

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ-CERRAHPAŞA
CERRAHPAŞA TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI



**ÇİMENTOLU TOTAL DİZ ARTROPLASTİSİ YERLEŞTİRİLMESİ
SIRASINDA UYGULANAN GÜCÜN ŞİDDETİNİN VE
DEVAMLILIĞININ ÇİMENTONUN KEMİĞE
PENETRASYONUNA ETKİSİNİN KADAVRA KEMİK
MODELİNDE ARAŞTIRILMASI**

DR. SUAT ULUTAŞ

TEZ DANIŞMANI

PROF. DR. MEHMET CAN ÜNLÜ

İSTANBUL

2019

ONAY SAYFASI



İTHAF

Eşime ve Kızım Ada'ya...

TEŞEKKÜR

Ortopedi ve Travmatoloji uzmanlık eğitimim boyunca yanımda olduğunu hissettiren, bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, birlikte çalışmaktan gurur duyduğum tez danışmanım, ağabeyim, Prof. Dr. Mehmet Can Ünlü'ye

Tıp Fakültesine girdiğim ilk günden itibaren eğitimim süresince bilgi ve deneyimi ile bana ışık tutup, bugünlere kadar desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, tüm zorluklarda yanımda olan ve motivasyonumu artıran, üzerimde çok büyük emekleri olan, kendisini her zaman örnek aldığım kıymetli hocam Prof. Dr. Işık Akgün'e

Mensubu olmaktan onur duyduğum büyük ve köklü Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı ailesinde uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimleriyle uzmanlık eğitimime büyük katkıda bulunan başta kürsü başkanımız Sayın Prof. Dr. Önder Aydınöz olmak üzere, diğer tüm öğretim üyelerine

Asistanlık dönemim boyunca bilgi, deneyim ve hoşgörülerini benden esirgemeyen ve üzerimde büyük emekleri olan yardıma ihtiyacım olduğunda çekinmeden arayabileceğim abilerim Doç. Dr. Hüseyin Botanlıoğlu, Doç. Dr. Gökhan Kaynak ve Doç. Dr. Mehmet Fatih Güven'e

Birlikte çalıştığımız süreçte ameliyatlarda ve poliklinikte bilgi ve deneyimlerini her zaman benimle paylaşan başasistan ağabeylerim Doç. Dr. Ali Şeker ve Uzm. Dr. Mahmut Kürşat Özşahin'e

Birlikte uyum içinde çalıştığımız, dostluklarını benden esirgemeyen tüm asistan arkadaşlarıma; Tezimde yardımcı olan Dr. Göker Utku Değer'e

Tez çalışmam sırasında yardımlarını esirgemeyen İstanbul Teknik Üniversitesi Makina Fakültesi öğretim üyelerinden Dr. Ergün Bozdağ ve Doç. Emin Sümbüloğluna, beraber çalışma fırsatı bulduğum araştırma görevlileri Dilara Bayır ve Fatih Yamak'a

Cerrahpaşada bulunduğum sürede çalışmaktan mutlu olduğum mesai arkadaşlarım, Neslihan Rona, Filiz Tatarcan, Nazmiye Gümüş, Hayriye Atasoy ve Gülcan Savaşürk'e ve diğer tüm personel arkadaşlarıma

Hayatım boyunca destekleri, bana olan güvenleri, sonsuz sevgileri ve üzerimdek emekleri için canım Aileme.

Yorulduğumda elimi tutup beni destekleyen, başarılarımın arkasındaki sessiz kahraman, hayat arkadaşım canım Dr. Öğr. Üyesi Pelin Acar Ulutaş'a

Mutluluk kaynağı Kızım Ada'ya

En içten duygularıyla TEŞEKKÜR EDERİM...

ÖZET

Diz osteoartriti (gonartroz), diz ekleminde inflamasyon ve major yapılarda değişikliklere neden olarak ağrı ve fonksiyonel engelliliği yaratır. Ağrı ve sertlik en önemli semptomlarıdır. Gonartrozun maliyeti yüksektir ve önemli miktarda sağlık kaynağı kullanır.

Son evre gonartrozun altın standart tedavisi total diz artroplastisidir. Gelişen teknoloji ve cerrahi deneyime rağmen ameliyat sayılarının artması ile birlikte komplikasyon oranlarında artmaktadır. En sık komplikasyon tibianın aseptik gevşemesidir. Gevşemenin en sık sebebi ise yetersiz çimentolamadır. Bu yüzden daha kuvvetli tutulum ve uzun ömürlü çimento için birden fazla çimentolama tekniği geliştirilmiştir.

Çalışmamızın amacı farklı çakma kuvvetlerinin çimento kemiğe olan penetrasyonunun incelenmesidir.

Total kalça artroplastisi yapılan 24 hastanın taze donmuş 24 femur başı toplandı. Bütün hastaların tanısı primer osteoartriti. Çakma kuvvetini taklit edebilmek için düşme kulesi tasarlandı. Tibial komponentin çimentolaması sırasında 3 farklı aralıklı çakma kuvveti (Grup 1: 2203N, Grup 2: 2593N, Grup 3: 2995N) ve bir sürekli kuvvet (Grup 4: 300N) kullanıldı. Her femur başına çimento uygulaması öncesi %0,9 NaCl solüsyonu ile lavaj yapıldı. Tibial komponent görevi gören çelik disk çimento uygulanmış femur başının üzerine yerleştirildi ardından düşme kulesinden kuvvetler uygulandı. Sonrası femur başları 3 parçaya bölündü. Orta parça çimento analizi için kullanıldı. Dijital makro fotoğraflar alındı ve Adobe Photoshop® programında yer alan Magic Wand aleti kullanıldı. 1 cm² alandaki çimento piksel sayısı oranlanarak ortalama çimento derinliği hesaplandı.

Çalışmamızda penetrasyonu en yüksek 3.grupta (3.27mm) bulduk.En az ise 1.grupta(1.70mm). Diğer iki grubunun penetrasyonu ise grup 2 (2.38mm), grup 4 2.80mm hesaplandı. Grup 1 ve 3 arasında istatistiksel olarak anlamlı fark çıktı.

Çalışmanın sonucunda kuvvetin artırılması ile çimento penetrasyon derinliğinin artırılabilceğini bulduk.

ABSTRACT

Knee osteoarthritis (gonarthrosis) is involving inflammation and major structural changes of the knee joint, causing pain and functional disability. Pain and stiffness are the major symptoms. Gonarthrosis consumes a substantial amount of healthcare resources and costs.

In end stage knee osteoarthritis gold standard treatment option is total knee arthroplasty. With increasing numbers of total knee replacement, despite technical developments and surgical experience; complication rates are increasing. Most common complication is aseptic loosening of tibial component. Major cause of loosening is inadequate cementing. So, a number of cementing methods have been used to increase cement survival and for the strong fixation of components.

The aim of our study is to investigate different hammering force on penetration of the cement.

24 fresh human femoral head were collected from patient who underwent total hip arthroplasty. All diagnoses was primary osteoarthritis. Oscillating saw was used to prepare femur head for cementing. Drop tower was designed to mimic hammering force. Three intermittent different hammering forces (Group 1: 2203N, Group 2: 2593N, Group 3: 2995N) and one continuous force (Group 4: 300N) were used for implantation of tibial component. Each femur heads were lavaged manually with physiological saline solution before bone cement application. The steel disk representing tibial component was inserted to the tower then forces were applied in drop tower. After that femoral heads were separated in three parts. Central part was used for definition of cement penetration depth. Digital macro photographs were taken and used to analyze with Adobe Photoshop® magic wand tool. Cement pixel percentage calculated in 1 cm² area to find average penetration depth.

We found highest penetration depth in group 3 (3.27mm) and lowest group 1 (1.70). The other groups penetration depth, group 2 (2.38mm) and group 4 (2.80mm). There was statistically significant cement penetration depth difference between Group 1 and Group 3.

As a conclusion we found that if the force increases also cement penetration increase.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Co-Cr:	Kobalt Krom
DR:	Doktor
ÖÇB:	Ön çapraz bağ
AÇB:	Arka çapraz bağ
MCL:	Medial kollateral ligaman
HLA-A1:	İnsan lökosit antijen A1
HLA-B8:	İnsan lökosit antijen B8
CRP:	C-reaktif protein
UHMWPE:	Yüksek molekül ağırlıklı polietilen
PMMA:	Polimetilmetakrilat
MMA:	Metilmetakrilat
DMpT:	Dimetil-para- toluidin
BPO:	Dibenzoyl peroksit
TDP:	Total diz protezi
TDA:	Total diz artroplastisi
EMG:	Elektromiyografi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Frank Gunston polisentrik diz protezi.....	2
Şekil 2.2. Sağ diz eklemine önden görünüşünün anatomisi.....	3
Şekil 2.3. Femur distali ve patellanın ön ve arka görünüşleri.....	4
Şekil 2.4. Menisküsler, ön ve arka çapraz bağların üstten görünüşü.....	6
Şekil 2.5. Femoral rollback sırasında posterior stabilize diz protezinin demonstratif görüntüsü.....	12
Şekil 2.6. Polietilen tasarımlarındaki farklılıklar. Küçük oklar geniş temas yüzeyi.....	13
Şekil 2.7. Safen sinirinin infrapatellar dalının seyri.....	18
Şekil 2.8. Medial parapatellar girişim.....	20
Şekil 2.9. Subvastus girişim.....	21
Şekil 2.10. Midvastus girişim.....	22
Şekil 2.11. Tibial tüberkül osteotomisi.....	23
Şekil 2.12. Whiteside çizgisi, Transepikondiler aks, Posterior kondiler aks.....	25
Şekil 3.1. Çalışma gruplarının şematik olarak gösterilmesi.....	34
Şekil 3.2. Serbest düşüş kulesi.....	36
Şekil 3.3. Lavaj öncesi ve sonrası femur başı görüntüleri.....	38
Şekil 3.4. Alüminyum folyo ve vazelin uygulaması.....	39
Şekil 3.5. 300N ağırlık altındaki femur başının görüntüsü.....	39
Şekil 3.6. Kesim öncesi işaretlenen, bant testere ile kesilen femur başı görüntüsü.	40
Şekil 3.7. Fotoğraf çekim düzeneği.....	40
Şekil 3.8. Ortalama çimento penetrasyon derinliğinin hesaplanması.....	41
Şekil 4.1. Gruplara göre derinlik ölçümlerinin dağılımı.....	48
Şekil 4.2. Serbest düşüş kulesi ile oluşturulan 2235 kN 'un kuvvet zaman eğrisi	49

Şekil 4.3. Serbest düşüş kulesi ile oluşturulan 2608 kN 'un kuvvet zaman eğrisi.....49

Şekil 4.4. Serbest düşüş kulesi ile oluşturulan 3006 kN 'un kuvvet zaman eğrisi.....50



TABLolar DİZİNİ

Tablo 2.1. Fleksiyon–Ekstansiyon aralıklarının eşit olmaması durumunda karşılaşılan problemler ve çözümleri	27
Tablo 4.1. Grup 1 2203±30N kuvvet uygulanan grubun çimento penetrasyon değerleri	44
Tablo 4.2. Grup 2 2593±32N kuvvet uygulanan grubun çimento penetrasyon değerleri	45
Tablo 4.3. Grup 3 2995±33N kuvvet uygulanan grubun çimento penetrasyon değerleri	46
Tablo 4.4. Grup 4 3000N kuvvet uygulanan grubun çimento penetrasyon değerler	47
Tablo 4.5. Gruplara göre ortalama derinlik ölçümlerinin değerlendirmeleri	48



İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI.....	I
İTHAF	II
TEŞEKKÜR.....	III
ÖZET.....	IV
ABSTRACT.....	V
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	VI
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VII
TABLolar DİZİNİ.....	IX
İÇİNDEKİLER	X
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1 Tarihçe	2
2.2 Diz eklem anatomisi ve kemik yapılar.....	3
2.2.1 Distal femur.....	3
2.2.2. Proksimal tibia.....	4
2.2.3. Patella.....	4
2.3 Diz eklem anatomisini katılan yumuşak dokular.....	5
2.3.1 Çapraz bağlar.....	5
2.3.2 Menisküsler.....	6
2.3.3 Kapsül ve sinoviyal yapılar.....	7
2.3.4 Bağlar ve muskültendinöz yapılar.....	7
2.3.5 Dizin nörovasküler anatomisi.....	9
2.4 Gonartroz.....	9
2.5 Diz protezi kinematiği.....	11
2.6 Total Diz Artroplastisi İmplantların Sınıflandırılması	14
2.7 Çimentolu total diz artroplastisinde cerrahi teknik.....	18
2.7.1 İnsizyon.....	18
2.7.2 Artrotomi.....	19

2.7.3	Kemik kesileri ve kemik yüzeylerinin hazırlanması.....	23
2.7.4	Total diz artroplastisinde deformitenin düzeltilmesi ve yumuşak doku dengesinin sağlanması.....	26
2.8	Çimentolu total diz artroplastisi komplikasyonları.....	27
2.8.1	Aseptik gevşeme.....	27
2.8.2	Diğer komplikasyonlar.....	29
3.	MATERYAL VE METHOD.....	34
4.	BULGULAR.....	43
5.	TARTIŞMA.....	51
6.	SONUÇ VE ÖNERİLER.....	57
7.	KAYNAKLAR.....	58

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diz ekleminde oluşan osteoartroz uyku kalitesini bozan şiddetli gece ağrılarına, eklem hareket açıklığında kayba, genel hareketlilikte azalmaya neden olarak hastaların yaşam kalitesini olumsuz etkilemektedir. Toplumların ortalama yaş düzeyi yükseldikçe osteoartrozun görülme oranı da artmıştır. Bu oranın artması ciddi sağlık problemlerini de beraberinde getirmektedir. Total diz artroplastisi bu hasta grubunda cerrahi tedavi seçeneklerinden bir tanesidir.

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

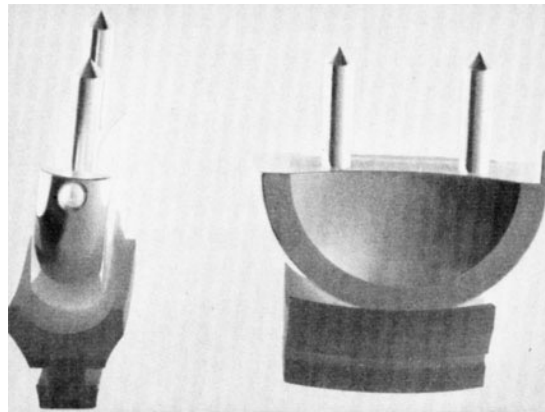
Dünya genelinde yapılan çalışmalara baktığımızda total diz artroplastisi ameliyatlarının sayıları her geçen yıl katlanarak artmaktadır. Total diz artroplastisi ameliyatlarının sayısının artması ile birlikte başarısızlıkla sonuçlanan ameliyat sayılarında da artış gerçekleşmiştir. Başarısızlık nedenlerinin farklı nedenleri olabilir.

Daha önceden benzer bir çalışma yapılmaması nedeniyle literatürde total diz artroplastisinde tibial komponent yerleştirilirken uygulanacak kuvvet standardize edilmemiştir. Tibial komponent, cerrahın tecrübesi ve deneyimi doğrultusunda kuvvet uygulanarak yerleştirilmektedir. Bu tez çalışmasında total diz artroplastisi sırasında tibial komponent yerleştirilirken “aralıklı kuvvet mi, sürekli kuvvet mi uygulanmalı?”, “uygulanması gereken kuvvetin şiddeti belirlenebilir mi ve standardize edilebilir mi?” sorularına cevap aranmıştır. Çalışmanın sonucunda kuvvet ile çimento penetrasyonu arasında ilişki bulunması durumunda aseptik gevşeme oranlarının düşmesine böylece total diz artroplastisi sonrası erken revizyon ihtiyacının azalmasına katkı sağlayacağı düşünülmüştür.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Tarihçe

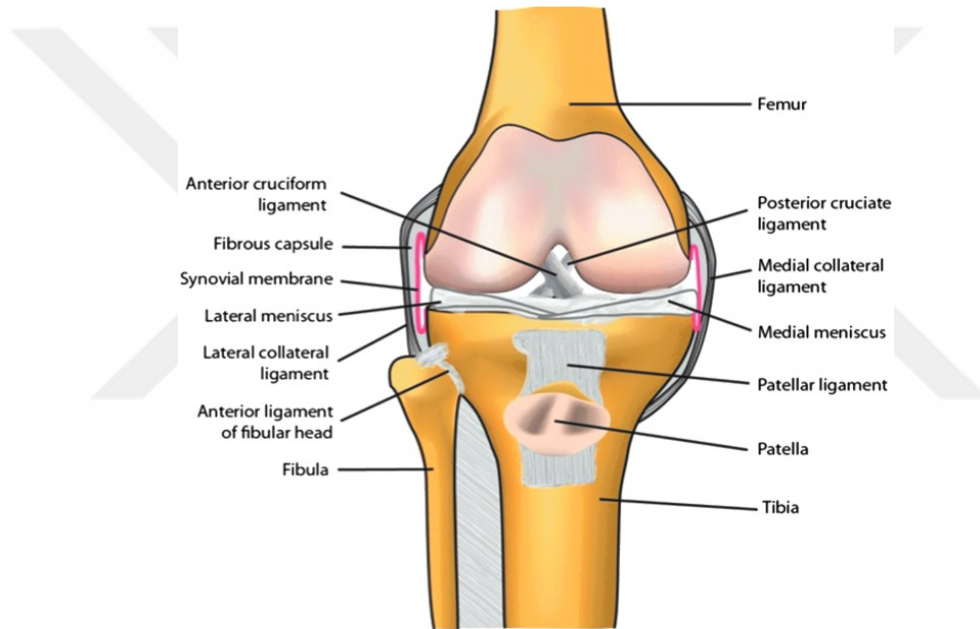
Total diz artroplastisinin ortaya çıkışı Ortopedi ve Travmatoloji tarihinde önemli bir yere sahiptir. Theophilus Gluck 1890 yılının başlarında ilk protez denemelerinden birini gerçekleştirmiştir (1). Menteşeli tasarıma sahip protez, reçine ve paris alçısı yardımı ile tespit edilmekteymiş. Dr Walldius 1951 sonlarında akrilik kaynaklı menteşeli protezi, 1958 yılında ise aynı protezi cobalt chrome (Co-Cr) materyalinden üretmiştir (2–4). Kondiler diz protezinin gelişimi 1970’li yıllarda gerçekleşmiştir. İlk implantlardan biri Ortopedi Doktoru Frank Gunston tarafından gerçekleştirilmiştir. Doktor (Dr) Frank Gunston çalışmasını Sir John Charnley ile birlikte gerçekleştirmiştir (5). Kendisi 1968’de ilk defa polisentrik diz protezini implante etmiştir. Bu protez kondiler diz protezi tanımını tamamen karşılamamaktadır. Aynı olarak bulunan paslanmaz çelik lateral ve medial komponentler tibiadaki plastik karşılıkları ile eklem yapmaktadır (Şekil 2.1). Mayo klinik tarafından bu protez sık kullanılmıştır (6). Temas yüzeyinin dar olması, rotasyonel kısıtlılık ve zor cerrahi teknik nedeni ile Gunston diz protezlerinin erken dönem sonuçları başarısızdır. Dr. Michael Freeman ve Sav Swanson total diz artroplastisinin öncüleridirler. Tasarladıkları protez ilk olarak Freeman-Swanson protezi olarak bilinse de, zamanla ismi Imperial College of Science and Technology in London Hospital (ICLH) olarak değişmiştir. Protezin tasarımı geniş temas alanı sağlayarak aşınmayı azaltmak ve büyük deformiteleri düzeltebilmek için her iki çapraz bağın alınmasını gerektirmekteydi (7–9). Tasarım diz kinematüğünü tek bir silindirik dönme mekanizmasına indiriyordu. 1971 yılında Peter Walker, John Insall, Allan Inglis ve Chitranjan S. Ranawat duokondiler ve unikondiler protezleri geliştirmişlerdir (10). 1974 yılında günümüzde total diz artroplastisinin öncüleri sayılan Walker, Ranawat ve Insall, total diz artroplastisini geliştirmişlerdir ve bu yöntem dünya çapında geniş kullanım alanı bulmuştur (10).



Şekil 2.1. Frank Gunston polisentrik diz protezi (5)

2.2 Diz Eklemi Anatomisi ve Kemik Yapılar

Diz eklemi, iki eklemden oluşmaktadır. Bu eklemler; tibiofemoral ve patellofemoral eklemlerdir. Vücut ağırlığının oluşturduğu vektörel kuvvetler femur kondilleri ve yumuşak dokular yolu ile tibiaya aktarılır. Diz eklemi, fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerine sagittal düzlemde izin verir. Eklem tipi sınıflandırmasında menteşe (ginglimus) tipi bir eklem olarak isimlendirilir. Hareketinin çoğunluğunu fleksiyon ve ekstansiyon olarak gerçekleştirir bunun yanında koronal düzlemde sınırlı derecede abduksiyon, adduksiyon ile aksiyel düzlemde tibial eksternal ve internal rotasyon hareketi ile rotasyonel hareketleri gerçekleştirebilir. Distal femur, proksimal tibia platosu ve patella kemiği diz eklemi yapısına katılan kemik yapılarıdır (Şekil 2.2)



Şekil 2.2. Sağ diz eklemi ön görünüşünün anatomisi (11)

2.2.1 Distal Femur

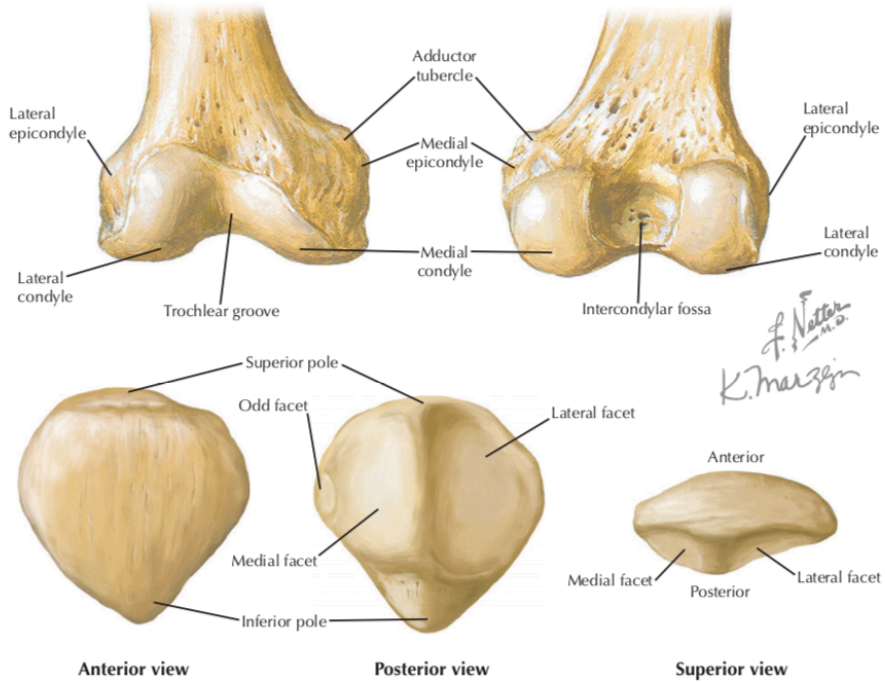
Distal femur eklem yüzeyini lateral ve medial kondiller oluşturur. Her iki kondilin morfolojik yapısı kendine özgüdür. Medial kondil lateral kondil ile karşılaştırıldığında daha büyük bir eklem yüzeyi alanına ve daha yuvarlak bir görünüme sahiptir. Lateral kondile sagittal düzlemde bakıldığında uzun eksenine göre daha fazladır. Diz eklemine frontal planda bakıldığında lateral kondil medial kondilden daha distalde yer alır bu dizin anatomik valgusunun oluşmasını sağlar (12). Kondiller posteriorde interkondiler fossa ile birbirinden ayrılır, anteriorde birleşir ve femur shaftı ile devamlılık gösterir. Anteriorde patella kemiği yönlendiren ve patello femoral eklemi femoral eklem yüzeyini oluşturan troklea bulunur.

2.2.2 Proksimal Tibia

Tibia proksimal eklem yüzüne medial ve lateral plato ile birlikte ortada eminensia interkondilaris katılır. Medial tibia platosu lateral ile karşılaştırıldığında daha düz ve konkav bir yapıya sahiptir. Lateral plato ise hafif konveksiteye sahiptir. Eminensia interkondilarisin ön kısmında yer alan anterior interkondiler fossada medial menisküsün ön boynuzu, ön çapraz bağın tibial yapışma bölgesi ve lateral menisküsün ön boynuzu önden arkaya doğru yer alır. Posterior interkondiler fossada ise medial ve lateral menisküslerin arka boynuzları ve arka çapraz bağ yerleşir. Tibia platosuna sagittal planda bakıldığında yer düzlemine göre posteriora doğru 8-10 derece eğime sahiptir.

2.2.3 Patella

Patellanın en önemli özelliklerinden bir tanesi vücuttaki en büyük sesamoid kemik olmasıdır. Patella konumu ve yapısı ile ekstansör mekanizmanın kaldıraç kolunu uzatmasının yanı sıra femoral kondillere karşıdan gelen travmalara karşı bariyer görevi görür. Patella ekstensör sistemin retinaküler tabakaları tarafından sarılmıştır. Proksimalde vastus intermedius distalde patellar tendonun derin katmanı insersiyonu yapar. Patella eklem yüzeyi vertikal bir çıkıntı ile medial ve lateral fasetlere ayrılır (Şekil 2.3). Patellanın eklem yüzeyi femurdaki trochlea ile patello femoral eklemi oluşturur, dizin fleksiyonu arttıkça patella laterale doğru kayar, bu esnada internal rotasyon hareketini de gerçekleştirir.



