

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ
ANABİLİM DALI

**ROTATOR MANŞETİN ANKOR İLE ONARIMINDA
FARKLI TEKNİKLERİN OSTEOPOROTİK KEMİK
ÜZERİNDE BİYOMEKANİK OLARAK
KARŞILAŞTIRILMASI**

DR. LEVENT HOROZ

UZMANLIK TEZİ

İZMİR, 2015

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ
ANABİLİM DALI

**ROTATOR MANŞETİN ANKOR İLE ONARIMINDA
FARKLI TEKNİKLERİN OSTEOPOROTİK KEMİK
ÜZERİNDE BİYOMEKANİK OLARAK
KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ
DR. LEVENT HOROZ

TEZ DANIŞMANI: PROF. DR. MUSTAFA HULUSİ ÖZKAN

TEŞEKKÜR

Ortopedi ve Travmatoloji gibi zorlu bir branşta çalıştığım 5 yıllık süre içerisinde sevgi dolu ve özgürce bir çalışma ortamı sunan, bilimsel çalışmalarımızda desteğini hiç esirgemeyen başta anabilim dalı başkanımız Sayın Prof. Dr. Hasan HAVİTÇİOĞLU olmak üzere diğer tüm hocalarıma teşekkürlerimi ve saygılarımı sunarım.

Tez sürecinde ve görev yaptığım dönemde bana hem cerrahi hem de akademik açıdan katkılarından dolayı tez danışmanım Prof. Dr. Mustafa Hulusi ÖZKAN'a, tez yazımı, planlanması, deneysel araştırmanın yapılması, sonuçların değerlendirilmesi aşamasında benden hiçbir desteğini esirgemeyen, Doç. Dr. Onur HAPA'ya teşekkürlerimi sunarım. Asistanlık ve tez yazım sürecinde desteğini hiçbir zaman esirgemeyen Uzm. Dr. Onur BAŞÇI'ya teşekkürlerimi sunarım.

Asistanlık eğitimim boyunca gece gündüz beraber çalıştığımız, uykusuz kaldığımız, yorulduğumuz, çile çektiğimiz tüm asistan arkadaşlarıma teşekkür ederim. Her türlü sıkıntıda yanımda olan, tez yazım aşamasının her adımında bana yardımcı olan, aynı ortamda çalışma imkanı bulduğum Dr. Nihat Demirhan DEMİRKİRAN ve Dr. Erol KAYA'ya teşekkür ederim. Projenin yürütülmesi ve deneylerin yapılma aşamasında bana yardımlarından ötürü biyomekanik yüksek lisans öğrencisi Buğra HÜSEMOĞLU'na teşekkür ederim.

Bu uzun ve çileli yolda bana her zaman sahip çıkan, yol gösteren, eğitimimin her anında maddi ve manevi yanımda bulunan, bana varlıklarıyla güç veren, sevgisini ve şevkatini hiç esirgemeyen aileme; anneme, babama ve abime teşekkür ederim.

Son olarakta eşime, sen benim aşkım, sen benim çocukluğum, sen benim minik annem, yaşamak güzelse senin ve karnındaki minik çocuğum sayesinde. Bana yaşattığın tüm güzellikler için sana teşekkür ederim.

DR. Levent HOROZ

Aralık -2015

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER DİZİNİ	I
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	II
TABLolar DİZİNİ	III
KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ	II
ÖZET	V
ABSTRACT.....	VII
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Omuz Anatomisi ve Rotator Manşet Kasları.....	3
2.2. Rotator Manşet Biomekaniği.....	4
2.3 Rotator Manşet Yırtığı Etyopatogenezi.....	8
2.3.1 Dış etkenler kaynaklı mekanizma.....	8
2.3.2 İç etkenler kaynaklı mekanizma	9
2.4 Ankor Seçimi ve Biomekaniği	10
2.4.1 Sütür ankor tarihçe.....	11
2.4.2 Sütür ankor.....	11
2.4.3 Ankor boyutu	12
2.4.4 Ankor tipi.....	13
2.4.5 Ankor sütür halkası.....	13
2.4.6 Ankor materyali	13
3. GEREÇ VE YÖNTEM	15
4. BULGULAR.....	21
5. TARTIŞMA	27
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	32
7. KAYNAKLAR	33

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Moment kolu, hareket merkezi ve torkun şematik gösterimi	5
Şekil 2.2. Rotator manşet kaslarının omuz eklemine stabilize edici etkisi.....	6
Şekil 2.3. Rotator manşet tendonlarının eklem etrafındaki hareketi sırasında kuvvetin etkili uygulama noktası, tendonun humerus başı ile temas ettiği nokta olarak devamlı değişir.	7
Şekil 2.4. Sütür ankorun birleşenleri	12
Şekil 3.1. Soldan sağa; çalışmada kullanılan ankorlar, pullu kansellöz vida ve osteoporotik kemik modelini taklit etmek için kullanılan matkap ucu	16
Şekil 3.2. Komşu ankor gönderimi	16
Şekil 3.3. Spongioz silindirik kemik grefti alınması, kemik greftinin hazırlanmış hali	17
Şekil 3.4. Grup 4 kanüllü vida ile laterale augmente edilen grup arkadan ve yandan görünümü	18
Şekil 3.5. AG-X Shimadzu (Kyoto, Japan) cihazı.....	19
Şekil 3.6. Numunenin yerleşimi, 45 derece açılı düzenek.....	20
Şekil 4.1. Fastin- Fastin ile yapılan onarımın başarısızlık sonrasında komşu olarak gönderilen ankorun kemik içinde aksının bozulması.....	25

TABLolar DİZİNİ

Tablo 4.1. AG-X Shimadzu cihazında siklik çekme ve maksimum yüklenme altında başarısızlık testi sonucu elde edilen verilerin grup içi ortalamaları, standart sapmaları ve başarısızlık tipi	21
Tablo 4.2. Gruplar arasında <i>peap to peak</i> (P-P) yer değiştirme düzeyinin ortalamalarının oneway ANOVA, ikişerli gruplar arasındaki farkın posthoc Games-Howell testi ile analizi.....	22
Tablo 4.3. Gruplar arasında siklik elongasyon ortalamalarının oneway ANOVA, ikişerli gruplar arasındaki farkın posthoc Games-Howell testi ile analizi	23
Tablo 4.4 Gruplar arasında maksimum yüklenme altında başarısızlık noktasındaki Newton değeri ortalamalarının oneway ANOVA, ikişerli gruplar arasındaki farkın posthoc Games-Howell testi ile analizi.....	24
Tablo 4.5. Gruplar arasındaki rijidite (N/mm) ortalamalarının oneway ANOVA, ikişerli gruplar arasındaki istatistiksel farkın posthoc Games-Howell testi ile analizi	26

KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ

cm : santimetre

dk : dakika

kgN : kilogram Newton

mm : milimetre

N : Newton

NSAİİ Non steroidal anti inflamatuvar ilaç

PGA : poliglukonat

PLLA : poli l-laktik asit

PEEK : polietheretherketon

P-P: *Peak to peak* (siklik çekme testinin son üç döngüsünde meydana gelen deplasmanların ortalaması)

P: istatistiksel yanılma düzeyi

°C: santigrat derece

ÖZET

Bu çalışmanın amacı; osteoporotik kemikte meydana gelen ankor onarım başarısızlığını engellemeye ve ankorun tespit gücünü arttırmaya yönelik komşu ankor gönderimi, kanüllü vida ile güçlendirme, kemik otogreft sıkıştırma gibi yöntemlerin ankorun çekme kuvvetlerine karşı direncini arttırdığını ve onarımda kullanılacak geniş yiv çapına sahip ankorların daha sağlam bir onarıma imkan vereceğini biyomekanik testlerle ortaya koymaktır.

Çalışmada 72 adet, 18 aylık koyunlardan elde edilen humeruslar, yumuşak dokularından temizlendikten sonra, osteoporotik kemik modelini oluşturmak için ankorun gönderileceği aksta, 4.5mm'lik drill yardımı ile delindi. Çalışmada 6 grup incelendi. Her grupta 12 numune incelemeye alındı. Grup 1; 2 adet 5 mm'lik Fastin RC (DePuy Mitek, Raynham, MA) ankor yivleri birbiri içine geçecek şekilde komşu olarak gönderildi. Grup 2; 2 adet 5 mm'lik Twinfix titanium ankor (Smith & Nephew Endoscopy, Andover, MA) 1. gruba benzer şekilde gönderildi. Grup 3; 4,5 mm'lik drill yardımı ile açılan tünele spongios kemik otogreft sıkıştırması sonrasında 5 mm'lik Fastin RC ankor gönderildi. Grup 4; kanüllü vida ile 5 mm'lik Fastin RC, grup 5; sadece Fastin RC ankor, grup 6; sadece Twinfix titanium ankor olarak uygulandı. Her numune özel olarak yapılan, yer düzlemi ile 135 derece açı yapan tutucu düzenek ile AG-X Shimadzu (Kyoto, Japan) cihazına bağlandı. Aksiyel yönde siklik çekme testi uygulandı. Her numuneye ek olarak aksiyel yönde maksimum yüklenme sonrasında sökölme testi uygulandı ve veriler kayıt edildi. Elde edilen verilere istatistiksel analiz uygulandı.

Deneyle sonucunda siklik yüklenmeler altında siklik elongasyon ve *peak to peak* yer değiştirme düzeylerinde diğer gruplarla karşılaştırıldığında Fastin- Fastin grubunda istatistiksel olarak anlamlı ($p<0.05$) daha az yer değiştirme gözlenirken diğer gruplar arasında herhangi bir fark bulunamadı. Maksimum yüklenme altında sökölme testinde ise Fastin- Fastin ile yapılan onarımın istatistiksel anlamlı ($p<0.05$) olarak daha güçlü bir onarıma imkan verdiği görüldü. Diğer gruplar arasında maksimum yüklenme değerlerinde herhangi bir fark görülmedi.

Bizim çalışmamızın sonucunda Kanüllü vida ile güçlendirme ve Otogreft sıkıştırma sonrasında ankorun tespit gücünde herhangi bir artış görülmezken komşu ankor gönderimi yapıldığında tespit gücünün arttığı görülmüştür. Komşu ankor gönderimi için tercih edilmesi gereken ankorun yiv çapının geniş olması tespit gücünü arttırmaktadır. Osteoporotik kemikte rotator manşet onarımı yapılırken yiv çapı geniş tamamı yivli ankor kullanılması kurtarma yöntemi olarakta komşu ankor gönderimi tercih edilmelidir.

Anahtar kelimeler: *Rotator manşet yırtığı, sütün ankor, osteoporoz, ankor tespit gücü*

ABSTRACT

The objective of this study is to evaluate the increase in anchor pullout resistance forces provided by different surgical methods such as adjacent anchor application, cannulated screw augmentation or autograft compression; which were defined to prevent anchor failure and improve fixation strength. And we also aimed to biomechanically prove that anchors with larger threads would enable a more durable repair.

The study was conducted on 72 humeri obtained from 18-month-old lambs. After soft tissue removal all specimens were drilled in the same direction which the anchor would be applied with a 4.5mm drill-bit; to simulate an osteoporotic bone model. Specimens were divided into 6 groups each consisting of 12 humeri. In group 1, two 5-mm Fastin RC (DePuy Mitek, Raynham, MA) anchors were applied close to each other so that adjacent grooves were intertwined. In group 2 two 5-mm Twinfix titanium anchors (Smith & Nephew Endoscopy, Andover, MA) were applied in a similar manner as the first group. In group 3, spongy bone autograft were compressed before the application of a 5-mm Fastin RC anchor. Group 4 consisted of Fastin RC anchor with a cannulated screw, group 5 contained only Fastin RC anchor and group 6 only Twinfix titanium anchors. Each specimen was connected to AG-X Shimadzu device (Kyoto, Japan) by a specially designed holding mechanism with 135 ° angle to the ground plane. Cyclic pullout tests were performed in the axial direction. Additionally pullout test after maximum loading in the axial direction were performed. The data were recorded and statistically analyzed.

