



T.C.

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ-CERRAHPAŞA

CERRAHPAŞA TIP FAKÜLTESİ

ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

**OBEZ HASTALARDA ARKA ÇAPRAZ BAĞ KESEN VE
KORUYAN DİZ PROTEZLERİNİN FONKSİYONEL
SONUÇLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

DR. SONER KOÇAK

TEZ DANIŞMANI

DOÇ. DR. GÖKHAN KAYNAK

İSTANBUL-2018

TEŞEKKÜR

Tez konumun seçimi ve belirlenmesinde, yürüttüğüm çalışmada bilgi, deneyim ve tecrübelerinden yararlandığım, çalışmamı bilimsel temeller ışığında şekillendiren bana yol gösteren ve yardımcı olan, tez danışmanım, sevgili saygıdeğer hocam Doç. Dr. Gökhan KAYNAK'a,

Uzmanlık eğitimim süresi içinde beni yetiştiren, bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, mesleki etik yönlerini örnek aldığım, varlıklarıyla bizlere güç katan, her konuda her zaman destek ve yardımlarını yanımda hissettiğim ve bundan sonra da hissedeceğim, yetişmemde büyük emekleri olan başta anabilim dalı başkanımız Prof. Dr. Önder AYDINGÖZ olmak üzere, değerli hocalarım ve abimlerim Prof. Dr. Süleyman Nafiz BİLSEL, Prof. Dr. Muharrem BABACAN, Prof. Dr. Rıfat ERGİNER, Prof. Dr. Murat HIZ, Prof. Dr. Fahri ERDOĞAN, Prof. Dr. Tahir ÖĞÜT, Prof. Dr. Mehmet Can ÜNLÜ, Prof. Dr. Nuri AYDIN, Doç. Dr. Hüseyin BOTANLIOĞLU, Doç. Dr. Mehmet Fatih GÜVEN, Doç. Dr. Ali ŞEKER ve Op. Dr. Mahmut Kürşat ÖZŞAHİN'e,

Ameliyathane, servis ve poliklinikte birçok anıyı paylaştığımız, birlikte zorlukların üstesinden geldiğimiz, severek çalıştığımız ve tanımaktan mutluluk duyduğum tüm hastane çalışanlarımız, asistan, hemşire, personel ve sekreter arkadaşlarıma,

Tez çalışmamda özellikle dosya ve evrak işlerinde benden yardımlarını esirgemeyen arşiv sekreteri Ömer İlkay ÜRKÜ'ye

Dünyaya gözümü açtığım ilk günden beri yanımda olan bu yaşıma kadar bana hep sevgi ve özveri ile destek olan, sonsuz güvenen, inanan ve bugüne gelmemde en büyük pay sahipleri çok değerli aileme,

Zor ve yoğun geçen uzmanlık eğitimim sürecinde desteğini benden esirgemeyen, sevgisi ve varlığı ile her zaman bana güç katan, en büyük dayanağım, en değerlim, sevgili eşim Seda KOÇAK'a

Sevgi, saygı ve sonsuz teşekkürlerimle...

Dr. Soner KOÇAK

Cerrahpaşa 2018

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	ii
ÖZET.....	v
SUMMARY.....	vi
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Tarihçe.....	3
2.2. Diz Eklem Anatomisi.....	7
2.2.1. Kemik Yapılar	7
2.2.2. Kemik Dışı Eklem İçi Yapılar	10
2.2.3. Kemik Dışı Eklem Dışı Yapılar	15
2.3. Diz Eklemine Biyomekaniği	18
3. TOTAL DİZ ARTROPLASTİSİ	23
3.1. Arka Çapraz Bağı Koruyan Protezler.....	24
3.2. Arka Çapraz Bağı Kesen Protezler	26
3.3. Her iki çapraz bağı Koruyan Protezler(BCR).....	28
3.4. Total Diz Protezinde İnsert Seçenekleri	30
3.5. Total Diz Protezinde Tespit Yöntemi	31
3.5.1. Çimentolu Total Diz Protezi.....	32
3.5.2. Çimentosuz Total Diz Protezi	33
3.6. Patellanın Değiştirilmesi.....	35
4. MATERYAL VE METHOD.....	36
A. Klinik Değerlendirme.....	37
B. Radyolojik Değerlendirme.....	38
C. İstatistiksel Değerlendirme	43
5. BULGULAR.....	44

6. OLGU ÖRNEKLERİ	72
7. TARTIŞMA	85
8. SONUÇ	95
9. KAYNAKLAR.....	96



ÖZET

Giriş ve Amaç:

Primer gonartroz nedeniyle uygulanan arka çapraz bağ koruyan ve kesen total diz artroplastisi tasarımların erken, orta ve uzun dönem sonuçlarını obez kadın hastalarda karşılaştırmak ve ortaya çıkabilecek sorunları araştırmaktır.

Hastalar ve Yöntem:

Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği'nde 2011-2017 tarihleri arasında çimentolu diz protezi uygulanmış 56 obez, kadın hastanın 79 dizi çalışmaya dahil edilmiş, 61 bağ koruyan, 18 bağ kesen protez kullanılmıştır. Hastalar Diz Cemiyeti diz skoru ve diz fonksiyonel skor, Lysholm skoru, VAS, instabilite bakımından değerlendirilmiştir. Radyolojik değerlendirme ise Diz Artroplastisi Radyolojik Değerlendirme kriterlerine göre yapılmıştır.

Bulgular:

Protez sağkalımı, instabilite, gevşeme ve osteoliz, Lysholm skoru, diz fonksiyonel skor ve radyolojik değerlendirme, VAS parametrelerinde belirgin fark saptanmamıştır. Ancak diz skoru, diz eklem aksının dizilimi, diz eklem hareket açıklıkları, diz fleksiyon derecesi açısından istatistiksel olarak fark tespit edilmiştir.

Sonuç:

Obez hastalarda sınırlı cerrahi görüş alanı ve ilerde gelişebilecek PCL yetmezliği nedeniyle PCL'nin kesilmesi hem cerrahi görüş alanı hem de yumuşak doku dengesinin daha iyi sağlanabilmesi bunun da olabilecek teknik hataları en aza indirmesi ve PCL yetmezliğine bağlı instabiliteleri önlemesi açısından PS tasarım TDA'lar daha fazla tercih edilebilir.

SUMMARY

Introduction and Aim:

The aim of this study is compare and figure out the early, mid and long term results of the posterior cruciate retaining (CR) and sacrificed (PS) prosthesis design in total knee arthroplasty which is performed due to primary gonarthrosis in female obese patients and to investigate the problems that would be occurred.

Patients and Methods:

56 obese female patients (79 knee) who had undergone operated with cemented total knee prosthesis at the Department of Orthopedics and Traumatology of Cerrahpasa Medical Faculty between 2011-2017 were included in the study. In 79 cases of operated total knee prosthesis, 61 were performed CR prosthesis design and 18 were PS prosthesis design. Patients were evaluated according to Knee Society Score (knee score and knee functional score), Lysholm score, visual analog score (VAS) and instability. Radiological evaluation was determined according to the criteria of Total Knee Prosthesis Radiological Evaluation.

Results:

No significant statistical differences were found in prosthetic survival, instability, loosening and osteolysis, Lysholm score, knee functional score and radiological evaluation, VAS parameters. But we found the statistical differences in knee score, knee mechanical axial alignment, knee range of motion and knee flexion degree.

Conclusions:

Due to limited surgical area of view and possible further posterior cruciate ligament (PCL) insufficiency in obese patients; PS prosthesis design can be more preferable in order to minimize technical errors, soft tissue balance and prevent for instabilities due to PCL insufficiency than CR prosthesis design.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diz ekleminin artrozu hastaların hayat kalitesini ciddi ölçüde etkileyip hastalarda ağrı ve hareket kısıtlılığı gibi yaşam kalitesini etkileyen sorunlara yol açmaktadır. Sağlıktaki iyileşmelerle birlikte insanların yaşam süresinin artması, beraberinde dejeneratif eklem hastalıklarının görülme sıklığını arttırmakta ve sebep olduğu hastalıklar önemli bir sağlık sorunu oluşturmaktadır. Dizdeki osteoartrit tedavisinde total diz protezi(TDA) hastaların memnun olduğu, yüz güldürücü ve çok başarılı bir tedavi olsa da bu hastaların öncelikli tedavisi konservatif olmalıdır. Bu amaçla uygulanan antienflamatuvar tedavi ve fizik tedavi gibi konservatif tedavi seçeneklerinin fayda göstermediği uygun hastalarda sinovyektomi, eklem debridmanı, distal femoral osteotomi ve eklem koruyucu cerrahi seçeneği olan yüksek tibial osteotomi her zaman akılda bulundurulmalıdır. Diğer tüm tedavi seçenekleri uygulanıp yüz güldürücü sonuç alınamayan hastalarda son seçenek olarak TDA düşünülebilmektedir¹⁻³.

Dünya çapında yapılan TDA'ların sayısı her geçen yıl artmaya devam ediyor çünkü tartışmasız, dizdeki ağrı ve fonksiyon kaybında önemli ve sürekli bir iyileşme ile sonuçlanan en başarılı ortopedi prosedürlerinden biridir⁴.

Tarihe bakarsak süreç total diz rezeksiyon artroplastisi ile başlayıp 70'li yıllarda modern diz protezleri gelişimiyle farklı bir boyuta ulaşmış, gelişmeler ve giderek artan yeni tasarımlarla protez cerrahisi yüz güldürücü sonuçlarıyla başarıyla uygulanabilir hale gelmiştir. Total diz protezlerinin Dünyada ve ülkemizde giderek kullanımı artmaktadır.

Diz artroplastisi ile ilgili çalışmalar 1 asırdan fazladır devam etmektedir. Bir çok materyal denenmiş, protez tasarımları geliştirilmiş, başarı elde edilemeyenler kullanımdan kaldırılmıştır.

Çimentolu diz protezleri sonuçları başarılı olup bu protezler uzun zamandır uygulanmaktadır. Günümüzde çimentolu diz protezi cerrahisi arka çapraz bağ kesen ve bağ koruyan olmak üzere 2 farklı tasarım ve teknik ile kullanılabilir.

Obezite, dünyada yaşayan yarım milyondan fazla obez insan ile salgın oranlarına ulaşmıştır. Dünya Sağlık Örgütü(WHO), aşırı kiloyu; 25 ile 29 arasında bir vücut kitle indeksi, 30 ve üstünü ise obez olarak tanımlar. WHO ayrıca obeziteyi sınıf I(VKİ:30-34.9), sınıf II(VKİ:35-39.9) ve sınıf III(VKİ>40) olarak sınıflandırır^{5,6}. Obezite bir çok

hastalık ve probleme neden olmakla birlikte dolaylı da olsa gonartroza zemin hazırlamaktadır.

Literatürde obez hastalarda primer gonartroz nedeniyle uygulanan arka çapraz bağ kesen ve bağ koruyan diz protezi tekniğinin sonuçlarını kıyaslayarak bildiren yeterli sayıda araştırma mevcut değildir. Bu çalışmada amacımız obez olup kliniğimizde yapılan vakalar üzerinden bu iki tekniğin sonuçlarını karşılaştırmalı ortaya koymak ve literatüre katkı sağlamaktır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Tarihçe

Diz eklemi ve artroplastisi ile ilgili başlayan bilimsel araştırmalar 19.yy da yaygınlaşarak diz eklemi fonksiyonlarının iyileştirilmesi üzerine olmuştur.

Osteotomi ile psödoartroz oluşturarak dize hareket kazandırma çalışmaları ilk kez Barton 1827 yılında, sonra Rodgers 1840 yılında uygulamıřlardır⁷.

Fergusson, 1861 yılında diz ekleminde rezeksiyon artroplastisi kavramından bahsetmiştir. Verneuil, 1863 yılında eklem kapsülünü, ilk interpozisyon artroplastisini uygulamak için kullanmıştır. Baer 1914 yılında krome domuz mesanesini, Sampson 1949 yılında sefalon, Kuhns ve Potter 1950’de naylon, Brown 1958’de cildi interpozisyon malzemesi olarak uygulamıştır^{2,8,9}.

Kalça protezinde Smith-Petersen’in başarılı olarak ‘‘vitalium cup’’ uygulaması, Campbell ve Boyd’e ilham kaynağı olmuş ve 1940 yılında benzerini diz eklemine kullanmışlardır^{10,11}.

Smith-Petersen, 1950 yılında protezini medüller sap ile revize etmiş ‘‘Massachusetts General Hospital (MGH) protezi’’ni tasarlamıştır^{10,11}.

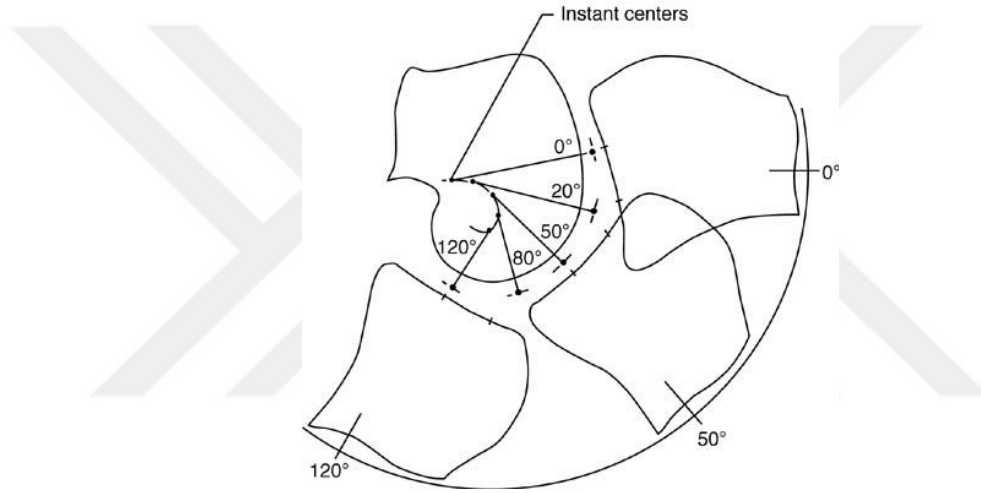
1958 yılında benzer dönemlerde Macintosh ve Mc Keever’in ayrı yaptıkları çalışmalarda tibial plato ilaveli hemiartroplastiyi özellikle romatoid artritli hastalarda kullanmış ancak yüzeylelerden sadece birine uygulanması hem erkenden gevşemesine, hem de değişmeyen yüzeydeki ağrının devam etmesine neden olmuştur^{2,7,8}.

1950 yılında Walldius, menteşeli tip protez tasarlayıp her iki eklem yüzeyini de değiştirmiştir. Daha sonraki yıllarda benzer araştırmalar yapılmış olup bu tarz protezler ileri evre eklemi dejene olan hasta gruplarına uygulanmıştır, takiplerinde yetersiz tespit ve kısıtlı hareket olduğu tespit edilmiştir. Metal yüzlerin sürtünmesi metalik parçacıklar (debris) ve enflamasyon oluşturmuş, erken gevşemeler görölmüş ve başarısız sonuçlar tespit edilmiřtir¹¹.

1973 yılında arka çapraz bağı koruyan protezlerin ilk yapımı ‘‘Hospital for Special Surgery’’ tarafından geliştirilmiştir. Femoral komponent kobalt-krom alaşımından tibial ve patellar komponentler tamamen polietilenden oluşup çimentolu tespit uygulanmış ve başarılı veriler tespit edilmiştir^{2,8}.

Arka çapraz bağı korumayan protezler ise yine aynı zamanlarda Freeman-Swanson tarafından tasarlanmış, tibial komponent iki ayrı parçadan oluşmuştur. Bu tasarımda her iki çapraz bağ da kesilmektedir^{2,8}.

Gunston 1967 yılında protezlerin modern anlamda başlangıcını, Policentric Diz Protezini geliştirerek yapmıştır. “Femoral rollback” olarak adlandırılan diz kinematiğine yönelik çalışmalarını 1971’de yayımlayan Gunston, diz ekleminde hareketlerin tek bir yönde değil, devamlı değişen dönme merkezlerinde, femurun tibia üzerinde arkaya kayması ve yuvarlanması ile olduğunu belirtmiştir^{2,8}



Şekil 1 Gunston tarafından tariflenen rotasyon merkezleri²

1972’de Townley, bikondiler şekilde posterior çapraz bağı koruyan protez planlamıştır. Coventry benzer zamanlarda, her iki çapraz bağın korunduğu geometrik protezi diz ekleminin biyomekaniğinden esinlenerek geliştirmiştir.

Gunston’un araştırmasını takip eden zamanlarda dizin biyomekaniği ile ilgili daha net bilgiler öğrenmiş ve 2.jenerasyon implantları geliştirilmiştir.

Total diz protezinin modernize edilmesi Gunston ve Freeman-Swanson tarafından olup cerrahi yöntem ve implantların tasarımı açısından büyük katkı sağlamıştır. Bu çalışmaların temel ilkeleri şöyledir:

1-Kesilen kemik miktarı artrodez ameliyatındakinden fazla olmamalıdır çünkü gereğinde kurtarma ameliyatına izin verebilmelidir.

2-Gevşemenin olabildiğince az olması için, implantlar arasındaki sürtünme olabildiğince az olmalıdır. Menteşeli tipte olduğu gibi femoral ve tibial implantlar direk bağlantılı olmamalıdır. Diz eklemının hiperekstansiyona gelmesine engel olacak mekanizma hızlıca değil, yavaş yavaş kontrollü olmalıdır. İmplantlar yerleştirilirken kuvvetlerin kemiğın en geniş alana dağıtılabilecek şekilde olmasına dikkat edilmelidir.

3-Aşınmaya ait materyaller olabildiğince zararsız ve az olmalıdır.

4-Enfeksiyon riskini azaltmak için uzun intramedüller stem ve kemik içi çimentolamadan kaçınmak gerekir.

5- İmplantlarda en az ölü boşluk bırakılarak enfeksiyon riski en aza indirilmelidir.

6-Hastaların gündelik yaşamda işlerini sorunsuz yapabilmesi için en kötü 90° fleksiyon ve en fazla 5° hiperekstansiyona izin verilmelidir.

7-Diz ekleminde dönme hareketleri rahat olmalıdır.

8-Lateral ve medial kollateral ligamanlar başta olmak üzere yumuşak doku komponentleri diz eklemının her yöndeki fazla hareketini engellemelidir¹².

Freeman ve Swanson 1973'te Imperial College London Hospital'da (I.C.L.H.), femur kondillerinin tibia platosu üstünde yuvarlanması ilkesine göre I.C.L.H. protezini geliştirerek tasarlamıştır. Bu implant çeşidinde çarpaz bağların her ikisi de kesilmektedir. Diz ekleminde kapsül ve yan bağlar stabiliteyi sağlanmaktaydı^{2,8}.

Şu an kullandığımız modern trikomportmental protezlerin ilki olan Total Condylar Protez 1973'te Hospital for Special Surgery'de Insall tarafından geliştirmiştir. Bu protez krom-kobalt femoral komponent ile polietilen tibial plato yüzünden oluşmaktadır. Arka çarpaz bağ kesilen bu implantta, çıkık ve kayma, tibial parçanın ön ve arka kısımları ile engellenmektedir. Fleksiyon ve ekstansiyon aralığının uygun ayarlanmadığı durumlarda, femurun kayma ve yuvarlanma hareketlerini uygun şekilde yapamaması nedeniyle femur metafizi, 95° diz fleksiyonunda polietilen tibial eklem yüzeyine takılmaktaydı. Bu fleksiyonu kısıtlayan ciddi bir sorundu^{2,8}.

Bu sorunu gidermek amacıyla 1978 yılında Insall ve Burstein tarafından geliştirilen posterior çarpaz bağı korumayan "PCL substituting" protezler kullanıma girmiştir. Bu çeşit implant ile, arka çarpaz bağı kesen tip protezlerde tespit edilen diz hareketindeki kısıtlılığını gidermek, posterior destek sağlayıp stabilizasyonu güçlendirmek ve dizdeki kayma hareketini sağlamak amaçlanmıştır^{2,8}.

Kodama-Yamamoto 1977'de ilk çimentosuz diz protezini üretip uygulamıştır¹³. Aynı dönemde Freeman, The Imperial College London Hospital'de¹⁴, Ring de kendi ismini verdiği çimentosuz diz protezlerini tasarlayıp uygulamıştır¹⁵. Çimentosuz total diz protezleri üstündeki araştırmalar bu süreçten sonra yoğunlaşmış, birçok bilim adamı yeni tasarımlar oluşturmuş ve kullanmaya başlamıştır. 1978 yılında Buechel ve Pappas düşük temas yüzeyli LCS protezini¹⁶, Hungerford, Kenna ve Karcow 1980 yılında poroz kaplı anatomik diz protezlerini geliştirip kullandılar¹⁷. Whiteside 1982 yılında Ortoloc I protezini¹⁸, 1983'te Lâskîn Tricon-M protezini geliştirdi¹⁹. 1984'te Miller Galante protezi tasarlandı²⁰. 1984'te Ritter, Keating ve Faris Anatomic Graduated Komponenti (Biomed, Warsaw IN) ortaya koydu²¹.

1980'lerde Hungerford ve arkadaşlarının tasarladıkları ve uygun yapıldığında hatayı en aza indirmeyi amaçlayan Universal Total Diz Enstrumentasyon Sistemi diz protezi tarihindeki önemli gelişmelerden biridir. Kobalt titanyum karışımlı metallerin ve bu metal alaşımların temas ettiği 'ultramolekül ağırlıklı polietilen'in (UHMWPE) kullanımı ile birlikte dizin üç komponentinin de değiştirildiği protez tasarımlarının ortaya çıkmasını sağlamıştır^{2,8,22}.

Sonraki zamalarda implant tasarımları ve bu konudaki fikir ayrılıkları daha çok tespit, çarpaz bağların kesilip kesilmemesi, patellanın değiştirilip değiştirilmemesi üzerine olmuştur. Tespit ve aşınma sorunlarına yönelik kobalt-krom, titanyum, seramik gibi alaşımlarla ultramolekül ağırlıklı polietilen komponentlerin birlikte kullanıldığı protezler üretilmiştir⁹.

1996 yılına gelindiğinde Pritchett JW, 50 hastaya bilateral total diz protezi uygulanmış, hastaların bir tarafına her iki çarpaz bağı da koruyan 'bicruciate retaining protez(BCR)' diğer tarafına sadece posterior çarpaz bağı koruyan protez uygulamış ve ağrı, instabilite, hissetme, merdiven çıkma durumlarını sorgulayıp komponent pozisyonları, fizik tedavi gereksinimleri, güç, hareket açıklığı sonuçlarını karşılaştırmıştır²³.

Günümüzde artık total diz protezine, total kalça protezleri kadar ömür biçilmiş, tüm dünyada geniş alanlarda uygulanmış ve yüksek başarıya ulaşmıştır.

2.2. Diz Eklem Anatomisi

Diz eklemi vücuttaki en büyük eklemdir. Diz eklemi patellofemoral ve tibiofemoral eklem olarak 2 çeşit eklem yapar ve fleksiyon-ekstansiyon hareketine olanak sağlayan yüzey şekline göre menteşe(ginglimus) tipi eklem çeşididir. Vücut ağırlığı femoral kondillerden tibia platosuna yansıtılır. Fleksiyon-ekstansiyon dışında az da olsa abduksiyon, adduksiyon ve özellikle tibianın dış-ıç rotasyonu ile diz eklemi rotasyon yapabilir^{24,25}.

Dizin anatomik yapısı 3 ana başlıkta değerlendirilebilir;

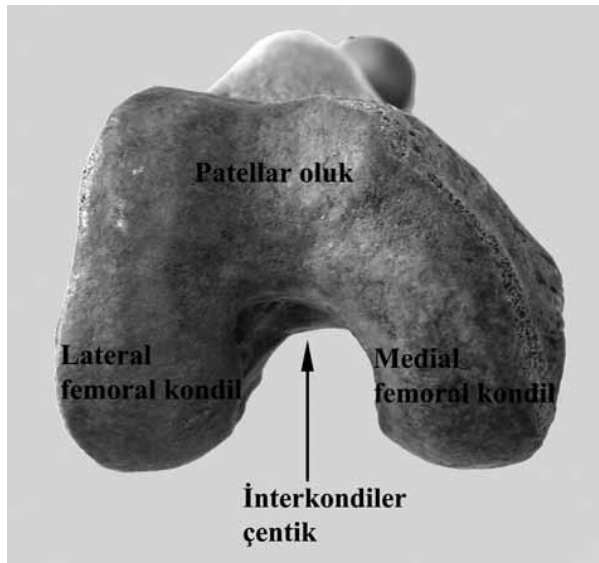
a-Kemik yapılar

b-Kemik dışı eklem içi yapılar

c-Kemik dışı eklem dışı yapılar

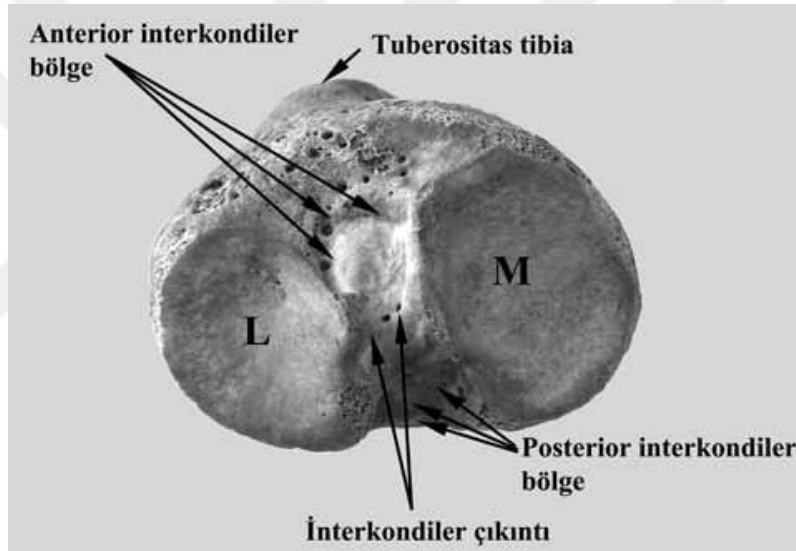
2.2.1. Kemik Yapılar

Diz eklemi distal femur, plato tibia ve patella kemiklerinden oluşur. Distal femur medial ve lateral kondillerden oluşmaktadır. Medial kondil simetrik ve daha büyüktür. Sagittal düzlemde lateral kondilin uzunluğu mediale göre daha fazladır. Dizin anatomik valgusunu frontal ekseninde lateral kondilin mediale göre daha yüksekte olması belirler. Femurun medial kondili ile sagittal plan arasında 22° lik bir açı vardır. Bu durum ‘mil dirseği’ adı verilen mekanizmayı oluşturmuştur. Bu durum ile yan bağlar diz ekstansiyonda gerilirken fleksiyonda gevşer. Patellofemoral eklemde ön kısmında femur distalinde troklea adı verilen yapı bulunur²⁶⁻²⁸.

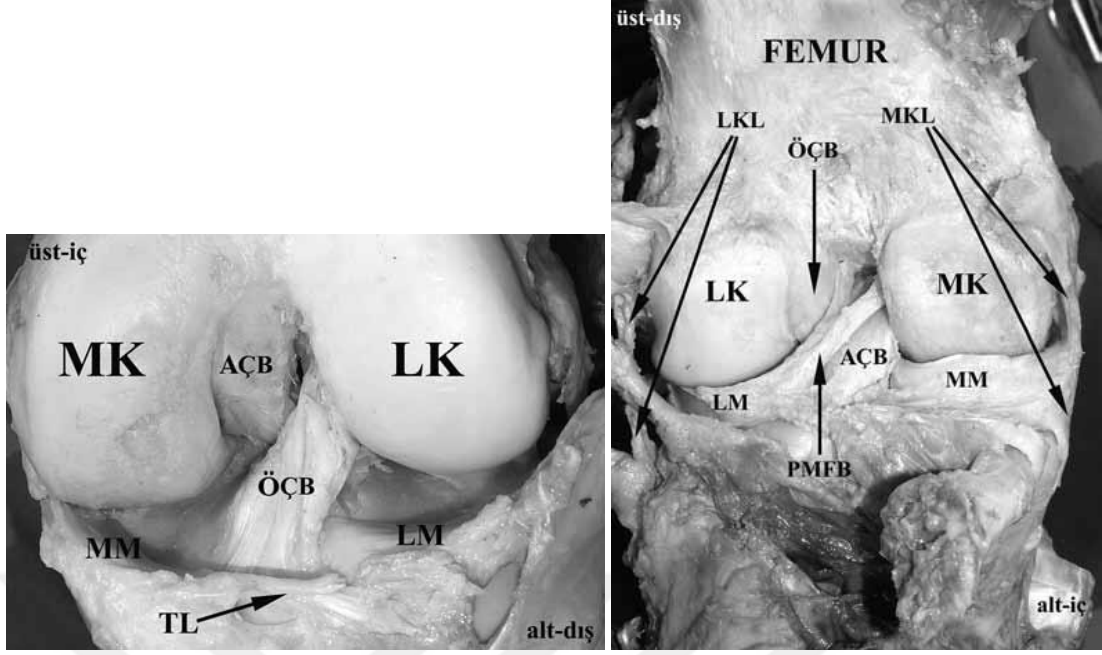


Şekil 2 Femur distal kısmı²⁹

Proksimal tibia lateral-medial plato ve platoların arasında bulunan eminensia interkondilaris yapılarından meydana gelmektedir. Tibianın medial platosu laterale kıyasla daha konkav ve düzdür. Lateral tibia platosu ise az miktarda konveks yapıdadır. Esas yük iç plato ile taşınırken iç plato dış platoya kıyasla ebat olarak daha büyüktür. Eminensia interkondilarisin anterior bölümünde iç menisküsün anterior boynuzu, anterior cruciate ligamanın proksimal tibiaya bağlanan bölümü ve dış menisküsün ön kısmı bulunur. Eminensia interkondilarisin posterior bölümünde iç-dış menisküs posterior kısımları ve arka çapraz bağ bulunur. Plato tibianın sagittal düzlemi ile yer düzlemi arasında 8°-10° lik posteriora eğim vardır^{26,27}.