Şekil 2.3. Femur distali ve patellanın ön ve arka görünümüleri (13)

2.3 Diz Eklem Anatomisini Katılan Yumuşak Dokular

2.3.1 Çapraz Bağlar

Ön Çapraz Bağ:

Ön çapraz bağ (ÖÇB) femurun interkondiler aralığının posterolateral yüzünden başlayarak distale, anteromediale doğru uzanır ve tibia platosu üzerindeki eminensia interkondilarisin anterolateraline tutunur.; anteromedial ve posterolateral olarak isimlendirilen iki banttandır fakat bazı kaynaklara göre intermediate bant ismi verilen ek bir anatomik yapı bulunmaktadır (14). ÖÇB'nin yaklaşık uzunluğu 3.8 cm, genişliği ise 1.1 cm'dir. ÖÇB özellikle 20-30 derece fleksiyon aralığında tibianın öne hareketini sınırlar, dize gelen varus-valgus streslerine ve tibianın internal rotasyonuna karşı direnç oluşturur.

ÖÇB'nin dolaşımı inferior ve süperior geniküler arterler tarafından oluşturulan anastomozun dalları ile orta geniküler arterin posterior kapsüle verdiği dallar ile sağlanır. ÖÇB yırtığı olduğunda bu dolaşım kalıcı olarak bozulacağından ÖÇB'nin primer tamir sonrası iyileşme potansiyeli düşüktür.

Arka Çapraz Bağ:

Arka çapraz bağ (AÇB) interkondiler bölgede femurun medial kondilinin lateral tarafından başlayarak distale doğru uzanır. Tibia platosu posteriorunda yer alan fovea centralis olarak isimlendirilen bölgeye tutunur. AÇB'nin proksimal yapışma yeri transepikondiler hat olarak isimlendirilen ve diz eklemine aksiyel rotasyon merkezini oluşturan çizgi üzerindedir. AÇB'nin iki bandı vardır bunlar; posteromedial ve anterolateral olarak isimlendirilir. Ekstansiyon esnasında posteromedial bant daha gerginken, fleksiyon esnasında anterolateral bant daha gergindir. AÇB'nin temel görevi tibianın posteriora hareketini engellemek ve tibianın eksternal rotasyonu sınırlamaktır.

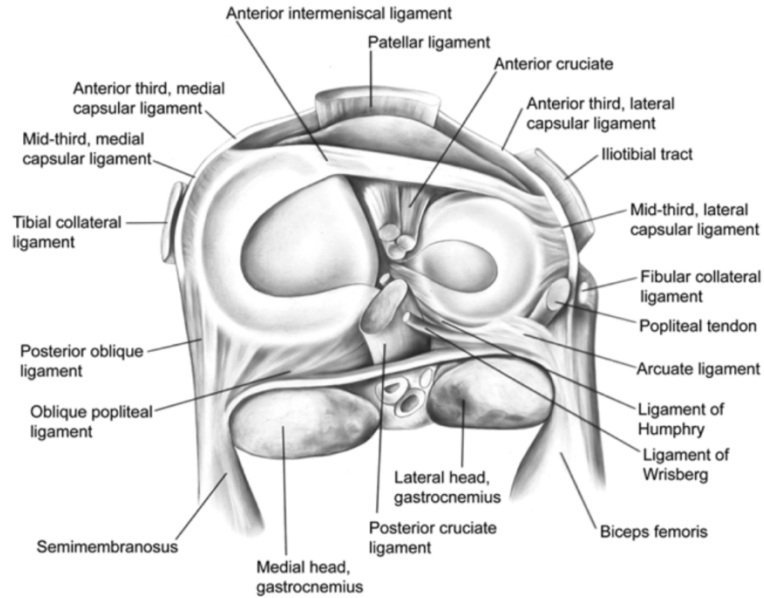
AÇB'nin beslenmesi posterior kapsül ile yakın ilişki sayesinde ÖÇB beslenmesine göre daha iyidir. Bu nedenle kısmi AÇB yırtıkları ÖÇB yırtıkları gibi kalıcı beslenme problemlerine neden olmaz ve primer AÇB tamiri sonrası iyileşme potansiyelini artmaktadır.

2.3.2 Menisküsler

Diz eklemine en önemli parçalarından biri olan menisküs dokusunun önemli birkaç fonksiyonu vardır. Birinci fonksiyonu tibiofemoral eklem aralığında eklem yüzeyini derinleştirmek, ikincisi karmaşık yapıları sayesinde temas yüzeyini artırıp birim yüzeye düşen yükü azaltmaktır. Menisküsler kabaca şoku hafifleten, rotasyonu yönlendiren ve sagittal planda translasyonu engelleyen fibrokartilaj yapılarıdır.

Medial menisküs dokusu semisirküler yapıdadır. Orta kısmından medial kollateral ligament (MCL) ile bağlantılıdır. Bu nedenle medial menisküs lateral menisküse göre daha az hareketlidir. Lateral menisküsün yapısı sirküler olup medial menisküse göre yüzey alanı daha geniştir (Şekil 2.4). Her iki menisküs anteriorda ligamentum transversum genus ile birbirine bağlanır. Popliteus tendonu lateral menisküsün arka boynuzunda yer alan oluktan geçer.

Menisküs dokusunun beslenmesi karmaşık bir yapıya sahiptir. Menisküs dokusunun periferik ve santral kısımlarının beslenmesi farklıdır. Her iki menisküsün %30 luk periferik kısmı süperior ve inferior geniküler arterlerin dalları ile, santral kısımları ise direk olarak eklem sıvısından diffüzyon yöntemi ile beslenir.



Şekil 2.4. Menisküsler, ön ve arka çapraz bağların üstten görünüşü (14)

2.3.3 Kapsül ve Sinovyal yapılar

Eklem kapsülü:

Diz eklemine kapsülü proksimalde femurun distalinden başlayarak distalde tibianın proksimaline doğru uzanır, dışta fibröz bir kılıf, iç tarafta ise sinovyal membran tarafından örtülen bir yapıdır. Eklem kapsülü femur ve tibia arasında bağlantı oluşturarak diz eklemi stabilitesine pasif katkı sağlar.

Sinovyal doku:

Sinovyal doku eklem kapsülünün iç yüzünü döşeyen, çapraz bağların etrafını bir kılıf gibi saran fibröz bir membrandır. Menisküs dokusunun üzerini örtmez.. Fibröz kapsül femur yapışma yerinde anteriorunda artiküler yüzeyin sınırını takip eder. Bu seyir suprapatellar poşu oluşturur. Femur lateral kondilinde ise fibröz kapsül popliteus tendonu insersiyon bölgesinin üzerinden geçerek popliteus tendonunu eklem içinde bırakır. Popliteus tendonunun eklem içindeki parçası sadece fibröz sinovyal membran ile örtülür. Ön ve arka çapraz bağlar ise sinovyal membranın dışında kalmaktadır.

Plika:

Plika embriyolojik sinovyal katlantıların kalıntısıdır. En sık görülen plika, interkondiler aralıkta bulunur ve ligamentum mucosum olarak isimlendirilir. Medial-lateral uzanımlı suprapatellar ve infrapatellar plika diğer sık görülen plikalardır.

İnfrapatellar yağ yastıkçığı:

İnfrapatellar yağ yastıkçığını, yağ dokusu ile inferior medial ve lateral geniküler arter dallarından meydana gelen vasküler ağdan oluşturur. Bu vasküler ağ ACL'nin beslenmesinden sorumludur. İnfrapatellar yağ yastıkçığı interkondiler aralığın superioruna lig. mucosum ile bağlanır.

2.3.4 Bağlar ve Muskulotendinöz Yapılar:

Quadriceps Kası Ve Patellar Tendon:

Rektus femoris, vastus medialis, vastus lateralis, vastus intermedius ismi verilen dört kas grubu tendonun elemanlarıdır ve distalde birleşerek quadriceps tendonunu oluştururlar. Quadriceps tendonu diz önünde patellayı tamamen sararak patella alt kutbundan sonra patellar

tendon olarak devamlılığını sürdürür ve tibia proksimalinde tüberositas tibiaya yapışır. Bu yapı diz eklemindeki en önemli ve güçlü ekstansör mekanizmasıdır.

Hamstrig Kas Grubu:

Gracilis, semitendinosus ve sartorius kasları hamstring kas grubu olarak isimlendirilir. Bu üç kas tibia proksimalinde tüberositas tibianın mediali ve medial kollateral ligamentin yapışma yerinin hemen anteriorunda sonlanarak pes anserinusu yapısını oluşturmaktadır. Dizin fleksiyon ve internal rotasyonunda esnasında görev alırlar.

Semimembranosus Kası:

Tüber iskiadikumdan origo alır ve tibia medial kondiline yapışır. Sonlanması esnasında bazı lifleri oblik popliteal lig. ve medial menisküsün posterior hornuna yapışır. Dizin internal rotasyonu ve fleksiyonunda görev alır.

Gastrokinemius Kası:

Medial ve lateral femoral kondillerin posteriorundan başlayarak soleusu kasını içine alarak aşil tendonunu oluşturur. Aşil tendonu kalkaneusa yapışır. Gastrokinemius kasının önemli özelliklerinden bir tanesi posterior eklem kapsülü ile olan sıkı ilişkisidir.

Biceps Femoris Kası:

Uzun başı tuber iskiadikumdan origo alır, kısa başı ise linea asperadan origo alır ve her iki baş distalde bileşerek fibula başına insersiyoyu yapar. Diz hareketi sırasında fleksiyon ve dış rotasyon hareketine katılır.

Popliteus Kası:

Popliteus kası lateral femoral epikondilden orjin alır. Gastrokinemiusun lateral başı ve plantaris kasının altında, popliteal fossanın derininde yelpaze şeklinde seyreder ve tibia proksimalinin posteriorunda medial kısma geniş şekilde yapışarak sonlanır. Popliteus kası diz ekleminin fleksiyon ve internal rotasyonunda görev alır.

Warren ve Marshall tarafından yapılan bir çalışmada dizin lateral ve medial yapıları 3'er anatomik katman şeklinde incelenmiştir.

2.3.5 Dizin Nörovasküler Anatomisi

Dizi Besleyen Ana Yapılar

Femoral arter dizi besleyen ana dallarını vermeden hemen önce hiatus adduktoriustan (Hunter kanalı) çıkarak popliteal arter adını alır. Daha sonra popliteal arter popliteal fossada dizi besleyen 5 ana dala ayrılır. Bu dallar a.genükularis media, a. genükularis süperior lateralis ve medialis, a. genükularis inferior lateralis ve medialis olarak isimlendirilir.

Patellar kemiğin beslenmesi büyük oranda lateraldeki a. genükularis lateralis süperior tarafından sağlanır. Patella çevresinde yapılacak lateral gevşetme sırasında a. genükularis lateralis süperior zarar görürse patellada avasküler nekroz gelişme ihtimali artar.

Dizin Eklemının İnnervasyonu

Diz eklemının innervasyonunda femoral, tibial, peroneal ve obturator sinirler görev alır. Tibial sinir gastrokinemius, soleus, plantaris ve popliteus kaslarının motor innervasyonunu sağlar. Peroneal sinir siyatik sinirden ayrıldıktan sonra popliteal bölgede biceps femoris kası ile yakın komşulukta seyrederek lateralde fibula başının arkasından dolanır ve distale ilerler. Lateral ve medial femoral kutanöz sinirler ile safen sinirin infrapatellar dalı arasında oluşan pleksus patellanın duyuusal ağını oluşturur. Safen sinir dizin medialinden distale doğru seyreder.

2.4 Gonartroz

Osteoartrit, bir veya daha fazla küçük veya büyük eklemi ilgilendiren en sık görülen dejeneratif eklem hastalığıdır. Kemik ve yumuşak dokular öncelikli olmak üzere tüm eklemdede yıkıcı etkileri olan dinamik bir süreçtir. Toplumda beklenen ortalama yaşam beklentisinin artması, obezite oranlarının yükselmesi ve sedanter yaşamın yaygınlaşması osteoartrit görülme sıklığını arttırmıştır. Sosyolojik problemler ve ekonomik kayıplara yol açan hastalığın tedavisi her geçen gün daha da önem kazanmıştır (15). ABD’de kalça osteoartriti yılda her 100.000 kişiden 88’ini etkilerken bu sayı diz osteoartriti için 240’tır.

Gonartroz, osteoartroz alt başlığı olarak yer almaktadır. Etiyolojisi incelendiğinde primer ve sekonder olarak iki sınıfa ayrılır. Son zamanlarda yapılan çalışmalarda primer osteoartritin herediter olabileceği gösterilmiştir. Yaygın osteoartritte HLA-A1 ve HLA B8’in artmış sıklıkta görülmesi genetik yatkınlığı düşündürmektedir. Sekonder osteoartritte ise eklem kıkırdağını ilgilendiren sistemik hastalıklar, travma, enfeksiyon gibi nedenler rol alır. Sistemik hastalıklar arasında okronozis, hemokromatoz, kalsiyum kristal birikimi, inflamatuvar

artropatiler yer alır. Bacak boy eşitsizliği, gelişimsel kalça displazisi osteonekroz osteoartrit diğer sekonder nedenleridir (16).

Gonartrozun etiolojisinde değiştirilebilir ve değiştirilemez faktörler yer alır. Değiştirilemez faktörler arasında kadın cinsiyet, ileri yaş, genetik yatkınlık yer alır. Değiştirilebilir risk faktörleri ise; obezite, metabolik sendrom (dislipidemi, artmış kan glukoz seviyeleri, yüksek kan basıncı) olarak sayılabilir.

Eklemi oluşturan üç yapıdan medial tibiofemoral, lateral tibiofemoral ve patella femoral bölümlerinden biri veya daha fazlası gonartrozdan etkilenir. Hareketle ortaya çıkan istirahatle azalan ağrı, istirahat sonrası harekete başlamakta zorlanma, eklem çevresinde şişlik, aktif veya pasif diz hareketi ile ağrı ve krepitasyon, sıklıkla hastanın şikayetlerini oluşturur. Gonartrozun genel olarak ilk belirtisi ağrıdır, hastalığın erken döneminde bu ağrı hareketle ortaya çıkarken hastalığın ilerlemesiyle istirahatte devam eden ağrıya dönüşür. Ağrının patofizyolojisini incelediğimizde subkondral kemiğin basıncının artması, osteofitler, mikro kırıklar, kemik proliferasyonu nedeni ile periostun kalkması yer alır. Hastalığın ilerleyen evrelerinde, eklem kapsülünde sertleşme, quadriceps kaslarında güçsüzlük ve eklem kontraktürleri görülür (16).

Fizik muayene sırasında hastaların şikayetleri farklılık gösterebilir. Muayene esnasında diz eklem hareketleri sırasında ağrı, krepitasyon, efüzyon, eklem hareket açıklığında azalma, kas muayenesinde kuvvet kaybı ve dizde şişlik görülebilir.

Gonartroz ön tanısı alan hastalara kesin tanı, hastalığın şiddetini belirleme amacı ile radyolojik değerlendirme şarttır. Gonartrozu bulunan eklemi değerlendirebilmek için ayakta diz yük altında ön ve yan düz grafileri ile birlikte patella tanjansiyel grafi çekilmelidir. Diz ön ve yan grafileri standart olarak 30 derece fleksiyonda çekilmelidir. Radyolojik incelemede, eklem aralıklarında daralma, osteofit oluşumları, subkondral nekroz ve kemik kistleri, deformiye ve subluksasyon görülebilir.

Biyokimyasal incelemede kesin gonartroz tanısı koyduracak bir test yoktur. Ancak sekonder gonartroz sebeplerinin araştırılmasında biyokimyasal testler faydalı olabilir. Altta yatan sistemik bir hastalığın bulunmadığı durumlarda hastanın kan biyokimyası, tam kan sayımı, sedimentasyon, C-reaktif protein (CRP) ve tam idrar tahlili normal sınırlardadır.

Gonartrozun tedavisinde ana prensip hastanın ağrısını azaltarak yaşam kalitesini yükseltmektir. Beraberinde eklem fonksiyonlarında iyileşme sağlanmaktadır. Günümüzdeki bilimsel gelişmelere bakıldığında eklem kırıkdağındaki hasarı geri döndüren veya kırıkdağı dokusundaki kaybı birebir yerine koyan bir tedavi seçeneği yoktur (17).

Gonartroz tedavisi başlıca iki ana başlığa ayrılmaktadır. Cerrahi tedaviler ve cerrahi dışı tedaviler. Cerrahi dışı tedaviler sıklıkla kombine kullanılır. Semptomatik hastalarda ilk akla

gelen tedavi seçeneği hastaların ağrı ve enflamasyonunu azaltmaya yönelik nonsteroid antienflamatuar ilaçlardır. Tedavi sürecine etkileyen pekçok faktör vardır. Bunlar arasında hastanın genel durumu, ilaçları tolere edebilmesi, hekim tercihi ve maliyet etkinlik oranı vardır. İlaç tedavisi ile birlikte hastanın yaşam tarzında da modifikasyon yapmak gerekir. Fizik tedavi ve rehabilitasyona başlanmalı, gerekli durumlarda ilgili branşa konsültasyona başvurulmalıdır.

Cerrahi dışı tedavi seçeneklerinin tükendiği hastalarda artık cerrahi tedaviler değerlendirilmelidir. Cerrahi tedavi seçenekleri, hastanın yaşı, genel durumu, artrozun derecesi etkilenen eklem bölgesine göre farklılık gösterir. Sadece medial kompartmanın etkilendiği hastalarda yüksek tibial osteotomi ameliyatı veya unikondiler diz protezi ameliyatı seçenek olabilir. Birden fazla kompartmanın etkilendiği, ileri gonartrozu bulunan vakalarda total diz artroplastisi seçenek olabilir. Son yıllardaki gelişmelerle birlikte, total diz artroplastinin uzun sağ kalım süresi ve yüksek hasta memnuniyeti hastalar açısından yüz güldürücü olmuştur.

2.5 Diz Protezi Kinematığı

Piyasada bulunan protez tasarımları normal diz kinematığını taklit etmeye çalışır. Bu tasarımların bir kısmı normal kinematığa çok yaklaşıyor. Fakat tasarımdaki ve üretimdeki zorluklar, polietilenin temas yüzeyi stresleri ve benzeri problemler bu hedefin gerçekleşmesine engel olurlar.

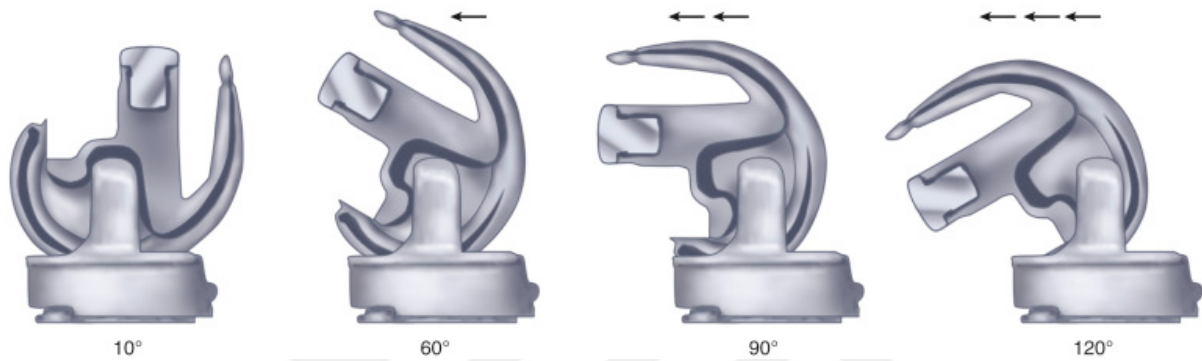
Ameliyat bekleyen veya ameliyat olmuş hastalar ve sağlıklı bireylerle yapılan yürüme analizi testleri protez tasarımları hareket kinematığı hakkında bilgi vermektedir. Kettlekamp ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya göre; merdiven çıkarken yaklaşık 87 derece merdiven inerken yaklaşık 88 derece, ayakkabı denerken 105 derece, otururken yaklaşık 95 derece hareket açıklığına ihtiyaç vardır (18).

Normal eklem fonksiyonu için, bağ dengesinin sağlam, normal sınırlarda eklem hareket açıklığı, eklem kinematığının bozulmaması ve anatomik bütünlüğün bir arada olması gerekmektedir. İdeal protez tasarımının bu özelliklerin hepsini gerçekleştirmesi gerekmektedir.

Normal alt ekstremitte biyomekaniğini sağlamak için, tibial baseplate mekanik aksa dik olarak implante edilmeli, femoral komponent ise 5-7 derece valgus pozisyonunda implante edilmelidir. Aseptik gevşemenin en sık sebebi komponentlerin denge ve rotasyonunun düzgün sağlanamamış olmasıdır (19).

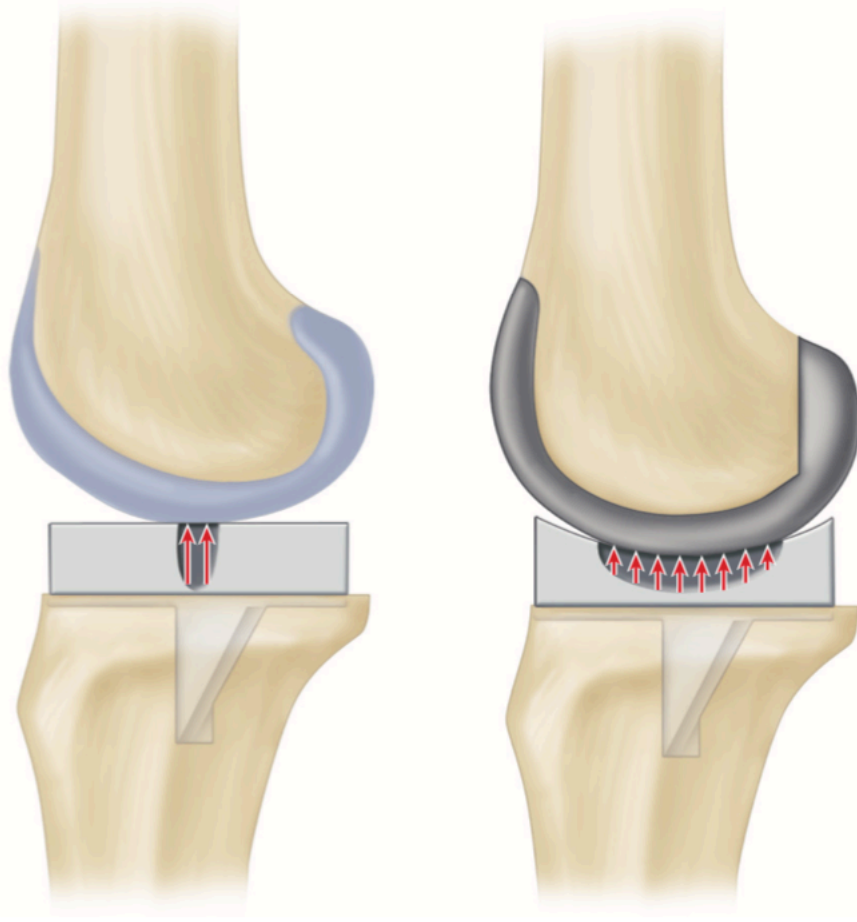
Menteşeli diz protezi diz eklemine gelen valgus, varus ve makaslama streslerini protez üzerinden kemik dokuya iletir. Bu sayede yumuşak dokuların üzerine binen stres azalır. Özellikle hasarlı ligamanları bulunan ve bağları fonksiyon göstermeyen hastalarda ihtiyaç halinde menteşeli diz protezi kullanımı uygundur (20).

Total diz artroplastisinde önemli sorulardan bir tanesi arka çapraz bağın korunması veya kesilmesi ile ilgilidir. Arka çapraz bağın durumuna göre total diz artroplastisi; arka çapraz bağı koruyan, arka çapraz bağı kesen (posterior stabilize) olarak isimlendirilir. Yapılan güncel meta analiz çalışmalarında her iki tarafın da benzer iyi sonuçları ortaya koydukları görülmektedir (21). Arka çapraz bağın kesildiği protezlerde arka çapraz bağın görevini protezin tasarımı üstlenir. Femurun tibia üzerinde yer değiştirmesi çapraz bağların yardımı ile gerçekleşir. Femoral komponentteki yuva ve tibia merkezindeki çıkıntı femurun tibia üzerinde kaymasına yardımcı olur (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. Femoral rollback sırasında posterior stabilize diz protezinin demonstratif görüntüsü (22)

Tibial komponentin parçası olan polietilen tasarımlarda farklılık gösterebilirler. Arka çapraz bağı koruyan eski polietilen tasarımlar sagittal planda daha düz bir kesite sahiptirler. Bu tasarım nedeni ile temas yüzeyi azalırken birim alana düşen temas kuvveti artmaktadır. Bu da beraberinde erken dönem aşınmayı artırır ve protezde gevşemeye neden olur. Güncel polietilen tasarımlar femoral komponente uygun olarak gerçekleştirilir. Bu tasarım sayesinde temas yüzeyi artarken birim alana düşen temas kuvveti azalır (23) (Şekil: 6).



Şekil 2.6. Polietilen tasarımlarındaki farklılıklar. Küçük oklar geniş temas yüzeyi (23).

Arka çapraz bağın korunduğu protezde, femoral rollback korunduğu için daha fazla eklem hareket açıklığı elde edilmektedir. Artan açıklıkla quadriceps kasının kuvvet kolu da artacağı için ekstansör mekanizma kuvvetlenir. Ayrıca arka çapraz bağın korunması proprioepsiyona katkıda bulunur. Arka çapraz bağ varus ve valgus streslerine karşı dizin stabilitesine katkıda bulunur (23,24).

