği kanıtlanmış ortopedik cerrahi tedavi yöntemidir. Gün geçtikçe yeni implant dizaynları tasarlanarak fonksiyonel olarak başarılı uzun dönem sonuçlar elde edilmiştir (140). Son on yıllık dönemde femoral ve tibial komponent dizaynları üzerinde; özelliklede tibial komponent dizaynlarına yönelik çalışmalar artmıştır.

Günümüzde anatomik ve anatomik olmayan(simetrik) tibial komponentler piyasada kullanılmaktadır. Bu kullanımda olan tibial komponentler standart ölçülerde seri olarak cinsiyet farkı gözetmeksizin üretilip piyasaya kullanılmaktadır. Cinsiyet spesifik ya da topluma spesifik protez üretimi günümüzde yapılmamaktadır.

İdeal tibial komponent ölçüleri için toplumlara göre rezeksiyon seviyesindeki tibia proksimal morfolojik ölçümlerine göre üretim yapılmalıdır. Tibial komponent dizaynındaki yeni arayışlar; rezeke edilen tibia proksimal yüzeyini maksimum kaplayacak ölçülerde komponent üretmektir. İdeal rotasyon stabilitesinin sağlanabilmesi için anatomik ölçümler gereklidir. Bu da total diz protezinin başarısının belirlenmesinde kritik bir faktördür (141).

Piyasada kullanılan total diz protezi tibial implantların, intraoperatif tibia kesisi sonrasında denemelerimizde ya lateral kondilden taşıdığı ya da medial kondile küçük geldiğini gözlemledik. Ayrıca kadın hastalarımızda yapılan tibia proksimal kesisi sonrası denemelerde tibia proksimalinin erkeklere göre daha küçük boyutlarda olduğunu gözlemledik. Toplum verilerinin benzer özellikte olup olmadığını araştırma gereksinimi doğdu. Burdan yola çıkarak toplumlar arası tibia proksimal antropometrik ölçümlerinin farklılık gösterip göstermediği ve ayrıca toplum içindeki ölçümlerde cinsiyet farkının bulunup bulunmadığına araştırmayı planladık. Çalışmamızın devamında piyasada kullanılmakta olan ve ölçülerine ulaşabildiğimiz yedi simetrik, üç anatomik tibial implantın ölçümlerini karşılaştırarak Türk toplumunun ortalama tibia proksimal ölçüleri ile

karşılaştırarak çalışmamızın asıl amacı olan Türk toplumuna spesifik TDP üretme ve cinsiyet spesifik TDP’i üretme gereksinimlerini ortaya koymayı amaçladık.

Tibia proksimal antropometrik ölçümlerde altın standart, intraoperatif kaliper kullanılarak yapılan ölçümlerdir. Ancak Türk toplumunda istediğimiz kesinlikte ve daha az hata payı olan bir çalışma için çok hastaya ihtiyaç olduğu görüldü. İntra-operatif ölçümlerle bu değerlere ulaşmamızın çok zor olduğunu gördük. Tibia proksimal antropometrik ölçümler için intraoperatif kaliper yardımıyla yapılan ölçümlerle yüksek korelasyon gösteren diz CT ve diz MR incelemeleri ile yapabileceğimizi literatür araştırması sonucunda ulaştık. Retrospektif olarak çekilen diz MR kesitlerini ölçümlerde kullandık.

Tibia proksimal morfolojik ölçümlerine yönelik birçok çalışma yapılmıştır. Bu ölçümler yapılırken çekilen diz CT ve MR görüntülerinden aksiyel ve koronal kesitleri kullanılmış. Elde edilen ölçümler piyasada kullanılan tibial komponent ölçümleri ile karşılaştırılarak sonuçlar elde edilmeye çalışılmış.

Loures ve ark. 20 dizde preoperatif MR kesitleri kullanılarak simüle rezeksiyon sonrası tibia proksimal ölçümlerini yapılmıştır. Aynı hastalarda intraoperatif yapılan rezeksiyon sonrası tibia proksimal ölçümlerinin birbiri ile örtüştüğü ve tibia proksimal morfolojik ölçümlerinde MR kesitlerinin kullanılabileceğini göstermişlerdir (142).

Cheng ve ark. 79 hastada yaptığı çalışmada pre-operatif MR kesitlerinde ve intraoperatif kaliper ile ölçümler yapmıştır. Antropometri değerlendirilmesi için artroplastide deneyim sahibi kişi tarafından intraoperatif tibia kesisi sonrası kaliper kullanılarak yapılan ölçümün altın standart olduğu ancak invaziv bir işlem olması ve antropometri ölçümü için yaygınlaştırmanın zor olduğunu savunmuşlardır. MR kesitlerinde kemik kesilerinin simülasyon ile yapılan ölçümlerin protez boyutu seçiminde kullanılan ana parametreler ile mükemmel korelasyon gösterdiğini bildirmişlerdir. İnvaziv bir işlem olmadığını ve radyasyon içermemesi bu metodun avantajları olarak (156).

Bizim çalışmamızda N.E.Ü Meram Tıp Fakültesi Hastanesi’nde kullanılan Pacs Sistemi kullanılarak 2010 ve Mart 2017 yılları arasında herhangi bir sebeple çekilen diz MR’ın aksiyel ve koronal kesitleri kullanılarak yapılan simüle rezeksiyon sonrası elde edilen tibia proksimal plato ölçümleri kullanılmıştır. Populasyon seçilirken 25-65 yaş aralığı gözetilerek toplam 7603 hastanın diz MR’da aksiyel kesitlerden yapılan ölçümlerin sonucunda cinsiyete göre farklı olduğu, tarafa göre farklılık olduğu, medial proksimal plato değerlerinin lateral proksimal plato değerlerine göre farklılık gösterdiği ve günümüzde kullanılmakta

olan tibial implantların Türk toplumunu kapsayacak şekilde uygun ölçülerde olmadıkları ancak anatomik implantların simetrik implanlara göre daha uygun oldukları görülmüştür.

Türk toplumunda yaptığımız simüle rezeke edilen tibia proksimal ölçümlerinde toplumun %95'ini kapsayan değer aralıkları erkek cinsiyette; MAP ölçümleri 58.56 mm-54.42mm, LAP değerleri 48.26mm-46.31mm, ML değerleri 86.41mm-76.48mm, kadın cinsiyette; MAP değeri 47.53mm-51mm, LAP değerleri 43.31mm-39.91mm, ML değerleri 71.63mm-67.27mm arasında oldukları görüldü. Elde edilen MAP, LAP ve ML değerleri batı toplumuna göre düşük değerde iken Asya pasifik toplumuna göre benzerdir (143,144,145)

Yifei ve ark. farklı etnik gruplar arası tibia proksimal morfolojik ölçümlerini yapmışlardır (155).

Kafkas toplumunda erkeklerde; MAP 57.34mm-51.36mm, LAP 51.57mm-45.67mm, ML 82.04mm-74.22mm, kadınlarda; MAP 50.31mm-45.59mm, LAP 44.94mm-40.32mm, ML 71.93mm-66.29mm olarak bildirmişlerdir.

Hindistan toplumunda erkeklerde; MAP 54mm-49.03mm LAP 49.23mm-45.65mm, ML 79.18mm-73.52, kadınlarda; MAP 48.21mm-42.95mm, LAP 43.38mm-39.5mm, ML 71.35mm-65.33mm olarak bildirmişlerdir.