After the experiments, cyclic elongation and peak-to-peak displacement under cyclic loading were evaluated and Fastin-Fastin group showed statistically significant ($p<0.05$) less displacement compared to other groups, while no statistically significant difference were observed between other groups. Pullout under maximum loading tests revealed that Fastin-Fastin group provided a statistically significant ($p<0.05$) more durable fixation, and again no statistically significant difference was seen between the other groups.

The results of our study revealed that cannulated screw augmentation or autograft compression techniques did not provide any increase in fixation strength of anchors, whereas adjacent anchor application was found to increase fixation strength. Anchors with larger thread diameters should be the preferred anchor for adjacent application. These data could be interpreted as, for rotator cuff repair in osteoporotic bone fully threaded anchors with larger thread diameters should be used; and adjacent anchor application technique is the method of choice for augmentation.

Key words: *rotator cuff repair, suture anchor, osteoporosis, anchor fixation strength*

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Vücutun en hareketli eklemlerinden biri omuzdur. Omuz eklemi günlük yaşamsal aktivitelerin yerine getirilmesinde ve sportif aktiviteler sırasında yapılan hareketlerde önemli rol üstlenir (1). Rotator manşet yırtığı olan hastaların birçoğunda progresif ağrı, güçsüzlük ve omuz aktif hareketlerinde kısıtlanma olmaktadır. Rotator manşet yırtıkları; akut veya kronik, parsiyel veya tam kat, travmatik veya dejeneratif yırtıklar olarak sınıflandırılabilir. Ayrıca yırtığın boyutlarına göre küçük (<1 cm), orta (1-3 cm), büyük (3-5 cm) ve masif (>5 cm) yırtıklar olarak sınıflandırılabilir (2). Parsiyel yırtıklar için öncelikle aktivite düzenlenmesi, fizik tedavi programı ve NSAİİ (non-steroidal antiinflamatuvar ilaç) tedavisi uygulanır. Konservatif tedaviye yanıt alınamayan kısmi rotator manşet yırtıkları ve birçok tam kat rotator manşet yırtığı için cerrahi tedavi planlanır.

Cerrahi tedavi açık veya artroskopik olarak yapılabilir. Cerrahi tedavi tekniği yırtığın büyüklüğüne, hastanın aktivite düzeyine ve yaşına bağlı olarak değişir.

Cerrahi sonrası en sık görülen komplikasyon yapılan tamirin yetersizliği sonucu tekrarlayan yırtıklardır (3,4). Ameliyat sonrası görüntüleme teknikleri ile desteklenen birçok klinik çalışmada yüksek oranda tekrarlayan yırtıklar veya rezidüel defektler gözlenmiştir (5). Rotator manşet onarımı 60 yaş üstü hastalarda popülaritesi giderek artan bir tedavi seçeneğidir (6).

Revizyon rotator manşet onarımı ameliyatlarına bakıldığında %10-80'inde sebep ankor fiksasyon kaybı olarak görülmektedir (7). Rotator manşet yırtığı onarımının başarısızlığının sebebi olarak düğüm yetmezliği, suture gevşemesi ve ankor tespit gücü kaybı sık olarak karşımıza çıkmaktadır (8).

Tekrarlayan rotator manşet yırtıkları ve tespit kaybı nedeni ile birçok yeni onarım tekniği tanımlanmıştır (9). Ankor' un tespit gücü; kemik dansitesi, ankor tasarımı ve onarım tekniğinden etkilenmektedir (10).

Osteoporotik kemikte rotator manşet onarımında kullanılan suture ankor tekniklerinin stabilitesi ve ankor onarım tekniğinin tespit gücü postoperatif rehabilitasyona ve tekrarlayan rüptürlere direkt etki etmektedir. Osteoporotik

kemikte ankor tespit gücü kaybının önlenmesi için birkaç teknik tanımlanmış olsa da tekniklerin birbirine olan üstünlüğü ortaya konmamıştır (11).

Osteoporotik kemikte ankorun tespit gücünü arttırmaya yönelik kanüllü vida ile güçlendirme gibi yeni yöntemler tanımlanmıştır (12). Başka bir çalışmada osteoporotik kemikte fiksasyon kaybını engellemeye yönelik komşu Ankor gönderimi denenmiş olup biyomekanik açıdan bu yeni yöntemlerin karşılaştırılması mevcut değildir (13).

Bu nedenle osteoporotik yaşlı hastalarda rotator manşet yırtıklarının başarılı bir şekilde onarılması ve uygulanan ankor tespit tekniğinin gücünün artırılması için yeni çalışmalara ihtiyaç vardır.

Yiv çapı geniş olan tamamı yivli ankor kullanımının osteoporotik kemikte tespit gücünü arttıracığını, ankora komşu bir ankor gönderilmesi veya kemik otogreft sıkıştırılması sonrasında ankor uygulanmasının çekme kuvvetlerine karşı direnci artacağı ve daha dayanıklı bir onarıma imkan sağlayacağını düşünmekteyiz. Bu amaçla osteoporotik kemikte ankor onarım gücünü arttırmaya yönelik tanımlanan teknikleri ve ankorun yiv çapının kemik tutunumuna etkisini araştırmayı amaçladık.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Omuz Anatomisi ve Rotator Manşet Kasları

Omuz eklemi, üst ekstremitayı gövdeye bağlayan vücudun en kompleks eklemidir. Kemik yapısını klavikula, skapula ve humerustan oluşturur. Glenohumeral, akromiyoklavikular, sternoklavikular ve skapulotorasik eklemlerden oluşur. Omuz eklemi; multiaksiyel ball-socket tipinde sinovyal bir eklem olup geniş harekete olanak sağlar. Humerus'un sferoid başı (ball), skapulanın sığ glenoid yüzeyiyle (socket) eklem oluşturur. Glenoid yüzey sadece 1/3 lük humerus başı yüzeyiyle temas halindedir, bununla birlikte glenoid yüzey labrum adı verilen fibrokartilajenöz bir yapıyla çevrelenerek, glenoidde derinlik kazandırılır. Labrumun üst yüzeyi Biceps brachii'nin uzun başıyla devamlılık gösterir.

Rotator manşet kasları skapuladan başlayan dört kastan oluşan, eklem kapsülü boyunca ilerleyip humerusun tüberkulum majus ve minusuna yapışma yerinde kapsül lifleri ile karışıp tutunan bir komplekstir. Biceps-labral kompleks ve glenohumeral ligaman ile birlikte omuz ekleminin hareket ve stabilitesinde önemli rol oynar (14) . Rotator manşet; M.supraspinatus, m.infraspinatus, m.teres minor ve m.subskapularis kaslarından oluşur.

M.Supraspinatus; spina skapulanın üst kısmında yer alan kastır. Fossa supraspinatustan başlar ve korakoakromiyal arkın altından geçerek tüberkulum majusa yapışır. Alt lifleri eklem kapsülüne yapışır. N.supraskapularis (C5-C6) tarafından uyarılır. Ana arterial beslenmesi supraskapüler arter tarafından sağlanır. Omuza abduksiyon yaptırır. Omuzun elevasyon ile ilgili tüm hareketlerinde aktif rol oynar. Maksimum kasılmayı 30° elevasyonda yapar (15). Rotator manşeti oluşturan kaslar arasında en sık yırtık görülen kastır (16). Glenohumeral eklem stabilizasyonunda önemli rol oynar. Üstte subakromiyal bursa ve akromiyon, altta humerus başı ile çevrelendiği için tendon sık sık travmaya maruz kalır.

M.infraspinatus; omuzun en önemli dış rotator kaslarından birisidir. Tüberkulum majusta supraspinatus kasının yapışma yerinin arkasına yapışır. Humerus başını deprese eder. Omuz iç rotasyonda iken humerus başına arkadan destek olarak posterior subluksasyona karşı omuzu stabilize eder. Omuz abduksiyon ve dış rotasyonda iken omuzu arkaya doğru çekerek anterior subluksasyonu önler.

N.supraskapularis (C5-C6) ile uyarılır. Beslenmesi iki ana kol halinde supraskapüler arterden gelir.

Rotator manşet kaslarından bir diğeri olan teres minör skapulanın dış kenarından köken alıp, büyük tüberkülün alt 1/3'lük kısmına yapışır. Zayıf bir dış rotatordur. C5-C6 köklerinden çıkan aksiller sinir tarafından inerve edilir. Beslenmesi ise birkaç yoldan olmakla birlikte en önemlisi skapüler sirkumfleks arterin posterior humeral dallarıdır.

Dördüncü kas Subskapularis olup skapulanın ön yüzünde subskapular fossadan başlar, eklemin önünden geçerek tuberkulum minusa yapışır. N.subskapularis (C5-C7) ile uyarılır. Omuza internal rotasyon yaptırır ve alt lifleri ile humerus başının depresörü olarak fonksiyon görür. Beslenmesi ise aksiller ve subskapular arterler ile olur.

Bu dört kasın tendonları, humerus yapışma yerlerinin hemen yakınında, 1.5-2 cm kala birleşir. Kola yaptırdıkları iç ve dış rotasyon hareketleri dışında asıl önemli görevleri, deltoid ve pektoralis major kaslarının fonksiyonları sırasında humerus başını glenoid fossada tutmaktır. Abdüksiyonun (öne elevasyonun) ilk 15-20 derecesini sağlayarak deltoid kasının moment koluna destekler. Bu ikinci görevi, supraspinatus kası tek başına üstlenmektedir (17). Korakoakromiyal ark, akromiyonun anterior kısmı, korakoid proses ve her ikisi arasında uzanan korakoakromiyal bağ üçlüsünden meydana gelmektedir.

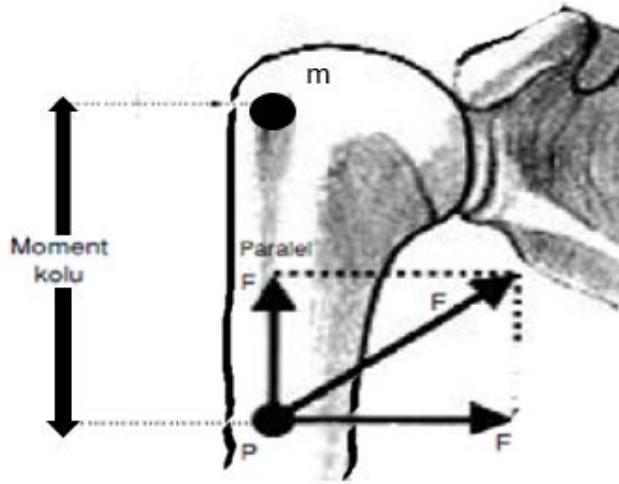
Bu yapının altında rotator kılıf, biceps tendonu uzun başı, subakromiyal bursa ve humerus başı bulunmaktadır. Anatomik çalışmalarda bu bağ, fibröz üçgen bir lamina olarak tanımlanmış ve kuadrangular, lateral ve medial bantlardan oluşan Y-şeklinde geniş bir bant olarak sınıflandırılmıştır (17).