Arka çapraz bağın kesilmesini tavsiye eden ve bu yönde görüş belirten çalışmalar vardır. Bu çalışmalar arka çapraz bağın kesilmesi ile; daha kolay cerrahi teknik, daha rahat bağ dengesinin ayarlanması ve varus veya valgus deformitesinin daha kolay düzeltilebileceğini iddaa etmektedir (24,25).

Total diz artroplastisinde kullanılan polietilenlerin aşınması en önemli problemlerden bir tanesidir. Polietilenin aşınmasına birçok faktör etki etmektedir. Bu faktörlerden en önemlileri; polietilenin üretim özellikleri, kalınlığı, diğer komponentlerin üretim materyali, protezin tasarımı, dengesi, dizilimi ve stabilitesidir (Şekil 2.6). Kalıp olarak üretilmiş polietilenin ısı kullanılmadan işlenmesi ve kesilmesi önerilir. Çünkü ısı kullanılarak üretilen polietilenlerin daha üretim aşamasında iken ısı, yüzeyin hemen altında düşük dirençli bir bölge

oluşmasına neden olarak aşınmayı kolaylaştırmaktadır. Gama sterilizasyon yöntemi, polietilenin yapısını etkilediği için aşınmayı kolaylaştırmaktadır bu nedenle etilen oksit sterilizasyonu önerilmektedir. Aşınmaya daha dirençli ve düşük sürtünme özelliği olduğu için yüksek molekül ağırlıklı polietilen (UHMWPE) daha çok tercih edilmektedir (23).

Total diz artroplastisinde komponentlerin kemiğe sabitlenmesi için çimentolu mu yoksa çimentosuz mu tespit yapılması güncel tartışmalardan biridir. Uzun dönem sonuçlar incelendiğinde her iki tespitin de benzer sonuçları olduğu görülmektedir. Çimentosuz diz protezinde nedene bakılmaksızın sağ kalım sonuçları daha iyidir (26) fakat çimentosuz tespit yönteminde en önemli problem primer stabilizasyonun olduğu bilinmektedir (23). Hidroksiapatit ve poröz kaplı protez tasarımları çimentosuz tespit için geliştirilmiş tasarımlardır. Total diz artroplastisinde başarılı sonuçlar ve uzun sağ kalım için yumuşak doku dengesi, protezlerin kinematiki ve fiksasyon konusunda deneyime ihtiyaç vardır.

2.6 Total Diz Artroplastisi İmplantların Sınıflandırılması

Total diz artroplastisi sınıflandırması fiksasyon tipine, değiştirilen kompartman sayısına, mekanik kısıtlılık olup olmasına ve arka çapraz bağ durumuna göre düzenlenir.

Tespit şekline göre protezler:

- Çimentolu protezler
- Çimentosuz protezler

Kısıtlama derecesine göre:

- Sınırlayıcı olmayan
- Yarı sınırlayıcı
 - Arka çapraz bağ koruyan (PCL retaining)
 - Arka çapraz baği kesen (PCL sacrificing)
- Tam sınırlayıcı

Dizde değiştirilen kompartmanlara göre:

- Tek kompartman (Unikompartmantal)
- İki kompartman (Bikompartmantal)
- Üç kompartman (Trikompartmantal)

Tespit Şekline Göre Protezler

Total diz artroplastisinde implantların tespit seçenekleri çimentolu ve çimentosuz olmak üzere ikiye ayrılır. Bu tespit yöntemlerine ek olarak sadece tibianın veya sadece femurun çimento ile tespitinin yapıldığı diğer kısmın çimentosuz tespit yapıldığı hibrit modellerde

mevcuttur. Kullanılan protezler insert özellikleri, modüleriteleri ve kısıtlayıcıklarına göre birbirlerinden farklılıklar gösterirler. Uygun protez seçimi hastanın durumuna ve cerrahın tecrübesine göre değişmektedir.

Çimentolu Total Diz Artroplastisi

Artroplasti ameliyatlarında implantları kemiğe tespit etmek için kullanılan maddelere genel olarak kemik çimentosu ismi verilir. Ameliyatlarda polimetilmetakrilat (PMMA) ilk kullanılan kemik çimentolarından biridir. PMMA ortopedi ameliyatlarında uzun yıllardır kullanılsa da ilk kullanım alanı diş hekimliği olmuştur. Ortopedi alanında PMMA'yı ilk kullanan İngiliz cerrah John Charnley'dir. PMMA ortopedide ilk olarak kalça protezi ameliyatında kullanılmıştır (27).

Akrilik kemik çimentosu günümüzde kullanılan tespit materyalidir. Akrilik kemik çimentosu sıvı formdaki monomer ve toz formdaki polimer kısımlardan oluşur. Monomer kısmını oluşturan iki madde vardır; metilmetakrilat (MMA) ve aktive edici dimetil-paratoluidin (DMpT). Polimer kısmını ise PMMA ve tepkime katalizörü olarak dibenzoyl peroksit (BPO) oluşturur. Polimer kısmında ek olarak radyopak görüntü için zirkonyum dioksit veya baryum sülfat bulunur. Gereklik halinde kemik çimentosuna antibiyotik eklenebilir (28).

Kemik çimentosunun hazırlanması ve tespit için kullanılması dört aşamada incelenir. İlk aşama toz ve sıvı formun manuel veya vakumlu sistemler yardımı ile karıştırılmasıdır. Bu süreç yaklaşık 1 dakika sürer. İkinci aşama, karıştırma işlemi sonrası çimentonun tespite uygun hale gelmesini beklemektir bu aşamada çimentonun akışkanlığı ve yapışkanlığı azalır ve kemik tespite uygun hale gelir. Bu süreç ameliyathane şartlarına göre değişkenlik gösterir. Üçüncü aşama ise çimentonun kemiğe uygulanmasıdır. Burada uygun zamanlama ile çimentonun uygulanması gerekir. Erken uygulamada kemikteki kanama geç uygulamada çimentonun akışkanlığının azalmasından dolayı kemik çimento arasındaki tutunmada azalma olabilir. Dördüncü ve son safha ise sertleşme safhası olarak isimlendirilir. Bu safhada polimerizasyon nedeni ile ısı açığa çıkar. İn vitro ortamda ortam sıcaklığı 100 dereceye kadar yükselebilir (29)

Protez çimentonun kemiğe penetasyonunun artırmak için farklı yöntemler denenmiştir. Bunlar; protez yüzeylerinin kumlanması, kanatlı stem kullanılması, basınçlı çimento uygulaması ve çimentonun taşmasını engelleyecek kenarlık kullanımı örnek verilebilir. Bu yöntemler uzun yıllardır başarılı bir şekilde diz artroplastisi ameliyatlarında kullanılmaktadır (30).

Çimentosuz Total Diz Artroplastisi

Beklenen ortalama yaşam süresinin artması, genç aktif hastalara uygulanan protezler daha uzun protez sağ kalımı ihtiyacını ortaya çıkartmıştır. Bununla birlikte, enfeksiyon oranlarının azaltılması, revizyon, biyointegrasyonun artırılması, minimum kemik kaybı konularının da önem kazanması ile çimentosuz total diz artroplastisi tasarım ve uygulamaları konusu önem kazanmıştır.

Çimentosuz diz protezi uygulamalarında ilk bağlantı zayıf gerçekleşir bundan dolayı proteze gelen makaslama kuvvetleri ile oluşan minimal hareketleri engellemek için bağ koruyan modeller daha sık kullanılır. Çimentosuz protez tasarımlarında kemik protez tutulumunu arttırmak amacı ile gözenekli kaplama (porous coating) ve hidroksiapatit kaplama kullanılmaktadır. Hidroksiapatit kaplama, protez kemik arasındaki osteokondüktif etkiyi artırır. Çimentosuz femoral komponent femur distalini sıkıca kavradığı için fleksiyon-ekstansiyon ve rotasyonel kuvvetlere karşı dayanıklıdır (31). Bu nedenle femoral komponentin tutulumu tibiaya göre daha iyidir.

Kısıtlama Derecesine Göre

Total diz artroplastisinde ilk hedeflenen ağrısız ve fonksiyonel bir diz eklemi elde edilmesidir. Fonksiyonel bir diz eklemi elde edebilmek için fizyolojik eklem hareket açıklığını kazanmak hedeflenir. Eklem hareket açıklığı beraberinde instabilite yaratmamalıdır. Stabil olmayan, bağ fonksiyonun sağlam olmadığı, yeterli kemik stoğu bulunmayan veya ileri derece deforme bulunan dizlerde yüksek stabiliteye sahip protez implantlar tercih edilmelidir. Stabilite ve fonksiyonellik arasında ters orantılı ilişki vardır. Protezin stabilitesi arttıkça eklem hareketliliği azalmaktadır (32).

Sınırlayıcı Olmayan Diz Protezleri

Ameliyat sonrası fizyolojik eklem hareketine en çok izin veren protez türüdür. İmplant tasarımları eklem anatomisine çok yakın olarak tasarlandığı için fleksiyon ve ekstansiyon hareketinin yanı sıra aktif rotasyonel hareketlere de (vida yuvası) olanak verir. Makaslama kuvvetleri proteze yansımadağı için kemik eklem ilişkisine en az stresi verir. Bu protez tasarımlarının kullanabilmek için uygun hasta olması şarttır. Kemik kaybının az, 90° ve üstü eklem hareket açıklığı, ileri derece varus veya valgus deformitesinin bulunmaması ve ön arka çapraz ve medial lateral kollateral bağların sağlam olması gerekir (33).

Yarı Sınırlayıcı Diz Protezleri

Arka çapraz bağı koruyan veya arka çapraz bağı kesen protezler bu grubun içerisinde yer alır. Güncel tedavide en çok tercih edilen diz protezleridir. Bağ koruyan diz protezi sınırlayıcılığı en az olan protez tasarımlardır. Femurun roll-back mekanizması daha fazla eklem fleksiyonuna izin verir. Arka çapraz bağı korunması femoral roll-back mekanizmasının devamlılığını sağlar. Bağ yapısını bozan inflamatuvar hastalığı bulunan, ileri derecede varus veya valgus deformitesi bulunan, 20 derece ve üzeri fleksiyon kontraktürü bulunan ve daha önce geçirilmiş yüksek tibial osteotomi ameliyatı öyküsü bulunan hastalarda arka çapraz bağı koruyan protez kullanımından kaçınılması gerekir. Bağ kesen diz protezlerinin daha sınırlayıcı olmaları dezavantaj iken, bu protezlerin daha kolay bağ dengesi ve stabilite sağlaması avantaj sağlamaktadır.

Sınırlayıcı Diz Protezleri

Fazla kemik kaybı, ciddi yumuşak doku problemi olan ve ameliyat sırasında gerekli bağ dengesi sağlanamayan hastalarda sınırlayıcı diz protezleri kullanılır. Bu grubun içerisinde birbirinden bağımsız fakat yüksek post mekanizması ile varus veya valgus streslerini üstlenebilen modüler protezler ile kısıtlı rotasyona izin veren yada rotasyonu tamamen engelleyen menteşeli protezler yer almaktadır (32). Bu grubun içerisindeki protezler birden fazla planda hareketleri kısıtladıkları için, proteze etki eden hareket kuvvetleri protez çimento veya çimento kemik ilişkisine yansımaktadır. Bu olumsuz durum erken gevşeme veya implant kırılmalarına neden olarak implant sağ kalımını önemli ölçüde etkilemektedir.

Dizde Değiştirilen Kompartmanlara Göre

Tek Kompartman

Bu protezlerin kemik kaybının daha az olması, implant boyutlarının küçük olması, sadece bozuk bölgenin değiştirilmesi gibi avantajları vardır. 10° den fazla varus deformitesi, 15° den fazla valgus deformitesi, eklem hareket açıklığının 90 dereceden az olması, 15° den fazla fleksiyon kontraktürü olması, ön çapraz bağ kopuk yada yetmezliğinin olması, diğer kompartmanlarda artrozun bulunması, aşırı obezite gibi durumlar protezin başarısını olumsuz etkilemektedir (34)..

İki Kompartman

Tibia femoral Artroplasti ameliyatları bu gruba girer. Bu ameliyatlarda patellaya müdahalede bulunulmaz (34).

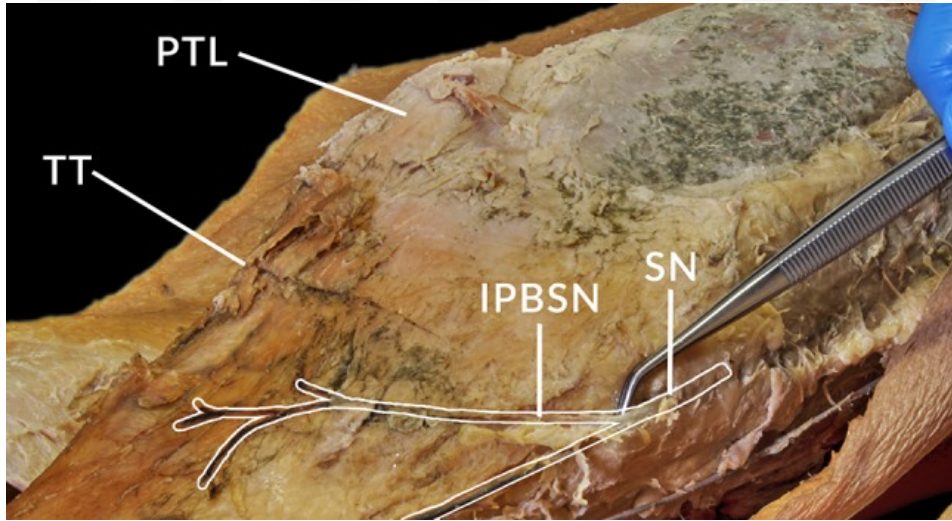
Üç Kompartman

Diz ekleminin her üç kompartmanına da müdahale edilir. Medial, lateral kompartmanlar ile birlikte patellanın eklem yüzeyi de değiştirilir.

2.7 Çimentolu Total Diz Artroplastisinde Cerrahi Teknik

2.7.1 İnsizyon

Total diz artroplastisi ameliyatlarında en çok tercih edilen insizyon anterior orta hat insizyonudur. Ayrıca anterior medial ve lateral parapatellar insizyonlar da literatürde tanımlanmıştır. Ameliyat sonrası en sık karşılaşılan komplikasyonlardan bir tanesi diz ekleminin dış kenarında ortaya çıkan duyu kaybıdır. Bu problemin nedeni orta hat insizyonu sırasında safen sinirin infrapatellar dalının zarar görmesidir (Şekil 2.7). Yaşanabilecek bu komplikasyon ile ilgili hastaya muhakkak bilgi verilmelidir.



Şekil 2.7. Safen sinirin infrapatellar dalının seyri (35). (IPBSN safen sinirin infrapatellar dalı; SN safen sinir; PTL patella; TT tuberositas tibia)

Diz fleksiyon pozisyonunda iken insizyona başlanması tavsiye edilir. Bu pozisyonda cilt altı dokular orta hattan uzaklaşacağı için diseksiyon daha rahat olacaktır. Eski uzunlmasına insizyon varlığında bu insizyon kullanılmalı, birden fazla insizyon varlığında ise en lateraldeki

insizyon tercih edilmelidir. En lateraldeki insizyonun tercih edilme nedeni bu bölgenin dolaşımını sağlayan damarların medialden gelmesi ve risk altında kalmaması içindir.

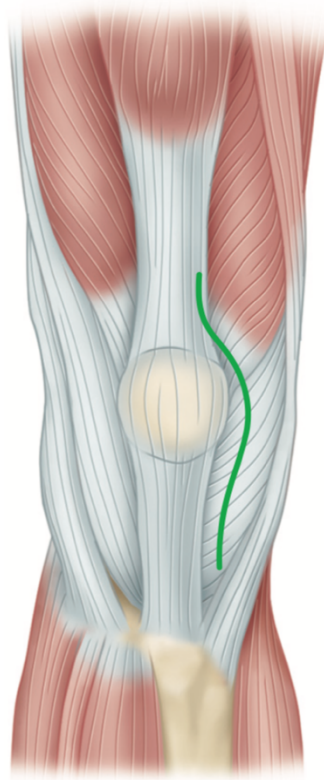
İnsizyon büyüklüğü cerrahi sırasında ekartasyon için uygun boyutta olmalıdır. Küçük insizyon boyutları ekartasyonu zorlaştıracığı için ameliyat sonrası cilt problemlerinin ortaya çıkmasına neden olabilir (23).

2.7.2 Artrotomi

Total diz artroplastisi ameliyatlarında cilt insizyonu sonrası ekleme ulaşmak için en sık kullanılan medial parapatellar yaklaşımdır. Bu yaklaşımın dışında subvastus, midvastus ve lateral parapatellar artrotomiler tanımlanmıştır. Rektus snip, V-Y quadriceps plasti ve tibial tüberkül osteotomisi daha geniş cerrahi yaklaşım gerektiğinde kullanılabilir (23,33).

Medial Parapatellar Girişim

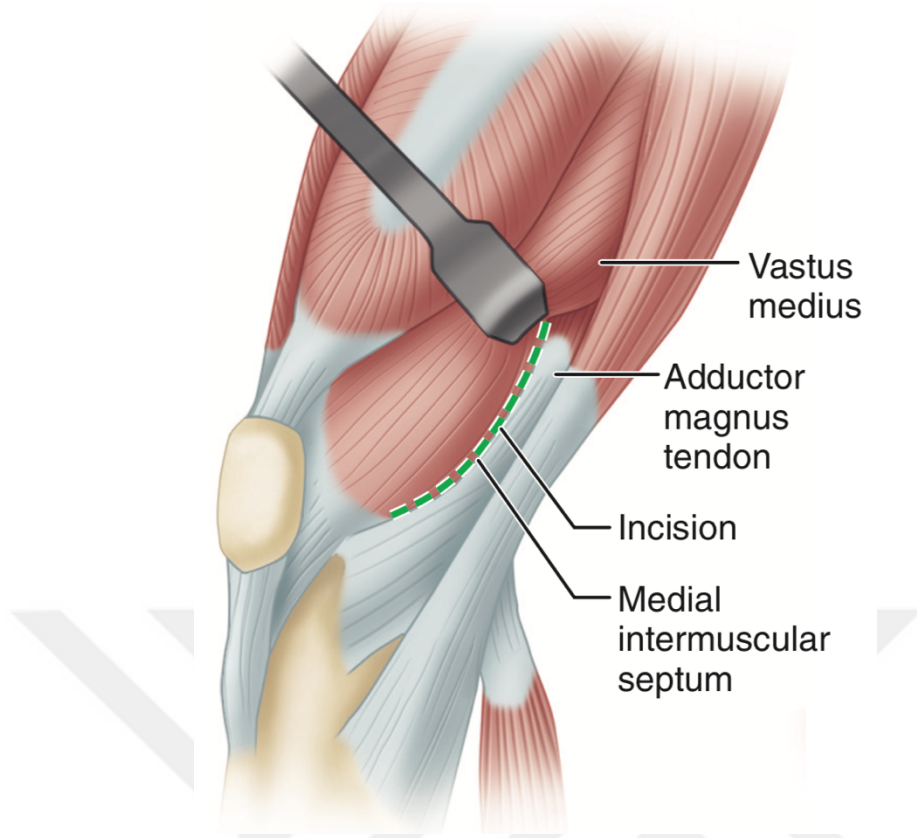
Artroplasti ameliyatlarında en çok tercih edilen girişim şeklidir. İnsizyon quadriceps tendonunun 1/3'lük distal medial kısmından başlar (Şekil 2.8). Daha iyi yumuşak doku iyileşmesi için vastus medialis ile insizyon arasında 3-4 mm'lik pay bırakılması önerilir. Distalde patella medial sınırından bir hat oluşturularak patellar tendon medialinde kalınır ve tibianın anteromedial kısmında yaklaşık 4 cm'lik bölümü geçerek insizyon sonlanır. Artrotomi sırasında patella medialinde yaklaşık 5 mm boşluk bırakılması hem insizyonun sütüre edilmesine hem de yumuşak dokuların iyileşmesine katkıda bulunur. Artrotomi esnasında en önemli yapı patellar tendondur. Patellar tendonun zarar görmesi durumunda patella laterale evertte edilirken tendon kopabilir. Tendonun kopması dizin ekstansör mekanizmasına zarar verir. Lateral retinaküler gevşetme sırasında patellanın dolaşımını bozulabilir ve avasküler nekroz riski artar (23,33)



Şekil 2.8. Medial parapatellar girişim (23)

Subvastus Girişim

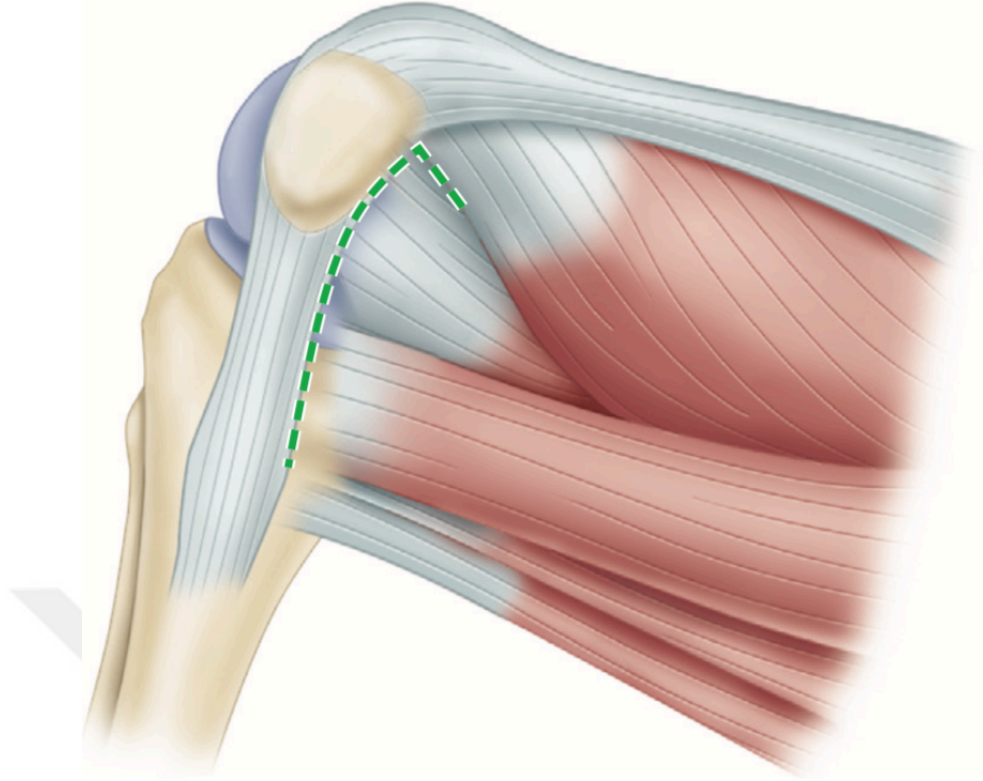
Subvastus artrotomi girişimi medial parapatellar girişime göre daha anatomiktir. Proksimal kısımda vastus medialisin distal kısmı intermuskuler septumdan ayrılarak kaldırılır (Şekil 2.9). Ardından insizyon distale doğru ilerler önce medial retinakulumu keserek patellar tendon medialinde tibia proksimaline ulaşır. Subvastus girişim en önemli avantajı ekstensör mekanizma korunduğu için cerrahi sonrası rehabilitasyon daha başarılı olur, patella dolaşımının zarar görme riski daha düşüktür, ayrıca lateral gevşetmeye daha az ihtiyaç duyulur. Subvastus girişimde ekleme ulaşım daha sınırlı bir alandan gerçekleşir. Vastus medialis obliquus kasının denervasyon komplikasyonu riski vardır. Göreceli kontrendikasyonları; obez hasta, daha önce yüksek tibial osteotomi öyküsü bulunması ve revizyon ameliyatlarıdır.



Şekil 2.9. Subvastus girişim (23)

Midvastus Girişim

Subvastus girişime benzerdir. Subvastus yaklaşımdan farkı vastus medialis intermuskuler septumdan ayrılmadan, patellanın süperomedial köşesinden itibaren vastus medialis liflerinin uzanımına paralel olarak kas split ayrılır (Şekil 2.10). Midvastus yaklaşımın distal uzanımı subvastusla aynıdır. Patella ve patellar tendon medialinden tibia proksimaline uzanır. Vastus medialis lifleri proksimalde 4.5 cm'e kadar güvenli diseke edilebilir. Bu yaklaşımın avantajı superior geniküler arterin yaralanma riskini azaltmasıdır. Ekstansör mekanizma zarar görmediği için ameliyat sonrası rehabilitasyonu daha kolay gerçekleşir. Patellar tracking, medial yaklaşıma göre daha kolay sağlanır. Subvastus yaklaşımda olduğu gibi bu yaklaşım obez hastalarda ve fleksiyon kontraktürü olan hastalarda zordur.