Japon toplumunda erkeklerde; MAP 54.74mm-50.12mm, LAP 49.39mm-45.13mm, ML 80.39mm-74.83mm, kadınlarda; MAP 48.41mm-44.23mm, LAP 43.64mm-39.24mm, ML 70.19mm-64.91mm olarak bildirmişlerdir (155).

Erkoçak ve ark. 138 kadın, 88 erkek olarak toplamda 226 diz MR incelemesi sonucu ölçümler yapmış bu ölçümler sonucunda toplumun %95'ini kapsayan değer aralıklarına bakıldığında erkeklerde; MAP 58.1-49.7mm, LAP 48.6mm-42.2mm, ML 82.2mm-72.0, kadınlarda; MAP 51.4mm-43.6mm LAP 42.9mm-36.9mm ML 72.03mm-65.1mm aralığında olduğunu bildirmişlerdir.

Toplumlara göre değerler tablo 23'de özetlenmiştir. MAP, LAP ve ML değerleri toplumlara göre değerlendirildiğinde Türk toplumunun Kafkas toplumuna yakın değerlerde olduğu, Hindistan ve Japon toplumlarına göre ise daha büyük değerlerde olduğunu görülmüştür.

<b>Kafkas Toplumunu (155)</b>	<b>MAP(mm)</b>	<b>LAP(mm)</b>	<b>ML(mm)</b>
Erkek	57.34mm-51.36mm	51.57mm-45.67mm	82.04mm-74.22mm
Kadın	50.31mm-45.59mm	44.94mm-40.32mm	71.93mm-66.29mm
<b>Hindistan Toplumunu (155)</b>			
Erkek	54mm-49.03mm	49.23mm-45.65mm	79.18mm-73.52
Kadın	48.21mm-42.95mm	43.38mm-39.5mm	71.35mm-65.33mm
<b>Japon Toplumunu (155)</b>			
Erkek	54.74mm-50.12mm	49.39mm-45.13mm	80.39mm-74.83mm
Kadın	48.41mm-44.23mm	43.64mm-39.24mm	70.19mm-64.91mm
<b>Türk Toplumunu</b>			
Erkek	59.65 mm-53.37mm	51.34mm-45.24mm	82.97-75.24mm
Kadın	51.93mm-46.65mm	44.22mm-39.04mm	72.78mm-66.08mm

**Tablo 23:** Toplumlara ve cinsiyete göre MAP, LAP ve ML değerlerinin ölçümü

Cinsiyete göre bakıldığında çalışmamızda kadınlarda yapılan ölçümlerin erkeklere göre ortalama MAP 7.22mm, LAP 6.66mm, ML 9.54mm daha düşük değerlerde olduğu görülmüştür.

Yifei Dai ve ark. farklı etnik gruplar arası tibia proksimal morfolojik ölçümlerinin yapmışlar. Kafkas toplumunda MAP 6.4mm, LAP 5.99mm, ML 9.02mm Hindistan toplumunda MAP 6.02mm, LAP 6.03mm, ML 8.0mm, Japon toplumunda MAP 6.11mm, LAP 5.82mm ve ML 10.06mm olarak kadınların erkeklere göre daha düşük değerlerde olduklarını göstermişler. Bu da bize cinsiyet farkının farklı toplumlarda da benzer özellikte olduğunu göstermektedir (155).

Erkoçak ve ark. kadınlarda ölçümlerin ortalama MAP 6.4mm, LAP 6.0mm ve ML 8.4mm kadınların daha düşük değerde olduğunu bildirmişlerdir (146).

Kwak ve ark. Kore popülasyonunda yaptıkları çalışmada 50 erkek ve 50 kadın kadavrası kullanılarak toplamda 200 dizde inceleme yapmışlardır. Ölçümleri için diz CT'nin 3D incelemesini kullanmışlar. Bu ölçümlerde MAP 5.0mm, LAP 4.8mm ve ML 8.46mm daha düşük değerde olduğunu göstermişlerdir (tablo 24) (143).

Bu farklılık şimdiye kadar farklı toplumlarda da yapılan çalışma sonuçları ile benzer özellik göstermektedir (144,145). Bu veriler ışığında toplumlarda ki

erkeklerin kadınlara göre MAP, LAP VE ML değerlerinde kadınlardan daha yüksek değerlerde oldukları görüldü. Erkeklerin kadınlara göre daha büyük boyutlarda protezlere ihtiyaç duyduğu gösterilmiştir.

	MAP(mm)	LAP(mm)	ML(mm)
<b>Kafkas Toplumunu (155)</b>	6.4mm	5.99mm	9.02mm
<b>Hindistan Toplumunu (155)</b>	6.02mm	6.03mm	8.0mm
<b>Japon Toplumunu (155)</b>	6.11mm	5.82mm	10.06mm
<b>Kore Toplumunu (143)</b>	5.0mm	4.8mm	8.46mm
<b>Türk Toplumunu</b>	7.22mm	6.66mm	9.54mm

**Tablo 24:** Toplumlarda göre erkeklerin kadınlara göre MAP, LAP ve ML değerleri arasındaki farklar

Medial ve lateral plato ölçümlerimizi incelediğimizde medial plato ölçümlerinin lateral plato ölçümlerine göre ortalama erkekte 8.22mm kadında 7.66mm daha büyük değerlerde oldukları görüldü. Türk toplumunda elde edilen bu değerler ile simüle rezeke edilen tibia proksimalinin asimetrik yapıda olduğu görüldü.

Erkoçak ve ark. medial platonun lateral platodan erkeklerde 8.0mm kadınlarda 7.6mm daha büyük olduğunu göstermişlerdir (146).

Yifei ve ark. medial platonun lateral platodan Kafkas toplumunda erkekte 5.73mm, kadında 5.32mm olduğunu göstermişlerdir, Hindistan toplumunda erkekte 4.21mm kadında 4.17mm, Japon toplumunda erkekte 5.17mm kadında 4.88mm daha yüksek değerlerde olduklarını göstermişler (155). Kwak ve ark. medial platonun lateral platodan erkekte 3.9mm, kadında 3.7mm daha büyük olduğunu göstermişlerdir (143). Cheng ve ark. 172 dizde yaptığı ölçümlerde medial platonun lateral platodan ortalama 5.4 mm daha büyük olduğunu göstermişlerdir (153). Benzer bulgular literatürde de elde edilmiştir (145). Bu yapılan çalışmalarda tibia proksimal ölçümlerinin asimetri gösterdiği, medial platonun lateral platodan daha büyük olduğunu göstermişlerdir (Tablo 25).

Bu da bize medial platonun lateral platodan daha büyük olduğunu ve farklı toplumlarda tibia platonun asimetri gösterdiği bizim sonucumuzla benzer

özelliğinde olduğunu göstermektedir. Bu veriler ışığında asimetrik yapıda anatomik tibia komponentlerinin toplumlarda kullanımının daha uygun olduğunu görülmektedir.

Protezin tibia plato yüzeyini kapladığı oran arttıkça rotasyonel stabilitesi artmaktadır ve protezin ömrü uzamaktadır. Stulberg ve ark. yaptığı çalışmada MRI ölçümleri kullanılmış anatomik ve simetrik implantlar karşılaştırılmış. Anatomik implantların tibia proksimal yüzeyini %82.1 kapladığı simetrik implantların ise %80.13 oranında kapsadığını gösterilmiştir (141).