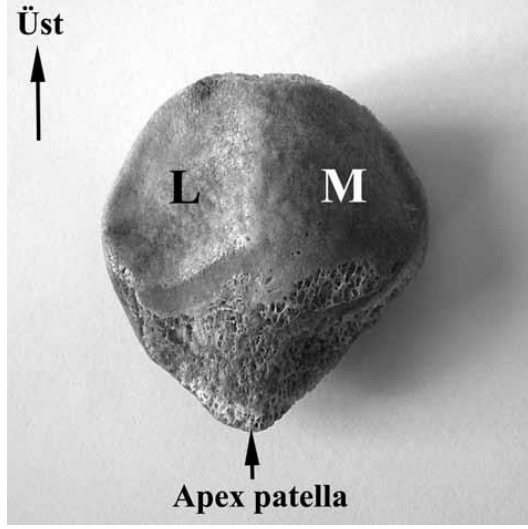
Şekil 3 Tibia platosu üstten görünümü
(L: Lateral tibia M: Medial tibia)²⁹



Şekil 4 Diz ekleminin ön ve arkadan görünümü

(ÖÇB: Ön çapraz bağ, AÇB: Arka çapraz bağ, LK: Lateral kondil, MK: Medial kondil, MM: Medial menisküs, LM: Lateral menisküs, TL: Transvers intermeniskal bağ, PMFB: Posterior meniskofemoral bağ, MKL: Medial kollateral bağ, LKL: Lateral kollateral bağ)²⁹

Vücudumuzdaki en büyük sesamoid kemik patella olup diz ekstansiyonunun en önemli bileşenlerindendir. Ekstansiyon mekanizmasının kaldıraç kolunu uzatarak kemik yapılarla oluşabilecek travmaları önler. Diz eklemi fleksiyon derecelerine göre farklı eklemleşmeler gösterir; 90° fleksiyundayken, patella femoral oluk troklea ile, diz fleksiyonu arttığında ise iç ve dış kısımları femur kondilleriyle eklem yapar. Diz eklemi 45° fleksiyonda iken patella en büyük eklem temas yüzeyine ulaşır. Patella eklem yüzü dikey bir katman ile iç ve dış yüzeylere ayrılır. Patella eklem yüzü femur distaldeki oluk ile eklemleşir, diz eklemi bükülmeye devam ettikçe diz kapağı dışa doğru kayar ve iç rotasyon yapar²⁵⁻²⁷.



Şekil 5 Patellanın eklem yüzeyi görünümü
(L: Lateral kısım, M: Medial kısım)²⁹

2.2.2. Kemik Dışı Eklem İçi Yapılar

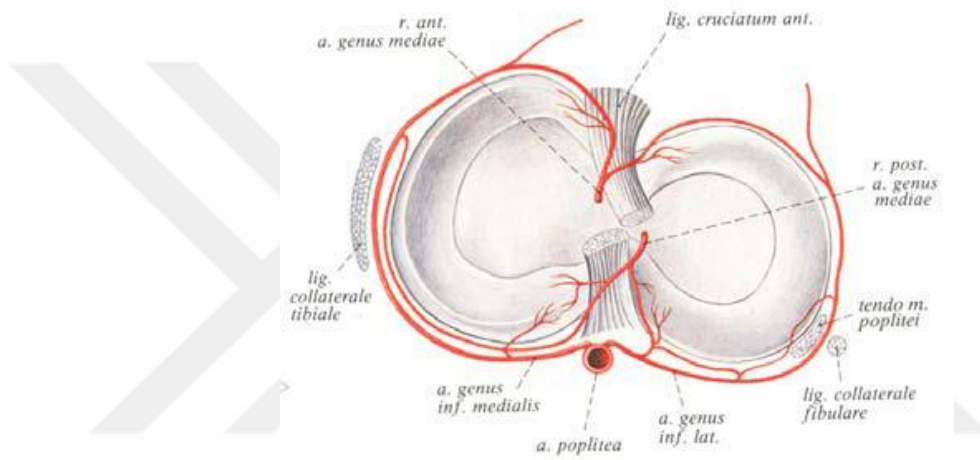
Menisküsler yarım ay görünümünde, fibrokartilajdan oluşan, femur distalinin proksimal tibia eklemine uyumlu oturmasını sağlayan ve eklem yüzeyini arttıran yapılardır. Menisküsler, proksimal tibia eklemine 2/3 lük dış kısmını örter. Menisküsler diz eklem aralığında proksimal tibial yüzeyi derinleştiren, kontak alanını arttıran ve birim alana etki eden kuvveti azaltan, şok absorpsiyonu yapan, rotasyonu dengeleyen ve translasyonu önleyen oluşumlardır^{26,27}.

Lateral menisküs mediale göre daha yuvarlak şekilli olup yüzey alanı daha geniştir. Dış menisküsün 2 bağı mevcuttur; arka çapraz bağın anteriorunda "lig. meniskofemorale anterior"(Humphry lig.), posteriorunda "lig. meniskofemorale posterior"(Wrisberg) bulunur. Dış menisküsün, dış yan bağ ve kapsülle ilişkisi çok güçlü olmadığından genel olarak hareketlidir ve gerilme kuvvetine daha az maruz kalır. Tibiaya eksternal rotasyon yaptırıldığında dış menisküs posteriora doğru yoğunlaşır, tibia kondilinin yüzeyi, menisküs etrafından hafifçe öne doğru taşar. İç rotasyonda ise tam tersi olur. Lateral menisküsün posterior kısmındaki sulkusta popliteus tendonu seyrederek^{26,27}.

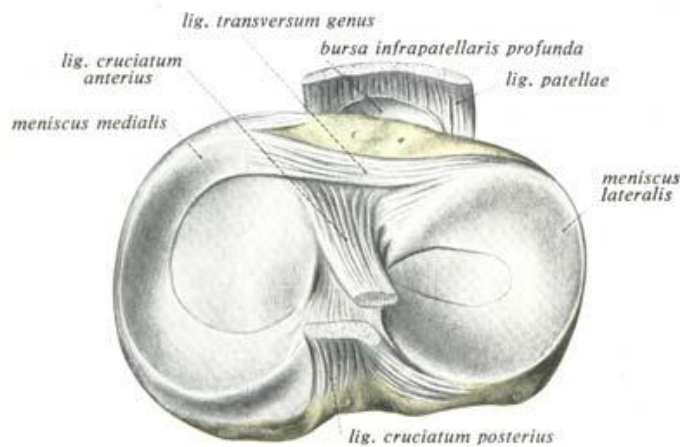
Medial menisküs tam yuvarlak olmayıp C şeklindedir. Dış menisküse kıyasla kenarları daha kalındır. Anterior kısmı, ön çapraz bağ ile birlikte interkondiler çıkıntıya bağlanır. Posterior kısmı, arka çapraz bağ ile birlikte interkondiler çıkıntının arkasına bağlanır. İç menisküs laterale kıyasla daha az hareketlidir çünkü iç menisküs periferik

kısımları yan bağlara laterale göre daha sıkıca bağlanır. Arka yan kısmında popliteus kası bulunur. Ligamentum transversum genus her iki menisküsü anteriorda birbirine bağlar^{26,27}.

Menisküslerin görevleri; yük taşıma, hareket kolaylığı sağlama, stabiliteye katkı, eklem kıkırdağının beslenmesi ve şok absorpsiyonu. Menisküsün farklı kısımlarının beslenmesi farklı damarlar ile olur. Her iki menisküsün %30 luk dış kesiminin beslenmesi süperior ve inferior geniküler arterlerin dalları ile oluşan kapiller damar yumağından olurken, iç kesimlerinin beslenmesi eklem sıvısından diffüzyon ile olur^{26,27}.



Şekil 6 Menisküslerin ön çapraz bağ ile ilişkisi ve damar ağları³⁰

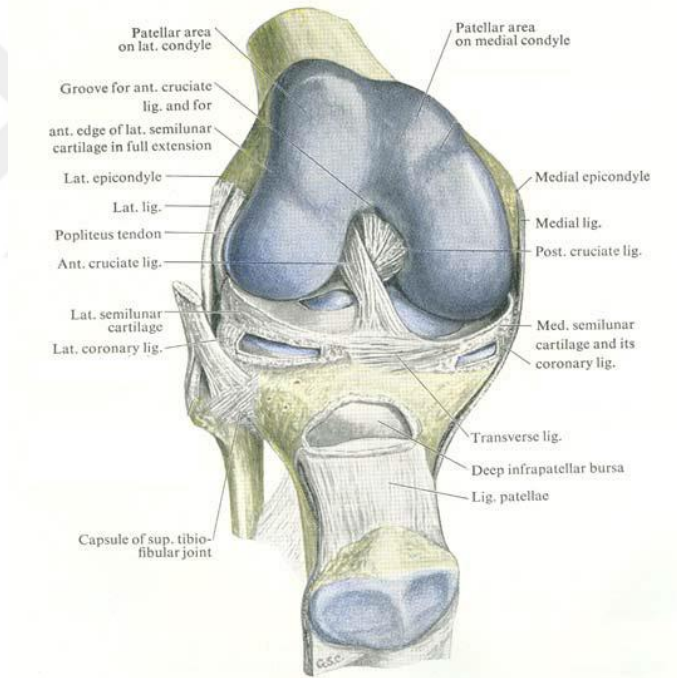


Şekil 7 Menisküslerin çapraz bağlar ve ligamanlarla ilişkisi³⁰

Ön çapraz bağ(ÖÇB) ‘‘eminientia interkondilaris’’in anteriorundan femur lateral kondilinin medial yüzü posterioruna doğru yelpaze şeklinde seyreder. ÖÇB’nin anteromedial ve posterolateral olmak üzere 2 banttıan oluşan bir bağ olduğu kabul görse bile bazı kaynaklarda intermediate olarak isimlendirilen ek bant belirtilmiřtir²⁵⁻²⁷.

Diz ekleminin 20-30 derece fleksiyonda tibianın öne kaymasını engelleyen, dize uygulanan varus-valgus stresine ve tibianın iç rotasyona karşı direnç kuvveti oluşturan ÖÇB ortalama 38 mm uzunluk, 11 mm genişliktedir^{27,28,31}.

ÖÇB’nin beslenmesi; inferior-süperior geniküler arterler damar yumağı ve orta geniküler arterin arka kapsüle uzandığı dalları ile olur. ÖÇB rüptüründe bu damar ağı ile beslenme geri dönüşümsüz olarak etkilendiğinden ÖÇB rüptürünün tamiri sonrası iyileşme durumu zayıftır^{20,23,24}.



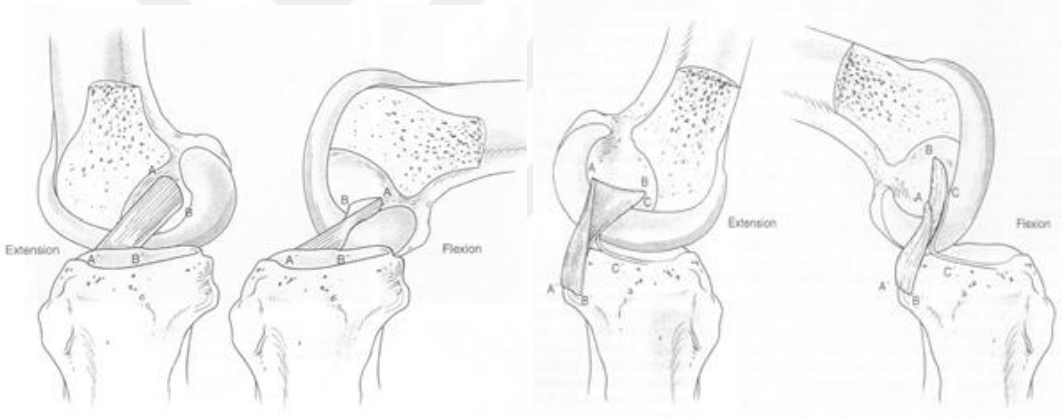
şekil 8 Diz eklem yapısı ve görünümü³²

Arka çapraz bağ(AÇB) ÖÇB’ye kıyasla daha düz ve daha dayanıklı bir bağdır. Femur kondilleri arasındaki bölgede iç kondilin dış yüzeyinden plato tibia arkasına doğru uzanır ve iç menisküs arkasındaki bölgeye(fovea centralis) tutunur. AÇB’ın femur kondili üstündeki bağlanma yeri ‘transepikondiler hat’ olarak isimlendirilen ve diz ekleminin aksiyel plandaki dönme merkezini oluşturan hat üzerindedir. AÇB 2

banttandır; posteromedial bant diz ekstansiyonunda daha gerilmiş olup anterolateral bant ise diz fleksiyonunda daha gergin durumdadır. Tibianın arkaya kayması engellemek ve tibianın dış rotasyonu sınırlamak AÇB'nin esas görevidir²⁷.

AÇB'nin arka kapsülle olan ilişkisinden ötürü ÖÇB'ye kıyasla kanlanması farklıdır. ÖÇB yırtıkları kalıcı beslenme sorunlarına yol açarken AÇB'nin farklı kanlanmasından dolayı kısmi yırtıklarının primer onarımı iyileşme ihtimalini yükseltir^{28,31}.

Temel fonksiyonu, tibianın posteriora yer değiştirmesini önlemektir. Beraberinde dizin rotasyonu esnasında, menisküsleri destekleyip sabitler, dışa dönme kuvvetlerine engel olur ve diz ekleminin fleksiyonu esnasında tibia üzerinde femur kayarken yuvarlanmanın oluşmasına neden olur^{28,31}.



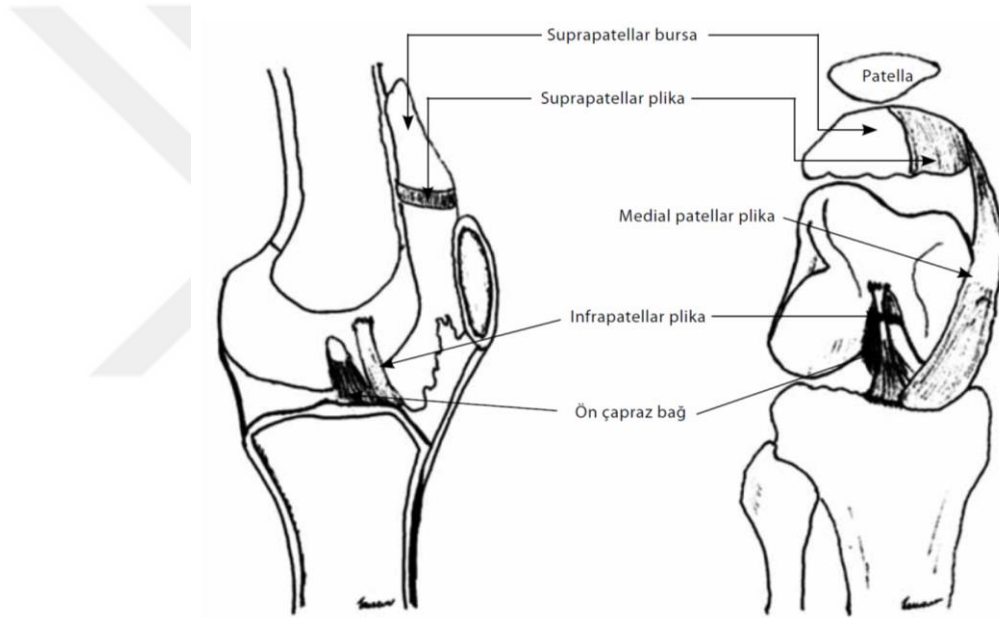
Şekil 9 ÖÇB'nin anteromedial ve posterolateral bantı ile AÇB'nin anterolateral ve posteromedial bantı²⁸

Sinovyum fibröz yapıda bir membran olup eklem kapsülünün iç yüzeyini döşer ve çarpaz bağların etrafında bir kılıf oluşturur^{26,27} (Şekil 10).

Vücudumuzdaki en geniş sinovyal alan diz ekleminde bulunur. Sinovyal katlantı kuadriceps kası ile uyluk en distali arasında 'suprapateller bursa' adı verilen alanı oluşturur (Şekil 10). Çarpaz bağlar diz eklemi içinde yer almasına rağmen sinovyal membran dışındadır. Menisküsler de sinovya tarafından örtülmeyen yapılar içindedir^{26,27}.



Şekil 10 Diz ekleminin posterior ve lateral plan görünümü³⁰



Şekil 11 Diz eklemindeki plikalar³³

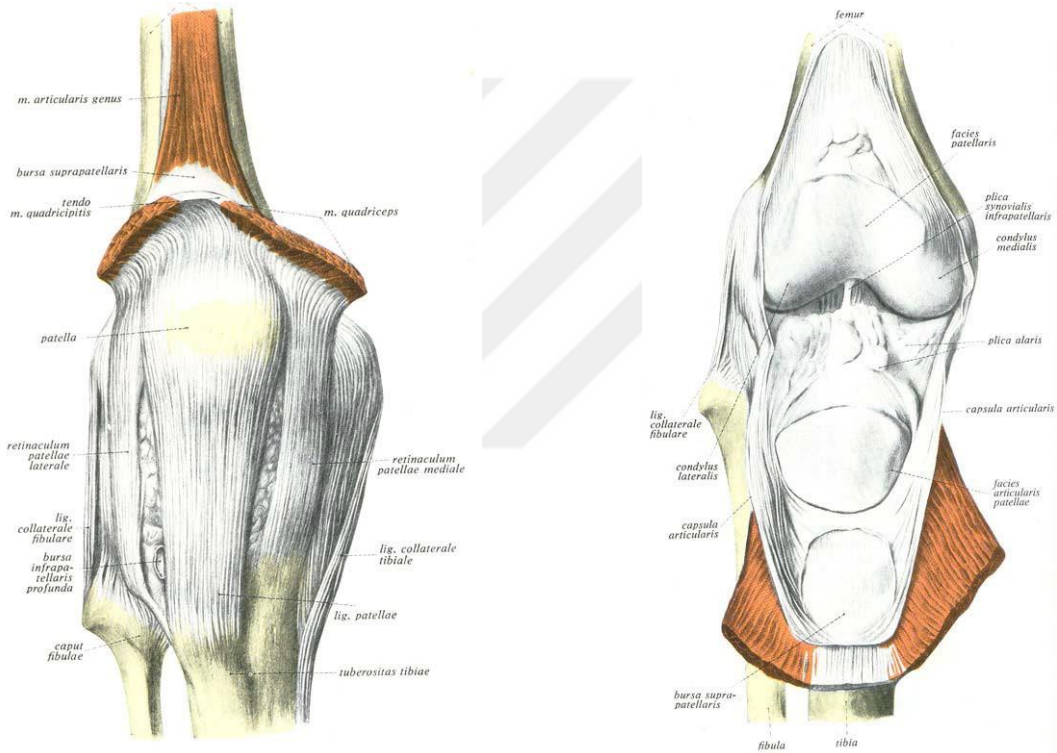
Sinovyal membranların embriyolojik kalıntıları 'plika' olarak adlandırılır. Plikalar içinde 'ligamentum mucosum' en çok görülendir ve interkondiler alanda bulunur. Diğerleri suprapatellar plika ve patella altındaki yağ hücre alanından diz eklemini içine medial alana doğru seyreden medial plikadır²⁵.

İnferior medial ve lateral geniküler arter dallarından oluşan vasküler ark infrapatellar yağ yastığında yer alır ve ÖÇB'in kanlanmasından sorumludur. Bu yastık kondiller arası alana lig. mucosum ile tutunur²⁵.

2.2.3. Kemik Dışı Eklem Dışı Yapılar

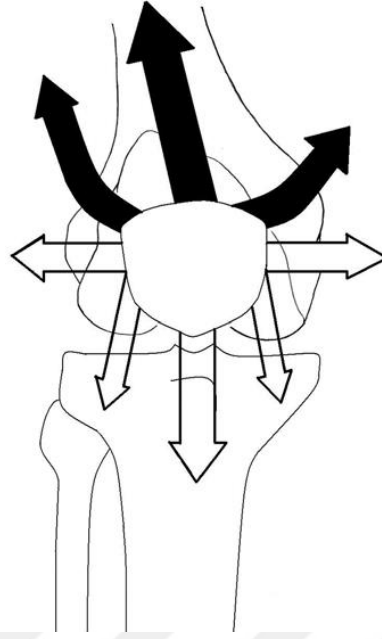
2.2.3.1. Kas Yapıları

Rektus femoris, vastus lateralis, vastus medialis, vastus intermedius kas grupları birleşerek kuadriceps kasını oluşturur. Kas distaldeki devamında kuadriceps tendonuna dönüşür. Bu tendon patella üstünden diz kapağını içine alarak proksimal tibia da tuberositas tibiaya doğru uzanır ve oraya yapışır. Patella alt ucundan sonra patellar tendon olarak isim değiştirir. Bu tendon mekanizması dizin en önemli ve en güçlü ekstansör yapısıdır²⁸.



Şekil 12 Diz ekleminin ön tarafındaki yüzeysel ve derin yapılar³⁰

Kuadriseps kas lifleri anatomik olarak patellar tendon ile aynı aksta değildir. Kuadricepsi oluşturan kas grupları diz kapağına farklı açılar ile tutunur; örneğin vastus lateralis 14° , vastus medialis 55° lik bir açı yapar. Patellar tendon ile kuadriseps tendon aksları arasındaki açığa ‘‘Q açısı’’ denir ve bu açı kadın ile erkek arasında farklılık gösterse de yaklaşık $12-15^\circ$ dir. Q açısı artarsa diz kapağının laterale doğru kayma kuvveti artar. Diz eklem fleksiyonunun başlangıcında, diz kapağının dışa kaymasını önleyecek tek oluşum vastus medialisin oblik kaslarıdır. Fleksiyon devam ettikçe, bu kas grubunun görevini troklea üstlenir².



Şekil 13 Patellaya etki eden kuvvetler³⁴

Hamstringler; sartorius, semitendinosus ve grasilis tarafından oluşturulan kas grubudur. Bu kas grubu tibia iç yüzeyine tutunarak pes anserinus oluşturur. Hamstring kasları, dizi hem rotasyonel gerilemelerden, hem de valgus kuvvetlerinden korurlar. Krurise asıl fleksiyon ve az da iç rotasyon yaptırırlar^{27,28}.

Gastroknemius kası; proksimalde femoral kondillerden başlayıp, kruris posteriorunda soleus kası ile beraber devam edip distalde aşil tendonuna dönüşerek kalkaneusa tutunur. Plantaris kası, femoral kondilin superolateralinden başlayıp gastroknemius medial başı altında seyreder²⁸.

Semimembranöz kası, krurise fleksiyon ve iç rotasyon yaptırır. Semimembranozus tendonu ve kılıfı, posteromedialde eklem kapsülü ve medial menisküs ile birlikte “semimembranöz kompleksi“ oluşturur ve posteromedial köşenin stabilizasyonunu sağlarlar²⁷.

Biceps femoris kası, krurise fleksiyon ve dış rotasyon yaptırıp dizi rotasyonel kuvvetlere ve varus gerilimine karşı korur²⁸.

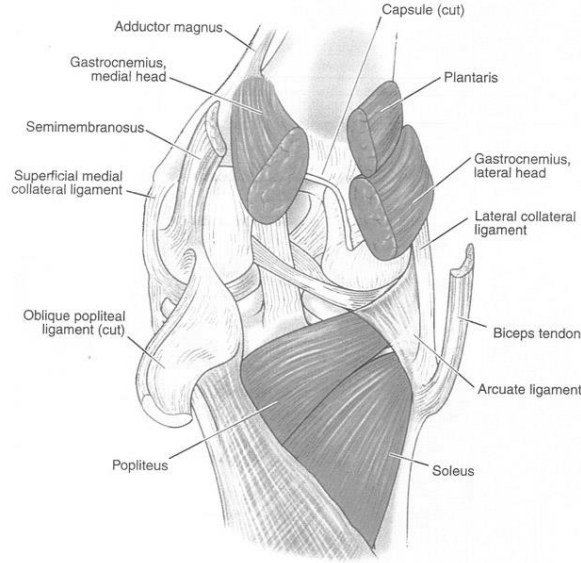
Popliteal fossa;

-Medialde semimembranozus tendonu,

-Lateralde biceps femoris tendonu

-İnferiorde gastroknemius kasının medial ve lateral başları

tarafından sınırlanarak oluşur. Diz eklemi içte sartorius, gracilis ve semitendinosus dışta iliotibial traktus tarafından pelvik halkaya sabitlenir^{27,28}.



Şekil 14 Diz eklemindeki yapılar²⁸

2.2.3.2. Diz Eklemine Kanlanması ve İnnervasyonu

Femoral arter, Hunter kanalının devamında popliteal arter olarak isimlendirilir.

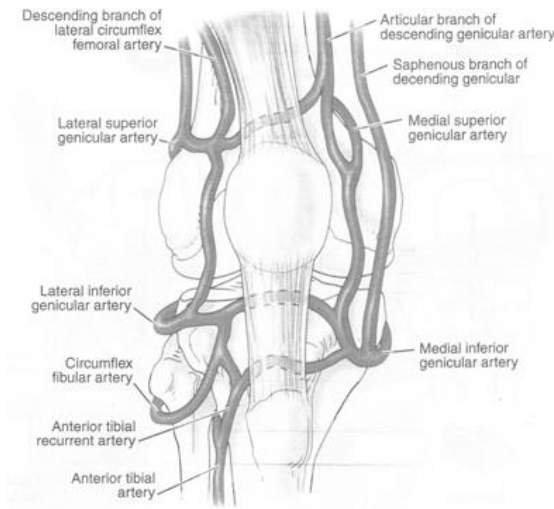
Popliteal fossanın distalinde ikiye ayrılır; anterior ve posterior tibial arter.

Popliteal fossada seyreden popliteal arter burada beş dal verir;

- A.genu superior lateralis
- A.genu superior medialis
- A.genu media
- A.genu inferior lateralis
- A.genu inferior medialis

Bu geniküler arter dalları diz çevresinde damar ağı oluşturur. Diz eklemi femoral kondil seviyesinde ayrılan superior medial-lateral genikuler arterler tarafından beslenir. Posterior oblik bağ ve çarpaz bağlar arteria genu media tarafından beslenir. Femoral sirkumfleks arterin inen dalı, fibuler sirkumfleks arter ve femoral arterin inen genikuler dalı eklemi besleyen damar ağı yapısına katılarak kanlanmasına destek olur^{27,28} (Şekil 15).

Popliteal ven, tibialis anterior ve posterior venlerinin birleşimiyle oluşur ve bu oluşuma popliteal fossada safen ven dahil olur. Popliteal ven fossadan çıkınca femoral ven adını alarak devam eder^{27,28}.



Şekil 15 Diz ekleminin beslenmesi²⁸

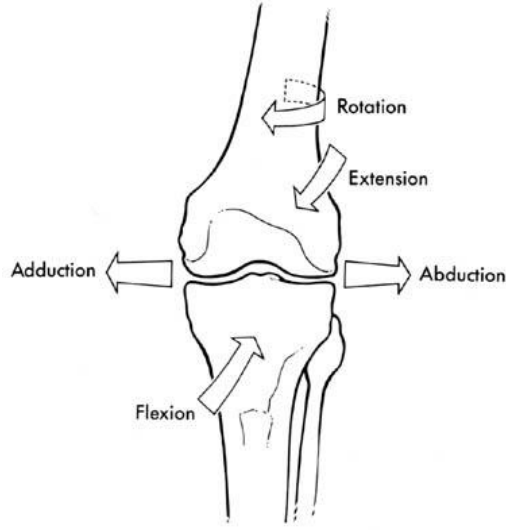
A.genu superior lateralis patellanın beslenmesinde önemli rol oynar. Bu nedenle bu arterin kesilmesi, patellanın kanlanmasını bozabileceğinden avasküler nekroz ihtimalini artırır¹.

Dizin innervasyonu femoral, peroneal, tibial ve obturator sinirler tarafından sağlanır. Siyatik sinirden tibial sinir ayrılınca popliteal fossada soleus, gastrocnemius, popliteus ve plantaris kaslarına motor dal verir. Peroneal sinir ise popliteal fossada biceps femoris kası ile yakın seyrederek ve fibula başı posteriorundan dönüp distale doğru seyrederek. Patella etrafında iç, dış ve orta femoral duyu dalları ile femoral sinirden ayrılan safen sinirinin dalları nöral pleksus ağını oluşturur. Safen sinirden ayrılan infrapatellar dal, sartorius kasını çaprazlayıp patellar tendon, ön iç kapsül ve o taraftaki cildin duyesunu alır. Diz medialinde distale doğru safen sinir seyrederek²⁷.

2.3. Diz Eklemının Biyomekaniği

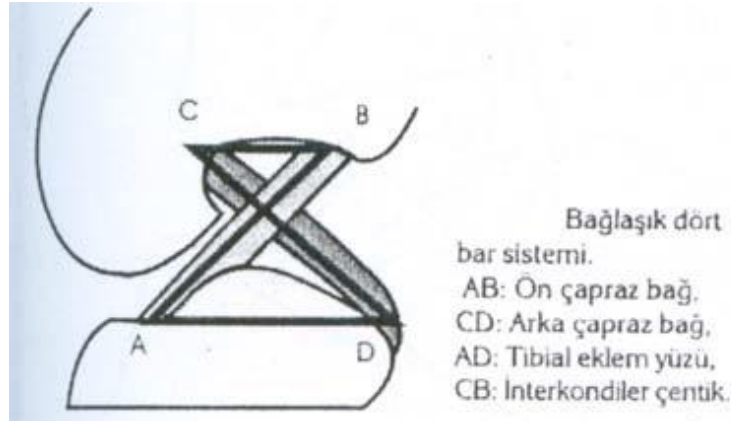
Diz eklemi farklı plan ve akslarda hareket sağlayan menteşe tipi bir eklemdir. Sagittal düzlemde fleksiyon-ekstansiyon, koronal düzlemde abduksiyon-addüksiyon, transvers düzlemde ise iç-dış rotasyon hareketleri görülür^{2,24}(Şekil 16)

Diz normal fleksiyonu aktif 140° pasif 160°, ekstansiyonu ise 5-10° hiperekstansiyon olarak görülür².