2.2. Rotator Manşet Biomekaniği

Omuz eklemi kol ile gövde arasında oldukça hareketli bir eklemdir. Eklemin üç boyuttaki hareketi günlük aktivitelerimizi kısıtlama olmadan yerine getirmemizi sağlar.

Omuz eklemi, glenohumoral eklem, akromioklavikuler, sternoklavikuler eklem ve skapulotorasik eklemden oluşur. Bu eklemlerden en mobil olanı skapula ile humerus arasındaki glenohumoral eklem olup, üç düzlemde hareket eder. Manşet

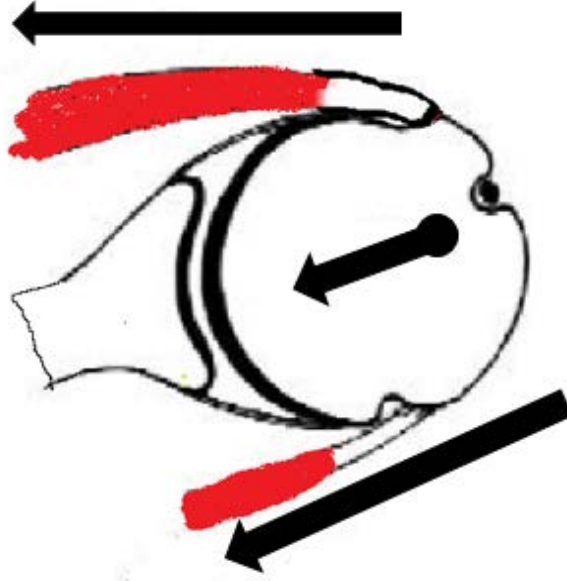
kaslarının kasılması sonucu humerusta oluşan tork, moment kolu (humerus başı merkezi ile bu kuvvetin etkili uygulama noktası arasındaki uzaklık) ile buna dik olan kas kuvvetinin bileşkesine bağlıdır.(Şekil 2.1) Rotator manşet kasları tarafından oluşturulan kuvvetin büyüklüğü, kasın kitlesi ve pozisyonu ile eklemin pozisyonuna bağlıdır. Kasın oluşturduğu kuvvet ve tork, eklemin pozisyonu ile değişir. Kas genellikle kasılıp gevşeme uzunluğunun orta noktasında en kuvvetli, uçlarda en zayıftır (18).



Şekil 2.1. Moment kolu, hareket merkezi ve torkun şematik gösterimi

Rotator manşet kaslarının üç fonksiyonu vardır. Bunların ilki, humerusa skapulaya göre rotasyon yaptırmak, ikinci görevi omuz ekleminin stabilitesini devam ettirmek, üçüncü ve önemli bir fonksiyonu ise kas dengesini sağlamaktır.(Şekil 2.2) Omuz ekleminde herhangi bir sabit eksen yoktur. Belirli bir pozisyonda kas aktivasyonu ve rotasyon momenti yaratır (19).

Omuzun kapsüloligamentöz yapıları (statik faktörler) omuz hareket genişliğinin sonunda stabilite sağlarken, glenoidin sağlam olduğu omuzlarda rotator manşet, hareketin hem orta hem de son evresinde omuza güçlü bir stabilite sağlamaktadır (20).



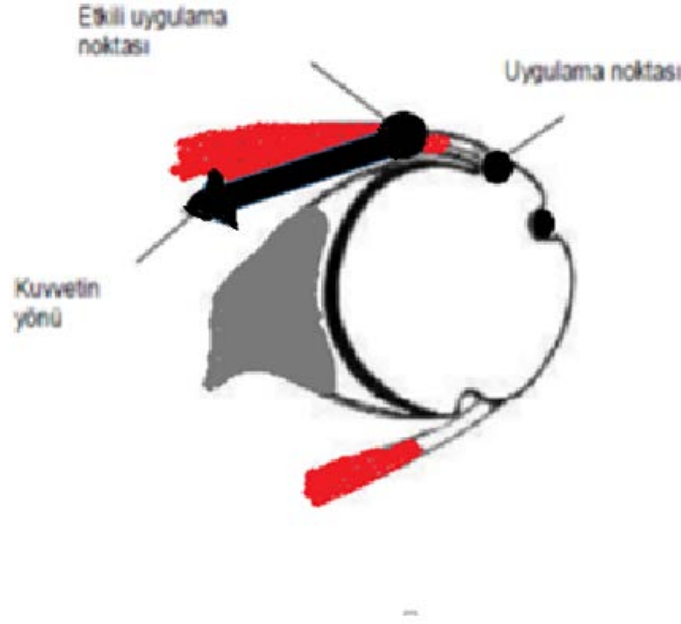
Şekil 2.2. Rotator manşet kaslarının omuz eklemini stabilize edici etkisi

Deltoid kası, supraspinatus ve infraspinatusla beraber çalışarak omuza abdüksiyon hareketini yaptırır. Abdüksiyonun başlangıcında deltoid kası vektörel kuvveti humerus başını yukarı doğru çeker. Rotator manşet ise ters güç uygulayarak başın glenoid'den yukarı çıkmasını engeller (21). Rotator manşet yırtığı veya zayıflığı durumunda deltoid gücünün karşılıksız kalması nedeniyle humerus başı abdüksiyon esnasında yukarı doğru kayar (22).

Bu dengeleyici kas etkilerinin zamanlaması ve büyüklüğü, istenmeyen yönlerde humerus hareketi oluşmaması için koordine edilmelidir. Kolu hareketsiz olarak başın üzerinde tutmak için, omuz kaslarının her birinin yarattığı kuvvet ve torkun toplamı sıfır olmalıdır. Sonuç olarak, rotator manşet kaslarının görevi, belirli bir kas grubu içinde birbiriyle bağlantılı ve eşzamanlı çalışarak belirli bir hareketi yaptırmaktır. İstenen bir hareketi yaparken birbirine karşı ters görev yapan kaslar, bir kasın istenmeyen hareketini etkisizleştirerek net bir hareket torku oluşturur. Humerus başı etrafında hareket eden manşet tendonunun humeral etkili uygulama noktası anatomik insersiyonu değil, tendonun humerus başı ile temasa geçtiği genellikle eklem yüzündeki noktadır. (Şekil 2.3)

Omuz ekleminin sabit bir hareket eksenine bulunmamaktadır. Deltoidin ön lifleri öne elevasyon, internal rotasyon ve cross-body hareket momenti yaratır. Eğer öne elevasyon rotasyon olmadan oluşacaksa, cross-body ve internal rotasyon

momentleri posterior deltoid ve infraspinatus gibi diğer kaslar tarafından etkisizleştirilmelidir. Bir başka durumda ise, saf internal rotasyon için latissimus dorsi kullanılacaksa, adduksiyon momenti bu kez superior manşet ve deltoid tarafından etkisizleştirilmelidir. Bu dengeleyici kas etkilerinin zamanlaması ve büyüklüğü, istenmeyen yönlerde humerus hareketi oluşmaması için koordine edilmelidir.



Şekil 2.3. Rotator manşet tendonlarının eklem etrafındaki hareketi sırasında kuvvetin etkili uygulama noktası, tendonun humerus başı ile temas ettiği nokta olarak devamlı değişir.

Manşet kaslarının omuz hareketlerinin kuvvetindeki payını anlamak için elektromyografi ile yapılan çalışmalarda, supraspinatus ve infraspinatus kaslarının abduksiyon kuvvetinin %45'ini, eksternal rotasyon kuvvetinin %90'ını sağladığı gözlenmiştir (23).

Supraspinatus ve deltoid kaslarının fleksiyon ve elevasyon sırasında yarattıkları tork ölçülmüş, omuz hareketlerinin fonksiyonel düzlemlerinde, her ikisinin de eşit miktarda tork oluşturduğu gözlenmiştir (24). Supraspinatus tendonuna bakıldığında eklem bölgesinde ön liflerinin arka liflerinden daha kalın olduğu, ön liflere binen yüklerin daha fazla olduğu ve ön kısmın esnekliğinin diğer kısımlara

göre daha fazla olduğu gözlemlenmiştir (25). Supraspinatus tendonunun asıl fonksiyonel kısmını kasın ön liflerinin oluşturduğu anlaşılmaktadır.

Supraspinatus, infraspinatus, teres minör ve subskapularise kuvvet uygulandığında, kolun elevasyonu için deltoidin ihtiyacı olan kuvvetin sırasıyla %26 ile %36 oranlarında azaldığı gözlemlenmiştir. Mekanik test cihazları ile yapılan bir çalışmada, supraspinatus çalışmadığında deltoidin kolu kaldırması için gerekli kuvvetin belirgin olarak arttığı görülmüştür.

Sonuç olarak, rotator manşet kaslarının görevi, belirli bir kas grubu içinde birbiriyle bağlantılı ve eşzamanlı çalışarak belirli bir hareketi yaptırmaktır.

2.3 Rotator Manşet Yırtığı Etiyopatogenezi

Rotator manşet yırtığı gelişiminde birçok etken rol oynamaktadır. Bu etkenler, ekstrinsik (korakoakromiyal arkın şekli, tensil aşırı yüklenme) ve intrinsik (tendonun damarsal beslenmesi, kollajen lif yapısı ve konfigürasyonundaki değişiklikler) olmak üzere ikiye ayrılır.

2.3.1 Dış etkenler kaynaklı mekanizma

Neer dış etkenler kaynaklı mekanizmayı; tendonun korakoakromiyal arkın altında mekanik kompresyona maruz kalması olarak tanımlamıştır. Subakromiyal sıkışma sendromu adını verdiği bu mekanizmada, akromiyon ön 1/3'lük kısmındaki, akromioklavikuler bağ ve korakoklavikuler bağdaki morfolojik değişikliklere vurguda bulunmuştur (26). Yapılan birçok morfolojik çalışmada akromion şeklinin yırtık oluşmasında rolü olduğu ortaya konmuştur (27).

Morrison ve Bigliani'nin yaptıkları çalışmada tip I (düz), tip II (eğri), ve tip III (çengel) olmak üzere üç akromiyon şekli tanımlanmıştır. Yenidoğan kadavralarında yapılan bir çalışmanın sonucu olarak akromiondaki morfolojik değişikliklerin (özellikle tip 2 ve 3) sebebinin edinsel olabileceği gösterilmiştir (28). Başka bir çalışmada rotator manşet onarımı yapılan geniş bir seride hastaların %75'inde korakoakromiyal bağın akromiyona birleşme yerinde kondroid metaplazi olduğunu göstermişlerdir (29). Kondroid metaplazinin daha sonra akromion ucundaki çengel şeklinde morfolojik değişikliğin temelini oluşturacağını savunmuşlardır.

Luo ve arkadaşları, supraspinatus tendonu üzerinde meydana gelen stresleri monitörize etmek için oluşturdukları iki-boyutlu ölçülebilir eleman modelinde stres dağılımını ölçmüşlerdir. Oluşturdukları subakromiyal sıkışma modelinde, stres artışının sadece akromiyona temas eden alanda değil, aynı zamanda bursal, eklem yüzeyleri ve tendon boyunca yüksek olduğunu bulmuşlardır. Bu bulgular rotator manşet yırtıklarının dış etkenlere bağlı mekanizma ile oluşabileceğini göstermiştir (30).

2.3.2 İç etkenler kaynaklı mekanizma

Codman rotator manşet patolojilerinde iç etkenlerin rol oynadığını öne sürmüş, dejeneratif değişikliklerin rotator manşet yırtığına sebep olabileceğini vurgulamıştır (31). Uthoff ve Sarkar'ın rotator manşet onarımı uyguladığı 115 hastanın perioperatif aldıkları biopsi örneklerinde rotator manşet yırtıklarının büyük bir çoğunluğunun eklem tarafında oluştuğunu, başlangıç yırtıklarının dejeneratif nitelikte olduğunu ve ekstrinsik nedenlerin ikincil rol oynadığını belirtmişlerdir (32).