İstenilen yüzey kaplamasının sağlanabilmesi için hem protez dizayn ve ölçüm çeşitliliği yönünde hem de toplumların antropometrik ölçümlerine yönelik daha çok çalışmaya ihtiyaç olduğu görülmektedir.

	<b>Erkek (MAP-LAP)</b>	<b>Kadın (MAP-LAP)</b>
<b>Kafkas Toplumunu (155)</b>	5.73mm	5.32mm
<b>Hindistan Toplumunu (155)</b>	4.21mm	4.17mm
<b>Japon Toplumunu (155)</b>	5.17mm	4.88mm
<b>Kore Toplumunu (143)</b>	3.9mm	3.7mm
<b>Türk Toplumunu</b>	8.22mm	7.66mm

**Tablo 25:** Toplumlarda MAP ve LAP değerleri arasındaki farklar

Elde edilen literatür verilerine rağmen anatomik ve simetrik komponent tercihi tartışmalıdır. Bazı yazarlar anatomik tibial komponent kullanmayı önermektedir (147, 149, 150). Bazı yazarlara göre ise simetrik tibial komponent kullanılmalıdır (143, 148).

Stulberg ve ark. yaptığı çalışmada piyasada mevcut olan anatomik ve anatomik olmayan protezlerin, rezeke edilen tibia proksimal morfolojik ölçümleri ile karşılaştırılmasını yapmıştır. Anatomik tibial komponentlerinin rezeke edilen tibia proksimalini daha fazla oranda kapladığı görülmüştür. Bu nedenle anatomik tibial komponentlerin rotasyonel stabilitesinin anatomik olmayanlara göre daha iyi olduğu gösterilmiştir (141).

Simetrik komponentlerin, asimetrik tibia proksimal yüzeylerine yerleştirildiğinde protezlerin ya medial platoda küçük kalmasına ya da lateral

platoda protezin kemik yüzeyden taşmasına sebep olmaktadır. Protezin taşması ya da kemik yüzeye göre daha küçük kalması asimetric yük dağılımı sonucu implant yetmezliği riskini arttırmaktadır. İmplantın taşması durumunda da yumuşak doku ve cilt irritasyonu sonucu ağrı oluşabilmektedir (152).

Bütün bu sonuçlara rağmen anatomik komponentin stok maliyeti daha yüksek olmasından dolayı temin edici firmalar daha çok simetrik komponent bulundurmakta bu da simetrik komponentlerin daha çok kullanılmasına sebep olmaktadır.

Anatomik implantlar, cinsiyet spesifik implantlar ve hasta spesifik implantlar, rezeke edilen tibia proksimal yüzeyini kapsama konusunda simetrik implanlara göre daha başarılıdır (154).

Çalışmamızla bir diğer bulgusu sağ taraf için MAP/ML oranlarının değerleri erkekte  $0.7157 \pm 0.00067$  olarak bulunurken, kadında  $0.7102 \pm 0.000568$  olarak bulunmuştur. Sol taraf MAP/ML değerleri erkekte  $0.7161 \pm 0.000847$  olarak bulunurken kadında  $0.7112 \pm 0.000711$  olarak bulunmuştur. Sağ taraf için LAP/ML oranlarının değerleri erkekte  $0.6122 \pm 0.000674$  olarak bulunurken kadında  $0.6010 \pm 0.000566$  olarak bulunmuştur. Sol taraf LAP/ML değerleri erkekte  $0.6112 \pm 0.000839$  olarak bulunurken, kadında  $0.5989 \pm 0.000703$  olarak bulunmuştur. Sağ taraf için MAP/LAP oranlarının değerleri erkekte  $1.1704 \pm 0.001044$  olarak bulunurken, kadında  $1.1831 \pm 0.000877$  olarak bulunmuştur. Sol taraf MAP/LAP değerleri erkekte  $1.1730 \pm 0.001314$  olarak bulunurken kadında  $1.1888 \pm 0.000711$  olarak bulunmuştur. MAP/ML oranında erkeklerle kadınların karşılaştırıldığında her iki taraf için oranların erkeklerde anlamlı olarak yüksek olduğu görülmüştür. LAP/ML oranında erkeklerle kadınlar karşılaştırıldığında her iki taraf için oranların erkeklerde anlamlı olarak yüksek olduğu görülmüştür. MAP/LAP oranında erkeklerle kadınların karşılaştırılmasında sağ taraf ve sol taraf için oranların anlamlı olarak erkeklerde yüksek olduğu görüldü. Türk toplumunda MAP/ML, LAP/ML ve MAP/LAP oranları ışığında erkek popülasyonunun kadın popülasyonuna göre daha büyük oranlarda olduğu ve kadın popülasyonuna göre daha büyük ölçülerde protez ihtiyacı olduğu anlaşılmaktadır.

Çalışmamızda elde edilen ölçümlerde 7 simetrik tibial implantlar ve 3 anatomik tibial implantlar ölçümleri ile toplumun MAP, LAP ve ML değerleri karşılaştırıldı.

Nonanatomik(simetrik) protezlerin tibial implantlarının MAP, ML ölçümleri ile popülasyonun MAP, ML değerleri karşılaştırıldığında simetrik komponentlerin MAP değerlerinin popülasyona göre Nexgen(Zimmer) hariç diğer markalarda daha düşük değerde olduğu görüldü. Simetrik tibial implantların medial tibia platoyu kaplamada Nexgen(Zimmer) hariç yeteriz kaldığı görüldü(grafik-16).

Nonanatomik(simetrik) protezlerin tibial implantlarının LAP, ML ölçümleri ile popülasyonun LAP, ML değerleri karşılaştırıldığında simetrik komponentlerin LAP değerlerinin popülasyona göre Nexgen(Zimmer) hariç diğer protezlerin uyumlu olduğu görüldü. Simetrik komponentlerden Nexgen(Zimmer) lateral tibia platoda taşma yaptığı görüldü (grafik-17).

Nonanatomik(simetrik) protezlerin tibial implantlarının MAP, LAP ölçümleri ile popülasyonun MAP, LAP değerleri karşılaştırıldığında simetrik protezlerin tibial implantlarının değerleri popülasyona göre daha düşük değerlerde olduğu görüldü (grafik-18). Simetrik protezlerin tibial implantlarının ya tibia medial platoya küçük geldiği ya da lateral platodan taşacağını göstermektedir.

Anatomik protezlerin tibial implantlarının MAP, ML ölçümleri ile popülasyonun MAP, ML değerleri karşılaştırıldı. Anatomik protezlerin tibial implantlarının MAP, ML değerlerinin popülasyonun dışında kalmadığı simetrik komponentlere göre daha uyumlu oldukları görüldü (grafik-19).

Anatomik protezlerin tibial implantlarının LAP, ML ölçümleri ile popülasyonun LAP, ML değerleri karşılaştırıldığında anatomik komponentlerin LAP ve ML değerlerinin popülasyonun dışında kalmadığı simetrik komponentlere göre daha uyumlu oldukları görüldü(grafik-20).