Şekil 2.10. Midvastus girişim (23)

Lateral Parapatellar Yaklaşım

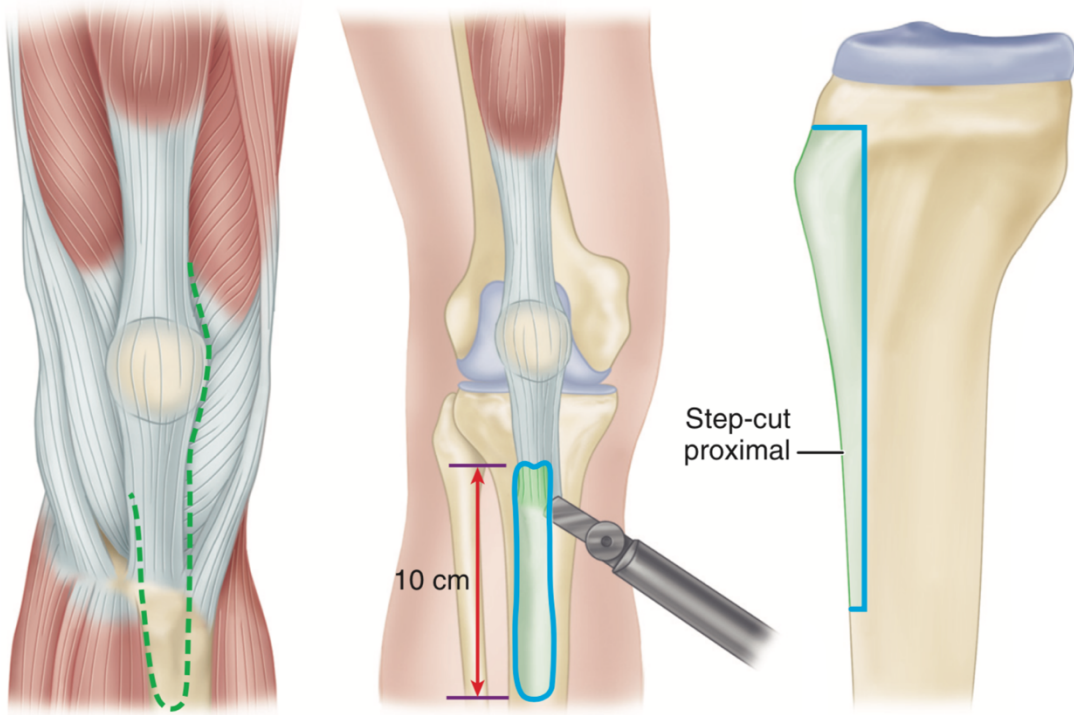
Bu yaklaşım sabit valgus deformitelerinde yararlı olsa da patellayı mediale deviye etmek ve mediale yaklaşmak oldukça zordur. İnsizyon quadriceps tendonunun lateralinden başlayarak lateral retinakulumu geçer ve distalde patellar tendon lateralinden tibia anterolateraline ulaşır. İnsizyonu uzatmak gerektiğinde, tibial tüberkül osteotomisi gerekebilir. Patella avasküler nekroz riski ve laterale lüksasyon ihtimali ise düşüktür

Genişletilmiş Yaklaşımlar

Genişletilmiş yaklaşımlar içinde; tibial tüberkül osteotomisi, rektus snip ve x-y quadricepsplasti insizyonları yer alır. Rektus snip yaklaşımda proksimal kısımda insizyon quadriceps tendonunu 45° açı ile oblik şekilde geçer ve medialde vastus lateralise doğru uzanım gösterir. Distalde ise klasik medial parapatellar insizyon gibidir ve rehabilitasyon yaklaşımı diğer insizyonlar ile benzerdir. Dezavantajı diğer yaklaşımlara göre daha kısıtlı artrotomi imkanı sunmasıdır. V-Y quadricepsplasti en iyi artrotomi imkanı veren yaklaşımdır. Klasik medial parapatellar yaklaşıma ilave olarak proksimalden lateral retinakulumu doğru quadriceps tendonunu geçen ikinci bir insizyon eklenir. V-Y quadricepsplasti ile tibal tüberkül ve patellar

tendona dokunulmadığı için bu önemli yapılar korunmuş olur. Gerektiğinde bu yaklaşım ile quadriceps tendonunun boyu uzatılabilir. Ameliyat sonrası diz hareketlerini kısıtlamak gerekir. Quadriceps kasında zayıflık ve ekstansör lag bu girişimin dezavantajıdır.

Revizyon cerrahilerinde en sık kullanılan yaklaşımlardan bir tanesi tibial tüberkül osteotomisidir. Medial parapatellar yaklaşıma ilave olarak tibial tüberkülü içine alan 6-10 cm arasında osteotomi yapılması gerekir. Tibial tüberkül osteotomisi ekstansör mekanizmayı koruyan bir yaklaşımdır. Bu nedenle quadriceps kas kuvvetinde zayıflama veya ekstansör lag gibi problemlere sebep olmaz. Operasyon esnasında osteosentez gerektiği için operasyon sonrası dönemde cerrahlar immobilizasyon ve parsiyel yük verilmeyi tercih ederler. Yara yeri problemi ve kaynamama gibi komplikasyonlar ortaya çıkabilir (Şekil 2.11).



Şekil 2.11. Tibial tüberkül osteotomisi (23)

2.7.3 Kemik Kesileri ve Yüzeylerinin Hazırlanması

Total diz artroplastisi sırasında komponentlerin düzgün yerleştirebilmek için uygun kemik kesileri yapmak ve hastaya uygun boyutta protez kullanmak gerekir. Düzgün komponent

dizilimi ile mekanik aksı düzeltmek ve diz hareketi sırasında uygun yumuşak doku dengesini sağlamak gerekir. Patellofemoral uyumu sağlamaya da özen gösterilmelidir. Ameliyat sırasında yapılan kesiler ve düzenlenen bağ dengesi, ilgili alt ekstremitenin tüm mekanik yük dağılımını değiştirecektir. Bu nedenle hatalı yapılan bir işlem erken dönemde protezin gevşemesi, ağrı, polietilen aşınması gibi ciddi komplikasyonları da beraberinde getirecektir. Total diz artroplastisinde sırasında toplam 5 femur 1 tibia olmak üzere 6 kesi yapılır. Gereklilik halinde arka çapraz bağ için notch kesisi, patella için patellar kesi yapılabilir. Femur kesileri, distal femur, anterior ve posterior femur kesileri, anterior ve posterior chamfer kesileri, notch kesisi ve proksimal tibia kesisidir (19).

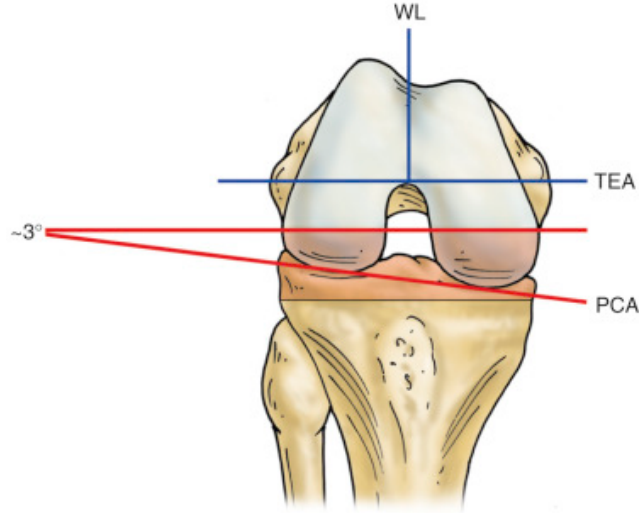
Distal Femoral Kesi

Distal femoral kesi, kesi kılavuzu yardımı ile yapılır. İki türlü kılavuz vardır; kanal içi ve kanal dışı. Ameliyatlarda sıklıkla kanal içi kılavuz kullanılır. Kanal dışı kılavuz femurda deformite varlığında veya kanal içinde darlık yaratan durumlar varlığında kullanılır. Femur anatomik aksı ile mekanik aksı arasında 5-7 derece arasında açı farkı vardır. Yapılacak kesi hastanın durumuna göre 5-7 derece arasında valgusta mekanik aksa dik olarak yapılmalıdır. Kanal içi kılavuz kullanımı için femura distalde uygun noktadan giriş deliği açılmalıdır. Kanal içi rod yerleştirildikten sonra kesi bloğu rod üzerine yerleştirilir ve femura sabitlenir ardından rod çıkarılarak distal femoral kesi gerçekleştirilir.

Anterior ve Posterior Femoral Kesiler

Distal Femurun anterior ve posterior kesileri femoral komponentin rotasyonunu oluşturur. Yanlış yapılan kesiler komponentlerin iç rotasyonda yerleşmesine neden olabilir. İç rotasyonda konulan komponentler Q açısında artışa ve patellanın lüksasyonuna neden olur.

Femoral komponentin rotasyonu belirlenirken distal femur üzerinde üç adet referans çizgi tanımlanmıştır. Posterior kondillerden geçen posterior kondiler aks, her iki epikondili birleştiren transepikondiler aks, transepikondiler aksa dik femur sulkusundan geçip anterior ve posterior korteksleri birleştiren Whiteside çizgisidir. Transepikondiler aks posterior kondiler aksa göre 3 derece dış rotasyondadır (23). (Şekil: 2.12.) Posterior kondillerde hipoplazi varlığında posterior kondiler aks yanıltıcı olabilir. Bu durumda Whiteside ve transepikondiler aks kullanımı daha güvenilir olacaktır.



Şekil 2.12. Whiteside çizgisi (WL), Transepikondiler aks (TEA), Posterior kondiler aks (PCA) (36)

Anterior ve Posterior Chamfer Kesileri

Anterior ve posterior chamfer kesileri için anterior ve posterior femoral kesilerin yapıldığı kesi kılavuzu kullanılır. Bu kemik kesileri femoral komponentin distal femura uyumunu artırır. Chamfer kesileri sonrası femur yüzeyi femoral komponent için uygun hale gelir.

Notch Kesisi

Arka çapraz bağın korunamadığı Artroplasti vakalarında Notch kesisi gerekli olur. Cam-post mekanizması için interkondiler aralıktan kemik kesisi yapılır. Notch kesisi sırasında osteoporotik hastalarda kondillere zarar vermemek için dikkatli olunmalıdır (23)..

Tibia Kesisi

Tibia kesisi tibianın anatomik ve mekanik aksına dik olacak şekilde yapılmalıdır. Tibia kesisi için hem kanal içi hem kanal dışı kesi kılavuzları mevcuttur. Ameliyatlarda sıklıkla kanal dışı kesi kılavuzları kullanılmaktadır. Kesi sırasında tibia proksimal eklem yüzeyinin posteriora olan eğimi (slope) de hesaplanmalıdır. Keside kullanılan kılavuzların bazıları posterior eğimi ayarlamaya izin verirken, bazı sistemler ise 3° derecelik eğimi polietilen liner tasarımı ile sağlamaktadır. Tibia kesisi polietilen parçanın kalınlığı da hesaba katılarak eklem çizgisinin seviyesini değiştirmeyecek şekilde yapılmalıdır. Eklem çizgisi medial femoral kondilin 3 cm distalinde fibula proksimal ucunda 1.5 cm proksimalinde yer almaktadır. Kesi sırasında patellar tendon, medial, lateral kollateral bağlar ve arka çapraz bağ koruyan protez kullanılan

hastalarda da arka çapraz bağı hasarlanmamasına dikkat edilmelidir. Tibial komponentin boyutuna karar verildikten sonra deneme protezleri ile rotasyonun ayarlanması gerekir. Bu esnada yapılan rotasyonel hatalar Q açısını değiştirerek patella femoral eklem uyumsuzluğuna neden olabilir (23,33).

İleri derece varus veya valgus deformitesi bulunan hastalarda tibia kesisi sonrası kemik defektleri ortaya çıkabilir. Bu problemi çözmek için daha fazla kemik kesisi yapmak eklem çizgisini aşağı indireceği için tavsiye edilmemektedir. Defektin büyüklüğüne göre farklı çözüm yöntemleri vardır. Çimentolu diz protezlerinde ortaya çıkan 0-5 mm arasındaki defektler kemik çimentosu ile doldurulabilir. Defekt büyüklüğü 5-10 mm olan vakalarda grefonaj yöntemi önerilmektedir. 10 mm üzeri defekt bulunan vakalarda ise kama blokla ile tibial komponentin alttan desteklenmesi önerilmektedir (33).

Patella Kesisi

Patellar yüzey artroplastisi genellikle cerrahın tercihine bağlıdır. Kesi öncesi patella kalınlığı ölçülmeli, minimum 15 mm patella kalınlığı kalacak şekilde rezeksiyon yapılmalıdır. Kesi patella anterior korteksine paralel olmalıdır. Paralel olmayan kesiler patellar tilte neden olabilir. Patellar komponentin pozisyonuna dikkat edilmelidir. Laterale konulan komponent Q açısını arttıracığından patella femoral eklem ilişkisi bozulabilir hatta patella lateral lükse olabilir (23,37).

2.7.4 Total Diz Artroplastisinde Deformitenin Düzeltmesi ve Yumuşak Doku Dengesinin Sağlanması

Total diz artroplastisinde yumuşak doku dengesini planlarken öncelikle hastanın düzgün çekilmiş direk grafilerini incelemek ve hastayı muayene etmek gerekir. Sonrasında hastanın yumuşak doku dengesi anestezi altında muayene edilmeli ve deformitenin ne kadar düzeldiği incelenmelidir. Anestezi altındaki muayenede yeterli düzelme sağlanabiliyorsa aşırı yumuşak doku gevşetmesinden kaçınılmalıdır (38).

Kemik kesilerinden sonra Fleksiyon-Ekstansiyon aralığı tekniğine göre diz ekstansiyon pozisyonunda iken femur ve tibia arasındaki boşluk ekstansiyon aralığı, fleksiyon pozisyonunda iken fleksiyon aralığı olarak isimlendirilir. Her iki aralık da dikdörtgen şeklinde olmalıdır. Fleksiyon-Ekstansiyon aralıklarının eşit olmaması durumunda karşılaşılan problemler ve çözümleri tablo 2.1 de özetlenmiştir.

FLEKSİYON ARALIĞI

E K S T A N S İ Y O N		GENİŞ	NORMAL	DAR
A R A L I Ğ I	GENİŞ	Kalın insert	Distal femura destek Bir boy femur küçült ve kalın insert	Küçük boy femur ve kalın insert Tibial rezeksiyon ve femura destek
	NORMAL	Distal femoral kesi ve kalın insert	Değişiklik yok	Küçük boy femur Tibial posterior eğimin artırılması
	DAR	Distal femoral kesi ve kalın insert Kapsül gevşetmesi ve kalın insert	Distal femoral kesi Kapsüller gevşetme	İnce insert Tibial rezeksiyon

Tablo 2.1. Fleksiyon–Ekstansiyon aralıklarının eşit olmaması durumunda karşılaşılan problemler ve çözümleri (38)

2.8 Total Diz Artroplastisi Komplikasyonları

2.8.1 Aseptik Gevşeme

TDP sonrasında pek çok etken aseptik gevşemeye sebep olabilir. Aseptik gevşemenin diz revizyonlarının %44'üne neden olduğunu iddia eden çalışmalar vardır (39). Sebepleri arasında çimentonun uygunsuzluğu, metal partikülleri, polietilen partikülleri, stres kalkanı(stres shielding), mikro hareket, yüksek sıvı basıncı, endotoksin ve kişisel farklılıklardır (39).

Aseptik gevşemeyi etkileyen sebepler ise, ameliyat sonrasında geçen süre, komponentlerin dizilimi, protezin fiksasyonunun kalitesi, kemik defektinin olup olmaması, protezin tasarımı (kısıtlayıcı, kısıtlayıcı olmayan), hastanın aktivite düzeyi, hastanın kilo ve metal ve polietilen debrislerdir(40).

Aspenberg ve Van der Vis'e göre aseptik gevşemeye neden olan en önemli patofizyolojik durum yüksek sıvı basıncıdır (41). Bu teoriye göre yüksek sıvı basıncı, cerrahi sahadaki debris materyallerini efektif eklem aralığına götürerek makrofajların gelmesini sağlamaktadır. Çimentolama da aseptik gevşemeye katkı sağlayabilir, kötü çimentolama nedeniyle oluşan kırılmış küçük çimento parçaları gevşemeye sebep olmaktadır (42).

Protezle temas halindeki kemik arasındaki mikro hareket Goodman tarafından tarif edilmiştir. Bu durum geleneksel radyografik incelemelerle tespit edilemez. Mikro hareketin tespitinde radyostereometrik analiz altın standarttır (39). Ryd ve Linder çimentolu diz protezlerini hem radyostereometrik analizle hem de histolojik olarak incelemiş ve mikro hareketin ameliyattan sonraki 3. yılda durduğunu bildirmiş (43). Buradan şu sonuç çıkarılabilir: ilk yıllarda aseptik gevşeme gelişmemişse sonraki yıllarda gelişme riski azalmaktadır fakat bu durum menteşe tipi ve kısıtlayıcı tip protezleri kapsamamaktadır. Bu tip protezlerde durum tam tersi olup ilk yıllarda sonuçlar iyiyken ilerleyen yıllarda gevşeme oranı artmaktadır.

Cerrahi teknik de mikro hareketin seyrinde ve oluşumunda önemlidir. Hizalanmanın iyi olmadığı durumlarda durumlarda mikro hareket oluşma riski artar (39).

Diz eklemine yeni bir implant konulduğunda, bu implantın yüklenme durumuna göre kemikte remodelasyon gerçekleşir. İmplantın çevresinde yüklenmenin olmadığı yerlerde kemikte kayıp meydana gelir. Bu durum stres kalkanı (stres shielding) olarak isimlendirilir. Fakat bu stres kalkanının yol açtığı kemik kaybı her zaman osteolize yol açmaz. Çünkü kemik remodelasyonuna göre osteoliz oluşmayabilir. Remodelasyonu bazı faktörler etkiler. Yaş, cinsiyet, hastanın aldığı ilaçlar, primer cerrahi zamanı, aktivite düzeyi, hastanın kilosu ve hastanın kemik kalitesi bu faktörler arasındadır (39).

Hastada herhangi bir enfeksiyon olması durumunda oluşan endotoksinler, kültürde bakteri üremesi olmasa bile makrofaj aktivasyonuna neden olarak bu endotoksinlerin indüklediği sitokinler sebebiyle aseptik gevşeme olabilmektedir (39).

Klinik olarak polietilen aşınmasına bağlı aseptik gevşeme, hastalar arasında değişiklikler göstermektedir. Bazı hastalarda aşırı polietilen aşınması durumunda implantlarda yetmezlik görünmezken, bazı hastalardaki az miktardaki polietilen aşınması bile osteolize ve implant yetmezliğine neden olmaktadır (39). Jasty ve ark, Matthews ve ark polietilene bağlı sitokin üretiminin hastalar arasında farklılık gösterdiğini bildirmişlerdir (44,45).

Komponent gevşemesi durumunda hastada yük verme sırasında ağrı oluşur. Bu ağrı varus-valgus stres testi ile artabilir. Gevşeme tanısı röntgende komponent çevresinde 2 mm'den daha geniş bir alanda seri grafilerde ilerleme gösteren radyolusen alan görülmesiyle konmaktadır. Eğer seri grafilerde radyolusent alanda artma yoksa gevşeme vardır olarak değerlendirilemez. Ayrıca ilerleyen radyolusent alanın değerlendirilmesi için aynı fleksiyon-

ekstansiyon derecesinde grafiler çekilmelidir. Çünkü tibial komponentin altındaki radyolusent çizgi 4 derecelik fleksiyon değiştiğinde görünmeyebilir. Çimentolu diz protezlerinde bazı alanlarda 2 mm'den ince radyolusent alanların görülmesi olumsuzluk anlamına gelmez. Çimentosuz protezlerde ise çizgiler içe kemik büyümesinin olmadığı yerlerde belirir. Kemik sintigrafisinde aktivite artışı gevşeme için belirleyici olabilir. Tibial komponentin aseptik gevşemesi, total diz protezlerinde en sık görülen uzun dönem yetersizlik nedenlerindedir (19). Her aseptik gevşeme, enfeksiyona bağlı bir gevşeme mi değil mi diye incelenmelidir.

2.8.2 Diğer Komplikasyonlar

Tromboemboli

DVT için risk faktörleri şunlardır: İleri yaş, sedanter yaşam, venöz yetmezlik, konjestif kalp yetmezliği, hiperlipidemi, operasyon süresinin uzaması, obezite, östrojen tedavisi, malignite, immobilitedir (46).

Doppler USG, Total diz protezi sonrasında görülebilecek venöz trombozun teşhisinde kullanılabilir. Fiyat-performans ilişkisi ve morbiditesinin düşük olması sebebiyle kullanışlı bir yöntemdir. Ek olarak tanı MR, anjiyografi ve I-125 fibrinojen sintigrafisi gibi tanı yöntemleri de kullanılabilir (47).

Postflebitik sendrom, venöz tromboembolizmin ölümcül olabilecek potansiyel bir komplikasyonudur. Bazı cilt değişiklikleri ve tekrarlayan ülserlerle seyreden, bazı durumlarda da amputasyona dahi gidebilen venöz tromboembolizmin uzun dönem bir komplikasyonudur.

Kötü Yara İyileşmesi ve Yara İyileşmesinde Gecikme

Hematom, fistül, cilt nekrozu, ayrışma ve marjinal yara nekrozu gibi durumlar yara iyileşmesinde gecikmelere ve ileri sorunlara neden olabilmektedir. Görülme prevalansı yaklaşık %15'dir. Nekrozun durumuna göre geniş debridman yapıp, gerektiğinde de cilt grefti yapılarak yara kapatılabilir. Geniş hematomların cerrahi olarak temizlenmesi gerekebileceği gibi bu tip komplikasyonları önlemek için minimal hasar gözetilerek yumuşak dokulara yaklaşılmalı, skar dokusunun varlığı durumunda yeni bir insizyon kullanılmalı veya eski insizyona mümkün olduğunca dik bir insizyonla girilmeli, kanama kontrolü sıkıca yapılarak kanama varlığı minimize edilmelidir.

Primer artroplasti vakalarının post-op takiplerinin %5'inde ilk 5 günde seröz-serohemorajik akıntılar görülebilmektedir. İnsizyon hattından gelen bu tip akıntılar genelde

steril olup bu sebeple aspiratif drenin en az 24 saat durması önerilmektedir. Fizik tedaviye akıntının azalması veya kaybolmasından sonra başlanabilir. Bu periyotta immobilizasyon uygulanabilir ve antibiyoterepiye devam edilebilir; ek olarak elastik bandaj veya dizlik uygulanabilir. Bu durumda dize aspirasyon ve kültür sonucuna göre irrigasyon ve debridman yapılabileceğini belirten görüşler de mevcuttur (46).

Peroneal Sinir Felci

Diz artroplastileri sonrasında görülen en sık sinir hasarı peroneal sinir paralizidir. Peroneal sinir hasarı özellikle deformitenin fazla olduğu ve fleksiyon kontraktürünün fazla olduğu dizler, düzeltme sonrasında gerilir. Hematom veya sarılan elastik bandajında baskı sonucuyla sinir paralizisi gelişebilir. Romatoidartritli dizlerde, valgus dizlerde ve lomber radikülopatisi olan hastalarda bu durumun birlikte gözükmesi daha sık olmaktadır. Peroneal sinir paralizilerinin %50'si tamamen geri dönerken, diğer %50'lik kısmında parsiyel klinik iyileşme görülmektedir. Kalıcı paraliz nadir gözükmemektedir ve eğer paraliz sonrasında 3 ay geçmesine rağmen düzelme yoksa, EMG kontrolü ve cerrahi olarak peroneal sinirin eksplorasyonu yapılması uygundur (48).

Vasküler Yaralanma

Total diz artroplastisi cerrahisinde %0,03-0,2 gibi düşük oranlarda popliteal arter veya dallarına ait yaralanmalar görülebilmektedir. Disseksiyon, dikkatsizce yerleştirilen retraktörler yaralanmaya neden olabilir. Prognoz kötüdür ve amputasyon dâhil olmak üzere ölüme de neden olabilmektedir.

Periprostetik Kırıklar

Femur ve tibia diafizinde olabileceği gibi femurun kondillerinde de görülebilmektedir. Diafiz kırıkları daha çok çimento uygulanmış protezin medüller uç noktasında olurken, kondil kırıkları yarı kısıtlayıcı yüzey kaplayan protezlerde görülmektedir. Tedavide, kırığın yeri ve kemik kalitesi, implantın stabilizasyonu önemlidir. İntraoperatif kırıklarda deplasman yoksa, kırık stabilse, yük verme ve hareket önerilerek hasta takip ve tedavi edilebilir. Deplase kırıklarda internal fiksasyon gerekli olup, implant da ekstra olarak stabil değilse revizyon cerrahisi uygulanmalıdır.

Total diz artroplastisi sonrasında kırıklar femurda, tibiaya oranla daha çok görülmektedir. Romatoidartrit, osteoporoz, malalignment, komponentlerin yanlış

yerleştirilmesi, anterior femoral kesi yapılırken oluşan çentiklenme kolaylaştırıcı faktörlerdir. Tedavide amaç stabil tespit ve erken mobilizasyonu sağlamaktır..

Osteonekroz

Rutin medial artrotomi esnasında, superior lateral geniküler arter hasar almazken, ek olarak lateral gevşetme de yapılırsa ve bu sırada kesilme riskine dikkat edilmeyip bu arter hasar alırsa osteonekroz gelişebilir (49).

Heterotopik Ossifikasyon

Total diz artroplastisi sonrasında genellikle semptom vermeden seyrederler ve total kalça artroplastisine nazaran daha az görülmektedirler. Risk faktörleri: erkek hasta, romatoid artrit, anterior femoral kesi sırasında basamaklanma, quadricepsin zorlayıcı ekstansiyonu ve midvastus girişim yapılmasıdır. Klinikte ağrı ve eklem hareket açıklığında azalma görülebilir ve radyografik olarak post-op 3. ayda belirebilir, 2 yıldan sonra da büyüme göstermez.

Ekstansör Mekanizma Komplikasyonları

Komplikasyonlar genellikle patellofemoral bölgeyle alakalıdır ve bu sorunlar diz önu ağrısı oluşturarak artroplastiyi başarısız kılmaktadır.

