



T.C.
SAĞLIK BAKANLIĞI
ANKARA EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ KLİNİĞİ

**PATELLAR TENDON RÜPTÜRLERİNDE TAMİR
VE AUGMENTASYON TEKNİKLERİNİN
BİYOMEKANİK KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Abdullah İYİGÜN

ANKARA - 2015



T.C.
SAĞLIK BAKANLIĞI
ANKARA EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ KLİNİĞİ

**PATELLAR TENDON RÜPTÜRLERİNDE TAMİR
VE AUGMENTASYON TEKNİKLERİNİN
BİYOMEKANİK KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Abdullah İYİGÜN

DANIŞMAN
Op. Dr. A. Onur KOCADAL

ANKARA - 2015

ÖNSÖZ

Uzun, yorucu fakat her günüyle heyecanını kaybetmediğim uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen ve yetişmemde sonsuz emeği olan değerli hocam Sayın Doç. Dr. Cem Nuri Aktekin'e

Bu süreçte bilgi ve becerileri ile tez danışmanlığımı üstlenen Sayın Op. Dr. A. Onur Kocadal'a

Eğitimim sırasında sonsuz ilgi ve tecrübeleriyle yetiştirilmemde katkıları çok büyük olan hocalarım Doç. Dr. K. Bahadır Alemdaroğlu, Prof. Dr. H. Mustafa Özdemir ve Prof. Dr. Nevres Aydoğan'a

Bilgi ve deneyimlerini her zaman benimle paylaşan değerli uzmanlarımız Op. Dr. Abdurrahman Sakaoğulları, Op. Dr. İsmail Murad Pepe, Doç. Dr. Veysel Ercan Dinçel, Doç. Dr. Serkan İltar, Op. Dr. Talip Kara, Op. Dr. Ahmet Özmeriç, Doç. Dr. Ertuğrul Akşahin, Doç. Dr. Mehmet Hakan Özsoy ve kliniğimizde birlikte çalışma şansı bulduğum diğer tüm uzmanlarımıza

Çalışmanın tamamlanmasında biyomekanik alandaki değerli katkıları için Doç. Dr. Tefik Demir'e

Bu zorlu yolculukta acı tatlı birçok hatırayı paylaştığımız asistan arkadaşlarıma ve beraber çalıştığımız tüm hastane personeline

Zor günlerimde her zaman yanımda olan sevgili eşim Dr. Fatma İyigün'e ve bu günlere gelmemde en büyük payı olan canım aileme

Sonsuz saygı, sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

Sayfa No:

| | |
|--|------|
| ÖNSÖZ | ii |
| İÇİNDEKİLER | iii |
| ÖZET..... | v |
| ABSTRACT..... | vii |
| KISALTIMA LİSTESİ..... | ix |
| RESİM LİSTESİ | XI |
| TABLO LİSTESİ..... | XIII |
| 1 GİRİŞ | 1 |
| 1.1. TARİHÇE | 1 |
| 2 GENEL BİLGİLER | 3 |
| 2.1 DİZİN EKSTANSÖR MEKANİZMASININ ANATOMİSİ | 3 |
| 2.1.1 Kuadriseps Femoris Kası | 4 |
| 2.1.2 Kuadriseps Tendonu..... | 4 |
| 2.1.3 Patella..... | 4 |
| 2.1.4 Patellofemoral Eklem Anatomisi | 7 |
| 2.1.5 Patellar Tendonun Anatomisi..... | 9 |
| 2.1.5.1 Tendonların Genel Özellikleri..... | 9 |
| 2.1.5.2 Tendonların Beslenmesi..... | 10 |
| 2.2 EKSTANSÖR MEKANİZMA BİYOMEKANİĞİ | 12 |
| 2.2.1 Patellar tendon moment kolu: | 12 |
| 2.2.2 Patellofemoral Eklem Reaksiyon Kuvveti (PFERK)..... | 14 |
| 2.2.3 Patellofemoral eklem temas alanı | 16 |
| 2.2.4 Çömelme biyomekaniği | 19 |
| 2.2.5 Düz bacak kaldırma biyomekaniği..... | 22 |
| 2.3 EKSTANSÖR MEKANİZMA YARALANMALARI..... | 23 |
| 2.3.1 Patellar tendon kopması | 24 |
| 2.3.2 Fizik muayene | 25 |
| 2.3.3 Radyolojik değerlendirme..... | 25 |
| 2.3.4 Tedavi seçenekleri..... | 28 |
| 2.3.4.1 Akut yırtıklarda kullanılan tedavi yöntemleri: | 28 |

| | | |
|---------|--|----|
| 2.3.4.2 | Kronik yırtıklarda kullanılan rekonstruksiyon yöntemleri şunlardır | 33 |
| 2.3.5 | Augmentasyon | 35 |
| 2.3.6 | Cerrahi sonrası bakım ve rehabilitasyon | 36 |
| 3 | MATERYAL VE METOD | 37 |
| 3.1 | ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI..... | 37 |
| 3.2 | TESPİT YÖNTEMLERİ | 38 |
| 3.2.1 | Krackow sütürasyon ile transosseoz onarım | 39 |
| 3.2.2 | Modifiye kessler sütürasyon ile transosseoz onarım..... | 40 |
| 3.2.3 | Sütür ankor ile onarım:..... | 41 |
| 3.2.4 | Augmentasyon: | 42 |
| 3.3 | BİYOMEKANİK TEST | 44 |
| 3.4 | İSTATİSTİK ANALİZ | 47 |
| 4. | SONUÇLAR | 48 |
| 5. | TARTIŞMA | 53 |
| 6. | KAYNAKÇA..... | 61 |

ÖZET

Giriş: Dizin ekstansör mekanizması alt ekstremitte biyomekaniğinin en önemli komponentidir. Patellar tendon kopması sıklıkla cerrahi onarım gerektiren bir yaralanmadır. Yapılan standart onarım transosseoz sütür tekniğidir ve bazen farklı materyaller ile augmented edilebilir. Ancak bu konuda ideal cerrahi tekniğin hangisi olduğu net değildir.

Bu çalışmanın amacı dana dizi modellerinde patellar tendonun farklı tamir ve augmentasyon tekniklerinin biyomekanik olarak karşılaştırılmasıdır. Hipotezimiz augmentasyon uygulanan transosseoz Krackow sütürasyon tekniğinin diğer tamir teknikleriyle kıyaslandığında, siklik yüklenmeler boyunca daha az siklik uzama miktarı ve daha yüksek maksimum dayanım kuvveti göstereceğidir.

Gereç ve yöntemler: Biyomekanik testte kullanılacak 60 adet taze dana dizleri lokal bir mezbahanedan temin edildi. Dizler tenotomi sonrası 3,5 mm titanyum sütür ankor (Fixlock®, Onarge, Ankara, Turkey) ve 5 numara polyester sütür (Ethibond, Ethicon, Somerville, New Jersey) ile Krackow ve modifiye Kessler sütürasyon yapılarak transosseoz tünel tekniği ile tamir edildi. Dizlerin 45°'i 3 grup halinde Ethibond, 2,0 mm Dall-Miles kablo ve tel serklaj ile augmented edildi. 15 dize ise augmentasyon olmadan onarım uygulandı.

Biyomekanik testlerde; numuneler önce 1 Newton/saniye (N/sn) çekme hızıyla 20 N yüke kadar gerildi. Daha sonra 20 N yükte 20 sn bekletildi. Bu beklemeden sonra 20 N ile 100 N arasında, 1 Hz frekansta çevrimsel yükleme uygulandı. Siklik uzama miktarları (SUM) ve maksimum dayanım kuvvetleri (MDK) kaydedildi.

Sonuçlar: Augmentasyon yapılan ve yapılmayan gruplar arasında ortalama MDK ve SUM değerleri açısından istatistiki anlamlı farklılık saptandı ($p < 0,05$). En yüksek ortalama MDK değeri (914 ± 184 N) ve en düşük ortalama SUM değeri ($0,558 \pm 0,424$ mm) tel serklaj augmentasyon yapılan grupta hesaplandı. Diğer tamir teknikleriyle kıyaslandığında; Dall-Miles kablo ile augmentasyon uygulanan transosseoz Krackow sütürasyon grubu, siklik yüklenmeler boyunca daha az siklik uzama miktarı ($0,504 \pm 0,183$ mm), tel serklaj ile augmentasyon uygulanan transosseoz Krackow sütürasyon grubu daha yüksek maksimum dayanım kuvveti (935 ± 220 N)

gösterdi. En zayıf onarım grubu augmentasyon uygulanmayan transosseoz modifiye Kessler sutureasyon tekniği ile tamir yapılan grup idi. En düşük ortalama MDK (282 ± 59 Newton) ise augmentasyon yapılmayan modifiye kessler sutureasyon ile onarım yapılmış gruptadır. En yüksek ortalama SUM değeri ($2,194\pm 1,027$ mm) augmentasyonsuz ankor ile onarım yapılan grupta idi.

Tartışma: Patellar tendon yırtıklarının tesavisinde kullanılan augmentasyon teknikleri patellofemoral eklemdede dengeli bir tespitede izin vererek olası komplikasyonları azaltmakta ve tespitin stabilitesini arttırmaktadır. Bununla beraber augmentasyon yönetiminin seğimi tespit stabilitesi doğrudan etkileyen bir faktördür. Tamir sırasında kullanılacak tamir tekniği, augmentasyon uygulanıp uygulanmaması ve kullanılan materyal tespitin dayanıklılığı ile doğrudan ilişkilidir. Cerrahi tedavi planlanırken her tespit metodunun klinik avantaj ve dezavantajları olduğu bilinmeli ve tespit yöntemlerinin biyomekanik davranışları göz önünde bulundurulmalıdır.

ABSTRACT

Background: Extensor mechanism is the most important component of the lower extremity for biomechanics. Ruptures of the patellar tendon are debilitating injuries usually requiring surgical repair. The standard procedure consists of repair of the tendon with sutures in transosseous tunnels, sometimes combined with augmentation of different materials. But the appropriate surgical technique for patellar tendon repair is unclear.

The aim of this study was to compare biomechanical the different repair modalities and augmentation technics of patellar tendon repair in calf knee model. Our hypothesis was that transosseous Krackow suture repair with augmentation thechnique provides better results concerning gap formation during cyclic loading and ultimate failure load compared with other surgical technique. The repair was performed in 15 knees without augmentation

Methods: Totally sixty fresh calf knees were obtained local abattoir for biomechanicals testing. Each knee underwent repair with 3,5 mm titanium suture anchors (Fixlock®, Onarge, Ankara, Turkey) or transosseous suture tunnels with Krackow and modified Kessler whipstitch technique that used suture of No. 5 polyester material (Ethibond, Ethicon, Somerville, New Jersey) followed by tenotomy. Forty five of 60 knees in 3 groups were reinforced by augmentation procedure with Ethibond suture, 2,0 mm Dall-Miles cable or wire cerclage.

Biomechanical analysis included pretensioning the constructs at 20 N for 20 seconds and then cyclic loading of 250 cycles between 20 and 100 N at 1 Hz in a servohydraulic testing machine with measurement of elongation. Ultimate failure load (UFL) and cyclic elongation (CE) values were recorded.

Results: There was statistically significant differences between augmentation made and untreated groups in terms of mean UFL and CE values ($p < 0,05$). The highest average value of UFL (914 ± 184 N) and the lowest average value of CE (0.558 ± 0.424 mm) was calculated in wire cerclage augmentation group. Compared with other

repair techniques; Dall-Miles cable augmentation applied transosseous Krackow suture group showed less cyclic elongations along the cyclic loads (0.504 ± 0.183 mm), wire cerclage with augmentation applied transosseous Krackow suture group showed higher maximum resistance force (935 ± 220 N). Transosseous modified Kessler suture technique without augmentation group was the weakest repair group. The lowest average UFL (282 ± 59 N) values was seen in modified Kessler suture without augmentation group. The highest average CE values ($2,194 \pm 1,027$ mm) was seen in anchor without augmentation group.

Discussion: Augmentation techniques used in the treatment of patellar tendon rupture is allowing stable fixation, reducing potential complications and increases the stability of the fixation. However selection of the augmentation method is directly affecting the stability of fixation. Repair technique to be used during repair, whether to apply the augmentation and endurance of the material used is directly related with the quality of fixation. Clinical advantages and disadvantages of each method of fixation should be known and biomechanical behavior of the each fixation method should be considered when planning the surgical treatment.

KISALTMA LİSTESİ

| | | |
|--------------------------------|---|--|
| A | : | patellofemoral temas alanı |
| b | : | vücut ağırlığı vektörünün diz rotasyon merkezine dik uzaklığı |
| B | : | basınç |
| BT | : | bilgisayarlı tomografi |
| CE | : | cyclic elongation |
| Cm | : | santimetre |
| cm² | : | santimetrekare |
| cm³ | : | santimetreküp |
| cos α | : | α açısının kosinüsü |
| DM | : | dabetes mellitus |
| F | : | kuvvet |
| HU | : | Hounsfield Unit |
| Hz | : | Hertz |
| KYÖ | : | kemik yoğunluk ölçümü |
| lbs | : | libre |
| m | : | tibia ağırlık merkezinin dizin rotasyon merkezine dik uzaklığı |
| M | : | moment |
| mm | : | milimetre |
| mm² | : | milimetrekare |
| MDK | : | maksimum dayanım kuvveti |
| MPa | : | megapaskal |
| MRI | : | manyetik rezonans görüntüleme |
| MUM | : | maksimum uzama miktarı |
| N | : | Newton |
| PDS | : | Polidioksanon |
| PFERK | : | Patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti |
| R | : | moment kolunun uzunluğu |
| SİAS | : | spina iliaca anterior süperior |
| SLE | : | sistemik lupus eritematozus |
| sn | : | saniye |
| SUM | : | sıklık uzama miktarı |

- t** : tibia ağırlığı
TOBB ETÜ : Türkiye Odalar ve Borsalar Birliği Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi
UFL : Ultimate failure load
USG : ultrasonografi
W : vücut ağırlığı



RESİM LİSTESİ

| | <u>Sayfa No:</u> |
|---|------------------|
| Resim 1. Ekstansör mekanizmayı oluşturan yapılar..... | 3 |
| Resim 2. Patella ve patellar tendon anatomisi..... | 5 |
| Resim 3: Patellanın morfolojik sınıflaması | 7 |
| Resim 4. Patellofemoral eklem anatomisi | 8 |
| Resim 5. A: vinkula yoluyla tendon beslenmesi. B: yakınlaştırılmış görünüm | 10 |
| Resim 6. Dizin rotasyon merkezinin fleksiyon hareketiyle yer değiştirmesi | 13 |
| Resim 7. Diz fleksiyonu ile patellar tendonun moment kolu uzunluğunun değişimi | 14 |
| Resim 8. Patellofemoral eklem reaksiyon kuvvetine etki eden vektörler | 15 |
| Resim 9. Dizin ekstansiyon fleksiyon hareketiyle PFERK' in değişimi. | 16 |
| Resim 10. Dizin ekstansiyon-fleksiyon hareketi sırasında patellanın konumu..... | 18 |
| Resim 11. Diz fleksiyon derecelerine göre patellofemoral temas..... | 18 |
| Resim 12. Çömelme biyomekaniği diyagramı | 21 |
| Resim 13. Düz bacak kaldırma biyomekaniği diyagramı | 22 |
| Resim 14. Ekstansör mekanizma yaralanmalarının yaşa göre ayrımı..... | 24 |
| Resim 15. Diz yan grafide artmış patellar yükseklik. | 26 |
| Resim 16. A-C, Ekstansör mekanizmadaki dejeneratif dikenleşme..... | 27 |
| Resim 17. Sol diz patellar tendon rüptürü saggital MRI kesiti. | 27 |
| Resim 18. Tendon gövdesindeki yırtıkların onarımı..... | 29 |
| Resim 19. A, B Krackow sütürasyon ile transosseoz onarımı | 30 |
| Resim 20. Modifiye kessler sütürasyon ile transosseoz onarım..... | 31 |
| Resim 21. Sütür ankor ile proksimal avulsiyon yırtıklarının onarımı | 32 |
| Resim 22. Distal avulsiyon yırtık onarımı..... | 33 |
| Resim 23. A-C, Kemikli aşil tendon grefti ile onarım | 34 |
| Resim 24. A-C, Hasstring otogreft ile rekonstruksiyon..... | 35 |
| Resim 25. A, Ethibond ile augmentasyon. B, hamstring otogrefti ile augmentasyon..... | 36 |

| | |
|--|----|
| Resim 26. Örnek patellanın koronal tomografik kesitinde KYÖ..... | 37 |
| Resim 27. Krackow sütünasyon ile transosseoz onarım yapılan dana dizi modeli..... | 40 |
| Resim 28. Modifiye kessler sütünasyon ile transosseoz onarım yapılan dana dizi modeli..... | 41 |
| Resim 29. 3,5 mm lik sütün ankor ile onarım yapılan dana dizi modeli..... | 42 |
| Resim 30. Augmentasyon uygulanan dana dizi modelleri. A: Ethibond, B: Dall-Miles, C: Tel serklaj..... | 43 |
| Resim 31. Çevrimsel yükleme test düzeneği..... | 45 |
| Resim 32. Testi tamamlanmış bir numune | 46 |



TABLO LİSTESİ

Sayfa No:

| | | |
|------------------|--|----|
| Tablo 1. | Günlük aktivitelere göre patellofemoral ekleme uygulanan kuvvet miktarları | 20 |
| Tablo 2. | Patellar tendon rüptürlerinde uygulanan cerrahi yöntemler | 28 |
| Tablo 3. | Çalışmada kullanılacak diz modellerinin cerrahi tekniğe göre dağılımı..... | 38 |
| Tablo 4. | Uygulanan onarım tekniğine göre oluşturulan gruplar | 43 |
| Tablo 5. | Tüm örneklerde MDK, MUM, SUM hesaplamalarının ortalama, minimum ve maksimum değerleri..... | 48 |
| Tablo 6. | Augmentasyon yapılan ve yapılmayan gruplarda MDK, MUM, SUM hesaplamalarının ortalama, minimum ve maksimum değerleri..... | 49 |
| Tablo 7. | Augmentasyon yapılan gruplarda MDK, MUM, SUM hesaplamalarının ortalama, minimum ve maksimum değerleri | 49 |
| Tablo 8. | Farklı dikiş tekniği uygulanan gruplarda MDK, MUM, SUM hesaplamalarının ortalama, minimum ve maksimum değerleri | 50 |
| Tablo 9. | Her bir alt grupta MDK, MUM, SUM hesaplamalarının ortalama, minimum ve maksimum değerleri..... | 51 |
| Tablo 10. | Alt grup kıyaslamalarının istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstergeleri | 52 |

1 GİRİŞ

Dizin ekstansör mekanizması alt ekstremitte biyomekaniğinin en önemli komponentidir. Bu mekanizmanın 40 yaş altı hastalarda en sık yaralanan yumuşak doku elemanı patellar tendondur. Patellar tendon rüptürleri spor yaralanmaları sonucu primer oluşabildiği gibi; total diz protezi, diz artroskopisi, ön çapraz bağın patellar tendon grefti ile onarımı sonrası iatrojenik veya sistemik lupus eritematozus (SLE), diabetes mellitus (DM) gibi sistemik hastalıklarla sekonder olabilmektedir. Konservatif tedavinin sınırlı vakalar harici uygulanmadığı patellar tendonun cerrahi onarımı ile ilgili literatürde dikiş materyallerinin, interferans vidalarının, ankorların ya da allo-oto greftlerin kullanıldığı farklı teknikler tanımlanmıştır.

Augmentasyon tendon tamirinin güçlendirilmesi olarak tanımlanabilir. Son yıllarda patellofemoral eklemin uyumlu rekonstrüksiyonunu, patella alta veya patellar tiltin ortaya çıkmasını engellemek ve patellar tendonun optimal tansiyonda iyileşmesini sağlamak amacıyla augmentasyon teknikleri kullanılmaktadır. Bu teknikler Dall-Miles cable, serklaj tel, Ethibond, fiber-wire ve hamstring otogrefti gibi materyallerin tüberositas tibia ve patellada açılan transvers tünellerden geçirilip bağlanarak destek oluşturulması temeline dayanır. Literatürde farklı augmentasyon teknikleri tanımlanmakla beraber bunların birbirlerine olan üstünlüklerine dair yeterli veri yoktur.

1.1. TARİHÇE

Tendon onarımlarının tarihsel gelişiminde “tendon” terimi ile ilgili ilk kayıtlar II. yüzyılda ligament ve sinirlerin bir karışımı olarak bahseden Galen’e aittir. Galen bu yapıların tamir edildiği zaman ağrı ve kasılmalara yol açacağını belirterek böyle bir cerrahiden kaçınılması gerektiğini savunmuştur [1]. Bu düşünce biçimi Avrupa’da XVII. ve XVIII. yüzyıllara kadar kabul görmüştür.

Tendonların onarılması işleminden bahseden ilk yazılı belgeler X. yüzyılda İbn-i Sina’ya aittir [2, 3]. Meekren, tendon hassasiyetini kontrol ederek yaralanmış tendonun devamlı ağrılara yol açacağı düşüncesini ortadan kaldırmış ve rönesansı

takip eden yıllarda birçok cerrah, yaralanmış tendonları onarmaya başlamıştır [1]. Albrecht von Haller'in 1752'de tendonların sinirler gibi ağrıya hassas olmadığını kanıtlaması ile Galen'in öğretisi tamamen yıkılmıştır. Hunter 1769'da yaptığı çalışmalar sonucu, tendon iyileşmesinin, kemikteki gibi kallus dokusu oluşarak meydana geldiğini bildirmiştir [1, 3].

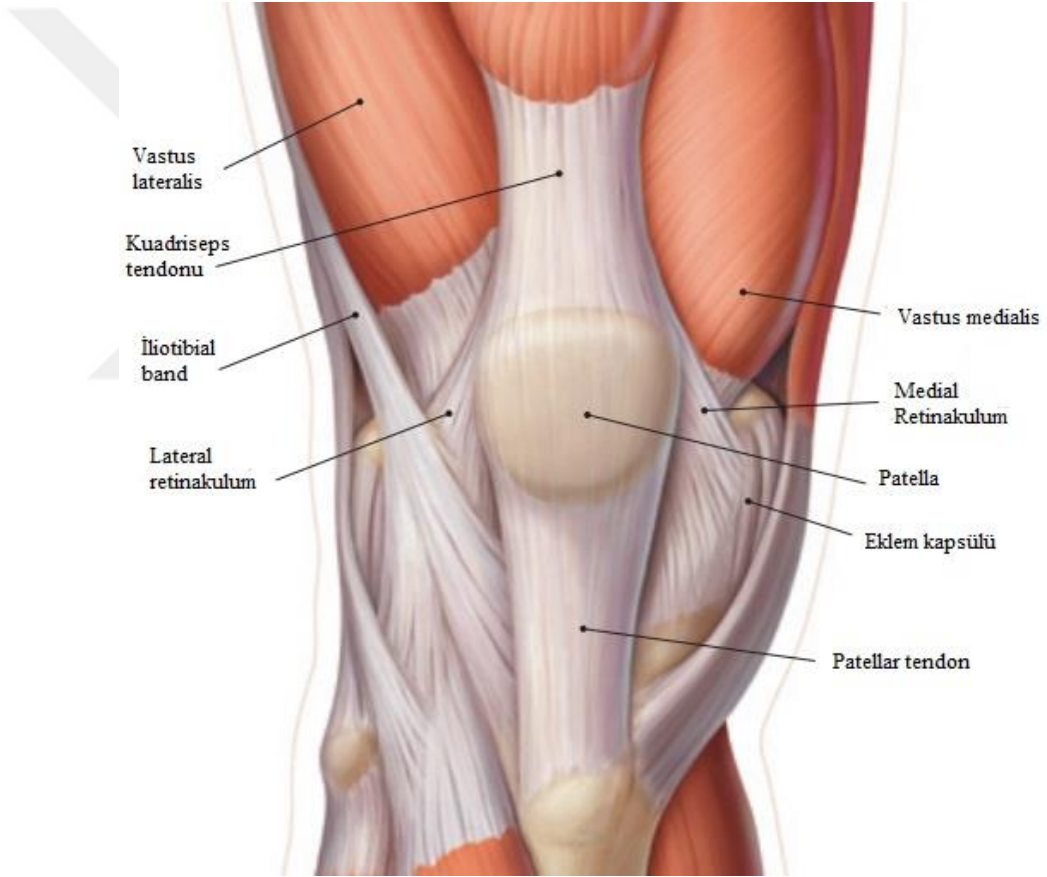
XIX. Yüzyılda Avrupa'da Nicoladoni, Velpeau, Tillaux, Franke, Amerika'da ise Milliken, Parrish ve Goldvvaith'in çalışmalarıyla tendon cerrahisine olan ilgi artmıştır. 1910 da Lange, Kirschner, Rehn ve Biesalski tendon dikiş ve greftleri üzerine çalışmalar yapmış, 1912'de Erich Lexer serbest tendon grefti olgularını bildirmiş [4-7]. Mayer 1916'da tendonların kan damarları ve kılıfları hakkında ayrıntılı anatomik çalışmalarının sonuçlarını yayınlamıştır [1].