Kadavra omuzunda yapılan bir başka araştırmada; eklem tarafında kısmi rotator manşet yırtığı olan örneklerde akromiyon alt yüzeylerinin sağlam olduğu bulunmuştur (33). Ayrıca akromiondaki değişikliklerin rotator manşet yırtığı ile korelasyon göstermediğini görmüşlerdir. Rotator manşet dejenerasyonunun ana nedeni yaşlanmadır. Bu değişiklikler, manşetin yapışma yerinde fibrokartilaj miktarında azalma, damarlanmanın bozulması, hücresel kaybın yanı sıra tendonda fragmentasyon, kemiğe yapışma yerindeki Sharpey liflerinde ayrılma olarak sayılabilir. Rotator manşetin vasküler anatomisi, yırtık oluşma patogenezindeki rolü nedeniyle büyük ilgi çekmiştir.

Supraspinatus kasının vasküleritesini inceleyen bir kadavra çalışmasında suprapinatus kasının ön liflerinin yaşlı kadavralarda kanlanmasının azaldığı gösterilmiştir. Kanlanması azalan alan hipovasküler alan olarak tanımlanmıştır. Bu alan Codman'ın tanımladığı "kritik alana" denk gelmektedir (18). Dejeneratif rotator manşet yırtıklarının birçoğu bu alandan gerçekleşmektedir. Bu da bize hipovasküleritenin etiopatogenezde bir rolü olduğunu düşündürmektedir.

Omuzun pozisyonunun rotator manşet üzerine etkilerini araştıran bir başka çalışmada kol adduksiyonda iken, supraspinatus tendonunun tüberkülüm majusa yakın kısmının vasküleritesinin değerlendirilmesi için kontrast madde enjekte

edilmiş, bu bölgenin yeterince kontrast madde almadığını kolun abdüksiyona geldiğinde ise kontrast madde dolununun düzeldiği görülmüştür (34). Travmatik olmayan rotator manşet yırtığı nedeni ile opere edilen hastaların perioperatif mikroskopik değerlendirilmesinde lezyonunun kenarlarındaki fonksiyonel kapiller yoğunluğu kontrol grubuna kıyasla azaldığı bulunmuştur (35).

Subakromiyal uzaklık ile ilgili yürütülen basınç çalışmalarında, omuz seviyesinin üzerinde 1 kg yük kaldırmanın, mikrosirkülasyonu engelleyecek derecede basınç artışına neden olduğu gösterilmiştir. Gelişen vasküler yetmezlik durumunun dinamik nedenlere bağlı gelişebileceğine işaret etmişlerdir (36). Bütün bunlara karşın, rotator manşet yırtıklarında hipovasküleritenin patogenezdaki rolü hala tam bir kesinlik kazanmamıştır.

Rotator manset, insan yaşamı boyunca traksiyon, kompresyon, kontüzyon, subakromiyal abrazyon, enflamasyon, enjeksiyon ve belki de en önemlisi yaşa bağlı dejenerasyon gibi çeşitli etkenlere maruz kalmaktadır. Yırtıklar, tipik olarak yüklerin en fazla olduğu biceps tendonuna yakın, supraspinatus tendonunun ön kısmında başlar.

Supraspinatus tendonunda yırtık başladığında komşu tendonlara binen yük artar. Yırtık alanında kan dolaşımı gerilmeye bağlı olarak bozulur ve iyileşme için gerekli olan hematoma oluşmaz. Beslenmenin bozulmasına bağlı olarak ortaya çıkan litik enzimlerde iyileşmeyi olumsuz etkiler. Yırtık olan rotator manşet kasının depresör etkisi ortadan kalkacağı için deltoid kasın çekme etkisi ile humerus başı subakromial boşluğa migre olur. Humerus başının yukarıya kayması, geriye kalan rotator manşet kaslarının korakoakromiyal arkın altında sıkışmasına sebebiyet verir. Korakoakromial bağın gerimine bağlı olarak akromionda spur oluşumu görülür. Bu spur daha sonrasında omuz ekleminin hareketleri esnasında humerus eklem kıkırdağının hasarlanmasına sebebiyet verir.

2.4 Ankor Seçimi ve Biyomekaniği

Günümüzde birbirinden farklı birçok omuz patolojisine cerrahlar tarafından artroskopik olarak müdahale edilmektedir. Bu hedef doğrultusunda kullanılacak birçok implant bulunmaktadır. Son yıllarda omuz patolojilerine yönelik cerrahi müdahalelerde birçok yenilik görülmektedir. Omuz stabilizasyonu, labral tamir, rotator cuff tamiri ve biceps tendon tamiri gibi patolojiler için kullanılacak çok

sayıda sütür ve ankor çeşidi bulunmaktadır. Sütür ankorların vidalı, emilebilen, emilemeyen ve kancalı tipleri olduğu gibi düğümsüz ankorlar ve çiviler de mevcuttur. Ayrıca sütürlerin örgülü, rgsz, emilebilen, emilemeyen ve hibrid gibi eitleri de mevcuttur.

2.4.1 Sütür ankor tarihçe

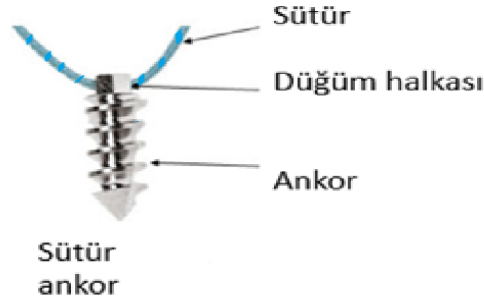
Sütür ankorların kullanımından önce ligaman veya tendonun kemiğe bağlanması (tespit edilmesinde) açılan kemik tünelden geçirilen sütürler kullanılıyordu. Awl veya matkap yardımıyla kemik tünel açılırdı. Böylece sütür kemik tünel içerisinden geçirildikten sonra kemik doku üzerine sıkıca bağlanırdı. Bu işlem açık cerrahi için oldukça iyi işleyen bir yöntem olmasına rağmen artroskopik prosedür için uygun değildi (37). Cerrahların daha minimal invazif girişimlere yönelmesiyle birlikte Mitek ilk sütür ankor olan G1 ankoru üretmiş olup cerraha kemik tünel açmadan kemiğe sütür atma imkanı verilmiş oldu (38).

E zamanlı olarak Marlow Goble tarafından Statak ankor adı verilen vidalı sütür ankor geliştirilmiştir. Statak ankorun yaapısında str güvenceye alan bir bölge bulunuyordu (37). Üretilen ilk ankorlardan sonra sayısız sütür ankor tasarımı ortaya çıkmıştır.

2.4.2 Sütür ankor

Günümüzde birçok sütür ankor kullanılmaktadır. Bunlar vidalı ve vidasız olarak sınıflandırılabilirler. Ankor seçiminde doku iyileşme mekanizmasının bilinmesi de önemlidir. Doku iyileşmesinin 3 temel fazı; inflamasyon, tamir ve yeniden killenme olarak sayılabilir. Başlangıçta inflamatuar hücreler kemik ile tendon arasındaki boşluğu doldururlar. İnfamatuar hücreler bölgede organize oldukça vasküler doku oluşumuyla birlikte debrıs ortadan kaldırılıp kollajen üretecek hücreler mevcut sahaya gelmeye balar. Bu hücreler dokudaki mevcut boşlukların tamamını doldururlar. Bu başlangıç süreci 12 haftayı bulabilmekle birlikte, dokuya dair spesifik karakteristik özelliklerden, hastanın yaralanma öncesi metabolik ve vasküler durumundan etkilenmektedir (39). Cerrah mevcut dokuyu mümkün olduğunca kemik proksimaline yakın tutacak ankoru seçmeli böylelikle doku iyileşmesinin son fazına kadar olan süreçte mevcut implant ile kemik doku arasında gap oluşumunu engellemelidir.

Barber ve arkadaşları iyi bir sütür ankorun özelliklerini; kemiğe iyi fikse olması, kemiğe tutunma direncinin yüksek olması, cerrah tarafından uygulanmasının kolay olması, artroskopik olarak düğüm atma işlemine izin vermesi, birden çok sütür tutabilecek kapasitede olması, uzun dönemde morbidite üzerine etkisinin olmaması şeklinde tanımlamıştır (40,41).(şekil 2.4)



şekil 2.4. Sütür ankorun birleşenleri

2.4.3 Ankor boyutu

Sütür ankorlar birçok farklı boyutta üretilmektedir. Ankor kullanımı sırasında hem dış çapı hemde merkez çapı göz önünde bulundurulmalıdır (37,41). Tarihsel olarak bakıldığında vidalı ankorlar osteoporotik humerus başında tespit dayanıklılığının ve geri gelme direncinin yüksek olması nedeni ile tercih edilmektedir. Ankor tespit gücü kemik dansitesine bağlıdır ki bu özellikle ileri yaş hastalarda önemli bir yere sahiptir.

Rotator manşet yırtıklarında geniş çaplı ankorlar daha fazla sütür taşıyabildiklerinden kk çaplı olanlara göre daha avantajlı görülmektedir. Daha büyük çaplı ankorlar (6,5 mm ve üzeri çap) kullanıldığında ideal yerleşimin sağlanamaması, yerleşim yerinde kemik doku bozuklukları yaratması gibi sorunlar izlenmektedir. Bütün bunlar değerlendirildiğinde daha güçlü kk çaplı ankorların geliştirilmesiyle, büyük çaplı ankorların kullanımı azalmıştır (40). Labral tamirde glenoid'deki dens kemiğe daha kk ankor yerleştirilmesi eklem kıkırdak doku hasarına daha az neden olduğundan daha avantajlı sonuçlar vermektedir (37). Kk boyda ankor kullanımının dezavantajı olarak yeterli sayıda sütür yüklenememesi söylenbilir.

2.4.4 Ankor tipi

Birçok farklı ankor tipi mevcuttur. Ankolar genel olarak vidalı ve vidasız olarak ikiye ayrılır. Vidalı ankolar osteoporotik humerus başı ve büyük tüberkül için iyi bir seçimdir. Vidalı ankolar tipik olarak yüksek geri gelme direncine ve tespit gücüne sahiptir. Vidalı ve vidasız ankoların her ikisi de mevcut deliklerinden sütün hareketine kolayca izin verdiği için kayan düğümler kullanılmaktadır. Ankoların birçoğu yeterli sayıda sütün geçmesine olanak sağlayan deliklere sahip olmakla birlikte, bazıları cerrahın tercihine bağlı olarak sütün değiştirilmesine de olanak sağlamaktadır (40) .

2.4.5 Ankor sütün halkası

Ankor sütün halkasının şekli göz önünde tutulması gereken önemli bir ayrıntıdır. Halkanın tasarımı önemli bir başarısızlık nedenidir (42). Ankor sütün halkası, ankor uygulaması ve uygulandıktan sonra yüklenme esnasında oluşan kuvvet ankordaki sütün yıpranmasına sebebiyet verebilir (43). Bu durum metal ankolarda daha belirgin olabilmektedir. Metal ankorun keskin sütün halkası, sütün ile halkanın yönü ve sütün yüklenme aksının aynı olamaması sütün kopmasına katkıda bulunur (39) .