Patellofemoral instabilite: Ekstansör mekanizma komplikasyonları içerisinde en sık görülenidir. En sık nedeni de cerrahiye bağlı teknik hatalardır. Dizin aşırı valgus pozisyonunda olması, femoral ve tibial komponentlerin internal rotasyonda yerleştirilmesi, patellanın lateralize edilmesi, eklem seviyesinin değişmesi, asimetric patellar komponentin yerleştirilmesi, patellar komponentin kalınlığının yapılan rezeksiyondan fazla olması, medial kapsülün tamirinin yeterli yapılamaması başlıca nedenleridir (46,50).

Patella kırığı: Total diz artroplastisi sonrasında %0,3-11 arasında görülmektedir. Kolaylaştıran nedenler: fazla kemik rezeksiyonu, malalignment, lateral gevşetmeye bağlı lateral geniküler arterin zedelenmesi sonucunda gelişen avasküler durum, eklem seviyesinin yükselmesi, çimentoya bağlı ısıya bağlı nekroz kolaylaştırıcı nedenler arasında sayılabilir.

Patellar komponentin gevşemesi: Diğer komplikasyonlara nazaran daha az görülmektedir. Malalignment, tek santral delik, hatalı boy seçimi patellar gevşemeyi kolaylaştıran etmenlerdir.

Polietilen aşınması: Patellar komponentin kötü pozisyonda yerleştirilmesi en sık sebep olup metal arkalıklı komponentlerde gevşeme daha sık görülür. Sebep ise metal arkalık polietilenin kalınlığının azalmasına neden olarak aşınmayı artırmaktadır (51).

Patellar tendon ve quadriceps tendon rüptürü: Çok az görülen komplikasyonlardır. Geniş cerrahi alan için alan açılmaya çalışırken iatrojenik olarak tendonun korunamaması en sık rüptür sebebidir. Primer dikiş, hamstring veya fasya lata ile güçlendirerek sütür uygulaması, kemik tendon kemik greftleri tarif edilen tekniklerdir.

Peripatellar skar ve yumuşak doku hipertrofisi: Pateller “clunk” sendromu, peripateller dokunun proliferasyonu sonucunda suprapateller nodülle karakterize bir durumdur. Patella superiorundaki sinovyanın hipertrofisi ile oluşan fibröz nodül, posterior stabilizer tasarımlarda, fleksiyonda İnterkondiler aralığa girerek sıkışma yapar ve ekstansiyona gelirken 30°-45° arasındaki fleksiyonda yerinden ayrılır; ve bu sırada dışarıdan duyulabilen bir ses meydana gelir. Artroskopik olarak bu skarın tedavisi de mümkündür (52).

Enfeksiyon

Total diz artroplastisinde enfeksiyon oranı %0,4-10,3 arasında değişmektedir. Romatoidartrit, steroid kullanımı, obezite, diyabet, renal yetmezlik, kronik alkolizm, malnutrisyon, psöriazis enfeksiyon için kolaylaştırıcı faktörlerdir. Romatoidartritte özellikle görülen hipogamaglobulinemi, enfeksiyon oranının belirgin şekilde artmasına neden olur (52).

Enfeksiyonun azalmasını sağlamak amacıyla sağlıklı ve temiz ameliyathane koşulları, laminer akım düzeneği, eğitilmiş ameliyathane personeli, uygun maske, başlık ve ameliyat önlüğü kullanılması, cerrahın uygun yıkanması, antibiyotik profilaksisinin doğru uygulanması ve hastanın doğru şekilde hazırlanması önemlidir. Ameliyattan önce cilt traşı ve temizliği ameliyathanede yapılmalıdır. Cilt üzerindeki sıyrık ve yaralar bakterilerin kolonizasyonuna neden olur ve enfeksiyon ihtimalini artırır (52).

Total diz artroplastisi sonrasındaki enfeksiyonlar erken ve geç olmak üzere ikiye ayrılır. Protez uygulaması sonrasındaki ilk 3 ayda görülen enfeksiyonlar erken enfeksiyonlardır. Sebebi genellikle ameliyat esnasında veya insizyon yerinden kontaminasyonla gelişir. Geç enfeksiyonlar ise 3 aydan sonra görülür ve hematogen yolla oluşur. Total diz artroplastisi sonrasında görülen enfeksiyonlardaki en sık görülen patojen S.aureus'tur. Koagülaz negatif stafilokoklar, streptokoklar ve enterekoklar devamında gelir. Son yıllarında metisiline dirençli S.aureus ve vankomisine dirençli Enterococcus Faecium sık rastlanan etkenlerdir (52).

Tanıda klinik, laboratuvar, radyoloji ve sintigrafi birlikte kullanılır. İndium işaretli lökosit sintigrafisi duyarlılığı ve seçiciliği en yüksek olan tetkiktir. Ayrıca aspirasyonu sonrasında elde edilen materyalin bakteriyolojik incelenmesi de tanıda katkı sağlar.

Protezde gevşeme yoksa, dışarıya açılan sinüs ağzı yoksa ve enfeksiyonun ortaya çıkışı 4 haftadan az ise, debridman ve irrigasyonla kombineli olarak antibiyoterapi uygulaması etkili olabilir. Debridmanlar açık uygulanmalı (artroskopik değil), polietilen insert çıkarılarak posterior kapsüle ulaşılmalı, çevre bağ doku ve tüm sinovya ekstrakte edilmelidir. Ameliyat sonrasında da 6 hafta antibiyotik tedavisine devam edilmelidir (52).

Eklem İnstabilitesi Ve Dislokasyon

En önemli sebepleri, bağ dengesinin sağlanamaması, ameliyat sırasında bağlara hasar verilmesi, ilgili kemik kesilerinin yanlış uygulanması ve komponentlerin malpozisyonu sayılabilir. Ekstansiyon instabilitesinde ekstansiyon aralığı, fleksiyon instabilitesinde fleksiyon aralığı daha büyük olacaktır. Tibial komponentin rotasyonda yerleştirilmesi, rotasyonel komponentin önemli sebeplerinden birisidir. Özellikle komponentin internal rotasyonda yerleştirilmesi, önemli instabilite sebeplerinden birisidir (52).

Ağrı ve Hareket Kısıtlılığı

Hareket açıklığının en önemli prediktif değeri ameliyat öncesi olan hareket açıklığıdır. Özellikle ekstansiyon kısıtlılığı ve varus deformiteli dizlerde, posteriordaki osteofitlerin temizlenmesi ve medial kollateral bağın derin lifleriyle semimembranosus ve pes anserinusun gevşetilmesi post-operatif fleksiyonu artıran en önemli işlemlerdir (53).

Protez sonrasında sebebi bilinmeyen ağrı durumunda başlangıçta araştırılması gereken, subklinik bir enfeksiyondur. Bu amaçla aspirasyon ve sintigrafik inceleme yapılmalıdır. Ayırıcı tanıda kalçadan yansıyan ağrı, bursit, metal reaksiyonu, peripataller skar ve yumuşak doku hipertrofisi ya da refleks sempatik distrofi de akla gelmelidir. Nedeni bilinmeyen ağrı sebebiyle tanısız artroskopi yapılan hastalarda, temizlenmemiş menisküs artıkları ve çeşitli doku parçalarının ekleme araya girip sıkışmalara yol açtığı görülmüştür. Bu sebeple araştırmalara rağmen patolojinin saptanmadığı olgularda tanısız artroskopi yapılabilir (54).

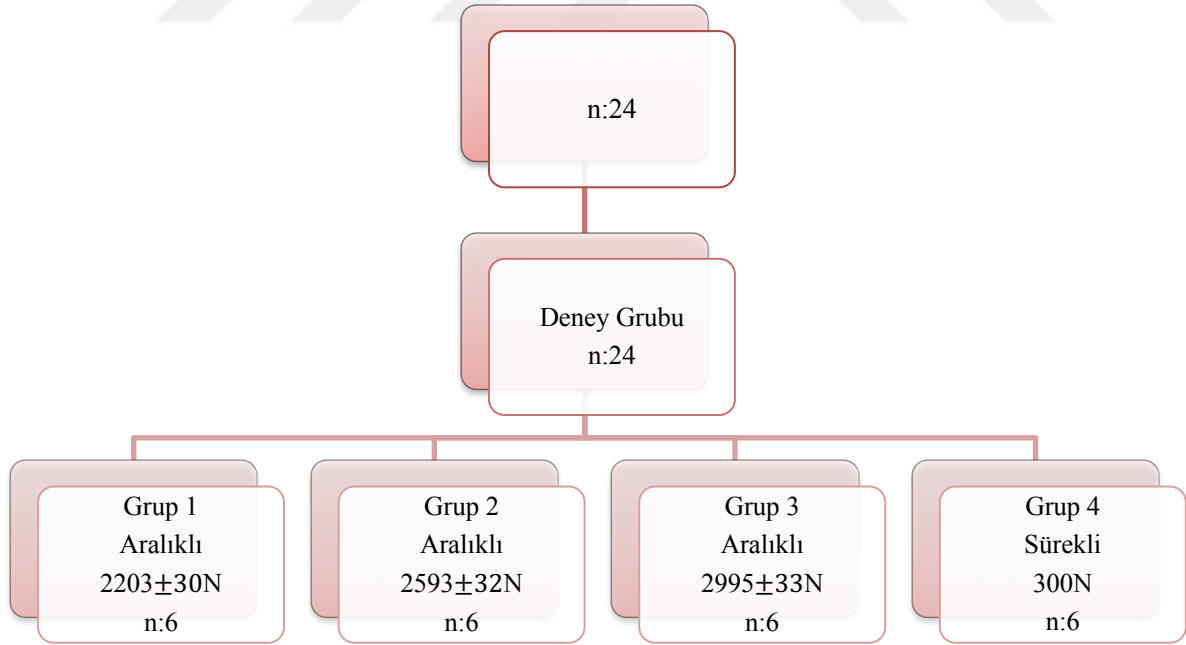
3. MATERYAL VE METOT

3.1 Kemik Preparatların Elde Edilmesi ve Grupların Oluşturulması

Bu çalışmada uygulanan tüm prosedürler İstanbul Üniversitesi- Cerrahpaşa Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Dekanlığı Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından onaylanan etik kurulu raporu (Protokol No: 34507216-604.01.01-394159) doğrultusunda gerçekleştirilmiştir.

Gruplardaki örnek sayısı Wetzels ve ark.(55)'nin çalışması referans alınarak yapılan güç analizinde $1-\beta =0.80$ güç seviyesinde ve $\alpha=0.05$ koşulunda her bir grup için en az 5 adet deneğin kullanılabilceği saptanmıştır.

Bu çalışmada, İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı'nda, total kalça artroplastisi gerçekleştirilen ortalama yaşı 62,3 (yaş aralığı 51-73) olan yirmi dört hastadan (16 kadın (51-72), 8 erkek (53-73)) elde edilen 24 adet femur başı kullanılmıştır. Makroskopik incelemede trabeküler yapısı bozulmuş preparatlar çalışma dışı bırakılmıştır.



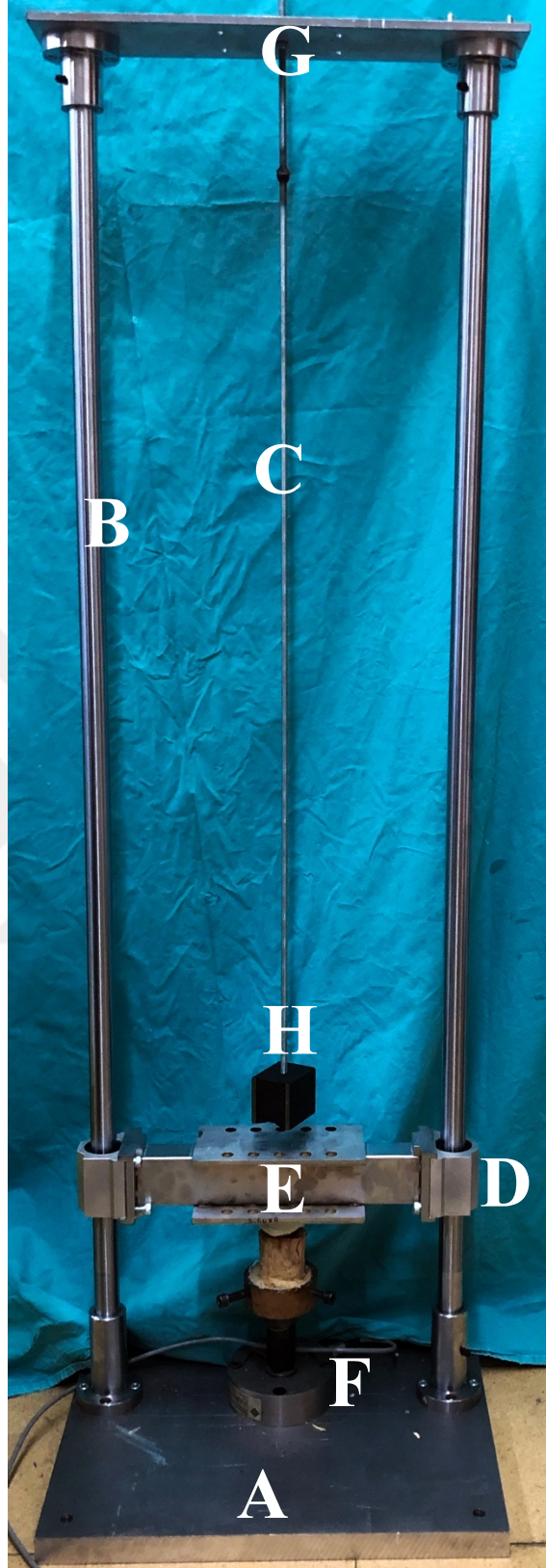
Şekil 3.1. Çalışma gruplarının şematik olarak gösterilmesi

Tüm hastalar kalça eklemindeki primer artroz nedeniyle ameliyat edilmiştir. Preparatlar, aralıklı ve sürekli olmak üzere farklı şekillerde ve farklı şiddette kuvvetlerin uygulanacağı test gruplarına her bir grupta 6 şar adet olacak şekilde rastgele dağıtılmıştır (Şekil 3.1.).

Femur başları titreşimli testere yardımı ile en az 4 cm çaplı çimento uygulama yüzeyi kalacak şekilde düz olarak kesilmiştir. Sonrasında steril kaplarda -20 °C tutulan preparatlar lavaj ve çimento uygulamasından 24 saat önce oda sıcaklığına alınmıştır.

3.2 Deney Düzenine Hazırlanması

Biyomekanik çalışmalar, İstanbul Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Biyomekanik ve Mukavemet Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir. İstatistiksel olarak belirlenen kuvvetleri oluşturmak için serbest düşüş kulesi tasarlanmıştır. Kulenin tabanında 500x500x30mm boyutlarında, düşmeye bağlı savrulmalardan etkilenmemesi, sistemin diğer elemanları ile olan bağlantısının gevşememesi ve düşen kütlelere karşı dayanıklı olabilmesi için yüksek sertlik ve mukavemet gösteren EN AW 7075 AlZn5,5MgCu (AMAG TopPlate® RM) alaşım materyali kullanılmıştır. Sürtünmeye bağlı enerji kaybını en aza indirmek ve düşüş sırasında savrulmaları azaltmak için krom kaplı indüksiyonlu 30 mm çaplı CK45 kodlu çelik materyalden üretilmiş 150 cm uzunluğunda iki adet dikey mil, bağlantı aparatları yardımıyla tabana karşılıklı olarak bağlanmıştır. Her iki mile monte edilen lineer rulmanlar arasına serbest düşüşte kullanılan kütle sistemi eklenmiştir. Miller üst uçtan çelik kiriş ile birbirlerine bağlanmıştır. Çelik kirişin ortasına serbest düşüş seviyesini ayarlayabilmek için somun civata sistemi yerleştirilmiştir. Seviye ayarlama sisteminin ucuna kuvvetli magnet sistemi eklenmiş ve kütle sisteminin serbest düşüşü için tetik mekanizması kurulmuştur. (Şekil:3.2.) İletilen kuvvetlerin güvenilir ve tekrarlanabilir şekilde ölçülebilmesi için deney düzenine tabanına load cell (yük hücresi) (ESA 50 kN, Model: CL-16U, Marka: ESA Messtechnik GmbH, München, Seri numarası:2274, Aralık: 50kN, Duyarlılık:0.99mv/V) monte edilmiştir. Bir adet dana tibiası tibia shaftı görevi görmesi ve sabit pozisyonda kalabilmesi için serbest düşüş platformuna yük hücresi üzerinde yer alacak şekilde kelepçelenmiştir. (Şekil 3.2.). Yük hücresinden elde edilen sinyaller Prosig (Model: P8048, Seri No: P60023-P60024-P60025; PROSIG Ltd, Birleşik Krallık) veri toplama cihazına iletilmiştir. Veriler bilgisayara aktarılarak DATS (Data Acquisition Scheduler) programı ile okunmuştur.



Şekil 3.2. Serbest düşüş kulesi, Kulenin tabanı (A), İndüksiyonlu krom kaplı miller (B), Kütle seviye ayarlama sistemi (C), Lineer rulman (D), Kuvveti oluşturan kütle (E), Yük hücresi (F), Miller arası kiriş (G), Tetik mekanizması (H)

3.3 Uygulanacak Kuvvetlerin Belirlenmesi

Aritmetik Ortalamanın Güven Aralıkları: $n < 30$

$$SH_{\bar{x}} = \frac{SS}{\sqrt{n}}$$

J.Vanlommel ve ark(56). çalışmasında; $n=8$ olan bir örnekleme kuvvet testinin aritmetik ortalaması =2589; standart sapması da $ss=335$ olarak hesaplanmıştır.

Örneklem 30'dan küçük olduğu için dağılımın normal olması beklenemez. Bu nedenle normal dağılıma ilişkin değerler olarak 1,96 ve 2,58 değerleri kullanılmaz. Bunun yerine kullanılacak değerlerin belirlenmesi gerekir. Söz konusu değerler örneklem büyüklüğüne bağlı olarak değişen t dağılımına göre hesaplanır. t dağılımında hangi değerlerin kullanılacağı ise serbestlik derecesine göre belirlenir. Serbestlik derecesi verilen örnekte $Sd=n-1$ formülü ile hesaplanır.

$$Sd=n-1 = Sd=8-1 = Sd=7 \quad SH=118.44$$

%95 olasılıkla $Sd=7$ için t değeri: 2,365; %99 olasılıkla $Sd=7$ için t değeri: 3,499

%99 Olasılıkla güven aralıkları

$$GA_{99} = 2589 \pm SH \times 3.499$$

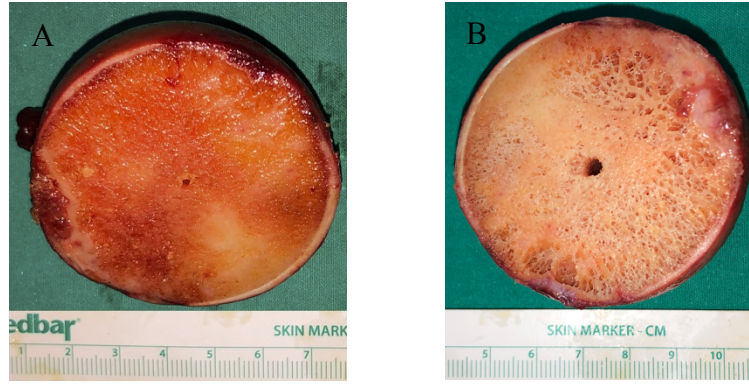
$$GA_{99} = \text{ortalama} \pm SH \times 3.499$$

Yorum: Testin evren ortalamasını %99 olasılıkla 2173'den küçük olmayacaktır; 3001'den de büyük olmayacaktır.

3.4 Deney Dizayını

Femur başları 500 ml %0,9 NaCl steril serum ile el yardımı ve şırınga sistemi kullanılarak (şırınga hacmi 50 ml) yıkanmıştır. Yıkama esnasında hiç bir kimyasal madde kullanılmamıştır.

Çalışmada Polimetil akrilat, polimetil metakrilat, zirkonyum dioksit ve benzoil peroksit içeren toz kısmı ile metil metakrilat ve N, N-dimetil-p toluidin içeren sıvı kısmı bulunan kemik çimentosu (Zimmer Biomet® Bone Cement R, Menşei:Fransa) kullanılmıştır. Her bir preparat için 20 gr kemik çimentosu tozu kullanılmıştır.



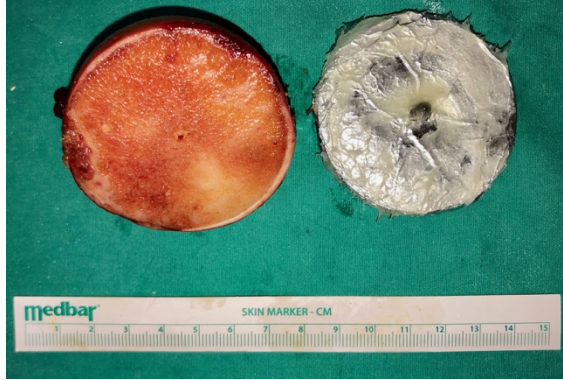
Şekil 3.3. Lavaj öncesi (A), Lavaj sonrası (B) femur başı görüntüleri

Ortam sıcaklığı 23 °C olduğu için, çimentonun kullanım kılavuzunda tarif edildiği gibi 30 sn ortam sıcaklığında sıvı ve toz formu karıştırılmış 75. sn den sonra çimento el yardımıyla hem femur başının yüzeyine hemde diske uygulanmıştır uygulanmaya başlanmıştır uygulamaya başladıktan yaklaşık 1 dk sonra alüminyum folyo sarılan ve vazelin sürülen tibial komponenti taklit eden paslanmaz çelik disk, preparatın çimentolu yüzeyi üzerine yerleştirildikten sonra femur başı düzeneğe sabitlenmiştir. Çimentonun uygulama süresi sonu olan 4dk 30 sn dolmadan, aralıklı kuvvet uygulanacak olan gruplarda yer alan her bir preparata daha önceden belirlenen kuvvetler (2203N, 2593N, 2995N) ile serbest düşüş kulesinde ardışık 10 darbe uygulanmıştır. Çimentonun tamamen donması için ise 9 dk beklenilmiş sonrasında preparat sistemden çıkarılmıştır. Çakma darbesinin olduğu gruplarda çakma işlemi bittikten sonra 5.66 kg kütle preparat üzerinde bırakılmıştır. Çakma darbesinin olmadığı sürekli kuvvet uygulanan grupta ise yukarıda anlatılan prosedürler uygulandıktan sonra düzeneğe yerleştirilen femur başının üzerine toplam 30,66 kg kütle (300N) uygulanmıştır (Şekil:3.5.) ve yine 9 dk bekledikten sonra preparat sistemden çıkarılarak çelik diskten ayrılmıştır. Çimento ile düşen ağırlığın arasına yerleştirilen paslanmaz çelik diskin işlem sonrası çıkarılırken çimentoya zarar vermemesi için alüminyum folyo ve vazelin kullanılmıştır. Yük hücresinin algıladığı değerler, Prosig Data Acquisition sistemi aracılığıyla veri olarak bilgisayara gönderilmiştir. Kullanılan DATS programı ile veriler okunmuş, her bir darbe sırasındaki kuvvet-zaman eğrileri, impuls hesaplamaları gerçekleştirilmiştir.

3.5 Kesitlerin Alınması

Preparatlar serbest düşüş kulesinden alındıktan sonra her bir femur başının merkezi referans alınıp her iki yarıçapın lateral de kalan kısımları kesilmiş ortada kalan parça

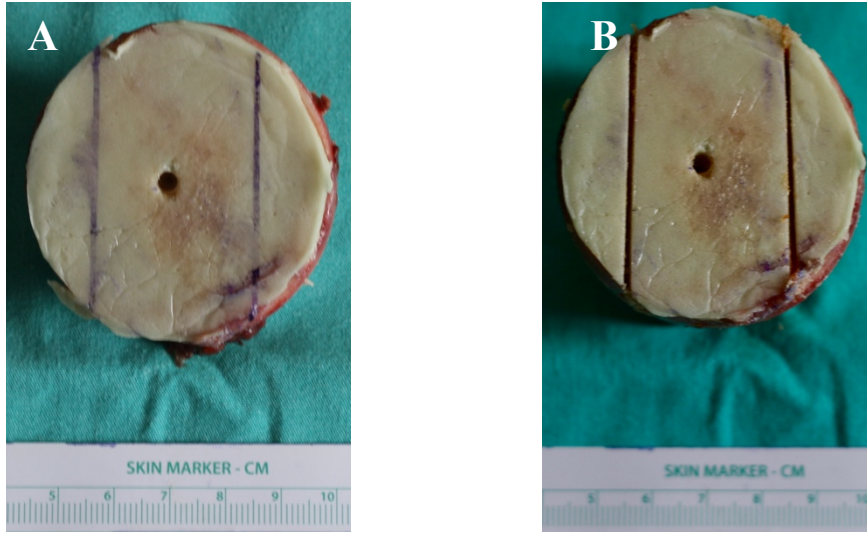
ölçümlerde kullanılmıştır. Kesim işlemi sırasında femura zarar vermemek için düşük frekanslı bant testere kullanılmıştır. (Şekil:3.6.)



Şekil 3.4. Alüminyum folyo ve vazelin uygulaması



Şekil 3.5. 300N ağırlık altındaki femur başının görüntüsü



Şekil 3.6. Kesim öncesi işaretlenen (A), Bant testere ile kesilen (B) femur başı görüntüsü.

3.6 Fotoğrafların Çekilmesi

Çimentonun penetrasyon derinliğinin incelenebilmesi için her bir kesitin dijital (72 dpi) fotoğrafı çekilmiştir. Fotoğraf çekim işlemi Sony α 380 dijital kamera, Sony 2.8/100 mm makrolens ve tripod yardımı ile standardize edilen bir düzeneğe gerçekleştirilmiştir.