Daha sonraki yıllarda Littler, Boyes, Flyn, Carroll, Iselin, Pulvertaft, Verdan tendon greftleri ve primer tendon onarımı konusunda büyük seriler yayınlamışlardır [1, 3]. Kessler (1961) ve Bunnell'in çapraz tendon dikişlerine karşı birbirine paralel atılan dikişleri tercih etmişlerdir [5, 6]. Günümüzde sık kullanılan Krackow dikiş tekniği 1986 yılında tanımlanmıştır [8].

2 GENEL BİLGİLER

2.1 DİZİN EKSTANSÖR MEKANİZMASININ ANATOMİSİ

Kuadriseps femoris kası, kuadriseps tendonu, patellofemoral eklem, patella, patellar tendon ve patellar retinakulum dizin ekstansör mekanizmasını oluşturan yapılardır (Resim 1). Dizin normal ekstansiyon fonksiyonunu sağlamak için bu yapıların fonksiyonel olması gereklidir. Kemik veya yumuşak dokunun herhangi birinin yaralanması dizin ekstansör mekanizmasını bozar [9].



Resim 1. Ekstansör mekanizmayı oluşturan yapılar

(Netter FH. Atlas of Human Anatomy 25th Ed. 2014)

2.1.1 Kuadriseps Femoris Kası

Kuadriseps kası uyluğun ön, iç ve dış taraflarını dolduran geniş bir kastır. Rektus femoris, vastus lateralis, vastus medialis ve vastus intermedius olarak adlandırılan, başlama yerleri birbirinden farklı ancak sonlanma yerleri aynı olan dört başının birleşmesiyle oluşur [10, 11].

Kuadriseps kas kompleksi diz ekleminin en kuvvetli ve tek ekstansör kasıdır; femoral sinir (L2,3,4) tarafından innerve edilir. Temel görevi patellanın ve diz ekleminin stabilizasyonunun sağlanması ve diz ekstansiyonudur.

2.1.2 Kuadriseps Tendonu

Kuadriseps kasının dört başının uyluğun ön yüzünün distalinde birleşerek oluşturduğu kuvvetli bir tendondur [12]. Ön parçası rektus femoris tendonu tarafından, ortadaki parça vastus lateralis ve medialis tendonları tarafından, arka parça ise vastus intermedius tendonu tarafından oluşturulur [13]. Bu tendon patellanın üst kutbuna tutunur. Fakat bir kısım lifleri kesilmeksizin patellanın önünden geçerek aşağıya doğru ligamentum patellaya katılır [13, 14].

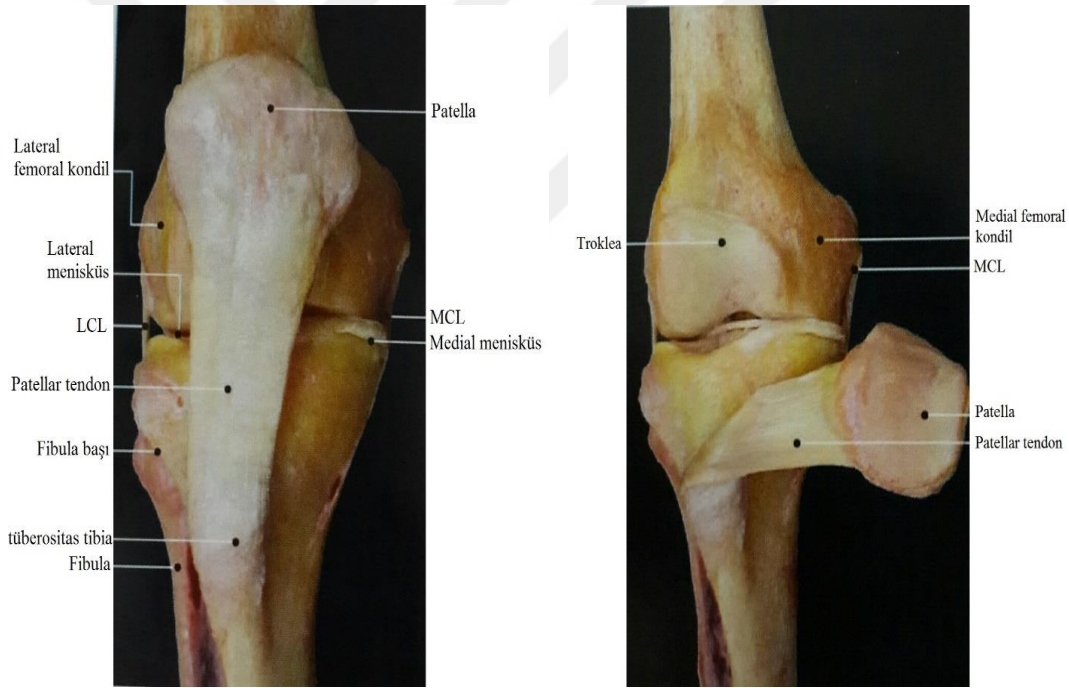
Patellayı yanlardan destekleyen ekstansör retinakulum (medial ve lateral retinakulum); vastus lateralisin ve tensor fasya lataanın liflerinin patellanın lateraline, vastus medialisin liflerinin patellanın medialine yapışarak tuberositas tibiaya kadar uzanması ile oluşur [15].

2.1.3 Patella

Ekstansör mekanizma içerisinde kuadriseps ve patella tendonu arasında yer alan patella vücudun en büyük sesamoid kemiğidir. Patellanın temel biyomekanik görevi; ekstansör mekanizmanın moment kolunu uzatmaktır [16]. Taban ve yan kısımlarına kuadriseps kasının lifleri yapışmakta, tepe kısmı ise ligamentum patella aracılığı ile tuberositas tibiaya bağlanmaktadır. Konveks olan ön yüzü üzerinde

kuadriseps tendonundan gelen lifler bulunur. Bu lifler ligamentum patellanın yüzeyel tabakasına katılır.

Eklem yüzeyi yükseltilemlerle ayrılmış yedi faset içerir. Majör bir yükselti medial ve lateral fasetleri vertikal olarak ayırırken, medial kenarın yakınındaki sekonder bir yükselti diğer faseti (medial faset-odd faset) ayırır. İki enlemesine yükselti superior, intermediate ve inferior fasetleri ayırır. Dizin tam fleksiyonunda medial faset-odd faset femur ile eklem yapar [17]. Medial eklem yüzeyi daha küçük ve hafif konvektir. Lateral yüzey kemiğin 2/3'ünü oluşturur ve sagittal düzlemde konveks, koronal düzlemde konkavdır [18] (Resim 2). Distal kutup ise patellofemoral eklem yüzeyine sahip olmayıp eklem dışıdır [19].



Resim 2. Patella ve patellar tendon anatomisi

(Miguel Cabanela, MD. *Surgical Atlas of Musculoskeletal System*, 2008)

Patellanın posterior yüzeyi iki kısma ayrılabilir. Eklem yapmayan inferior kısım patellanın %25' ini oluşturur. Patellanın apeksini oluşturan inferior yüzey kaba bir üçgen şeklindedir. Süperior eklem yapan kısım ise hyalin kıkırdakla kaplıdır ve patellanın %75' ini oluşturur. Normal patellanın eklem kıkırdağı orta kısmında 4-5

mm'ye kadar ulaşır, insan vücudundaki en kalın eklem kıkırdağıdır. Eklem yüzeyi tüm patella uzunluğu boyunca uzanmaz, kemik uzunluğunun 1/4'ünü eklem dışı distal kutup içerir [9, 20].

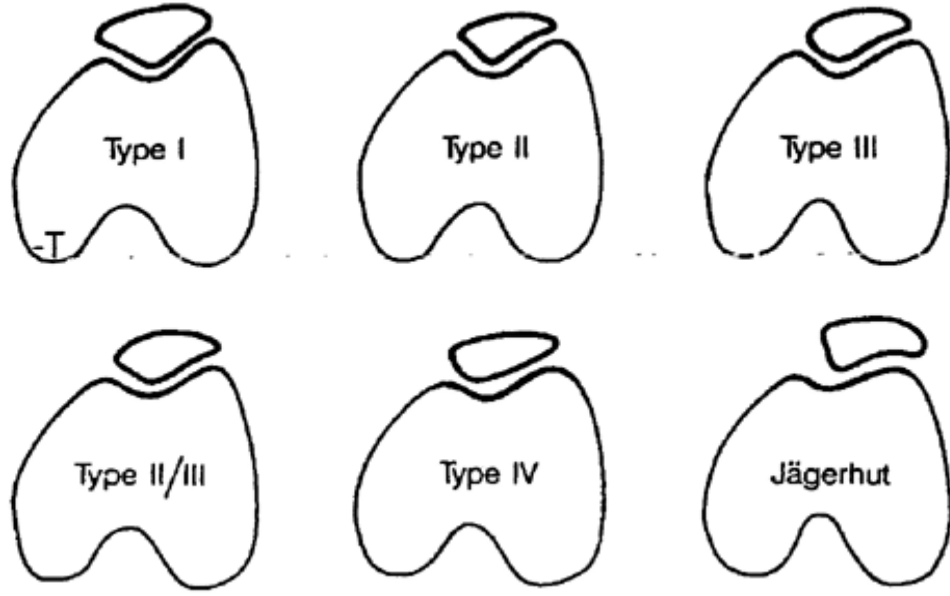
Patellanın anterior ve posterior yüzeyleri ile üç kenarı vardır. Patella anterior yüzey uzunluğu 38–53 mm, posterior yüzey uzunluğu 30–39 mm, genişliği 40–55 mm, kalınlığı ise 19–26 mm arasındadır [21]. Patellanın spongioza trabekülleri çoğunlukla sagittal doğrultuda olup patellanın tepesine doğru yönelik olup etkili olan kuvvetler yönünde düzenlenmişlerdir. Wiberg medial ve lateral fasetlerin boyutlarına göre üç tip patella belirlemiştir (Resim 3):

Tip 1: Medial ve lateral fasetler eşit boyutlardadır ve her ikisi de hafif konkavdır (%24 sıklıkla görülür).

Tip 2: Medial faset konkavdır, ancak lateral fasetten daha küçüktür. En sık görülen tiptir (%57).

Tip 3: Medial faset belirgin olarak küçüktür. Lateral faset ile karşılaştırıldığında konveks ve hemen hemen diktir (%19).

Tip 4: Baumgartl bu sınıflamaya 'Jaegerhut' patella denilen vertikal krista ve medial fasetin olmadığı tip 4'ü eklemiştir [21].

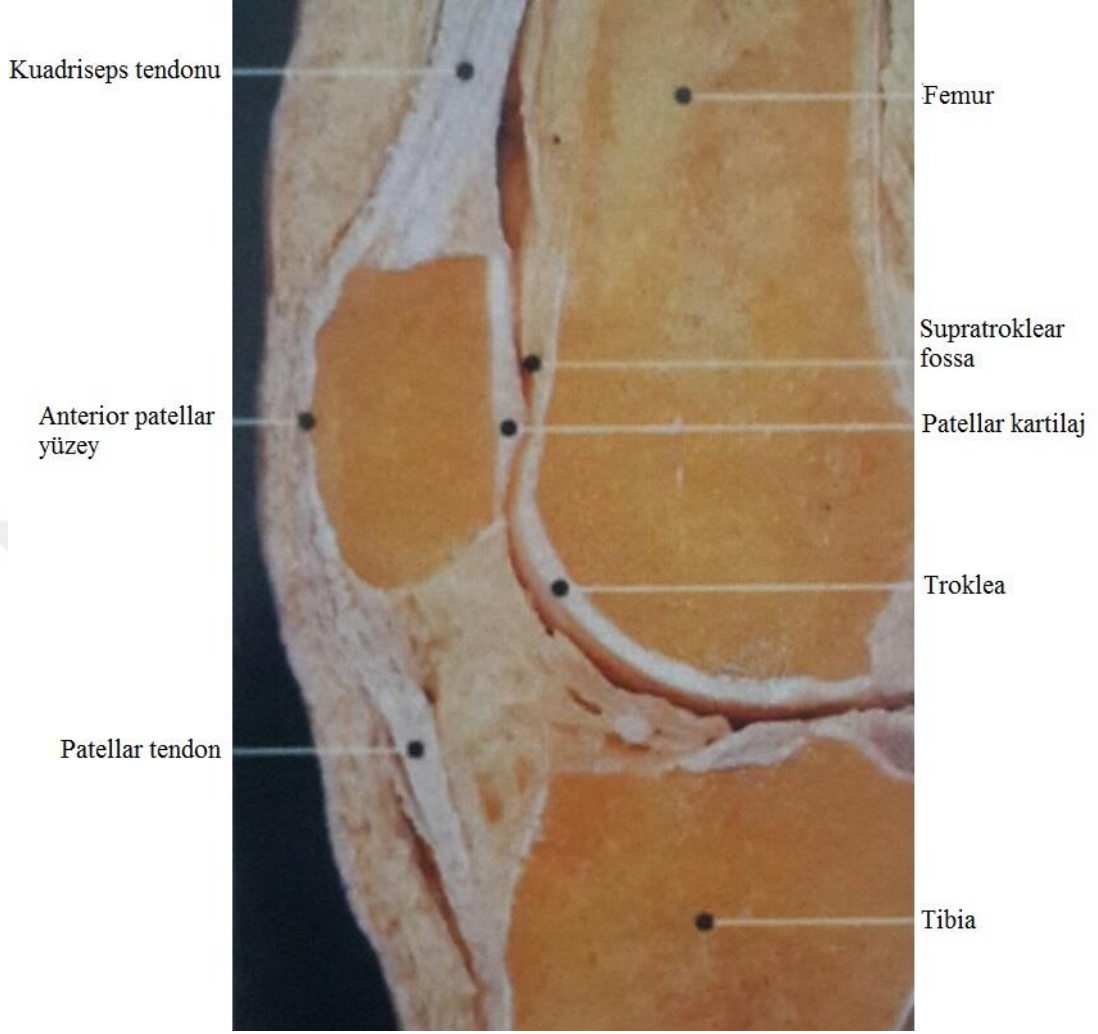


Resim 3: Patellanın morfolojik sınıflaması

(Wibeeg G. Roentgenographic and anatomic studies on the femoral patellar joint: with special reference to chondromalasia patellae. Acta Orthopaedica 1941)

2.1.4 Patellofemoral Eklem Anatomisi

Patellofemoral eklem anatomisi resim 4'de gösterilmiştir. Distal femurun anterior yüzeyinde patella ile eklem yapan bölgeye troklea (femurun patellar faseti, patellar oluk, femoral sulkus) denir. Medial ve lateral fasetlerden oluşan femoral troklear oluk, ince bir geometriye sahiptir ve patellofemoral eklem stabilitesini sağlayan faktörlerin başında yer almaktadır. Lateral faset medial fasete göre yaklaşık 1 santimetre (cm) daha yüksektir. Bu yükseklik patellanın laterale sublukse olmasını engeller ve troklear oluk içinde santralizasyonunu sağlayan destek etkisinin ortaya çıkmasına neden olur [22]. Troklea proksimalden distale gittikçe derinleşir. Klasik olarak distal femoral bölgede her iki kondilin tam ortasında yer aldığı belirtilse de, yapılan morfolojik çalışmalarda troklear oluğun lateral kondile daha yakın olduğu ve femur anatomik aksı ve mekanik aksı arasında lokalize olduğu gösterilmiştir [23]. Oluğun derinliği ve her iki fasetin eğim açılarının (slope angle) dikliği patellofemoral eklem instabilitesinin önleminde oldukça önemlidir [24]. Displastik olukların patellofemoral eklem instabilitesinde predispozan bir faktör olduğu gösterilmiştir [23, 25].



Resim 4. Patellofemoral eklem anatomisi

(Miguel Cabana, MD. *Surgical Atlas of the Musculoskeletal System. 1st Ed, 2008*)

Patellofemoral eklem radyografik değerlendirilmesi ilk olarak 1974 yılında Merchant tarafından tanımlanmıştır [26]. Bu teknik ile çekilen aksiyel görüntülerde femoral oluk açısının normal değerleri $138 \pm 6^\circ$ aralığında olup, 150° 'nin üzerindeki açılarda troklea displaziden söz edilmektedir [27].

Patellofemoral eklem zengin bir vasküler anastomoz tarafından beslenir. Eklem hem medial lateral hem de superior inferior olarak arteriyel dallar gelir [28, 29]. Bu vasküler anastomozu popliteal arterden köken alan dört genikulat arter ve yüzeysel femoral arterden çıkan dal ile rekurrent anterior tibial arter oluşturur [13].

Dizin anteriorunun duyusu, L2 ile L4 arasındaki sinir köklerinden sağlanır. Anteromedial bölge genitofemoral, femoral, obturator ve safen sinirden; anterolateral bölge ise lateral femoral ve lateral sural kütanöz sinirden duyu liflerini alır.

2.1.5 Patellar Tendonun Anatomisi

2.1.5.1 Tendonların Genel Özellikleri

Tendonlar makroskopik olarak beyaz renkli, uzun ve yassı yapılardır, çok sayıda kollajen lifinin, az miktarda mukopolisakkaritten zengin amorf maddenin ve bu amorf madde içerisinde çok az miktarda fibrositin oluşturduğu sıkı bağ dokusu elemanıdır [30].

Normal tendonun yapısı seyrek iğ şeklinde tendon hücreleri ve arada iyi organize olmuş hücre dışı matriksten oluşur. Matrikste tendona kendi gücünü kazandıran uzun iplikler halinde sıkı tip 1 kollajen demetleri vardır. Kollajen demetleri arasında küçük proteoglikan ve glikozaminoglikan zincirlerinden oluşan ara madde mevcuttur.

Tendonlar kas ile kemik arasında mekanik gücü nakleden ve kas kontraksiyonunu düzenleyen elastik enerji deposudur. Beklenmedik ani hareketlerde gücü absorbe ederek azaltırlar. Kasın devamlılığını sağlayan tendon, kemik veya kıkırdakta sonlanır. Güç dağılımı için tendonlar kemiğe 4 geçiş doku bağlantı tipini kullanarak yapışmaktadırlar [31].

- Tendon
- Fibrokartilaj (kollajen lifler fibrokartilaj yapıya dönüşerek)
- Kemik (mineralize kıkırdak dokusu kortikal kemikle birleşerek)
- Endotenondaki kollajen lifler kemiğin içerisine delici lifler olarak (sharpey lifleri).

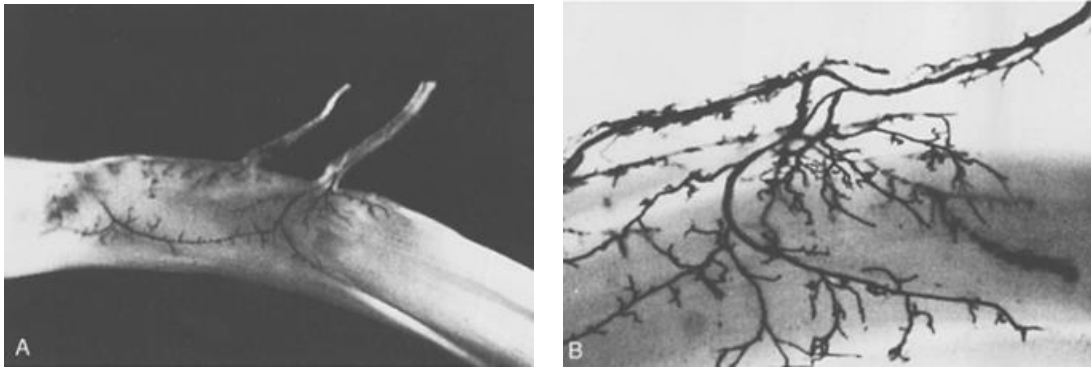
Kemiğe yapışma yerinde tendonun santral fibrilleri korteksi delerek kemik içinde kaybolurlar. Periferik fibriller periost fibrillerine karışır. Kıkırdak yapışma yerinde tendon fibrilleri perikondriuma girerek yaygın olarak dağılırlar [32]. İki tip tendon vardır, bunlar paratenon ile çevrili olanlar ve kılıflı tendonlardır [31].

Paratenon epitenonun dış yüzeyini destekleyen elastik lifler ve kan damarlarından oldukça zengin bir yapıdır. Oysa endotenonda çok az sayıda damarsal yapı mevcuttur. Primer demetler içinde ise hiç damar yoktur. Dolayısıyla metabolizma oldukça yavaştır [33]. Paratenonun dış yüzeyi düzdür ve çevre dokuyla çok sayıda bağlantı içermektedir. Böylece tendon hareketleri kısıtlanmamış olur.

Sürtünmelere yol açabilecek kemik ve benzeri sert dokular üzerindeki tendonlar sinovya (vagina tendineum veya tendon kılıfı) adı verilen bir bağ dokusu kılıfı içinde uzanırlar. Bu kılıf mezenkimal kökenli yassı hücrelerden oluşan iki tabakadan oluşur. İç tabaka paratenona sıkı şekilde tutunurken dış tabaka çevre dokulara yapışmıştır. İki tabaka arasında bir boşluk mevcuttur ve tabakaların boşluğa bakan yüzleri devamlılığı olmayan mezotel hücreleri ile döşenmiştir. Bu boşlukta sinovya benzeri protein, glikozaminoglikan, glikoprotein ve iyonlar içeren bir sıvı bulunur. Bu sayede tendon en dış kılıf içinde kayarak hareket edebilme özelliğini kazanır [34].

2.1.5.2 Tendonların Beslenmesi

Tendon beslenmesi iki ayrı kaynaktan olmaktadır, bunlar vasküler perfüzyon ve sinovyal difüzyondur. Yapılan bir çalışmada, difüzyonun perfüzyondan daha etkili olduğu sonucuna varılmış ve difüzyonun vasküler yapıdan arındırılmış tendonun beslenmesi için yeterli olduğu belirtilmiştir [35].



Resim 5. A: vinkula yoluyla tendon beslenmesi. B: yakınlaştırılmış görünüm

(Simon SR, editor: Orthopaedic basic science, ed 2, Rosemont III, 1994, merican Academy of Orthopaedic Surgeons.

Tendonlar ya paratenondan tendon içine ilerleyen bir damar ağı ya da vinkulumlar boyunca tendona giren tekil damarlarla beslenirler (Resim 5). Bu vasküler değişikliğin dikkate alınması cerrahi sonrasında oluşabilecek yapışıklıkların önlenmesinde ve tendonun sorunsuz iyileşmesinde büyük önem taşır [35]. Bu tekil damarların uzun tendonlara kas-tendon bileşkesinden veya periosteal yapışma yerinden girmesi cerrahi sırasında dikkat edilmesi gereken bir diğer özelliktir.

Sinovyal kılıf içinde tendonun vasküler yapısı intrinsek ve ekstrinsek vasküler sistem olarak iki ana başlık altında toplanır. Ekstrinsek vasküler yapı, mezotenon içindeki damarların kılıf içine doğru sinovyal refleks uzantı, vinkulumlar, osseoz insersiyon noktalarıdır. İntrinsek vasküler yapı ise endotenon içinde seyreden vasküler yapılardır [33].

Ligamentum patella ya da patellar tendon; apeks patella, bunun yan tarafları ve arka tarafında kalan pürtüklü saha ile tuberositas tibianin üst kısmı arasında uzanan yaklaşık 8 cm uzunluğunda, 2-3 cm genişliğinde ve 0,5 cm kalınlığında bir yapıdır. Kuadriseps tendonunun orta bölümünün lifleri, patella'nın ön yüzünden geçerek patella tendonunun yapısına katılır. Her iki yan tarafta kalan vastus lateralis ve vastus medialisin lifleri ise patellanın yan taraflarından aşağı doğru uzanır. Retinakulum laterale ve mediale denilen bu yapı, eklem kapsülüne kaynaşmış bir şekilde tibia'nın üst ucunun yan kısımlarına tutunur [15, 36]. Dizin medialinde retinakuler dokulardan oluşan bir bant şeklindeki yapı femur medial epikondilinden proksimale ve patellanın 2/3 süperomedial kısmına tutunarak medial patellofemoral ligamenti oluşturur [10, 16]. Medial patellofemoral ligament, lateral patellofemoral ligamentten daha belirgin bir yapıdır ve patellanın pasif medial stabilizatörüdür [10, 37]. İnsanlarda diz ekstansiyon durumunda iken patellanın üstünde ve altında bu bağlar gerilerek elle, hatta gözle dahi fark edilebilir. Retinakulumlar ile ligamentum patella arasındaki alanlar, eklem kapsülü zayıf olduğu için ve eklem içi basıncın negatif olması nedeniyle çukur şeklinde görülür [15, 37]. Patellar tendon tibiyanın proksimalinde tuberositas tibiaya yapışır.