Günümüzde birçok ankor iki veya daha fazla sütün yüklenmesine olanak sağlanmaktadır. Birçok sütün yüklenmesine olanak sağlamak için çeşitli sütün halkası dizaynları mevcuttur. Uzun vertikal yerleşimli sütün halkası, geniş horizontal sütün halkası, distal çapraz bar şeklinde sütün halkası taşıyan ankor tasarımları bunlara örnektir (40). Horizontal sütün halkası tasarımı içeren ankolar kayan sütün atma işlemini kolaylaştırmaktadır.

2.4.6 Ankor materyali

Metal ve bioemilebilen ankolar sık olarak kullanılmaktadır. Günümüzde bioemilebilen ankoların popülaritesi giderek artmaktadır. Barber ve boothy yaptıkları bir araştırmanın sonucu olarak metal ankoların direkt grafide yerleşim yerinin görülebilmesi, uygulama kolaylığı, fiksasyon gücünün ve çekme kuvvetine karşı oluşturdukları direncin yüksek olması gibi avantajları mevcuttur (40). Metal ankoların yüzeyi hem kemik tutunumunu hemde in-vivo koşullarda kemiğin implant

üzerine büyümesini arttırmak amacı ile hidroksi apatit kristalleri ile kaplanmıştır (44).

Yeni geliştirilen biyoemilebilen ankorlar metal ankorlara benzer biyomekanik özellikler içermektedir (45). Biyoemilebilen sütür halkalarının sütüre daha az zarar verdiği belirtilmiştir (46). Biyoemilebilen sütür halkalarının diğer avantajları; revize edilebilmesi, pediatrik yaş grubunda kullanılabilmesi, absorbe olduktan sonra manyetik rezonans görüntüleme daha az bozulmaya yol açmasıdır (37). Biyoemilebilen ankorların çoğunluğu poliglukonat(PGA) veya poli l-laktik asit (PLLA)' ten yapılmaktadır (37). PGA ve PLLA karşımı hibrid türevde olanlarda mevcuttur. Her bir polimer yapısı özgün karakteristiklere sahiptir. PGA kısıtlı omuz eklem hareketleri ve hiperinflamatuar cevaba neden olabilmektedir (37). PLLA'nın tamamen resorbe olması 4 yılı bulabilmektedir. PLLA'nın kullanımı ile ilgili mekanik zorluklar bulunmaktadır. Yapılan bir çalışmada labral tamirlerde PLLA ankor kullanımı sonrası ankor ve kemik ara yüzünde boşlukların oluştuğu ve osteolize sebebiyet verdiği görülmüştür. PLLA'nın bu etkisi sonucu tespit gücünde kayıplar ve çekme kuvvetine karşı oluşan dirençte düşme görülmüştür (47). Biyokomposit materyaller iki farklı materyalin homojen yada heterojen karşımı ile meydana gelmektedir. Heterojen biyokomposit materyaller karşımındaki her bir materyalin sergilediği, spesifik/bireysel özelliklerden farklı özellikler kazanır. Biyokomposit materyaller geleneksel olarak polimer ve kalsiyum tuzları karşımından oluşur.

Günümüzde biyouyumlu ve metalik olmayan sütür ankorlar geliştirilmiştir. Yeni tasarlanan biyouyumlu polimer ankorların yapısında polietheretherketon (PEEK) bulunmaktadır. PEEK bütünlüğünü geniş pH aralığında koruyabilen, kimyasala dirençli, kortikal kemik yoğunluğunda termoplastik bir yapıdadır. Vücutta emilemeyen, kuvvetli, radyolüsen bir ankordur. Radyolüsen bir ankorun operasyonda yerleştiği yerin yeniden değiştirilmesi zor olup, tekrarlayan girişimler eklem kıkırdak yüzeyinde ve periartiküler dokularda yaralanma riskini artırır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmaya Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulundan 02.09.2015 tarihinde alınan 2165-GOA protokol numaralı etik kurul raporu alındıktan sonra başlanmıştır.

Çalışmada 4,5 mm'lik drill yardımı ile oluşturulan zayıflatma işlemi ön çalışma ile test edildi. Ön çalışmada 2 grup yapıldı. Her grupta 12 adet koyun humerusu kullanıldı. İlk grupta drilleme işlemi sonrasında 5mm'lik Fastin RC ankor uygulaması yapılırken ikinci grupta drilleme işlemi yapılmadan direkt 5 mm'lik Fastin RC ankor uygulaması yapıldı. Siklik çekme testi ve maksimum yüklenme altında başarısızlık testi uygulandı test sonucunda elde edilen verilerin parametrik dağılıma uygunluğu kontrol edildi. Parametrik dağılıma uyan verilere daha sonrasında student T testi uygulandı. T testi sonucu $P<0,001$ olarak anlamlı fark bulundu. Ön çalışma sonrasında drilleme işleminin koyun humerusunu istenilen şekilde zayıflattığı görüldü.

Toplam oluşturulan 6 grup için 72 adet 18 aylık koyun humerusu kesim merkezinden temin edilmiş ve kesilme işleminin hemen sonrasında 6 saat içinde hazırlanıp $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'de dondurularak saklanmıştır. Toplanan koyun humerusları çalışma yapılmadan önce 6 saat oda sıcaklığında bekletilmiştir. Çalışmamızda kullanılacak olan tüm koyun humeruslarına osteoporotik kemik modeli oluşturmak için büyük tüberkülün ön 1/3'lük kısmına ankor ile aynı aksta ve derinlikte olacak şekilde 4,5 mm'lik matkap ucu (TIP-MED, Inc, Izmir, Türkiye) ile sütür ipi yüklü ankorların oturacağı yuvalar açıldı. (Şekil 3.1)

Çalışmada humerus büyük tüberkülüne yerleştirilen ankorların hepsi büyük tüberkül ön 1/3'lük kısmına ve yer düzlemi ile 45 dereceyi geçmeyecek şekilde gönderildi.



Şekil 3.1. Soldan sağa; çalışmada kullanılan ankorlar, pullu kansellöz vida ve osteoporotik kemik modelini taklit etmek için kullanılan matkap ucu

Çalışmada 6 grup oluşturularak inceleme yapıldı. Daha önce yapılmış olan çalışmalar referans alınarak yapılan örneklem büyüklüğü hesaplamasında $\alpha=0.05$, power $(1-\beta)=0.80$ ve etki büyüklüğü 0.68 (≈ 0.7) alındığında örneklem büyüklüğü 12 olarak hesaplanmıştır (48).

Çalışmada kullanılan tüm ankorlara 2 adet no. 2 Ortocord suture ipe (DePuy Mitek, Raynham, MA) yüklenmiştir. Birinci grupta osteoporotik kemikte ankor fiksasyon kaybı sonrası kurtarıcı cerrahi girişim olarak planlanan komşu ankor gönderimi yöntemi uygulandı (13). (Şekil 3.2)



Şekil 3.2. Komşu ankor gönderimi

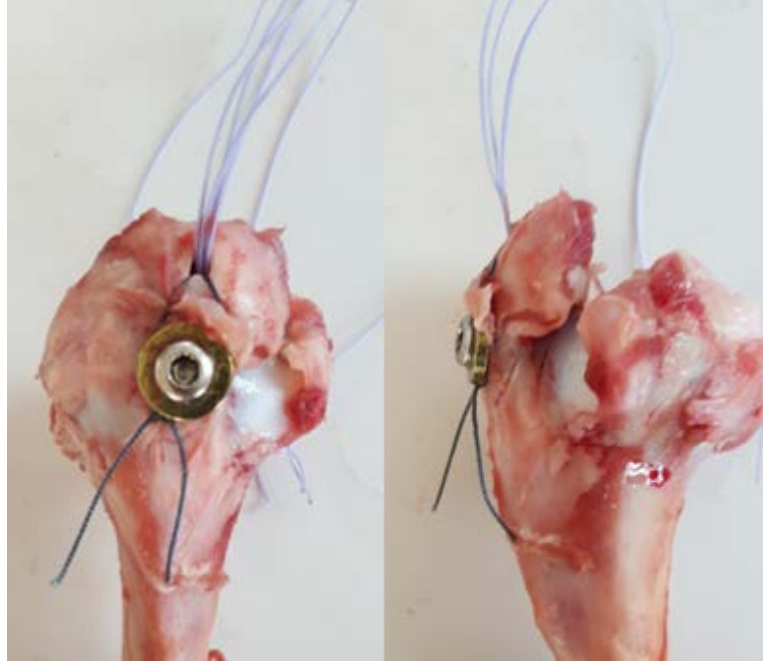
Komşu ankor gönderimi yönteminde; ilk ankor matkap ile oluşturulan yuvaya gönderildikten sonra yivleri iç içe geçecek şekilde komşu ikinci bir ankor ilk ankorun posterioruna gönderilerek ilk ankorun osteoporotik kemikteki fiksasyon gücü artırıldı. Birinci grupta 2 adet 5 mm'lik Fastin RC ankor(DePuy Mitek, Raynham, MA) yivleri birbiri içine geçecek şekilde aynı aks ve derinlikte gönderildi. İkinci grupta 2 adet 5mm'lik Twinfix titanium ankor (Smith & Nephew Endoscopy, Andover, MA) yine yivleri birbiri içine geçecek şekilde ilk ankor ile aynı aks ve derinlikte gönderildi.

Üçüncü grupta ise sağlam koyun humerusunun subkondral metafiziel kemiğinden COR® Precision Targeting System (DePuy Mitek, Raynham, MA) yardımı ile alınan 6mm çaplı 8mm yüksekliğinde silindirik spongios kemik allogreft kemiğe açılan tünele sıkıştırıldı. Kemik allogreft sıkıştırıldıktan sonra 5mm'lik Fastin (DePuy Mitek, Raynham, MA) ankor uygun aksta gönderilerek numune hazırlandı.(Şekil 3.3)



Şekil 3.3. Spongios silindirik kemik grefti alınması, kemik greftinin hazırlanmış hali

Dördüncü gruba osteoporotik kemik modeli oluşturulduktan sonra 5mm'lik Fastin RC(DePuy Mitek, Raynham, MA) ankor ilk demerkasyon hattı kemiğin içine gömülecek şekilde gönderildi. Ankoranın 1,5 cm lateral ve inferioruna uygun boyda kemiği tam kat geçen ama karşı korteksi penetre etmeyen tamamı yivli 6,5 mm'lik kansellöz vida(TIP-MED, Inc, Izmir, Türkiye), 1 adet 6,5 mm'lik vida pulu ile kemiğe gönderildi. Vida gönderilmeden önce 3,2 mm'lik matkap ucu yardımı ile vidanın gideceği yuva kemik içinde oluşturuldu. Ankoranın 1,5 cm inferolateraline kansellöz vida ve pul yerleştirildikten sonra ankordan çıkan 1 ipin iki bacağı pulun altından geçirilerek 360 derece dönüldü. İpler 2 düz 1 ters ve 2 düz konfigürasyonda pulun altında düğümlendi (12). (Şekil 3.4)

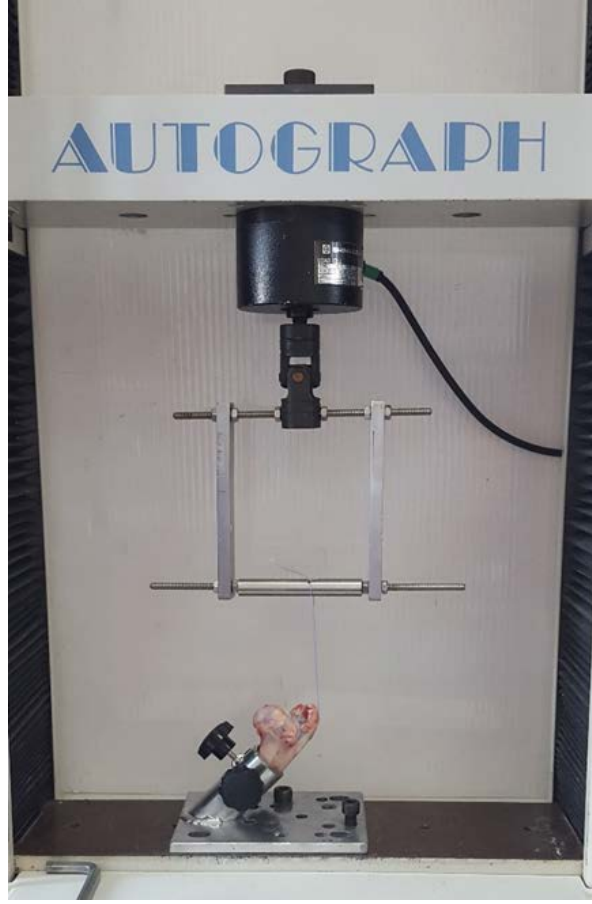


Şekil 3.4. Grup 4 kanüllü vida ile laterale augmente edilen grup arkadan ve yandan görünümü

Beşinci grupta osteoporotik kemik modeli oluşturulan koyun humeruslarına 5 mm'lik tek fastin RC ankor uygulaması yapıldı. Altıncı grupta ise osteoporotik kemik modeli sonrasında 5mm'lik tek twinfix ankor uygulaması yapıldı.