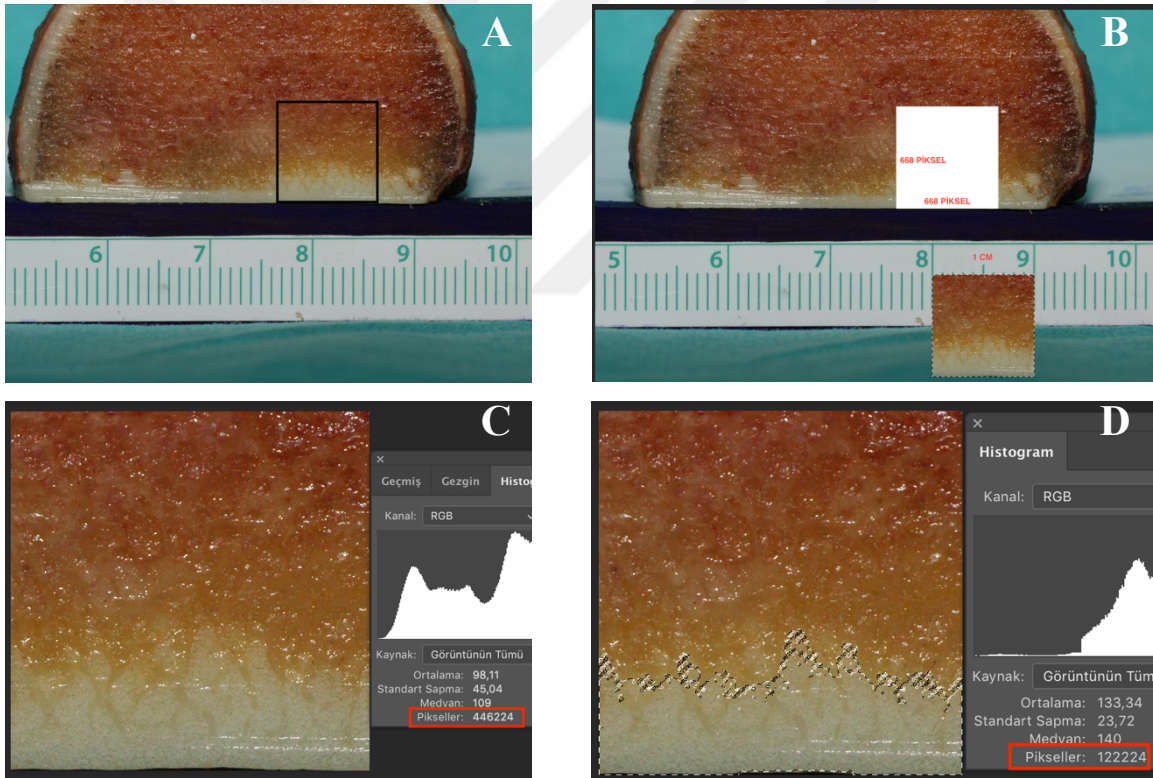


Şekil 3.7. Fotoğraf çekim düzeneği

3.7 Penetrasyonun Ölçülmesi

Dijital fotoğraf kesitleri Adobe Photoshop® programı CC 2018 19.1.6 sürümü kullanılarak incelenmiştir. Fotoğraflardaki farklı büyütme hatalarını önlemek amacı ile her bir fotoğraf kesiti için ölçüm aleti kullanılmıştır.

Kemik yüzeyindeki düzensizliklerden etkilenmemek için orta hattın her iki kanadında 668 x 668 piksel (ortalama 1x1cm) standardize alan belirlenerek ölçüm yapılmıştır. Photoshop® programında yer alan “Magic Wand (Sihirli Değnek)” aracı kullanılarak çimento penetrasyonu bulunan bölgede alan hesaplanması yapılmıştır. Sihirli değnek aracı kullanıcı tarafından belirlenen tolerans aralığında benzer tondaki pikselleri seçmek için kullanılır. Tolerans aralığı (seçilen pikselin aldığı ışık oranını belirler) 10 olarak belirlenmiştir. Hesaplanan alanın yatay uzunluğa bölünerek ortalama derinlik hesabı yapılmıştır. Eğer çimentosuz bir bölge varsa, aynı genişlikte ayrı bir bölge seçilerek ortalama derinlik hesaplanması yapılmıştır. Analiz edilen 1 cm² lik alan 668x668=446224 piksel, penetre olan çimentonun kapladığı alan 122224 piksel. 1 cm² lik alan ile orantılanarak çimentonun kapladığı alan 0,273 cm²=27,3 mm² olan çimentonun alanın tabanı 10 mm olduğu için ortalama yükseklik 2,73 mm olarak hesaplanmıştır. (Şekil 3.8.)



Şekil 3.8. Ortalama çimento penetrasyon derinliğinin hesaplanması. 668x668 piksel hesaplanacak alanın seçilmesi (A), Seçilen alanın cetvel ile 1 cm’e karşılık gelmesi (B), Tüm alan 446224 piksel (C), Penetre olan çimentonun kapladığı alan 122224 piksel (D)

3.8 İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analizler için Number Cruncher Statistical System 2007 (NCSS)TM (Kaysville, UT, USA) programı kullanılmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metotların (Ortalama, Standart sapma, medyan, sıklık, oran) yanı sıra normal dağılım göstermeyen parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis test ve farklılığa neden olan grubun tespitinde Dunn's test kullanıldı. Sonuçlar %95'lik güven aralığında, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirildi.



4. BULGULAR

Tibial komponentin implantasyonu sırasındaki çakma darbelerini taklit eden önceden belirlenen kuvvetler in vitro deney sırasında serbest düşüş kulesi kullanılarak, yük hücresi aracılığıyla başarılı bir şekilde sisteme iletilmiş bilgisayar programında hassas ölçümler sırasında herhangi bir sorun ile karşılaşılmamıştır. Birbirine yakın impuls değerleri ile ardışık 10 darbe uygulanmış, cerrahi sırasında uygulanan prosedür kullanılan düzende başarılı bir şekilde taklit edilmiştir. Her bir gruba ait birer preparat için elde edilen tek bir çakma darbesi kuvvet-zaman eğrisi ile Şekil 4.2-4'de gösterilmiştir. Serbest düşme gerçekleştirildikten sonra femur başlarında makroskopik olarak herhangi bir fraktür gözlemlenmemiştir.

Biyomekanik deney sonrasında femur başlarından kesit alınması ve dijital fotoğraflar üzerinden çimento penetrasyon derinliği ölçümlerinin gerçekleştirilmesinin (Tablo 4.1-4) ardından elde edilen veriler belirtilen istatistiksel analizler ile değerlendirilmiş ve tüm gruplarda yer alan ölçümlerin ortalama, standart sapma, medyan, minimum, maksimum ve istatistiksel anlamlılık değerleri Tablo 4.5' de; gruplara göre penetrasyon derinlik ölçümlerinin dağılımı ise Şekil 4.1'de yer alan grafikte gösterilmiştir.

Çimentonun trabeküler kemiğe penetrasyonunun derinlik ölçümleri gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p<0,05$); anlamlılığın hangi gruptan kaynaklandığını saptamak için yapılan değerlendirmeler sonucunda grup 3'e ait derinlik ölçümlerinin (2995 N kuvvet uygulaması), grup1'e (2203 N kuvvet uygulaması) göre anlamlı düzeyde büyük olduğu saptanmıştır ($p<0,05$). Aralıklı kuvvet uygulanan diğer grupların derinlik ölçümleri arasında anlamlı farklılık görülmemektedir ($p>0,05$). Ayrıca aralıklı veya sürekli kuvvet uygulaması arasında da penetrasyon derinliği açısından istatistiksel anlamlı farklılık bulunamamıştır ($p>0,05$).

	ÖRNEKLEM 1			ÖRNEKLEM 2			KESİT YÜZEYİ ORTALAMA PENETRASYON mm	FEMUR BAŞI İKİ KESİT YÜZEYİNİN ORTALAM ASI mm		
	1 cm ² PİXEL SAYISI	ÇİMENTON UN PİXEL SAYISI	ÇİMENTON UN ALANI cm ²	ÇİMENTON UN DERİNLİĞİ mm	1 cm ² PİXEL SAYISI	ÇİMENTON UN PİXEL SAYISI			ÇİMENTON UN ALANI cm ²	ÇİMENTON UN DERİNLİĞİ mm
1A	446224	133942	0,300	3,00	446224	62780	0,141	1,41	2,20	2,66
1B	446224	150171	0,337	3,37	446224	127863	0,287	2,87	3,12	
2A	446224	114779	0,257	2,57	446224	125964	0,282	2,82	2,70	2,53
2B	446224	109135	0,245	2,45	446224	101409	0,227	2,27	2,36	
3A	446224	53827	0,121	1,21	446224	80344	0,180	1,80	1,50	1,14
3B	446224	36123	0,081	0,81	446224	33344	0,075	0,75	0,78	
4A	446224	39448	0,088	0,88	446224	71319	0,160	1,60	1,24	1,27
4B	446224	83755	0,188	1,88	446224	31283	0,070	0,70	1,29	
5A	446224	28180	0,063	0,63	446224	66931	0,150	1,50	1,07	1,34
5B	446224	78476	0,176	1,76	446224	66238	0,148	1,48	1,62	
6A	446224	31519	0,071	0,71	446224	128755	0,289	2,89	1,80	1,25
6B	446224	30279	0,068	0,68	446224	32531	0,073	0,73	0,70	
									GRUBUN ORTALAMA SI	1,70

Tablo 4.1. Grup 1 2203±30N kuvvet uygulanan grubun çimento penetrasyon değerleri

				ÖRNEKLEM 1				ÖRNEKLEM 2	KESİT YÜZEYİ ORTALAMA PENETRASY ON mm	FEMUR BAŞI İKİ KESİT YÜZEYİNİN ORTALAM ASI mm
	1 cm2 PİXEL SAYISI	ÇİMENTON UN PİXEL SAYISI	ÇİMENTON UN ALANI cm2	ÇİMENTON UN DERİNLİĞİ mm	1 cm2 PİXEL SAYISI	ÇİMENTON UN PİXEL SAYISI	ÇİMENTON UN ALANI cm2	ÇİMENTON UN DERİNLİĞİ mm		
1A	446224	131214	0,294	2,94	446224	82801	0,186	1,86	2,40	2,34
1B	446224	121540	0,272	2,72	446224	81697	0,183	1,83	2,28	
2A	446224	117045	0,262	2,62	446224	68944	0,155	1,55	2,08	2,50
2B	446224	108009	0,242	2,42	446224	151705	0,340	3,40	2,91	
3A	446224	116950	0,262	2,62	446224	75732	0,170	1,70	2,16	2,05
3B	446224	99373	0,223	2,23	446224	73140	0,164	1,64	1,93	
4A	446224	103858	0,233	2,33	446224	113976	0,255	2,55	2,44	2,60
4B	446224	104431	0,234	2,34	446224	141693	0,318	3,18	2,76	
5A	446224	133073	0,298	2,98	446224	144607	0,324	3,24	3,11	3,11
5B	444889	156139	0,351	3,51	444889	120299	0,270	2,70	3,11	
6A	446224	69655	0,156	1,56	446224	94483	0,212	2,12	1,84	1,67
6B	446224	66903	0,150	1,50	446224	66292	0,149	1,49	1,49	
									GRUBUN ORTALAMA SI	2,38

Tablo 4.2. Grup 2 2593±32N kuvvet uygulanan grubun çimento penetrasyon değerleri

				ÖRNEKLEM 1				ÖRNEKLEM 2	KESİT YÜZEYİ ORTALAMA PENETRASY ON mm	FEMUR BAŞI İKİ KESİT YÜZEYİNİN ORTALAM ASI mm
	1 cm2 PİXEL SAYISI	ÇİMENTON UN PİXEL SAYISI	ÇİMENTON UN ALANI cm2	ÇİMENTON UN DERİNLİĞİ mm	1 cm2 PİXEL SAYISI	ÇİMENTON UN PİXEL SAYISI	ÇİMENTON UN ALANI cm2	ÇİMENTON UN DERİNLİĞİ mm		
1A	446224	186689	0,418	4,18	446224	149589	0,335	3,35	3,77	4,00
1B	446224	156302	0,350	3,50	446224	220667	0,495	4,95	4,22	
2A	446224	84136	0,189	1,89	446224	92770	0,208	2,08	1,98	2,08
2B	446224	102708	0,230	2,30	446224	91822	0,206	2,06	2,18	
3A	446224	181654	0,407	4,07	446224	104429	0,234	2,34	3,21	3,18
3B	446224	152143	0,341	3,41	446224	129434	0,290	2,90	3,16	
4A	446224	111136	0,249	2,49	446224	133675	0,300	3,00	2,74	3,10
4B	446224	131755	0,295	2,95	446224	177045	0,397	3,97	3,46	
5A	446224	116303	0,261	2,61	446224	159623	0,358	3,58	3,09	3,02
5B	446224	120677	0,270	2,70	446224	142512	0,319	3,19	2,95	
6A	446224	196358	0,440	4,40	446224	231273	0,518	5,18	4,79	4,26
6B	446224	177684	0,398	3,98	446224	154887	0,347	3,47	3,73	
									GRUBUN ORTALAMA SI	3,27

Tablo 4.3. Grup 3 2995±33N kuvvet uygulanan grubun çimento penetrasyon değerleri

				ÖRNEKLEM 1				ÖRNEKLEM 2	KESİT YÜZEYİ ORTALAMA PENETRASY ON mm	FEMUR BAŞI İKİ KESİT YÜZEYİNİN ORTALAM ASI mm
	1 cm2 PİXEL SAYISI	ÇİMENTON UN PİXEL SAYISI	ÇİMENTON UN ALANI cm2	ÇİMENTON UN DERİNLİĞİ mm	1 cm2 PİXEL SAYISI	ÇİMENTON UN PİXEL SAYISI	ÇİMENTON UN ALANI cm2	ÇİMENTON UN DERİNLİĞİ mm		
1A	446224	95792	0,215	2,15	446224	152453	0,342	3,42	2,78	2,35
1B	446224	36149	0,081	0,81	446224	134667	0,302	3,02	1,91	
2A	446224	189338	0,424	4,24	446224	192874	0,432	4,32	4,28	3,56
2B	446224	150449	0,337	3,37	446224	103392	0,232	2,32	2,84	
3A	446224	86682	0,194	1,94	446224	95700	0,214	2,14	2,04	2,29
3B	446224	98018	0,220	2,20	446224	128301	0,288	2,88	2,54	
4A	446224	152930	0,343	3,43	446224	41385	0,093	0,93	2,18	2,12
4B	446224	115539	0,259	2,59	446224	68953	0,155	1,55	2,07	
5A	446224	107592	0,241	2,41	446224	89286	0,200	2,00	2,21	3,02
5B	446224	167071	0,374	3,74	446224	174631	0,391	3,91	3,83	
6A	446224	142724	0,320	3,20	446224	165086	0,370	3,70	3,45	3,48
6B	446224	89741	0,201	2,01	446224	223041	0,500	5,00	3,50	
									GRUBUN ORTALAMA SI	2,80

Tablo 4.4. Grup 4 3000N kuvvet uygulanan grubun çimento penetrasyon değerleri

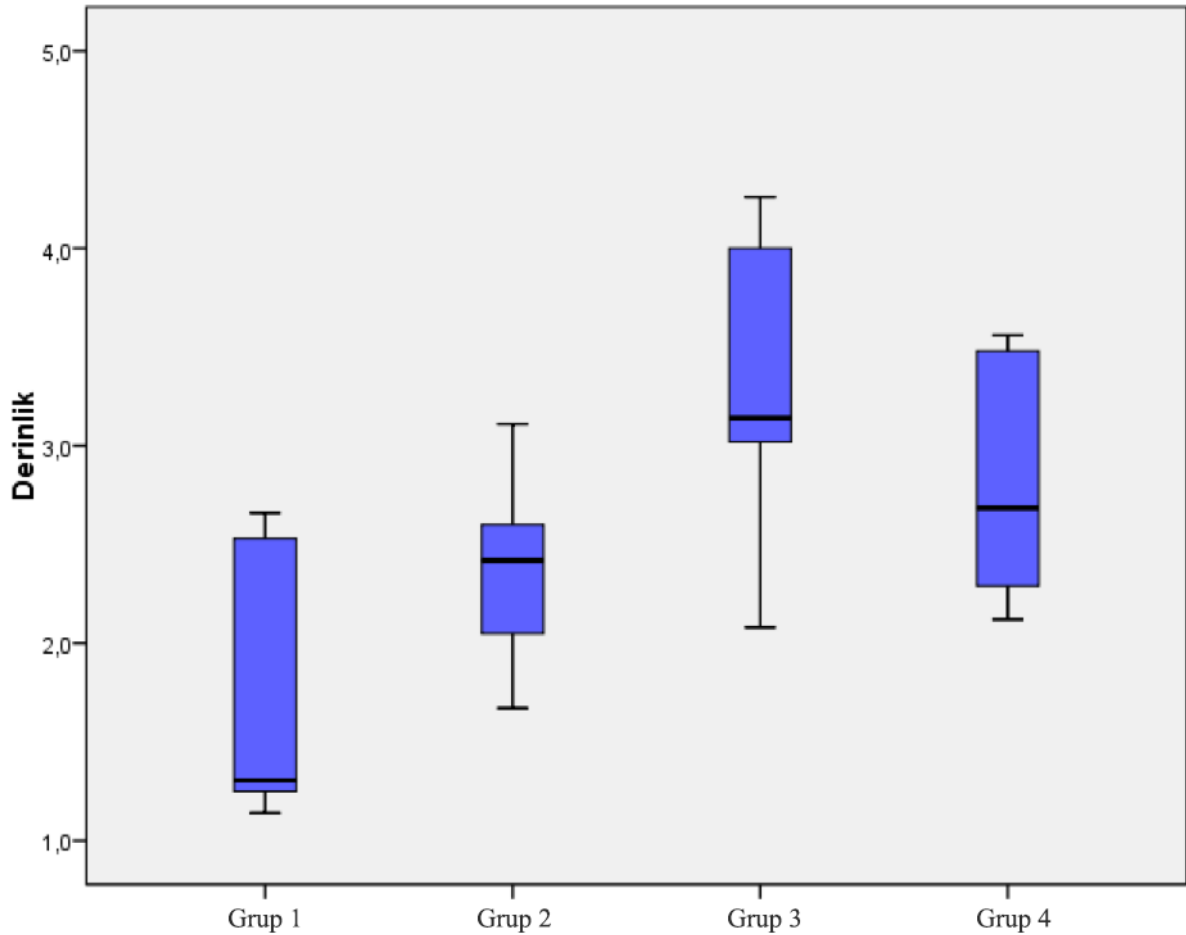
	Derinlik			^a p	Post Hoc test ^b
	Ort±SD (mm)	Median (mm)	Min-Max (mm)		
¹ Grup 1 2203N	1,69±0,69	1,30	1,14-2,66	0,028*	1<3
² Grup 2 2593N	2,38±0,49	2,42	1,67-3,11		p:0,024*
³ Grup 3 2995N	3,27±0,78	3,14	2,08-4,26		
⁴ Grup 4 Sürekli 300N	2,80±0,63	2,68	2,12-3,56		

^aKruskal Wallis test

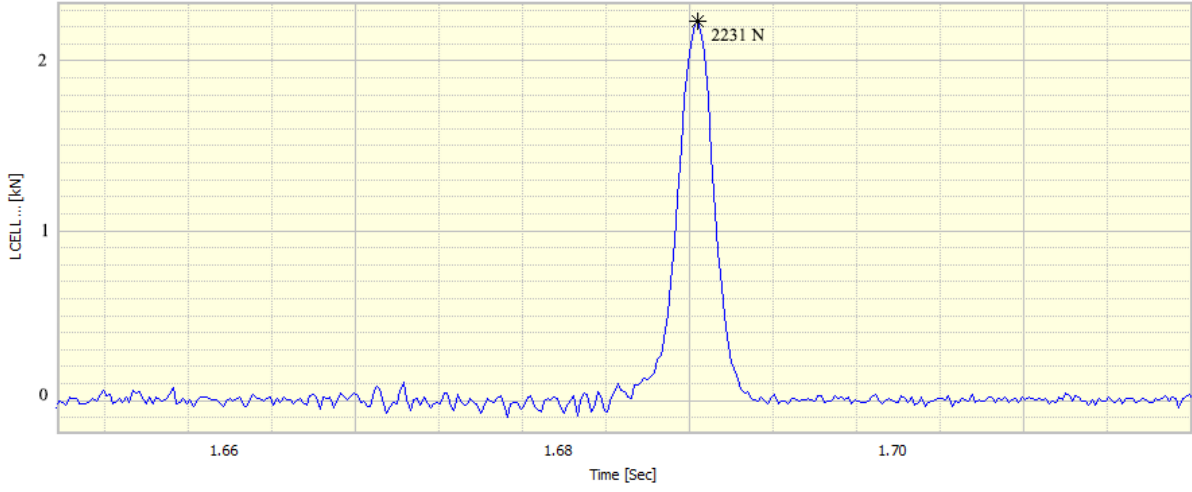
^bBonferroni Düzeltmeli Dunn Test

*p<0,05

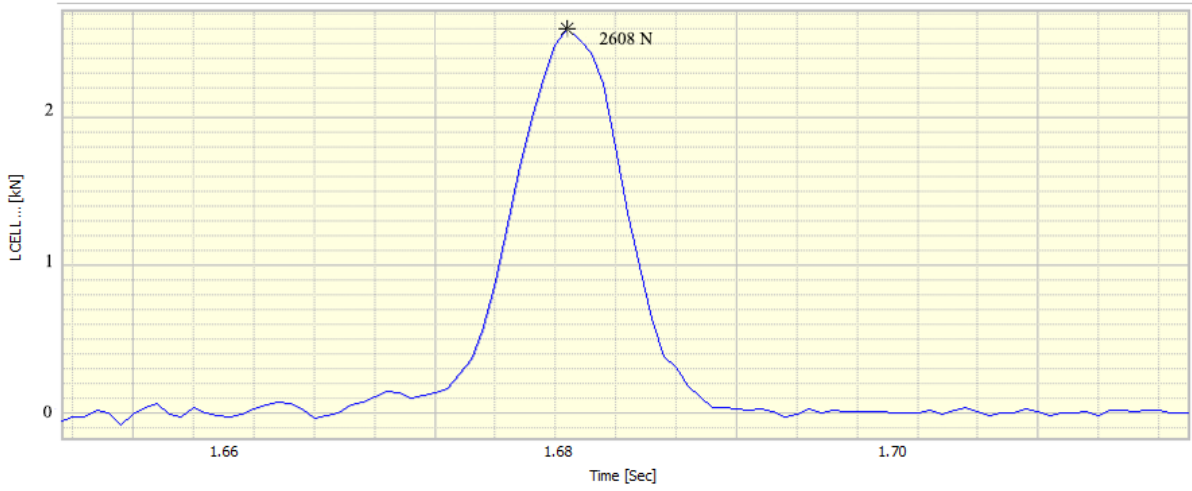
Tablo 4.5. Gruplara göre ortalama çimento penetrasyon derinlik ölçümlerinin değerlendirmeleri



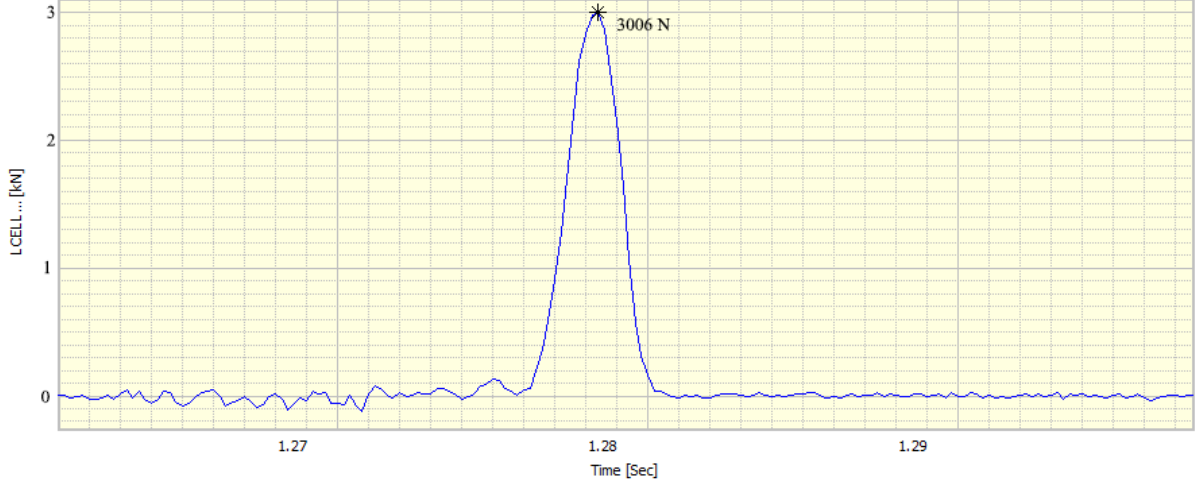
Şekil 4.1. Gruplara göre çimento penetrasyon derinlik ölçümlerinin dağılımı



Şekil 4.2. Grup 1'e ait tek bir çakma darbesinin kuvvet-zaman grafiğinde gösterilmesi



Şekil 4.3. Grup 2'e ait tek bir çakma darbesinin kuvvet-zaman grafiğinde gösterilmesi



Şekil 4.4. Grup 3'e ait tek bir çakma darbesinin kuvvet-zaman eğrisi ile gösterilmesi



5. TARTIŞMA

Osteoartrit, dünyada maluliyetin en sık sebeplerinden biridir (57). Hastalığın maliyeti ve sağlık ekonomisine olan yükü her geçen yıl artmaktadır (58). Bu hastalıkla ilgili risk faktörleri; bireysel risk faktörleri (kadın cinsiyet, genetik yatkınlık, obezite, beslenme ile ilişkili faktörler ve yüksek kemik mineral yoğunluğu) ve eklem ile ilgili risk faktörleri (kemik ve eklem şekil yapısı, uyluğun fleksör kaslarında zayıflık, eklem dengesinde bozukluk, spor aktivitelerinde bulunmak, eklem hasarı) olmak üzere iki başlık altında toplanabilir (59,60). Osteoartrit, hastaların bedensel sağlığının yanı sıra ruhsal sağlığını da etkilemektedir. Alt ekstremitte eklemlerinde osteoartrit bulguları olan insanların olmayanlara göre daha fazla depresyon (61) ve intihara eğilim belirtisi gösterdiği (62) saptanmıştır.