2.2 EKSTANSÖR MEKANİZMA BİYOMEKANİĞİ

Patella, dizin ekstansiyon mekanizmasında kuadriseps kasının başlıca insersiyosu olması nedeni ile kuadriseps tarafından oluşturulan germe kuvvetlerini patellar ligamente iletirken kuadriseps tendonunun kuvvet kolunu uzatarak ve kas kuvvetinin vektörünü değiştirerek patellofemoral eklem stabilitesinde rol oynayan en önemli parçadır [20]. Tendonlar tensil kuvvetlere karşı oldukça dayanıklıdır ancak sürtünme ve kompresif kuvvetlere karşı yeteri kadar dayanıklı değildir. Patellanın varlığı tendonu femur ve tibiaya sürtünmeden korur. Patella ile troklear oluk arasındaki bu hareketli ilişkiden oluşan patellofemoral eklem fonksiyonel çalışması için ekstansör mekanizmanın diğer kas, bağ ve kemik parçalarının da uygun anatomik yapıda olması gerekmektedir. Ayrıca, vücudun ve alt ekstremitelerin dizilim bozukluklarında, dizin uzak ve yakın çevresindeki patellaya etki eden yapıların vektörel kuvvet ve yönleri değişeceği için patellofemoral eklem ve ekstansör mekanizmanın biyomekanik ve kinematik özellikleri değişim gösterecektir.

2.2.1 Patellar tendon moment kolu:

Patella, kuadriseps kası tendonu içindeki vücudun en büyük sesamoid kemiğidir ve görevi, kuadriseps kasının oluşturduğu kuvveti dizin rotasyon merkezinden uzaklaştırıp ekstansör kuvvet kolunu büyüterek dizin ekstansiyon fonksiyonunda bir mekanik avantaj sağlamak ve bu kuvveti patellar tendon aracılığıyla tibiaya aktarmaktır. Bu nedenle patellektomi yapılan dizlerde dizin yer çekimine karşı tam ekstansiyonunda yaklaşık %15-30 daha fazla ekstansör kuvvete gereksinim duyulduğu gösterilmiştir [38]. Diz 130° fleksiyondan 10° ekstansiyona doğru hareketi sırasında diz rotasyon merkezi sürekli değiştiğinden patella kuvvet kolundaki farklı uzunluklar nedeniyle ekstansör mekanizmaya olan etkisi de değişir (Resim 6).



Resim 6. Dizin rotasyon merkezinin fleksiyon hareketiyle yer değiştirmesi

(Kuru İ, Haberal B, Avcı Ç. Patellofemoral Biyomekanik. TOTBİD Dergisi 2012;11 (4):274-280.)

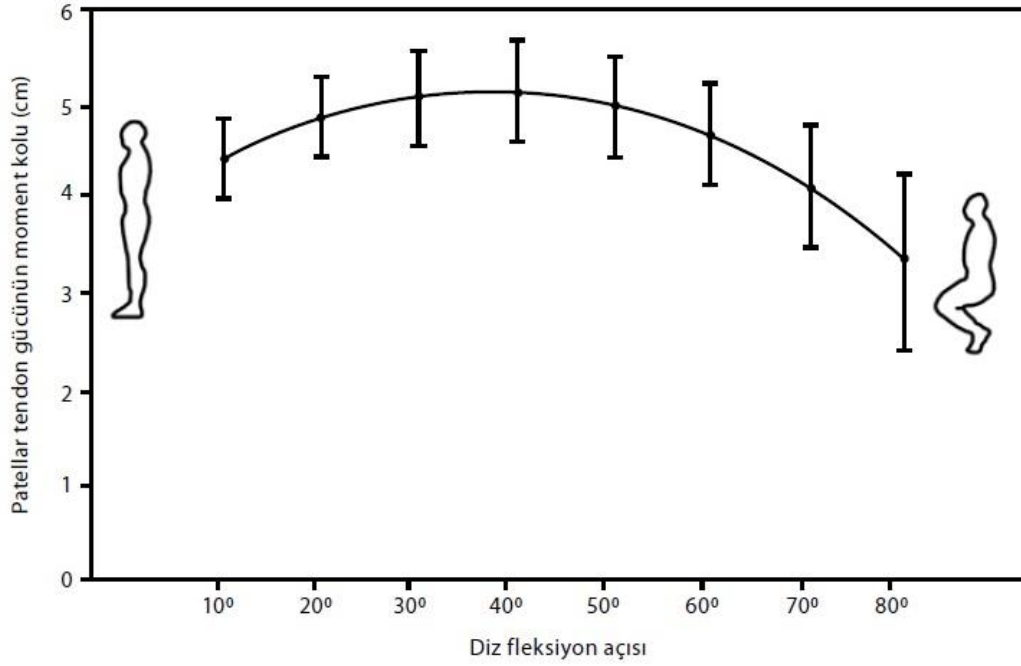
Moment:

$$M = F \cdot r$$

(M: moment, tork. F: kuvvet. r: moment kolu uzunluğu.)

denklemleri ile hesaplanır. Fleksiyon sırasında femur tibia üzerinde dđnerken aynı zamanda kayma hareketi yaptığı için sağlıklı bir dizde rotasyon merkezi ve buna bağlı olarak moment kolunun uzunluğu sđrekli değişir. Moment kolu, 90 derece fleksiyonda yaklaşık 2 cm ile en kısa değerini alırken, en uzun değerine 40 derece fleksiyonda yaklaşık 5 cm ile ulaşır (Resim 7).

Patella tam fleksiyondan tam ekstansiyona gelirken proksimal-distal doğrultuda yaklaşık 7 cm yol kat eder. Saggital dđzlemde ise bu yer değiştirme 19 mm kadardır. Diz fleksiyona gelirken tibiadaki ic rotasyon nedeniyle patella yaklaşık 7 mm mediale kayar ve 11° kadar ic rotasyon yapar, yaklaşık 8° lik frontal planda donme olur ve son 20° ekstansiyonda laterale doğru kayar [39].



Resim 7. Diz fleksiyonu ile patellar tendonun moment kolu uzunluğunun değişimi
(Kuru İ, Haberal B, Avcı Ç. *Patellofemoral Biyomekanik. TOTBİD Dergisi* 2012;11 (4):274-280.)

2.2.2 Patellofemoral Eklem Reaksiyon Kuvveti (PFERK)

Diz fleksiyonu ile beraber, patellanın posterior eklem yüzeyi femur troklear eklem yüzeyi ile temas halinde olur ve bu baskılayıcı güç patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti olarak adlandırılır. Patellofemoral eklemdeki bu yüzey basısı üç nokta eğilme konfigürasyonunu oluşturur. Bu eğici kuvvet yüklenmesi patellanın anterior yüzünde gerilme ile sonuçlanır ve bu da kuadriseps kontraksiyonu sonucu oluşan gerim kuvvetine eklenir. Patella ön yüzündeki gerim kuvvetinin büyüklüğü, diz 45° fleksiyonda iken en üst seviyeye yaklaşır [40].

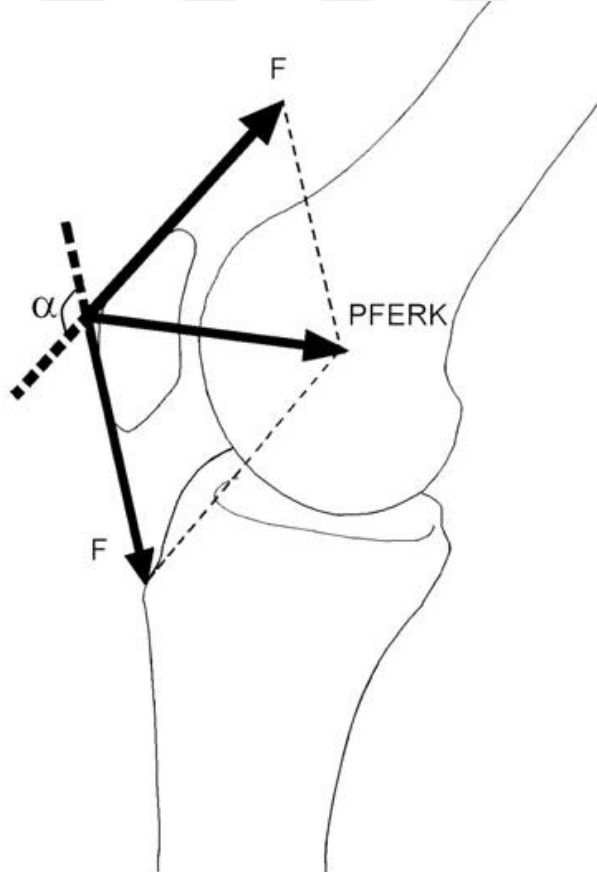
Patellofemoral eklem kabaca 3 kuvvet vektörünün etkisindedir [41]. Bu kuvvetler; kuadriseps tendonun çekme kuvveti, patellar tendonun çekme kuvveti ve patellofemoral eklem reaktif kuvvetidir (Resim 8). Patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti büyüklüğü dizin fleksiyon açısı ve kuadriseps kasının kasılma gücüne bağlıdır [39]. Patella dizin sıfır derece ekstansiyondan 20 derece fleksiyonuna kadar trokleaya temas etmez bu nedenle kuadriseps tendonu ve patellar tendondaki gerilme kuvveti aynıdır. 20° fleksiyondan itibaren temas etmeye başlar ve patellofemoral temas

alanındaki eklem reaksiyon kuvvetini kuadriseps tendonu ve patellar tendondaki gerilme kuvvetlerinin bileşke vektörü oluşturur. Temas başladıktan sonra bu iki gerilme kuvveti birbirlerine eşit olmamalarına rağmen pratikte patellofemoral temas yüzeyinde sürtünmenin sıfır olduğu düşünülerek eşit kabul edilir. Bilindiği üzere aralarında alfa (α) açısı bulunan birbirine eşit iki kuvvetin vektörel bileşkesi şu formülle hesaplanır:

$$PFERK = 2F \cos \alpha/2$$

(F: Patellar ve kuadriseps tendon gerilme kuvveti. α : Her iki kuvvet arasındaki açı) [42].

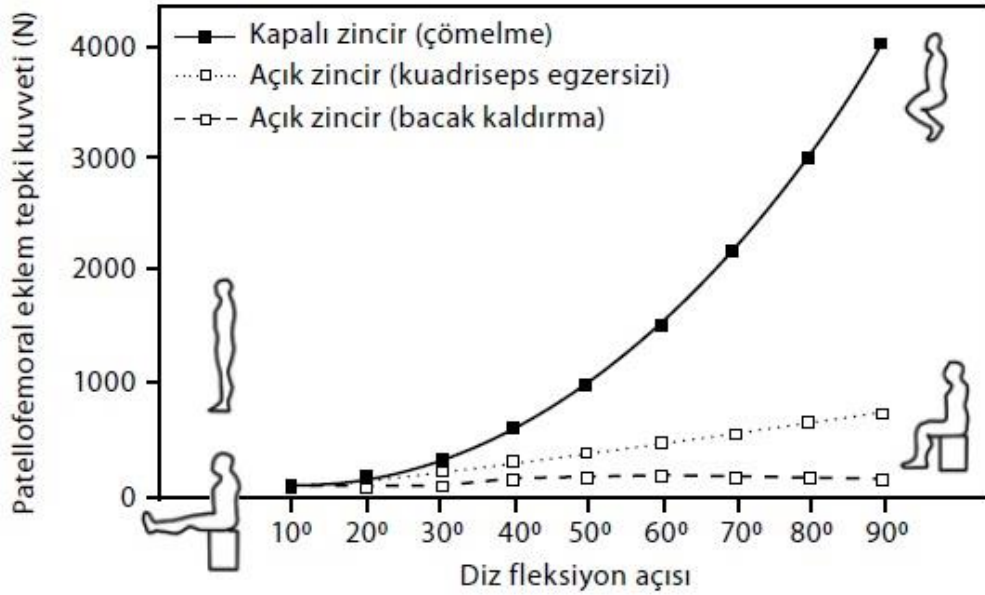
Dizin fleksiyon ve ekstansiyonuyla alfa açısı değişir. Diz tam ekstansiyona getirildiğinde yani sıfır derece fleksiyon açısında yaklaşık 150 derece olan bu açı diz 90 derece fleksiyona geldiğinde yaklaşık 100 derece olur.



Resim 8. Patellofemoral eklem reaksiyon kuvvetine etki eden vektörler

(Kuru İ, Haberal B, Avcı Ç. Patellofemoral Biyomekanik. TOTBİD Dergisi 2012;11 (4):274-280.)

Alfa açısı birçok faktöre bağlı olarak değişiklik gösterir. Dizin fleksiyon ve ekstansiyonu, patellar tendonun tüberositas tibiaya yapışma açısı, diz bağ instabiliteleri, patella alta ve baja a açısında değişiklikler oluşturur. Normal dizlerde α açısı dizin fleksiyonu arttıkça azalır. Açılı azaldıkça $\cos \alpha/2$ değeri de giderek artar yani bire doğru yaklaşır. Ekstansör mekanizmanın oluşturduğu gerim kuvveti, patellofemoral eklemdaki temas alanı yeri ve büyüklüğü dizin hareketi ile değiştiği için trokleadaki birim alana düşen kuvvet ya da basınç da değişiklik gösterir (Resim 9). Normal hızda bir yürümeyle oluşan yaklaşık 9 derecelik fleksiyon vücut ağırlığının yaklaşık yarısı kadar bir PFERK oluşmasına neden olur. Merdiven inerken ve çıkarken oluşan 60 derecelik fleksiyonla vücut ağırlığının 3,3 katı, yarı çömelmede (90 derece fleksiyon) 6,5 katı, tam çömelmede (130 derece fleksiyon) 7,8 katı kadar PFERK oluşmaktadır [43].



Resim 9. Dizin ekstansiyon fleksiyon hareketiyle PFERK' in değişimi.

(Kuru İ, Haberal B, Avcı Ç. Patellofemoral Biyomekanik. TOTBİD Dergisi 2012;11 (4):274-280.)

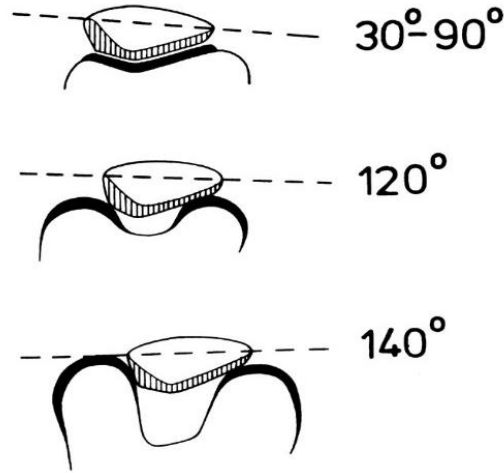
2.2.3 Patellofemoral eklem temas alanı

Patella sıradan bir kaldıraçtan daha farklı olarak, dizin fleksiyon ve ekstansiyon hareketi sırasında ekstansör mekanizmanın destek noktası sürekli yer değiştirir.

Sagittal planda, patellofemoral temas alanı proksimalden distale doğru hareket arkı ile beraber kayar [44]. Patellanın varlığı kuadriseps tendonu tarafından oluşturulan gerim kuvvetini kademeli olarak artırıp azaltabilir.

Patella, dizin fleksiyon ekstansiyon hareketi sırasında femoral trokleaya göre 7,4 cm'lik bir mesafe kat etmektedir [21]. Patella hareketi boyunca, hiçbir zaman troklea ile tamamen temas halinde değildir. Temas alanları da farklı fleksiyon derecelerine göre değişkenlik gösterir. Dizin hareketiyle patella ve femoral troklea arasındaki ilk temas, fleksiyonun ilk 20 derecesinden sonra patellanın distal kısmında medial ve lateral fasetlerin dar bir şeridi aracılığı ile gerçekleşir. Patellofemoral temas alanı dizin fleksiyon derecesi arttıkça patellanın proksimaline doğru yer değiştirir. 15-30 derece fleksiyonda patellanın 1/3 distali, 30-60 derece fleksiyonda 1/3 orta kısmı ve 60-90 derecede ise 1/3 üst kısmı troklea ile temastadır. Yani artan fleksiyon derecesi ile birlikte temas alanı artar.

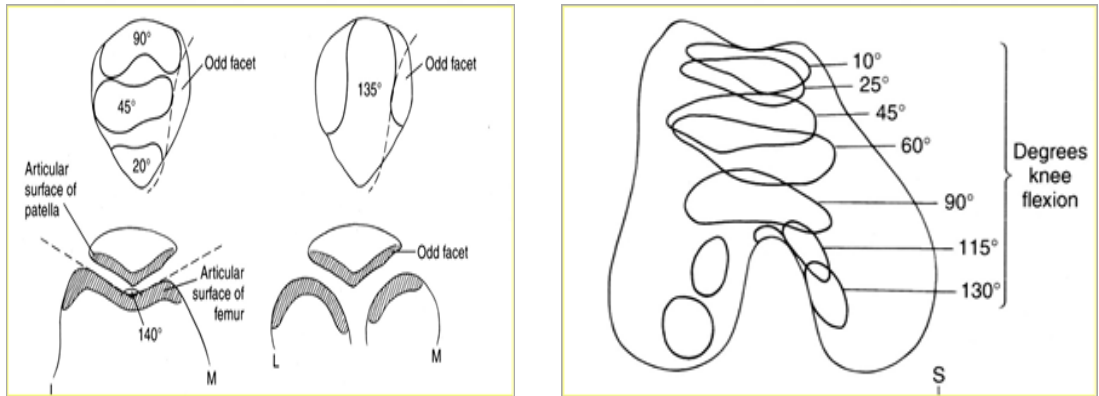
Doksan derece fleksiyona kadar 'odd faset' dışında patella eklem yüzeyinin her kısmı, belli fleksiyon derecelerinde troklea ile temas yapar ve temas alanı, patellanın medial ve lateral fasetlerinden bir bölümü her zaman içerir ve bu derecelerde, periferde bulunan kısımlar troklea ile temasa girmezler. Doksan dereceden sonraki fleksiyonda ise, patella, femurun kondiler fasetlerinin proksimaline doğru ilerler. Temas alanları, özellikle 120 derece fleksiyondan sonra patellanın periferik kısımlarına doğru yer değiştirir. Yüz otuz beş derece fleksiyonda patella, rotasyon hareketi yaparak, odd faset başta olmak üzere tüm periferik kısımları ile temas alanı oluşturur. Santral kısımlar ise temas dışı kalır (Resim 10) [45-47].



Resim 10. Dizin ekstansiyon-fleksiyon hareketi sırasında patellanın konumu

(Fulkerson JP. *Disorders of the Patellofemoral Joint*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins)

Temas alanındaki bu değişkenlik, farklı kıkırdak bölgelerinin ayrı ayrı yüklenmesine ve yükten kurtulmasına olanak sağlar. Bu özellik, eklem kıkırdağının aşırı yüklenmesini önleyerek kıkırdak hasarının meydana gelmesine karşı bir mekanizma oluşturmuştur (Resim 11).



Resim 11. Diz fleksiyon derecelerine göre patellofemoral temas

(Escamilla R, Zheng N *Clinic Biomechanics* 23;8:1026-1037, 2008)

Toplam patellar yüzey 12-13 cm²'dir [47]. Ancak temas yüzeyi, hiçbir zaman bu alanın tamamını içermez [48]. Normalde patella alta veya patella bajada olduğu gibi daha erken veya daha geç başlıyor olması patellar tendonun uzunluğunun patellofemoral temas alanına olan etkisindedir [38]. Basınca dayalı filmlerle yapılan çalışmalarda 20 derece fleksiyundayken 2,6 cm²' lik temas alanı dizin fleksiyonu ile

daha distale doğru kayar ve yaklaşık olarak 90 derecede en yüksek değerine (4,1 cm²) ulaşır [38, 43].

120° fleksiyonda bu değer yaklaşık olarak 3,4 cm²'ye düşer ve patellar tendon teması başlamış olur. Patellofemoral eklemdaki temas alanının büyüklüğünde ve değişiminde aktivite biçimi de etkilidir. Çömelme esnasında temas alanı miktarı dizin fleksiyonu ile giderek artar ve en yüksek değerine (6,5 cm²) 90° ulaşır. Vücut ağırlığı nedeniyle daha çok artan gerilme kuvvetlerinin oluşturduğu PFERK'nin oluşturacağı basınç temas alanındaki artışla giderilmiş olur. Oysa düz bacak kaldırma hareketi sırasında dizin fleksiyonu ile temas alanında yine artış olur fakat en yüksek değerine (3,5-4 cm²) 90° fleksiyonda ulaşır [43].

Basınç birim alana uygulanan kuvvettir ve;

$$B = \text{PFERK}/A$$

denklemleri ile bulunur. Dizin fleksiyonu ile değişen PFERK ve temas alanı dizin fleksiyonu ile değişen bir stres oluşturur. Bağlantıda PFERK yerine gerilme kuvvetleri ve diz fleksiyonu bakımından değerini koyarsak:

$$B = \frac{2F \cos \alpha / 2}{A}$$

bağıntısı elde edilmiş olur. Yani temas alanındaki azalmalar gerilme kuvvetlerindeki artış ve dizin fleksiyonu basıncı artırmaktadır. Sonuç olarak temas alanı ve PFERK'yi değiştiren her türlü sorun basınç değişikliğine yol açacak ve klinikte ağrı veya daha ileri tablolarla karşımıza çıkacaktır [38, 43]. Yirmi derece fleksiyonda 2 megapascal (MPa) olan basınç, 30 derecede 2.4; 60 derecede 4.1 ve 90 derecede 4.4 MPa'dır [39]. En büyük artış 30 ve 60 dereceler arasında olmakta ve 120 derecede ortalama 3.5 MPa'dır. Yüz yirmi dereceden sonra ortaya çıkan tendofemoral temas basıncının artmasına engel olur [38].

2.2.4 Çömelme biyomekaniği

Patellofemoral eklem basıncı, dizin fleksiyon derecesi ve vücut ağırlığına göre değişkenlik gösterir (Tablo 1). Yürüme, çömelme veya merdiven çıkma sırasından

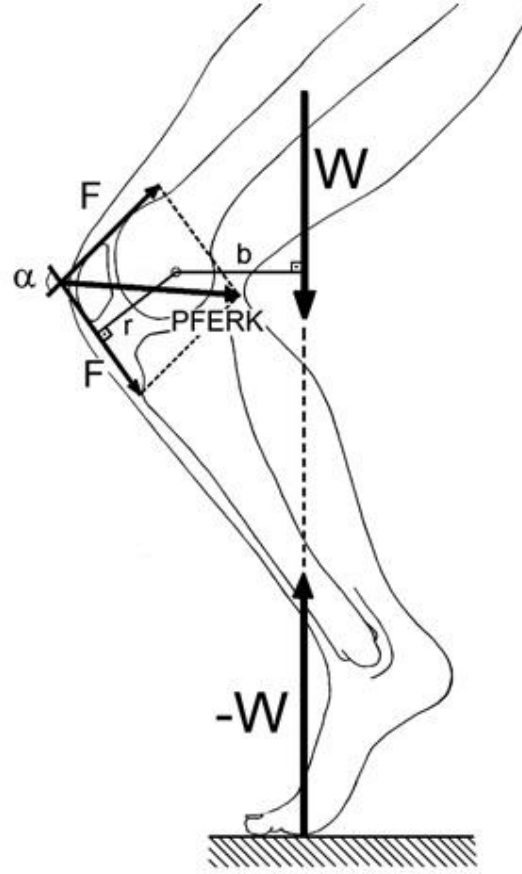
vücut ağırlığını dengeleyen ekstansör mekanizma gerilme kuvvetinin oluşturduğu basınç ve buna etki eden faktörler farklı çalışmalarla hesaplanmıştır. Fürmaier'in araştırmasına göre 60 kg ağırlığındaki bir kişide tüm vücut ağırlığı fleksiyondaki diz üzerine verildiğinde, bu basınç 45 derece fleksiyonda 162 Kgf, 90 derece fleksiyonda 444 Kgf ve 135 derece fleksiyonda 774 Kgf' dir [49]. Maquet benzer yöntemle yaptığı hesaplamalarda ise daha yüksek değerler elde etmiştir [50]. Matthews, 90 derece fleksiyonda ölçülen maksimum patellofemoral temas basıncı değerini 9,4 MPa olarak bulmuştur [48]. Humberto ve Hayes'in hesaplamalarına göre, ortalama patellofemoral temas basınçları 20 derece fleksiyonda 2,0 MPa, 30 derecede 2,4 MPa, 60 derecede 4,1 MPa ve 90 derecede 4,4 MPa. Ortalama patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti ise, 20° fleksiyonda 497 Newton (N), 90° ise 1555 N'dur [51].