Humerus numunelerinin tespiti yer düzlemi ile 135 derece olacak şekilde 3 noktadan sıkıştırılmalı özel yapım cihaz yardımı ile yapıldı. Bu sayede Rotator manşetin anatomik tendon uzanımını taklit eden 45 derecelik çekme açısı elde

edilmiş oldu. Sonrasında hazırlanan numuneler evrensel elektromekanik test aleti olan AG-X Shimadzu (Kyoto, Japan) cihazına bağlandı. (Şekil 3.4)



Şekil 3.5. AG-X Shimadzu (Kyoto, Japan) cihazı

Numunelerin test cihazına bağlanmasından sonra özel bir düzenek yardımı ile ankordan çıkan ipler humerus başının eklem yüzünün 8 cm üstünde siklik çekme ve maksimum yüklenme altında sökölme testi için özel bir düzeneğe 2 düz, 1 ters ve 2 düz olacak şekilde düğüm atılarak bağlandı. (Şekil 3.5)



Şekil 3.6. Numunenin yerleşimi, 45 derece açılı düzenek

İpler 10 newton gerginliğe getirilerek 10 saniye beklendi. Daha sonra siklik çekme testine başlandı. Siklik çekme testi daha önce tanımlanan 1mm/sn hızda 10-30 newton(N) arasında 50 döngü olacak şekilde yapıldı (49). Siklik çekme testi bittikten sonra siklik elongasyon değeri; son döngü ve ilk döngünün 30 newton'daki yer değıştirme miktarı olarak mm cinsinden kayıt edildi. *Peak to Peak* yer değıştirme (P-P); 10-30 N arası uygulanan siklik çekme testinin son 3 döngüsünde meydana gelen yer değıştirmelerin ortalaması olarak kayıt edildi (50).

Siklik çekme testi sonrasında her numuneye maksimum yüklenme altında sökölme testi uygulandı. Ankor onarımının başarısızlığa uğradığı noktadaki N değeri kayıt edildi. Maksimum yüklenme altında onarımda meydana gelen yer değıştirme değeri mm cinsinden kayıt edilerek onarım sertliği; maksimum yüklenme (N) / yerdeğıştirme (mm) olarak hesaplandı. Maksimum yüklenme altında sökölme testi 1mm/sn olacak şekilde yapıldı (49).

Maksimum yüklenme altında sökölme testi sonrasında onarımın başarısızlık tipi; sütür ipinin kopması ya da ankorun sökölmesi olarak kayıt edildi.

4. BULGULAR

Çalışmamızda özel düzeneklerden veya numune kaynaklı hiçbir beklenmedik durum ile karşılaşılmamıştır.

Her gruba 12 humerusun dahil edildiği 6 farklı grup üzerinde siklik yüklenmeler altında; siklik elongasyon ve Peak to Peak (P-P) yer değiştirme değerleri kayıt edildi. Gruplara daha sonrasında maksimum yüklenme altında sökülme testi sonucu; onarımın başarısız olduğu Newton ve rijidite değerleri kayıt edildi. Bu ölçümlerde tanımlayıcı; ortalama ve standart sapma olarak ifade edildi. Her iki testin sonucu olarak tanımlanan veriler tablo 4.1’de verilmiştir.

Tablo 4.1. AG-X Shimadzu cihazında siklik çekme ve maksimum yüklenme altında başarısızlık testi sonucu elde edilen verilerin grup içi ortalamaları, standart sapmaları ve başarısızlık tipi

Grup	Sayı	Peak to Peak yer değiştirme düzeyi (mm)	Siklik uzama (mm)	Maksimum yüklenme(N)	Sertlik (N/mm)	Başarısızlık tipi (Ankor/sütür)
Fastin-Fastin	12	0,523±0,117	0,529±0,113	338,385±56,153	12,716±2,754	12/0
Twinfix-Twinfix	12	0,769±0,112	0,780±0,228	310,143±76,407	10,761±2,680	9/3
Fastin-Otogreft	12	0,665±0,177	0,670±0,183	300,468±50,563	11,052±2,911	12/0
Fastin-Kanüllü	12	0,905±0,226	0,909±0,226	270,664±28,998	9,294±1,907	1/11
Fastin	12	0,690±0,388	0,698±0,405	240,768±50,250	8,918±1,542	12/0
Twinfix	12	0,776±0,227	0,771±0,119	247,904±52,451	9,859±2,309	10/2

N: Newton, mm: milimetre

Hem tanımlayıcı analizlerde hemde daha sonra gerçekleştirilen analitik değerlendirmelerde parametrik yaklaşımlar uygulandı. Bunun için verilerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov^a ve Shapiro-Wilk testleri ile kontrol

edildi. Bu testlerin sonucunda normal dağılım uygun görüldüğü için parametrik analizler kullanıldı.

Analitik karşılaştırmalarda grupların ölçüm ortalamaları arasındaki fark Univariate ANOVA (one way ANOVA) ile analiz edildi. Her ölçüm için gözlenen power hesaplandı. Univariate ANOVA testi sonucu farklılık saptlanan durumda farkın hangi karşılaştırmalardan kaynaklandığını saptamak için Games-Howell testi uygulandı. PostHoc Games-Howell testinin kullanılma sebebi karşılaştırılan gruplar arasında varyant eşitliliğinin bulunmamasıydı.

Grupların *peak to peak* (P-P) yer değiştirme düzeyinin ortalamaları, standart sapmaları ve ortalamalarının istatistiksel analiz sonuçları tablo 4.2’ de verilmiştir.

Tablo 4.2. Gruplar arasında *peak to peak* (P-P) yer değiştirme düzeyinin ortalamalarının oneway ANOVA, ikişerli gruplar arasındaki farkın posthoc Games-Howell testi ile analizi

Grup	Ortalama değeri(mm)	Standart sapma	F _{ANOVA} P _{ANOVA}	Karşılaştırılan Gruplar	P _{Games-Howell}
Fastin-Fastin (FF)	0,523	±0,117	3,792 0,004	G _{FF} -G _F	0,712
				G _{FF} -G _{FK}	0,001
				G _{FF} -G _{FO}	0,236
Fastin (F)	0,690	±0,388		G _{FF} -G _{TT}	0,001
				G _{FF} -G _T	0,033
Fastin- Kanüllü (FK)	0,905	±0,226		G _F -G _{FK}	0,573
				G _F -G _{FO}	1,000
				G _F -G _{TT}	0,982
Fastin- Otogreft (FO)	0,665	±0,177		G _F -G _T	0,984
				G _{FK} -G _{FO}	0,080
				G _{FK} -G _{TT}	0,471
Twifix- Twifix (TT)	0,769	±0,122		G _{FK} -G _T	0,727
				G _{FO} -G _{TT}	0,562
Twifix (T)	0,766	±0,227	G _{FO} -G _T	0,765	
			G _{TT} -G _T	1,000	

Observed power

değeri 0,918 olarak hesaplanmıştır. P<0,05 anlamlı olarak kabul edilmiştir.

Grupların Peak to Peak yer değiştirme düzeyinin ortalamaları arasında Univariate ANOVA analizi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü

($P=0,004$). İstatistiksel anlamlı farkın hangi iki grup arasında olduğunu ortaya koymak için yapılan GAMES-HOWELL testi sonucu anlamlı farkın; $G_{FF}-G_{FK}$, $G_{FF}-G_{TT}$, $G_{FF}-G_T$ grupları arasında olduğu görüldü. Peak to Peak yer değiştirme düzeyine bakıldığında Fastin- Fastin grubunun diğer onarım tekniklerinden daha az yer değiştirme gösterdiği görüldü.

Grupların siklik elongasyon ortalamaları, standart sapmaları ve ortalamalarının istatistiksel analiz sonuçları tablo 4.3' te verilmiştir.

Tablo 4.3. Gruplar arasında siklik elongasyon ortalamalarının oneway ANOVA, ikişerli gruplar arasındaki farkın posthoc Games-Howell testi ile analizi

Grup	Ortalama değeri(mm)	Standart sapma	F_{ANOVA} P_{ANOVA}	Karşılaştırılan Gruplar	$P_{Games-Howell}$
Fastin-Fastin (FF)	0, 529	$\pm 0, 113$	3,537 0,007	$G_{FF}-G_F$	0,735
				$G_{FF}-G_{FK}$	0,001
				$G_{FF}-G_{FO}$	0,259
Fastin (F)	0, 698	$\pm 0, 405$		$G_{FF}-G_{TT}$	0,035
				$G_{FF}-G_T$	0,001
				G_F-G_{FK}	0,627
Fastin- Kanüllü (FK)	0, 909	$\pm 0, 226$		G_F-G_{FO}	1,000
				G_F-G_{TT}	0,988
				G_F-G_T	0,989
Fastin- Otogreft (FO)	0, 670	$\pm 0, 183$		$G_{FK}-G_{FO}$	0,091
				$G_{FK}-G_{TT}$	0,739
				$G_{FK}-G_T$	0,461
Twinfix- Twinfix (TT)	0, 780	$\pm 0, 228$	$G_{FO}-G_{TT}$	0,781	
			$G_{FO}-G_T$	0,610	
			$G_{TT}-G_T$	1,000	
Twinfix (T)	0,771	$\pm 0, 119$			

Observed power değeri 0,918 olarak hesaplanmıştır. $P<0,05$ anlamlı olarak kabul edilmiştir.

Grupların siklik elongasyon ortalamaları arasındaki fark Univariate ANOVA analizi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı görüldü ($P=0,007$). İstatistiksel anlamlı farkın hangi iki grup arasında olduğunu ortaya koymak için yapılan GAMES-HOWELL testi sonucu anlamlı farkın; $G_{FF}-G_{FK}$, $G_{FF}-G_{TT}$, $G_{FF}-G_T$ grupları arasında olduğu ortaya kondu. İstatistiksel analiz sonuçlarına bakıldığında; Fastin- Fastin ile onarım yapılan grupta siklik yüklenmeler altında daha az siklik elongasyon

gösterdiği ve diğer gruplardan anlamlı olarak daha az yer değiştirdiği görüldü. Fastin- Fastin onarım grubu dışındaki gruplar arasında siklik elongasyon değerine bakıldığında anlamlı fark gözlenmedi ($P > 0,05$).