Anatomik protezlerin tibial komponentlerinin MAP, LAP ölçümleri ile popülasyonun MAP, LAP değerleri karşılaştırıldığında anatomik komponentlerin MAP, LAP değerlerinin Anthem(Smith&Nephew) marka protezlerde popülasyonun bir kısmını kapsadığı ancak Acs(İmplantcast) ise popülasyonun bir miktar altında kaldığı görüldü. Ancak simetrik komponentler anatomiklere göre daha az fark olduğu ve daha uyumlu oldukları görüldü(grafik-21).

Türk toplumunun piyasada mevcut simetrik ve anatomik implantlarla karşılaştırıldığında, anatomik implantların simetriklere göre daha uyumlu oldukları görüldü. Anatomik ve simetrik implantların toplum kapsamı için daha

çok ölçüm seçeneklerinde üretilmesi gerekliliği görülmüştür. Aksi takdirde toplumun bir kesimine hitap ederken toplumun büyük çoğunluğunda üretilen protezlerin ya küçük gelmesine ya da taşmasına sebep olacaktır.

Çalışmanın eksik yönlerini incelediğimizde elde ettiğimiz verilerde MR'ın aksiyel kesitleri kullanılarak tek kesit üzerinden ölçümler yapılmıştır. Elde ettiğimiz aksiyel kesitler tibia proksimalinden kabul edilebilir rezeksiyon sınırlarında olsa da bu değerlerin intraoperatif yapılan rezeksiyon miktarına göre tibia proksimal antropometrik ölçümler değişkenlik gösterebilir.

Çalışmamızın bir diğer eksikliği verilerin intraoperatif değerlerle karşılaştırılmadığı ve aynı yaş grubu kullanmamasıdır. Çalışmamızda 25-65 yaş aralığında ölçümler yapılmıştır. Yaşla birlikte artrozun artması nedeniyle ölçümlerde değişiklik olabilir. Artrozu olan dizlerin sağlıklı dizlere göre implant boyut ve tibia proksimalini kapsama bakımından farklılık gösterdiğini savunan yayınlar mevcuttur (156,157). Bu konu üzerinde daha çok araştırma verilerine ihtiyaç vardır. Ancak yaptığımız çalışmada elde edilen ölçümlerin istatistik incelemesinde yaş anlamlı çıkmamıştır.

Ayrıca çalışmamızda boy ve kilo değerleri incelenmediği için istatistiksel olarak bu etkenlerin değerlendirilmesi yapılmadı. Bu da çalışmamızın bir diğer eksikliği olarak kabul edebiliriz.

Bizim çalışmamız Türk toplumunun tibia proksimal morfolojik özellikleri görmemizi ve piyasada kullanılan implantlar ile karşılaştırmayı sağlamıştır. Türk toplumunda ölçümlerin cinsiyete göre kadınların daha küçük değerlerde olduğu, tarafa göre bakıldığında sağ tarafın sol tarafa göre daha büyük değerlerde olduğu, medial proksimal platonu ölçümlerinin lateral proksimal plato ölçüm değerlerine göre daha büyük değerlerde olduğu görüldü. Türk toplumu verileri ile piyasada kullanılan implantların karşılaştırılması sonrasında, piyasada var olan implantların Türk toplumunun sadece bir kısmı için uygun olduğu ve toplumu karşılamadığı görülmüştür.

Bu sebepten bir toplumun antropometrik ölçümlerini önceden ortaya çıkarıp global protez üretimi yerini toplum spesifik protez üretilmelidir. Günümüzde yapılan total diz artroplasti sayısı arttıkça popülasyonların morfolojik özelliklerini ortaya çıkararak daha uygun protez seçme konusunda cerraha yön verecektir. Ayrıca üretilecek tibial komponentlerde ölçüm seçeneklerinin sayısını arttırarak tibia proksimalini daha çok kapsaması sağlanabilir.

## 15. SONUÇ

Çalışmamızda Türk Toplumunda tibia platolarının ölçümlerinde cinsiyete göre erkeklerde kadınlara göre MAP, ML, LAP değerleri daha yüksek değerlerde bulunmuştur. MAP/ML, LAP/ML, MAP/LAP oranlarında erkeklerde kadınlara göre daha yüksek bulunmuştur. Cinsiyet ve taraf her iki cinsiyette de sağ taraf değerleri sola göre daha yüksek değerlerde olduğu görülmüştür. Her iki cinsiyette medial plato ölçümler lateral plato ölçülerine göre daha yüksek değerlerde olduğu görülmüştür. Elde ettiğimiz bu bulgular ışığında tibia proksimal plato antropometrik ölçümlerinde medial plato ölçülerinin lateral plato ölçülerinden daha büyük olduğu ve tibia proksimalinin asimetrik yapıda olduğu gösterilmiştir. Simetrik implant kullandığımızda implantı ya medial platoya küçük geldiği ya da lateral platodan taşıdığı görülmüştür. Tibia proksimalinin asimetrik yapısından dolayı diz protezlerinde anatomik tibial komponentler simetriklere göre daha uyumlu olduğu görülmüştür. Cinsiyete özgü değerlendirmede kadınların erkeklere göre daha küçük protez ölçülerine uyumlu olduğu görülmüştür. Toplumlar arası değerler karşılaştırıldığında Türk toplumu Kafkas toplumu ile benzer ölçülerde olduğu ancak Kore, Hindistan ve Japonya toplumlarının ölçümlerinden daha yüksek değerlerde olduğu gösterilmiştir. Bu sebepten bir toplumun antropometrik ölçümlerini önceden ortaya çıkarıp global protez üretimi yerini toplum spesifik protez üretilmelidir.

Sonuç olarak toplumlara spesifik ölçümlerin elde edilmesi ve bu değerler kullanılarak üretilen protez ölçüm çeşitliliğinin artırılması gerekliliği görülmüştür. Rezekte tibia proksimal yüzey alanını maksimum kaplayacak tibia implantı elde ederek rotasyonel stabiliteyi ve protez ömrünü arttırmak temel hedeftir.

Çalışmamız 7603 diz MR kesitleri kullanılarak %95 güven aralığında 0.1 hata payı ile Türk toplumunda yaptığımız ölçümler şu ana kadar yapılan en geniş antropometrik ölçüm çalışmasıdır. Bu sebeple ek çalışmalarla daha detaylı araştırma yapılabilir. Bu amaca ulaşmak için toplumların antropometrik ölçümlerine yönelik ve üretilen protez ölçümlerine yönelik daha çok çalışmaya ihtiyaç vardır.