Tablo 1. Günlük aktivitelere göre patellofemoral eklem uygulanan kuvvet miktarları

| Aktivite | Kuvvet | Vücut Ağırlığı % | Kuvvet Libresi |
|-------------------|--------|------------------|----------------|
| Yürüyüş | 850N | 0,5 x VA | 100 Ibs |
| Bisiklete Binme | 850N | 0,5 x VA | 100 Ibs |
| Merdivenden Çıkma | 1500N | 3,3 x VA | 660 Ibs |
| Merdivenden İnme | 4000N | 5 x VA | 1000 Ibs |
| Tempolu Koşu | 5000N | 7 x VA | 1400 Ibs |
| Çömelleme | 5000N | 7 x VA | 1400 Ibs |
| Tam Çömelleme | 15000N | 20 x VA | 4000 Ibs |

N: Newton, VA: vücut ağırlığı, Ibs: libre. (Escamilla R, Zheng N. Clinical Biomechanics. 23;8:1026-1037)

Tek bacak üzerinde duran bir insanın o andaki dengesi fleksör ve ekstansör momentlerin eşitliği ile sağlanır. Vücut ağırlığı femur aracılığıyla, yer tepki kuvveti de tibia aracılığıyla dizde fleksör moment oluşturur. Yani ekstansör moment, femur ve tibianın fleksör momentlerinin toplamına eşittir (Resim 12).



Resim 12. Çömelme biyomekaniği diyagramı

(Kuru İ, Haberal B, Avcı Ç. Patellofemoral Biyomekanik. TOTBİD Dergisi 2012;11 (4):274-280.)

$$F.r = W.b + W.b$$

$$F = 2Wb/r$$

F: patellar tendon gerim kuvveti

W: vücut ağırlığı

r: patellar tendonun diz rotasyon merkezine olan uzaklığı, moment kolu

b: vücut ağırlığı vektörünün diz rotasyon merkezine dik uzaklığı

$$PFERK = 2 F \cos \alpha/2$$

PFERK: patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti

α : kuadriseps tendonu ve patellar tendon arasındaki açı

$$B = PFERK/A$$

B: basınç

A: patellofemoral temas alanı

Bu formüleri kombine edersek ve moment kolları uzunlukları ile alfa açısını çömélme pozisyonuna göre ortalama sabit olarak alırsak patellofemoral basınç aşağıdaki denkleme göre vücut ağırlığı ile doğru orantılı olarak artacaktır.

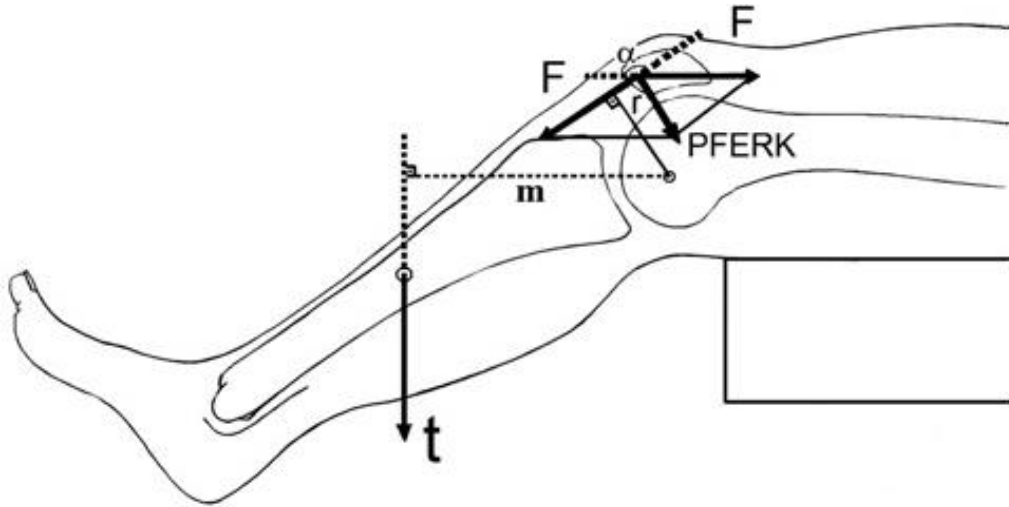
$$PFERK = \frac{4Wb \cos \alpha/2}{r}$$
$$B = \frac{4Wb \cos \alpha/2}{Ar}$$

Bu formülden anlaşıldığı gibi; fleksiyon derecesi (alçak yerde oturma, bağdaş kurma), vücut ağırlığı (kilo alma, hızlı yürüme, koşma, zıplama) ve moment kolu arttıkça (lomber lordoz artışı, kalça anteversiyonu) basınç artacaktır. Patellofemoral temas alanı (femoral retroversiyon, genu varum, genu valgum) ve patellar tendon moment kolu arttıkça (patellofemoral eklem uyumsuzluğu, arka çapraz bağ yırtığı, hasmtring kısısalığı) basınç azalacaktır.

Sonuç olarak patellofemoral basıncı etkileyen birçok faktör vardır. Çömélme, oturduğu yerden kalkarken veya merdiven çıkma sırasında diz önu ağırsı yakınması ile gelen hastada bütün bu faktörlerin gözden geçirilmesi gerekir. Ayrıca bu sorunun kaynağı patellofemoral eklemi etkileyen dizden uzak bir bölge de olabilir [52].

2.2.5 Düz bacak kaldırma biyomekaniği

Düz bacak kaldırma sırasında patellofemoral basıncın hesaplanmasını resim 13 üzerinden değerlendirildiğinde;



Resim 13. Düz bacak kaldırma biyomekaniği diyagramı

(Kuru İ, Haberal B, Avcı Ç. Patellofemoral Biyomekanik. TOTBİD Dergisi 2012;11 (4):274-280.)

Denge için fleksör momentin ekstansör momente eşit olması gerektiği ilkesinden yola çıkarak

$$t.m = F. r \text{ olacaktır.}$$

$$PFERK = \frac{2tm \cos \alpha/2}{r}$$

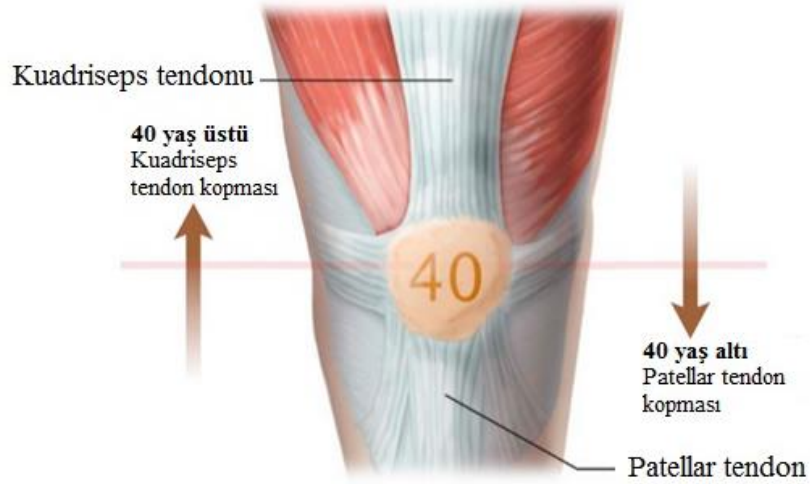
$$B = \frac{2tm \cos \alpha/2}{Ar}$$

Sağlıklı bir diz son 20° ekstansiyondan tam ekstansiyona getirilirken patellofemoral temas ortadan kalkacağı için kuadriseps ve patellar tendon gerilme kuvvetinde ani bir artış meydana gelir. Bu nedenle kuadriseps tendonu ve patellar tendonun bütünlüğünün bozulduğu sorunlarda düz bacak kaldırma defektif olacaktır.

Sonuç olarak, aktivite biçimine göre patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti ve patellofemoral temas basıncı değişiklik göstermektedir. Ekstansör mekanizma biyomekaniğinin doğru anlaşılması dizin anatomik dizilimini bozan hastalıklarda kliniğe yansımalarını kavramak için önemlidir.

2.3 EKSTANSÖR MEKANİZMA YARALANMALARI

Travma sonucunda direkt grafilerde kırık belirtisi olmaksızın diz ekleminde ekstansiyon kaybı olan hastalarda ekstansör mekanizma yaralanmış olabilir. Dizin ekstansör mekanizmasının yaralanması kuadriseps veya patellar tendon kopması, tüberkül kırığı, patella çıkığı ya da osteokondral lezyonlar nedeni ile oluşabilir. Yaralanma mekanizması genellikle ayak plantarda ve diz kısmen fleksiyonda iken ekstansör mekanizma üzerine aşırı yüklenme şeklindedir. Tendon kopmaları yaşla ilişkili gibi görünmekte olup çoğu patellar tendon kopmaları kırk yaş altı hastalarda ve çoğu kuadriseps tendon kopmaları kırk yaş üstü hastalarda oluşmaktadır (Resim 14) [53].



Resim 14. Ekstansör mekanizma yaralanmalarının yaşa göre ayrımı

(Miller MD. *Sports Medicine. Review of Orthopaedics 6th Edition 2012;4*)

Birçok çalışma tendon rüptüründen önce dejeneratif tendonopatiyi göstermektedir. Bir takım yazarlar rüptürden önce bir ağrı hikayesi olduğunu bildirmiştir. Bu subklinik bir süreçle uyumludur. Diz önünde palpe edilebilen tendon yaralanması, keskin, künt ve ya gerilme tipi mekanizma ile gelişebilir ve metabolik anomaliler, kollajen hastalıklar, tekrarlayan mikrotravmalar veya lokal steroid enjeksiyonları nedeni ile tendon ve yaralanmaya zemin hazırlanabilir [54]. Yaşlı hastalarda yağlı dejenerasyon yaralanma riskinin artmasına yol açabilir [55].

2.3.1 Patellar tendon kopması

Genellikle kırk yaş altı hastalarda, tendonun patellaya yapışma yerinden kopmasına neden olan ani eksantrik bir kasılma ile meydana gelir [56]. Sağlıklı popülasyonda yaralanma, amatör basketbol, voleybol ve ya diğer zıplamalı spor aktivitelerinde görülebilir. Sağlıklı tendonu olan bireylerde akut yüklenme ile oluşan patella kırıklarının aksine tendonda tekrarlayan mikrotravmalar ile ilişkilidir [55, 57]. Bu teori patellar tendon kopmalarının %97'sinin patolojik değişiklikler gösterdiğini saptayan Kannus ve Jozsa tarafından desteklenmiştir [58].

Kopmuş tendonlar üzerinde yapılmış olan histolojik ve sitolojik çalışmalarda kopma öncesinde maruz kalınan mikrotravmaların tendon rüptürüne zemin hazırladığı

bildirilmiştir. Sporcularda altta yatan ve atlanmış bir inflamatuvar reaksiyona sekonder ani tendon kopmaları görülebilir. Sistemik hastalık varlığı patellar tendon kopma riskini artırır. İki taraflı kopmalar diabetes mellitus ve sistemik lupus eritematozus hastalıkları bulunan erişkinlerde görülür. Patellar tendon kopmasının kırk yaş üstü hastalarda görülmesi altta yatan sistemik bir hastalığa işaret edebilir. Tekrarlayan steroid enjeksiyonlarında da aynı şekilde iki taraflı rüptür riski artmıştır [43].

Patellar tendon kopmalarının çoğu, alt kutba yapışma yerinde kopma kırığı olarak veya daha nadiren tendonun orta kısmında olur. Bunun nedeni yapışma yerinde kollajen fibril sertliğinin göreceli olarak azalması ve alt kutup yapışma yerindeki fibrillerin tendon orta kısmındakilere göre daha büyük gerilme kuvvetleri ile karşılaşması olabilir [59].

2.3.2 Fizik muayene

Patellar tendon rüptüründe hasta mobilize olmakta zorluk çeker ve diz bölgesinde ağrı, patella alt polde palpasyonla hassasiyet ve fleksiyonda boşluk gözlenmesi rüptür lehine yorumlanır. Hemartroz ile beraber hastanın dizini aktif olarak ekstansiyona getiremediği veya pasif olarak ekstansiyona getirilmiş olan dizini yer çekimine karşı o pozisyonda tutamadığı görülür. Tendon kopması olan bazı olgularda, retinakulumlar sayesinde aktif ekstansiyon olasıdır ve zamanla kuadirseps tendonu ve patella kontraktürü nedeni ile mobilize olunabilir.

2.3.3 Radyolojik değerlendirme

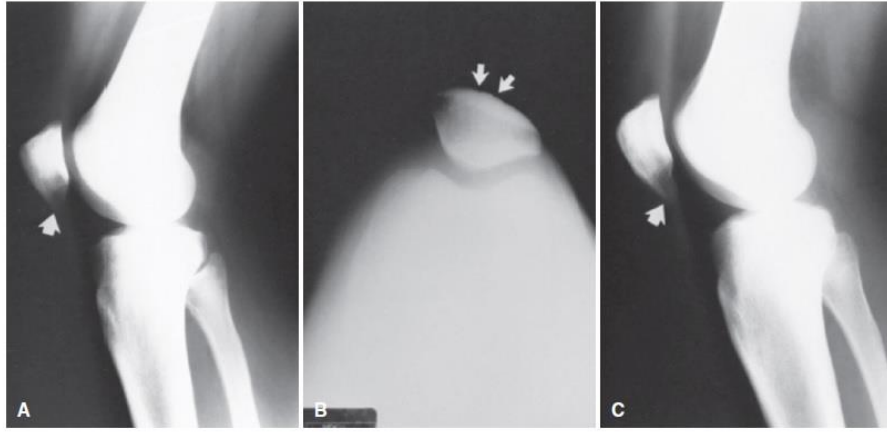
Lateral grafide avulsiyon kırıkları ve ya patellanın kuadirseps kontraksiyonu ile 5 mm kadar yukarı doğru kaydığı (patella alta) görülür (Resim 15). Patellar yükseklik 30° fleksiyonda çekilen yan grafide Insall-Salvati oranı ve ya Blackburne-Peel indeksi ile ölçülebilir [60]. Aynı fleksiyon derecesinde diğer diz ile karşılaştırmalı grafiler normal patella yüksekliğinin değerlendirilmesinde faydalıdır.



Resim 15. Diz yan grafide artmış patellar yükseklik.

(Massoud EIE. Repair of fresh patellar tendon rupture: tension regulation at the suture line. International Orthopaedics (SICOT) (2010) 34:1153–1158)

Patellanın tanjansiyel grafisinde görülen dejeneratif dikenleşme (diş işareti) ekstansör mekanizmada anlamlı değişiklikleri gösterebilir (Resim 16). Hardy ve arkadaşları diz ekstansör mekanizmasında rüptür nedeni ile ameliyat olmuş 88 hastanın radyografilerinin incelemiş ve kuadriseps tendon rüptürü olan hastaların %79'unda, patellar tendon rüptürü olanların %27'sinde ve patella kırığı olanların %15'inde patellar diken gözlemlenmiştir [61].



Resim 16. A-C, Ekstansör mekanizmadaki dejeneratif dikenleşme

(diş işareti). (Azar FM. *Traumatic Disorders. Campbell's Operatif Orthopaedics. 2013;48:2311-2356*)

Karar verilemeyen olgularda akut ve kronik kopmaların tanımlanmasında ultrasonografi (USG) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRI) yöntemleri ile görüntülemenin yararlı olduğu gösterilmiştir (Resim 17) [62]. Değerlendirmede, artrografi ve bilgisayarlı tomografinin (BT) rolü sınırlıdır. İyi bir anamnez ve fizik muayene ile düz grafiler tanı koymak için genellikle yeterlidir. Ayırıcı tanıda kuadriseps tendon rüptürü, patella kırığı ve tüberositas tibia avülsiyon kırığı düşünülmelidir.



Resim 17. Sol diz patellar tendon rüptürü sağıtal MRI kesiti.

(Takazawa et al. *BMC Research Notes 2013, 6:361*)

2.3.4 Tedavi seçenekleri

Ektansör mekanizmanın sağlam olduğu parsiyel ve asemptomatik yırtık olgularında veya komorbidite nedeniyle cerrahi planlanamayan hastalarda ekstansiyonda 4-6 haftalık alçılı immobilizasyon önerilmektedir. Tedavi edilmemiş komplet yırtıkların doğal seyri ekstansör mekanizma disfonksiyonudur. Akut yırtıkların 6 haftadan daha uzun süre tedavi edilmeden bırakılması kronik yırtık olarak adlandırılır. Bu yırtıklar primer tamir şansını kaybederek daha komplike rekonstruktif işlemlerin yapılmasını gerektirir ki; tedavi sonrası fonksiyonel verileri daha kötüdür. Sonuç olarak akut tam yırtıklarda küratif tedavi yöntemi cerrahi onarımdır ve bu yırtıkların çoğunda yırtığın yeri proksimal ayrılma, orta kısım veya distalden ayrılma ameliyat sırasında onarım tekniği tercihini belirler. Onarımı en zor olan, tendonun orta kısmında olan yırtıklardır ve dokunun kalitesi eşlik eden tıbbi durumlar nedeni ile zarar görmüş olabilir. Patellar tendon yırtıklarının cerrahi planlaması; yaralanma süresi, lezyonun bölgesi, komplet veya parsiyel oluşu gibi faktörler göz önüne alınarak yapılır (Tablo 2).

Tablo 2. Patellar tendon rüptürlerinde uygulanan cerrahi yöntemler

| | Yaralanma süresi | | Lezyon bölgesi | | |
|------------------------------------|---|---|--|--|--|
| | 6 haftadan önce (akut) | 6 haftadan sonra (kronik) | Proksimal | Orta | Distal |
| Uygulanan Cerrahi Yöntemler | Primer tamir [63] Otojen greft [64] Allojen greft [65] Sentetik greft [66] | Otojen greft [64] Allojen greft [65] Sentetik greft [66] Ksenogreft [67] Gözlem [67] Primer tamir [63] | Primer tamir [63] Otojen greft [68] | Primer tamir [69] Otojen greft [64] | Primer tamir [70] Otojen greft [64] |

2.3.4.1 Akut yırtıklarda kullanılan tedavi yöntemleri:

Tendonun gövdesinden olan yırtıklarda; cerrahi tedavi olarak primer onarım ve otojen greft ile tamir yapılabilir. Krackow sütürasyon tekniğinde, anterior longitudinal orta hat insizyon ile patellar tendon üzerinden girilerek dikkatli subkutan diseksiyon ile katlar geçilir ve peritenonna ulaşılır. Bu sırada safen sinirin infrapatellar

dalı belirlenerek korunur. Keksin insizyon ile peritenon açılarak patellar tendona ulaşılır. Ardından patolojik rüptür uçları debride edilir. Rüptür hattının proksimal ve distaline fiber-wire ile dörder kilitli düğüm içeren ikişer sıra iki set krackow sütürasyon yapılır. Onarım öncesi gerekli yumuşak doku ve retinakulum tamirleri yapılır. Diz tam ekstansiyona alınarak proksimal ve distal tendon güdüğündeki dörder ip sıkıca düğümlenir. Yapılan onarım işlemi dizin farklı fleksiyon derecelerinde değerlendirildikten sonra peritenon, cilaltı ve cilt usulne uygun kapatılır (Resim 18). Bu onarımda sıklıkla krackow sütürasyon tekniği kullanılsa da kessler, bunnel ve tajima gibi sütün teknikleri de uygulanabilir.



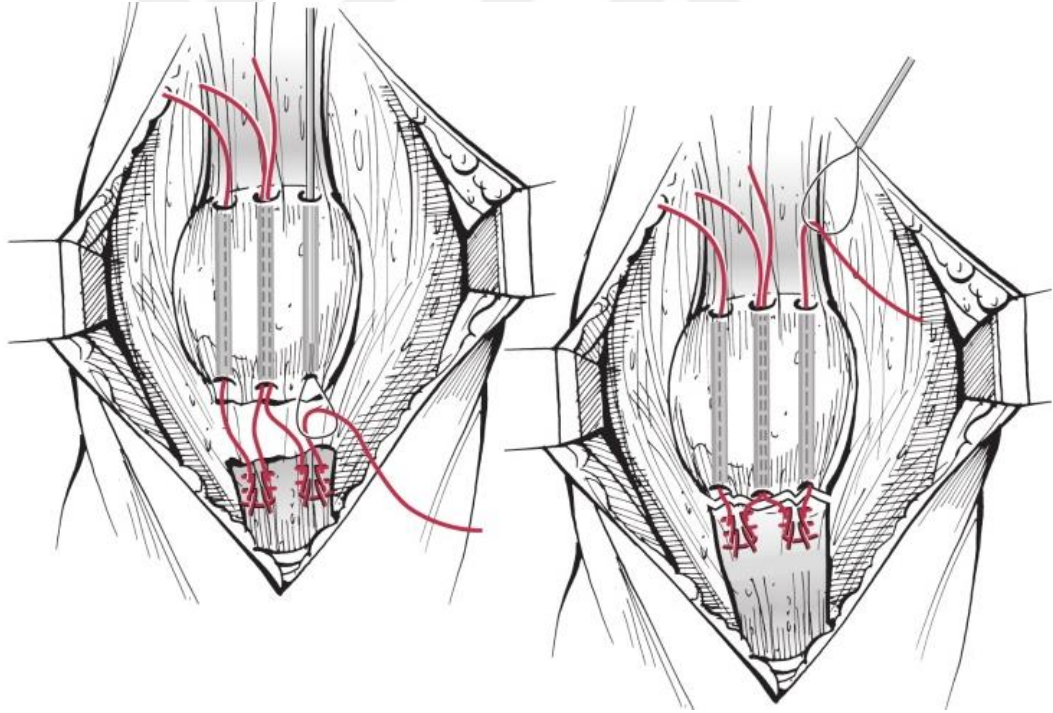
Resim 18. Tendon gövdesindeki yırtıkların onarımı

(Wiesel SW. Operative Techniques in Orthopaedic Surgery. 2010)

Proksimal avulsiyon yırtıkları; primer onarım olarak transosseoz Krackow sütürasyon, transosseoz Kessler sütürasyon ve ankor ile onarım uygulanabilir.

Klasik olarak anterior longitudinal orta hat insizyon ile patellar tendon üzerinden girilerek dikkatli subkutan diseksiyon ile katlar geçilir ve peritenona ulaşılır.

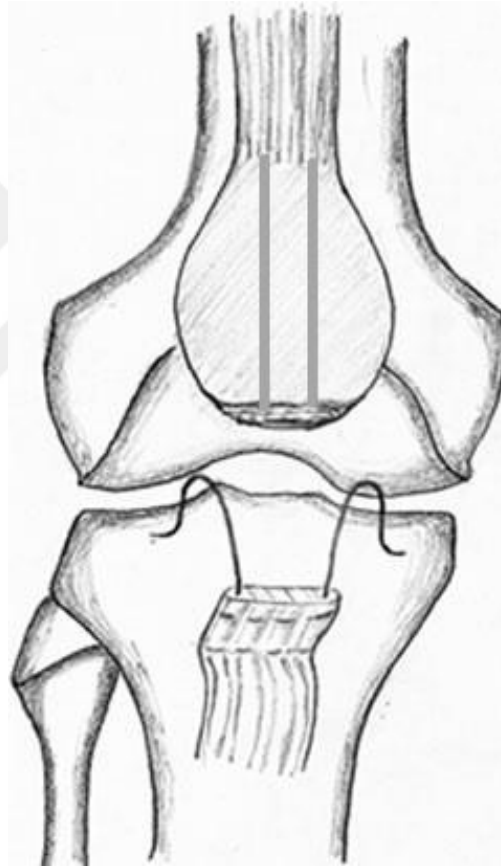
Bu sırada safen sinirin infrapatellar dalı belirlenerek korunur. Keksin insizyon ile peritenon açılarak patellar tendona ulaşılır. Ardından patella distal kutbu ortaya konularak burada avulsiyone kemik parçaları var ise eksize edilir. Tendonun patolojik rüptür uçları debride edilir. Transosseoz Krackow suture tamir tekniği tercih edilecekse patellanın proksimal kutbu görülecek şekilde diseksiyon genişletilmelidir. patellar tendonun rüptüre ucu debride edilip canlandırıldıktan sonra 5 numara ethibond ile beşer kilitli düğüm içeren ikişer sıra iki set Krackow suture [8] yapılır. Daha sonra 2,5 mm lik drill ile paralel üç adet tünel patellanın distal kutbundan proksimal kutbuna doğru longitudinal olarak medial, median ve lateral olmak üzere açılır. Bir passing pin yardımıyla suture edilmiş ethibond iplerin en medialdeki medial tünelden, en lateraldeki lateral tünelden ve ortadaki iki ip ise median tünelden geçirilir. Ardından diz tam ekstansiyona alınarak ipler patella bazisinde medial ve lateral olmak üzere sıkıca düğümlenir (Resim 19).