Grupların maksimum yüklenme altında onarımın başarısızlığa uğradığı noktadaki N (Newton) değerinin ortalamaları, standart sapmaları ve ortalamalarının istatistiksel analiz sonuçları tablo 4.4' te verilmiştir.

Tablo 4.4 Gruplar arasında maksimum yüklenme altında başarısızlık noktasındaki Newton değeri ortalamalarının oneway ANOVA, ikişerli gruplar arasındaki farkın posthoc Games-Howell testi ile analizi

Grup	Ortalama değeri(N)	Standart sapma	F_{ANOVA} P_{ANOVA}	Karşılaştırılan Gruplar	$P_{Games-Howell}$
Fastin-Fastin (FF)	338,38	$\pm 56,15$	5,917 0,001	$G_{FF}-G_F$	0,002
				$G_{FF}-G_{FK}$	0,019
				$G_{FF}-G_{FO}$	0,523
Fastin (F)	240,76	$\pm 50,25$		$G_{FF}-G_{TT}$	0,902
				$G_{FF}-G_T$	0,006
				Fastin- Kanüllü (FK)	270,66
G_F-G_{FO}	0,078				
G_F-G_{TT}	0,138				
Fastin- Otogreft (FO)	300,46	$\pm 50,56$		G_F-G_T	0,999
				$G_{FK}-G_{FO}$	0,507
				Twifix- Twifix (TT)	310,14
$G_{FK}-G_T$	0,773				
$G_{FO}-G_{TT}$	0,999				
Twifix (T)	247,90	$\pm 52,45$		$G_{FO}-G_T$	0,167
				$G_{TT}-G_T$	0,231

Observed power değeri 0,991 olarak hesaplanmıştır. $P < 0,05$ anlamlı olarak kabul edilmiştir.

Grupların başarısızlık noktasındaki Newton değeri ortalamaları arasındaki fark Univariate ANOVA analizi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı görüldü ($P=0,001$).

İstatistiksel anlamlı farkın hangi iki grup arasında olduğunu ortaya koymak için yapılan GAMES-HOWELL testi sonucu anlamlı farkın; $G_{FF}-G_F$, $G_{FF}-G_{FK}$, $G_{FF}-G_T$ grupları arasında olduğu ortaya kondu. Fastin- Fastin ile yapılan onarımın sadece Fastin ile yapılan onarımdan daha güçlü olduğu görüldü. Tanımlanan onarım teknikleri arasında Fastin- Fastin grubunun daha dayanıklı olduğu, diğer onarım teknikleri arasında dayanıklılık açısından anlamlı fark olmadığı görüldü ($P>0,05$).

Fastin-Fastin ile yapılan onarımın başarısızlığı sonucu numuneye bakıldığında ankor sökülmesi sonrasında komşu olarak gönderilen ankorun kemiğin içinde aksının tamamen bozulduğu, sökülen ankorun sökölme direncinin arttığı görüldü. (Şekil 4.1)



Şekil 4.1. Fastin- Fastin ile yapılan onarımın başarısızlık sonrasında komşu olarak gönderilen ankorun kemik içinde aksının bozulması

Grupların maksimum yüklenme altında başarısızlık testi sonucu elde edilen sertlik (N/mm) değerinin ortalamaları, standart sapmaları ve ortalamalarının istatistiksel analiz sonuçları tablo 4.5' te verilmiştir.

Tablo 4.5. Gruplar arasındaki rijidite (N/mm) ortalamalarının oneway ANOVA, ikişerli gruplar arasındaki istatistiksel farkın posthoc Games-Howell testi ile analizi

Grup	Ortalama değeri(N/mm)	Standart sapma	F _{ANOVA} P _{ANOVA}	Karşılaştırılan Gruplar	P _{Games-Howell}
Fastin-Fastin (FF)	12,715	±2,753	4,005 0,003	G _{FF} -G _F	0,007
				G _{FF} -G _{FK}	0,022
				G _{FF} -G _{FO}	0,705
Fastin (F)	8,918	±1,541		G _{FF} -G _{TT}	0,508
				G _{FF} -G _T	0,105
				G _F -G _{FK}	0,994
Fastin-Kanüllü (FK)	9,293	±1,907		G _F -G _{FO}	0,270
				G _F -G _{TT}	0,349
				G _F -G _T	0,843
Fastin-Otogreft (FO)	11,052	±2,911		G _{FK} -G _{FO}	0,518
				G _{FK} -G _{TT}	0,642
				G _{FK} -G _T	0,985
Twinfix-Twinfix (TT)	10,760	±2,680		G _{FO} -G _{TT}	1,000
				G _{FO} -G _T	0,871
Twinfix (T)	9,859	±2,309		G _{TT} -G _T	0,947

Observed power değeri 0,933 olarak hesaplanmıştır. P<0,05 anlamlı olarak kabul edilmiştir.

Grupların sertlik (N/mm) ortalamaları arasındaki fark Univariate ANOVA analizi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bulundu (P=0,003). İstatistiksel anlamlı farkın hangi iki grup arasında olduğunu ortaya koymak için yapılan GAMES-HOWELL testi sonucu anlamlı farkın; G_{FF}-G_F, G_{FF}-G_{FK} grupları arasında olduğu ortaya kondu.

Fastin-Fastin onarım grubunun Fastin-Kanüllü ve sadece Fastin grubundan daha sert bir onarıma imkan verdiği görüldü. Diğer tanımlanan onarım teknikler arasında herhangi bir fark görülmedi (P> 0,05).

5. TARTIŞMA

Rotator manşet yırtığı sık görülen ve hastaların yaşam kalitesini kötü yönde etkileyen bir patolojidir. Cerrahi olarak onarılan rotator manşet yırtığı hastalarında ameliyat sonrası ankor tespit gücü kaybı sık olarak karşımıza çıkan bir komplikasyondur (3,4). Rotator manşet yırtığı bulunan 60 yaş üstü yaşlı popülasyonda rotator manşet onarımı konservatif takipten sonra şikayetleri devam eden hastalara uygulanmaktadır (6). İleri yaş rotator manşet yırtığı nedeni ile opere edilen hastalarda osteoporotik kemik nedeni ile ankor tespit gücü kaybı ve tekrarlayan yırtıklar sık olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu nedenle osteoporotik kemikte rotator manşet onarımında ankorun tespit gücünü arttırmaya yönelik klinik ve biyomekanik araştırmalara ihtiyaç vardır.

Osteoporotik kemikte ankor uygulamaları, özellikle son dönemde yaygınlaşan ve kemiğin daha zayıf olduğu tuberkülüm majusun lateraline uygulanan düğümsüz tamir tekniklerinin kullanılmasıyla daha da problemlili bir hale gelmiştir (51,52). Osteoporotik kemikte rotator manşet onarımı yapılırken ankorun tespit gücü ön planda düşünülmesi gereklidir. Onarımın başarısı; tendon iyileşmesine kadar sıklık yüklenmeler ve gündelik aktiviteler esnasında ankorun ve onarımın tespit gücünü korumasına bağlıdır. Biz de bu amaçla ankor fiksasyon gücünü arttırmaya yönelik yeni tanımlanan onarım tekniklerini karşılaştırdık.

Son dönemlerde rotator manşet onarımı ile ilgili yapılan biyomekanik araştırmalarda koyun humerusu yaygın olarak kullanıldığı için araştırmamızda koyun humerusu kullanıldı (12,53,54).

Son dönemlerde rotator manşet yırtığı ile ilgili yapılan biyomekanik çalışmalarda sentetik osteoporotik kemik modeli olarak poliüretan köpük kullanılmaya başlanmıştır. Çalışmalarda osteoporotik kemik model olarak poliüretan köpük kullanılmasının sebebi numuneler arasında kemik dansitesi ve kemik kalitesinden kaynaklı farkın ortadan kaldırılmasıdır (55,13). Çalışmamızda numuneler arası kemik dansite ve kemik kalitesi farkını en aza indirmek için benzer yaş grubundaki koyunların humerusları kullanıldı.

Ankor uygulaması yapılan biyomekanik çalışmalarda ankor gönderimi kemik ile horizontal düzlemde 45 dereceyi geçmeyecek şekilde yapılmış olup çalışmamızda

büyük tüberküle ankor gönderimi yaparken ankorun yer düzlemi ile 45 derece açığı aşmamasına dikkat edildi. (12,56).

Omuz rotator manşet yırtığı ile ilgili yapılan ankor çalışmalarında hazırlanan kemik veya poliüretan kemik numunelerini ölçüm cihazına bağlamak için özel geliştirilmiş kemik klempleri kullanılmıştır (12,56,57). Bu klempler horizontal düzlemle 45 derece açılı olup rotator manşet anatomik uzanımını taklit etmiştir. Çalışmamızda benzer şekilde kemik numuneyi güvenli, sıkı biçimde tutacak ve ölçümlerde kemik numunesinin hareket etmesi sonucu gelişecek farklılıkları minimuma indirecek horizontal düzlemde 45 derecelik rotator manşet anatomik uzanımını taklit eden kemik numunenin içine konacağı üç nokta sıkıştırımlı özel düzenek kullanıldı.

Daha önce yapılan araştırmalar incelendiğinde ankor onarım gücünü ölçen biyomekanik çalışmalarda emilmeyen örgülü sütür ipi kullanılması nedeni ile ankorklar emilmeyen örgülü sütür ipi olan No. 2 Orthocord (DePuy Mitek, Raynham, MA) sütür ipi ile yüklendi (12,48,58).

Cerrahi tamir sonrası gözlenen tekrarlayan yırtıkların bir kısmı ani yüklenmeler sonrası gözlenirken, bir kısmı ise kronik dönemde tekrarlayan minör travmalar sonrası gözlenmektedir. Çalışmamızda hem tekrarlayan yüklenme hemde ani yüklenme sonucu onarımda meydana gelen değişiklikleri görmek için, siklik çekme ve maksimum yüklenme altında sökölme testleri yapıldı. George ve Awward'ın koyun humerusu üzerinde yaptığı rotator manşet onarımında medial kavrama sütürünün maksimum yüklenme ve siklik yüklenmeler altında onarımın başarısını inceleyen biyomekanik araştırmada siklik yüklenme testi yapılırken 10-50 N arası yapılan siklik yüklenmelerde onarımın erken başarısızlığa uğradığı ve siklik yüklenmeyi iyi bir şekilde monitörize edememesinden ötürü Newton değerleri düşürülmüş ve 10-30 newton arasında siklik yüklenme testi 50 döngü olacak şekilde yapılmıştır (49). Bu sebepten ötürü siklik çekme testini 10-30 N arası 50 döngü olacak şekilde 1 mm/sn hızda uygulandı. Maksimum yüklenme altında başarısızlık testi daha önce tanımlandığı gibi siklik yüklenme testi sonrasında 1mm/sn olacak şekilde yapıldı.

Litaratürde ankor ile ilgili biyomekanik araştırmalarda implantasyon yeri ve numunenin sisteme bağlandığı nokta arasındaki mesafe çalışmalar arasında

değişkenlik göstermektedir. Bu mesafe farklı çalışmalarda 30mm ile 100 mm arasında değişmektedir (12,48,49,57,59). Çalışmamızda Uruç ve ark. 32 koyun humerusunda yaptığı ‘Osteoporotik rotator manşet onarımında yeni ankor güçlendirme yöntemi olarak kansellöz vida ile kuvvetin laterale aktarımı’ adlı araştırmadaki test protokolünde olduğu gibi düzenek 80 mm’den sisteme bağlandı (12).