Şekil 16 Diz eklemının farklı düzlemlerdeki hareketleri²

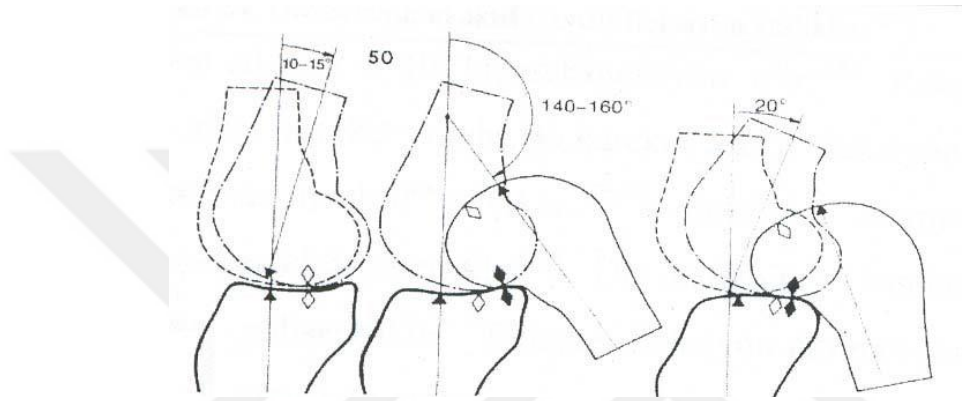
Diz eklemi tam ekstansiyonda sağlanan stabilite ile streslere karşı direnirken aynı zamanda belirli bir fleksiyon açısından sonra geniş hareket açıklığına kavuşur. Mekanik olarak çelişen bu iki durum(stabilite ve hareketlilik fonksiyonları) “kinematik çatışma” olarak isimlendirilmektedir².



Şekil 17 Bağlaşık dört bar sisteminin şematize hali²⁴

Dizin bağlaşık dört bar sistemi, ön ve arka çapraz bağlar ile bu bağların femur ve tibia yapışma noktalarını birleştiren doğruların oluşturduğu fleksiyon-ekstansiyon kinematığıdır(Şekil 17). Diz eklemi ekstansiyondayken fleksiyon hareketi sırasında tibia

platosunun femurdaki hareketine dönme ile beraber kayma da katılır. Böylece femurdaki dönme merkezi de devamlı farklılık gösterir. Bu yuvarlanma ve kayma hareketlerinin birlikteliği femoral rollback olarak isimlendirilir(Şekil 18). Bu durumdan öncelikle arka çarpraz bağın önemi büyüktür. Diz eklemi 90° fleksiyona kadar femur-tibia temas noktası yaklaşık 14 mm posteriora doğru yer değiştirir. Bu hareket ile femurun tibianın arkasına düşmesi bağlaşık dört bağ sistemi ile engellenir²⁴.



Şekil 18 Femurun kayma ve yuvarlanma hareketinin şematize hali²⁴

Kişinin sosyal hayatı etkilenmemesi ve günlük aktivitelerini belirli bir düzeyde yapabilmesi için diz eklemının belli bir düzeyde hareketinin sağlanması gerekir. Yürüme sırasında 60° , merdiven kullanırken 80° , sandalyeye oturma-kalkma sırasında 90° , daha ileri işlevsel fonksiyonlar için ise 115° ve üzeri fleksiyon hareketine gerek vardır. Normal bir bireyde diz 140° derece fleksiyon ve -5° ye kadar hiperekstansiyona izin verir².

Dizin fleksiyon-ekstansiyon sırasında bağların farklı derece gerginliği bulunur. Diz eklemi ekstansiyondayken ön çarpraz bağın posterolateral bantı, her iki yan bağlar ve arka çarpraz bağın posteromedial bantı gergin dururken fleksiyona gelmesi ile beraber ilk olarak dış yan bağ gevşer ve popliteus kası kasılır. İç yan bağın yüzeyel kısımları, arka çarpraz bağın anterolateral ve ön çarpraz bağın anteromedial bantı gergin hale gelir. Diz eklemi hangi pozisyonda olursa olsun en az bir çarpraz bağ gergin durumdadır ve bu da anteroposterior translasyona karşı dizi korur²⁴.

Patella vücudun en büyük sesamoid kemiğidir, kuadriseps kasının tendonu tarafından içine alınmıştır. Diz kapağının görevi;

-kuadriseps kası tarafından oluşan gücü diz ekleminin dönme merkezinden uzaklaştırmak

-ekstansör mekanizmanın kuvvet kolunu uzatmak

-oluşan bu kuvvetin yönünü değiştirerek patellar tendon vasıtasıyla kontrollü iletmek

Bu amaçla diz kapağı alınan hastalarda diz ekleminin tam ekstansiyonu sırasında %15-30 daha fazla ekstansiyon kuvvetine ihtiyaç duyulur³⁵.

Patella maksimum fleksiyondan tam ekstansiyona gelirken yukardan aşağı yaklaşık 7 cm yer değiştirir. Fleksiyonla birlikte tibia oluşan iç rotasyon patellayı yaklaşık 7 mm içe kaydırır. 11° iç rotasyon, 8° derecelik koronal düzlemde dönme olur ve 20° ekstansiyonda dışa doğru yer değiştirir³⁶.

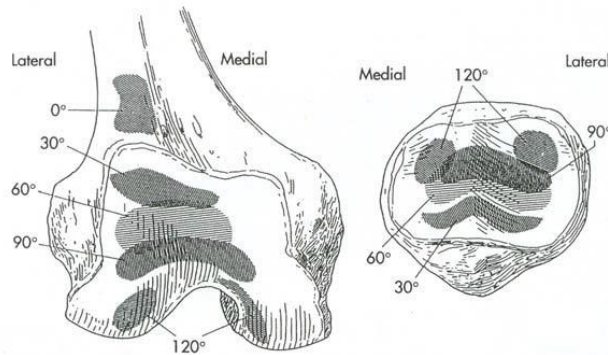
Patellaya etki eden kuvvetler;

-kuadricepsin çekme kuvveti

-patellofemoral yüzeydeki baskılıyıcı kuvvetler

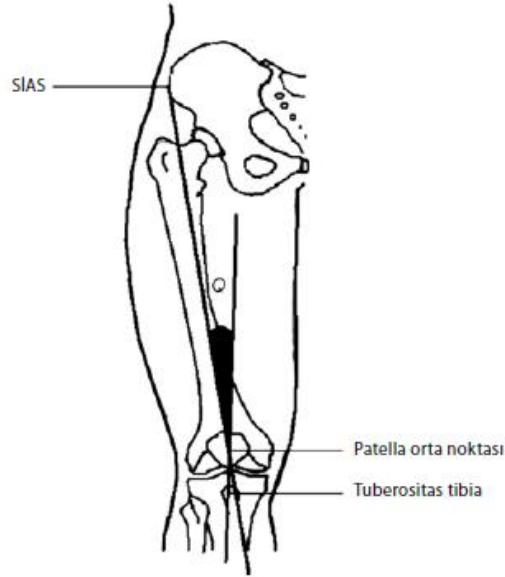
-patellar tendonun çekme kuvveti

Vücut kitlesinin; yürürken 1/3'ü, merdiven çıkarken 2,5 katı ve merdiven inerken 3,5 katı kuvvet patellaya etki eder. Diz ekleminin fleksiyonu arttıkça patellofemoral yüzeydeki baskılıyıcı kuvvetler de belli bir seviyeye kadar artar; 60°-90° de bu kuvvetler en yüksek iken, diz ekstansiyonunda en azdır^{2,26}.



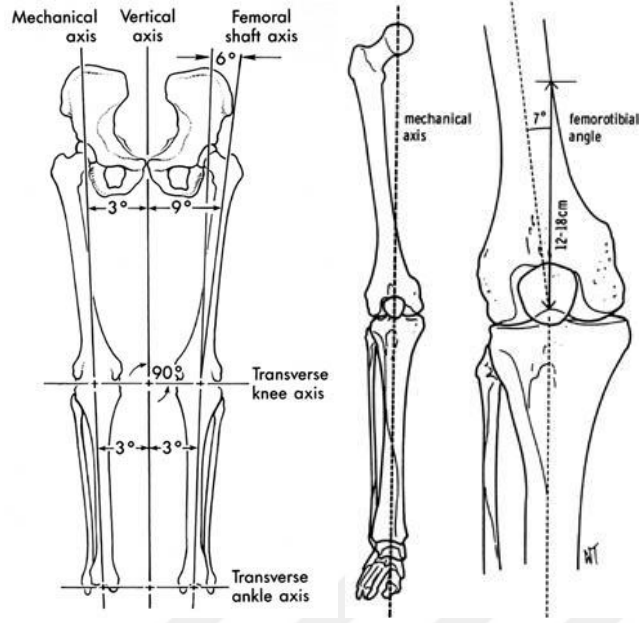
Şekil 19 Diz eklem hareketi ile patellofemoral yüzeydeki kuvvetlerin değişimi²

Kuadriceps açısı(Q açısı) Hvid tarafından tanımlanmış olup spina iliaca anterior superiorundan(SIAS) patella orta noktasına çizilen doğru ile patella ortasından tüberositas tibiaya çizilen doğru arasındaki açıdır(Şekil 20). Erkeklerde yaklaşık 14° , kadınlarda ise yaklaşık 17° dir²⁸.



Şekil 20 Q açısının şematik olarak çizimi³⁴

Dizin tüm bu fizyolojik yüklenmelerden kaynaklanan streslere karşı koyabilmesi için alt ekstremitenin nötral dizilimde olması gerekmektedir. Ayakta duran bir kişide alt ekstremitenin nötral mekanik aksı femur başı merkezi ile talus domu merkezini birleştiren çizgidir ve normalde bu çizgi diz ekleminin merkezinden geçmesi gerekir (Şekil 21)². Alt ekstremitte mekanik aksı vücut ağırlık merkezinden geçen dikey çizgiye göre 3° valgustadır².



Şekil 21 Alt ekstremitte akslarının çizimi²

3. TOTAL DİZ ARTROPLASTİSİ

İyi bir diz protezi, normale yakın eklem hareketi sağlamalı, eklem biyomekaniğini ve stabilitesini korumalı ve yumuşak doku dengesiyle beraber anatomik bütünlüğü sağlamalıdır. Diz eklemine statik stabiliteden sorumlu bağların fonksiyon ve yapılarında herhangi bir değişiklik olup olmayacağı en önemli mevzudur³.

İdeal bir protez tasarımında Freeman ve ark.'na göre şu özellik aranmalıdır³⁷;

- Kemik kesileri gerekirse salvaj prosedürlere geçebileceğimiz ölçüde az olmalı.
- Gevşeme ihtimali olabildiğince az olmalı.
- En az aşınma materyali oluşmalı ve oluşan bu maddeler mümkün oldukça düşük aktivite göstermesi sağlanmalı.
- Mümkünse en az ölü boşluk ile enfeksiyon ihtimalleri minimize edilmeli.
- Enfeksiyona ikincil oluşabilecek komplikasyonları en azda tutabilmek için kemik için uzun stemlerden kaçınılmalı.
- Kullanılan cerrahi teknik belli bir standartta olmalı.
- Diz eklem hareket açıklığında en kötü 90 derece fleksiyon ve 5 derece hiperekstansiyon sağlanmalı.

- Belirli standartta rotasyonu gerçekleştirebilmeli.
- İdeal ölçülerde yumuşak doku uyumu sağlanmalı.

Freeman ve ark.nın belirttiği bu prensipler, üstünden 40 yıla yakın zaman geçmesine rağmen bazı küçük değişiklikler dışında hala geçerliliğini devam ettirmektedir. Çapraz bağların korunup korunmaması ve patella yüzeyinin değiştirilmesiyle ilgili henüz net bir görüş yoktur³⁸.

Diz protezlerini farklı biçimlerde sınıflamak olasıdır³⁸;

- Arka çapraz bağı koruyan-kesen-stabilize eden,
- Çimentolu-çimentosuz-hibrit,
- Kısıtlayıcı olmayan-yarı kısıtlayıcı-kısıtlayıcı,
- Sabit insertli-hareketli insertli,
- Patella değiştiren-değiştirmeyen,
- Modüler-nonmodüler
- Eklem yüzey özelliği polietilen-seramik

3.1. Arka Çapraz Bağı Koruyan Protezler

Arka çapraz bağı koruyan-korumayan total diz protez tasarımlarında proprioepsiyon ve yürüyüş analizi bakımından fonksiyonel sonuçları değiştirecek anlamlı bir fark tespit edilmemiştir. 2006 yılı Orthopedics Today'de 3 tecrübeli cerrahdan biri çapraz bağı koruyan protez kullanımının hasta açısından fonksiyonel ve stabilite açısından kar sağlamadığını belirtmiş ve tüm hastalarda daha rahat kullanımı olan arka çapraz bağı(AÇB) kesen tasarımları önermiş, bir diğer cerrah stabil olan bütün vakalarda AÇB koruyan protezleri kullandığını söylemiş, üçüncüsü ise dizde aşırı gerginlik ve varus veya valgus deformitesi durumunda AÇB kesen önerip diğer vakalarda AÇB koruyan protezleri kullandığını bildirmiştir. Her iki tasarımla da son derece başarılı sonuçlar bildirilmiştir³⁸.

Çapraz bağı koruyan tasarımların üstünlükleri³⁹;
-proprioepsiyona etkisi.

-kemik stoğu daha fazla koruması.

-diz kinetiğine uyum sağlayıp daha iyi taklit etmesi.

-eklem uyumunun az olması sebebiyle kemik-protez bileşimine binen kuvvetlerin daha az olması.

Tercih edilecek protez çeşidi dizin varus-valgus olmasına göre de farklılık gösterebilmektedir. Revizyon vakalarında çapraz bağ koruyan protezler tercih edilmemektedir⁴⁰.

Dejeneratif değişikliklerin fazla olduğu dizlerde AÇB da ön çapraz bağ(ÖÇB) gibi fonksiyonunu yitirebilmekte, postoperatif dönemde rüptüre olabilmekte, yumuşak doku ve bağ denge uyumunun iyi sağlanamadığı vakalarda fonksiyonelliğini kaybedebilmektedir³⁸.

1996 yılında Kleinbart ve ark. artrozlu dizleri incelemiş ve yalnızca %17'sinde normal AÇB yapısıyla karşılaşmış, vakaların %63'ünde ise belirgin dejenerasyon tespit etmişlerdir⁴¹.

Romatoid artritli hastalarda AÇB'nin rüptüre olma ihtimali çok yüksek olduğundan bağ koruyan protezler tercih edilmemelidir³⁸.

Fonksiyonelliği azalmış bir AÇB diz fleksiyonu sırasında instabiliteye neden olabilmektedir. Bu sebeple yeni tasarımlarda tibial komponentin plato yüzeyi daha uyumlu hale getirilmiş, ön kısma ekleme yapılmış ve diz ekleminde kontrolsüz kayma hareketleri engellenmeye çalışılmıştır³⁸.

Propriosepsiyon ve femoral rollback gibi özellikler arka çapraz bağ ile beraber korunduğundan bu tasarımlarda, diz eklem açıklığının ve merdiven inip-çıkma kapasitesinin daha iyi olacağı düşünülmektedir. Bunun dışında arka çapraz bağ medial veya lateralden gelebilecek kuvvetlere bir miktar direnç uyguladığından diz eklem stabilitesine katkı sağlamaktadır^{2,3,8}.

Arka çapraz bağ kesen tasarımları tercih edenler; bağın kesilmesiyle birlikte bağ dengesini daha iyi sağlayabilmekte ve varus-valgus deformitesini daha kolay düzeltebilmekte, arka kapsüle daha rahat ulaşabilmekte, buradaki osteofitleri daha rahat temizlemekte ve bu bölgedeki uygun gevşetmeleri daha rahat yapabildiğinden operasyonun kolaylaşacağını savunmaktadırlar. Ayrıca dejenere olmuş dizdeki süreç arka çapraz bağı olumsuz etkilendiğinden bu bağın işlevselliğini yitirdiğini

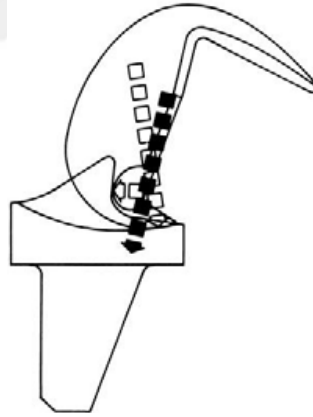
savunmaktadırlar. Protez tasarımında tibiofemoral eklem uyumu nedeniyle ara parça üzerine homojen kuvvet dağılmakta ve toplam birim kuvvet azalmaktadır³.

3.2. Arka Çapraz Bağ Kesen Protezler

AÇB koruyan veya kesen protezlerde asıl önemli olan şey diz eklem hareketlerinde ideal yumuşak doku uyumunu sağlamaktır. AÇB kesen tasarımlarda yumuşak doku dengesi daha kolay sağlanabilmesi nedeniyle bu vakalarda AÇB kesen modeller daha fazla tercih edilmektedir³⁸.

Romatoid artritli vakalar, aşırı varus-valgus deformitesi varlığı, 20° dereceden fazla ekstansiyon kısıtlılığı, patellektomili vakalar ve yüksek tibial osteotomi ameliyatı geçirmiş hastalarda arka çapraz bağın kesilmesi üzerine genel prensip mevcuttur³.

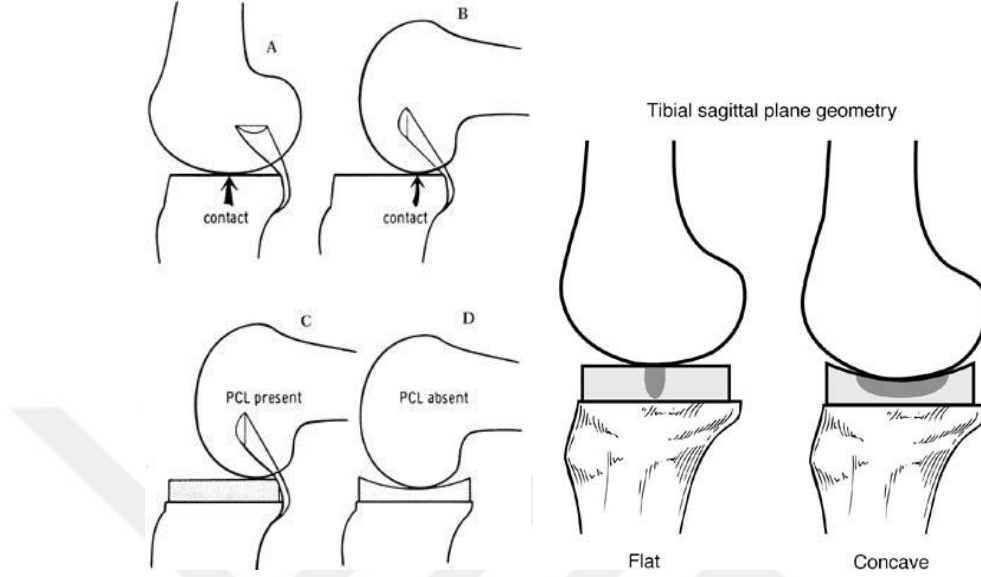
AÇB'ı kesen posterior stabilizer modellerde bu bağın görevini protez üstündeki tasarım üstlenmektedir. "Central cam" mekanizması, femoral komponent kondilleri üstündeki transvers mil ile eklem yapan tibia merkezindeki çıkıntı, femurun tibia platosu üstünde arkaya doğru yer değiştirmesini sağlar^{2,3}(Şekil 22).



Şekil 22 'Central Cam' mekanizması şematize görünümü²

Polietilen insert modellerinin de tasarımı AÇB'ı koruyan ve kesen protezler üzerinedir. Koronal planları düz tasarlanmış olanlarda, diz eklem hareketi sırasında daha az kontak bölgesi oluşurken, AÇB'ın "femoral geri yuvarlanma" mekanizmasına da olanak sağlar(Şekil 23). AÇB koruyan tasarımlarda "femoral geri yuvarlanma" mekanizması için tibial insert düz planlanmıştır. Şayet AÇB iyi uyum sağlamazsa

özellikle tibial parçanın posteromedialine fazla kuvvet uygulanmakta ve bu da aşınmaya zemin hazırlamaktadır³.



Şekil 23 "Femoral geri yuvarlanma" ve tibial insert tasarımı⁸

Her iki protez tasarımı arasında protez sağkalım ve diz eklem hareket açıklığı bakımından 20 yıllık sonuçlarda önemli bir fark tespit edilememiştir. AÇB kesen protezler, AÇB'nin görevini üstlenecek başka bir mekanizma olmaksızın günümüz diz protez cerrahisinde kullanılmaktadır^{3,42}.



Şekil 24 Bağ Koruyan ve Bağ Kesen Protez Tasarımları

3.3. Her iki çapraz bağı Koruyan Protezler(BCR)

Total diz protezlerinde farklı tasarımlar hastaların beklentisi ve aktivitesine göre planlanmıştır. Bicruciate retaining (BCR), arka çapraz bağ koruyan (CR), arka çapraz bağ kesen (CS) ve posterior stabilized (PS) protez gibi farklı modeller mevcuttur (Şekil 25 ve Şekil 26). Her iki çapraz bağı koruyan (BCR) protez, hem ön çapraz bağı (ACL) hem de arka çapraz bağı (PCL) koruyan farklı bir tasarımıdır. Dizayn olarak CR ön çapraz bağın kesilip arka çapraz bağın korunduğu, CS ve PS ise her iki çapraz bağın da kesildiği protez tasarımlarıdır⁴³.

Teorik olarak ACL'nin korunması propriosepsiyon ve diz kinematiği üzerine olumlu etkileri olup ameliyat sonrası dönemde diz fonksiyonunun iyileşmesi ve stabiliteyi sağlama üzerine katkı sağlayabilir⁴⁴.

Yapılan çalışmalar, total diz protezinde her iki çapraz bağın korunması anatomik ve fizyolojik olarak daha normal diz kinematiği oluşturduğu fikrini desteklemiştir⁴⁴⁻⁴⁷. Total diz protezinde BCR implantlar, CR implantlar ile kıyaslandığında daha iyi propriosepsiyon sağladığı görülmüştür. Ancak ameliyat sırasında BCR implantasyonu cerrahın ön çapraz bağı bulup koruması, hazırlık yapması gibi ek önlemler almasını gerektireceğinden daha zordur⁴³.

Pritchett JW 1996 yılında yayınladığı çalışmasında, hastaların bir tarafına BCR diğer tarafına CR protez uygulamış, hastaların % 70'i BCR protez uygulanan dizlerinin tüm parametreler göz önüne alındığında genel olarak daha iyi diz olduğunu belirtmişlerdir²³.

Başka bir çalışmada, CR dizlerinin BCR dizlerine göre daha az anteroposterior translasyon ile ilişkili olduğunu ve 72 aylık izlemde her iki total diz protezi çeşidinde benzer hareket açıklığına(ROM) ve Diz Cemiyeti Skorlarına(KSS) sahip olduğunu bulmuştur⁴⁵.

Halewood ve ark., CR ile BCR implantının anteroposterior(AP) plandaki gevşekliğini diğer doğal olan dize göre kıyasladı. BCR implantı diğer diz ile karşılaştırıldığında anlamlı bir farklılık olmadığını gördü, AP plandaki laksitesi 2,5

mm. Bununla birlikte, CR implantı diğer dizden 10 mm daha fazla AP gevşekliğe sahip olduğu görüldü⁴⁶.

BCR protez uygulanmış dizlerdeki korunmuş ACL anterior tibial yüklenmede ve anteroposterior stabilitede normal dizlerdeki sağlam ACL gibi fonksiyoneldir. Klinik olarak cerrahlar BCR protezi ameliyatında ACL'nin aşırı gerilmesini önleyemeyebilir, bu da diz hareketini kısıtlayabilir⁴⁸.

Yapılan başka bir çalışmada BCR diz protezi uygulanmış diz ile uygulanmamış dizde ACL ve PCL'nin uzaması karşılaştırılmış, BCR protez uygulanmış dizde çapraz bağların uzamasının aynı olmadığı ve dizdeki anteroposterior stabiliteyi tamamen düzeltmediği gösterilmiştir⁴⁹.

Yapılan çalışmalarda erken dönem klinik sonuçlarda BCR ve CR implantları arasındaki anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir⁴³.

BCR diz protezinin etkinliği ve faydası hala tartışma konusudur. Mevcut bilgiler, bu protezin değeri ve kullanımı için açık endikasyonlar ve kılavuzlar göstermemiştir. Özetleyecek olursak, BCR diz protezleri gelişmiş kinematik ve proprioepsiyona sahip olmasına rağmen, BCR ile CR protezleri kıyaslandığında kısa süreli klinik sonuçlarda birbirlerine üstünlükleri olmadığı gösterilmiştir⁴³.



Şekil 25

Biomet BCR



Stryker CR⁴³



Şekil 26 Stryker CS

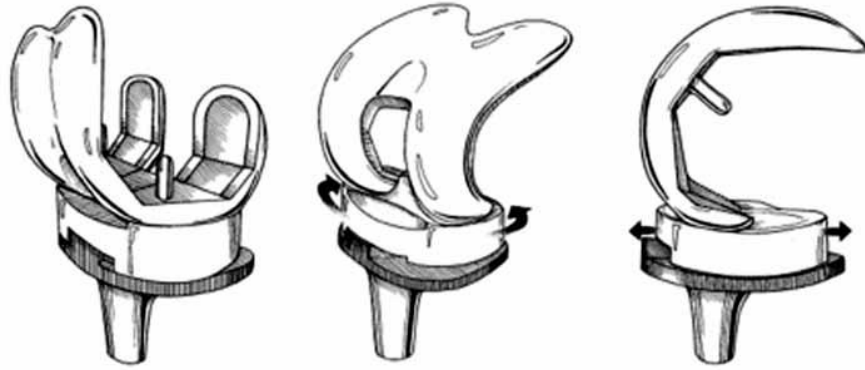
Stryker PS⁴³

3.4. Total Diz Protezinde İnsert Seçenekleri

Diz fleksiyonunda normalde olmayan femurun öne kayma, ters aksiyel dönme ve femurun kondilerinde kalkma hareketleri diz protezi modellerinde olduğu tespit edilmiştir. Bu hareketler sonucunda polietilen (PE) insertte dengesiz yük dağılımı olmakta, birim yüzeyi etkileyen kuvvetler artmakta, aşınma ve gevşeme oluşabilmektedir³⁸.

Klasik diz protezlerinin yaşlı bireylerde uzun dönem sonuçları çok iyi olup aynı protez tasarımların genç bireylerdeki sonuçları tartışmalı olduğundan aktif genç bireylerde hareketli insertli modeller önerilmektedir. Bu şekilde PE inserti ve tibial yüzeyi etkileyen torsiyonel kuvvetler azalmakta, kondil-yüzey uyumu ve stabilite azalmadan hareketliliği oluşturma ve aşınmayı engellemeyi amaçlar. Sagittal düzlemdeki uyum yürüme sırasında daha dengeli bir ön-arka kayma oluştururken frontal düzlemdeki uyum ile femurun kondilerindeki kalkma ile inserti etkileyen kuvveti azaltmaktadır^{38,50}.

Hareketli insertlerden bazıları sadece rotasyon hareketi sağlarken bazı modelleri ise ön-arka planda da harekete müsade eder³⁸ (Şekil 27).



Şekil 27 Hareketli insertli tasarımların şematize görünümü³⁸

a) Rotasyonel hareketli insert

Çalışmalarda dönmeye (rotasyon) izin veren tasarımlarda hareketsiz insertli olanlara göre aşınma miktarlarında azalma tespit edilirken, hem ön-arka kayma (translasyon) hem de dönmeyi birlikte sağlayan tasarımlarda ise hareketsiz insertli olanlara göre aşınmanın daha fazla olduğu görülmüştür. Sadece rotasyonel harekete izin veren tasarımlarda insert üst kısmı kayma, alt kısmı ise dönme stresleri etkisi altındadır. Bu streslerin tek bir aksta olması PE moleküllerinin dizaynını belli bir yönde oluşturmakta ve bu yeni yapı aşınmayı ve sürtünmeyi en aza indirmektedir³⁸.

b) Çok yöne hareketli insertler

Hem dönme hem de ön-arka planda kayma hareketine olanak sağlandığında eş zamanlı değişik aksları etkileyen streslerin varlığı PE moleküler dizaynının yapısını etkilemekte ve ortaya çıkan yüzey aşınmaya daha da fazla neden olmaktadır. PE insert yetmezliği açısından klinik değerlendirmelerde bir tasarımın diğerlerine üstünlüğü sağlanamamıştır³⁸.

3.5. Total Diz Protezinde Tespit Yöntemi

Çimento kullanılıp kullanılmamasına göre farklı protez dizaynları mevcuttur. Sadece tibial komponentte platonun çimentolandığı, metafize oturan çıkıntıların poroz yüzey olduğu hibrit modeller de bulunmaktadır. Protez modellerindeki değişiklikler nedeniyle hangi tespit daha iyi sonuç verdiği halen tartışma konusudur³⁸.