Resim 19. A, B Krackow suture ile transosseoz onarımı

(Harris RM. Patella kırıkları ve Ekstansör Mekanizma Yaralanmaları. Rockwood and Green's Fractures in Adults. Vol 2. Ed, JB Lippincott Comp, Philadelphia, 2011; p.:1969-1997.)

Onarımda Modifiye Kessler sütür tekniği kullanılacaksa patellar tendona iki sıra modifiye Kessler str uygulanır. Daha sonra 2,5 mm lik drill ile paralel iki adet tünel patellanın distal kutbundan proksimal kutbuna doğru longitudinal olarak medial ve lateral olmak üzere açılır. Bir passing pin yardımıyla sütüre edilmiş ethibond iplerin medialdeki medial tünelden lateraldeki lateral tünelden geçirilir. Ardından diz tam ekstansiyona alınarak ipler patella bazisinde sıkıca düğümlenir. Tendon patella n yüzeyinden ziyade eklem yüzeyine yakın tamir edilmelidir. Aksi halde saggital planda patellar tilt meydana gelerek patellofemoral eklem biyomekaniği bozulacaktır (Resim 20).

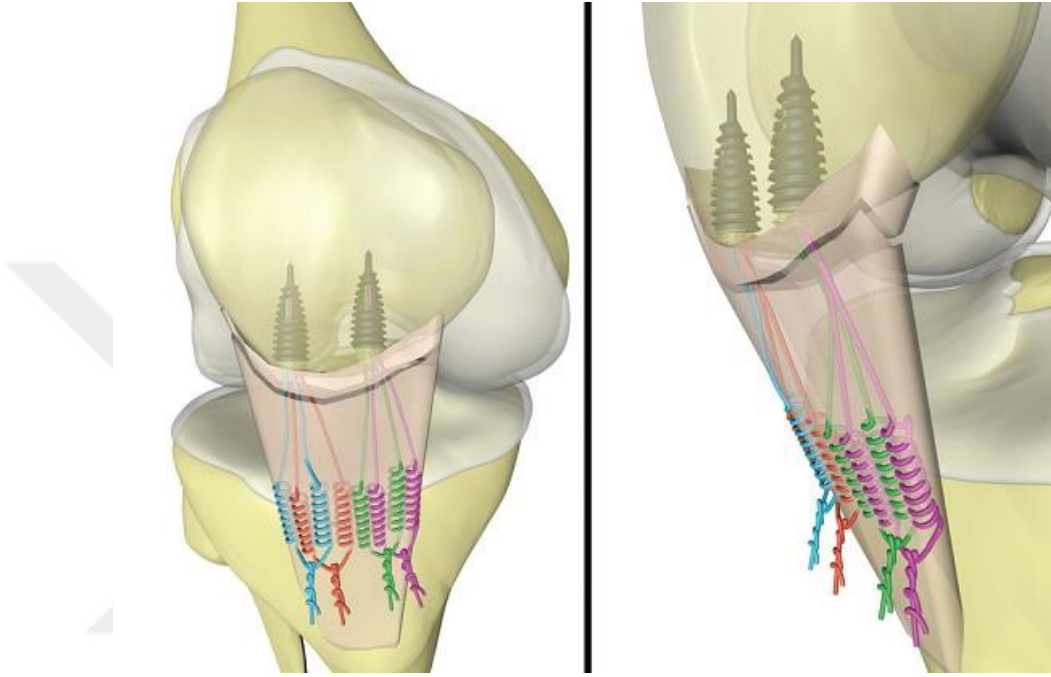


Resim 20. Modifiye kessler sütürasyon ile transosseoz onarım

(Massoud EIE. Repair of fresh patellar tendon rupture: tension regulation at the suture line. International Orthopaedics (SICOT) (2010) 34:1153–1158)

Ankor ile tamir tekniğinde patella distal kutbunda tendonun ayak izine iki adet 3,5 mm'lik titanyum anchor yerleştirilir. Her bir anchor dan çıkan dört adet fiber-wire ile tendona dörder kilitli düğüm içeren ikişer sıra dört set krackow sütürasyon yapılır.

Diz tam ekstansiyona alınarak sutureasyonda kullanılan iplerin karşı ucu ankordan kayıp kaymadığı kontrol edilir ve tendonun boşluğu alınarak ipler sıkıca düğümlenir. Yapılan onarım işlemi dizin farklı fleksiyon derecelerinde değerlendirildikten sonra peritenon, cilt ve cilt kapatılır (Resim 21).

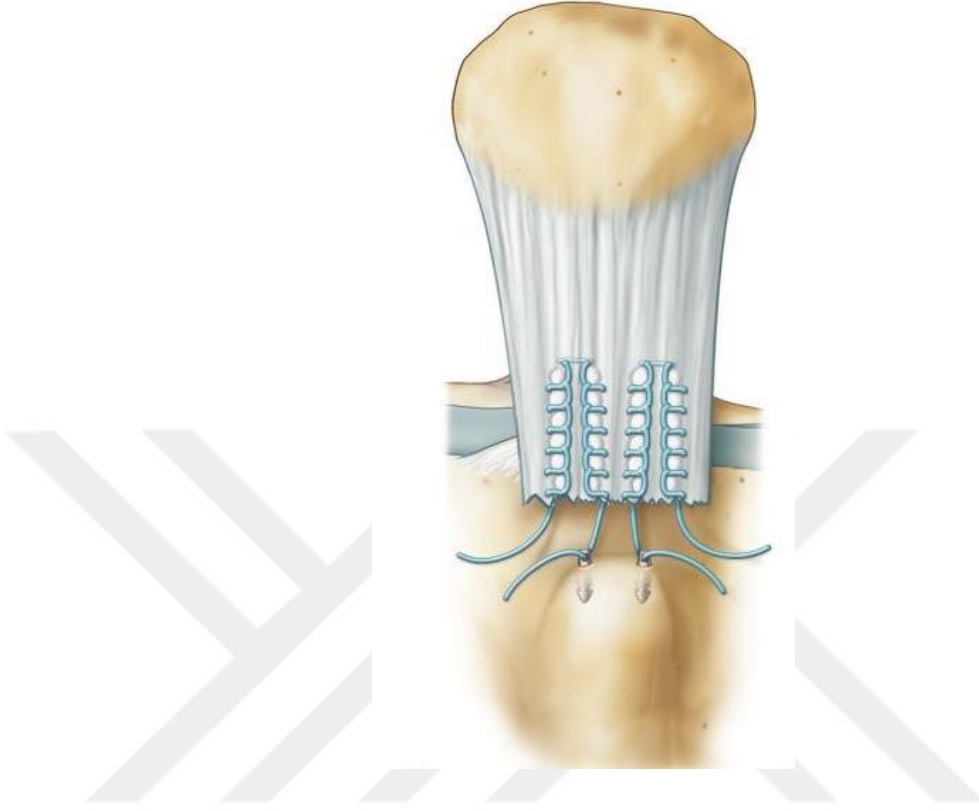


Resim 21. Suture anchor ile proximal avulsiyon yırtıklarının onarımı

(Etinger M. Biomechanical Properties of Suture Anchor Repair Compared With Transosseous Sutures in Patellar Tendon Ruptures. AJSM. Vol 20. No 10. 2013)

Distal avulsiyon yırtıkları; anterior longitudinal orta hat insizyon ile patellar tendon üzerinden girilerek dikkatli subkutan diseksiyon ile katlar geçilir ve peritenonna ulaşılır. Bu sırada safen sinirinin infrapatellar dalı belirlenerek korunur. Keskin insizyon ile peritenon açılarak patellar tendona ulaşılır. Ardından tüberositas tibia ortaya konularak burada avulsiyone kemik parçaları var ise eksize edilir. Tendonun patolojik rüptür uçları debride edilir. İki adet 3,5 mm'lik titanyum anchor tüberositas tibiaya yerleştirilir. Her bir ankordan çıkan dört adet fiber-wire ile tendona dörder kilitli düğüm içeren ikişer sıra dört set Krackow sutureasyon yapılır. Diz tam ekstansiyona alınarak sutureasyonda kullanılmayan iplerin ankordan kayıp kaymadığı kontrol edilir ve tendonun boşluğu alınarak ipler sıkıca düğümlenir. Yapılan onarım

işlemi dizin farklı fleksiyon derecelerinde değerlendirildikten sonra peritenon ve katlar kapatılır (Resim 22).



Resim 22. Distal avulsiyon yırtık onarımı.

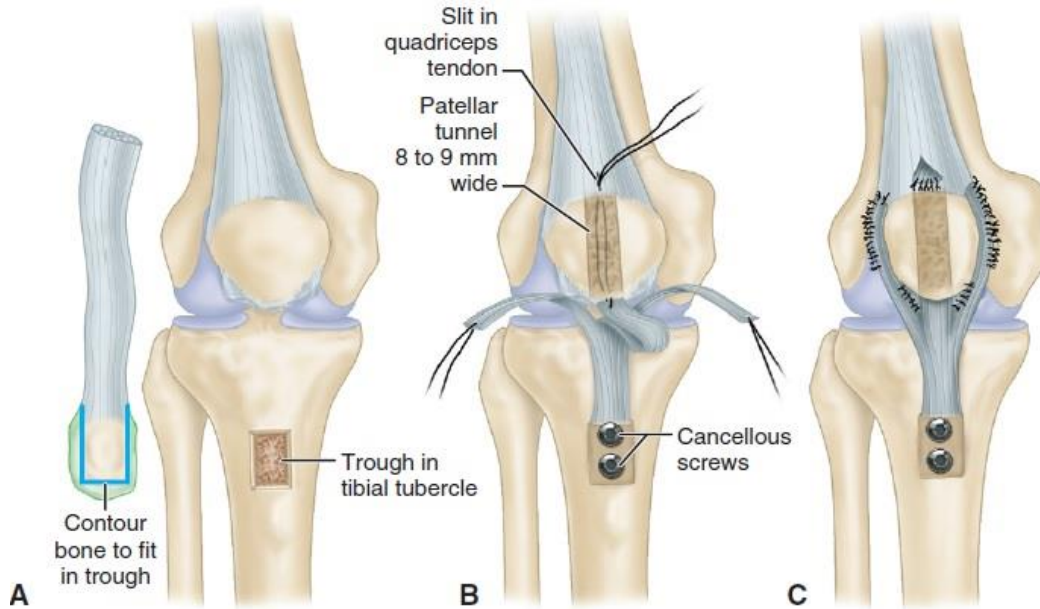
(Wiesel SW. *Operative Techniques in Orthopaedic Surgery*. 2010)

2.3.4.2 Kronik yırtıklarda kullanılan rekonstrüksiyon yöntemleri şunlardır

Patellar tendon rüptürü 6 haftadan önce oluşmuş ve tedavi edilmemiş ise kuadriseps femoris kasının etkisiyle proksimale retrekte olur. Tekrar eski yerine getirebilmek için agresif yumuşak doku gevşetmesine ihtiyaç duyulur. Bunun için patellaya transvers yerleştirilmiş K- teli ile ameliyat öncesi traksiyon veya modifiye Thompson kuadrisepsoplasti uygulanabilir. Kronik yaralanmalarda tercih edilen yöntemler kemikli aşil tendon allogrefti, Hamstring otogrefti, sentetik greftler veya bunların kombinasyonu gibi çeşitli teknikler farklı başarı oranları ile tanımlanmıştır.

Kemikli aşil tendon allogrefti ile rekonstrüksiyon [71]; Patella proksimalinin 3 cm yukarısından başlayan ve tüberositas tibianın hemen distaline uzanan anterior longitudinal orta hat insizyon ile patellar tendon üzerinden girilerek

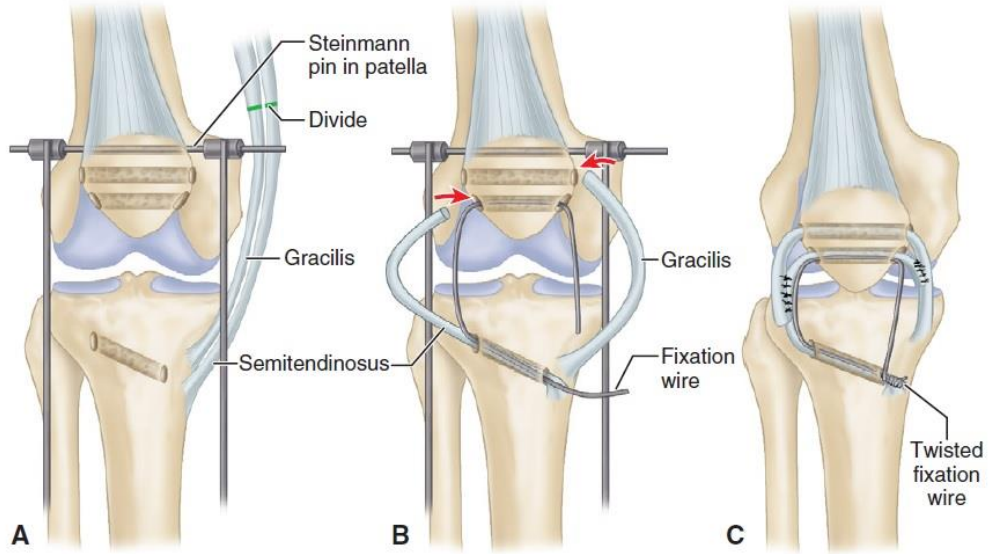
dikkatli subkutan diseksiyon ile katlar geçilir ve peritenona ulaşılır. Bu sırada safen sinirinin infrapatellar dalı belirlenerek korunur. Keskin insizyon ile peritenon açılarak patellar tendona ulaşılır. Patolojik tendon artıkları debride edilir. Patellanın rahat mobilizasyonu için lateral retinakular gevşetme yapılır ve gerek görülürse vastus intermedius kası bir periost sıyrıcı ile eleve edilir. Yeterli patellar mobilizasyon halen sağlanamadıysa modifiye Thompson kuadrisepsoplasti uygulanır. Ardından tibial tüberkül üzerinde, allogreftin kemik bloğunun uyacağı şekilde yaklaşık 6 santimetreküp (cm³) hacminde oluk açılır. Buraya yerleştirilen kemik blok iki adet 4 mm parsiyel yivli kansellöz vida ile fikse edilir. Daha sonra patella distal kutbundan proksimale doğru eklem yüzeyine paralel longitudinal bir tünel 8 mm lik drill ile açılır. Aşil tendon grefti ortadaki parça tendonun üçte ikisi olacak şekilde üç longitudinal parçaya ayrılır. Ortadaki parçanın ucuna 2 numara emilmeyen dikiş konularak tünelden yukarı doğru çekilir ve tendon ucu kuadriseps içinden çıkarılır. Greftin bu orta parçası kuadriseps tendonuna ve patella periostuna dikilir. Medial ve lateral parçalar da retinakulumlara multipl dikişler ile sabitlenir. Diz 90 derece fleksiyona alınarak insall endeksi değerlendirilir. Tam ekstansiyonda 1,5 cm lik gevşeklik olması istenir. Daha sonra cilaltı ve cilt usulne uygun kapatılır (Resim 23).



Resim 23. A-C, Kemikli aşil tendon grefti ile onarım

(Azar FM. Traumatic Disorders. Campbell's Operatif Orthopaedics. 2013;48:2311-2356)

Hamstring otogrefti ile rekonstrüksiyon; patellanın proksimal anterolateralinden başlayan distal olarak uzanan, patella inferiorunda bacağı çaprazlayarak mediale geçen tibianın medial kenarı boyunca sonlanan bir insizyon yapılır. Katlar geçilir ve peritenonna ulaşılır. Bu sırada safen sinirin infrapatellar dalı belirlenerek korunur. Keksin insizyon ile peritenon açılarak patellar tendona ulaşılır. Rezidüel tendon parçaları debride edilir. Diz fleksiyona getirilerek grasilis ve semitendinosus tendonlarının yapışma yeri bulur ve korunur. Ucu açık tendon sıyrıcı ile grasilis ve semitendinosus tendonları muskulotendinöz bileşmeden serbestleştirilerek primer cerrahi sahaya alınır. Tüberositas tibiadan tünel açılarak Semitendinosus buradan laterale geçirilir. Daha sonra patellanın distal yarısında iki adet eklem yüzeyine paralel transvers tünel açılır. Distale yakın olan tünelden semitendinosus lateralden mediale geçirilir. Proksimaldeki tünelden grasilis medialden laterale geçirilir. Her iki taraftaki tendonlar multipl dikişler ile birbirine suture edilir. Daha sonra ciltaltı ve cilt usulüne uygun kapatılır [72] (Resim 24).



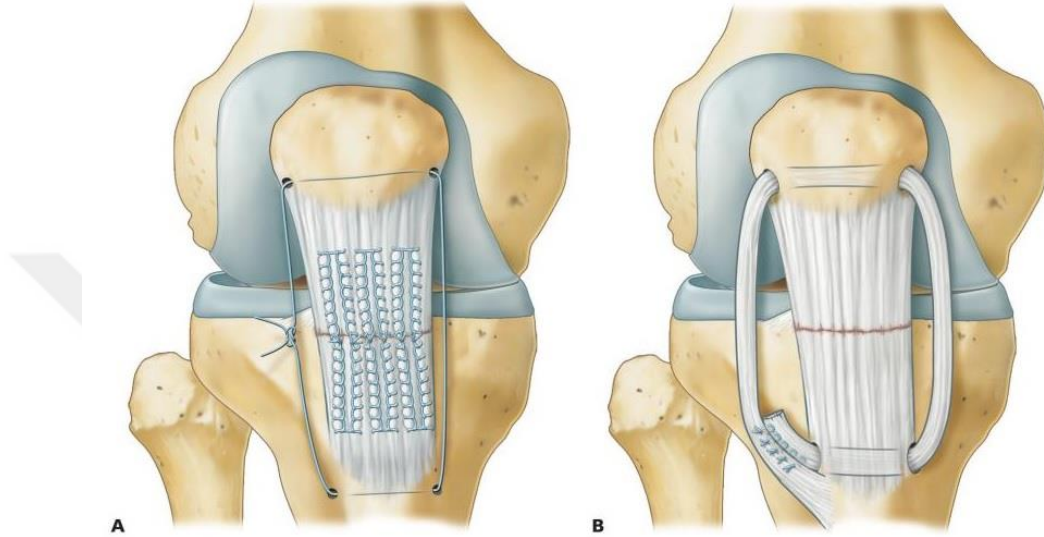
Resim 24. A-C, Hasmtring otogrefti ile rekonstruksiyon.

(Azar FM. *Traumatic Disorders. Campbell's Operatif Orthopaedics. 2013;48:2311-2356*)

2.3.5 Augmentasyon

Günümüzde uygulanan teknikler ile fonksiyonel sonuçlar elde etmek için tespit yöntemlerine ek olarak; patellofemoral eklem uyumlu rekonstrüksiyonunu, patella

alta veya patellar tiltin ortaya çıkmasını engellemek ve patellar tendonun optimal tansiyonda iyileşmesini sağlamak amacıyla augmentasyon teknikleri kullanılmaktadır. Bu teknikler Dall-Miles cable, serklaj tel, Ethibond, fiber-wire ve hamstring otogrefti gibi materyallerin tüberositas tibia ve patellada açılan transvers tünellerden geçirilip bağlanarak destek oluşturulması temeline dayanır (Resim 25).



Resim 25. A, Ethibond ile augmentasyon. B, hamstring otogrefti ile augmentasyon.

(Wiesel SW. *Operative Techniques in Orthopaedic Surgery*. 2010)

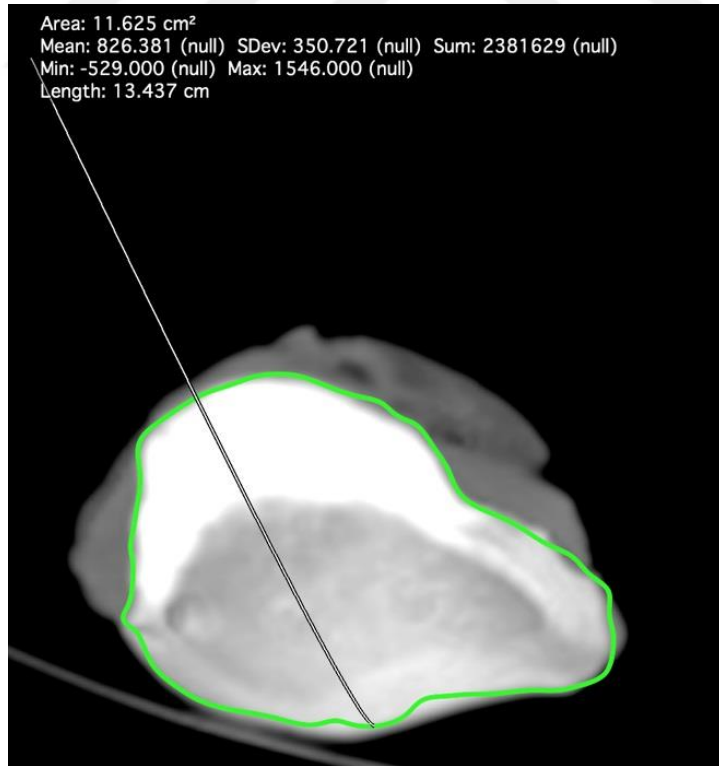
2.3.6 Cerrahi sonrası bakım ve rehabilitasyon

Diz ekstansiyonda iken sirküler uzun bacak alçılama yapılır ve kısmi yük vermeye izin verilerek mobilizasyon sağlanır. Yara pansumanı ve dikişlerin alınması için sirküler alçıda kapak açılabilir. 2. Haftanın sonunda dikişler alınır. 3. Haftada düz bacak kaldırma egzersizleri uygulanmaya başlanır ve 6. Haftada alçı çıkarılarak açılı ayarlı menteşeli dizliğe geçilir. Dizlik 0-45 derece ayarlanarak kontrollü hareket başlanır. Eklem hareket açıklığı anatomik sınırlara ulaşana kadar haftalık 10 derece artırılır ve bu süre içerisinde mobilizasyon sırasında breys ve koltuk değnekleri kullanılmaya devam edilir (1).

3 MATERYAL VE METOD

3.1 ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

Çalışmaya lokal bir mezbahaneden temin edilen ortalama 2 yaşındaki danaların taze dizleri kabul edildi. Kemik ve yumuşak doku açısından her hangi bir makroskopik patolojisi olmayan dana dizleri test gününe kadar -20 derecede kapalı plastik kutularda korundu. Her örneğe ait kemik yoğunluk ölçümü (KYÖ) çalışma öncesinde tomografik olarak ölçüldü. Örnekler (Toshiba, Aquillon 64, Toshiba Medical Systems, Otowara, Japan) bilgisayarlı tomografi cihazı ile tarandı. Kemik yoğunluk ölçümünde Osirix (Osirix Imaging Software, Osirix, Geneva, Switzerland) bilgisayar yazılımı kullanıldı. Örnekler koronal planda taranarak subkondral kemikten Hounsfield Unit (HU) birimi cinsinden ölçüldü (Resim 26). Ortalama 599,9 HU, standart sapma 103,8 dağılım min: 373,8 max: 909,4 idi. İnsanlarda sağlıklı popülasyonda ortalama değerler 282 – 1411 HU arasındadır. Çalışmaya bu aralıktaki örnekler dahil edilmiştir [73].



Resim 26. Örnek patellanın koronal tomografik kesitinde KYÖ

Testten 12 saat önce oda sıcaklığına alınarak yumuşak dokuların model hazırlığı için uygun hale gelmesi sağlandı. Diz ekleminden cilt ciltaltı doku, femur, menisküsler, intraartiküler ligamentler uzaklaştırılarak patellar tendon dışındaki tüm yumuşak dokular patelladan sıyrıldı. Tuberositas tibia seviyesinin 5 cm atından tibiaya transvers kesi ile tibial osteotomi uygulandı. Sonuç olarak tibia-patellar tendon-patella modeli oluşturuldu.

Çalışmada 3,5 mm ankorlar (Fixlock®, Onarge, Ankara, Turkey), 5 numara Ethibond (Ethicon, Somerville, New Jersey), çelik serklaj teller ve 2,0 mm Dall-Miles kablolar kullanıldı. Oluşturulan 60 adet dana dizi modeli Krackow, modifiye Kessler ve suture ankor tekniği ile patellar tendon tamiri yapılmak üzere 3 gruba ayrıldı. Her gruptaki 20 model, yapılacak olan augmentasyon teknikleri açısından 3 ayrı alt gruba ayrılarak; patellar tendon, patella alt kutbunun 3 mm distalinden kesi uygulanarak patellar tendon hasarı meydana getirildi. Yukarıda bahsedilen 3 ayrı tespit tekniği ile tamir edilen Patellar tendon ana gruplarına; serklaj teli, Dall-Miles kablosu ve Ethibond suture materyali ile augmentasyon teknikleri ayrı ayrı uygulanarak 5'er adet dana dizi modeli içeren alt gruplar oluşturuldu (Tablo 3).