## 16. KAYNAKLAR

1. Townley CO: Articular-plate replacement arthroplasty for the knee joint. *The Classic, Clin Orthop*, 236: 3-7, 1988
2. Aydoğdu S, Sur H: Total Diz Protezleri.Diz Sorunları, Ege R(ed), 17: 391-403,1998
3. Frank H. Netter: Netter's Atlas of Human Anatomy, 2th Edition Copyright 2010, 2002 by Saunders, an imprint of Elsevier Inc.
4. Insall JN, Henry DC: Historic Development, Classification, and Characteristics of Knee Prostheses. *Surgery of the Knee*. 3rd edition. New York, Churchill Livingstone: 1516-1547, 2001
5. Campbell WC: İnterposition of vitallium plates in arthroplasties of the knee. Preliminary report. *The Classic, Clin. Orthop*, 226:3-5, 1988.
6. Tooms RE: Arthroplasty of ankle and knee. *Campbell's Operative Orthopaedics*, Crenshaw AH(ed), s.389-439, Mosby Company, St. Louis, 1991.
- 7) Freeman, M.A.R., Swanson, S.A.V., Todd, R.C.: Total replacement of the knee using the Freeman-Swanson Knee Prosthesis. *Clin. Orthop*. 94;153-170,1973.
- 8.Freeman MAR, Samuelson KM, Levack B, Alencar GC: Knee arthroplasty at the London Hospital 1975-1984, *Clin Orthop*, 205: 12-20, 1986
- 9.Hungerford DS, Krackow KA: Total Knee Arthroplasty, *Clin Orthop*, 192: 23-33, 1985
10. Ast MP, Nam D, Haas SB. Patient-specific instrumentation for total knee arthroplasty: a review. *Orthop Clin North Am* 2012;43: e17-22.
11. Örs İ, Korkusuz P: Diz Embriyolojisi. *Diz sorunları*, Editör Ege R: 2 :21-26, 1998
12. Sonzogni JJ. Examining the injured knee. *Emerg Med* 1996; 28:76-86.
13. Stiell IG, Greenberg GH, Wells GA, McDowell I, Cwinn AA, Smith NA, et al. Prospective validation of a decision rule for the use of radiography in acute knee injuries. *JAMA* 1996; 275:611-5.
14. Simon RR, Koenigsknecht SJ, Stevens C. *Emergency orthopedics: The extremities*. 2nd ed. Norwalk: Appleton &Lange; 1987.

15. Goldblatt JP, Richmond JC. Anatomy and biomechanics of the knee. *Operative Techniques in Sports Medicine* 2003; 11:172-86.
16. Martelli S, Pinskerova V. The shapes of the tibial and femoral articular surfaces in relation to tibiofemoral movement. *J Bone Joint Surg [Br]* 2002; 84:607-13.
17. Eckhoff D, Hogan C, DiMatteo L, Robinson M, Bach J. Difference between the epicondylar and cylindrical axis of the knee. *Clin Orthop Relat Res* 2007; 461:238-44.
18. Hunziker EB, Staubli HU, Jakob RP. Surgical anatomy of the knee joint. In: Jakob RP, Staubli HU, editors. *The knee and cruciate ligaments*. Heideberg: Springer Verlag; 1992. p.31-47.
19. Tecklenburg K, Dejour D, Hoser C, Fink C. Bony and cartilaginous anatomy of the patellofemoral joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006; 14:235-40.
20. Yang B, Tan H, Yang L, Dai G, Guo B. Correlating anatomy and congruence of the patellofemoral joint with cartilage lesions. *Orthopedics* 2009; 32:20.
21. Arendt E. Anatomy and malalignment of the patellofemoral joint: its relation to patellofemoral arthrosis. *Clin Orthop Relat Res* 2005; 436:71-5.
22. Grelsamer RP, Dejour D, Gould J. The pathophysiology of patellofemoral arthritis. *Orthop Clin North Am* 2008; 39:269-74.
23. Mäenpää H, Lehto MU. Patellofemoral osteoarthritis after patellar dislocation. *Clin Orthop Relat Res* 1997; 339:156-62.
24. Ghadially FN, Lalonde JM, Wedge JH. Ultrastructure of normal and torn menisci of the human knee joint. *J Anat* 1983; 136:773-91.
25. Tubbs RS, Michelson J, Loukas M, Shoja MM, Ardalan MR, Salter EG, et al. The transverse genicular ligament: anatomical study and review of the literature. *Surg Radiol Anat* 2008; 30:5-9.
26. Amis AA, Gupte CM, Bull AM, Edwards A. Anatomy of the posterior cruciate ligament and the meniscomfemoral ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006; 14:257-63.

27. Gupte CM, Bull AM, Thomas RD, Amis AA. The meniscomfemoral ligaments: secondary restraints to the posterior drawer. Analysis of anteroposterior and rotary laxity in the intact and posterior-cruciate-deficient knee. *J Bone Joint Surg [Br]* 2003; 85:765-73.
28. Standring S. *Gray's anatomy*. 39th edition. Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone; 2005.
29. Girgis FG, Marshall JL, Monajem A. The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop Relat Res* 1975;106: 216-31.
30. Duthon VB, Barea C, Abrassart S, Fasel JH, Fritschy D, Ménétrety J. Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006; 14:204-13.
31. Amis AA, Dawkins GP. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surg [Br]* 1991; 73:260-7.
32. Hollis JM, Takai S, Adams DJ, Horibe S, Woo SL. The effects of knee motion and external loading on the length of the anterior cruciate ligament (ACL): a kinematic study. *J Biomech Eng* 1991; 113:208-14.
33. Beynon BD, Johnson RJ, Fleming BC, Peura GD, Renstrom PA, Nichols CE, et al. The effect of functional knee bracing on the anterior cruciate ligament in the weightbearing and nonweightbearing knee. *Am J Sports Med* 1997; 25:353-9.
34. Ryder SH, Johnson RJ, Beynon BD, Ettlenger CF. Prevention of ACL injuries. *J Sports Rehabil* 1997; 6:80-96.
35. Amis AA. Anatomy and biomechanics of the posterior cruciate ligament. *Sports Med Arthrosc Rev* 1999; 7:225-34.
36. Van Dommelen BA, Fowler PJ. Anatomy of the posterior cruciate ligament. A review. *Am J Sports Med* 1989; 17:24-9.
37. Roberts DM, Stallard TC. Emergency department evaluation and treatment of knee and leg injuries. *Emerg Med Clin North Am* 2000; 18:67-84.

38. LaPrade RF, Engebretsen AH, Ly TV, Johansen S, Wentorf FA, Engebretsen L. The anatomy of the medial part of the knee. *J Bone Joint Surg [Am]* 2007; 89:2000-10.
39. Seebacher JR, Inglis AE, Marshall JL, Warren RF. The structure of the posterolateral aspect of the knee. *J Bone Joint Surg [Am]* 1982; 64:536-41.
40. Başarir K, Erdemli B, Tuccar E, Esmer AF. Safe zone for the descending genicular artery in the midvastus approach to the knee. *Clin Orthop Relat Res* 2006; 451:96-100.
41. Freeman MA, Wyke B. The innervation of the knee joint. An anatomical and histological study in the cat. *J Anat* 1967; 101:505-32.
42. Guyton JL Arthroplasty of ankle and knee. In Canale ST, Campbell WC, eds *Campbell's Operative Orthopedics*. 9<sup>th</sup> ed. St. Louis: Mosby Year Book, s.232-295,1998.
43. Tooms RE. Arthroplasty of ankle and knee. In Crenshaw AH, Daugherty K, eds. *Campbell's Operative Orthopedics*. 8<sup>th</sup> ed. St. Louis: Mosby Year Book; 1992 p. 371-439
44. Tew M, Forster IW, Effect of knee replacement on flexion deformity. *J. Bone Joint Surg*. 1987 ;69 (3): 395-9
45. Moreland JR, Bassett LW, Hanker GJ, Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J. Bone Joint Surg. Am* 1987; 69(5):745-9
46. Kapandji IA. *The Physiology of the joint: Lower Limb*. 5<sup>th</sup> ed. Vol. 2. Edinburg; New York: Chirchill Livingstone; 1987. P.256.
47. Barnes CL, Scott RD, Patellofemoral complications of the total knee replacement. *Instr. Course Lect* 1993; 42:303-307
48. Hungerford DS, Krackow KA: Total Knee Arthroplasty, *Clin Orthop*, 192: 23-33, 1985
49. Magee DJ. *Knee. Orthopaedic Physical Assesment*. 4<sup>th</sup> ed. Philadelphia: Saunder ; 2002. p.12: 661-764
50. Sherman SL, Plackis AC, Nuella CW. Patellofemoral anatomy and biomechanics. *Clin Sports Med* 2014;33(3):389-401