Çimentolu veya çimentosuz tespit yapılan protezlerin tasarımlarında değişiklik yoktur. Her iki tespitin de uzun dönem başarılı sonuçları vardır. Çimento kullanılmadan yapılan tespitlerde en büyük sorun ‘‘Primer stabilizasyon’’ dur. Press-fit, hidroksiapatit kaplı ve poroz kaplı tasarımlar çimentosuz protezler için geliştirilmiştir³.

3.5.1. Çimentolu Total Diz Protezi

Yüksek hasta memnuniyeti ve uzun dönem başarılı sonuçlar çimentolu protezleri günümüzde altın standart haline getirmiştir. Miller-Galante, AGC Total Knee System, Total Condylar Total Knee Arthroplasty(TKA), Kinematic ve Press-Fit Condylar Total Diz Protezi modelleri ile 15 yıl gibi uzun dönem takiplerde %92.6 - %100 yüksek başarı oranları bildirilmiştir³⁸.

Protez ameliyatlarında tespit amaçlı 60 yıldan fazla süredir kullanılan polimetilmetakrilat(PMMA) yani akrilik kemik çimentosu akla ilk gelen materyaldir. İlk olarak diş hekimleri tarafından kullanılan bu materyal ortopedi alanında ilk kez kalça protezinde Charnley tarafından kullanılmıştır⁵¹⁻⁵⁴.

Günümüzde yaygın kullanılan akrilik kemik çimentosunun sıvı ve toz olmak üzere 2 komponenti bulunur. Sıvı kısım monomer olup içinde metilmetakrilat (MMA) ve aktifleştici olarak dimetil-para-toluidin (DMpT) bulunur. Polimer olan toz kısım ise PMMA ve reaksiyonu başlatıcı olarak dibenzoyl peroksit (BPO) bulundurur. Aynı zamanda toz kısmın içinde radyopak madde olan zirkonyum dioksit ya da baryum sülfat bulunur. Kemik çimentosuna rengini veren madde ise klorofildir. Ayrıca kemik çimentosu hazırlanırken antibakterial özellikli olması istenilirse içine antibiyotik eklenebilir^{53,55}.

Kemik çimentosunun hazırlanıp istenilen yüzeye uygulanması ve sonraki sertleşme süreci dört kısımda incelenmiştir; Birinci kısım toz ve sıvı komponentlerin el veya vakumlu bir cihaz ile yaklaşık 1 dakika karıştırılması, ikinci kısım karıştırma sonrası çimentonun akışkanlığının ve yapışkanlığının azalarak uygun kıvama ulaşması için bekleme safhasıdır. Bekleme süresi ortam sıcaklığına göre farklılık gösterebilir. Üçüncü kısım uygun kıvama gelen çimentonun istenilen yüzeye uygulama safhasıdır. Uygun kıvama ulaşmadan erken yapılan uygulamalarda kemik medullasındaki kan sızıntısı, geç uygulamalarda ise çimentodaki akışkanlığın ileri derece azalması sebebiyle kemik-çimento tutunmasında azalma olabilir. Son kısım ise sertleşmedir. Bu safhada

polimerizasyon olur ve ortama ısı yayar. İn vitro ortamda 100 dereceye ulaşan sıcaklık görülebilir^{53,55}.

Protez yüzeyin kumlanması, çimento sızmasını önleyecek kenarlıklar, çıkıntılı-kanatlı stem kullanımı ve çimentolama esnasında basınçlı uygulama gibi yöntemler ile çimento protez tutunumu arttırmak hedeflenmiştir⁵⁶. Çimentosuz modellerde ise poroz ve hidroksiapatit (HA) kaplamalar, yüzey boncuk ve meşleri, stem, çıkıntı ve vida kullanımı ile tutunum arttırılmaya çalışılmıştır³⁸.

3.5.2. Çimentosuz Total Diz Protezi

Çimentosuz dizayn edilen protezler genellikle AÇB koruyan tasarımlardır. Tespitin yeterliliği için vida, intramedüller sap, çıkıntı içeren implantlar dizayn edilmiştir (Şekil 28). Çimentosuz-çimentolu tasarımların birbirlerine üstünlüğü hala tartışma konusudur. Tasarımlardaki gelişme ile birlikte çimentosuz modellere bağ kesen protez tipleri de eklenmiş, önceden beri var olan Co-Cr alaşım yerine tantalumun kullanımı ile kemik büyümesi (bone growth) artırılmıştır³⁸.

Font-Rodriguez ve ark. PS tipteki protezlerde femoral komponent çevresinde artmış osteoliz ve osteopeni tespit etmişlerdir⁵⁷.

Femoral komponentin çimentolu kullanımının avantajı, femoral kesi ile oluşmuş olan ufak defektleri örtmesi ve oluşturduğu tampon etkisi ile kemik medullasındaki sızma kanamalarını azaltmasıdır. Femoral komponentin çimentolu uygulanmış olması revizyon cerrahisini kolaylaştırmakta ve daha az kemik kaybına neden olmaktadır³⁸.

Çimentosuz TDP uygulamasında en dikkat edilmesi gereken konu tibial komponentin tespitidir. Tibial komponentlerin çimentosuz kullanılması ile ameliyat sonrası dönemde kemik stoğundaki kaybın daha az olacağı düşünülmüş, aksine yapılan araştırmalarda osteoliz oranları çimentolu tasarımlarda %0-16 , çimentosuz tasarımlarda %6-30 olarak tespit edilmiştir³⁸.

Carlsson ve ark. 146 TDA vakası ile yaptıkları randomize çalışmada çimentolu tasarımların, poroz veya HA kaplı tasarımlara göre daha iyi implant tutunumu gerçekleştirdiğini tespit etmişlerdir^{58,59}.



Şekil 28 Tibial komponentin çimentosuz tasarımı ve medialde osteoliz³⁸

Tibial komponentlerin çimentosuz tasarımlarında erken dönemde stabiliteyi güçlendirmek amaçlı uygulanan vidalar, metal debris oluşumuna neden olur. Vidaların çevresinde meydana gelen boşluklara sinoviyal sıvı birikimi ve debris ürünlerinin subkondral kemiğe ulaşması ile oluşan yabancı doku reaksiyonu protez-kemik bileşkesinde osteoliz ve gevşemeye yol açmaktadır. Uzun dönemde tutunmayı azaltan bir sebep olarak vida yerleşim yerleri nedeni ile poroz yüzeyin azalması düşünülmektedir⁶⁰.

Press-Fit Condylar TKA System, Miller-Galante ve Performance TDA'ların çimentolu ve çimentosuz tasarımlarını karşılaştıran Bassett, Duffy ve ark. ile Berger ve ark., osteoliz ve radyolusen alan bakımından incelediği vakalarda çimentolu tasarımların sonuçlarının daha iyi olduğunu tespit etmişlerdir⁶¹⁻⁶³.

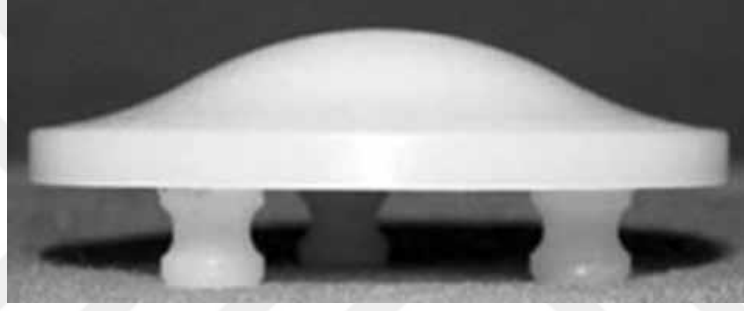
McCaskie ve ark.ları inceledikleri çimentolu ve daha pahalı olan çimentosuz TDA tasarımları arasında klinik sonuçlarda anlamlı bir fark bulamamışlardır⁶⁴.

Schröder ve ark. ile Watanabe ve ark.ları çimentosuz TDA vakalarının 10 yıllık takiplerinde %97-100 başarı oranı bildirmişlerdir^{65,66}. Whiteside ile Buechel ve ark.ları ise 18 yıllık takip ettikleri vakalarda %96.1-98.3 oranında başarı elde etmişlerdir^{67,68}.

Bununla birlikte yapılan çalışmaların geneline bakıldığında çimentolu diz protezi tasarımlarında daha iyi sonuçlar tespit edilmiştir^{65,69}.

3.6. Patellanın Değiştirilmesi

Ameliyat sırasında diz kapağının femoral oluktaki stabilitesi sütür testi veya dokunmadan fleksiyon testi ile değerlendirilir. Ameliyattan sonraki zamanda da bilgisayarlı tomografi (BT) ve Merchant grafileeri ile patellanın femur ile eklemleşme uyumu değerlendirilebilir. Patellanın eklem yüzeyi romatoid artritli vakalarda tamamen değiştirilmelidir. Patellar komponentle ilgili birçok model(anatomik, arkası metal destekli, kubbe Şeklinde tek ya da çok çıkıntılı, inlay) tasarlanmıştır. Son zamanlarda bu modeller içinde kubbe Şekilli  çıkıntılı olanlar komplikasyon oranları daha az olduğundan öncelikli kullanılmaktadır³⁸ (Şekil 29).



Şekil 29 Kubbe Şekilli  çıkıntılı patellar eklem yüzey komponenti³⁸

4. MATERYAL VE METHOD

İ.Ü Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniğinde 2011–2017 tarihleri arasında çimentolu primer total diz protezi uygulanmış 100 hasta ile çalışma planlanmış, düzenli ve yeterli takibi olan 56 uyumlu hastanın 79 dizi çalışmaya dahil edilmiştir.

Çalışmamız için gerekli etik kurul onayı mevcut olup her katılımcıdan aydınlatılmış onam alınmıştır.

Hastaların hepsi obez ve kadın olup hiçbirinde diz protezi ameliyatı öncesi ilgili dizden geçirilmiş kemik ameliyatı ve kırık oluşturabilecek ciddi travma öyküsü bulunmamaktadır. Dizinde son evre primer osteoartriti bulunan hastaların hepsine çimentolu primer total diz protezi uygulanmış, takipler sırasında revizyona gitmemiş, ameliyat öncesi ve sonrası ilgili diz bölgesinde yüzeysel veya derin enfeksiyon gelişmemiş, noromuskuler hastalığı ve defisiti olmayan, herhangi bir romatolojik hastalığı ve kortizol benzeri glukokortikoid kullanım öyküsü bulunmayan hastalar ile çalışma yürütülmüş, bu kriterler dışında kalan hastalar çalışma dışı bırakılmıştır.

Obezite kriteri olarak VKİ>30 kg/m² olan hastalar tercih edilmiştir.

Hastaların hepsi aynı cerrah tarafından ameliyat edilmiş, aynı cerrahi insizyon ve teknik kullanılmış ve hepsine Vanguard® Knee System uygulanmış olup 61 tane Cruciate Retaining(CR), 18 tane Posterior Stabilized(PS) protez tipi kullanılmıştır. Vakalarımızın hiçbirinde patellar protez komponenti kullanılmamıştır.

Çalışmamızdaki 56 hastanın 15 tanesine bilateral CR, 4 tanesine bilateral PS, 4 tanesinin bir tarafına CR diğer tarafına PS, 27 tanesine tek taraflı CR, geri kalan 6 tanesine de tek taraflı PS diz protezi uygulanmıştır.

Operasyon sonrası dönemde hastaların hepsine aynı standart rehabilitasyon uygulanmıştır.

Çalışmaya dahil ettiğimiz hastalar ameliyat öncesi ve sonrası takiplerde enfeksiyon açısından klinik ve laboratuvar olarak detaylı taranmıştır.

A. Klinik Değerlendirme

Hastalar ameliyattan hemen önce ve ameliyat sonrası dönem son kontrollerinde Lysholm Knee skor skalasına (Şekil 30) ve Amerikan Diz Cemiyeti (Knee Society Score-KSS) kriterlerine (Şekil 31) göre değerlendirilmiştir. Klinikte KSS skorlama sistemi; 'Diz Skoru' ve 'Diz Fonksiyonel Skoru' olmak üzere iki kısımdan oluşur⁷⁰.

Diz skorunda; ağrı, eklem hareket açıklığı, stabilite skoru arttıran parametreler iken fleksiyon kontraktürü, ekstansiyon lag ve dizilim bozukluğu skoru azaltan parametrelerdir⁷¹.

Diz eklem hareket açıklıkları standart bir gonyometre ile ölçülmüş değerler ayrı ayrı kaydedilmiştir.

Fonksiyonel skorda ise yürüme mesafesi ve merdiven inip çıkabilme eylemi skoru arttıran parametreler iken baston, koltuk değneği veya yürüteç kullanma gereksinimi gibi özellikler skoru azaltan parametrelerdir⁷¹.

Skorlama puanı;

<60 zayıf

60-69 orta

70-84 iyi

85-100 mükemmel sonuç olarak değerlendirilmektedir.

Lysholm skorunda aksama, ağrı, kilitlenme, merdiven çıkma, destek, boşalma (dizin öne doğru kayması), şişlik ve çömelme değerlendirilen parametrelerdir ki bunların da alt başlıklarına göre puanlamalar yapılır⁷².

Skorlama puanı;

<65 zayıf

65-83 orta

84-90 iyi

>90 mükemmel sonuç olarak değerlendirilmektedir.

Hastaların ameliyattan hemen önceki ve postop dönem son kontrollerinde dizdeki ağrıları sorgulanmış, VAS (Visual Analogue Score) sistemine göre değerleri kaydedilmiştir. Buna göre ağrının olmaması 0 (sıfır) olarak numaralandırılmış, ağrı arttıkça 10 sayısına doğru numara verilmiş, en şiddetli ağrı ise 10 olarak numaralandırılmıştır.

Hastaların hepsi ameliyat sonrası dönemde düzenli kontrollerinde muayene edilmiş; diz tam ekstansiyonda ve 30° fleksiyonda varus-valgus stres testinde, diz 90° fleksiyonda anterior ve posterior çekmece testinde instabilitelerine, diz tam ekstansiyonda düz bacak kaldırma testi ile ekstansör mekanizmanın yeterliliğine bakılmış, şikayetleri detaylı olarak sorulmuştur.

B. Radyolojik Değerlendirme

Hastalar postoperatif dönemde radyolojik olarak ‘Amerikan Diz Cemiyeti Diz Artroplastisi Radyolojik Değerlendirme Formu’ kullanılarak hem komponentlerin pozisyonu hem de gevşeme açısından değerlendirilmiştir (Şekil 32). Bu değerlendirmede femoral ve tibial komponentlerin koronal ve sagittal plandaki uyum açıları ayakta standart çekilen diz ön-arka (AP) ve lateral grafilerle tespit edilmiştir. AP grafide femur kondillerini birleştiren çizgi ile femur anatomik aksı arasında medialde kalan açı alfa (α) açısıdır ve normali yaklaşık 93°dir. AP grafide tibial komponentin plato yüzeyine paralel çizilen çizgi ile tibia anatomik aksı arasında medialde kalan açı beta (β) açısıdır ve normali yaklaşık 90°dir. Lateral grafide femoral komponentin distal femoral kesiyeye uyan aksına dik çizilen çizgi ile femur anatomik aksı arasında kalan açı gama (γ) açısıdır ve normali yaklaşık 0°dir. Lateral grafide tibial komponentin plato yüzeyine paralel çizilen çizgi ile tibia anatomik aksı arasında posteriora kalan açı sigma (δ) açısıdır ve normali yaklaşık 90°dir (Şekil 32). Diz ekleminin aksı veya dizilimi (total valgus açısı- Ω) AP grafide femur ile tibiyanın anatomik aksları arasında kalan açıdır ve bu açı bize dizin varus veya valgusunu belirler (Şekil 21)⁷³. Hastalar ameliyattan hemen önce ve postop dönem son kontrollerinde radyolojik açıdan değerlendirilmiş diz ekleminin aksları ayakta standart çekilen diz AP, lateral ve boy uzunluk radyografilerde ölçülüp ayrı ayrı kaydedilmiştir.

Protezlerin fiksasyon kalitesi, kemik ile ilişkileri ve gevşeme belirtileri için her bir komponent için belirlenmiş zonlar ve bu zonlardaki radyolusen hatlar kullanılır. Bunun için femur ve tibiyanın AP ve lateral grafileri çekilir, radyolusen alanların miktarı rakamsal olarak ayrı ayrı ölçülür, aynı komponentin farklı zonlarındaki değerler toplanır ve bu değerler milimetre ile ifade edilir (Şekil 32). Toplamı 4 mm ve altındaki değerler anlamlı kabul edilmezken, 5-9 mm olanlar ilerleyici gevşeme açısından riski olup takip gerektirir, 10 mm ve üstü değerler ise yüksek risk grubunda olup hastanın şikayetlerine

bakılmaksızın oluşmuş ya da oluşabilecek bir yetersizliği gösterir. Eğer kemik ile protez arasındaki ilişkide migrasyon varsa yapılan ölçümdeki toplam değerler önemsenmeden olası bir yetersiz olduğunu gösterir^{71,73}.

Yapılan klinik muayene ile instabiliteden şüphelenilen vakalara stres grafisi çekilerek stabilite durumları netleştirilmiştir.



LYSHOLM DİZ SKALASI

Aksama (5 puan)	
Yok	5
Hafif veya belirli aralıklarla	3
Ciddi veya her zaman	0
Destek (5 puan)	
Yok	5
Baston veya koltuk değneği	2
Üzerine basmak imkansız	0
Kilitlenme (15 puan)	
Kilitlenme veya takılma hissi yok	15
Takılma hissi var fakat kilitlenme yok	10
Kilitlenme	
Bazen	6
Sık	2
Muayenede eklem kilitli	0
Boşalma (Dizin öne doğru kayması) (25 puan)	
Boşalma hissi hiç yok	25
Zorlayıcı veya sportif aktivitelerde bazen	20
Zorlayıcı veya sportif aktivitelerde sık	15
Günlük aktivitelerde bazen	10
Günlük aktivitelerde sık	5
Her adımda	0
Merdiven çıkma (10 puan)	
Problem yok	10
Hafif problem var	6
Tek bacak atarak	2
İmkansız	0
Çömelme (5 puan)	
Problem yok	5
Hafif problem var	4
90'den sonra problem var	2
İmkansız	0
Şişlik (10 puan)	
Yok	10
Zorlayıcı aktiviteler ile	6
Basit zorlanmalar ile	2
Devamlı	0
Ağrı (25 puan)	
Yok	25
Sürekli değil, zorlayıcı aktiviteler sırasında hafif	20
Zorlayıcı aktiviteler sırasında belirgin	0
2 km'den (30 dakika) fazla yüründüğünde belirgin	10
2 km'den (30 dakika) az yüründüğünde belirgin	5
Devamlı	0
Toplam puan	

Şekil 30 Lysholm Knee Skor Skalası⁷²

ADI SOYADI :
TARAF :
CERRAHIN ADI SOYADI :

PROTOKOL NO :
PROTEZ TİPİ :
TARİH :

HASTANIN SINIFLANDIRILMASI :

- A. Tek taraflı, diğer diz asemptomatik veya iki taraflı
B. Tek taraflı, diğer diz semptomatik
C. Çoklu eklem tutulumu veya tibben düşkün hastalar

AĞRI		FONKSİYON	
Yok	50	Yürüyüş	
Hafif veya seyrek	45	Serbest	50
Sadece merdivende	40	>1 km	40
Yürürken ve merdivende	30	500 -1000 mt	30
Orta derecede		< 500 mt	20
Seyrek	20	Ev içinde	10
Devamlı	10	Yürüyemiyor	0
Şiddetli	0	Merdiven	
HAREKETLİLİK		Normal iniş ve çıkış	50
Her 5 derece için 1 puan	25	Normal çıkış, tutunarak iniş	40
STABİLİTE		Trabzana tutunarak çıkış ve iniş	30
Anteroposterior		Trabzana çıkış, inememe	15
< 5mm	10	Merdiven kullanamıyor	0
6-10mm	5		
>11mm	0		
Mediolateral			
< 5°	15		
6 – 9°	10	Baston	5
10 – 14°	5	İki baston	10
15° >	0	Koltuk değneği veya yürüteç	20
	ARA TOPLAM		AZALTAN TOPLAM
	AZALTAN PUANLAR		FONKSİYON PUANI
Fleksiyon kontraktürü			
5 – 10°	2		
11 – 15°	5		
16 – 20°	10		
20° >	15		
Ekstansiyon kaybı			
< 10°	5		
11 – 20°	10		
20°	15		
Uyum			
5 -10°	0		
0 – 4°		ise her 1 derece için 3 puan	
11 – 15°		ise her 1 derece için 3 puan	
Diğer	20		
	AZALTAN TOPLAM		
	DİZ PUANI		

Şekil 31 Amerikan Diz Cemiyeti Diz Artroplastisi Klinik Değerlendirme Formu^{70,71}

DEĞERLENDİRENİN ADI SOYADI :
HASTANIN ADI SOYADI :
CERRAHIN ADI SOYADI :
RÖNTGEN TARİHİ :
EKLEM : SOL DİZ O SAĞ DİZ O
UYUM : YATARKEN O AYAKTA O

TARİH :
PREOP O POSTOP O
PROTOKOL NO :
DAHA ÖNCEKİ PROTEZLER :

Anteroposterior

Angle in degrees

Femoral flexion (α) _____
Tibial angle (β) _____
Total valgus angle (Ω) _____
18" Film _____
3' Film _____

Lateral

Angle in degrees

Femoral flexion (γ) \pm _____
Tibial angle (σ) _____

PROTEZ / KEMİK YÜZEY SAHASI :
PROTEZİ KAPLADIĞI TİBİAL YÜZEYİN YÜZDE OLARAK ORANI
RADYOLUSENSİ : HER ZONDA MİLMETRE OLARAK DERİNLİĞİ GÖSTERİR.

<p>RLL</p> <p>1 _____ 2 _____ 3 _____ 4 _____ 5 _____ 6 _____ 7 _____ Total _____</p>	<p>RLL</p> <p>1 _____ 2 _____ 3 _____ 4 _____ 5 _____ 6 _____ 7 _____ Total _____</p>	<p>ant. post.</p> <p>1 _____ 2 _____ 3 _____ Total _____</p>	<p>med. lat.</p> <p>1 _____ 2 _____ 3 _____ 4 _____ 5 _____ Total _____</p>
--	--	---	--

PATELLAR PROBLEM LİSTESİ
PROTEZİN AÇISI :
YERLEŞME MEDİAL-LATERAL :
SUPERİOR-İNERİYÖR :

SUBLUKSASYON :
DİSLOKASYON :

Şekil 32 Amerikan Diz Cemiyeti Diz Artroplastisi Radyolojik Değerlendirme Formu^{71,73}

C. İstatistiksel Değerlendirme

İstatistiksel analizler için NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007 (Kaysville, Utah, USA) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metotların (Ortalama, Standart Sapma, Medyan, Frekans, Oran, Minimum, Maksimum) yanı sıra niceliksel verilerin karşılaştırılmasında normal dağılım gösteren parametrelerin iki grup karşılaştırmalarında Student t Test, normal dağılım göstermeyen parametrelerin iki grup karşılaştırmalarında ise Mann Whitney U testi kullanıldı. Protez tipi ve zamanın VAS, Lysholm Skoru, Diz Skoru, Diz Eklemi Hareket Açıklığı, Fleksiyon ve Ekstansiyon ölçümleri üzerine etkilerini incelemek amacıyla 6 farklı genelleştirilmiş Lineer Karma Model Analizi gerçekleştirildi. Zaman değişkeni tekrar eden ölçüm olarak modele eklenirken, protez tipi değişkeni sabit faktör olarak modellere dahil edildi. Normal dağılım göstermeyen değişkenlerin grup içi karşılaştırmalarında ise Wilcoxon Signed Ranks test kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık $p < 0,05$ olarak kabul edildi.

5. BULGULAR

Çalışma 2011-2017 tarihlerinde, İ.Ü Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği'nde; 56 obez kadın hastanın diz protezi uygulanan 79 dizi ile gerçekleştirilmiştir. Olguların yaşları 55 ile 86 arasında değişmekte olup, ortalama $69,14 \pm 7,01$ yıldır.

Olguların %42,9'unun (n=24) sağ dizine, %16,0'sının (n=9) sol dizine ve %41,1'inin (n=23) hem sağ hem de sol dizine protez uygulanmıştır.

Tablo 1: Protez Tipine Göre Tanımlayıcı Özelliklerin Değerlendirmesi

		Total (n=79)	Protez Tipi		p	
			Bağ kesen (n=18)	Bağ koruyan (n=61)		
Yaş (yıl)	Min-Mak (Medyan)	55-86 (69)	58-75 (69)	55-86 (69)	0,756	
	Ort±Ss	69,00±7,00	67,83±5,27	69,34±7,43		
Boy (metre)	Min-Mak (Medyan)	1,4-1,7 (1,6)	1,4-1,7 (1,6)	1,4-1,7 (1,6)	0,995	
	Ort±Ss	1,55±0,06	1,55±0,06	1,55±0,06		
Kilo (kg)	AÖ	Min-Mak (Medyan)	68-120 (88)	70-105 (85)	68-120 (90)	1,000
		Ort±Ss	87,16±10,00	85,89±11,34	87,54±9,64	
	AS	Min-Mak (Medyan)	68-115 (90)	73-103 (82,5)	68-115 (90)	0,600
		Ort±Ss	89,20±10,23	85,94±10,17	90,16±10,13	
VKİ (kg/m ²)	AÖ	Min-Mak (Medyan)	30,1-45,2 (35,4)	30,1-42,2 (35)	30,2-45,2 (35,6)	1,000
		Ort±Ss	36,19±3,65	35,64±3,99	36,36±3,56	
	AS	Min-Mak (Medyan)	30,9-47,4 (37)	30,9-43,4 (34,2)	30,9-47,4 (37,2)	0,745
		Ort±Ss	37,06±3,95	35,73±4,04	37,46±3,86	

AÖ:Ameliyat öncesi AS:Ameliyat sonrası Genelleştirilmiş Lineer Karma Model

Bağ kesen ve bağ koruyan protez uygulanan olguların yaş, boy, kilo, ve VKİ ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0,05$).

Tablo 2: Protez Tipine Göre İşlem Tarafı ve Takip Süresinin Değerlendirmesi

		Total (n=79)	Protez Tipi		p
			Bağ kesen (n=18)	Bağ koruyan (n=61)	
Taraf	Sağ	47 (59,5)	11 (61,1)	36 (59,0)	0,844
	Sol	32 (40,5)	7 (38,9)	25 (41,0)	
Takip süresi (ay)	Min-Mak (Medyan)	9,3-89,6 (38,2)	9,3-77,2 (23,1)	15,7-89,6 (42,4)	0,677
	Ort±Ss	41,30±20,79	32,69±22,02	43,84±19,90	

Genelleştirilmiş Lineer Karma Model

Protez tipine göre işlem yapılan taraf istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$).

Olguların takip süreleri 9,3 ile 89,6 ay arasında değişmekte olup, ortalama 41,30±20,79 aydır. Protez tipine göre takip süreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0,05$).

Protez tipi ve zamanın(ameliyat öncesi ve sonrası) VAS, Lysholm Skoru, Diz Skoru, Diz Fonksiyon Skoru, Diz Eklemi Hareket Açıklığı, Fleksiyon, Ekstansiyon ve Dizilim Açısı üzerine etkilerini incelemek amacıyla 8 farklı genelleştirilmiş lineer karma model analizi gerçekleştirilmiştir. Zaman değişkeni tekrar eden ölçüm olarak modele eklenirken, protez tipi sabit faktör olarak modellere dahil edilmiştir. Bunun yanında iki değişkenin etkileşimi de modellerde yer almıştır.

Tablo 3: Ameliyat Öncesi ve Ameliyat Sonrasında Protez Tipine Göre VAS Dağılımları

VAS		Total (n=79)	Protez Tipi	
			Bağ kesen (n=18)	Bağ koruyan (n=61)
Ameliyat öncesi	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	7-10 (9)	7-10 (9)	7-10 (9)
	<i>Ort±Ss</i>	9,09±0,88	8,94±1,00	9,13±0,85
Ameliyat sonrası	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	0-5 (0)	0-3 (0)	0-5 (0)
	<i>Ort±Ss</i>	0,78±1,15	0,56±0,98	0,85±1,19

Olguların ameliyat öncesi VAS skorları 7 ile 10 arasında değişmekte olup, ortalama 9,09±0,88; ameliyat sonrası VAS skorları 0 ile 5 arasında değişmekte olup, ortalama 0,78±1,15'tir.

Tablo 4: VAS Modeline İlişkin Bilgiler

	F	p
Düzeltilmiş model	729,091	<0,001**
Protez tipi	1,096	0,297
Zaman	1331,193	<0,001**
Protez tipi x Zaman	0,004	0,948

**p<0,01

Protez tipinin ve zamanın VAS üzerine etkilerini incelemek amacıyla gerçekleştirilen analiz sonucunda elde edilen modelin istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanmıştır (F:729,091; p<0,001). Zamanın ana etkisinin istatistiksel olarak anlamlı şekilde modelde yer aldığı görülmektedir (p<0,001). Protez tipinin ana etkisi ve protez tipi ile zaman etkileşimi modelde yer almamaktadır (p>0,05).