Total diz artroplastisi son evre diz osteoartriti bulunan hastalar için hala altın standart tedavi seçeneğidir. Birçok uzun dönem takipli çalışma total diz artroplastisinin mükemmel yakın (%90-%95) sağ kalıma sahip olduğu göstermiştir (63,64). Günümüzde total diz artroplastisinin başarılı sağkalım sonuçlarının hastaların daha erken yaşlarda ameliyat olmasına olanak sağlaması, beklenen yaşam süresinin artması total diz artroplastisi sayısını artırmıştır. Artan ameliyat sayıları beraberinde revizyon ameliyat sayılarının artışını da getirmiştir.

Çimentolu total diz protezlerinin en sık revizyon nedeni tibial komponentin aseptik gevşemesidir. Çok merkezli ulusal artroplasti kayıtlarını inceleyen sistematik derlemede %29,8 oranı ile aseptik protez gevşemesinin uzun dönemde en sık revizyon nedeni olduğu tespit edilmiştir (65). Aseptik gevşemeye neden olan mekanizmalar multifaktöriyeldir ve nedenleri hala tamamen aydınlatılamamıştır. Protez çevresinde osteolize, gevşemeye ve başarısızlığa neden olan hem biyolojik hem de mekanik bazı faktörler tespit edilmiştir (66). Mekanik açıdan tibial komponentin erken migrasyonu aseptik gevşeme ile ilişkisi bulunmuştur (67). Tibial komponentin uygun olmayan pozisyonda yerleştirilmesinin aşınmayı arttırdığı bu durumun gevşemeye neden olduğu gösterilmiştir (68). Aktivite seviyesi ve zayıf kas gücü gibi hastaya bağlı faktörler de diz eklemine binen yükleri arttırarak gevşemeye neden olabilmektedir. Protez-çimento veya çimento-kemik arasındaki mikro hareketlerin partiküllerin birikmesine neden olduğu, aşınma sonucu biriken bu partiküllerin gevşemenin temel faktörlerinden biri olduğuna inanılmaktadır (69). Aşınmaya bağlı ortaya çıkan partiküllerin makrofajları uyarması ve çeşitli sitokinlerin salınması sonucu osteoklast aktivasyonu ile gevşeme meydana gelir. Diğer bir mekanizma da eklem içerisinde bulunan sıvının yüksek basıncının protez çevresinde kemik erozyonuna neden olmasıdır (70). Tibial komponentte gerçekleşen gevşemenin en

önemli nedenlerinden biri ise çimentonun kemiğe yetersiz penetrasyonudur. Total diz artroplastisi implantasyonu sırasında çimentonun proksimal tibiadaki trabeküler kemiğe penetrasyon derinliğini ve tibiadaki çimento tabakasının kalitesini kuru, temiz, poröz kemik yatağının sağlanması, (71–73) farklı yıkama tekniklerinin kullanılması (74–76) çimento uygulaması esnasında tibiaya negatif basınç uygulanması (72,77,78), PMMA vizközitesi (79), çimentonun uygulanma şekli (76,80–82), implant tasarımı (83,84), impaktör kullanımı (85) gibi birçok faktörün etkilediği literatürde gösterilmiştir ancak operasyon sırasında tibial komponent yerleştirilirken uygulanan kuvvetin çimento penetrasyon derinliğine etkisi hakkında yeterli bilgi bulunmamaktadır. Genel kabul görmüş bir cerrahi implantasyon kuvveti yoktur ve uygulanan kuvvet miktarı cerrahın muhakemesine ve deneyimine bağlıdır. Cerrahi implantasyon kuvvetinin fazla olması kemikte mikrofraktürlere (86–89), implantın veya cerrahi aletlerin kırılmasına (56) az olması ise yetersiz çimento penetrasyonuna neden olabilir. Femoral komponentin uygulanması sırasındaki kuvvetler önceki çalışmalarda (90–92) ölçülmüştür ancak total diz artroplastisinde tibial komponentin yerleştirilmesi sırasında uygulanan kuvvet miktarları belirsizdir ve bu çalışmada aralıklı ve sürekli uygulanan farklı miktardaki implantasyon kuvvetlerinin çimento penetrasyon derinliğine etkisinin araştırılması hedeflenmiştir.

Literatürde total diz artroplastisi ile ilgili in vitro biyomekanik çalışmalarda genellikle sawbone kemik modellerinin (30,87,93) ve taze donmuş kadavra tibiasının (55,75,88,94–96) kullanıldığı saptanmıştır. Ayrıca az sayıda klinik çalışma (72,77,97) da mevcuttur. Bazı araştırmacılar tibial komponentin çimentolama tekniklerinin ve çimento penetrasyon derinliğinin değerlendirilmesinde kadavra örneklerine göre sawbone modellerin doğal durumların yapısal özelliklerini, bireysel farklılıkları azaltarak, sonuçları etkileyen diğer etkenleri elimine ederek daha hassas taklit ettiğini ve tekrarlanabilirliği arttırdığını bildirmişlerdir (98,99). Ancak taze donmuş kadavra kemikleri kullanılarak elde edilen bulguların sawbone ile yapılan çalışmalar ile karşılaştırılabilir olduğu da bildirilmiştir (55). Taze donmuş kadavra kemiklerinin doku özelliklerinin canlı dokular ile aynı olmaması ile birlikte, biyomekanik özelliklerinin dondurulmadan ve dondurulma periyodundan etkilenmediği ve biyomekanik deneylerde başarılı bir şekilde kullanılabilmesi birçok çalışmada (95,100–103) gösterilmiştir. Diz eklemi protezinin yerleştirilmesi sırasında yıkama ve çimento uygulama tekniklerini taklit etmek için donmuş kadavra kemik modeli kullanılan çalışmaların neredeyse hepsinde taze donmuş kadavra tibiası kullanılmıştır ancak ülkemizde kadavra bağışının az olması sonucu donmuş kadavra kemiklerinin temin edilmesinin oldukça

zor olması nedeniyle çalışmamızda trabeküler tibia kemik yüzeyini taklit etmek için, kliniğimizde kalça eklemünde primer artroz sebepli total kalça artroplastisi yapılan hastaların femur başları kullanılmıştır. Kalteis ve ark. (104) da çalışmamızla benzer olarak farklı yüksek basınçlı yıkama cihazlarının trabeküler kemiğe çimento penetrasyon derinliğini karşılaştırmalı olarak inceledikleri çalışmalarında opere edilmiş hastalardan elde edilen taze donmuş femur başı kullanmışlardır.

Çalışmamızda tibial komponentin yerleştirilmesini taklit etmek için serbest düşüş kulesi kullanılmıştır. Önceki çalışmalarda serbest düşüş kulesi ile deneyimli bir cerrahın ameliyat sırasında oluşturduğu çakma impulslarına benzer impulslar oluşturulabildiği gösterilmiştir (56,88,89). Aynı zamanda serbest düşüş kulesi araştırmacılara uygulanan kuvveti belirli varyanslar ile ardışık olarak arttırabilme imkânı da vermektedir. Bu varyanslar, düşen ağırlığa, ölçülen kuvvetlere, farklı absorpsiyon özelliklerine dayandırılabilir. Düşüş kulesinde doğal varyasyonlar olmasına rağmen kuleden ağırlık düşürmek iyi kontrol edilebilen bir süreçtir. Bu varyasyonlar ağırlığın serbest bırakılması ve kuleden düşen ağırlığın varyasyonlarını içermektedir. Darbe kuvvetinin ölçülmesi ile ilgili yük hücresinden sinyalin yazılıma iletilmesi de varyansa etki eder. Bu etkinin toplam varyansa olan etkisi minimaldir çünkü tepe kuvveti yakalama algoritması otomatik çalışır ve karşılaşılan eğriler daha önce güvenilir olarak test edilmiştir bununla birlikte yük hücresi ve veri yakalama sistemleri yüksek hassasiyette bilgi vermektedir (88). Kurduğumuz serbest düşüş düzeneği başarılı bir şekilde çalıştırılmıştır. Benzer düzeneği kullanan çalışmalarda gösterilen impuls değerleri çalışmamızda da elde edilmiştir (92).

Kold ve ark. (88) total diz artroplastisi sırasında femur kırık riskini inceledikleri çalışmalarında ortopedi cerrahının uyguladığı ortalama kuvveti serbest düşüş kulesi kullanarak 3017 ± 381 N ve bir seri çakma kuvveti uyguladıkları farklı bir çalışmada (89) da ortalama başlangıç kuvvetini 2531 ± 647 N bulmuşlardır. Vanlommel ve ark. (56) ise total diz artroplastisi sırasında femoral komponente etki eden kuvvetin protezdeki aşınmaya etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında deneyimli bir ortopedistin yük hücresi yerleştirilmiş çekiç ile ardarda sekiz kere uyguladığı kuvvetler ölçülmüş ve ortalama kuvvet 2587 ± 335 N olarak bulunmuştur. Aynı çalışmada ayrıca serbest düşüş kulesi ile cerrahın çakma eylemini taklit etmek için 5,8 kg'lık kütle serbest bırakılarak ortalama 2531 ± 66 N kuvvet elde edilmiştir. Literatürde total diz artroplastisi sırasında tibial komponentin çimento ile tespitinde uygulanacak kuvvetin referans değerleri ile ilgili çalışma bulunmaması nedeniyle Vanlommel ve ark. larının çalışmalarında uyguladıkları kuvvet değeri referans alınarak istatistiksel olarak

aritmetik ortalamanın güven aralığı yöntemi ile çalışmamızda kullanılan alt ve üst değerler belirlenmiştir. Farklı kuvvet değerleri için tekrarlanabilir impuls değerleri elde edilerek serbest düşüş kulesinde farklı yüksekliklerden çelik materyalden üretilmiş 5.66 kg'lık kütle serbest bırakılmıştır.

Çeşitli çalışmalarda total diz artroplastisinde, tibial komponentin uygulanması sırasında genellikle 10-12 aralıklı darbe ile kuvvet uygulandığı (75,93,94,96) ve ardından çimento polimerizasyonu tamamlanana kadar 35 (96), 50 N büyüklüğünde sabit kuvvet uygulandığı görülmektedir. Bizim çalışmamızda da her bir preparat için tibial komponenti taklit eden çelik diske serbest düşüş kulesinde aralıklı 10 darbe uygulanmış ve sonrasında çimento sertleşene kadar 5,66 kg'lık kütle tibial komponentin üzerinde bırakılmıştır. Bu süre çimentonun kullanma kılavuzunda belirtildiği üzere yaklaşık olarak çimento karıştırılması başlangıcından itibaren 9 dk'dır. Literatürde aralıklı kuvvet uygulamasının yanı sıra tibial komponent yerleştirilirken çakma kuvveti uygulamadan 300 N büyüklüğünde sürekli kuvvet uygulayan bir çalışma (104) bulunmuştur. Çalışmamızda bu değer referans alınarak sürekli kuvvet uygulaması ile aralıklı kuvvet uygulaması arasındaki olası farklılıkların değerlendirilmesi de amaçlanmıştır. Bu amaçla çimento uygulanması sonrasında tibial komponent yerleştirilmiş ve üzerine toplamda 30 kg çelik diskler kullanılarak sürekli kuvvet uygulanmıştır. Bu prosedürde de yukarıda belirtilen sürede beklenmiştir.

Çimentonun penetrasyon derinliğinin incelenmesi için elde edilen her bir kesitin dijital fotoğrafı çekilmiş ve bu görüntüler bilgisayara aktararak Adobe Photoshop® programında incelenmiştir. Photoshop tabanlı görüntü analizi literatürde sıklıkla kullanılan bir yöntemdir (30,55,105). Lahm ve ark. (105) diz osteoartritinde kollajen türlerinin ve proteoglikanların içerik ve sentezindeki değişikliklerin görüntülerinin Photoshop analizi sonuçları ile ters transkripsiyon polimeraz zincir reaksiyonunun (RT-PCR) sonuçlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, photoshop programındaki sihirli değnek aracını kullanarak özel boyalı alanları incelemişler ve sonuçlar RT-PCR'ın kantitatif sonuçları ile anlamlı derecede benzerlik göstermiştir. Çalışmamızla benzer şekilde kesit yüzeylerinden alınan makro fotoğraflarda photoshop ve photoshop benzeri görüntü işleme programları aracılığıyla ortalama çimento derinlik analizi hesaplaması yapılan çimento penetrasyon derinliğini inceleyen çalışmalar bulunmaktadır (30,55).

Birçok klinik çalışma çimentolama tekniklerinin iyileştirilmesinin çimentolu endoprotezlerin uzun sağ kalımına katkıda bulunacağını göstermiştir (106–109). Teorik olarak

çimento penetrasyonunun artması daha stabil bir artroplasti sağlamaktadır ve bu durum aseptik gevşeme insidansını da düşürmektedir (83,110,111). Literatürde total diz artroplastisinde optimal çimento penetrasyon derinliği ile ilgili farklı görüşler mevcuttur. Bazı çalışmalar minimal interdijitasyon derinliğini 4 mm olarak önerirken diğerleri 3-5 mm arası çimento derinliğini ideal kabul etmektedir (81,97,112–115). Genel olarak transverse trabekülün en az bir tabakasına bağlanabilmek ve vertikal kanallara yönelebilmek, makaslama ve çekme direncini arttırabilmek için en az 2-3 mm penetrasyon kalınlığının olması önerilmektedir (82,110,112). Klinik açıdan bakıldığında 1,5-2 mm altındaki çimento kalınlığı erken dönemde radyolüsent çizgiler oluşması ile yetersiz penetrasyonun göstergesi olabilmektedir (112). Bert ve ark. (116) çimento penetrasyon derinliği 3 mm'ye ulaştığında tibial stemin çimentolanmasından bağımsız olarak mükemmel implant stabilitesi elde edildiğini bildirmişlerdir. İmplantın uzun dönem sağ kalımı açısından penetrasyon derinliğinin artması ile mikro hareketlerin azalması arasında ilişki bulunmuştur (117). 5 mm üzerindeki penetrasyon derinliği ise termal nekroz riskini meydana getirmektedir (118–121). İn vitro çalışmalarda çimento kalınlığı arttıkça PMMA polimerizasyonu sırasındaki ısı artışı ve ortam sıcaklığındaki artıştan etkilenme oranında artma bildirilmiştir. Kalça replasmanında çimento sertleşmesi sırasında sıcaklık 48 °C 'ye çıkmaktadır (122). Diz ekleminde ise operasyon sırasında turnike uygulanmasıyla kanın soğutucu etkisi engellenmiş olur ve sıcaklık daha yüksek değerlere çıkar. Uzun süre 56 °C üzerinde sıcaklığa maruz kalınması ise kollajenlerin denatüre olmasına yol açmaktadır (123). Aşırı penetrasyonun (5 mm<) bir diğer dezavantajı da olası revizyon cerrahisi sırasında kemik kaybına neden olabilmesidir (124)

Tibial komponentin uygulanması sırasında çimentonun trabeküler kemiğe penetrasyonu ile çimento ve kemik arasındaki mekanik kilitleme, implantın başlangıç fiksasyonunu sağlamaktadır. Miller ve ark. çalışmalarında (111) protez ve tibial plato arasında 3 mm çimento tabakasının elde edilmesinin mikro hareketleri azalttığını , daha ince çimento tabakasının stabil fiksasyonu sağlayamayacağını bildirmişlerdir. İmplantasyon sırasında çimento ve kemik arasındaki mekanik kilitleme üzerinde cerrahın uyguladığı implantasyon kuvvetinin etkili olduğu düşünülmektedir ancak literatürde, belirli bir kuvvet değeri ile penetrasyon derinliği ilişkisi hakkında bilgi olmadığı gibi implantasyon sırasında cerrahın uyguladığı kuvveti ölçen sayılı çalışma mevcuttur (56,88,89,92) ve hepsi femoral komponente uygulanan kuvveti ölçmektedirler. Çalışmamızda tüm deney gruplarında 1,5-2 mm çimento kalınlığı erken dönemde radyolüsent çizgiler oluşması ile yetersiz penetrasyonun göstergesi olabilmektedir

Çalışmamızda tüm deney gruplarında klinik olarak kabul edilebilir çimento penetrasyon derinliğinin üzerinde değerler elde edilmiştir. Bu bulgu çalışmamızda belirlediğimiz en düşük kuvvet de dahil olmak üzere tüm implantasyon kuvvetlerinin gerekli penetrasyon derinliğini elde etmeye yeterli olduğunu göstermektedir. Farklı yıkama yöntemlerinin çimento penetrasyonuna etkisini kadavra ve sawbone modellerde inceleyen in vitro iki çalışmada (75,125) penetrasyonu iyileştirmek için basınçlı yıkama yöntemleri kullanılmıştır. Bu çalışmalarda manuel yıkamaya göre penetrasyon derinliği artmıştır ancak elde edilen ortalama değerler çalışmamızda en düşük implantasyon kuvvetiyle elde edilen ortalama derinlikten daha düşüktür.

Çalışmamızda aralıklı uygulanan kuvvetlerin şiddeti arttıkça çimento penetrasyon derinliğinde de artma trendi olduğu görülmektedir ancak belli bir şiddetin üzerindeki değerde bu artışın istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulunmuştur. Grup 1’de klinik açıdan yeterli bir çimento penetrasyon derinliği elde edilirken, Grup 2’de literatürde protezin yeterli biyomekanik özellikler kazanabilmesi için gerekli penetrasyon derinliğinin elde edilebildiği, Grup 3’te ise optimal kabul edilen penetrasyon derinliklerine ulaşıldığı gözlemlenmiştir. Çeşitli çalışmalarda aseptik gevşemeyi önlemek ve çimento penetrasyon derinliğini arttırmak için farklı yıkama ve çimentolama yöntemleri kullanılarak 2 mm ile 4 mm arasında değişen penetrasyon derinlikleri elde edilmiştir (94)(55)(104)(76). Ancak operasyon sırasında bu yöntemleri uygulamak hem maliyeti arttırmakta hem de pratik olmamaktadır. Çalışmamızda kemiğin manuel yıkanması ve çimentonun manuel karıştırılıp elle uygulanması prosedürü uygulanmış sadece uygulanan kuvvetin şiddetin artırılması ile benzer sonuçlar elde edilmiştir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Literatürde yer alan bilgiler ışığı altında çalışmamızda elde edilen bulgular değerlendirildiğinde total diz artroplastisinin uzun dönem başarısını etkileyen aseptik gevşemenin önlenmesinde önemli rolü olan çimento penetrasyon derinliği miktarının cerrahi sırasında uygulanan kuvvet miktarından etkilendiği görülmüştür. Bulgularımızdan yola çıkarak uygulanan kuvvetin artmasıyla penetrasyon derinliğinin de arttığı ve belirli bir eşik kuvvet üzerine çıktığında optimum penetrasyon derinliğine ulaşılabilirdiği bu değer de yaklaşık 3000 N büyüklüğünde olabileceği yorumunda bulunabiliriz. Ancak bu bulgular, çalışmamızda kullanılan kuvvet miktarlarının üzerinde darbe uygulanması penetrasyon derinliğini nasıl etkiler, mikro kırıklara sebep olur mu sorularını da beraberinde getirmektedir. Bu sorulara yanıt bulabilmek için örneklem büyüklüğünün daha fazla olduğu, μ CT inceleme yöntemi ile olası mikro kırığın ve penetrasyon derinliğinin daha net değerlendirilebildiği, kuvvet miktarı aralığının daha geniş olduğu, kemik mineral yoğunluğunun da değerlendirildiği ileriki çalışmalar planlanmalıdır.

Çalışmamızda sabit kuvvet uygulanması ile yeterli biyomekanik özellikleri sağlayabilecek çimento penetrasyon derinliğine ulaşılabilirdiği görülmektedir. Uygulanan kuvvetin artması penetrasyon derinliğini arttırabilir ancak ameliyat şartlarında 30 kg'ın üzerinde ağırlığı operasyon bölgesine uygulayabilmek pratik açıdan uygun olmayabilir ya da buna uygulayabilmeyi olanak sağlayacak ekipmanlar üretilebilir.

Bu çalışma, farklı kuvvetlerin çimento penetrasyon derinliğini üzerine etkilerini göstermiştir, çimento ve kemik arasındaki mekanik kilitlemeyi dolayısıyla implantın başlangıç fiksasyonunu güçlendirmeyi amaçlayan çalışmalarda kuvvetin de gözönünde bulundurulması gerektiğini göstererek farklı bir bakış açısı geliştirmiş ve bu konuda yapılacak olan araştırmalara öncülük edecektir.

KAYNAKLAR

1. A V. De la creation d'une fausse articulation par section ou re' section partielle de l'os maxillairde infer'rier, comme moyen de re' medier a l'ankylose vrai ou fausse de la machoire inger'ieure. Arch Gen Med. 1860;15(5)(174).
2. WALLDIUS B. Arthroplasty of the knee joint employing an acrylic prosthesis. Acta Orthop Scand [Internet]. 1953 [cited 2019 Apr 25];23(2):121–31. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13138108>
3. WALLDIUS B. Arthroplasty of the knee using an endoprosthesis. Acta Orthop Scand Suppl [Internet]. 1957 [cited 2019 Apr 25];24:1–112. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13443912>
4. Walldius B. Arthroplasty of the knee using an endoprosthesis. Acta Rheumatol Scand [Internet]. 1957 [cited 2019 Apr 25];3(42008–4):115–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13782823>
5. Gunston FH. Polycentric knee arthroplasty. Prosthetic simulation of normal knee movement. J Bone Joint Surg Br [Internet]. 1971 May [cited 2019 Apr 25];53(2):272–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5578223>
6. Jones WT, Bryan RS, Peterson LF, Ilstrup DM. Unicompartmental knee arthroplasty using polycentric and geometric hemicomponents. J Bone Joint Surg Am [Internet]. 1981 Jul [cited 2019 Apr 25];63(6):946–54. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7240335>
7. Freeman MA, Todd RC, Bamert P, Day WH. ICLH arthroplasty of the knee: 1968--1977. J Bone Joint Surg Br [Internet]. 1978 Aug [cited 2019 Apr 25];60-B(3):339–44. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/681410>
8. Freeman MA, Swanson SA, Todd RC. Total replacement of the knee design considerations and early clinical results. Acta Orthop Belg [Internet]. [cited 2019 Apr

- 25];39(1):181–202. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4719505>
9. Freeman MA, Swanson SA, Todd RC. Total replacement of the knee using the Freeman-Swanson knee prosthesis. *Clin Orthop Relat Res* [Internet]. [cited 2019 Apr 25];(94):153–70. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4743445>
 10. Ranawat CS, Sculco TP. History of the Development of Total Knee Prosthesis at The Hospital for Special Surgery. In: *Total-Condylar Knee Arthroplasty* [Internet]. New York, NY: Springer New York; 1985 [cited 2019 Apr 25]. p. 3–6. Available from: http://link.springer.com/10.1007/978-1-4612-5050-0_2
 11. Evans CH, Ghivizzani SC, Robbins PD. Gene Delivery to Joints by Intra-Articular Injection. *Hum Gene Ther* [Internet]. 2018 [cited 2019 Apr 26];29(1):2–14. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29160173>
 12. Magee DJ. Orthopedic physical assessment of the knee. In: *Orthopedic Physical Assessment*. 2002. p. 661–764.
 13. Thompson JC. Leg/Knee. In: *NETTER’S CONCISE ORTHOPAEDIC ANATOMY*. 2010. p. 287.
 14. Flandry F, Hommel G. Normal anatomy and biomechanics of the knee. *Sports Med Arthrosc*. 2011;19(2):82–92.
 15. M. N. Doral, G. Dönmez, Ö. A. Atay, M. Bozkurt, G. Leblebicioğlu, A. Üzümcügil TA. No Title. *Türk Ortop ve Travmatoloji Derneği Derg*. 2007;6(1–2).
 16. Y K. Osteoartrit. 2000.
 17. Bütün B, Kaçar C, Evcik D D. Osteoartriti Tedavisinde Intraartikuler Sodyum Hyaluronat Enjeksiyonu. *Romatizma*. 2002;17(1).
 18. Laubenthal KN, Smidt GL, Kettelkamp DB. A quantitative analysis of knee motion during activities of daily living. *Phys Ther* [Internet]. 1972 Jan [cited 2019 Apr 27];52(1):34–43. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5061683>

19. JL G. Arthroplasty of Knee. In: Campbell's Operative Orthopaedics. 2008. p. 978-975-277-343-1-246-7.
20. E G. Total Diz Protezlerinde İmplant Seçimi. In: Diz Sorunları. 1998. p. 404-10.
21. Migliorini F, Eschweiler J, Tingart M, Rath B. Posterior-stabilized versus cruciate-retained implants for total knee arthroplasty: a meta-analysis of clinical trials. *Eur J Orthop Surg Traumatol* [Internet]. 2019 May 16 [cited 2019 Apr 27];29(4):937-46. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30649620>
22. Scuderi, G Tria A. Techniques in total knee and revision arthroplasty. In: *Knee arthroplasty handbook*. 2006.
23. Mihalko WM. RECONSTRUCTIVE PROCEDURES OF THE KNEE IN ADULTS. In: *Campbell's Operative Orthopaedics*. 2017. p. 395-468.
24. Insall, John N. Clarke HD. Historic Development, Classification, and Characteristics of Knee Prostheses. In: *Insall & Scott Surgery of the Knee*. 2018. p. 1375-404.
25. Pagnano MW, Cushner FD, Scott WN. Role of the posterior cruciate ligament in total knee arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg* [Internet]. [cited 2019 Apr 27];6(3):176-87. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9682080>
26. Newman J, Sodhi N, Dekis J, Khlopas A, Piuizzi N, Sultan A, et al. Survivorship and Functional Outcomes of Cementless versus Cemented Total Knee Arthroplasty: A Meta-Analysis. *J Knee Surg* [Internet]. 2019 Feb 8 [cited 2019 Apr 27]; Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30736055>
27. CHARNLEY J. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. *J Bone Joint Surg Br* [Internet]. 1960 Feb [cited 2019 Apr 28];42-B:28-30. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13855642>
28. Kuehn K-D, Ege W, Gopp U. Acrylic bone cements: composition and properties. *Orthop Clin North Am* [Internet]. 2005 Jan [cited 2019 Apr 28];36(1):17-28. Available from:

- <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15542119>
29. Marangoz S. Kemik Çimentosu. TOTBİD Derg. 2011;10(2):103–8.
 30. Vaninbroukx M, Labey L, Innocenti B, Bellemans J. Cementing the femoral component in total knee arthroplasty: Which technique is the best? Knee [Internet]. 2009 Aug [cited 2019 Apr 28];16(4):265–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19138857>
 31. Saleh K et al. Primary total knee arthroplasty outcomes. In: Orthopaedic Knowledge Update 3. 2006. p. 93–110.
 32. Faruk Bilgen Ö, Bilgen S, Ermutlu C. Total diz protezlerinde materyal ve tasarım. TOTBİD Derg [Internet]. 2011 [cited 2019 Apr 28];158–67. Available from: <https://www.totbid.org.tr/upload/13. Omer Faruk Bilgen.pdf>
 33. Thomas Parker, Vail Jason E L. Surgical Techniques and Instrumentation in Total Knee Arthroplasty. In: Insall & Scott Surgery of the Knee [Internet]. 2018 [cited 2019 Apr 28]. p. 1665–720. Available from: <https://www.clinicalkey.com#!/content/book/3-s2.0-B9780323400466001507?indexOverride=GLOBAL>
 34. Güney N. Diz Artroplastisinde Genel İlkeler ve Endikasyonları. In: Diz Sorunları. 1998. p. 438–42.
 35. Henry BM, Tomaszewski KA, Pękala PA, Graves MJ, Pękala JR, Sanna B, et al. Oblique incisions in hamstring tendon harvesting reduce iatrogenic injuries to the infrapatellar branch of the saphenous nerve. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc [Internet]. 2018 Apr [cited 2019 Apr 28];26(4):1197–203. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28573437>
 36. Schindler OS. Patellar Resurfacing in Total Knee Arthroplasty. In: Insall & Scott Surgery of the Knee. 2018. p. 1585–629.
 37. Cetin I, Erdemli B. Diz artroplastisinde teknik uygulama ozellikleri. In: Ege R, editor.