Tablo 3. Çalışmada kullanılacak diz modellerinin cerrahi tekniğe göre dağılımı

| Sütürasyon Augmentasyon | 1- Modifiye Kessler | 2- Krackow | 3- 3.5 mm Ankor |
|------------------------------------|--------------------------------|-------------------|----------------------------|
| A- Yok | 5 | 5 | 5 |
| B- Ethibond | 5 | 5 | 5 |
| C- Dall- Miles | 5 | 5 | 5 |
| D- Tel serklaj | 5 | 5 | 5 |

3.2 TESPİT YÖNTEMLERİ

Literatürde patellar tendon onarım teknikleri hakkında akut ya da kronik yaralanma olmasına ve tendondaki yaralanma bölgesine göre farklı tespit yöntemleri

tanımlanmıştır. Akut rüptürlerde sıklıkla kullanılan teknikler; krackow, bunnel, modifiye kessler dikişler ile transosseoz onarım, sütün ankor ve interferans vidasıdır

Kronik rüptürlerde; hamstring otogrefti, allo greft, sentetik greft ve kemik bloklu aşil tendon grefti gibi materyaller ile rekonstrüksiyon yapılmaktadır. Günümüzde, uygulanan teknik ile fonksiyonel sonuçlar elde etmek için tespit yöntemlerine ek olarak; patellofemoral eklemin uyumlu rekonstrüksiyonunu, patella alta veya patellar tiltin ortaya çıkmasını engellemek ve patellar tendonun optimal tansiyonda iyileşmesini sağlamak amacıyla augmentasyon teknikleri kullanılmaktadır.

Çalışmamızda tespit yöntemi olarak;

1. Krackow sütünasyon ile transosseoz onarım,
2. Modifiye kessler sütünasyon ile transosseoz onarım ve
3. Sütün ankor (3,5 mm) kullanıldı.

Augmentasyon materyeli olarak;

1. 5 Numara ethibond,
2. Dall-Miles cable ve
3. Çelik tel serklaj kullanıldı.

3.2.1 Krackow sütünasyon ile transosseoz onarım

Patellar tendonun rüptüre ucu şekillendirildikten sonra 5 numara ethibond ile artarda 4 düğüm olacak şekilde ikişer sıra iki set sütünasyon yapıldı. Daha sonra 2,5 mm lik drill ile paralel üç adet tünel patellanın distal kutbundan proksimal kutbuna doğru longitudinal olarak medial, median ve lateral olmak üzere açıldı. Bir passing pin yardımıyla sütün edilmiş ethibond iplerin en medialdeki medial tünelden, en lateraldeki lateral tünelden ve ortadaki iki ip ise median tünelden geçirildi. Tendonun patelladaki ayak izine yerleştiğinden emin olduktan sonra ipler patella bazisinde medial ve lateral olmak üzere sıkıca düğümlendi (Resim 27). Yapılan işlemin stabilitesi manuel traksiyon ile değerlendirildikten sonra diğer numuneye geçildi.



Resim 27. Krackow sütürasyon ile transosseoz onarım yapılan dana dizi modeli

3.2.2 Modifiye kessler sütürasyon ile transosseoz onarım

Patellar tendonun rüptüre ucu şekillendirildikten sonra 5 numara ethibond ile modifiye Kessler sütürasyon yapıldı. Daha sonra 2,5 mm lik drill ile paralel iki adet tünel patellanın distal kutbundan proksimal kutbuna doğru longitudinal olarak medial ve lateral olmak üzere açıldı. Bir passing pin yardımıyla sütüre edilmiş ethibond iplerin medialdeki medial tünelden, lateraldeki lateral tünelden geçirildi. Tendonun patelladaki ayak izine yerleştiğinden emin olduktan sonra ipler patella bazisinde sıkıca düğümlendi (Resim 28). Yapılan işlemin stabilitesi manuel traksiyon ile değerlendirildikten sonra diğer numuneye geçildi.



Resim 28. Modifiye kessler sutureasyon ile transosseoz onarım yapılan dana dizi modeli

3.2.3 Suture ankor ile onarım:

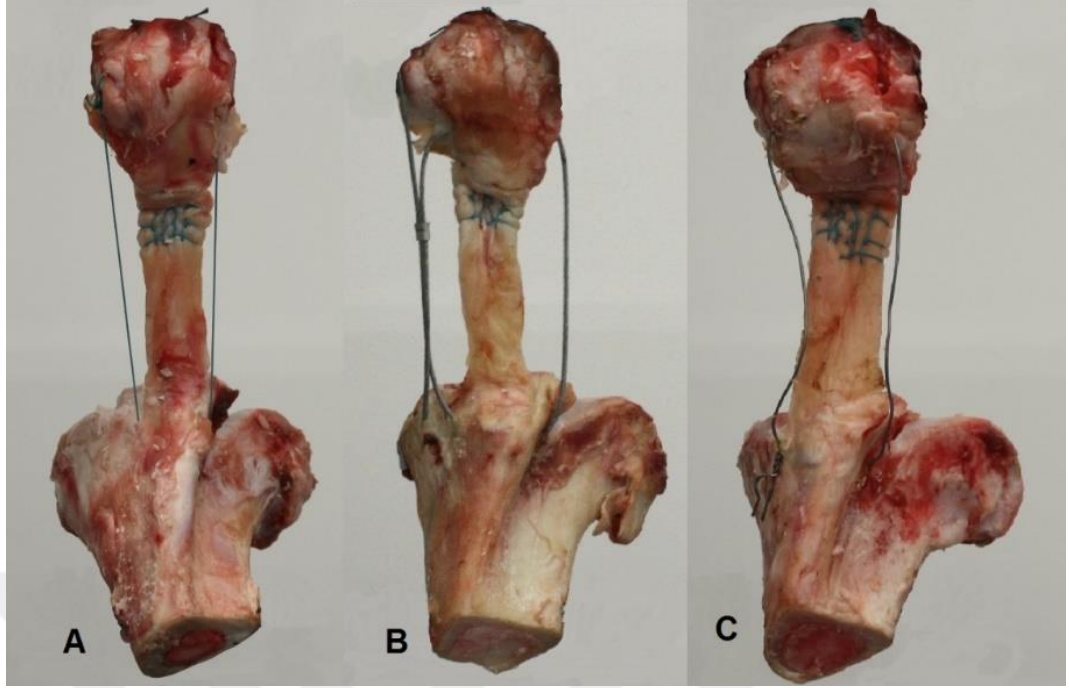
Patella distal kutbunda tendonun ayak izine iki adet 3,5 mm'lik titanyum anchor yerleştirildi. Her bir anchor'dan çıkan dört adet fiber-wire ile tendona dörder kilitli düğüm içeren tek sıra dört set krackow sutureasyon yapıldı. Sutureasyonda kullanılan iplerin karşı ucu ankordan kayıp kaymadığı kontrol edildi ve tendonun boşluğu alınarak ipler sıkıca düğümlendi (Resim 29). Yapılan işlemin stabilitesi manuel traksiyon ile değerlendirildikten sonra diğer numuneye geçildi.



Resim 29. 3,5 mm lik sütür ankor ile onarım yapılan dana dizi modeli

3.2.4 Augmentasyon:

3,5 mm lik drill ile patella proksimal yarısının orta 1/3 kısmından transvers olacak şekilde eklem yüzeyine paralel ve tüberositas tibiadan transvers birer tünel açıldı. elik tel serklaj bu tünellerden geçirilerek patellar tendon gerginliği sağlandıktan sonra tibial tünel lateralinde bağlandı. Aynı Şekilde 5 numara Ethibond da tünellerden geçirilerek uygulandı. Dall-miles ise 2,0 mm olarak kullanıldı ve uygun domino ile bağlandı (Resim 30).



Resim 30. Augmentasyon uygulanan dana dizi modelleri. A: Ethibond, B: Dall-Miles, C: Tel serklaj

İşlemler sonucundan gruplar aşağıdaki tablo halinde oluşturuldu.

Tablo 4. Uygulanan onarım tekniğine göre oluşturulan gruplar

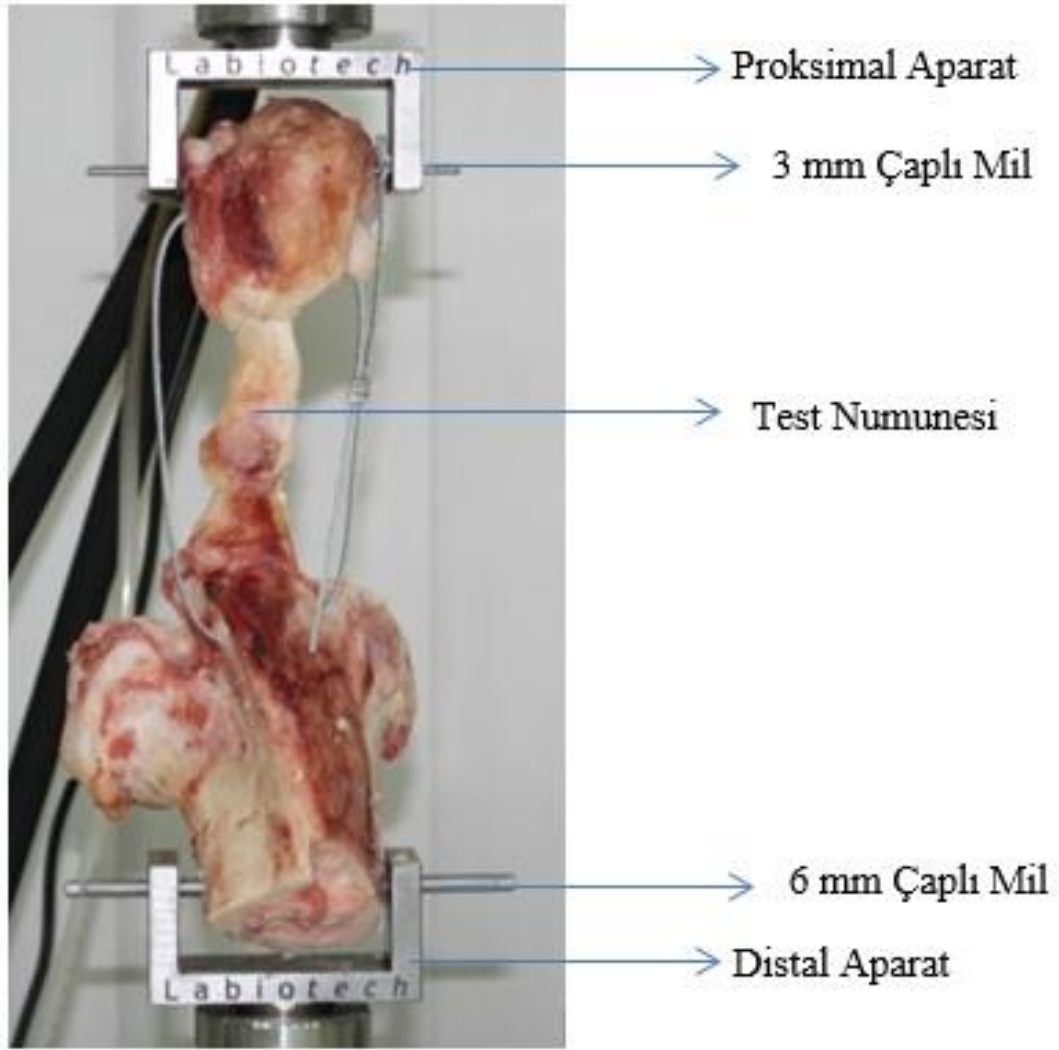
| Alt Grup Adı | Uygulanan Onarım Tekniği |
|--------------|--|
| A1 | Modifiye Kessler ile transosseoz |
| A2 | Krackow sutureasyon ile transosseoz |
| A3 | Ankor ile Krackow sutureasyon |
| B1 | Modifiye Kessler ile transosseoz + Ethibond Augmentasyon |
| B2 | Krackow sutureasyon ile transosseoz + Ethibond Augmentasyon |
| B3 | Ankor ile Krackow sutureasyon + Ethibond Augmentasyon |
| C1 | Modifiye Kessler ile transosseoz + Dall-Miles Augmentasyon |
| C2 | Krackow sutureasyon ile transosseoz + Dall-Miles Augmentasyon |
| C3 | Ankor ile Krackow sutureasyon + Dall-Miles Augmentasyon |
| D1 | Modifiye Kessler ile transosseoz + Tel serklaj Augmentasyon |
| D2 | Krackow sutureasyon ile transosseoz + Tel serklaj Augmentasyon |
| D3 | Ankor ile Krackow sutureasyon + Tel serklaj Augmentasyon |

Cerrahi işlemler bittikten sonra modeller, biyomekanik testleri yapılmak üzere Türkiye Odalar ve Borsalar Birliği Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi (TOBB ETÜ) Makine Mühendisliği Biyomekanik Laboratuvarına transfer edildi.

3.3 BİYOMEKANİK TEST

Testleri gerçekleştirebilmek için, patella ve tibiadan sırasıyla 3 ve 6 mm'lik çelik miller ile sabitleme yapıldı. Bu amaçla patellada ve tibiada transvers yönde birer adet tünel açıldı. Patelladaki tünel, transosseoz ve augmentasyon tünelleriyle çakışmayacak şekilde proksimalden ve dorsal yüzeye yakın olarak 3,5 mm çaplı drill kullanılarak açıldı. Tibiada riskli bir durum olmaması sebebiyle 6,5 mm çaplı drill kullanılarak osteotomi hattından 25 mm proksimalden tünel açıldı.

Çevrimsel yükleme testleri, hidrolik sistemle çalışan ve biyomekanik testlerde kullanılan bir yorulma cihazında gerçekleştirildi. Numuneler cihaza çelik test aparatları ile tutturuldu. Patelladaki tünelden geçecek şekilde 3 mm ve tibiadaki tünelden geçecek şekilde 6 mm çaplı çelik miller kullanılmıştır (Resim 31). Miller, plastik deformasyona uğrayıp test sonuçlarını etkilememesi için yüksek mukavemetli malzemelerden seçilmiştir.

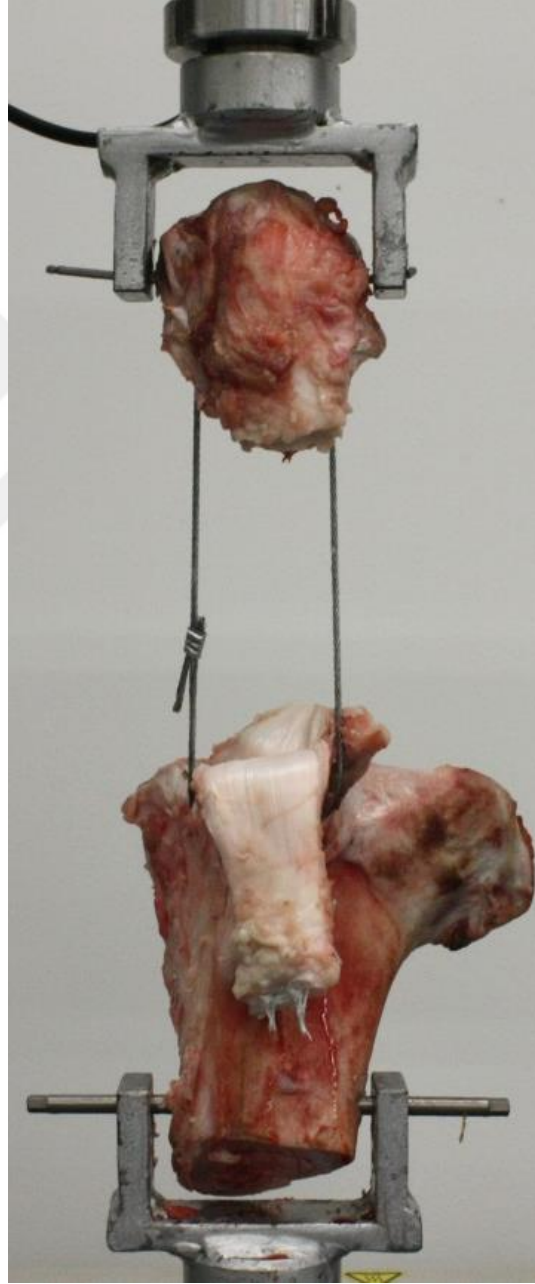


Resim 31. Çevrimsel yükleme test düzeneği

Numuneler önce 1 Newton/saniye (N/sn) çekme hızıyla 20 N yüke kadar gerildi. Daha sonra 20 N yükte 20 sn bekletildi. Bu beklemeden sonra 20 N ile 100 N arasında, 1 Hz frekansta çevrimsel yükleme uygulandı. Bu testler esnasında yük-zaman, deplasman-zaman, yük-çevrim sayısı ve deplasman-çevrim sayısı grafikleri elde edildi.

Çevrimsel yüklemeyi takiben, kopma dayanımlarının belirlenmesi amacıyla statik çekme testi uygulandı. Çekme testleri Instron 3300 statik çekme cihazıyla, 20 mm/dk gerilme hızıyla yapıldı. Bu testler esnasında yük- deplasman grafikleri elde edildi. Testler, yük grafiği tepe noktasına ulaşmış düşmeye başladıktan bir süre sonra durduruldu.

Biyomekanik testler sonucunda klinik olarak bilgi sağlaması açısından; tenondaki siklik yüklenmeler ile oluşan 50. ve 250. siklus arasındaki siklik uzama miktarı (SUM) ölçüldü. Statik çekme testi sonunda tendonun kopma noktasındaki maksimum dayanım kuvveti (MDK) ve maksimum uzama miktarı (MUM) ölçülerek kaydedildi.



Resim 32. Testi tamamlanmış bir numune

3.4 İSTATİSTİK ANALİZ

İstatistiki analiz SPSS paket programında (SPSS for mac version 20) gerçekleştirildi. 3 ayrı onarım tekniğindeki ve 4 ayrı augmentasyon tekniğindeki uzama miktarlarının ve tendonların maksimum dayanım gücünün değerlendirilmesinde Kruskal Wallis testi kullanıldı. Kruskal Wallis testinde anlamlı sonuç elde edilmesi durumunda ikili gruplar arasında karşılaştırma Mann-Whitney U testi ve Dunn testi ile gerçekleştirildi. İstatistiki anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak kabul edildi.



4. SONUÇLAR

Tüm örnekler değerlendirildiğinde, ortalama MDK: 611 ± 257 , MUM: $29,188\pm 8,369$, SUM: $0,961\pm 0,661$ 'dir (Tablo 5). En yüksek MDK değeri (1251 Newton) Krackow sütürasyon + tel serklaj augmentasyon yapılan grupta, en düşük MDK (184 Newton) ise augmentasyon yapılmayan modifiye kessler sütürasyon ile onarım yapılmış gruptadır. En yüksek MUM değeri (44,967 mm) ve en düşük MUM değeri (8,864 mm) Modifiye Kessler + Dall-Miles Augmentasyon yapılan gruptadır. En yüksek SUM değeri (3,445 mm) augmentasyonsuz ankor ile onarım yapılan grupta, en düşük SUM değeri ise (0,150 mm) Ankor + Tel serklaj Augmentasyon yapılan gruptadır (Tablo 9).

Tablo 5. Tüm örneklerde MDK, MUM, SUM hesaplamalarının ortalama, minimum ve maksimum değerleri.

| | Maksimum Dayanım Kuvveti (MDK) (Newton) | Maksimum Uzama Miktarı (MUM) (mm) | Siklik Uzama Miktarı (SUM) (mm) |
|----------------------------|--|--|--|
| Tüm Modeller (n:60) | 611 ± 257 (184-1251) | $29,188\pm 8,369$ (8,864-44,967) | $0,961\pm 0,661$ (0,150-3,445) |

MDK: Maksimum Dayanım Kuvveti, MUM: Maksimum Uzama Miktarı, SUM: Siklik Uzama Miktarı. Parantez içerisi minimum-maksimum değerleri göstermektedir.

İstatistiksel olarak değerlendirildiğinde augmentasyon yapılan ve yapılmayan gruplar arasında ortalama MDK ve SUM değerleri açısından anlamlı farklılık saptandı ($p < 0,05$). Augmentasyon yapılmayan grupta ortalama MDK: 341 ± 109 N, ortalama SUM: $1,703\pm 0,767$ mm, augmentasyon yapılan grupta ortalama MDK: 702 ± 227 N, ortalama SUM: $0,714\pm 0,386$ mm olarak hesaplandı. Augmentasyon yapılmayan ve yapılan gruplar arasında MUM değeri bakıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmadı ($p > 0,05$). (Tablo 6)

Tablo 6. Augmentasyon yapılan ve yapılmayan gruplarda MDK, MUM, SUM hesaplamalarının ortalama, minimum ve maksimum değerleri

| | Maksimum Dayanım Kuvveti (MDK) (Newton) | Maksimum Uzama Miktarı (MUM) (mm) | Siklik Uzama Miktarı (SUM) (mm) |
|--|--|--|--|
| A - Augmentasyon Yapılmayan Grup (n:15) | 341±109 (184-511) | 24,536±9,032 (9,500-41,994) | 1,703±0,767 (1,015-3,445) |
| Augmentasyon Yapılan Gruplar (n:45) | 702±227 (363-1251) | 30,739±7,624 (8,867-44,967) | 0,714±0,386 (0,150-1,920) |

MDK: Maksimum Dayanım Kuvveti, MUM: Maksimum Uzama Miktarı, SUM: Siklik Uzama Miktarı. Parantez içerisi minimum-maksimum değerleri göstermektedir.

Augmentasyon teknikleri kendi arasında kıyaslandığında; ortalama MDK değerleri açısından tüm üst grupların birbirleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptandı ($p<0,001$). Ortalama MUM değerleri açısından tüm üst grupların birbirleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmadı ($p>0,05$). İstatistiki olarak SUM değeri açısından B-C ve C-D kıyaslaması hariç tüm augmentasyon üst grupları arasında anlamlı farklılık saptandı ($p<0,001$). En yüksek ortalama MDK değeri (914 ± 184 N) tel serklaj augmentasyon yapılan grupta, en düşük ortalama MDK değeri (468 ± 80 N) ethibond augmentasyon yapılan grupta hesaplandı. En yüksek ortalama SUM değeri ($0,870\pm0,301$ mm) ethibond augmentasyon yapılan grupta, en düşük ortalama SUM değeri ($0,558\pm0,424$ mm) tel serklaj augmentasyon yapılan grupta hesaplandı (Tablo 7).

Tablo 7. Augmentasyon yapılan gruplarda MDK, MUM, SUM hesaplamalarının ortalama, minimum ve maksimum değerleri

| Üst Grup Adı | Augmentasyon Tekniği | Maksimum Dayanım Kuvveti (MDK) (Newton) | Maksimum Uzama Miktarı (MUM) (mm) | Siklik Uzama Miktarı (SUM) (mm) |
|---------------------|--|--|--|--|
| B | Ethibond Augmentsayon (n:15) | 468±80 (363-632) | 31,280±3,910 (23,200-37,688) | 0,870±0,301 (0,355-1,540) |
| C | Dall-Miles Augmentasyon (n:15) | 723±119 (495-916) | 28,635±12,022 (8,867-44,967) | 0,715±0,380 (0,200-1,670) |
| D | Tel Serklaj Augmentasyon (n:15) | 914±184 (553-1251) | 32,301±3,898 (27,067-37,983) | 0,558±0,424 (0,150-1,920) |

MDK: Maksimum Dayanım Kuvveti, MUM: Maksimum Uzama Miktarı, SUM: Siklik Uzama Miktarı. Parantez içerisi minimum-maksimum değerleri göstermektedir.

Dikiş teknikleri kendi arasında kıyaslandığında, ortalama MDK ve ortalama SUM değerleri açısından gruplar arasında istatistiki olarak anlamlı farklılık saptanmadı ($p>0,05$). Bu gruplar arasında ortalama MUM değerleri incelendiğinde 1-2 grupları kıyaslaması hariç diğer dikiş tekniği üst grupları arasında istatistiki olarak anlamlı farklılık saptandı ($p<0,05$). En yüksek ortalama SUM değeri ($1,200\pm0,864$ mm) ankor ile onarım grubunda, en düşük ortalama SUM değeri ($0,781\pm0,314$ mm) Krackow sütürasyon yapılan grupta hesaplandı (Tablo 8).