Tablo 5: Ameliyat Öncesi ve Ameliyat Sonrasında Protez Tipine Göre Post-Hoc VAS Değerlendirmesi

VAS (n=79)		Protez Tipi		p
		Bağ kesen (n=18)	Bağ koruyan (n=61)	
Ameliyat öncesi	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	7-10 (9)	7-10 (9)	0,505
	<i>Ort±Ss</i>	8,94±1,00	9,13±0,85	
Ameliyat sonrası	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	0-3 (0)	0-5 (0)	0,504
	<i>Ort±Ss</i>	0,56±0,98	0,85±1,19	
		p	0,001**	0,001**
Fark (AS-AÖ)	<i>Min/Mak (Medyan)</i>	-10/-5 (-9)	-10/-4 (-9)	^b0,770
	<i>Ort±Ss</i>	-8,39±1,54	-8,30±1,48	
<i>AÖ:Ameliyat öncesi</i>		<i>AS:Ameliyat sonrası</i>		<i>^bMann Whitney U Test</i>

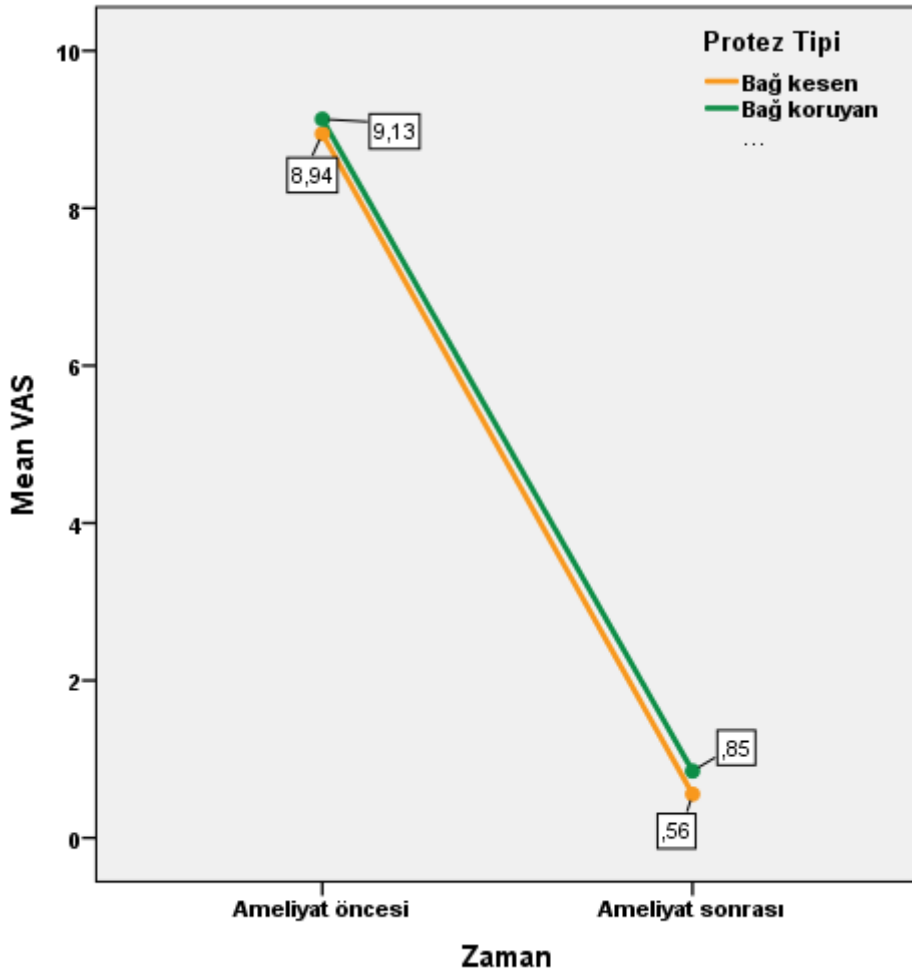
**p<0,01

Protez tipine göre ameliyat öncesi (p=0,505) ve ameliyat sonrası (p=0,504) VAS skorları istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir (p>0,05).

Bağ kesen protez grubunda; ameliyat öncesine göre ameliyat sonrası VAS skorlarındaki düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001; p<0,01).

Bağ koruyan protez grubunda; ameliyat öncesine göre ameliyat sonrası VAS skorlarındaki düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001; p<0,01).

Protez tipine göre ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası VAS skorlarındaki değişim istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir (p=0,770; p>0,05).



Grafik 1: Gruplarda ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası VAS skorları

Tablo 6: Ameliyat Öncesi ve Ameliyat Sonrasında Protez Tipine Göre Lysholm Skoru Dağılımları

Lysholm Skoru		Total (n=79)	Protez Tipi	
			Bağ kesen (n=18)	Bağ koruyan (n=61)
Ameliyat öncesi	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	25-71 (52)	35-64 (51)	25-71 (52)
	<i>Ort±Ss</i>	51,06±10,28	49,83±8,86	51,43±10,70
	Zayıf; n (%)	74 (93,7)	18 (100)	56 (91,8)
	Orta; n (%)	5 (6,3)	0 (0)	5 (8,2)
Ameliyat sonrası	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	67-100 (95)	81-100 (99)	67-100 (95)
	<i>Ort±Ss</i>	92,44±8,22	95,17±6,95	91,64±8,45
	Orta; n (%)	15 (19,0)	1 (5,6)	14 (23,0)
	İyi; n (%)	12 (15,2)	4 (22,2)	8 (13,1)
	Mükemmel; n (%)	52 (65,8)	13 (72,2)	39 (63,9)

Olguların ameliyat öncesi Lysholm skorları 25 ile 71 arasında değişmekte olup, ortalama 51,06±10,28; ameliyat sonrası Lysholm skorları 67 ile 100 arasında değişmekte olup, ortalama 92,44±8,22'dir.

Tablo 7: Lysholm Skoru Modeline İlişkin Bilgiler

	F	p
Düzeltilmiş model	212,490	<0,001**
Protez tipi	0,032	0,858
Zaman	575,070	<0,001**
Protez tipi x Zaman	2,269	0,138

**p<0,01

Protez tipinin ve zamanın **Lysholm skorları** üzerine etkilerini incelemek amacıyla gerçekleştirilen analiz sonucunda elde edilen modelin istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanmıştır (F:212,490; p<0,001). Zamanın ana etkisinin istatistiksel olarak anlamlı şekilde modelde yer aldığı görülmektedir (p<0,001). Protez tipinin ana etkisi ve protez tipi ile zaman etkileşimi modelde yer almamaktadır (p>0,05).

Tablo 8: Ameliyat Öncesi ve Ameliyat Sonrasında Protez Tipine Göre Post-Hoc Lysholm Skoru Değerlendirmesi

Lysholm Skoru (n=79)		Protez Tipi		p
		Bağ kesen (n=18)	Bağ koruyan (n=61)	
Ameliyat öncesi	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	35-64 (51)	25-71 (52)	0,417
	<i>Ort±Ss</i>	49,83±8,86	51,43±10,70	
Ameliyat sonrası	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	81-100 (99)	67-100 (95)	0,170
	<i>Ort±Ss</i>	95,17±6,95	91,64±8,45	
		p 0,001**	0,001**	
Fark (AS-AÖ)	<i>Min/Mak (Medyan)</i>	23-60 (45)	13-69 (39)	^b 0,128
	<i>Ort±Ss</i>	45,33±10,29	40,21±12,72	

AÖ:Ameliyat öncesi

AS:Ameliyat sonrası

^bMann Whitney U Test

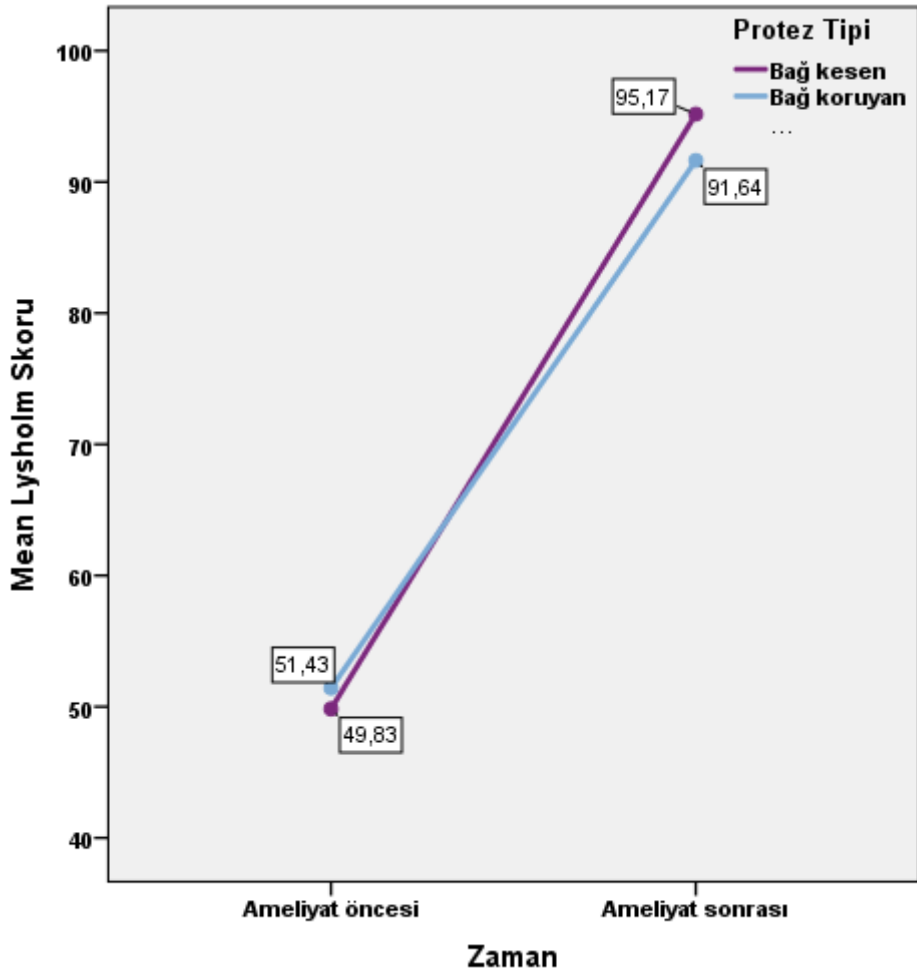
**p<0,01

Protez tipine göre ameliyat öncesi (p=0,417) ve ameliyat sonrası (p=0,170) Lysholm skorları istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir (p>0,05).

Bağ kesen protez grubunda; ameliyat öncesine göre ameliyat sonrası Lysholm skorlarındaki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001; p<0,01).

Bağ koruyan protez grubunda; ameliyat öncesine göre ameliyat sonrası Lysholm skorlarındaki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001; p<0,01).

Protez tipine göre ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası Lysholm skorlarındaki değişim istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir (p=0,128; p>0,05).



Grafik 2: Gruplarda ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası Lysholm skorları

Tablo 9: Ameliyat Öncesi ve Ameliyat Sonrasında Protez Tipine Göre Diz Skoru Dağılımları

Diz Skoru		Total (n=79)	Protez Tipi	
			Bağ kesen (n=18)	Bağ koruyan (n=61)
Ameliyat öncesi	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	13-49 (26)	19-45 (26)	13-49 (26)
	<i>Ort±Ss</i>	28,47±8,10	27,89±8,28	28,64±8,11
	Zayıf; n (%)	79 (100)	18 (100)	61 (100)
Ameliyat sonrası	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	55-100 (91)	75-100 (94)	55-100 (90)
	<i>Ort±Ss</i>	88,38±10,36	92,61±7,50	87,13±10,80
	Zayıf; n (%)	3 (3,8)	0 (0)	3 (4,9)
	Orta; n (%)	3 (3,8)	0 (0)	3 (4,9)
	iyi; n (%)	11 (13,9)	2 (11,1)	9 (14,8)
	Mükemmel; n (%)	62 (78,5)	16 (88,9)	46 (75,3)

Olguların ameliyat öncesi diz skorları 13 ile 49 arasında değişmekte olup, ortalama 28,47±8,10; ameliyat sonrası diz skorları 55 ile 100 arasında değişmekte olup, ortalama 88,38±10,36'dır.

Tablo 10: Diz Skoru Modeline İlişkin Bilgiler

	F	p
Düzeltilmiş model	544,068	<0,001**
Protez tipi	1,817	0,184
Zaman	1167,005	<0,001**
Protez tipi x Zaman	2,816	0,103

**p<0,01

Protez tipinin ve zamanın **diz skorları** üzerine etkilerini incelemek amacıyla gerçekleştirilen analiz sonucunda elde edilen modelin istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanmıştır (F:544,068; p<0,001). Zamanın ana etkisinin istatistiksel olarak anlamlı şekilde modelde yer aldığı görülmektedir (p<0,001). Protez tipinin ana etkisi ve protez tipi ile zaman etkileşimi modelde yer almamaktadır (p>0,05).

Tablo 11: Ameliyat Öncesi ve Ameliyat Sonrasında Protez Tipine Göre Post-Hoc Diz Skoru Değerlendirmesi

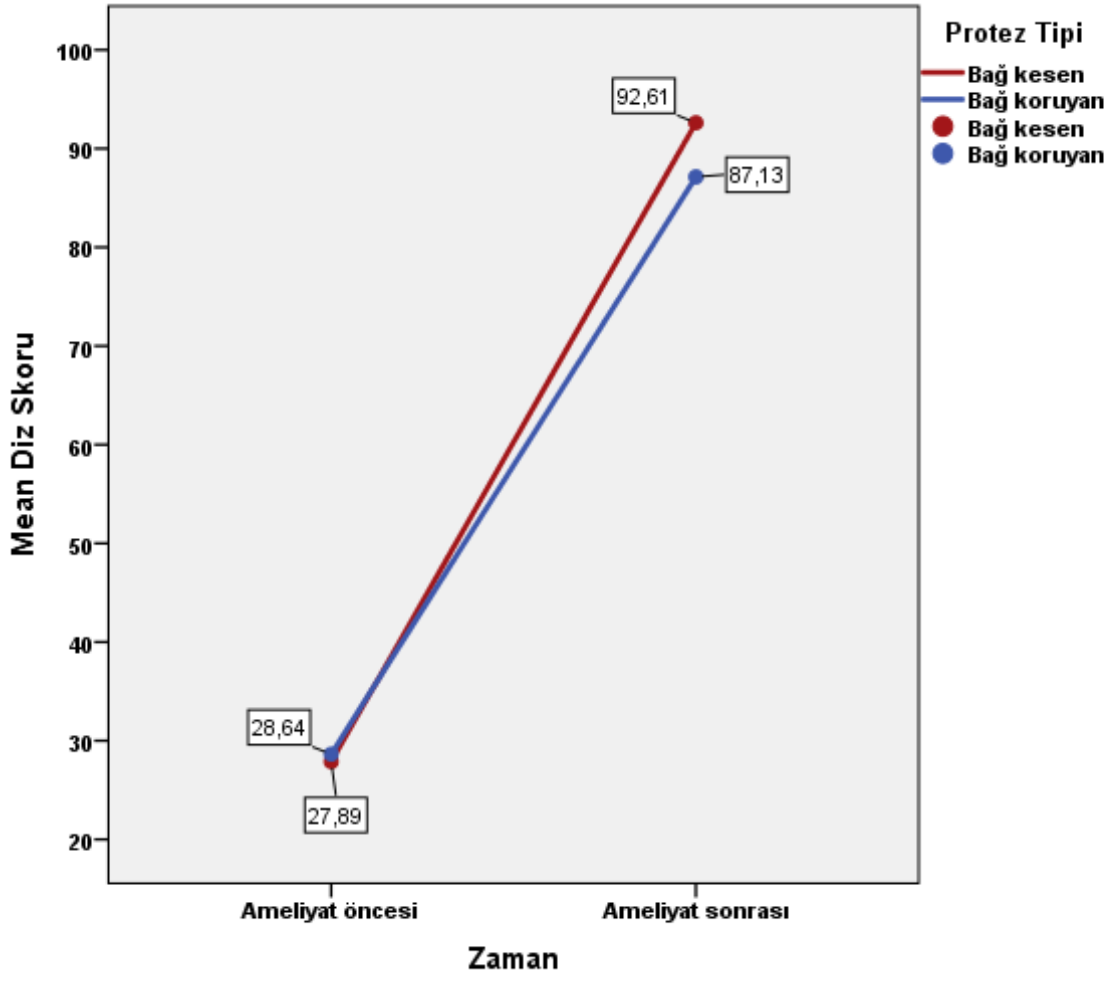
Diz Skoru (n=79)		Protez Tipi		p
		Bağ kesen (n=18)	Bağ koruyan (n=61)	
Ameliyat öncesi	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	19-45 (26)	13-49 (26)	0,756
	<i>Ort±Ss</i>	27,89±8,28	28,64±8,11	
Ameliyat sonrası	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	75-100 (94)	55-100 (90)	0,022*
	<i>Ort±Ss</i>	92,61±7,50	87,13±10,80	
		p 0,001**	0,001**	
Fark (AS-AÖ)	<i>Min/Mak (Medyan)</i>	41-81 (68)	20-82 (60)	^b0,059
	<i>Ort±Ss</i>	64,72±12,13	58,49±12,95	
<i>AÖ:Ameliyat öncesi</i>		<i>AS:Ameliyat sonrası</i>		<i>^bMann Whitney U Test</i>
*p<0,05		**p<0,01		

Protez tipine göre ameliyat öncesi diz skorları istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir (p=0,756; p>0,05). Ameliyat sonrasında, bağ kesen protez yapılan grubun diz skorları bağ koruyan protez yapılan gruptan yüksek bulunmuştur (p=0,022; p<0,05).

Bağ kesen protez grubunda; ameliyat öncesine göre ameliyat sonrası diz skorlarındaki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001; p<0,01).

Bağ koruyan protez grubunda; ameliyat öncesine göre ameliyat sonrası diz skorlarındaki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001; p<0,01).

Protez tipine göre ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası diz skorlarındaki değişim istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermezken (p=0,059; p>0,05); bağ kesen protez grubundaki değişimin, bağ koruyan gruptaki değişimden yüksek olması dikkat çekici düzeydedir.



Grafik 3: Gruplarda ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası diz skorları

Tablo 12: Ameliyat Öncesi ve Ameliyat Sonrasında Protez Tipine Göre Diz Fonksiyon Skorlarının Dağılımları

Diz Fonksiyon Skoru		Total (n=79)	Protez Tipi	
			Bağ kesen (n=18)	Bağ koruyan (n=61)
Ameliyat öncesi	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	0-70 (35)	0-70 (45)	0-60 (35)
	<i>Ort±Ss</i>	32,28±22,84	35,83±25,85	31,23±22,00
	Zayıf; n (%)	65 (82,3)	13 (72,2)	52 (85,2)
	Orta; n (%)	11 (13,9)	2 (11,1)	9 (14,8)
	iyi; n (%)	3 (3,8)	3 (16,7)	0 (0)
Ameliyat sonrası	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	45-100 (90)	60-100 (100)	45-100 (90)
	<i>Ort±Ss</i>	84,62±16,29	91,11±15,68	82,70±16,09
	Zayıf; n (%)	7 (8,9)	0 (0)	7 (11,5)
	Orta; n (%)	6 (7,6)	3 (16,7)	3 (4,9)
	iyi; n (%)	22 (27,8)	2 (11,1)	20 (32,8)
	Mükemmel; n (%)	44 (55,7)	13 (72,2)	31 (50,8)

Ameliyat öncesinde diz fonksiyon skorları 0 ile 70 arasında değişmekte olup, ortalama 32,28±22,84; ameliyat sonrasında diz fonksiyon skorları 45 ile 100 arasında değişmekte olup, ortalama 84,62±16,29'dur.

Tablo 13: Diz Fonksiyon Skoru Modeline İlişkin Bilgiler

	F	p
Düzeltilmiş model	78,313	<0,001**
Protez tipi	1,238	0,272
Zaman	180,182	<0,001**
Protez tipi x Zaman	0,253	0,619

**p<0,01

Protez tipinin ve zamanın **diz fonksiyon skorları** üzerine etkilerini incelemek amacıyla gerçekleştirilen analiz sonucunda elde edilen modelin istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanmıştır (F:78,313; p<0,001). Zamanın ana etkisinin istatistiksel olarak anlamlı şekilde modelde yer aldığı görülmektedir (p<0,001). Protez tipinin ana etkisi ve protez tipi ile zaman etkileşimi modelde yer almamaktadır (p>0,05).

Tablo 14: Ameliyat Öncesi ve Ameliyat Sonrasında Protez Tipine Göre Post-Hoc Diz Fonksiyon Skoru Değerlendirmesi

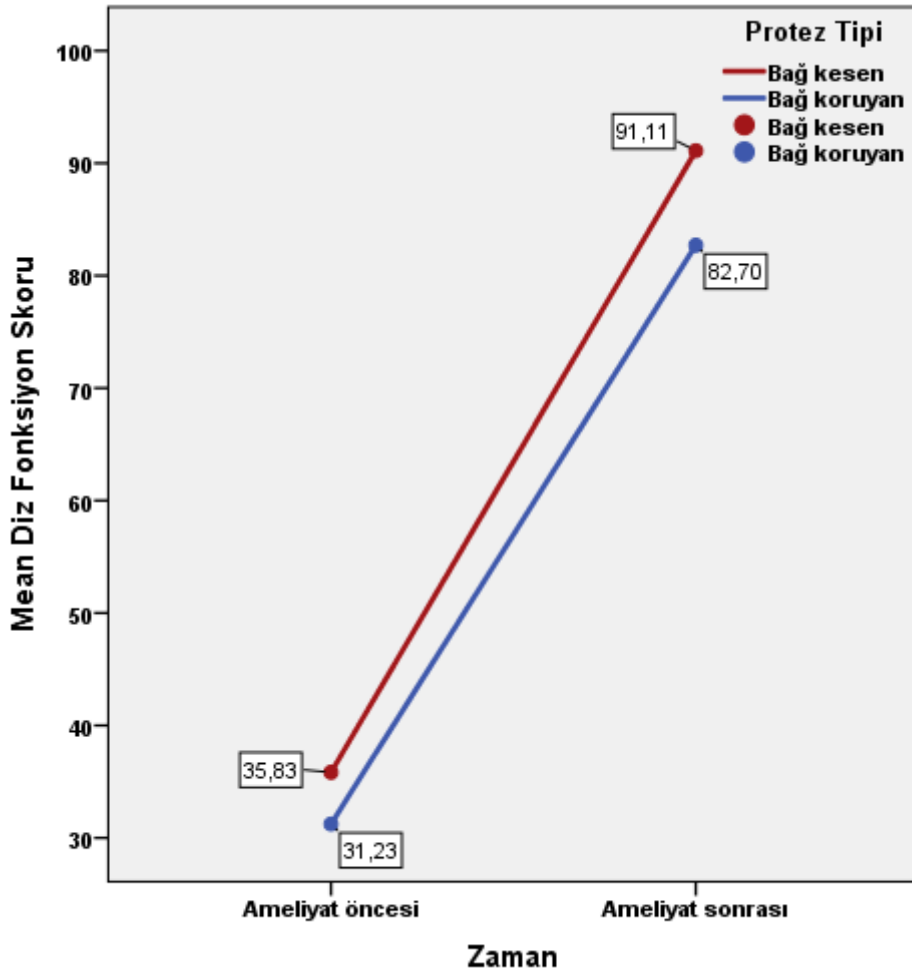
Diz Fonksiyon Skoru (n=79)		Protez Tipi		p
		Bağ kesen (n=18)	Bağ koruyan (n=61)	
Ameliyat öncesi	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	0-70 (45)	0-60 (35)	0,638
	<i>Ort±Ss</i>	35,83±25,85	31,23±22,00	
Ameliyat sonrası	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	60-100 (100)	45-100 (90)	0,088
	<i>Ort±Ss</i>	91,11±15,68	82,70±16,09	
		p 0,001**	0,001**	
Fark (AS-AÖ)	<i>Min/Mak (Medyan)</i>	30-100 (50)	0-100 (50)	^b0,610
	<i>Ort±Ss</i>	55,28±21,79	51,48±26,05	
<i>AÖ:Ameliyat öncesi</i>		<i>AS:Ameliyat sonrası</i>		<i>^bMann Whitney U Test</i>
<i>*p<0,05</i>		<i>**p<0,01</i>		

Protez tipine göre ameliyat öncesi (p=0,638) ve ameliyat sonrası (p=0,088) diz fonksiyon skorları istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir (p>0,05).

Bağ kesen protez grubunda; ameliyat öncesine göre ameliyat sonrası diz fonksiyon skorlarındaki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001; p<0,01).

Bağ koruyan protez grubunda; ameliyat öncesine göre ameliyat sonrası diz fonksiyon skorlarındaki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001; p<0,01).

Protez tipine göre ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası diz fonksiyon skorlarındaki değişim istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir (p=0,610; p>0,05).



Grafik 4: Gruplarda ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası diz fonksiyon skorları

Tablo 15: Ameliyat Öncesi ve Ameliyat Sonrasında Protez Tipine Göre Diz Eklemi Hareket Açıklığı Ölçümlerinin Dağılımları

Diz Eklemi Hareket Açıklığı (°)		Total (n=79)	Protez Tipi	
			Bağ kesen (n=18)	Bağ koruyan (n=61)
Ameliyat öncesi	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	60-135 (95)	75-120 (90)	60-135 (95)
	<i>Ort±Ss</i>	96,39±16,35	93,61±13,48	97,21±17,12
Ameliyat sonrası	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	85-150 (130)	110-145 (135)	85-150 (130)
	<i>Ort±Ss</i>	127,85±11,03	131,94±8,77	126,64±11,39

Olguların ameliyat öncesi diz eklemi hareket açıklığı ölçümleri 60 ile 135 derece arasında değişmekte olup, ortalama 96,39±16,35 derece; ameliyat sonrası diz eklemi hareket açıklığı ölçümleri 85 ile 150 derece arasında değişmekte olup, ortalama 127,85±11,03 derecedir.

Tablo 16: Diz Eklemi Hareket Açıklığı Modeline İlişkin Bilgiler

	F	p
Düzeltilmiş model	96,570	<0,001**
Protez tipi	0,058	0,811
Zaman	228,525	<0,001**
Protez tipi x Zaman	4,078	0,048*

*p<0,05

**p<0,01

Protez tipinin ve zamanın **diz eklemi hareket açıklığı ölçümleri** üzerine etkilerini incelemek amacıyla gerçekleştirilen analiz sonucunda elde edilen modelin istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanmıştır (F:96,570; p<0,001). Zamanın ana etkisi ve protez tipi ile zaman etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı şekilde modelde yer almaktadır (sırasıyla p<0.001; p=0,048). Protez tipinin ana etkisi modelde yer almamaktadır (p>0,05).

Modelde protez tipi ile zaman değişkenlerinin etkileşiminin anlamlı olması, diz eklemi hareket açıklığı ölçümlerinde zaman içerisinde gözlenen değişimin protez tipine göre farklılık gösterdiği anlamına gelmektedir.

Tablo 17: Ameliyat Öncesi ve Ameliyat Sonrasında Protez Tipine Göre Post-Hoc Diz Eklemi Hareket Açıklığı Ölçümlerinin Değerlendirmesi

Diz Eklemi Hareket Açıklığı (°) (n=79)		Protez Tipi		p
		Bağ kesen (n=18)	Bağ koruyan (n=61)	
Ameliyat öncesi	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	75-120 (90)	60-135 (95)	0,334
	<i>Ort±Ss</i>	93,61±13,48	97,21±17,12	
Ameliyat sonrası	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	110-145 (135)	85-150 (130)	0,057
	<i>Ort±Ss</i>	131,94±8,77	126,64±11,39	
		p	0,001**	0,001**
Fark (AS-AÖ)	<i>Min/Mak (Medyan)</i>	10-60 (42,5)	0-70 (30)	^b0,035*
	<i>Ort±Ss</i>	38,33±15,05	29,43±16,83	

AÖ:Ameliyat öncesi

AS:Ameliyat sonrası

^bMann Whitney U Test

*p<0,05

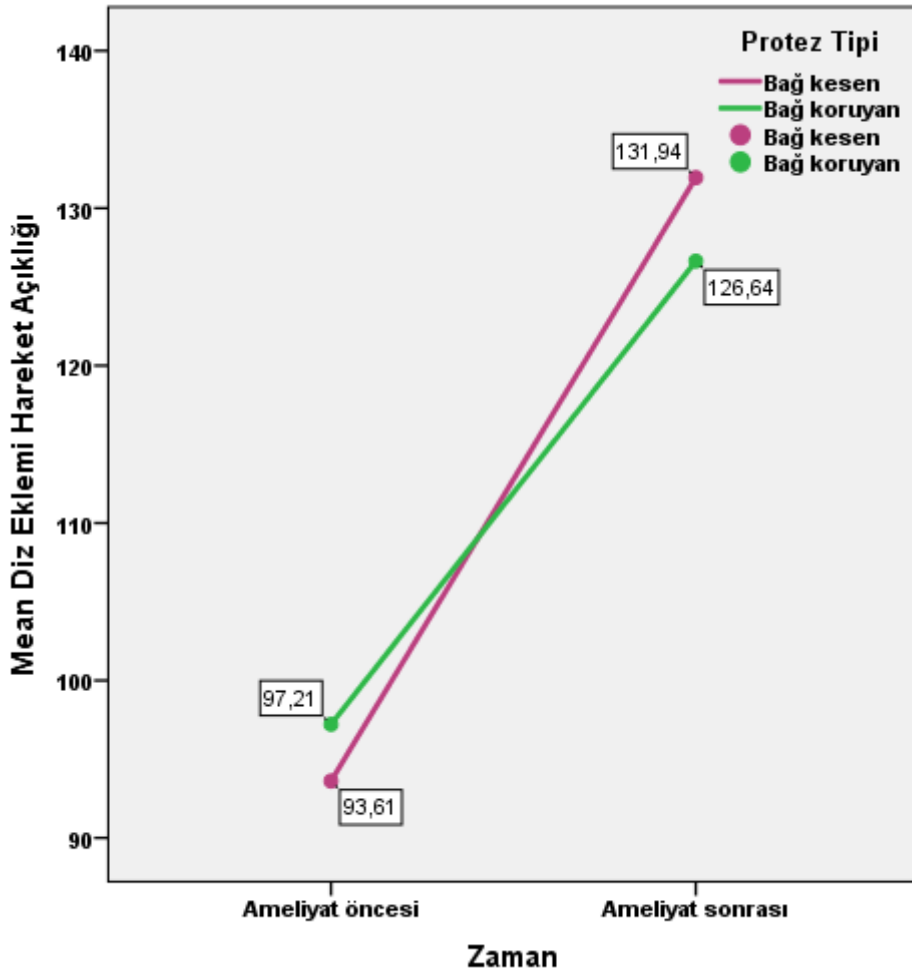
**p<0,01

Protez tipine göre ameliyat öncesi (p=0,334) ve ameliyat sonrası (p=0,057) diz eklemi hareket açıklığı ölçümleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermezken (p>0,05); ameliyat sonrasında bağ kesen protez grubu diz eklemi hareket açıklığı ölçümlerinin, bağ koruyan protez grubundan yüksek olması dikkat çekici düzeydedir.