- Diz sorunları. Bizim Buro Basımevi; 1998. p. 411–31.
38. Erdemli B, Güzel B, Çetin İ. Total diz artroplastisinde deformitenin düzeltilmesi ve yumuşak doku dengesinin sağlanması. *TOTBİD Derg.* 2003;2(3–4):87–93.
 39. Sundfeldt M, V Carlsson L, B Johansson C, Thomsen P, Gretzer C. Aseptic loosening, not only a question of wear: A review of different theories. *Acta Orthop* [Internet]. 2006 Jan 26 [cited 2019 May 2];77(2):177–97. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16752278>
 40. Windsor RE, Scuderi GR, Moran MC, Insall JN. Mechanisms of failure of the femoral and tibial components in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* [Internet]. 1989 Nov [cited 2019 May 2];(248):15–9; discussion 19-20. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2805473>
 41. Aspenberg P, van der Vis H. Fluid pressure may cause periprosthetic osteolysis. Particles are not the only thing. *Acta Orthop Scand* [Internet]. 1998 Feb [cited 2019 May 2];69(1):1–4. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9524506>
 42. Willert HG, Bertram H, Buchhorn GH. Osteolysis in alloarthroplasty of the hip. The role of bone cement fragmentation. *Clin Orthop Relat Res* [Internet]. 1990 Sep [cited 2019 May 2];(258):108–21. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2203567>
 43. Ryd L. Micromotion in knee arthroplasty. A roentgen stereophotogrammetric analysis of tibial component fixation. *Acta Orthop Scand Suppl* [Internet]. 1986 [cited 2019 May 2];220:1–80. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3461667>
 44. Jasty MJ, Floyd WE, Schiller AL, Goldring SR, Harris WH. Localized osteolysis in stable, non-septic total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am* [Internet]. 1986 Jul [cited 2019 May 2];68(6):912–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3525569>
 45. Matthews JB, Green TR, Stone MH, Wroblewski BM, Fisher J, Ingham E. Comparison

- of the response of primary human peripheral blood mononuclear phagocytes from different donors to challenge with model polyethylene particles of known size and dose. *Biomaterials* [Internet]. 2000 Oct [cited 2019 May 2];21(20):2033–44. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10966012>
46. Saurabh, Khakharia Michael P., Nett Christopher A., Hajnik Giles R. S. Complications of Total Knee Arthroplasty. In: *Insall & Scott Surgery of the Knee*. 2018. p. 1858–83.
 47. Silbersack Y, Taute BM, Hein W, Podhaisky H. Prevention of deep-vein thrombosis after total hip and knee replacement. Low-molecular-weight heparin in combination with intermittent pneumatic compression. *J Bone Joint Surg Br* [Internet]. 2004 Aug [cited 2019 May 2];86(6):809–12. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15330019>
 48. Idusuyi OB, Morrey BF. Peroneal nerve palsy after total knee arthroplasty. Assessment of predisposing and prognostic factors. *J Bone Joint Surg Am* [Internet]. 1996 Feb [cited 2019 May 2];78(2):177–84. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8609107>
 49. Noorpuri BSW, Maqsood M. Osteonecrosis of the patella and prosthetic extrusion after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* [Internet]. 2002 Aug [cited 2019 May 2];17(5):662–3. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12168185>
 50. Waters TS, Bentley G. Patellar resurfacing in total knee arthroplasty. A prospective, randomized study. *J Bone Joint Surg Am* [Internet]. 2003 Feb [cited 2019 May 2];85-A(2):212–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12571296>
 51. Wood DJ, Smith AJ, Collopy D, White B, Brankov B, Bulsara MK. Patellar resurfacing in total knee arthroplasty: a prospective, randomized trial. *J Bone Joint Surg Am* [Internet]. 2002 Feb [cited 2019 May 2];84-A(2):187–93. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11861723>

52. Tözün R, Şener N. Total diz artroplastisi komplikasyonları, revizyon endikasyonları ve çözümler. In: Diz sorunları. 1998. p. 451–72.
53. Ritter MA, Harty LD, Davis KE, Meding JB, Berend ME. Predicting range of motion after total knee arthroplasty. Clustering, log-linear regression, and regression tree analysis. *J Bone Joint Surg Am* [Internet]. 2003 Jul [cited 2019 May 2];85-A(7):1278–85. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12851353>
54. Tözün i. R, Aydınok HÇ, Çakmak M, Dermirhan M. Total diz artroplastisinde protez yerleşim pozisyonunun diz skoru üzerindeki etkisi. *Acta Orthop Traumatol Turc* [Internet]. 1991 [cited 2019 May 2];25:360–4. Available from: <http://aott.org.tr/files/journals/1/articles/289/public/289-271-1-PB.pdf>
55. Wetzels T, van Erp J, Brouwer R, Bulstra S, van Raay J. Comparing Cementing Techniques in Total Knee Arthroplasty: An In Vitro Study. *J Knee Surg*. 2018;1(212).
56. Vanlommel J, Porteous AJ, Hassaballa MA, Luyckx JP, Bellemans J. Iatrogenic surface damage during femoral component impaction in total knee arthroplasty. *Knee* [Internet]. 2010;17(1):43–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2009.07.004>
57. Cross M, Smith E, Hoy D, Nolte S, Ackerman I, Fransen M, et al. The global burden of hip and knee osteoarthritis: estimates from the Global Burden of Disease 2010 study. *Ann Rheum Dis* [Internet]. 2014 Jul [cited 2019 May 4];73(7):1323–30. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24553908>
58. Xie F, Kovic B, Jin X, He X, Wang M, Silvestre C. Economic and Humanistic Burden of Osteoarthritis: A Systematic Review of Large Sample Studies. *Pharmacoeconomics* [Internet]. 2016 Nov 23 [cited 2019 May 4];34(11):1087–100. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s40273-016-0424-x>
59. Neogi T, Zhang Y. Epidemiology of Osteoarthritis. *Rheum Dis Clin North Am* [Internet]. 2013 Feb [cited 2019 May 4];39(1):1–19. Available from:

- <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23312408>
60. Johnson VL, Hunter DJ. The epidemiology of osteoarthritis. *Best Pract Res Clin Rheumatol* [Internet]. 2014 Feb [cited 2019 May 4];28(1):5–15. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24792942>
 61. Veronese N, Stubbs B, Solmi M, Smith TO, Noale M, Cooper C, et al. Association between lower limb osteoarthritis and incidence of depressive symptoms: data from the osteoarthritis initiative. *Age Ageing* [Internet]. 2017 May 1 [cited 2019 May 4];46(3):470–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27932358>
 62. Kye S-Y, Park K. Suicidal ideation and suicidal attempts among adults with chronic diseases: A cross-sectional study. *Compr Psychiatry* [Internet]. 2017 Feb [cited 2019 May 4];73:160–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27992846>
 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 Relat Res* [Internet]. 2001 Jul [cited 2019 May 4];(388):58–67. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11451133>
 64. Lidgren L. Annual Report 2008 Lund: The Swedish Knee Arthroplasty Register. 2008.
 65. Sadoghi P, Liebensteiner M, Agreiter M, Leithner A, Böhler N, Labek G. Revision surgery after total joint arthroplasty: A complication-based analysis using worldwide arthroplasty registers. *J Arthroplasty* [Internet]. 2013;28(8):1329–32. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2013.01.012>
 66. Gallo J, Goodman SB, Konttinen YT, Wimmer MA, Holinka M. Osteolysis around total knee arthroplasty: A review of pathogenetic mechanisms. *Acta Biomater* [Internet]. 2013;9(9):8046–58. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.actbio.2013.05.005>
 67. Pijls BG, Valstar ER, Nouta K-A, Plevier JW, Fiocco M, Middeldorp S, et al. Early migration of tibial components is associated with late revision. *Acta Orthop* [Internet].

- 2012 Dec 9 [cited 2019 May 4];83(6):614–24. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23140091>
68. Srivastava A, Lee GY, Steklov N, Colwell CW, Ezzet KA, D’Lima DD. Effect of tibial component varus on wear in total knee arthroplasty. *Knee* [Internet]. 2012;19(5):560–3. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2011.11.003>
 69. Jacobs, Shanbhag, Glant, Black, Galante. Wear Debris in Total Joint Replacements. *J Am Acad Orthop Surg* [Internet]. 1994 Jul [cited 2019 May 4];2(4):212–20. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10709011>
 70. Aspenberg P, van der Vis H. Fluid pressure may cause periprosthetic osteolysis. Particles are not the only thing. *Acta Orthop Scand* [Internet]. 1998 Feb [cited 2019 May 5];69(1):1–4. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9524506>
 71. Lotke P, Lonner J, Eds. Primary total knees: standard principles and techniques. In: *Knee arthroplasty*. Lippincot Williams & Wilkins; 2003. p. 49–72.
 72. Norton MR, Eyres KS. Irrigation and suction technique to ensure reliable cement penetration for total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* [Internet]. 2000 Jun [cited 2019 May 5];15(4):468–74. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0883540300158796>
 73. Hofmann AA, Goldberg TD, Tanner AM, Cook TM. Surface Cementation of Stemmed Tibial Components in Primary Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty* [Internet]. 2006 Apr [cited 2019 May 5];21(3):353–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16627142>
 74. Kalteis T, Pförringer D, Herold T, Handel M, Renkawitz T, Plitz W. An experimental comparison of different devices for pulsatile high-pressure lavage and their relevance to cement intrusion into cancellous bone. *Arch Orthop Trauma Surg* [Internet]. 2007 Oct 17 [cited 2019 May 4];127(10):873–7. Available from:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17763858>

75. Schlegel UJ, Siewe J, Delank KS, Eysel P, Püschel K, Morlock MM, et al. Pulsed lavage improves fixation strength of cemented tibial components. *Int Orthop* [Internet]. 2011 Aug [cited 2019 May 5];35(8):1165–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20953784>
76. Schlegel UJ, Püschel K, Morlock MM, Nagel K. An in vitro comparison of tibial tray cementation using gun pressurization or pulsed lavage. *Int Orthop*. 2014;38(5):967–71.
77. Stannage K, Shakespeare D, Bulsara M. Suction technique to improve cement penetration under the tibial component in total knee arthroplasty. *Knee*. 2003;10(1):67–73.
78. Banwart JC, McQueen DA, Friis EA, Graber CD. Negative pressure intrusion cementing technique for total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2000;15(3):360–7.
79. Kopec M, Milbrandt JC, Kohut N, Kern B, Allan DG. Effect of bone cement viscosity and set time on mantle area in total knee arthroplasty. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* [Internet]. 2009 Oct [cited 2019 May 5];38(10):519–22. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20011741>
80. Kopec M, Milbrandt JC, Duellman T, Mangan D, Allan DG. Effect of hand packing versus cement gun pressurization on cement mantle in total knee arthroplasty. *Can J Surg* [Internet]. 2009 Dec [cited 2019 May 5];52(6):490–4. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20011185>
81. Vanlommel J, Luyckx JP, Labey L, Innocenti B, De Corte R, Bellemans J. Cementing the Tibial Component in Total Knee Arthroplasty. Which Technique is the Best? *J Arthroplasty* [Internet]. 2011;26(3):492–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2010.01.107>
82. Cawley DT, Kelly N, McGarry JP, Shannon FJ. Cementing techniques for the tibial

- component in primary total knee replacement. *Bone Joint J* [Internet]. 2013 Mar [cited 2019 May 5];95-B(3):295–300. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23450010>
83. Gebert De Uhlenbrock A, Püschel V, Püschel K, Morlock MM, Bishop NE. Influence of time in-situ and implant type on fixation strength of cemented tibial trays - A post mortem retrieval analysis. *Clin Biomech* [Internet]. 2012;27(9):929–35. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.06.008>
84. Victor J, Ghijssels S, Tajdar F, Van Damme G, Deprez P, Arnout N, et al. Total knee arthroplasty at 15–17 years: Does implant design affect outcome? *Int Orthop* [Internet]. 2014 Feb 18 [cited 2019 May 6];38(2):235–41. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24346512>
85. Miskovsky C, Whiteside LA, White SE. The cemented unicondylar knee arthroplasty. An in vitro comparison of three cement techniques. *Clin Orthop Relat Res* [Internet]. 1992 Nov [cited 2019 May 5];(284):215–20. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1395296>
86. Mallory TH, Kraus TJ, Vaughn BK. Intraoperative femoral fractures associated with cementless total hip arthroplasty. *Orthopedics* [Internet]. 1989 Feb [cited 2019 May 5];12(2):231–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2922360>
87. Sakai R, Takahashi A, Takahira N, Uchiyama K, Yamamoto T, Uchida K, et al. Hammering force during cementless total hip arthroplasty and risk of microfracture. *Hip Int* [Internet]. [cited 2019 May 5];21(3):330–5. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21698583>
88. Kold S, Mouzin O, Bourgeault C, Søballe K, Bechtold JE. Femoral fracture risk in hip arthroplasty: smooth versus toothed instruments. *Clin Orthop Relat Res* [Internet]. 2003 Mar [cited 2019 May 5];(408):180–8. Available from:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12616057>

89. Kold S, Bechtold JE, Mouzin O, Bourgeault C, Søballe K. Importance of pre-clinical testing exemplified by femoral fractures in vitro with new bone preparation technique. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* [Internet]. 2005 Jan [cited 2019 May 5];20(1):77–82. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003304001846>
90. Kroeber M, Ries MD, Suzuki Y, Renowitzky G, Ashford F, Lotz J. Impact biomechanics and pelvic deformation during insertion of press-fit acetabular cups. *J Arthroplasty* [Internet]. 2002 Apr [cited 2019 May 5];17(3):349–54. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11938513>
91. Ries MD, Suzuki Y, Renowitzky G, Lotz JC, Barrack RL, Bourne RB, et al. Effect of cementless bowed stem distal surface contour and coronal slot on femoral bone strains and torsional stability. *J Arthroplasty* [Internet]. 2003 Jun [cited 2019 May 5];18(4):494–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12820094>
92. Burgers T, Mason J, Squire M, Ploeg H-L. Time-dependent fixation and implantation forces for a femoral knee component--an in vitro study. *Med Eng Phys* [Internet]. 2010 Nov [cited 2019 May 5];32(9):968–73. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453310001384>
93. Vanlommel J, Luyckx JP, Labey L, Innocenti B, De Corte R, Bellemans J. Cementing the Tibial Component in Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty* [Internet]. 2011 Apr [cited 2019 May 5];26(3):492–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20381290>
94. Schlegel UJ, Bishop NE, Püschel K, Morlock MM, Nagel K. Comparison of different cement application techniques for tibial component fixation in TKA. *Int Orthop* [Internet]. 2015 Jan 1 [cited 2019 May 5];39(1):47–54. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s00264-014-2468-x>

95. Nagel K, Bishop NE, Schlegel UJ, Püschel K, Morlock MM. The Influence of Cement Morphology Parameters on the Strength of the Cement-Bone Interface in Tibial Tray Fixation. *J Arthroplasty* [Internet]. 2017 Feb [cited 2019 May 5];32(2):563-569.e1. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0883540316305125>
96. Peters CL, Craig MA, Mohr RA, Bachus KN. Tibial Component Fixation With Cement. *Clin Orthop Relat Res* [Internet]. 2003 Apr [cited 2019 May 5];409:158–68. Available from: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00003086-200304000-00021>
97. Lutz MJ, Pincus PF, Whitehouse SL, Halliday BR. The effect of cement gun and cement syringe use on the tibial cement mantle in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* [Internet]. 2009 Apr [cited 2019 May 5];24(3):461–7. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S088354030700633X>
98. Cristofolini L, Viceconti M. Mechanical validation of whole bone composite tibia models. *J Biomech* [Internet]. 2000 Mar [cited 2019 May 5];33(3):279–88. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10673111>
99. Heiner AD, Brown TD. Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. *J Biomech* [Internet]. 2001 Jun [cited 2019 May 5];34(6):773–81. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11470115>
100. Panjabi MM, Krag M, Summers D, Videman T. Biomechanical time-tolerance of fresh cadaveric human spine specimens. *J Orthop Res* [Internet]. 1985 [cited 2019 May 5];3(3):292–300. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1002/jor.1100030305>
101. Linde F, Sørensen HC. The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone. *J Biomech* [Internet]. 1993 Oct [cited 2019 May 5];26(10):1249–52. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8253829>
102. Borchers RE, Gibson LJ, Burchardt H, Hayes WC. Effects of selected thermal variables on the mechanical properties of trabecular bone. *Biomaterials* [Internet]. 1995 May [cited

- 2019 May 5];16(7):545–51. Available from:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7492719>
103. Mazurkiewicz A. The effect of trabecular bone storage method on its elastic properties. *Acta Bioeng Biomech* [Internet]. 2018 [cited 2019 May 5];20(1):21–7. Available from:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29658529>
104. Kalteis T, Pförringer D, Herold T, Handel M, Renkawitz T, Plitz W. An experimental comparison of different devices for pulsatile high-pressure lavage and their relevance to cement intrusion into cancellous bone. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2007;127(10):873–7.
105. Lahm A, Mrosek E, Spank H, Erggelet C, Kasch R, Esser J, et al. Changes in content and synthesis of collagen types and proteoglycans in osteoarthritis of the knee joint and comparison of quantitative analysis with Photoshop-based image analysis. *Arch Orthop Trauma Surg* [Internet]. 2010 Apr 17 [cited 2019 May 6];130(4):557–64. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19838720>
106. Alho A, Lepistö J, Ylinen P, Paavilainen T. Cemented Lubinus and Furlog total hip endoprosthesis: a 12-year follow-up study of 175 hips comparing the cementing technique. *Arch Orthop Trauma Surg* [Internet]. 2000 [cited 2019 May 6];120(5–6):276–80. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10853895>
107. Ballard WT, Callaghan JJ, Sullivan PM, Johnston RC. The results of improved cementing techniques for total hip arthroplasty in patients less than fifty years old. A ten-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* [Internet]. 1994 Jul [cited 2019 May 6];76(7):959–64. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8027123>
108. Barrack RL, Mulroy RD, Harris WH. Improved cementing techniques and femoral component loosening in young patients with hip arthroplasty. A 12-year radiographic review. *J Bone Joint Surg Br* [Internet]. 1992 May [cited 2019 May 6];74(3):385–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1587883>

109. Madey SM, Callaghan JJ, Olejniczak JP, Goetz DD, Johnston RC. Charnley total hip arthroplasty with use of improved techniques of cementing. The results after a minimum of fifteen years of follow-up. *J Bone Joint Surg Am* [Internet]. 1997 Jan [cited 2019 May 6];79(1):53–64. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9010186>
110. Miller MA, Goodheart JR, Izant TH, Rimnac CM, Cleary RJ, Mann KA. Loss of Cement-bone Interlock in Retrieved Tibial Components from Total Knee Arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res* [Internet]. 2014 Jan 24 [cited 2019 May 6];472(1):304–13. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23975251>
111. Miller MA, Terbush MJ, Goodheart JR, Izant TH, Mann KA. Increased initial cement-bone interlock correlates with reduced total knee arthroplasty micro-motion following in vivo service. *J Biomech* [Internet]. 2014 Jul 18 [cited 2019 May 6];47(10):2460–6. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929014002371>
112. Walker PS, Soudry M, Ewald FC, McVickar H. Control of cement penetration in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* [Internet]. 1984 May [cited 2019 May 6];(185):155–64. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6705374>
113. Smith S, Naima VS, Freeman MA. The natural history of tibial radiolucent lines in a proximally cemented stemmed total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* [Internet]. 1999 Jan [cited 2019 May 6];14(1):3–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9926946>
114. Krause WR, Krug W, Miller J. Strength of the cement-bone interface. *Clin Orthop Relat Res* [Internet]. 1982 Mar [cited 2019 May 6];(163):290–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7067264>
115. Askew MJ, Steege JW, Lewis JL, Ranieri JR, Wixson RL. Effect of cement pressure and bone strength on polymethylmethacrylate fixation. *J Orthop Res* [Internet]. 1983 [cited 2019 May 6];1(4):412–20. Available from:

- <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6491790>
116. Bert JM, McShane M. Is it necessary to cement the tibial stem in cemented total knee arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res* [Internet]. 1998 Nov [cited 2019 May 6];(356):73–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9917670>
 117. Srinivasan P, Miller MA, Verdonchot N, Mann KA, Janssen D. Strain shielding in trabecular bone at the tibial cement-bone interface. *J Mech Behav Biomed Mater* [Internet]. 2017 Feb [cited 2019 May 6];66:181–6. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1751616116303800>
 118. Huiskes R. Some fundamental aspects of human joint replacement. Analyses of stresses and heat conduction in bone-prosthesis structures. *Acta Orthop Scand Suppl* [Internet]. 1980 [cited 2019 May 6];185:1–208. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6938104>
 119. Sih GC, Connelly GM, Berman AT. The effect of thickness and pressure on the curing of PMMA bone cement for the total hip joint replacement. *J Biomech* [Internet]. 1980 [cited 2019 May 6];13(4):347–52. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7400163>
 120. Mjöberg B, Pettersson H, Rosenqvist R, Rydholm A. Bone cement, thermal injury and the radiolucent zone. *Acta Orthop Scand* [Internet]. 1984 Dec [cited 2019 May 6];55(6):597–600. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6524324>
 121. Boner V, Kuhn P, Mendel T, Gisepp A. Temperature evaluation during PMMA screw augmentation in osteoporotic bone--an in vitro study about the risk of thermal necrosis in human femoral heads. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* [Internet]. 2009 Aug [cited 2019 May 6];90(2):842–8. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1002/jbm.b.31353>
 122. Reckling FW, Dillon WL. The bone-cement interface temperature during total joint

- replacement. *J Bone Joint Surg Am* [Internet]. 1977 Jan [cited 2019 May 6];59(1):80–2. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/833181>
123. DiPisa JA, Sih GS, Berman AT. The temperature problem at the bone-acrylic cement interface of the total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res* [Internet]. [cited 2019 May 6];(121):95–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/991524>
124. Mann KA, Miller MA, Pray CL, Verdonschot N, Janssen D. A new approach to quantify trabecular resorption adjacent to cemented knee arthroplasty. *J Biomech* [Internet]. 2012;45(4):711–5. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.12.008>
125. Maistrelli GL, Antonelli L, Fornasier V, Mahomed N. Cement penetration with pulsed lavage versus syringe irrigation in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* [Internet]. 1995 Mar [cited 2019 May 6];(312):261–5. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7634612>