51. Henry DC, Scott N. Anatomy. In: Insall JN, ed. Surgery of the Knee 3<sup>rd</sup> ed New York: Chirchill Livingstone; 2001.p.2:13-71
52. Gür E: Total Diz Protezlerinde İmplant Seçimi.Diz Sorunları, Ege R(ed), s.404-410, Bizim Büro Basımevi, Ankara, 1998.
53. Çetin İ, Erdemli B: Diz Artroplastisinde Teknik ve Uygulama Özellikleri, Diz Sorunları, Ege R(Ed), 17: 411-431, 1998
- 54.Insall JN, Clarke HD. Historic development, classification, and characteristics of knee prostheses. In: Scott WN, ed. Insall&Scott Surgery of The Knee. 5<sup>th</sup> ed. Philadelphia: Elsevier-Churchill Livingstone; 2012.p.952-87
55. Manning DW, Chiang PP, Freiberg AA. Hingle implants. In: Bono JV, Scott RD, eds. Revision Total Knee Arthroplasty 1<sup>st</sup> ed. New York, NY: Springer; 2005.p.219-36
- 56.Pennington DW, Swienckowski JJ, Lutes WB, Drake GN. Unicompartmental knee arthroplasty in patients six year age or younger. J Bone Joint Surg Am 2003;85-A (10):1968-73
- 57.Wellman SS, Bolognesi MP. Primary knee arthroplasty. In: Boyer MI, ed. AAOS Comprehensive Orthopedic Review 2.2nded.Illinois: American Academy Orthopedic Surgeons; 2014.p.1289-304.
58. Bilgen OF, Bilgen S, Ermutlu C. Total diz protezlerinde metaryal ve tasarım. Totbid Dergisi.2011;10(2):158-67
- 59.Dennis DA, Komistek RD, Hoff WA, Gabriel SM, In vivo knee kinematics driving using an inverse perspective technique. Clin Orthop Relat Res 1996;(331):107-17
- 60.Robinson RP. The early innovators of today's resurfacing condylar knees J Arthroplasty 2005;20(1 supp 1) :2-26
- 61.Morgan H, Battista V, Leopold SS. Constraint in totall knee arthroplasty. J Am Acad Orthop Surg 2005;13(8) 515-24
- 62.Whittle MW, Jefferson RJ. Functional biomechanical assessment of the Oxford Meniscal Knee J Arthroplasty 1989;4(3):231-43
- 63.Goodfellow JW, Kershaw CJ, Benson MK, O'Connor JJ. The Oxford Knee for unicompartmental osteoarthritis The first 103 cases J Bone Joint Surg Br 1988;70(5) 692-701.

64. Rorabeck R, Bourne RB, Nott L. The cemented kinematic-II and non-cemented porous-coated anatomical prostheses for total knee replacement. A prospective evaluation. *J Bone Joint Surg Am* 1988;70(4):483-90
65. Abraham W, Buchanan JR, Daubert HR, Greer RB, 3rd Keefer J. Should the patella be resurfaced in total knee arthroplasty? Efficacy of the patellar resurfacing. *Clin Orthop Relat Res* 1988;(236):128-34
66. Wachowski MM, Walde TA, Balcarek P, Schüttrumpf JP, Frosch S, Stauffenberg C et al. Total knee replacement with natural rollback. *Ann Anat* 2012;194(2):195-9
67. Peat G, McCarney R, Croft P. Knee pain and osteoarthritis in older adults: a review of community burden and current use of primary health care. *Ann Rheum Dis* 2001; 60:91-7.
68. Dawson J, Linsell L, Zondervan K, Rose P, Randall T, Carr A, et al. Epidemiology of hip and knee pain and its impact on overall health status in older adults. *Rheumatology* 2004; 43:497-504.
69. Cooper C, Snow S, McAlindon TE, Kellingray S, Stuart B, Coggon D, et al. Risk factors for the incidence and progression of radiologic knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 2000; 43:995-1000.
70. Scott DL. Guidelines for the diagnosis, investigation and management of osteoarthritis of the hip and knee. *J R Coll Physicians Lond* 1993; 27:391-6.
71. Altman RD, Hochberg MC, Moskowitz RW, Schnitzer TJ. Recommendations for the medical management of osteoarthritis of the hip and knee: 2000 update. *Arthritis Rheum* 2000; 43:1905-15.
72. Jordan KM, Arden NK, Doherty M, Bannwarth B, Bijlsma JW, Dieppe P, et al. EULAR recommendations 2003: an evidence based approach to the management of knee osteoarthritis: report of a Task Force of the Standing Committee for International Clinical Studies Including Therapeutic Trials (ESCISIT). *Ann Rheum Dis* 2003; 62:1145-55.
73. Zhang W, Moskowitz RW, Nuki G, Abramson S, Altman RD, Arden N, et al. OARSI recommendations for the management of hip and knee osteoarthritis, Part I: Critical appraisal of existing treatment guidelines and systematic review of current research evidence. *Osteoarthritis Cartilage* 2007; 5:981-1000.

74. Zhang W, Moskowitz RW, Nuki G, Abramson S, Altman RD, Arden N, et al. OARSI recommendations for the management of hip and knee osteoarthritis, Part II: OARSI evidence-based, expert consensus guidelines. *Osteoarthritis Cartilage* 2008; 16:137-62.
75. Sorrels RB, Stiehl JB, Voorhorst PE: Midterm results of mobile-bearing total knee arthroplasty younger than 65 years. *Clin Orthop* 390: 182-189, 2001
76. Thadani PJ, Spitzer AI: Primary total knee arthroplasty: indications and long-term results. *Current Opinion in Orthopedics*: 11: 41-48, 2000
77. Arden N, Nevitt MC, Osteoarthritis: epidemiology *Best Pract Res Clin Rheumatol* 2006;20(1):3-25
78. Benazzo F, Rossi SM, Ghiara M, Zanardi A, Perticarini L, Combi A, Total knee replacement, in acute and chronic events. *Injury* 2014;45(suppl 6): S98-S104.
79. Parette S, Boyer P, Piriou P, Argenson JN, Deschamps G, Massin P, Total knee replacement following intra-articular malunion *Orthop Traumatol Surg Res* 2011;97(6 suppl): S118-23.
80. Weiss NG, Parvizi J, Hanssen AD, Trausdale RT, Lewallen DG, Total knee arthroplasty in post-traumatic arthrosis of the knee *J Arthroplast* 2002;18(3 suppl 1):23-6.
81. Lonner JH, Pedlow FX, Siliski JM, Total knee arthroplasty for post-traumatic arthrosis *J Arthroplast* 1999;14(8):969-75.
82. Saleh KJ, Sherman P, Katkin P, Windsor R, Haas S, Laskin R et al. Total knee arthroplasty after open reduction and internal fixation of fractures of tibial plateau a minimum five years follow-up study *J Bone Joint Surg Am* 2001;83-A(8):1144-8.
83. Laskin SR, O'Flynn HM, The Insall Award Total knee replacement with posterior cruciate ligament retention in rheumatoid arthritis. Problems and complications. *Clin Orthop Relat Res* 1997;(345):24-8
84. Archibeck MJ, Berger RA, Barden RM, Jacobs JJ, Sheinkop MB, Rosenberg AG et al. Posterior cruciate ligament retaining total knee arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Am* 2001;83-(A8):1231-6