Bağ kesen protez grubunda; ameliyat öncesine göre ameliyat sonrası diz eklemi hareket açıklığı ölçümlerindeki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001; p<0,01).

Bağ koruyan protez grubunda; ameliyat öncesine göre ameliyat sonrası diz eklemi hareket açıklığı ölçümlerindeki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001; p<0,01).

Bağ kesen protez yapılan grupta diz eklemi hareket açıklığı ölçümlerindeki artış miktarı, bağ koruyan protez yapılan gruptaki artış miktarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek saptanmıştır (p=0,035; p<0,05).



Grafik 5: Gruplarda ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası diz eklemleri hareket açıklığı ölçümleri

Tablo 18: Ameliyat Öncesi ve Ameliyat Sonrasında Protez Tipine Göre Fleksiyon Ölçümlerinin Dağılımları

Fleksiyon (°)		Total (n=79)	Protez Tipi	
			Bağ kesen (n=18)	Bağ koruyan (n=61)
Ameliyat öncesi	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	70-135 (100)	80-130 (92,5)	70-135 (100)
	<i>Ort±Ss</i>	102,85±14,20	98,61±13,26	104,10±14,33
Ameliyat sonrası	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	85-150 (130)	110-145 (135)	85-150 (130)
	<i>Ort±Ss</i>	127,97±10,99	131,94±8,77	126,80±11,37

Olguların ameliyat öncesi fleksiyon ölçümleri 70 ile 135 derece arasında değişmekte olup, ortalama 102,85±14,20 derece; ameliyat sonrası fleksiyon ölçümleri 85 ile 150 derece arasında değişmekte olup, ortalama 127,97±10,99 derecedir.

Tablo 19: Fleksiyon Modeline İlişkin Bilgiler

	F	p
Düzeltilmiş model	81,457	<0,001**
Protez tipi	0,025	0,875
Zaman	190,680	<0,001**
Protez tipi x Zaman	7,173	0,009**

**p<0,01

Protez tipinin ve zamanın **fleksiyon ölçümleri** üzerine etkilerini incelemek amacıyla gerçekleştirilen analiz sonucunda elde edilen modelin istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanmıştır (F:81,457; p<0,001). Zamanın ana etkisi ve protez tipi ile zaman etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı şekilde modelde yer almaktadır (sırasıyla p<0.001; p=0,009). Protez tipinin ana etkisi modelde yer almamaktadır (p>0,05).

Modelde protez tipi ile zaman değişkenlerinin etkileşiminin anlamlı olması, fleksiyon ölçümlerinde zaman içerisinde gözlenen değişimin protez tipine göre farklılık gösterdiği anlamına gelmektedir.

Tablo 20: Ameliyat Öncesi ve Ameliyat Sonrasında Protez Tipine Göre Post-Hoc Fleksiyon Ölçümlerinin Değerlendirmesi

Fleksiyon (°) (n=79)		Protez Tipi		p
		Bağ kesen (n=18)	Bağ koruyan (n=61)	
Ameliyat öncesi	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	80-130 (92,5)	70-135 (100)	0,118
	<i>Ort±Ss</i>	98,61±13,26	104,10±14,33	
Ameliyat sonrası	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	110-145 (135)	85-150 (130)	0,056
	<i>Ort±Ss</i>	131,94±8,77	126,80±11,37	
		p 0,001**	0,001**	
Fark (AS-AÖ)	<i>Min/Mak (Medyan)</i>	5-50 (40)	-10-60 (20)	^b0,007**
	<i>Ort±Ss</i>	33,33±14,14	22,70±14,62	

AÖ:Ameliyat öncesi

AS:Ameliyat sonrası

^bMann Whitney U Test

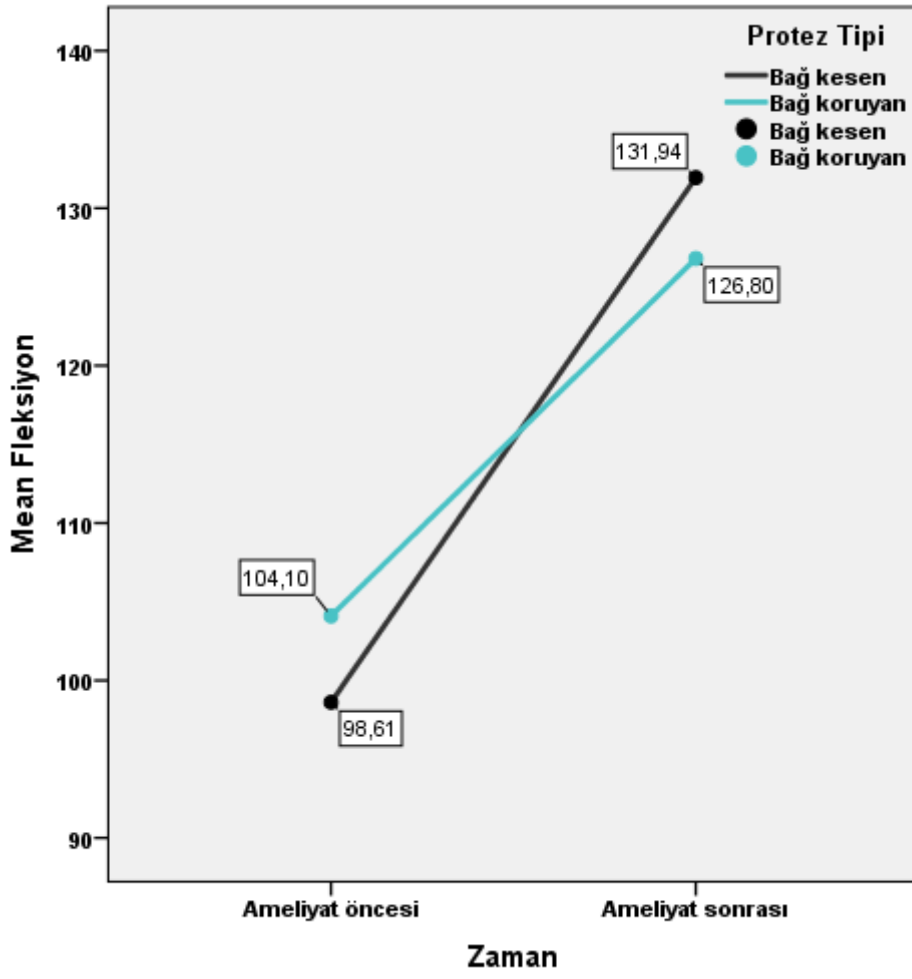
**p<0,01

Protez tipine göre ameliyat öncesi (p=0,118) ve ameliyat sonrası (p=0,056) fleksiyon ölçümleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermezken (p>0,05); ameliyat sonrasında bağ kesen protez grubu fleksiyon ölçümlerinin, bağ koruyan protez grubundan yüksek olması dikkat çekici düzeydedir.

Bağ kesen protez grubunda; ameliyat öncesine göre ameliyat sonrası fleksiyon ölçümlerindeki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001; p<0,01).

Bağ koruyan protez grubunda; ameliyat öncesine göre ameliyat sonrası fleksiyon ölçümlerindeki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001; p<0,01).

Bağ kesen protez yapılan grupta fleksiyon ölçümlerindeki artış miktarı, bağ koruyan protez yapılan gruptaki artış miktarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek saptanmıştır (p=0,007; p<0,01).



Grafik 6: Gruplarda ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası fleksiyon ölçümleri

Tablo 21: Ameliyat Öncesi ve Ameliyat Sonrasında Protez Tipine Göre Ekstansiyon Ölçümlerinin Dağılımları

Ekstansiyon (°)		Total (n=79)	Protez Tipi	
			Bağ kesen (n=18)	Bağ koruyan (n=61)
Ameliyat öncesi	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	-20-0 (-5)	-10-0 (-5)	-20-0 (-5)
	<i>Ort±Ss</i>	-6,46±6,21	-5,00±4,54	-6,89±6,59
Ameliyat sonrası	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	-5-0 (0)	0-0 (0)	-5-0 (0)
	<i>Ort±Ss</i>	-0,13±0,79	0±0	-0,16±0,90

Olguların ameliyat öncesi ekstansiyon ölçümleri -20 ile 0 derece arasında değişmekte olup, ortalama -6,46±6,21 derece; ameliyat sonrası ekstansiyon ölçümleri -5 ile 0 derece arasında değişmekte olup, ortalama -0,13±0,79 derecedir.

Tablo 22: Ekstansiyon Modeline İlişkin Bilgiler

	F	p
Düzeltilmiş model	45,301	<0,001**
Protez tipi	1,565	0,213
Zaman	74,877	<0,001**
Protez tipi x Zaman	1,565	0,213

**p<0,01

Protez tipinin ve zamanın **ekstansiyon** üzerine etkilerini incelemek amacıyla gerçekleştirilen analiz sonucunda elde edilen modelin istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanmıştır (F:45,301; p<0,001). Zamanın ana etkisinin istatistiksel olarak anlamlı şekilde modelde yer aldığı görülmektedir (p<0,001). Protez tipinin ana etkisi ve protez tipi ile zaman etkileşimi modelde yer almamaktadır (p>0,05).

Tablo 23: Ameliyat Öncesi ve Ameliyat Sonrasında Protez Tipine Göre Post-Hoc Ekstansiyon Ölçümlerinin Değerlendirmesi

Ekstansiyon (°) (n=79)		Protez Tipi		p
		Bağ kesen (n=18)	Bağ koruyan (n=61)	
Ameliyat öncesi	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	-10-0 (-5)	-20-0 (-5)	0,213
	<i>Ort±Ss</i>	-5,00±4,54	-6,89±6,59	
Ameliyat sonrası	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	0-0 (0)	-5-0 (0)	0,100
	<i>Ort±Ss</i>	0±0	-0,16±0,90	
		p 0,001**	0,001**	
Fark (AS-AÖ)	<i>Min/Mak (Medyan)</i>	0-10 (5)	-5-20 (5)	^b0,429
	<i>Ort±Ss</i>	5,00±4,54	6,72±6,70	

AÖ:Ameliyat öncesi

AS:Ameliyat sonrası

^bMann Whitney U Test

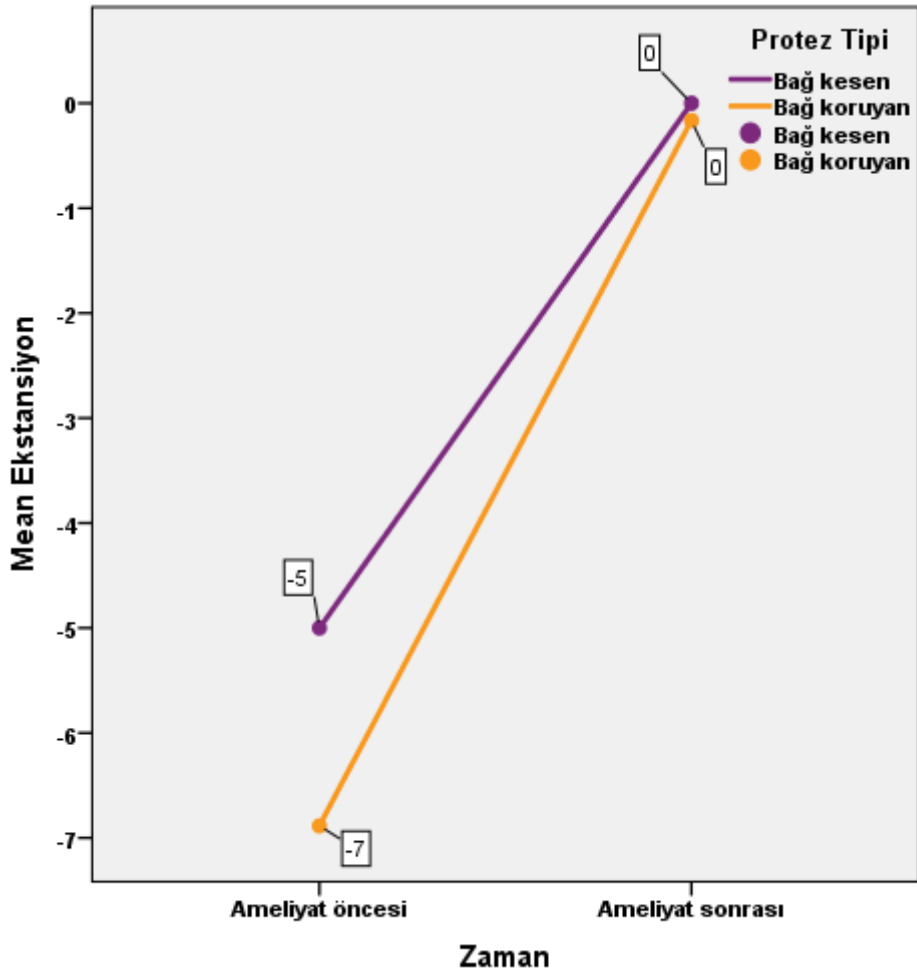
**p<0,01

Protez tipine göre ameliyat öncesi (p=0,213) ve ameliyat sonrası (p=0,100) ekstansiyon ölçümleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir (p>0,05).

Bağ kesen protez grubunda; ameliyat öncesine göre ameliyat sonrası ekstansiyon ölçümlerindeki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001; p<0,01).

Bağ koruyan protez grubunda; ameliyat öncesine göre ameliyat sonrası ekstansiyon ölçümlerindeki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001; p<0,01).

Protez tipine göre ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası ekstansiyon ölçümlerindeki değişim istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir (p=0,429; p>0,05).



Grafik 7: Gruplarda ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası ekstansiyon ölçümleri

Tablo 24: Ameliyat Öncesi ve Ameliyat Sonrasında Protez Tipine Göre Dizilim Açılarının (Ω) Dağılımları

Varus(VR)-Valgus(VL)açısı	Total (n=79)	Protez Tipi	
		Bağ kesen (n=18)	Bağ koruyan (n=61)
Ameliyat öncesi	<i>Min-Mak</i> (<i>Medyan</i>) <i>Ort±Ss</i>	17,5VR-4,6VL(3,6VR)	13,3VR-4,6VL (3,4VR)
		4,57VR±4,12	6,69VR±5,38
Ameliyat sonrası	<i>Min-Mak</i> (<i>Medyan</i>) <i>Ort±Ss</i>	2,3VR-7,4VL (3,2VL)	2,3VR-7,4VL(3VL)
		3,02VL±2,29	3,26VL±2,24
			2,95VL±2,32

Ameliyat öncesinde dizilim açıları 17,5 varus ile 4,6 valgus arasında değişmekte olup, ortalama 4,57±4,12 varus; ameliyat sonrası dizilim açıları 2,3 varus ile 7,4 valgus arasında değişmekte olup, ortalama 3,02±2,29 valgustur.

Tablo 25: Dizilim Açısı Modeline İlişkin Bilgiler

	F	p
Düzeltilmiş model	76,614	<0,001**
Protez tipi	1,151	0,303
Zaman	100,702	<0,001**
Protez tipi x Zaman	3,191	0,113

**p<0,01

Protez tipinin ve zamanın **dizilim açısı** üzerine etkilerini incelemek amacıyla gerçekleştirilen analiz sonucunda elde edilen modelin istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanmıştır (F:76,614; p<0,001). Zamanın ana etkisinin istatistiksel olarak anlamlı şekilde modelde yer aldığı görülmektedir (p<0,001). Protez tipinin ana etkisi ve protez tipi ile zaman etkileşimi modelde yer almamaktadır (p>0,05).

Tablo 26: Ameliyat Öncesi ve Ameliyat Sonrasında Protez Tipine Göre Post-Hoc Dizilim Açılarının Değerlendirmesi

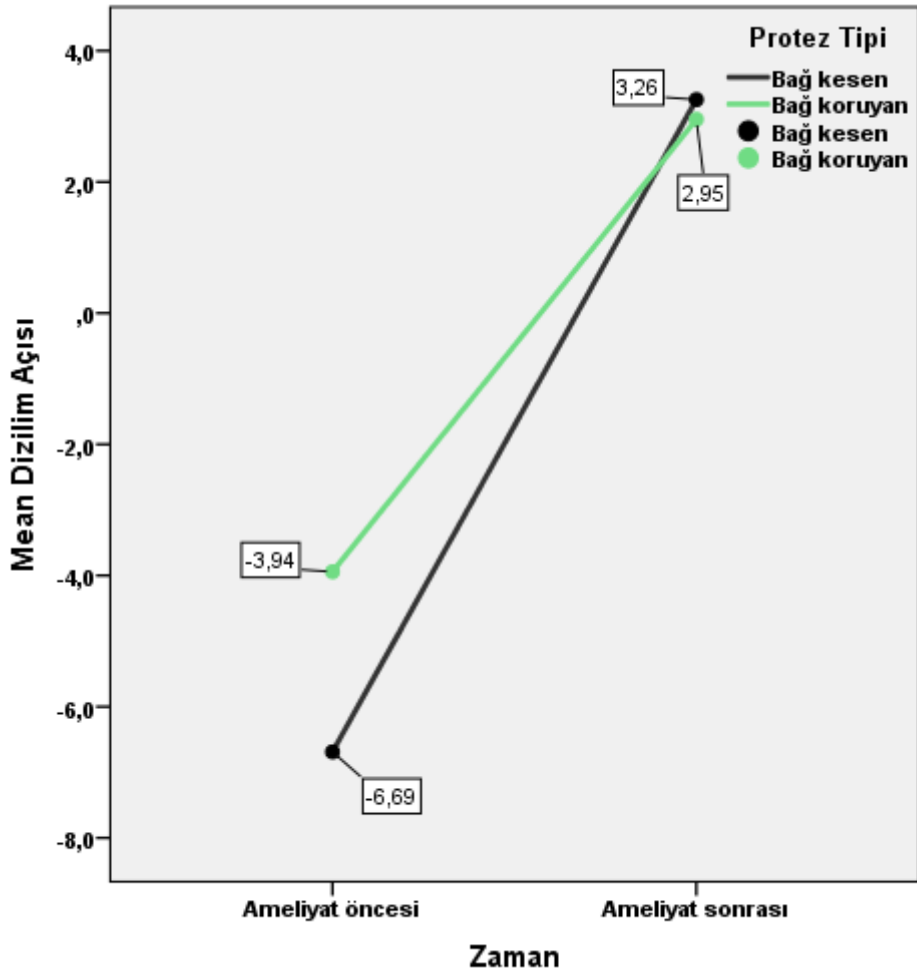
Varus(VR)-Valgus(VL)açısı (n=79)		Protez Tipi		p
		Bağ kesen (n=18)	Bağ koruyan (n=61)	
Ameliyat öncesi	Min-Mak (Medyan)	17,5VR-0(5,7VR)	13,3VR-4,6VL(3,4VR)	0,170
	Ort±Ss	6,69VR±5,38	3,94VR±3,48	
Ameliyat sonrası	Min-Mak (Medyan)	1,7VR-6,6VL(3,6VL)	2,3VR-7,4VL(3VL)	0,420
	Ort±Ss	3,26VL±2,24	2,95VL±2,32	
		p 0,001**	0,001**	
Fark (AS-AÖ)	Min/Mak (Medyan)	1,6-20,5 (10)	-1,9-14,9 (7)	^b0,015*
	Ort±Ss	9,94±5,31	6,90±3,56	
AÖ:Ameliyat öncesi		AS:Ameliyat sonrası	^b Mann Whitney U Test	
*p<0,05		**p<0,01		

Protez tipine göre ameliyat öncesi (p=0,170) ve ameliyat sonrası (p=0,420) dizilim açıları istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir (p>0,05).

Bağ kesen protez grubunda; ameliyat öncesine göre ameliyat sonrası dizilim açılarındaki artış (varustan valgusa geçiş) istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001; p<0,01).

Bağ koruyan protez grubunda; ameliyat öncesine göre ameliyat sonrası dizilim açılarındaki artış (varustan valgusa geçiş) istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001; p<0,01).

Bağ kesen protez yapılan grupta dizilim açılarındaki artış miktarı, bağ koruyan protez yapılan gruptaki artış miktarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek saptanmıştır (p=0,015; p<0,05).



Grafik 8: Gruplarda ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası dizilim açıları

Tablo 27: Protez Tipine Göre Komponent Uyumunun Değerlendirmesi

		Total (n=79)	Protez Tipi		p
			Bağ kesen (n=18)	Bağ koruyan (n=61)	
Alfa açısı (α)	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	90,5-97,6 (94,9)	90,5-97,3 (95,1)	90,5-97,6 (94,7)	0,855
	<i>Ort±Ss</i>	94,70±1,64	94,54±1,95	94,75±1,55	
Beta açısı (β)	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	85,5-92,3 (89,4)	85,6-91,7 (89,7)	85,5-92,3 (89,3)	0,437
	<i>Ort±Ss</i>	89,37±1,45	89,62±1,36	89,30±1,48	
Gama açısı (γ)	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	0,1-3,6 (0,8)	0,4-3,6 (0,8)	0,1-2,2 (0,8)	0,919
	<i>Ort±Ss</i>	1,03±0,67	1,27±1,05	0,96±0,51	
Sigma açısı (δ)	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	87,9-94,8 (90,9)	88,7-91,6 (90,6)	87,9-94,8 (91,1)	0,245
	<i>Ort±Ss</i>	90,70±1,26	90,41±1,00	90,79±1,32	

Genelleştirilmiş Lineer Karma Model

Yapılan protez tipine göre alfa, beta, gama ve sigma açıları istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$).

Tablo 28: Protez Tipine Göre Komponentlerin Gevşeme Durumlarının Değerlendirmesi

		Total (n=79)	Protez Tipi		p
			Bağ kesen (n=18)	Bağ koruyan (n=61)	
Radyolusen alan	Yok	72 (91,1)	15 (83,3)	57 (93,4)	0,922
	Var	7 (8,9)	3 (16,7)	4 (6,6)	
Radyolusen alan miktarı (mm) (n=7)	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	0,7-3,4 (1,6)	1,2-3,4 (1,8)	0,7-3 (1,5)	0,756
	<i>Ort±Ss</i>	1,86±0,99	2,13±1,14	1,65±0,97	

Genelleştirilmiş Lineer Karma Model

Komponentlerde radyolusen alan görülen diz oranı %8,9 (n=7) olarak gözlenmiştir. Radyolusen alan durumuna göre bağ kesen ve bağ koruyan protez yapılan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0,05$).

Komponentlerde radyolusen alan miktarları 0,7 ile 3,4 mm arasında değişmekte olup, ortalama 1,86±0,99 mm'dir. Protez tipine göre gevşeme miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0,05$).

Hastalar ameliyat sonrası düzenli kontrollerinde ve son takibinde ayakta standart çekilen diz AP ve lateral radyografiler ile değerlendirilmiş, hastalarımızın hiçbirinde femoral komponentte radyolusen alan izlenmemiş, protez komponentlerinde migrasyon tespit edilmemiştir. Ancak 7 olguda(4 tanesi CR ve 3 tanesi PS) tibial komponent etrafında ortalama $1.86 \pm 0.99(0.7-3.4)$ mm radyolusen alan tespit edilmiştir. Fakat hiçbir hastada bu alanların toplamı 4mm ve üstünde olmayıp en büyüğü 3.4mm olarak tespit edilmiştir. Vakaların takiplerinde bu radyolusen alanlar progresyon göstermediği ve hastaların şikayetleri olmadığı için bu protezler gevşeme lehine değerlendirilmemiştir. Ayrıca tüm hastalarda eklem çizgisi seviyesi normal olarak değerlendirilmiştir.

Protez sağkalımı değerlendirildiğinde, ortalama $41.30 \pm 20.79(9.3- 89.6)$ aylık takip sonunda her iki tasarım için de protez sağkalımı %100 olarak tespit edilmiştir.

Çalışmaya dahil ettiğimiz hastalar ameliyat öncesi ve sonrası takiplerde enfeksiyon açısından klinik ve laboratuvar olarak taranmış; hemogram, sedimentasyon, CRP, prokalsitonin dahil kan tetkikleri yapılmış hiçbirinde enfeksiyon bulgusu tespit edilmemiştir.

Hastaların hepsi ameliyat sonrası dönemde düzenli kontrollerinde aynı araştırmacı tarafından muayene edilmiş; diz tam ekstansiyonda ve 30° fleksiyonda varus-valgus stres testine, diz 90° fleksiyonda anterior ve posterior çekmece testine bakılmış, şikayetleri detaylı olarak sorulmuş, şüpheli vakalara stres grafisi çekilmiş ve hiçbir hastada anteroposterior planda 5mm'den ve mediolateral planda 5°'den fazla hareket, instabilite lehine bulgu, şikayet ve testlerde pozitiflik tespit edilmemiştir. Diz tam ekstansiyonda düz bacak kaldırma testi ile ekstansör mekanizmanın yeterliliğine bakılmış, hastaların hepsinde yeterli ve doğal bulunmuştur.

6. OLGU ÖRNEKLERİ

Vaka 1:

R.S, 63/K, Bilateral gonartroz, Bilateral total diz protezi(Bilateral CR)

Takip süresi: 30 ay

	Sağ diz	Sol diz
Preop diz skoru	21	25
Preop diz fonksiyonel skor	0	0
Preop Lysholm skoru	31	31
Preop VAS	9	10
Postop diz skoru	55	94
Postop diz fonksiyonel skor	80	80
Postop Lysholm skoru	81	81
Postop VAS	5	0

Tablo 29 R.S, Bilateral Diz Preop ve Postop Skor Tablosu



Şekil 33 R.S, Preop bilateral diz AP grafı



Şekil 34 R.S, Preop bilateral diz lateral grafi



Şekil 35 R.S, Postop bilateral diz AP grafisi



Şekil 36 R.S, Postop bilateral diz lateral grafi



Şekil 37 R.S, Şüpheli olgularda çekilen postop sağ diz stress grafisi

Vaka 2:

R.A, 75/K, Bilateral gonartroz, Bilateral total diz protezi(sağ PS, sol CR)

Takip süresi: 30 ay

	Sağ diz	Sol diz
Preop diz skoru	31	26
Preop diz fonksiyonel skor	20	20
Preop Lysholm skoru	35	35
Preop VAS	8	9
Postop diz skoru	92	79
Postop diz fonksiyonel skor	80	80
Postop Lysholm skoru	81	86
Postop VAS	2	1

Tablo 30 R.A, Bilateral Diz Preop ve Postop Skor Tablosu



Şekil 38 R.A, Preop bilateral diz AP grafi



Şekil 39 R.A, Preop bilateral diz lateral grafi



Şekil 40 R.A, Postop bilateral diz AP grafisi



Şekil 41 R.A, Postop bilateral diz lateral grafisi

Vaka 3:

Z.Y, 76/K, Sağ gonartroz, Total diz protezi(CR)

Takip süresi: 29 ay

	Sağ diz
Preop diz skoru	25
Preop diz fonksiyonel skor	60
Preop Lysholm skoru	57
Preop VAS	10
Postop diz skoru	89
Postop diz fonksiyonel skor	80
Postop Lysholm skoru	88
Postop VAS	1

Tablo 31 Z.Y, Sağ Diz Preop ve Postop Skor Tablosu



Şekil 42 Z.Y, Preop sağ diz AP ve lateral grafii



Şekil 43 Z.Y, Postop sağ diz AP ve lateral grafi

Vaka 4:

N.G, 58/K, Sağ gonartroz, Total diz protezi(PS)

Takip süresi: 28 ay

	Sağ diz
Preop diz skoru	44
Preop diz fonksiyonel skor	50
Preop Lysholm skoru	59
Preop VAS	7
Postop diz skoru	85
Postop diz fonksiyonel skor	100
Postop Lysholm skoru	100
Postop VAS	0

Tablo 32 N.G, Sağ Diz Preop ve Postop Skor Tablosu



Şekil 44 N.G, Preop sağ diz AP ve lateral grafi



Şekil 45 N.G, Postop sağ diz AP ve lateral grafi

Vaka 5:

H.G, 71/K, Bilateral gonartroz, Bilateral total diz protezi(Bilateral PS)

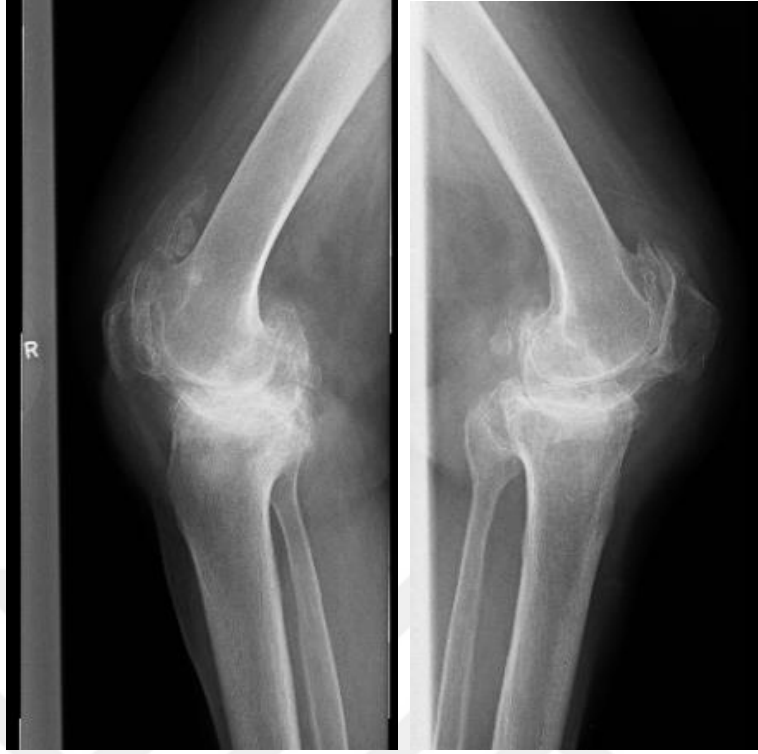
Takip süresi: 15 ay

	Sağ diz	Sol diz
Preop diz skoru	21	19
Preop diz fonksiyonel skor	70	70
Preop Lysholm skoru	40	40
Preop VAS	10	9
Postop diz skoru	97	100
Postop diz fonksiyonel skor	100	100
Postop Lysholm skoru	99	99
Postop VAS	0	0

Tablo 33 H.G, Bilateral Diz Preop ve Postop Skor Tablosu



Şekil 46 H.G, Preop bilateral diz AP grafisi



Şekil 47 H.G, Preop bilateral diz lateral grafisi



Şekil 48 H.G, Postop bilateral diz AP grafisi



Şekil 49 H.G, Postop bilateral diz lateral grafisi

7. TARTIŞMA

Obez (VKİ>30 kg/m²) ve kadın hastada primer gonartroz nedeniyle uygulanan çimentolu CR ve PS primer TDA'ların karşılaştırılması ile ilgili yapılan bu çalışmada protez sağkalımı, instabilite, gevşeme ve osteoliz, lysholm skoru, KSS diz fonksiyonel skor ve radyolojik değerlendirme, VAS parametrelerinde belirgin fark saptanmamıştır. Ancak KSS diz skoru, diz eklem aksının dizilimi, diz eklem hareket açıklıkları, diz fleksiyon derecesi açısından istatistiksel olarak fark tespit edilmiştir. Bulunan farklardan fleksiyon derecesi, KSS diz skoru ve eklem hareket açıklığı içinde bulunduğu bu parametreleri dolaylı etkilemiştir. Mevcut farklılıklar sayısal değer olarak küçüktür ve CR-PS tasarım protez kullanılan hastaların klinik muayene ve şikayetleri açısından belirgin fark tespit edilmediğinden anlamlı olduğu düşünülmemektedir.