Tablo 8. Farklı dikiş tekniği uygulanan gruplarda MDK, MUM, SUM hesaplamalarının ortalama, minimum ve maksimum değerleri

| Üst Grup Adı | Tamir Tekniği | Maksimum Dayanım Kuvveti (MDK) (Newton) | Maksimum Uzama Miktarı (MUM) (mm) | Siklik Uzama Miktarı (SUM) (mm) |
|--------------|---|---|-----------------------------------|---------------------------------|
| 1 | Modifiye Kessler Sütürasyon (n:20) | 565±267 (184-1067) | 31,025±9,227 (8,867-44,967) | 0,904±0,642 (0,200-2,405) |
| 2 | Krackow Sütürasyon (n:20) | 639±247 (205-1251) | 32,204±6,370 (14,567-40,500) | 0,781±0,314 (0,290-1,250) |
| 3 | Ankor İle Onarım (n:20) | 630±263 (216-1026) | 24,336±7,340 (9,500-33,867) | 1,200±0,864 (0,150-3,445) |

MDK: Maksimum Dayanım Kuvveti, MUM: Maksimum Uzama Miktarı, SUM: Siklik Uzama Miktarı. Parantez içerisi minimum-maksimum değerleri göstermektedir

Tüm alt gruplar değerlendirildiğinde en yüksek ortalama MDK değeri (935 ± 220 Newton) Krackow sütürasyon + tel serklaj augmentasyon yapılan grupta, en düşük ortalama MDK (282 ± 59 Newton) ise augmentasyon yapılmayan modifiye kessler sütürasyon ile onarım yapılmış gruptadır. En yüksek ortalama MUM değeri ($35,953\pm5,872$ mm) Krackow sütürasyon + Dall-Miles Augmentasyon yapılan grupta ve en düşük ortalama MUM değeri ($17,000\pm5,172$ mm) augmentasyonsuz ankor ile onarım yapılan gruptadır. En yüksek ortalama SUM değeri ($2,194\pm1,027$ mm) augmentasyonsuz ankor ile onarım yapılan grupta, en düşük ortalama SUM değeri ise ($0,504\pm0,183$ mm) Krackow sütürasyon + Dall-Miles Augmentasyon yapılan gruptadır (Tablo 9).

Tablo 9. Her bir alt grupta MDK, MUM, SUM hesaplamalarının ortalama, minimum ve maksimum değerleri

| Alt Grup Adı | Tedavi | Maksimum Dayanım Kuvveti (MDK) (Newton) | Maksimum Uzama Miktarı (MUM) (mm) | Sıklık Uzama Miktarı (SUM) (mm) |
|--------------|---|---|-----------------------------------|---------------------------------|
| A1 | Modifiye Kessler sütürasyon (n:5) | 282±59 (184-335) | 30,718±9,919 (18,767-41,994) | 1,789±0,519 (1,355-2,405) |
| A2 | Krackow sütürasyon (n:5) | 412±125 (205-511) | 25,890±7,291 (14,567-33,737) | 1,126±0,094 (1,015-1,250) |
| A3 | Ankor ile onarım (n:5) | 329±108 (216-505) | 17,000±5,172 (9,500-22,667) | 2,194±1,027 (1,040-3,445) |
| B1 | Modifiye Kessler + Ethibond Augmentasyon (n:5) | 434±35 (392-490) | 30,344±5,579 (23,200-37,688) | 0,755±0,471 (0,355-1,540) |
| B2 | Krackow sütürasyon + Ethibond Augmentasyon (n:5) | 494±109 (363-632) | 31,821±3,626 (27,817-36,623) | 0,955±0,194 (0,705-1,205) |
| B3 | Ankor + Ethibond Augmentasyon (n:5) | 477±84 (380-568) | 31,675±2,755 (27,000-33,687) | 0,902±0,177 (0,695-1,116) |
| C1 | Modifiye Kessler + Dall-Miles Augmentasyon (n:5) | 636±111 (495-794) | 30,261±16,522 (8,867-44,967) | 0,542±0,288 (0,200-0,950) |
| C2 | Krackow sütürasyon + Dall-Miles Augmentasyon (n:5) | 717±86 (591-828) | 35,953±5,872 (27,405-40,500) | 0,504±0,183 (0,290-0,740) |
| C3 | Ankor + Dall-Miles Augmentasyon (n:5) | 815±100 (673-916) | 19,693±5,309 (12,033-24,583) | 1,100±0,334 (0,855-1,670) |
| D1 | Modifiye Kessler + Tel serklaj Augmentasyon (n:5) | 910±210 (553-1067) | 32,776±3,246 (27,467-36,350) | 0,531±0,195 (0,340-0,835) |
| D2 | Krackow sütürasyon + Tel serklaj Augmentasyon (n:5) | 935±220 (718-1251) | 35,152±3,673 (29,948-37,983) | 0,539±0,185 (0,365-0,805) |
| D3 | Ankor + Tel serklaj Augmentasyon (n:5) | 898±159 (638-1026) | 28,976±2,216 (27,067-32,783) | 0,605±0,743 (0,150-1,920) |

MDK: Maksimum Dayanım Kuvveti, MUM: Maksimum Uzama Miktarı, SUM: Sıklık Uzama Miktarı. Parantez içerisi minimum-maksimum değerleri göstermektedir.

Tüm alt gruplar kendi arasında kıyaslandığında; augmentasyon yapılmayan Krackow sütürasyon uygulanmış grup (A2) ile ethibond augmentasyon yapılmış olan tüm dikiş tekniği grupları (B1, B2, B3) karşılaştırıldığında MDK ve MUM değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ($p>0,05$). A2-B3 kıyaslaması hariç bu gruplar karşılaştırılarak SUM değerleri hesaplandığında anlamlı fak saptanmadı ($p>0,05$) (Tablo 10).

Diğer dikkat çekici kıyaslamaları değerlendirecek olursak;

Tablo 10. Alt grup kıyaslamalarının istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstergeleri

| Alt Grup Kıyaslamaları | MDK | MUM | SUM |
|------------------------|-----|-----|-----|
| A1-A2 | - | - | + |
| A1-A3 | - | - | - |
| A1-B1 | + | - | + |
| A1-B2 | + | - | + |
| A1-B3 | + | - | + |
| A1-C1 | + | - | + |
| A1-C2 | + | - | + |
| A1-C3 | + | - | + |
| A1-D1 | + | - | + |
| A1-D2 | + | - | + |
| A1-D3 | + | - | + |
| A3-A2 | - | + | - |
| A2-B1 | - | - | - |
| A2-B2 | - | - | - |
| A2-B3 | - | - | + |
| A2-C1 | + | - | + |
| A2-C2 | + | + | + |
| A2-C3 | + | + | - |
| A2-D1 | + | - | + |
| A2-D2 | + | - | + |
| A2-D3 | + | - | - |
| A3-B1 | - | + | + |
| A3-B2 | + | + | + |
| A3-B3 | + | + | + |
| A3-C1 | + | - | + |
| A3-C2 | + | + | + |
| A3-C3 | + | - | + |
| A3-D1 | + | + | + |
| A3-D2 | + | + | + |
| A3-D3 | + | + | + |
| B1-B2 | - | - | - |
| B1-B3 | - | - | - |
| B1-C1 | + | - | - |
| B1-C2 | + | - | - |
| B1-C3 | + | + | - |
| B1-D1 | + | - | - |
| B1-D2 | + | - | - |
| B1-D3 | + | - | - |
| B3-B2 | - | - | - |
| B2-C1 | + | - | + |
| B2-C2 | + | - | + |
| B2-C3 | + | + | - |
| B2-D1 | + | - | + |
| B2-D2 | + | - | + |
| B2-D3 | + | - | - |
| B3-C1 | + | - | + |
| B3-C2 | + | - | + |
| B3-C3 | + | + | - |
| B3-D1 | + | - | + |
| B3-D2 | + | - | + |
| B3-D3 | + | - | - |
| C1-C2 | - | - | - |
| C1-C3 | + | - | + |
| C1-D1 | - | - | - |
| C1-D2 | + | - | - |
| C1-D3 | + | - | - |
| C2-C3 | - | + | + |
| C2-D1 | - | - | - |
| C2-D2 | - | - | - |
| C2-D3 | - | - | - |
| C3-D1 | - | + | + |
| C3-D2 | - | + | + |
| C3-D3 | - | + | - |
| D1-D2 | - | - | - |
| D3-D1 | - | - | - |
| D2-D3 | - | + | - |

MDK: Maksimum Dayanım Kuvveti, MUM: Maksimum Uzama Miktarı, SUM: Siklik Uzama Miktarı. (-) sembolü: istatistiksel olarak anlamlı fark yok, (+) sembolü: istatistiksel olarak anlamlı fark var. Kıyaslamaların sağındaki grup üstün olanı göstermektedir.

5. TARTIŞMA

Patellar tendon rüptürlerinin tedavisinde temel hedefler; ekstansör mekanizma devamlılığını sağlamak, patellofemoral eklem fonksiyonun tekrar kazanılması ve hastayı mobilize ederek normal aktivitelerini en erken sürede kazandırmaktır. Konservatif tedavinin ekstansör mekanizmayı bozmayan parsiyel yırtıklar ve komorbidite nedeniyle cerrahi yapılamayacak hasta grubu haricinde tedavide yeri yoktur ve genellikle tedavi cerrahi onarım ya da rekonstrüksiyondur.

Patellar tendon rüptürleri spor yaralanmaları içerisinde nadir olmasına rağmen literatürde birçok farklı cerrahi onarım tekniği tanımlanmıştır [63-70]. Cerrahi teknik, yaralanma zamanının üzerinden ne kadar süre geçtiğine, yaralanma bölgesinin tendondaki yerine ve yırtığın parsiyel ya da komplet olmasına göre karar verilir. Sporcu dizlerinde en sık patellar tendonun akut proksimal avulsiyon yırtıkları görüldüğü için çalışmamızda bu yaralanmanın tedavisine uygun cerrahi tekniklerin bir birlerine olan biyomekanik üstünlüklerinin karşılaştırılmasını değerlendirdik.

Ayrıca cerrahlar sıklıkla yaptıkları onarım üzerindeki tansiyonu regüle etmek ve patellofemoral eklem uyumunu sağlayabilmek için augmentasyon tekniklerini de kullanmışlardır [74-77]. Biz de çalışmamızda belirli sayıdaki örneklerde farklı onarım teknikleriyle augmentasyon tekniklerini kombine ederek uyguladık ve böylece biyomekanik değerlendirmede sadece primer onarım tekniklerini değil augmentasyon faktörünü de dahil ederek oluşturulabilecek 12 farklı cerrahi tekniği karşılaştırmış olduk. Literatürde patellar tendon rüptürlerinin onarımı ile ilgili bu kadar geniş sayıda tekniği biyomekanik açıdan aynı anda değerlendiren bir çalışma yoktur.

Ayrıca bu konuda yapılan biyomekanik çalışmalarda genellikle tamir hattı sadece statik germe testine tabi tutularak maksimum dayanım kuvvetleri hesaplanmıştır. Ancak tendonların in vivo ortamda sergilediği davranışlar statik deney şartlarından oldukça farklıdır. Biz çalışmamızda statik germe testine ek olarak, in vivo ortama yakın siklik yüklenmeler ile çevrimsel germe testleri uygulayarak siklik uzama miktarlarını da hesapladık.

Ettinger ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada insan kadavralarında patellar tendon proksimal avulsiyon rüptürleri oluşturarak Krackow sütürasyon ile transosseoz onarım ve ankor ile onarım yapmışlardır. Biyomekanik olarak statik ve siklik yüklenmeler ile grupların birbirine olan üstünlüklerini karşılaştırmışlardır. Ankor ile onarım yapılan grubun transosseoz onarım yapılan gruba göre hem maksimum dayanım kuvveti hem de siklik uzama miktarı açısından daha üstün olduğunu hesaplamışlardır [78].

Biz çalışmamızda maksimum dayanım kuvveti olarak bu iki grubun birbirine yakın sonuçlar sergilediğini ve birbirlerine üstünlüklerinin olmadığını ancak krackow ile sütürasyon yapılan grubun daha az siklik uzama miktarı ortaya çıkardığını tespit ettik. Bu fark; Ettinger ve ark çalışmalarında transosseoz onarım uygularken 2 numara fiber-wire kullanmış olmalarından kaynaklanabilir. Biz çalışmamızda 5 numara ethibond kullandık. Ayrıca patellaya ve patellar tendonun dolaşımına zarar vermemek için minimal invazif tedavi ilkelerine bağlı kalmak adına ankor ile onarımda Krackow sütürasyonu transosseoz onarımdaki gibi çift sıra değil tek sıra tekniği ile yaptık. Bu nedenlerden dolayı Ettinger ankor ile onarımı daha üstün olarak değerlendirirken biz çalışmamızda Krackow ile transosseoz onarımı daha başarılı bulduk.

Capiola ve arkadaşları 2007 yılında tanımladıkları teknikte patellar tendon distal avulsiyon kopmalarında üç adet ankor ile onarım yapmışlardır. Kaç mm'lik ankor kullandıklarını belirtmedikleri çalışmada patellar tendona 6 kilitli düğüm ile ikişer sıra 3 set krackow sütürasyon uygulamışlardır. Biz çalışmamızda 3,5 mm'lik iki ankor ile 4 kilitli düğüm içeren tek sıra 4 set sütürasyon yaptık. Böylelikle tendonun beslenmesini daha az etkileyen kendi tekniğimizi uyguladık.

Benthien ve arkadaşları dana aşıl tendonlarında yaptıkları bir çalışmada 2 numara polyester sütün (Ethibond, Ethicon, Somerville, New Jersey) ve 2 numara poliblend sütünleri (FiberWire, Arthrex, Naples, Florida) Krackow tekniği kullanarak karşılaştırmışlardır. Poliblend sütünün % 260 daha yüksek maksimum dayanım kuvveti ve siklik yüklenmelerde %33 daha az siklik uzama miktarı hesaplamışlardır [79]. Biz çalışmamızda transosseoz tamir gruplarında (üst grup 1 ve 2) 5 numara ethibond sütün kullandık. Ankor ile onarım grubunda (üst grup 3) kullanılan sütün materyallerimiz 2 numara poliblend sütün idi.

Norris ve arkadaşları sawbone kullanarak farklı dikiş materyallerini karşılaştırmış, 5 numara poliblend sütün 5 numara polyester suture ve 5 numara polyester sütün de 2 numara poliblend suture daha üstün olduğunu bulmuşlardır [80].

Krushinski ve arkadaşlarının 2009 da yaptıkları biyomekanik laboratuvar çalışmasında; 8 çift kadavra dizde patellar tendon rüptürü oluşturarak Krackow sütünasyon ile transosseoz onarım uygulamışlardır. Tüm modellerde sütünasyon yaptıktan sonra manuel traksiyon ile Krackow düğümlerinin boşluğunu almışlar ve deney grubunda dizleri 0-90 derece hareket aralığında 10 siklus ile pretansiyon uygulamışlardır. Daha sonra kontrol grubu ve deney grubunu 1000 siklusa kadar teste tabi tutarak siklik uzama miktarını hesaplamışlardır. Pretansiyon uygulanan deney grubunda istatistiksel olarak anlamlı daha az siklik uzama miktarı elde etmişlerdir. Biz de çalışmamızda tüm modelleri 20 N yükte 20 sn beklettikten sonra 20-100 N ile 50 siklus pretansiyon uygulayarak sütünasyon sırasındaki olası gevşekliği ortadan kaldırmış olduk ve böylece çevrimsel yüklenme testlerinin daha optimal şartlarda gerçekleştirdik.

Bushnell ve arkadaşları 2006'da yaptıkları bir insan kadavra çalışmasında patellar tendon rüptürlerinde 2 numara fiber wire ve 5 numara Ethibond kullanılan transosseoz sütün onarım ile 2 numara fiber wire kullanılan ankor onarımı karşılaştırmışlardır. 250 siklik yüklenme sonunda Ankor grubunda 4,1 mm, 2 numara fiber wire kullanılan transosseoz tünel grubunda 6,7 mm, 5 numara ethibond kullanılan transosseoz tünel grubunda 8,5 mm siklik uzama farkı bulmuşlardır. Maksimum dayanım kuvveti olarak gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptamamışlardır [81]. Bizim çalışmamızda ankor ile onarım transosseoz sütünasyona göre daha yüksek siklik uzama miktarı ortaya çıkarsa da, augmnetasyon yapılmayan tüm grupların ortalama SUM değeri 1,7 mm olarak hesaplanmıştır ve Bushnell'in çalışmasındaki SUM değerlerinin çok altında kalarak daha stabil bir onarım yaptığımızı göstermektedir.

Ankor ile onarımda, transosseöz sütünasyona nazaran daha az yumuşak doku diseksiyonu ihtiyacı olduğunu ve potansiyel patella kırığı riskinin ile eklem içi hasarın daha az olduğunu ayrıca bildirmişlerdir. Ankor ile onarım tekniğinin avantajları daha

kısa ameliyat süresi, implantasyon bölgesine daha kolay erişim, onarım bölgesinde daha hızlı iyileşme ve gergin kollojen fibrillerinin daha erken remodele olmasıdır.

Gaines ve arkadaşları patellar tendon rüptürlerinin tamirinde 5,0 mm ankor ile onarımda tendonun periferine Krackow ve orta hattına Bunnell dikişleri uygulayarak kombine ettikleri tekniğini tanımlamışlardır. Ancak transosseöz sütürasyon ile ilgili biyomekanik verilerden bahsetmemişlerdir. Uyguladıkları bu sütür tekniği ile farklı planlardaki tendon lifleri arasındaki gerimi dengelediklerini iddia etmişlerdir ve ameliyat sonrası erken fizyoterapiye başlanabildiğini belirtmişlerdir [82]. Biz Krackow sütürasyonunun bir tendon için beslenmesi açısından invazif bir işlem olduğunu düşünüyoruz. Buna Bunnell dikişlerinin eklenmesinin tendon dolaşımı için daha fazla risk teşkil edeceğini düşünüyoruz. Eğer yaralanma sırasında patellar tendonun aşırı harpazlandığı düşünülüyorsa bu onarım tekniği yerine modifiye Kessler sütürasyonu bir augmentasyon tekniği ile uygulanarak onarım sağlanabilir. Çalışmamızın sonuçları da bu görüşümüzü desteklemektedir.

Ankor ile onarım yerine transosseöz sütürasyonun tercih edilmesi durumunda bazı dezavantajlar meydana gelebilir. Transosseöz sütürasyon tekniğinde tünel açma sırasında patellanın hem distal hem de proksimal kutbunu otaya koymak gerektiği için daha fazla cerrahi diseksiyon yapmak durumunda kalınır. Bu da diverjan drilleme, patellar eklem yüzeye penetrasyon, drill kırılması, proksimalde kuadriseps kasının içinde sütürlerin düğümlemesi ve cerrahi süresinin uzamasına bağlı artmış turnike zamanı gibi cerrahi morbiditelerle karşılaşma riskini arttırmaktadır. Ancak patellanın distal avulsiyon kırığı ile birlikte olan tendon kopmalarında ankor kullanılması önerilmemektedir. Çünkü ankorun tutunabileceği sağlam kortikal kemik stoğu gerekmektedir.

Anand ve arkadaşları 2007 yılında yaptıkları çalışmada; patella distal pol avulsiyon kırığı olan 5 hastada kırık parçalarını eksize ettikten sonra 3,5 mm'lik ikişer ankor ile patellar tendon onarımı yapmışlardır. Ameliyat sonrası 4 hafta atel ile immobilizasyonu takiben hareket başlamışlardır. Ortalama iki yıllık takip sonunda 0-130 derece hareket açıklığı ve ortalama 94 puan patellofemoral skor elde etmişlerdir [83].

Uzun süredir patellar tendon onarımları serklaj ile augmented edilmekte ve diz ekstansiyon pozisyonunda immobilize edilerek erken fizik tedaviden kaçınılmaktadır. Bu şekilde tedavi edilen hastalarda sıklıkla aktivite sınırlamasına bağlı kalıcı ağrı ve eklem hareket açıklığında kayıp görülebilmektedir. Ameliyat sırasında diz ekstansiyonda onarım, patella ve tibiaya açılan tüneller nedeniyle oluşan idiyoPATİK artrofibrozis ve tel serklaj gibi metalik augmentasyon materyallerinin iritasyonuna bağlı gelişen fibrozis nedeniyle patella baja gelişebilmektedir.

Diğer taraftan, patellar tendon rüptürünün augmentasyon yapılmadan primer onarımı sonrası erken hareket başlamak, aşırı gerilmeler nedeniyle tamir hattında prematür uzamalara neden olarak patella altının ortaya çıktığı düşünülmektedir. Kelly ve arkadaşlarının augmentasyonsuz primer tamir yaptıkları 8 patellar tendon rüptürü hastayı postop 6 hafta alçı ile immobilize etmişlerdir. Ameliyat sonrası klinik değerlendirmelerinde, yaralanma öncesi durumlarına 5-8 ay sonunda ulaştığını görmüşlerdir [84]. Kuechle ve arkadaşlarının yaptıkları başka bir çalışmada bu süreyi ortalama 18 ay olarak hesaplamışlardır [85].

Marder ve arkadaşları 1999'da 40 yaş altı 15 hastada akut patellar tendon rüptürlerinin augmentasyon yapılmadan erken rehabilitasyon uygulanarak primer tamirinin iyi sonuçlarını yayınladı. 8 hastada proksimal avulsiyon yırtığı, bir hastada distal avulsiyon yırtığı ve 6 hastada gövde yırtığı vardı. Tedavileri ameliyat sırasında dizi 60 derece fleksiyona getirecek şekilde transosseoz Krackow tekniği ve ankor kullanarak sağladı. Ameliyat sonrası ilk gün harekete başlayarak 3. hafta sonunda 45 derece fleksiyon, 6. hafta sonunda 90 derece fleksiyon ve daha sonrasında hareket sınırlaması olmadan rehabilitasyonu tamamlayarak yaralanma öncesine göre %85 başarıya ulaştı [86].

Bununla birlikte Ravalin ve arkadaşları 2002'de yaptıkları bir kadavra çalışmasında 5 numara Ethibond ve 2.0 Dall-Miles cable ile augmentasyon yapılan patellar tendon rüptürlerini, augmentasyon yapılmayan Krackow transosseoz primer onarım ile karşılaştırmışlardır. 250 siklik yüklenme sonunda; Dall-Miles augmentasyon grubunda SUM 3,5 mm, Ethibond augmentasyon grubunda SUM 4,9 mm, augmentasyonsuz primer onarım yapılan grupta SUM 7,3 mm hesaplayarak augmentasyonun siklik yüklenmeler sonunda daha az uzama miktarı sağladığını

söylemişlerdir [77]. Biz de çalışmamızda Ravalin ile benzer sonuçlara ulaştık. Sonuçlarımız bu noktada literatüre iki farklı veri kazandırmıştır: Siklik yüklenmeler ile onarım hattında ne kadar açıklık oluştuğunu ve bu açıklığın hangi augmentasyon tekniği ile azaltılabileceğini ortaya koymuştur. Ayrıca postoperatif rehabilitasyonda egzersiz seçimini karar vermede cerrahlara fikir vermiştir.

Eldeki fleksör tendonlar ile ilgili problemler aşıl ve patellar tendon gibi büyük tendonlardaki lezyonlardan farklı olduğu için bunlarla ilgili çalışmaların sonuçları patellar tendona uygulanamaz. Elin fleksör tendon tamir hattındaki 1-2 mm'lik açıklık fonksiyonel problemlere yol açabilir. Üç mm'den fazla açıklık ile iyileşen tendonlar biyomekanik olarak anlamlı derecede disfonksiyon göstermektedir [87]. Büyük tendon tamirlerinde 1 cm'den fazla olan açıklığın biyomekanik özellikleri aşıl tendon rüptürü ile ilgili yapılan bir çalışmada değerlendirilmiştir [88]. Literatürde büyük tendon tamirlerinin başarısızlığı ile korele olan özel bir açıklık değeri bildirilmemiştir. Biz de çalışmamızda bu değeri sınır olarak 5 mm olarak belirledik. Çalışmamızda test edilen bütün mumunelerde 5 mm üzerinde açıklık oluşturacak uzama miktarına rastlamadık. Bu değere en yakın uzama miktarı gösteren grup augmentasyon yapılmamış modifiye Kessler onarımı yapılan grup (A1) idi. Bu durum patellar tendon tamirlerinde augmentasyon uygulanmasının tamir başarısını artırdığını göstermektedir

Patellar tendon tamirlerinden sonra diz eklemine erken hareket verilme istendiğinde, tamir hattındaki gerginliği azaltmak için augmentasyon teknikleri uygulanabilir. Teorik olarak bu sabit tespit patella bajaya ve böylelikle patellofemoral eklem basıncının artışına neden olabilir. Tendon tamiri diz 30 derece fleksiyonda yapıldıktan sonra 90 derece fleksiyona izin verecek şekilde augmentasyon yapılması nedeniyle pasif ekstansiyonda, augmentasyon materyalinde rölatif bir laksisite oluşur. Bu laksisite aktif kuadriseps kasılmasında bir miktar azalır. Augmentasyonun amacı, kuadrisepsin aktif kasılmalarında ekstansör mekanizma için geçici bir bağlantı görevi görerek tamir hattındaki gerilmelere direnç göstermesidir.