85. Soundry M, Binazzi R, Johanson NA, Bollough PG, Insall JN Total knee arthroplasty in charcot and charcot like joints Clin Orthop Relat Res 1986;(208):199-204.
86. Kim YH, Kim JS, Oh SW, Total knee arthroplasty in neuropathic arthropathy. J Bone Joint Surg. Br 2002;84(2):216-9
87. Türk Hematoloji Derneği Ulusal Tedavi Klavuzu 2011.p.59-60
88. Ruddy S, Harris ED, Sledge WN, Kelley WN. Kelley's Textbook of Rheumatology. 6<sup>th</sup> ed. Philadelphia: W.B Saunders; 2001.p.1788
89. Hawker G, Wright J, Coyte P, Paul J, Dittus R, Croxford R at al. Health-related quality of life after knee replacement. J Bone Joint Surg Am. 1998 Feb;80(2):163-73.
90. Heck DA, Robinson RL, Partridge CM, Lubitz RM, Freund DA. Patient outcomes after knee replacement. Clin Orthop Relat Res. 1998 Nov;(356):93-110
91. Frosch P, Decking J, Theis C, Drees P, Schoellner C, Eckardt A. Complications after total knee arthroplasty: a comprehensive report. Acta Orthop Belg. 2004 Dec;70(6):565-9.
92. Emerson RH Jr, Head WC, Peters PC Jr. Soft-tissue balance and alignment in medial unicompartmental knee arthroplasty. J Bone Joint Surg Br. 1992 Nov;74(6):807-10
93. Chalmers PN, Walton D, Sporer SM, Levine BR. Evaluation of the role for synovial aspiration in the diagnosis of aseptic loosening after total knee arthroplasty J Bone Joint Surg Am. 2015 Oct 7;97(19):1597-603. doi:10.2106/JBJS.N.01249.
94. Yercan HS, Ait Si Selmi T, Sugun TS, Neyret P. Tibiofemoral instability in primary total knee replacement: a review, Part 1: Basic principles and classification. Knee 2005 Aug;12(4):257-66.
95. Lombardi AV Jr, Mallory TH, Vaughn BK, Krugel R, Honkala TK, Sorscher M, Kolczun M. Dislocation following primary posterior-stabilized total knee arthroplasty. J Arthroplasty. 1993 Dec;8(6):633-9
96. Yercan HS, Ait Si Selmi T, Sugun TS, Neyret P. Tibiofemoral instability in primary total knee replacement: A review Part 2: diagnosis, patient evaluation, and treatment. Knee. 2005 Oct;12(5):336-40.

97. Osmon DR, Berbari EF, Berendt AR, Lew D, Zimmerli W, Steckelberg JM, Rao N, Hanssen A, Wilson WR; Diseases Society of America. Infectious Diseases Society of America: diagnosis and management of prosthetic joint infection: clinical practice guidelines by the Infectious. *Clin Infect Dis*. 2013 Jan;56(1):1-10.
98. Vince KG, Abdeen A. Wound problems in total knee arthroplasty. Review. *Clin Orthop Relat Res*. 2006 Nov; 452:88-90.
99. Galat DD, McGovern SC, Larson DR, Harrington JR, Hanssen AD, Clarke HD. Surgical treatment of early wound complications following primary total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2009 Jan;91(1):48-54
100. Ries MD. Skin necrosis after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2002 Jun;17(4 Suppl 1):74-7.
101. Vince K, Chivas D, Droll KP. Wound complications after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2007 Jun;22(4 Suppl 1):39-44.
102. Chatterji U, Ashworth MJ, Smith AL, Brewster N, Lewis PL. Retrieval study of tibial baseplate fracture after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2005 Jan;20(1):101-7.
103. Kobayashi H, Akamatsu Y, Taki N, Ota H, Mitsugi N, Saito T. Spontaneous dislocation of a mobile-bearing polyethylene insert after posterior-stabilized rotating platform total knee arthroplasty: a case report. *Knee*. 2011 Dec;18(6):496-8. doi: 10.1016/j.knee.2010.10.007. Epub 2010 Nov 5.
104. Christensen CP, Crawford JJ, Olin MD, Vail TP. Revision of the stiff total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2002 Jun;17(4):409-15.
105. Daluga D, Lombardi AV Jr, Mallory TH, Vaughn BK. Knee manipulation following total knee arthroplasty. Analysis of prognostic variables. *J Arthroplasty*. 1991 Jun;6(2):119-28.

106. Bédard M, Vince KG, Redfern J, Collen SR. Internal rotation of the tibial component is frequent in stiff total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2011 Aug;469(8):2346-55.
107. Ritter MA, Thong AE, Keating EM, Faris PM, Meding JB, Berend ME, Pierson JL, Davis KE. The effect of femoral notching during total knee arthroplasty on the prevalence of postoperative femoral fractures and on clinical outcome. *J Bone Joint Surg Am* 2005;87(11):2411-4.
108. Lindahl H. Epidemiology of periprosthetic femur fracture around a total hip arthroplasty. *Injury* 2007;38(6):651-4.
109. Tharani R, Nakasone C, Vince KG. Periprosthetic fractures after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2005;20(4 Suppl2):27-32.
110. DiGioia AM 3rd, Rubash HE. Periprosthetic fractures of the femur after total knee arthroplasty. A literature review and treatment algorithm. *Clin Orthop Relat Res* 1991;(271):135-42.
111. Wood GC, Naudie DR, McAuley J, McCalden RW. Locking compression plates for the treatment of periprosthetic femoral fractures around well-fixed total hip and knee implants. *J Arthroplasty* 2011;26(6):886-92.
112. Buttaro MA, Farfalli G, Paredes Núñez M, Comba F, Piccaluga F. Locking compression plate fixation of Vancouver type-B1 periprosthetic femoral fractures. *J Bone Joint Surg Am* 2007;89(9):1964-9.
113. Rorabeck CH, Taylor JW. Periprosthetic fractures of the femur complicating total knee arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 1999;30(2):265-77.
114. Su ET, DeWal H, Di Cesare PE. Periprosthetic femoral fractures above total knee replacements. *J Am Acad Orthop Surg* 2004;12(1):12-20.
115. Kim KI, Egol KA, Hozack WJ, Parvizi J. Periprosthetic fractures after total knee arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res* 2006; 446:167-75.
116. Li CH, Chen TH, Su YP, Shao PC, Lee KS, Chen WM. Periprosthetic femoral supracondylar fracture after total knee arthroplasty with navigation system. *J Arthroplasty* 2008;23(2):304-7.