Eklem replasman cerrahisi isteyen hastalar arasında, obezite prevalansı genel yetişkin popülasyonundakinden daha yüksektir. Sonuç olarak, eklem replasmanı yapılan hastalarda obezite giderek artmakta bu da teknik ve tıbbi zorluklar oluşturmaktadır. Literatürde, normal vücut kitle indeksi (VKİ) olduğu düşünülen hastalarla karşılaştırıldığında, primer TDA'ların obez hastalar arasında daha yaygın olduğu görülmüştür⁷⁴. Fehring ve arkadaşları, eklem replasman hastaları arasında obezite prevalansının 1990'dan 2005'e neredeyse iki katına çıktığını bildirdi. Obezite, artmış yüklemeye bağlı olarak osteoartrit için bilinen bir risk faktörüdür⁷⁵.

Yapılan araştırmalar, artan vücut ağırlığının ve obezitenin diz osteoartritine(OA) neden olduğunu ve nihayetinde TDA'ya ihtiyaç duyulduğunu göstermektedir. 1988'de Felson ve Anderson ilk olarak obeziteyi OA'nın gelişimi için bağımsız bir risk faktörü olarak bildirdiler^{76,77}.

Eklem kırıkdağındaki hasar kemik-kemik teması seviyesine ilerlediğinde, total diz artroplastisi, ağrının hafifletilmesi ve ağır ilerleyici OA'nın neden olduğu fonksiyonel kaybın geri kazanılması için kesin tedavidir. Obez ve obez olmayan hastalar arasında yapılan karşılaştırmada yapılan önceki çalışmalarda çelişkili bulgular bulunmuştur. Literatürde, morbid obez hastalarda TDA sonrası fonksiyonel sonuçların, obez olmayanlara göre anlamlı derecede daha kötü olduğu tespit edilmiştir^{78,79}. Jarvenpaa ve arkadaşları obez TDA hastalarında obez olmayan hastalara göre çok daha fazla sayıda teknik hata saptamışlardır. Yazarlar, obez olmayan 48 hastada 5 hataya kıyasla, obez olan 52 hastada 17 teknik hata kaydetti⁷⁷.

Total diz artroplastisi (TDA) son dönem diz osteoartriti olan hastalarda yüksek oranda başarılı sonuçlar sağlamıştır⁸⁰. Bu prosedürün dayanıklılığını ve işlevini geliştirmek için çeşitli tasarımlar geliştirilmiştir. Bununla birlikte, primer artroplasti için en yaygın olarak kullanılan bağ koruyan(CR) ve bağ kesen(PS) tasarımlar günümüzde kullanılmaya devam etmektedir⁸¹. Cerrahi prosedür olarak arka çapraz bağın(PCL) korunup korunmamasıyla ilgili tartışmalar halen devam etmektedir⁸². Çok sayıda biyomekanik ve kinematik çalışmalarda hem CR hem de PS tasarımları için avantaj ve dezavantajlar bildirilmiştir⁸³⁻⁸⁶. Bununla birlikte, kinematik farklılıkların klinik sonuçlar üzerindeki etkisi tartışmalıdır ve bir tasarımın diğeri üzerindeki üstünlüğü, in vivo olarak kesin olarak gösterilmemiştir⁸⁷.

Bercik ve arkadaşlarının yapmış olduğu 1114 hastanın 1265 dizinin (605 PS ve 660 CR) incelendiği meta-analiz çalışmasında, arka çapraz bağın kesildiği TDA'larda, arka çapraz bağın korunduğu TDA'lara nazaran fleksiyon ve ROM derecelerinde istatistikî açıdan anlamlı farklılık bulunmuş, PS TDA'larda fleksiyon açısının ve ROM'un fazla olduğu belirtilmiş ancak bunun yarattığı avantajın fazla olmadığı ve klinik olarak önemli bir farklılık yaratmadığının üzerinde durulmuştur⁸⁸.

CR ve PS tasarım primer TDA'ların kullanılarak karşılaştırması yapılan başka bir meta-analiz çalışmasında⁸¹, elektronik veri tabanları kullanılarak Ağustos 2011'e kadar yayınlanan çalışmalar 2 bağımsız kişi tarafından araştırılmıştır. Ameliyat öncesi yaş, cinsiyet oranı ve VKİ'nin genel olarak uyumlu olduğu 888 hasta dahil edilmiştir. Yapılan araştırmada, PS TDA'lı hastaların CR TDA'lı olanlara göre daha yüksek ROM ve fleksiyon açısına sahip oldukları gösterilmiştir. Genel olarak, bu çalışmanın sonuçları Jacobs ve ark.ları⁸⁹ tarafından yapılan önceki çalışma ile tutarlı olup PS tasarımının, değerlendirilen parametreler arasından CR tasarımı üzerinde daha iyi ROM'a sahip olduğunu göstermiştir.

CR ve PS tasarımları arasındaki klinik farklılıkları inceleyen çok sayıda yayın vardır, ancak bunların çoğu 5 yıl gibi kısa bir boyuta ve takiplere sahipti ve klinik sonuçlar hakkındaki bulgular tartışmalıydı⁹⁰⁻⁹³. 2001-2006 yılları arasında güncel CR ve PS primer TDA uygulanan hastalar ile yapılan bir çalışmada⁹⁴, hastaların en az 10 yıllık bir takip ile klinik sonuçları karşılaştırılmış, 268 CR-211 PS uygulanmış toplam 479 hasta ile çalışma yürütülmüştür. Son kontrolde, fleksiyon açısı ve ROM'da gruplar arasında anlamlı fark tespit edilmemiştir.

Bizim çalışmamızda ise yaş, boy, kilo, ve VKİ ölçümleri arasında anlamlı fark olmayan CR ve PS tasarım protez uygulanan olguların ameliyat öncesi eklem hareket açıklığı ve fleksiyon derecelerinde anlamlı fark yokken, ameliyat sonrası takiplerinde PS tasarım protez uygulanan hastalarda daha fazla eklem hareket açıklığı ve fleksiyon elde edilmiş olup anlamlı bulunmuştur, bu da yapılan çalışmalarla örtüşmektedir. Sonuçlarımız yapılan çalışmalarla benzer olup karşılaştırıldığında bizim çalışmamızda her iki grupta da daha iyi eklem hareket açıklığı ve fleksiyon tespit edilmiştir.

KSS, eklem kendisini derecelendiren ayrı bir 'diz skoru' ve yürüyüş mesafesi ile hastanın merdiven inip-çıkma kabiliyetini derecelendiren bir 'fonksiyon skoru' içeren eklem-spesifik bir sonuç skorlama sistemidir. Her iki bileşen de maksimum 100 puan üzerinden puanlanır⁷⁹.

Morbid obez(VKİ>40 kg/m²) ve morbid obez olmayan(VKİ<30 kg/m²) şeklinde 2 gruba ayrılan ve total diz protezi uygulanan hastalar literatürde tarandı. Yapılan iki çalışmada morbid obez(MO) grubunun fonksiyonel skorları anlamlı olarak azaldığı, ancak sırasıyla 6 ile 60 ay ve 5 ile 14 yıl arasında ölçülen postoperatif diz skorları arasında anlamlı bir değişiklik olmadığı bildirilmiştir^{95,96}. KSS'nin kullanıldığı 3 çalışmada ise morbid obez olmayan(NMO) grupta postoperatif diz skorları daha yüksek bulunmuştur^{95,97,98}.

Grup 1, 50 kişi obez(VKİ>40 kg/m²) ve grup 2, 50 kişi obez olmayan(VKİ<30 kg/m²) toplam 100 kişiye uygulanan total diz protezi ile ilgili yapılan başka bir çalışmada gruplar cinsiyet, protez tipi, yaş ve preoperatif KSS olarak eşleştirildi. Her iki grup için de preoperatif değişkenlerin değerlendirilmesinde, aralarında anlamlı bir fark bulunmadı. Gruplar aynı cerrahi ekip tarafından 2 yıl takip edildi. Veriler preoperatif değerlendirmeye karşılaştırıldığı iki yılın sonunda her iki grupta da KSS diz ve fonksiyonel skorlar anlamlı olarak daha iyi bulunmuştur. Ancak karşılaştırma iki grup arasında yapıldığında, obez hastaları içeren grup 1'de puanların daha düşük olduğu bulunmuştur. Bir yıllık izlemde obez olmayan hastalarda postoperatif klinik skorlar ve skorlardaki mutlak iyileşmenin istatistiksel olarak daha üstün olduğu gösterilmiştir. Ayrıca bu çalışma diğer çalışmalarla⁹⁹ tutarlı olarak, merkezinde hem obez hem de obez olmayan gruplarda total diz protezlerinin mükemmel sonucunu göstermektedir⁷⁹.

492 CR ve 441 PS TDA'yı içeren başka bir meta-analiz çalışmasında, postoperatif 2 ve 5 yıllık diz skorları ve diz fonksiyonel skorları için iki TDA tasarımı arasında istatistiksel bir fark gösterilmemiştir. Diz skoru ve diz fonksiyonel skor,

ROM'u kapsayan kapsamlı klinik değerlendirme skalası olduğundan, CR ve PS TDA'nın benzer klinik etkinliğe sahip olduğu sonucuna varmak mantıklıdır⁸¹.

Yapılan başka bir çalışmada⁹⁴, güncel CR ve PS primer TDA uygulanan hastaların en az 10 yıllık bir takiplerinde, her iki grupta da tüm klinik skorlar ameliyat öncesinden son takiplere kadar anlamlı olarak yükselmiştir. CR grubunda yer alan hastaların % 86'sı ve PS grubunda% 84'ü postoperatif 10 yıl sonra dizlerinin fonksiyonel sonuçlarından memnun kaldılar. Bu çalışmada, TDA tasarımının son KSS diz skoru veya KSS fonksiyon skoru üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığı ve gruplar arası fark olmadığı tespit edilmiştir.

Bizim çalışmamızda ise her iki tasarımda başarılı sonuçlar elde edilmiş, KSS diz ve fonksiyonel skorlarda anlamlı yükselmeler kaydedilmiştir. Son takiplerde gruplar arası KSS fonksiyonel skorda anlamlı fark olmayıp, KSS diz skoru içinde bulundurduğu fleksiyon derecesi parametresi ile dolaylı olarak PS tasarım protezlerde ameliyat sonrası daha yüksek bulunmuştur.

TDA sonrası instabilite giderek sık görülen bir komplikasyondur, tüm diz revizyon prosedürlerinin % 22'sine kadar ilişkilendirilir¹⁰⁰⁻¹⁰⁸.

Tibiofemoral instabilitenin ana nedenleri uygun olmayan implant seçimi ve cerrahi hatadır ve bunlar çoğunlukla önlenemezdir^{102,103,109}.

Ligaman dengelenmesi ve fleksiyon-ekstansiyon boşluklarının eşitlenmesi, koronal ve sagittal düzlemlerde stabilite açısından son derece önemlidir. Uygun tedavi için instabilitenin altta yatan nedeninin belirlenmesi zorunludur. Tibiofemoral instabilite, fleksiyon instabilitesi, ekstansiyon instabilitesi, genu rekurvatum ve global instabilite olarak geniş bir şekilde sınıflandırılmıştır^{100,103,104}.

Laksite, ya fleksiyon gap in implant ile yetersiz doldurulmasından ya da PCL disfonksiyonundan kaynaklanır. Fleksiyon instabilitesinin nedenleri, normalden küçük femoral komponent kullanımı ve / veya aşırı tibial eğim, bağ koruyan tasarımlarla sekonder PCL yetersizliği, posterior femoral kondillerin aşırı rezeksiyonu ve internal rotasyon ve / veya femoral komponentin yetersiz büyüklüğüdür^{100,104,109}.

Genu rekurvatum veya hiperekstansiyon instabilitesi, çoğunlukla kemik deformitesi veya yetersiz kuadriseps kuvvetinin bir sonucu olarak ortaya çıkar. Genu rekurvatum genellikle romatoid artrit, poliomiyelit veya Charcot artropatisi olan hastalarda olduğu kadar şiddetli valgus deformitesi olan hastalarda da görülür^{100,104}.

Yapılan bir çalışmada, 2011-2015 yılları arasında 466 obez(VKİ:27.2-52.6 kg/m² arası) kadın hastanın 693 dizine çimentolu primer total diz protezi, bunların da 530 tanesine CR(bağ koruyan) çeşit diz protezi uygulanmış, CR çeşit diz protezi uygulanan hastaların klinik ve radyografik değerlendirmeler sonucunda toplamda 12 hastanın 13 dizin de tibiofemoral instabilite gelişmiş, bunun ana nedeni de obez hastalarda uygun olmayan implant seçimi(CR kullanımı) olduğu iddia edilmiştir ve obez hastalarda primer TDA lar için PS(bağ kesen) kullanımı oluşabilecek ikincil instabiliteyi önleyebileceği savunulmuştur¹¹⁰. Çalışmada¹¹⁰ bahsedilen instabilite yaşanan teknik zorluklardan veya obez hastalarda yetersiz cerrahi görüş alanından kaynaklanmış olabilir. Bizim çalışmamızda ise 61 CR ve 18 PS tasarım TDA kullanılmış, klinik ve radyografik değerlendirmeler sonucunda hiçbir hastamızda tibiofemoral instabilite gelişmemiştir.

Primer TDA'lar kullanılarak CR-PS tasarım protezlerin 2 gruba ayrılarak karşılaştırmasının yapıldığı bir meta-analiz çalışmasında⁸¹, postoperatif diz ağrı skoru için gruplar arasında istatistiksel bir fark olmadığı gösterilmiştir.

CR ve PS primer TDA uygulanan hastaların karşılaştırması yapılan bir çalışmada⁹⁴, ağrı skalasına bakılmış, operasyon öncesi ve sonrası gruplar arasında anlamlı fark tespit edilmemiştir. Her iki grupta da son takiplere kadar VAS memnuniyetinde anlamlı olarak düzelme sağlanmıştır.

Sonuçlarımız yapılan çalışmalarla benzer olup çalışmamızda VAS ameliyat öncesi ve sonrası son takiplerde kaydedilmiş, her iki tasarım için de ameliyat öncesi ve sonrası aralarında fark olmayıp ameliyat öncesine göre sonrasında ciddi düşüşler görülmüştür.

Total diz protezi uygulanmış, obez(VKİ>40 kg/m²) ve obez olmayan(VKİ<30 kg/m²) vakaların bulunduğu ve 2 yıl takipli başka bir çalışmada hastalar radyolojik olarak değerlendirilmiş, her iki grupta da implantların etrafındaki radyolusen hatların karşılaştırılmasında obez hastalarda daha yüksek oranlar not edilmiş ve aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur⁷⁹.

Yapılan başka bir çalışmada, CR ve PS tasarım primer TDA'lar karşılaştırılmış, hastaların en az 10 yıllık bir takip ile radyografik değerleri kaydedilmiştir. 268 CR, 211 PS uygulanmış toplam 479 hasta ile çalışma yürütülmüştür. CR grubunda 7 revize edilmeyen dizde, tibial komponent etrafında(zon 1, 3 ve 4) en az 1 bölgede <1 mm radyolusen hat, PS grubunda ise bu 5 revize edilmeyen dizde(zon 1 ve 4) mevcuttu. Her

iki grupta da femoral veya patellar bileşen etrafında hiçbir radyolusen hat tespit edilmemiştir⁹⁴.

Bizim çalışmamız ise 61 CR, 18 PS uygulanmış toplam 79 hasta ile yürütülmüştür. Operasyon öncesi gruplar arasında preop anlamlı fark yoktu. Operasyon sonrası son takiplerinde femoral komponentte radyolusen alan izlenmemiş, protez komponentlerinde migrasyon tespit edilmemiştir. Ancak 7 olguda(4 tanesi CR ve 3 tanesi PS) tibial komponent etrafında ortalama $1.86 \pm 0.99(0.7-3.4)$ mm radyolusen alan tespit edilmiştir. Fakat hiçbir hastada bu alanların toplamı 4mm ve üstünde olmayıp en büyüğü 3.4mm olarak tespit edilmiştir.

Bildiğimiz kadarıyla, sadece 3 çalışma, 10 yıl boyunca takip edilen karşılaştırmalı klinik sonuçlar ve tartışmalı bulgular bildirmiştir¹¹¹⁻¹¹³. Mayne ve arkadaşları, her iki tasarım arasında benzer fonksiyonel puanlar, ROM ve revizyon oranlarını buldular¹¹³. Benzer şekilde, Beaupre ve arkadaşları, ROM verileri bildirilmemesine rağmen, fonksiyonel sonuçlarda veya revizyonlarda fark bulunmadığını gösterdi¹¹¹. Aksine, 414 hastanın diğer uzun süreli çalışmalarında her iki tasarımda da mükemmel 10 yıllık sağkalım bildirilmesine rağmen, PS tasarımı ile anlamlı derecede daha iyi fonksiyonel sonuçlar ve ROM bildirilmiştir¹¹². Ancak, klinik skor farklılıkları anlamlı olmasına rağmen, yazara göre sayılardaki bu farklılıklar küçüktü.

Öte yandan, diğer büyük retrospektif çalışmada ise, CR ve PS tasarımları arasında 15 yıllık TDA sağkalımında anlamlı bir farklılık olduğu gösterilmiştir(% 90'a karşı% 77)¹¹⁴.

Çimentolu TDA sağkalımında literatüre incelendiğinde, Rand ve arkadaşları 11,606 TDA'yı inceledikleri araştırmalarında protez sağkalımını 5 yıl sonunda %96, 10 yıl sonunda %91, 15 yıl sonunda %84 ve 20 yıl sonunda %78 olarak belirtmişlerdir¹¹⁵. Gill ve Joshi ise 1033 çimentolu CR tasarım TDA'larla ilgili araştırmalarında protez sağkalımını 15 yılda %95, 20 yılda %89 ve 25 yılda %83 olarak belirtmişlerdir¹¹⁶. Back ve ark.ları 369 TDA'lı hastayı yaklaşık 5 yıl takip etmiş ve sonunda protez sağkalımını oranını %99.05 olarak belirtmiştir¹¹⁷.

Yapılan bir meta-analiz çalışmasında, gruplar CR ve PS tasarım TDA olarak oluşturulmuş ameliyat öncesi yaş, cinsiyet oranı ve VKİ'nin genel olarak uyumlu olduğu hastalar çalışmaya dahil edilmiştir. Yapılan araştırmada protez sağkalımında CR ve PS TDA arasında fark bulunmamıştır⁸¹. Yapılan başka bir çalışmada CR

protezlerinin sağ kalımları 9-10 yıl arasında % 90-98 iken^{116,118}, PS protezlerindeki 10-16 yıl arasında % 92-98^{119,120} olduğu bildirilmektedir. Ancak, bu raporların aksine, Rand ve ark.¹¹⁵ ile Abdel ve ark.¹¹⁴larının retrospektif çalışmasında, ameliyattan 10 ve 15 yıl sonra her iki TDA tasarımı arasında protez sağkalımında kayda değer anlamlı fark tespit edilmiştir.

2001-2006 yılları arasında 268 CR, 211 PS uygulanmış toplam 479 hasta ile yapılan bir çalışmada, hastaların en az 10 yıllık bir takip ile sonuçları karşılaştırılmıştır. Genel olarak, 21 revizyonun (% 5.5), 9 tanesi CR grubunda(% 4.2) ve 12 tanesi ise PS grubunda(% 7.2) idi. CR grubunun revizyonları PCL eksikliği nedeniyle olmamıştır. TDA'nın 14 yıl boyunca herhangi bir nedenle toplam sağ kalımı CR grubunda% 95.7, PS grubunda% 92.7 idi ve bu fark anlamlı olmayıp implant sağkalımı gruplar arasında benzer bulunmuştur⁹⁴.

Sonuçlarımız yapılan çalışmalarla benzer olup karşılaştırıldığında bizim çalışmamızda protez sağkalımı %100 olup hiçbir hastamız revizyona gitmemiştir.

Suthar ve ark.ları⁷⁹ TDA uygulanan vakalar ile ilgili çalışmasında, hastaları obez olan ve olmayanlar olarak 2 gruba ayırmış, TDA ameliyatı sonrası komplikasyonları incelemiş, obez olan grupta obez olmayan hastalara göre anlamlı olarak daha yüksek değerler bulmuştur.

605 PS ve 660 CR tasarım TDA'nın karşılaştırıldığı bir meta-analiz çalışmasında⁸⁸, her iki tip TDA'larda komplikasyon oranlarında anlamlı farklılık bulunmamıştır.

Bir meta-analiz çalışmasında, elektronik veri tabanları Ağustos 2011'e kadar taranmış, CR ve PS tasarım primer TDA'lar kullanılarak 2 grup oluşturulmuştur. Ameliyat sonrası dönemde anterior diz ağrısı, enfeksiyon, derin ven trombozu ve revizyon artroplastisi gibi postoperatif komplikasyonlar açısından iki TDA tasarımı arasında istatistiksel bir fark gösterilmemiştir⁸¹.

CR ve PS primer TDA uygulanmış yapılan başka bir çalışmada⁹⁴, her iki tasarım arasındaki uzun vadeli takiplerde komplikasyon oranı gruplar arasında benzer bulunmuştur.

TDA sonrası gelişen komplikasyonlardan tedavisi zor ve hasta morbiditesi fazla olanlardan biri de gelişen enfeksiyonlardır. Protez enfeksiyonu oranı primer TDA'larda %1-3 iken bu oran revizyon TDA'larda %5-6 ya kadar yükselmektedir. Gill ve ark.ları 3048 TDA'lı vakayı inceledikleri çalışmada erken derin enfeksiyon oranını

%0.13, geç derin enfeksiyon oranını da %0.38 olarak tespit etmişlerdir¹²¹. Robertson ve ark.ları da 41223 TDA'lı vakayı incelemişler ve enfeksiyon oranlarını primer osteoartritte % 1.7, romatoid artritli vakalarda ise %4.4 olarak belirtmişlerdir¹²².

Araştırmacılar tarafından TDA'da enfeksiyon oluşumuna neden olan birçok faktör tespit edilmiştir. Cerrahi süresinin uzun olması da bunlardan birisidir. Blom ve ark.ları çalışmalarında cerrahi sürenin 2.5 saati geçtiği vakalarda enfeksiyon oranının ciddi oranda yükseldiğini belirtmişlerdir¹²³.

Bizim çalışmamızda ise ameliyat öncesi yaş, boy, kilo, ve VKİ ölçümleri arasında anlamlı fark olmayan CR ve PS tasarım protez uygulanan vakaların ameliyat sonrası takiplerinde hiçbir hastamızda revizyona neden olacak ve bahsedilen ciddi komplikasyonlar gelişmemiş derin veya yüzeysel enfeksiyon görülmemiştir.

TDA uygulanırken patellar yüzey protezlerinin uygulanıp uygulanmaması konusunda ortak fikre varılamamıştır. Uygulanan TDA sırasında patellar yüzey değiştirilmesi sonrası; ekstensör mekanizma rüptürü, patellar osteonekroz, patella kırığı, patellar komponent yetersizliği gibi komplikasyonlar oluşabilir¹²⁴.

Bazı cerrahlar ameliyat sonrası dönemde diz önü ağrısının oluşmaması için patellar yüzeyin değiştirilmesi gerektiğini belirtirken^{125,126} bazı araştırmacılar ise uzun dönem takiplerde patellar yüzey değiştirilenler ve değiştirilmeyenler şeklindeki gruplar arasında fark olmadığı ve patellar yüzey değiştirilmesinin komplikasyonlarından dolayı patellar protez uygulamasının gerekli olmadığını savunmaktadırlar¹²⁴.

Whiteside 192 çimentosuz TDA vakasında patellar yüzeyi değiştirmeyip sadece gerekli vakalarda osteofit temizliği yapmış, hastaları postop dönemde ortalama 15 yıl takip etmiş, bu süre içinde hiçbir hastada patellar protez gerek duyulacak ölçüde diz önü ağrısı tespit edilmemiştir¹²⁷.

Yapmış olduğumuz çalışmada hiçbir hastaya patellar yüzey artroplastisi uygulanmamıştır. Perop gerekli vakalarda sadece osteofitler temizlenmiştir. Hastaların erken, orta ve uzun dönem takipleri sırasında patellar protez uygulanmasını gerektirecek ölçüde şiddetli diz önü ağrısı tespit edilmemiştir. Başarılı cerrahi teknik, uygun tasarımda protez tercihi, komponentlerin uygun yerleşimi, gerekli osteofit temizliği ve uygun yumuşak doku dengesi sağlandığında patellar proteze gerek olmadan da hasta memnuniyeti sağlanabileceği ve başarılı sonuçlar elde edilebileceğini düşünmekteyiz.

CR tasarımlarının potansiyel avantajları arasında, daha normal diz kinematiği, özellikle fleksiyon sırasında tibiada artmış femoral geri dönme, femurun tibia

üzerindeki anterior translasyonunu önleme, protezin daha fazla iç stabilitesi, daha yüksek proprioepsiyon, daha yüksek pasif diz ROM'u, artmış kuadriseps kas gücü, kemiğin korunması ve daha az kan kaybı sayılabilir^{128,129}. Öte yandan, PS tasarımlarının yumuşak dokuların daha kolay dengelenmesi, daha uyumlu eklemler, azaltılmış posterior tibial sublüksasyon ile artmış rollback, daha fazla fleksiyon aralığı ve üstün patellofemoral kinematik gibi avantajlar bildirilmiştir^{85,88,130}. Halen, CR ve PS tasarımlarının avantaj ve dezavantajları ile ilgili tartışmalar devam etmektedir ve bir tasarımın diğeri üzerindeki klinik üstünlüğü hala gösterilmemiştir⁸².

Yapılan bir meta-analiz çalışmasında, uzun dönemde her iki protez dizaynının(PS ve CR) sonuçlarının iyi olduğu ve herhangi birini diğere üstünlüğün olmadığı belirtilmektedir. Cerrahın protez uygularken kendisini daha rahat hissettiği ve hastalarından daha fazla olumlu tepki aldığı protez dizaynını kullanması gerektiğini Bercik ve ark. tavsiye etmektedir⁸⁸.

Li Ning ve ark.larının yaptığı bir meta-analiz çalışmasında, CR ve PS tasarım TDA için protez sağkalımı tatmin edici olduğu ve kısa-orta dönem takiplerinde aralarında fark olmadığı belirtilmektedir. Daha iyi postoperatif ROM için, PS protezlerin daha uygun bir seçenek olabileceği savunulmaktadır⁸¹.

Serna-Berna R. ve ark.larının⁹⁴ yaptığı bir çalışmada, CR ve PS tasarım diz protezleri 10 yıllık takiplerinde KSS diz skoru, KSS fonksiyonel skor, VAS, diz ROM, diz fleksiyon açısına ve sağkalımlarına bakılmış ve sonuçları karşılaştırılmıştır. Hem CR hem de PS artroplastileri için başarılı sonuçlar elde edilmiştir.