2001 yılında Kasten ve arkadaşları patellar tendon rüptürlerinde tel serklaj ve polidioksanon (PDS; Ethicon) sütürler ile augmentasyon tekniklerinin 27 hastada karşılaştırmış, PDS kullanılan grupta enfeksiyon oranı daha yüksek olmakla birlikte,

tel serklaj kullanılanlarda olduğu gibi implant çıkarımı zorunluluğu olmamasının bir avantaj olduğu üzerinde durmuşlardır [75].

Massoud 2009'da yaptığı çalışmada 12 hastada patellar tendon rüptürü modifiye Kessler tekniği ile primer onarmış ve 2 numara Vicryl ile tansiyon regülasyon sütürü adını verdiği augmentasyonu yapmıştır. Klinik sonuçlarda Lysholm diz skorunu ortalama 98 puan bulmuş, ortalama diz hareket aralığını 0-154,6 derece bulmuştur, fleksiyon defisiti ortalama 2,1 derece olarak hesaplamıştır. Radyolojik olarak sonuçlarını Insall- Salvati ve Blackburne-Peel oranı ile değerlendirmiş ve patella alta ya da patella baja olmadığını ve hiçbir hastada enfeksiyon gelişmediğini bildirmiştir. Bu sonuçlara göre onarım hattında tansiyon regülasyon için emilebilen güçlendirici materyallerle augmentasyonun yapılmasını önermiş, tamirin biyomekanik olarak korunmasını ve erken yük verme avantajı olduğunu bildirmiştir [89]. Biz çalışmamızda sütür augmentasyon materyali olarak 5 numara ethibond kullandık ve eriyebilen sütür materyali kullanmadık. Modifiye Kessler onarım + ethibond augmentasyon yapılan grupta (B1) MDK 434 ± 35 N bulundu. 70 kg bir insanda 90 derecelik kuadriseps egzersizinde ortalama patellar tendona etkiyen gerim kuvvetinin yaklaşık 500 N olduğu göz önünde bulundurulduğunda 5 numara ethibond augmentasyon bile bu değeri yakalayamazken, daha kuvvetsiz olan 2 numara Vicryl ile augmentasyon uygulanan patellar tendon onarımlarında erken hareket başlamak mümkün değildir.

Augmentasyon işlemi sadece patellar tendon rüptülerinde değil diz artroplastisi sırasında tibial yapışma yerinden kısmi ayrılan patellar tendonun, tamiri sonrası, onarımı koruma amaçlı da kullanılabilir. Lionberger 2011 yılında tanımladığı teknikte Dall-Miles kablunun bir ucunu patellanın proksimal kutbunun hemen üzerinden ve kuadriseps tendonun içinden geçirerek, diğer ucunu da tüberositas tibianın 1-2 cm distalinden geçirerek patellar tendonun medialinde bağlamıştır. Böylece rijit olmayan fleksibl bir tespit yaptığını bildirmiştir [76]. Biz çalışmamızda uyguladığımız augmentasyon tekniğinde patellaya transvers tünel açarak rijit bir tespit gerçekleştirdik. Bunun tendon iyileşmesinde daha stabil bir tespit olduğunu düşünüyoruz.

Augmentasyon aracı olarak Ethibond, serklaj teli ve Dall-Miles kablo gibi yabancı maddeler dışında otolog hamstring grefti de kullanılabilir [90]. Genellikle patellar tendonun revizyon cerrahilerinde ve yetersiz tendon doku kalitesi olduğunda tercih edilir. Ayrıca implant çıkarımı gerektirmemesi, enfeksiyon riskini azaltması ve fibrozis oluşumunun az olması avantajlarıdır.

Mihalko ve arkadaşları 2010 yılında yayınladıkları biyomekanik bir çalışmada; kadavra dizlerinde oluşturdukları patellar tendon rüptürlerini transosseoz teknik ile onarıp bir gruba hamstring otogrefti ile augmentasyon yapmışlar diğer gruba augmentasyon uygulamamışlardır. Siklik yüklenmeler sonunda hesapladıkları SUM değerlerini karşılaştırarak hamstring otogrefti ile augmentasyon uygulanan grubun üstün olduğunu belirtmişlerdir [91].

Sonuç olarak; augmentasyon patellar tendon tamirinde, sütür hattını güçlendirerek gerim kuvvetlerinin iyileşme üzerindeki olumsuz etkisini engellemektedir. Tel serklaj en güçlü augmentasyon materyalidir ancak fibrozis ve enfeksiyon riski yüksektir ve implant çıkarımı gerekebileceği için hastaların tekrar ameliyat edilme oranları yüksektir. Ethibond gibi materyaller tel serklaj kadar güçlü değildir ama transosseoz Krackow sütürasyon tekniği ile kullanılarak patellar tendon onarımında güçlü bir kombinasyon oluşturulabilir. Daha az diseksiyon ile ameliyat süresini ve turnike süresini kısaltmak istenilen durumlarda sütür ankor ile tamir yapılabilir. Augmentasyon yapılması durumunda transosseoz modifiye Kessler sütürasyon tekniği ile benzer sonuçlar elde edilebilir. Ancak patellar tendon rüptürünün patella distal avulsiyon kırığı ile birlikte olduğu durumlarda distal kutupta ankorun tutunabileceği yeterli kortikal kemik stoğu olmadığı için ankor kullanılamaz.

6. KAYNAKÇA

1. Lister, G.D., *Flexor tendon*, in *Plastic surgery*, J.G. McCarthy, Editor. 1990, W.B. Saunders: Philadelphia. p. 4516-64.
2. Zhang, A.Y. and J. Chang, *Tissue engineering of flexor tendons*. Clin Plast Surg, 2003. **30** (4): p. 565-72.
3. Wren, T.A., et al., *Mechanical properties of the human achilles tendon*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2001. **16** (3): p. 245-51.
4. Harrison, P.W. and J. Chandy, *A Subclavian Aneurysm Cured By Cellophane Fibrosis*. Ann Surg, 1943. **118** (3): p. 478-81.
5. Mason, M.L. and C.G. Shearon, *The process of tendon repair: An experimental study of tendon suture and tendon graft*. Archives of Surgery, 1932. **25** (4): p. 615-692.
6. Kessler, I. and F. Nissim, *Primary repair without immobilization of flexor tendon division within the digital sheath. An experimental and clinical study*. Acta Orthop Scand, 1969. **40** (5): p. 587-601.
7. Bunnell, S., *Repair of tendons in the fingers and description of two new instruments*. Gynecology and Obstetrics, 1918. **26**: p. 103–110.
8. Krackow, K.A., S.C. Thomas, and L.C. Jones, *A new stitch for ligament-tendon fixation. Brief note*. J Bone Joint Surg Am, 1986. **68** (5): p. 764-6.
9. LeCroy, C.M., *Injuries to the Patella and Extensor Mechanism.*, in *Orthopaedic Knowledge Update Trauma*, J.F. Kelam, Editor. 1999. p. 157-166.
10. Ege, R., *Diz Anatomisi*, in *Diz Sorunları*. 1998: Ankara. p. 27-54.
11. Müezzinoğlu, S., *Ön Çapraz Bağ Anatomisi*, in *Ön Çapraz Bağ Cerrahisi*, R. Tandoğan, Editor. 2002. p. 1-10.

12. Wilson, S.A. and W.N. Scott, *Anatomy*, in *The Knee*. 1994, Mosby-Year Book: St. Louis. p. 17-38.
13. Aydın, A.T., *Diz Eklemi Anatomisi*. 1999, Ankara: Yeni Fersa Matbaacılık.
14. Insall, J.N. and M.A. Kelly, *Anatomy*, in *Surgery of the knee*. 1993, Churchill Livingstone: New York. p. 1-20.
15. Waligora, A.C., N.A. Johanson, and B.E. Hirsch, *Clinical anatomy of the quadriceps femoris and extensor apparatus of the knee*. Clin Orthop Relat Res, 2009. **467** (12): p. 3297-306.
16. Sebik, A., *Patellofemoral eklemin anatomisi ve biyomekanik özellikleri Patellofemoral eklemin anatomisi ve biyomekanik özellikleri Patellofemoral eklemin anatomisi ve biyomekanik özellikleri*. Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica, 2004. **29** (5): p. 351-356.
17. Lister, J., *A new operation for fractures of patella*. Brit. M. J., 1877. **2**: p. 850.
18. Schindler, O.S. and W.N. Scott, *Basic kinematics and biomechanics of the patello-femoral joint. Part 1: The native patella*. Acta Orthop Belg, 2011. **77** (4): p. 421-31.
19. Reider, B., et al., *The anterior aspect of the knee joint*. J Bone Joint Surg Am, 1981. **63** (3): p. 351-6.
20. Carpenter, J.E., R. Kasman, and L.S. Matthews, *Fractures of the patella*. Instr Course Lect, 1994. **43**: p. 97-108.
21. Agiletti, P., R. Buzzi, and J.N. Insall, *Disorders of the Patellofemoral Joint*, in *Surgery of the knee*. 1993, Churchill Livingstone: New York. p. 241-385.
22. Minkowitz, R., C. Inzerillo, and O.H. Sherman, *Patella instability*. BULLETIN-HOSPITAL FOR JOINT DISEASES NEW YORK, 2007. **65** (4): p. 280.
23. Eckhoff, D.G., et al., *The Ranawat Award. Sulcus morphology of the distal femur*. Clin Orthop Relat Res, 1996 (331): p. 23-8.
24. Amis, A.A., *Current concepts on anatomy and biomechanics of patellar stability*. Sports medicine and arthroscopy review, 2007. **15** (2): p. 48-56.

25. Dejour, H., et al., *Factors of patellar instability: an anatomic radiographic study*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1994. **2** (1): p. 19-26.
26. Merchant, A.C., et al., *Roentgenographic analysis of patellofemoral congruence*. J Bone Joint Surg Am, 1974. **56** (7): p. 1391-6.
27. Tecklenburg, K., et al., *Bony and cartilaginous anatomy of the patellofemoral joint*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2006. **14** (3): p. 235-40.
28. Shim, S.S. and G. Leung, *Blood supply of the knee joint. A microangiographic study in children and adults*. Clin Orthop Relat Res, 1986 (208): p. 119-25.
29. Scapinelli, R., *Blood supply of the human patella. Its relation to ischaemic necrosis after fracture*. J Bone Joint Surg Br, 1967. **49** (3): p. 563-70.
30. Junqueira, L.C.U.a., J. Carneiro, and A.N. Contopoulos, *Basic histology*. 7 ed. 1992, New York: Lange Medical Books/McGraw Hill.
31. Sharma, P. and N. Maffulli, *Tendon injury and tendinopathy: healing and repair*. J Bone Joint Surg Am, 2005. **87** (1): p. 187-202.
32. Miller, M.D. and J.A. Hart, *Review of orthopaedics*. 2008, Saunders / Elsevier: Philadelphia, PA. p. 67-69, 81-82.
33. Skinner, H.B., *Current Diagnosis & Treatment in Orthopedics*. 3rd ed. 2003, New York: Lange Medical Books/McGraw-Hill. x, 758 p.
34. Cook, J.L., K.M. Khan, and C. Purdam, *Achilles tendinopathy*. Man Ther, 2002. **7** (3): p. 121-30.
35. Green, D.P., R.N. Hotchkiss, and W.C. Pederson, *Green's operative hand surgery*. 4th ed. 1999, New York: Churchill Livingstone.
36. Steindler, A., *Kinesiology of Human Body* 4ed. 1973, Springfield Illinois. USA: Charles C. Thomas Publisher.
37. Moore, K.L., *The Lower Limb*, in *Clinically Oriented Anatomy*. 1992, Williams & Wilkins: Baltimore. p. xiii, 917 p.
38. Agiletti, P., F. Giron, and P. Cuomo, *Disorders of patellofemoral joint*, in *Surgery of the knee*, W.N. Scott, Editor. 2006, Churchill Livingstone/Elsevier: Philadelphia. p. 807-936.

39. Einhorn, T.A. and S.R. Simon, *Biology And Biomechanics Of The Musculoskeletal System*, in *Orthopaedic Basic Science*. 2000, American Academy of Orthopaedic Surgeons: Rosemont, Ill. p. 133-80.
40. Goldstein, S.A., et al., *Patellar surface strain*. J Orthop Res, 1986. **4** (3): p. 372-7.
41. Amis, A.A. and F. Farahmand, *Extensor mechanism of the knee*. Current Orthopaedics, 1996. **10** (2): p. 102-109.
42. Tümer, S.T., *Biyomekaniğe giriş: Mekaniğin temel prensipleri*, in *Fiziksel tıp ve rehabilitasyon*, M. Beyazova and Y. Gökçe-Kutsal, Editors. 2000, Güneş Kitapevi: Ankara. p. 83-137.
43. Kuru, İ., B. Haberal, and Ç. Avcı, *Patellofemoral biyomekanik*. Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi, 2012. **11** (4): p. 274-280.
44. Grelsamer, R.P., C.S. Proctor, and A.N. Bazos, *Evaluation of patellar shape in the sagittal plane. A clinical analysis*. Am J Sports Med, 1994. **22** (1): p. 61-6.
45. Goodfellow, J., D.S. Hungerford, and M. Zindel, *Patello-femoral joint mechanics and pathology. 1. Functional anatomy of the patello-femoral joint*. J Bone Joint Surg Br, 1976. **58** (3): p. 287-90.
46. Hungerford, D.S. and M. Barry, *Biomechanics of the patellofemoral joint*. Clin Orthop Relat Res, 1979 (144): p. 9-15.
47. Hehne, H.-J., *Biomechanics of the Patellofemoral Joint and Its Clinical Relevance*. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1990. **258**: p. 73-85.
48. Matthews, L.S., D.A. Sonstegard, and J.A. Henke, *Load Bearing Characteristics of the Patello-Femoral Joint*. Acta Orthopaedica, 1977. **48** (5): p. 511-516.
49. Fürmaier, A., *Beitrag zur Mechanik der Patella und des Gesamtkniegelenkes*. Archiv für orthopädische und Unfall-Chirurgie, mit besonderer Berücksichtigung der Frakturenlehre und der orthopädisch-chirurgischen Technik, 1953. **46** (1): p. 78-90.

50. Maquet, P., J. Simonet, and P. De Marchin, *Biomécanique du genou et gonarthrose*. Rev Chir Orthop, 1967. **53**: p. 111.
51. Huberti, H.H., et al., *Force ratios in the quadriceps tendon and ligamentum patellae*. J Orthop Res, 1984. **2** (1): p. 49-54.
52. Peterson, L. and P. Renström, *Sports injuries: their prevention and treatment*. 2000: Human Kinetics Publishers.
53. Siwek, C.W. and J.P. Rao, *Ruptures of the extensor mechanism of the knee joint*. Vol. 63. 1981. 932-937.
54. Miskew, D.B., R.L. Pearson, and A.M. Pankovich, *Mersilene strip suture in repair of disruptions of the quadriceps and patellar tendons*. J Trauma, 1980. **20** (10): p. 867-72.
55. Scuderi, C., *Ruptures of the quadriceps tendon: Study of twenty tendon ruptures*. The American Journal of Surgery, 1958. **95** (4): p. 626-635.
56. Hess, P. and J. Reinders, *Transposition of the sartorius muscle for reconstruction of the extensor apparatus of the knee*. J Trauma, 1986. **26** (1): p. 90-2.
57. Kelly, D.W., et al., *Patellar and quadriceps tendon ruptures—jumper's knee*. The American Journal of Sports Medicine, 1984. **12** (5): p. 375-380.
58. Matava, M.J., *Patellar Tendon Ruptures*. J Am Acad Orthop Surg, 1996. **4** (6): p. 287-296.
59. Kannus, P. and L. Jozsa, *Histopathological changes preceding spontaneous rupture of a tendon. A controlled study of 891 patients*. J Bone Joint Surg Am, 1991. **73** (10): p. 1507-25.
60. Insall, J. and E. Salvati, *Patella position in the normal knee joint*. Radiology, 1971. **101** (1): p. 101-4.
61. Azar, F. and R. Pickering, *Traumatic disorders*. Campbell's Operative Orthopaedics. 11th ed. Philadelphia: Mosby, 2011: p. 2737-2788.

62. Sonin, A.H., et al., *MR imaging appearance of the extensor mechanism of the knee: functional anatomy and injury patterns*. Radiographics, 1995. **15** (2): p. 367-82.
63. Karlsson, J., et al., *Partial rupture of the patellar ligament. Results after operative treatment*. Am J Sports Med, 1991. **19** (4): p. 403-8.
64. Cadambi, A. and G.A. Engh, *Use of a semitendinosus tendon autogenous graft for rupture of the patellar ligament after total knee arthroplasty. A report of seven cases*. J Bone Joint Surg Am, 1992. **74** (7): p. 974-9.
65. Crossett, L.S., et al., *Reconstruction of a ruptured patellar tendon with achilles tendon allograft following total knee arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am, 2002. **84-A** (8): p. 1354-61.
66. Fukuta, S., A. Kuge, and M. Nakamura, *Use of the Leeds-Keio prosthetic ligament for repair of patellar tendon rupture after total knee arthroplasty*. Knee, 2003. **10** (2): p. 127-30.
67. Rand, J.A., B.F. Morrey, and R.S. Bryan, *Patellar tendon rupture after total knee arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 1989 (244): p. 233-8.
68. Chen, B., R. Li, and S. Zhang, *Reconstruction and restoration of neglected ruptured patellar tendon using semitendinosus and gracilis tendons with preserved distal insertions: two case reports*. Knee, 2012. **19** (4): p. 508-12.
69. Boublik, M., et al., *Patellar tendon ruptures in National Football League players*. Am J Sports Med, 2011. **39** (11): p. 2436-40.
70. Benner, R.W., et al., *Tear patterns, surgical repair, and clinical outcomes of patellar tendon ruptures after anterior cruciate ligament reconstruction with a bone-patellar tendon-bone autograft*. Am J Sports Med, 2012. **40** (8): p. 1834-41.
71. McNally, P.D. and E.A. Marcelli, *Achilles allograft reconstruction of a chronic patellar tendon rupture*. Arthroscopy, 1998. **14** (3): p. 340-4.
72. Ecker, M.L., P.A. Lotke, and R.M. Glazer, *Late reconstruction of the patellar tendon*. J Bone Joint Surg Am, 1979. **61** (6A): p. 884-6.

73. Hoechel, S., G. Schulz, and M. Muller-Gerbl, *Insight into the 3D-trabecular architecture of the human patella*. *Ann Anat*, 2015. **200**: p. 98-104.
74. Flanigan, D.C., M. Bloomfield, and J. Koh, *A biomechanical comparison of patellar tendon repair materials in a bovine model*. *Orthopedics*, 2011. **34** (8): p. e344-8.
75. Kasten, P., et al., *Rupture of the patellar tendon: a review of 68 cases and a retrospective study of 29 ruptures comparing two methods of augmentation*. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2001. **121** (10): p. 578-82.
76. Lionberger, D.R. and N. Correia, *Protection of Repaired Patellar Tendons: A Surgical Technique*. *The Journal of Arthroplasty*, 2011. **26** (6): p. 969-971.
77. Ravalin, R.V., et al., *Biomechanical comparison of patellar tendon repairs in a cadaver model: an evaluation of gap formation at the repair site with cyclic loading*. *Am J Sports Med*, 2002. **30** (4): p. 469-73.
78. Ettinger, M., et al., *Biomechanical properties of suture anchor repair compared with transosseous sutures in patellar tendon ruptures: a cadaveric study*. *Am J Sports Med*, 2013. **41** (11): p. 2540-4.
79. Benthien, R.A., et al., *Cyclic loading of Achilles tendon repairs: a comparison of polyester and polyblend suture*. *Foot Ankle Int*, 2006. **27** (7): p. 512-8.
80. Norris, J.B., et al., *Effect of suture size and type on bone cutout in transosseous tendon repairs*. *Arthroscopy*, 2010. **26** (3): p. 324-7.
81. Bushnell, B.D., et al., *The use of suture anchors in repair of the ruptured patellar tendon: a biomechanical study*. *Am J Sports Med*, 2006. **34** (9): p. 1492-9.
82. Gaines, R.J., et al., *Patellar tendon repair with suture anchors using a combined suture technique of a Krackow-Bunnell weave*. *J Orthop Trauma*, 2009. **23** (1): p. 68-71.
83. Anand, A., M. Kumar, and G. Kodikal, *Role of suture anchors in management of fractures of inferior pole of patella*. *Indian J Orthop*, 2010. **44** (3): p. 333-5.

84. Kelly, D.W., et al., *Patellar and quadriceps tendon ruptures--jumper's knee*. Am J Sports Med, 1984. **12** (5): p. 375-80.
85. Kuechle, D.K. and M.J. Stuart, *Isolated rupture of the patellar tendon in athletes*. Am J Sports Med, 1994. **22** (5): p. 692-5.
86. Marder, R.A. and L.A. Timmerman, *Primary repair of patellar tendon rupture without augmentation*. Am J Sports Med, 1999. **27** (3): p. 304-7.
87. Gelberman, R.H., et al., *The effect of gap formation at the repair site on the strength and excursion of intrasynovial flexor tendons. An experimental study on the early stages of tendon-healing in dogs*. J Bone Joint Surg Am, 1999. **81** (7): p. 975-82.
88. Mortensen, H.M., O. Skov, and P.E. Jensen, *Early motion of the ankle after operative treatment of a rupture of the Achilles tendon. A prospective, randomized clinical and radiographic study*. J Bone Joint Surg Am, 1999. **81** (7): p. 983-90.
89. Massoud, E.I., *Repair of fresh patellar tendon rupture: tension regulation at the suture line*. Int Orthop, 2010. **34** (8): p. 1153-8.
90. Van der Bracht, H., R. Verdonk, and B. Stuyts, *Augmentation of a patellar tendon repair with an autologous semitendinosus graft*. Acta Orthop Belg, 2009. **75** (3): p. 417-9.
91. Mihalko, W.M., M. Vance, and M.J. Fineberg, *Patellar tendon repair with hamstring autograft: a cadaveric analysis*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2010. **25** (4): p. 348-51.



T.C.
Sağlık Bakanlığı
Türkiye Kamu Hastaneleri Kurumu
Ankara İli Kamu Hastaneleri Birliği 1.Bölge Sekreterliği
Ankara Eğitim ve Araştırma Hastanesi
"Eğitim, Planlama Kurulu Karar Defteri"

Toplantı No: 0588

25.03.2015

BAŞKAN
Doç.Dr.M.Necati Demir
Başhekim

| EPKK ASIL ÜYELERİ | EPKK YEDEK ÜYELERİ |
|---|--|
| Doç.Dr.Yalçın Aral Endokrinoloji ve Metabolizma Hastalıkları Kliniği | Doç.Dr.Nadir Turgut Çavuşoğlu Genel Cerrahi Kliniği |
| Op.Dr.Firdevs Örnek Göz Hastalıkları Kliniği | Doç.Dr.Alı Pekcan Demiröz Enfeksiyon Hastalıkları ve Klinik Mikrobiyoloji Kliniği |
| Doç.Dr.Hülya Başar Anestezi ve Reanimasyon Kliniği | Doç.Dr.Necmi Arslan KBB Hastalıkları Kliniği |
| Doç.Dr.Gürcan Aslan Plastik ve Rekonstrüktif Cerrahi Kliniği | Doç.Dr.Meliha Korkmaz Nükleer Tıp Kliniği |

KARAR:

4856.Dana dizi modelinde patellar tendon rüptürlerinde farklı tamir ve augmentasyon tekniklerinin biyomekanik karşılaştırılması. T.C.S.B.Ankara Eğitim ve Araştırma Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği (Dr.Abdullah İyigün, Dr.Abdurrahman Onur Kocadal, Doç.Dr.Cem Nuri Aktekin) çalışması. **Biyomekanik-Tez** Çalışmasının protokol, usul, yaklaşım ve yöntem yönünden "TEKNİK" ve "ETİK" değerlendirmesinde "UYGUN" "OLDUĞUNA" / "OLMADIĞINA" "OYÇOKLUĞU" "OYBİRLİĞİ" ile karar verilmiş ve araştırma için belirlenen uygulama, tetkik ve girişimlerin araştırma gurubunca karşılanması kaydı ile çalışmanın yapılmasına ve Hastanemiz arşiv bilgi ve belgelerinin kullanılmasına, "İZİN" "VERİLMİŞTİR" / "VERİLMEMİŞTİR. "ETİK KURUL ONAYI" "GEREKTİRİR" "GEREKTİRMEZ".

Doç.Dr.Yalçın Aral

Op.Dr.Firdevs Örnek

Doç.Dr.Hülya Başar

Doç.Dr.Gürcan Aslan

Doç.Dr.M.Necati Demir
Başhekim

Doç. Dr. Necmi ARSLAN
KBB KLİNİK EĞİTİM GÖREVLİSİ
Dip. Tes. No: 43864 (Demirlik No: 31440)