117. Lewis PL, Rorabeck CH. Periprosthetic fractures. In: Engh GA, Rorabeck CH, editors. *Revision Total Knee Arthroplasty*. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 1997.
118. Felix NA, Stuart MJ, Hanssen AD. Periprosthetic fractures of the tibia associated with total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1997;(345):113–24.
119. Marya SKS, Kacker S, Singh C, Periprosthetic fractures –a review article. *J Clin Orthop Trauma* 2011;2(1):3–11.
120. Goldberg VM, Figgie HE 3rd, Inglis AE, Figgie MP, Sobel M, Kelly M, Kraay M. Patellar fracture type and prognosis in condylar total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1988;(236):115–22.
121. Windsor RE, Scuderi GR, Insall JN. Patellar fractures in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 1989;4 Suppl: S63–7.
122. Le AX, Cameron HU, Otsuka NY, Harrington IJ, Bhargava M. Fracture of the patella following total knee arthroplasty. *Orthopedics* 1999;22(4):395–8.
123. Parvizi J, Kim KI, Oliashirazi A, Ong A, Sharkey PF. Periprosthetic patellar fractures. *Clin Orthop Relat Res* 2006; 446:161–6.
124. Keating EM, Haas G, Meding JB. Patella fracture after post total knee replacements. *Clin Orthop Relat Res* 2003;(416):93–7.
125. Althausen PL, Lee MA, Finkemeier CG, Meehan JP, Rodrigo JJ. Operative stabilization of supracondylar femur fractures above total knee arthroplasty: a comparison of four treatment methods. *J Arthroplasty* 2003;18(7):834–9
126. Briard JL, Hungerford DS. Patellofemoral instability in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1989;4 Suppl: S87-97
127. Berger RA, Crossett LS, Jacobs JJ, Rubash HE. Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1998 Nov;(356):144-53.
128. Koo MH, Choi CH. Conservative treatment for the intraoperative detachment of medial collateral ligament from the tibial attachment site during primary total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2009 Dec;24(8):1249-53.

129. Leopold SS, McStay C, Klafeta K, Jacobs JJ, Berger RA, Rosenberg AG. Primary repair of intraoperative disruption of the medial collateral ligament during total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2001 Jan;83-A (1):86-91.
130. Lynch AF, Rorabeck CH, Bourne RB. Extensor mechanism complications following total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1987;2(2):135-40.
131. Rand JA, Morrey BF, Bryan RS. Patellar tendon rupture after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1989 Jul;(244):233-8.
132. Bates MD, Springer BD. Extensor mechanism disruption after total knee arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg*. 2015 Feb;23(2):95-106
133. Schroer WC, Berend KR, Lombardi AV, Barnes CL, Bolognesi MP, Berend ME, Ritter MA, Nunley RM. Why are total knees failing today? Etiology of total knee revision in 2010 and 2011. *J Arthroplasty*. 2013 Sep;28(8 Suppl):116-9
134. Scuderi GR: *Surgical Approaches to the Knee. Surgery of the Knee*. 3rd edition New York, Churchill Livingstone: 190-211, 2001
135. Insall JN, Easley ME: *Surgical Techniques and Instrumentation in Total Knee Arthroplasty. Surgery of the Knee*. 3rd edition New York, Churchill Livingstone:1553-1620, 2001
136. PFC Sigma Knee System, Primary Cruciate-Retaining and Cruciate-Substituting Procedures, Primary Surgical Technique: Depuy, Johnson&Johnson Company
137. Pagnano M, Hnassen A: Varus tibial joint line obliquity. *Clin Orthop* 392:68-74,2001
138. Scott WN. Insaal & Scott *Surgery of the knee*. 5th ed. Philadelphia: Elsevier Churchill Livingstone; 2012
139. Camanho GL, Imamura M, Arendt-Nielsen L. Gênese da dor na artrose. *Rev Bras Ortop*. 2011; 46:14-7.

140. Amendola L, Tigani Domenico, Fosco M, et al. History of kondylar total knee arthroplasty, recent advances in hip and knee arthroplasty In Fokter Samo, editör. ISBN 978-953-307-841-0; 2012
141. Stulberg SD, Goyal N. Which Tibial Tray Design Achieves Maximum Coverage and Ideal Rotation: Anatomic, Symmetric, or Asymmetric? An MRI-based study. *J Arthroplasty*. 2015 Oct;30(10):1839-41
142. Loures FB, Carrara RJ ve ark. Anthropometric study of the knee in patients with osteoarthritis: intraoperative measurement versus magnetic resonance imaging *Radiol Bras*. 2017 May-Jun;50(3):170-175
143. Kwak DS, Surendran S, Pengatteeeri YH, Park SE, Choi KN, Gopinathan P, Han SH, Han CW (2007) Morphometry of the proximal tibia to design the tibial component of total knee arthroplasty for the Korean population. *Knee* 14(4):295–300
144. Mensch JS, Amstutz HC (1975) Knee morphology as a guide to knee replacement. *Clin Orthop Relat Res* 112:231–241
145. Uehara K, Kadoya Y, Kobayashi A, Ohashi H, Yamano Y (2002) Anthropometry of the proximal tibia to design a total knee prosthesis for the Japanese population. *J Arthroplasty* 17:1028–1032
146. Erkocak OF, Kucukdurmaz F, Sayar S, Erdil ME, Ceylan HH, Tuncay I Anthropometric measurements of tibial plateau and correlation with the current tibial implants. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2016 Sep;24(9):2990-7.
147. Crockarell JR Jr, Hicks JM, Schroeder RJ, Guyton JL, Harkess JW, Lavelle DG (2010) Total knee arthroplasty with asymmetric femoral condyles and tibial tray. *J Arthroplasty* 25(1):108–113
148. Incavo SJ, Ronchetti PJ, Howe JG, Tranowski JP (1994) Tibial plateau coverage in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 299:81–85
149. Stulberg BN, Dombrowski RM, Froimson M, Easley K (1995) Computed tomography analysis of proximal tibial coverage. *Clin Orthop Relat Res* 311:148–156
150. Wevers HW, Simurda M, Griffin M, Tarrel J (1994) Improved fit by asymmetric tibial prosthesis for total knee arthroplasty. *Med Eng Phys* 16:297–300

151. Dai Y, Scuderi GR, Bischoff JE, Bertin K, Tarabichi S, Rajgopal A (2014) Anatomic tibial component design can increase tibial coverage and rotational alignment accuracy: a comparison of six contemporary designs. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*
152. Chau R, Gulati A, Pandit H, Beard DJ, Price AJ, Dodd CA, Gill HS, Murray DW (2009) Tibial component overhang following unicompartmental knee replacement-does it matter? *Knee* 16:310–313
153. Cheng FB ve ark. (Three dimensional morphometry of the knee to design the total knee arthroplasty for Chinese population. *Knee* 2009; 16: 341- 347)
154. Hitt K, Shurman JR 2nd, Greene K, McCarthy J, Moskal J, Hoeman T, Mont MA (2003) Anthropometric measurements of the human knee: correlation to the sizing of current knee arthroplasty systems. *J Bone Joint Surg Am* 85-A (Suppl 4):115–122
155. Yifei Dai, Jeffrey E. Bischoff Comprehensive Assessment of Tibial Plateau Morphology in Total Knee Arthroplasty: Influence of Shape and Size on Anthropometric Variability *J Orthop Res.* 2013 Oct;31(10):1643-52.
156. Cheng CK, Lung CY, Lee YM, Huang CH (1999) A new approach of designing the tibial base plate of total knee prostheses. *Clin Biomech* 14:112–117
157. Puthumanapully PK, Harris SJ, Leong A, Cobb JP, Amis AA, Jeffers J (2014) A morphometric study of normal and varus knees. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 22:2891–2899.