Öztürk ve arkadaşları⁹², 10° den fazla deformitesi olan ve 7 yıl takip ettiği randomize 33 CR ve 28 PS hastasını karşılaştırarak, her iki protez tipinin de benzer başarılı fonksiyonel sonuçları olduğunu bildirmişlerdir fakat PS dizlerinde fleksiyon arkının daha fazla olduğunu tespit etmiştir. Genel olarak, son zamanlardaki randomize kontrollü çalışmaların meta-analizi⁸¹, diz fonksiyonu, ağrı, ROM ve CR-PS tasarımları arasındaki komplikasyonlar gibi benzer klinik sonuçlar bulmuştur.

Chaudhary ve arkadaşlarının bildirdiği 98 hastanın randomize çalışmasında, CR ve PS grupları arasında 2 yıllık takiplerinde benzer ağrı, ROM, fonksiyon, yaşam kalitesi skorları ve komplikasyon oranları tespit edilmiştir⁹⁰.

Clark ve arkadaşlarının¹³¹ en az 2 yıllık izlemi olan 143 hastanın dahil edildiği randomize çalışmasında, fonksiyonel skorlar veya ROM ile ilgili gruplar arasında

anlamli fark olmadigi belirtilmis aksine diger randomize calismalarda onemli klinik farklılıklar olduğunu bulmuştu.

Maruyama ve arkadaşları, hem CR hem de PS tasarımları ile bilateral olarak çalıştırılan 20 hastanın randomize bir karşılaştırmasında, benzer diz skorları rapor etmişlerdir, ancak PS dizlerinde ortalama 2 yıllık bir takipten sonra daha yüksek ROM bildirmişlerdir¹³².

Harato ve ark.ları en az 5 yıllık takip süresi olan 99 CR ve 99 PS hastasının çok merkezli randomize bir çalışmasında fonksiyonel sonuçlar, memnuniyet veya komplikasyon oranı açısından her iki grup arasında anlamlı fark olmadığını ancak ROM'da iyileşmenin PS grubunda daha iyi olduğunu göstermiştir⁹¹.

Çalışmamızdaki gruplar, hastaların her türlü diz fonksiyonlarına etki edebilecek tüm değişkenler açısından benzer özelliklere sahip olacak şekilde standardize edilmiştir. Bu şekilde obez hastalarda iki farklı protez tasarımının karşılaştırılması, varsa birbirlerine üstünlükleri net bir şekilde ortaya konulacağı düşünülmektedir. Ek olarak, literatürde CR ve PS tasarım diz protezlerinin sonuçlarının karşılaştırmasına dair veriler olsa da obez hastalarda bu iki tasarımın karşılaştırılmasına, instabilite ve fonksiyonel sonuçlarına dair araştırma bulunmamıştır. Bu açıdan çalışmamız literatürde tektir.

Çalışmamızda bazı kısıtlılıklar da mevcuttur. Benzer çalışmalara göre grup başına düşen hasta sayısı azdır. Ayrıca hasta grupları eşit sayıda olmadığı gibi TDA sonrası hastaların değerlendirilme zamanları da farklıdır. Muayeneler her ne kadar aynı cerrah tarafından gerçekleştirilmiş olsa da instabilitenin değerlendirilmesi için yapılan muayene ve testler subjektif olup net olarak numerik bir değere dayandırılacak bir cihaz bulunmamaktadır, sadece instabiliteden şüphelenilen vakalarda stres grafleri çekilmiş ve radyografik değerlendirme yapılmıştır. Ayrıca hastanın karşı dizinin de semptomatik olduğu vakalarda KSS diz fonksiyonel sonuçlarımız ve Lysholm skorumuz olumsuz etkilenmiş olabilir. Bu farklılıklar sonuçlarımızın güvenilirliğini negatif yönde etkilemiş olabilir. Retrospektif çalışma dizaynı ve ameliyat sonrası hastaların rehabilitasyon süreçleri taburcu olana kadar standart olsa da uzun takip süreçlerinde rehabilitasyonlarının standart olmaması diğer kısıtlılıklar arasındadır.

8. SONUÇ

Çömelme ve yere bağdaş kurarak oturmanın daha yaygın olduğu bazı toplumlarda daha fazla diz fleksiyonuna(111-165° gibi) ihtiyaç duyulur. Cerrahi uygulanacak bu hastaların beklentileri de göz önünde bulundurulduğunda PS tasarım TDA'ların daha fazla fleksiyon açısına izin verdiği için kullanımı hasta memnuniyeti açısından daha olumlu olabileceğini düşünmekteyiz.

Obez hastalarda sınırlı cerrahi görüş alanı ve ilerde gelişebilecek PCL yetmezliği nedeniyle PCL'nin kesilmesi hem cerrahi görüş alanı hem de yumuşak doku dengesinin daha iyi sağlanabilmesi bunun da olabilecek teknik hataları en aza indirmesi ve PCL yetmezliğine bağlı instabiliteleri önlemesi açısından PS tasarım TDA'lar daha fazla tercih edilebilir.

TDA uygulanacak hastalarda tasarımlar arasında belirgin farklılık gösterilmemiş olsa da cerrahın tasarım tercihinde cerrahi tecrübesiyle beraber hasta beklentisi, hastanın fiziki durumu, cerrahi kolaylık da göz önünde bulundurulmalıdır.

9. KAYNAKLAR

1. Insall JN, Kelly MA. Anatomy. Surgery of the knee 2nd edition. New York: Churchill Livingstone; 1993:1-20.
2. Guyton JL. Arthroplasty of Ankle and Knee. Campbell's Operative Orthopaedics 9th edition. St.Louis: Mosby-Year Book. 1998:232-95.
3. Gür E. Total Diz Protezlerinde İmplant Seçimi. Diz Sorunları. Ege R(ed):17. 1998:404-10.
4. Kurtz SM, Lau E, Ong K, Zhao K, Kelly M, Bozic KJ. Future young patient demand for primary and revision joint replacement: national projections from 2010 to 2030. Clin Orthop. 2009;467(10):2606-12.
5. Paladini D. Sonography in obese and overweight pregnant women: clinical, medicolegal and technical issues. Ultrasound Obstetrics Gynecol. 2009;33:720-9.
6. Dixon JB, Zimmet P, Alberti K, Rubino F. Bariatric surgery: an IDF statement for obese Type 2 diabetes. Diabetic Medicine. 2011;28:628-42.
7. Townley CO: Articular-plate replacement arthroplasty for the knee joint. Clin Orthop. 1988;236: 3-7.
8. Insall JN, Henry DC. Historic Development, Classification, and Characteristics of Knee Prostheses. Surgery of the Knee 3rd edition. New York: Churchill Livingstone; 2001:1516-47.
9. Aydoğdu S, Sur H. Total Diz Protezleri. Diz Sorunları. Editör Ege R:17. 1998:391-403.
10. Campbell WC. İnterposition of vitallium plates in arthroplasties of the knee. Preliminary report. Clin. Orthop. 1988;226:3-5.
11. Tooms RE. Arthroplasty of ankle and knee. Campbell's Operative Orthopaedics. Crenshaw AH(ed). St.Louis: Mosby Company. 1991:389-439.
12. Sebik A. Diz protezleri. Acta Orthop Traumatol Turc. 1989;23:265-8.
13. Yamamoto S. Total knee replacement with the Kodama-Yamamoto knee prosthesis. Clin. Orthop. 1979;145:60-7.
14. Fereman MA, McLeod HC, Levai JP. Cementless fixation of prosthetic components in

- the knee and hip. Clin Orthop. 1983;176:88-94.
15. Ring PA. Uncemented surface replacement of the knee joint. Clin Orthop. 1980;148:106-11.
 16. Buechell FF, Pappas MJ. New Jersey low contact stress knee replacement system, ten year evaluation of meniscal bearing. Orthop Clin North Am. 1989;20(2):147-77.
 17. Hungerford DS, Kenna RV, Krackow KA. The Porous coated anatomic total knee. Orthop Clin North Am. 1982;13(1):103-22.
 18. Whiteside LA. Clinical result of Whiteside Ortholoc total knee replacement. Orthop Clin North Am. 1989;20(1):113-24.
 19. Laskin RS. Tricon-M uncemented total knee arthroplasty. A review of 96 knees followed for longer than 2 years. J Arthroplasty. 1988;3(1):27-38.
 20. London GC, Galante JO, Maley MM. Noncemented total knee arthroplasty. Clin Orthop. 1986;205:49-57.
 21. Azboy İ. Çimentosuz total diz protezinin orta dönem sonuçları. Uzmanlık tezi. T.C Sağlık Bakanlığı İstanbul Eğitim ve Araştırma Hastanesi 2.Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği. 2008.
 22. Hungerford DS, Krackow KA. Total Knee Arthroplasty. Clin Orthop. 1985;192:23-33.
 23. Pritchett JW. Anterior cruciate-retaining total knee arthroplasty. J Arthroplasty. 1996;11(2):194-7.
 24. Tandoğan RN, Alparslan M. Diz cerrahisi. Haberal Eğitim Vakfı, Ankara. 1999:5-19.
 25. Flandry F, Hommel G. Normal anatomy and biomechanics of the knee. Sports Med Arthrosc. 2011;19(2):82-92.
 26. Magee DJ. Orthopedic physical assessment of the knee. Knee. 2002;12: 661- 764.
 27. Ege R. Diz anatomisi. Diz sorunları. Ege R (Ed). Bizim Büro Basımevi, Ankara. 1998:27-54.
 28. Henry DC, Scott N. Anatomy. In: Insall JN (Ed). Surgery of the knee 3rd edition. New York: Churchill Livingstone; 2001:13-71.
 29. Esmer AF, Basarir K, Binnet M. Diz ekleminin cerrahi anatomisi. Türk Ortopedi ve

- Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi. 2011;10(1):38-44.
30. Ferner H, Staubesand J. Alt ekstremite, Diz Bölgesi. Sobotta İnsan Anatomisi Atlası Cilt 2, 18.Baskı. 1985:298-308.
 31. Müezzinoğlu S. Ön çapraz bağ anatomisi. Ön çapraz bağ cerrahisi. Tandoğan R (Ed). Haberal Eğitim Vakfi, Ankara. 2002:1-10.
 32. Lockhart RD, Hamilton GF, Fyfe FW. Bones and Joints of Lower Limb. Anatomy of the Human Body. Faber Ltd. 1959:113-43.
 33. Demircay E, Ozbaydar MU. Patellofemoral bursa hastalıkları, sinoviyal plikalar ve Hoffa hastalığı. Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi. 2012;11(4):402-11.
 34. Kuru İ, Haberal B, Avcı Ç. Patellofemoral biyomekanik. Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi. 2012;11(4):274-80.
 35. Aglietti P, Giron F, Cuomo P. Disorders of patellofemoral joint. In: Scott WN(ed). Surgery of the knee. New York: Churchill Livingstone; 2006:807-936.
 36. Mow VC, Flatyow EL, Ateshian GA. Biomechanics. Simon SR(ed). Orthopaedic Basic Science 2nd edition. American Academy of Orthopaedic Surgeons, Rosemont. 2000:133-80.
 37. Freeman MA, Swanson SA, Todd RC. Total replacement of the knee using the Freeman-Swanson knee prosthesis. Clin Orthop. 1973;94:153-70.
 38. Bilgen OF, Bilgen S, Ermutlu C. Total diz protezlerinde materyal ve tasarım. Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi. 2011;10(2):158-67.
 39. Canale ST, Beaty JH. Campbell's operative orthopaedics 12th edition. Philedelphia: Mosby; 2013:400-1.
 40. Görgeç M, Öztürk İ, Aksoy B, Bombacı H. Ortopedi ve travmatolojide biyomateryaller. Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi. 2005.
 41. Kleinbart FA, Bryk E, Evangelista J, Scott WN, Vigorita VJ. Histologic comparison of posterior cruciate ligaments from arthritic and age-matched knee specimens. J Arthroplasty. 1996;11:726-31.
 42. Cetin İ, Erdemli B. Diz artroplastisinde teknik uygulama ozellikleri. Ege R (Ed). Diz

- sorunları. Bizim Büro Basımevi, Ankara. 1998: 411-31.
43. Osmani FA, Thakkar SC, Collins K, Schwarzkopf R. The utility of bicruciate-retaining total knee arthroplasty. *Arthroplast Today*. 2016;3(1):61-6.
 44. Moro-oka TA, Muenchinger M, Canciani JP, Banks SA. Comparing in vivo kinematics of anterior cruciate-retaining and posterior cruciate-retaining total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2007;15(1):93-9.
 45. Stiehl JB, Komistek RD, Cloutier JM, Dennis DA. The cruciate ligaments in total knee arthroplasty: a kinematic analysis of 2 total knee arthroplasties. *J Arthroplasty*. 2000;15(5):545-50.
 46. Halewood C, Traynor A, Bellemans J, Victor J, Amis AA. Anteroposterior laxity after bicruciate-retaining total knee arthroplasty is closer to the native knee than ACL resecting TKA: a biomechanical cadaver study. *J Arthroplasty*. 2015;30(12):2315-9.
 47. Lo J, Müller O, Dilger T, Wülker N, Wünschel M. Translational and rotational knee joint stability in anterior and posterior cruciate-retaining knee arthroplasty. *Knee*. 2011;18(6):491-5.
 48. Okada Y, Teramoto A, Takagi T, Yamakawa S, Sakakibara Y, Shoji H, Watanabe K, Fujimiya M, Fujie H, Yamashita T. ACL Function in Bicruciate-Retaining Total Knee Arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2018;100(17):e114.
 49. Tsai TY, Liow MHL, Peng Y, Arauz P, Li G, Kwon YM. In-vivo elongation of anterior and posterior cruciate ligament in bi-cruciate retaining total knee arthroplasty. *J Orthop Res*. 2018 Sep 3. doi: 10.1002/jor.24132.
 50. Dennis DA, Komistek RD. Mobile-bearing total knee arthroplasty: design factors in minimizing wear. *Clin Orthop*. 2006;452:70-7.
 51. Smith DC. The genesis and evolution of acrylic bone cement. *Orthop Clin North Am* 2005;36:1-10.
 52. Webb JC, Spencer RF. The role of polymethylmethacrylate bone cement in modern orthopaedic surgery. *J Bone Joint Surg Br*. 2007;89(7):851-7.
 53. Kuehn KD, Ege W, Gopp U. Acrylic bone cements: composition and properties. *Orthop Clin North Am*. 2005;36:17-28.
 54. Charnley J. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. *J Bone*

- Joint Surg Br. 1960;42:28-30.
55. Salih M. Kemik çimentosu. Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi 2011;10(2):103-8.
 56. Vaninbrouckx M, Labey L, Innocenti B, Bellemans J. Cementing the femoral component in total knee arthroplasty: which technique is the best? *Knee*. 2009;16:265-8.
 57. Font-Rodriguez DE, Scuderi GR, Insall JN. Survivorship of cemented total knee arthroplasty. *Clin Orthop*. 1997;345:79-86.
 58. Carlsson A, Björkman A, Besjakov J, Onsten I. Cemented tibial component fixation performs better than cementless fixation: a randomized radiostereometric study comparing porous-coated, hydroxyapatite-coated and cemented tibial components over 5 years. *Acta Orthop*. 2005;76(3):362-9.
 59. Gupta SK, Chu A, Ranawat AS, Slamin J, Ranawat CS. Review article: osteolysis after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2007;22(6):787-99.
 60. Cooke C, Walter WK, Zicat B. Tibial fixation without screws in cementless total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2006;21:237-41.
 61. Bassett RW. Results of 1,000 Performance knees: cementless versus cemented fixation. *J Arthroplasty*. 1998;13:409-13.
 62. Duffy GP, Berry DJ, Rand JA. Cement versus cementless fixation in total knee arthroplasty. *Clin Orthop*. 1998:66-72.
 63. Berger RA, Rosenberg AG, Barden RM, Sheinkop MB, Jacobs JJ, Galante JO. Long-term followup of the Miller- Galante total knee replacement. *Clin Orthop*. 2001;356:58-67.
 64. McCaskie AW, Deehan DJ, Green TP, Lock KR, Thompson JR, Harper WM, et al. Randomised, prospective study comparing cemented and cementless total knee replacement: results of press-fit condylar total knee replacement at five years. *J Bone Joint Surg Br*. 1998;80(6):971-5.
 65. Schröder HM, Berthelsen A, Hassani G, Hansen EB, Solgaard S. Cementless porous-coated total knee arthroplasty: 10-year results in a consecutive series. *J Arthroplasty* 2001;16:559-67.
 66. Watanabe H, Akizuki S, Takizawa T. Survival analysis of a cementless, cruciate-

- retaining total knee arthroplasty. Clinical and radiographic assessment 10 to 13 years after surgery. *J Bone Joint Surg Br.* 2004;86:824-9.
67. Whiteside LA. Long-term followup of the bone-ingrowth Ortholoc knee system without a metal-backed patella. *Clin Orthop.* 2001;388:77-84.
 68. Buechel FF Sr, Buechel FF Jr, Pappas MJ, D'Alessio J. Twentyyear evaluation of meniscal bearing and rotating platform knee replacements. *Clin Orthop.* 2001;388:41-50.
 69. Lombardi AV Jr, Berasi CC, Berend KR. Evolution of tibial fixation in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2007;22:25-9.
 70. Insall JN, Dorr LD, Scott RD, Scott WN. Rationale of the knee society clinical rating system. *Clin Orthop.* 1989; 248:13-4.
 71. Berk A. Total Diz Protezi Orta Dönem Sonuçları. Uzmanlık Tezi. T.C. Sağlık Bakanlığı Şişli Etfal Eğitim ve Araştırma Hastanesi 2.Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği. 2008.
 72. Celik D, Coşkunsu D, Kiliçoğlu O. Translation and cultural adaptation of the Turkish Lysholm knee scale: ease of use, validity, and reliability. *Clin Orthop.* 2013;471(8):2602-10.
 73. Ewald FC. Knee society total arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system. *Clin Orthop.* 1989; 248: 9-12.
 74. Flugsrud GB, Nordsletten L, Espehaug B, Havelin LI, Engeland A, Meyer HE. The impact of body mass index on later total hip arthroplasty for primary osteoarthritis: a cohort study in 1.2 million persons. *Arthritis Rheum.* 2006;54:802-7.
 75. Richter M, Trzeciak T, Owecki M, Pucher A, Kaczmarczyk J. The role of adipocytokines in the pathogenesis of knee joint osteoarthritis. *Int Orthopaed.* 2015;39:1211-7.
 76. Muthuri SG, Hui M, Doherty M, Zhang W. What if we prevent obesity? Risk reduction in knee osteoarthritis estimated through a meta-analysis of observational studies. *Arthritis Care Res.* 2011;63:982-90.
 77. Iannone F, Lapadula G. Obesity and inflammation-targets for OA therapy. *Current Drug Targets.* 2010;11:586-98.
 78. Lübbecke A, Moons KG, Garavaglia G, Hoffmeyer P. Outcomes of obese and nonobese patients undergoing revision total hip arthroplasty. *Arthritis Care Res.* 2008;59:738-45.

79. Suthar D, Vegad T. Assessment of total knee replacement in obese patients and nonobese patients: a comparative study. *Int J Res Orthop*. 2017;3(4):787-90.
80. Wyld V, Dieppe P, Hewlett S, Learmonth ID. Total knee replacement: is it really an effective procedure for all? *Knee*. 2007;14:417-23.
81. Li N, Tan Y, Deng Y, Chen L. Posterior cruciate-retaining versus posterior stabilized total knee arthroplasty: a meta-analysis of randomized controlled trials. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2014;22:556-64.
82. Verra WC, Boom LG, Jacobs WC, Schoones JW, Wymenga AB, Nelissen RG. Similar outcome after retention or sacrifice of the posterior cruciate ligament in total knee arthroplasty. *Acta Orthop*. 2015;86:195-201.
83. Murakami K, Hamai S, Okazaki K, Ikebe S, Nakahara H, Higaki H, et al. Kinematic analysis of stair climbing in rotating platform cruciate-retaining and posterior-stabilized mobile-bearing total knee arthroplasties. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2017;137:701-11.
84. Kim SM, Jang SW, Seo JG, Lee SS, Moon YW. Comparison of cruciate retaining and PCL sacrificing TKA with respect to medial and lateral gap differences in varus knees after medial release. *J Arthroplasty*. 2015;30:26-30.
85. Becher C, Heyse TJ, Kron N, Ostermeier S, Hurschler C, Schofer MD, et al. Posterior stabilized TKA reduce patellofemoral contact pressure compared with cruciate retaining TKA in vitro. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2009;17:1159-65.
86. Matthews J, Chong A, McQueen D, O'Guinn J, Wooley P. Flexion-extension gap in cruciate-retaining versus posterior-stabilized total knee arthroplasty: a cadaveric study. *J Orthop Res*. 2014;32:627-32.
87. Luo SX, Zhao JM, Su W, Li XF, Dong GF. Posterior cruciate substituting versus posterior cruciate retaining total knee arthroplasty prostheses: a meta-analysis. *Knee*. 2012;19:246-52.
88. Bercik MJ, Joshi A, Parvizi J. Posterior cruciate-retaining versus posterior-stabilized total knee arthroplasty: a meta-analysis. *J Arthroplasty*. 2013;28: 439-44.
89. Jacobs WC, Clement DJ, Wymenga AB. Retention versus sacrifice of the posterior cruciate ligament in total knee replacement for treatment of osteoarthritis and rheumatoid arthritis. *Cochrane Database Syst Rev*. 2005;4:CD004803.

90. Chaudhary R, Beaupre LA, Johnston DW. Knee range of motion during the first two years after use of posterior cruciate-stabilizing or posterior cruciate-retaining total knee prostheses. A randomized clinical trial. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90:2579-86.
91. Harato K, Bourne RB, Victor J, Snyder M, Hart J, Ries MD. Midterm comparison of posterior cruciate-retaining versus -substituting total knee arthroplasty using the Genesis II prosthesis: a multicenter prospective randomized clinical trial. *Knee.* 2008;15(3):217-21.
92. Oztürk A, Akalın Y. Posterior cruciate-substituting total knee replacement recovers the flexion arc faster in the early postoperative period in knees with high varus deformity: a prospective randomized study. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2016;136:999-1006.
93. Scott DF, Smith RR. A prospective, randomized comparison of posterior stabilized versus cruciate-substituting total knee arthroplasty: a preliminary report with minimum 2-year results. *J Arthroplasty.* 2014;29:179-81.
94. Serna-Berna R, Lizaur-Utrilla A, Vizcaya-Moreno M.F, Miralles Muñoz F.A. Cruciate-Retaining vs Posterior-Stabilized Primary Total Arthroplasty. Clinical Outcome Comparison With a Minimum Follow-Up of 10 Years. *J Arthroplasty.* 2018;33(8):2491-5.
95. Amin AK, Clayton RA, Patton JT, Gaston M, Cook RE, Brenkel IJ. Total knee replacement in morbidly obese patients. Results of a prospective, matched study. *J Bone Joint Surg Br.* 2006; 88:1321-6.
96. Krushell RJ, Fingerroth RJ. Primary total knee arthroplasty in morbidly obese patients: a 5- to 14-year follow-up study. *J Arthroplasty.* 2007; 22:77–80.
97. Dewan A, Bertolusso R, Karastinos A, Conditt M, Noble PC, Parsley BS. Implant durability and knee function after total knee arthroplasty in the morbidly obese patient. *J Arthroplasty.* 2009;24:89-94.
98. Dowsey MM, Liew D, Stoney JD, Choong PF. The impact of pre-operative obesity on weight change and outcome in total knee replacement: a prospective study of 529 consecutive patients. *J Bone Joint Surg Br.* 2010;92:513–20.
99. Ayyar V, Burnett R, Coutts FJ, van der Linden ML, Mercer TH. The influence of obesity on patient reported outcomes following total knee replacement. *Arthritis.* 2012;2012:185208.

100. Cottino U, Sculco PK, Sierra RJ, Abdel MP. Instability after total knee arthroplasty. *Orthop Clin North Am.* 2016;47(2):311-6.
101. Parratte S, Pagnano MW. Instability after total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2008; 90(1):184-94.
102. 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;12(4):257-66.
103. Petrie JR, Haidukewych GJ. Instability in total knee arthroplasty: assessment and solutions. *Bone Joint J.* 2016; 98-B:116-9.
104. Abdel MP, Haas SB. The unstable knee: wobble and buckle. *Bone Joint J.* 2014; 96-B:112-4.
105. Fehring TK, Odum S, Griffin WL, Mason JB, Nadaud M. Early failures in total knee arthroplasty. *Clin Orthop.* 2001; 392:315-8.
106. 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; 12(5):336-40.
107. Jethanandani RG, Maloney WJ, Huddleston JI III, Goodman SB, Amanatullah DF. Tibiofemoral dislocation after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2016; 31(10):2282-5.
108. Song SJ, Detch RC, Maloney WJ, Goodman SB, Huddleston JI III. Causes of instability after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2014; 29(2):360-4.
109. Lombardi AV Jr, Berend KR, Adams JB. Why knee replacements fail in 2013: patient, surgeon, or implant? *Bone Joint J.* 2014; 96- B:101-4.
110. Can A, Erdogan F, Erdogan AO. Tibiofemoral Instability After Primary Total Knee Arthroplasty: Posterior-Stabilized Implants for Obese Patients. *Orthopedics.* 2017;40(5):e812-9.
111. Beaupre LA, Sharifi B, Johnston DW. A randomized clinical trial comparing posterior cruciate-stabilizing vs posterior cruciate-retaining prostheses in primary total knee arthroplasty: 10-year follow-up. *J Arthroplasty.* 2017;32:818-23.
112. Sando T, McCalden RW, Bourne RB, MacDonald SJ, Somerville LE. Ten-year results

- comparing posterior cruciate-retaining versus posterior cruciate-substituting total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2015;30:210-5.
113. Mayne A, Harshavardhan HP, Johnston LR, Wang W, Jariwala A. Cruciate retaining compared with posterior stabilised Nexgen total knee arthroplasty: results at 10 years in a matched cohort. *Ann R Coll Surg Engl*. 2017;99(8):602-6.
 114. Abdel MP, Morrey ME, Jensen MR, Morrey BF. Increased long-term survival of posterior cruciate-retaining versus posterior cruciate-stabilizing total knee replacements. *J Bone Joint Surg Am*. 2011;9:2072-8.
 115. Rand JA, Trousdale RT, Ilstrup DM, Harmsen WS. Factors affecting the durability of primary total knee prostheses. *J Bone Joint Surg Am*. 2003;85-A(2):259–65.
 116. Gill GS, Joshi AB. Long-term results of kinematic condylar knee replacement. An analysis of 404 knees. *J Bone Joint Surg Br*. 2001;83:355–8.
 117. Back DL, Cannon SR, Hilton A. The Kinemax total knee arthroplasty. Nine years experience. *J Bone Joint Surg Br*. 2001;83(3): 359-63.
 118. Buehler KO, Venn-Watson E, D’Lima DD, Colwell CW Jr. The press-fit condylar total knee system: 8–10 year results with a posterior cruciate-retaining design. *J Arthroplasty*. 2000;15:698–701.
 119. Li PL, Zamora J, Bentley G. The results at ten years of the Insall-Burstein II total knee replacement. Clinical, radiological and survivorship studies. *J Bone Joint Surg Br*. 1999;81:647–53.
 120. Thadani PJ, Vince KG, Ortaaslan SG, Blackburn DC, Cudiamat CV. 10–12 year followup of the Insall-Burstein I total knee prosthesis. *Clin Orthop*. 2000;380:17–29.
 121. Gill GS, Mills D, Joshi AB. Mortality Following Primary Total Knee Arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2003;85-A(3): 432-5.
 122. Robertson O, Knutson K. Sweedish knee arthroplasty register 1975-1997: An update with special emphasis of 41223 knees operated on 1988-1997. *Acta orthop Scand*. 2001;72:603-7.
 123. Blom AW, Brown J, et al. Infection after total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg*. 2004;85-B:688-91.
 124. Boyd JAD, Evald FC et al. Long term complications after total knee arthroplasty without

- patellar resurfacing. *J Bone Joint Surg.* 1990;72A:1379-82.
125. Feller JA, Bartlett RJ et al. Patellar resurfacing versus retention in the total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1996;78(2):226-8.
 126. Keblish PA, Varma AK, Greenwald A. Patellar resurfacing or retention in total kneearthroplasty. A prospective study of patients with bilateral replacements. *J Bone Joint Surg Am.* 1994;76(6):930-7.
 127. Whiteside LA. Choosing your implant: cementless, patella sparing, and posterior cruciate ligament retaining. *J arthroplasty.* 2005;20(4 Suppl 2):10-1.
 128. Hunt NC, Ghosh KM. No statistically significant kinematic difference found between a cruciate-retaining and posterior-stabilised Triathlon knee arthroplasty: a laboratory study involving eight cadavers examining soft-tissue laxity. *Bone Joint J.* 2015;97B:642-8.
 129. Matsumoto T, Kubo S, Muratsu H, et al. Different pattern in gap balancing between the cruciate-retaining and posterior-stabilized total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013;21:2338-45.
 130. Cho KY, Kim KI, Song SJ, Bae DK. Does cruciate-retaining total knee arthroplasty show better quadriceps recovery than posterior-stabilized total knee arthroplasty? Objective measurement with a dynamometer in 102 knees. *Clin Orthop Surg.* 2016;8:379-85.
 131. Clark CR, Rorabeck CH, MacDonald S, MacDonald D, Swafford J, Cleland D. Posterior-stabilized and cruciate-retaining total knee replacement: a randomized study. *Clin Orthop.* 2001;392:208-12.
 132. Maruyama S, Yoshiya S, Matsui N, Kuroda R, Kurosaka M. Functional comparison of posterior cruciate-retaining versus posterior stabilized total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2004;19:349-53.