Denard ve Buckhard ankorun tutunma kuvvetini arttırmak için komşu ankor, kurtarıcı ankor ve sıkıştırarak kemik greftleme tekniklerini tanımlamışlardır (11,13). Yardımcı ankor tekniği ikinci bir ankorun üst üste sıkı yerleştirilmesine dayanmaktadır (11). Poliüretan köpükten yapılmış osteoporotik kemik modelinde yapılan benzer bir çalışmada 3 çeşit ankor ve komşu ankor gönderimi karşılaştırılmıştır. Komşu olarak gönderilen iki adet 5.0 mm ankorun test edilen tüm gruplardan (tek başına 5.0-mm ankor, tek başına 5.5 mm tamamı yivli ankor ve tek başına 6.5 mm’lik kısmi yivli ankor) daha güçlü fiksasyon sağladığını ortaya koymuşlardır. İlginç biçimde 5.5 mm’lik tamamı yivli ankoru, 6mm çaplı kısmi yivli ankordan daha güçlü bulan yazarlar bu durumu 5.5mm’ lik ankorun tam yivli dizaynının osteoporotik kemikte daha iyi tutunması ve daha geniş yiv alanının daha geniş sürtünme kuvveti oluşturmasıyla açıklamışlardır(13). Bu çalışmada kurulan düzenek rotator manşet anatomik uzanımını taklit etmeyip yer düzlemine dik olarak çekme testi uygulanmıştır. Bizim çalışmamızda da buna benzer biçimde komşu ankor gönderiminde daha geniş yiv çapı ve daha küçük iç çapı bulunan ankor (5 mm’lik Fastin RC) ile yapılan onarımda daha geniş yivlere sahip olan ankorların daha iyi iç içe geçme sağladığı ve daha sağlam kemik tutunumuna imkan verdiği gözlemlendi. Daha küçük yiv çapı ve daha geniş iç çapı bulunan ankorla (5mm Twinfix ankor) yapılan onarımda tutunma gücünün artmadığı görüldü.

Bir diğer teknik olan kanüllü vida ile ankor tespitinin güçlendirilmesi tekniğinde ise yüklenmeler altında ankorun maruz kaldığı kuvveti daha geniş bir alana yaymak amaçlanmıştır. Osteoporotik kemikte rotator manşet onarımını inceleyen yakın zamanlı bir biyomekanik çalışmada koyun humerusları kullanılmış olup çift ip yüklü ankorun sütürlerinden birinin 6.5 mm kansellöz vida ve pul ile laterale fiksasyonunun son dayanım gücünü arttırdığı gösterilmiştir (12). Bizim çalışmamızın aksine bu çalışmadaki ankorların çoğu kemikten geri sıyrılarak implant

yetmezliği gözlemlenmiştir. Çalışmamızda bu faydalı etki ortaya konamamış ve örneklerin çoğunda implant yetmezliği sütürlerin kopması sonucu görülmüştür. Bu farklılık muhtemelen farklı test protokollerinin uygulanması ve koyun kemiklerinin kullanımına bağlı ortaya çıkmıştır. Yapılan bu çalışmada siklik çekme testi uygulanmamış olup sadece maksimum yüklenme altında başarısızlık testi yapılmıştır.

Son teknik olan otogreft impaksiyon yönteminde ilk gruptan çok farklı olmamasına rağmen tek ankorun gücünü arttırmada yetersiz kalmıştır. Bu durum olasılıkla sıkıştırılması gereken kemiğin miktarı veya tipine (kortikal veya kansellöz) bağlı olarak fiksasyonun değişken olması sonucu ortaya çıkmıştır ve daha ileri çalışmalar gerektirmektedir (11).

Er ve Altinel'in yaptığı osteoporotik kemik modeli olarak poliüretan köpük kullanılan bir çalışmada osteoporotik hastalarda sadece ankor gönderiminin başarısız olacağı yapılacak onarımın çimento ve benzeri maddelerle tespit gücünün artırılması gerektiği bulunmuştur. Bu araştırmada da bizim araştırmamızda olduğu gibi yiv çapları ve iç çapları farklı iki ankor kullanılmış olup yiv çapı geniş olan ankorun çimento ile güçlendirilmiş onarımda tespit gücünün daha iyi olduğu bulunmuştur (55). Bu çalışmada siklik çekme testi uygulanmamış olup siklik yüklenmeler altında kemik çimentosunda meydana gelen yorulma ve buna bağlı gelişecek fiksasyon kaybı araştırılmamıştır. Aynı çalışmada düzenek oluşturulurken rotator manşet anatomik uzanımı taklit edilmemiş olup horizontal düzleme dik bir şekilde çekme testleri uygulanmıştır.

Barber ve Coons iki farklı yaş grubundan taze donmuş kadavra humeruslarında yüksek mukavemetli 2 çeşit bioemilebilen ankorların siklik ve maksimum yüklenmeler altında biyomekanik özelliklerini araştırmışlardır. Bu araştırmanın sonucunda bioemilebilen ankorlarla yapılan onarımının maksimum yüklenmeler altında ankorun sütür halkasının parçalanması sonucu başarısız olduğu görülmüştür. Kendi çalışmamızda kullandığımız titanyum ankorların hiçbirinde yüksek Newton değerlerinde yapısal bozulma görülmemiştir. Osteoporotik kemikte fiksasyon gücünü arttırmaya yönelik uygulanan yöntemler sonucu ankorun yapısal dayanıklılığı göz önünde tutulmalı ve bioemilebilen ankorlar yerine titanyum ankorların kullanılması düşünölmelidir (56).

Çalışmamızın başlıca kısıtlılıkları insan kadavra humerusları kullanılmamış olmasıdır. Bunun yerine örnekler arası çeşitliliği önlemek ve standardizasyonu sağlamak adına benzer yaştaki koyun kadavra humerusları kullanılmıştır (12,54). Ankörlerin kemiğe tespit gücü üzerine yoğunlaştığımız bu çalışmada yumuşak dokunun tespit gücü ele alınmamıştır. Bunu destekler biçimde sütür yırtılması izlenen üçüncü grup dışındaki tüm gruplarda implant yetmezliği ankörün kemikten sıyırılması sonucu izlenmiştir.

Kullanılan numunelerin taze donmuş koyun kadavrası olması nedeni ile zaman içerisinde onarımda meydana gelecek değişiklikleri gösterebilecek invivo testler yerine invitro test sonuçları elde edilmiştir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Komşu ankor gönderimi diğer tüm gruplardan daha güçlü tespit sağlamaktadır. Osteoporotik kemikte komşu ankor gönderimi işlemi uygulanacağı zaman daha geniş çaplı yivlere sahip ankor kullanımı ankor kemik tutunumunu arttırmaktadır. Küçük yiv çapına sahip ankor kullanılarak yapılan komşu ankor uygulamasında herhangi bir avantaj görülmemiştir. Yük aktarımını laterale alan kansellöz vida ile güçlendirme yönteminde de tespit gücünün artmasına yönelik bir avantaj görülmemiştir. Rotator manşet onarımının ileri yaş grubunda da uygulanmasının artması ile beraber osteoporotik kemikte onarımın tespit gücü ve dayanıklılığı sorun haline gelmiştir. Bu nedenle ankor tespit gücünü arttırmaya yönelik klinik araştırmalara ihtiyaç vardır.

7. KAYNAKLAR

- 1.** Hawkins RJ; The rotator cuff and biceps tendon. Surgery of the musculoskeletal system, Churchill Livingstone ; New York, Edinburgh, p:1393-1425, 1995.
- 2.** Cofield RH, Current concepts review: rotator cuff disease of the shoulder. J Bone Joint Surg 67A:974,1985.
- 3.** Gazielly, D. F., Gleyze, P., & Montagnon, C. Functional and anatomical results after rotator cuff repair. Clinical orthopaedics and related research, 304, 43-53, 1994.
- 4.** Mansat P, Cofield RH, Kersten TE, Rowland CM, Complications of rotator cuff repair. Orthop Clin North Am 28:205-213,1997.
- 5.** Galatz, L. M., Ball, C. M., Teefey, S. A., Middleton, W. D., & Yamaguchi, K. (2004). The outcome and repair integrity of completely arthroscopically repaired large and massive rotator cuff tears. The Journal of Bone & Joint Surgery, 86(2), 219-224.
- 6.** Tingart, Markus J., et al. Anchor Design and Bone Mineral Density Affect the Pull-out Strength of Suture Anchors in Rotator Cuff Repair Which Anchors Are Best to Use in Patients With Low Bone Quality?. The American journal of sports medicine, 2004, 32.6.: s. 1466-1473.
- 7.** Djurasovic, Mladen, et al. Revision rotator cuff repair: factors influencing results. The Journal of Bone & Joint Surgery, 2001, 83.12: 1849-1855.
- 8.** Cummins CA, Murrell GAC. Mode of failure for rotator cuff repair with suture anchors identified at revision surgery J Shoulder Elbow Surg 2003;12:128-33.
- 9.** Cole BJ, Alford JW, Hayden K, Pylawka T, Lewis PB: Arthroscopic rotator cuff repair: Prospective evaluation at minimum 2-year follow-up. J Shoulder Elbow Surg, 16: e22, 2007.
- 10.** Pietschmann, Matthias F., et al. "Suture anchor fixation strength in osteopenic versus non-osteopenic bone for rotator cuff repair." Archives of orthopaedic and trauma surgery 129.3 (2009): 373-379.
- 11.** Denard, Patrick J., and Stephen S. Burkhart. "Techniques for managing poor quality tissue and bone during arthroscopic rotator cuff repair." Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery 27.10 (2011): 1409-1421.

- 12.** Uruc, Vedat, et al. A New Anchor Augmentation Technique With a Cancellous Screw in Osteoporotic Rotator Cuff Repair: An In Vitro Biomechanical Study on Sheep Humerus Specimens. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 2014, 30.1: 16-21.
- 13.** Brady, Paul C.; Arrigoni, Paolo; Burkhart, Stephen S. What do you do when you have a loose screw?. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 2006, 22.9: 925-930.
- 14.** Tytherleigh-Strong, Graham; Hirahara, Alan; Miniaci, Anthony. Rotator cuff disease. *Current opinion in rheumatology*, 2001, 13.2: 135-145.
- 15.** Jobe CM. *Gross Anatomy of the Shoulder*. Rockwood and Matsen. Second Edition. W.B.Saunders Company. vol 1, 34-97, 1998.
- 16.** Carbonel, Ignacio, et al. Single-row versus double-row arthroscopic repair in the treatment of rotator cuff tears: a prospective randomized clinical study. *International orthopaedics*, 2012, 36.9: 1877-1883.
- 17.** Soslowky LJ, Carpenter JE, Bucchieri JS, Flatow EL. Biomechanics of the rotator cuff. *Orthop Clin North Am* 1997;28:17-30.
- 18.** Matsen III, F. A.; Arntz, C. T.; Lippitt, S. B. *Rotator cuff.: The shoulder*. Philadelphia: WB Saunders, 1998.
- 19.** Sharkey, Neil A.; Marder, Richard A.; Hanson, Peter B. The entire rotator cuff contributes to elevation of the arm. *Journal of orthopaedic research*, 1994, 12.5: 699-708.
- 20.** Lee SB, Kim KJ, O'Driscoll SW, Morrey BF, An KN. Dynamic glenohumeral stability provided by the rotator cuff muscles in the mid-range and end-range of motion. A study in cadavera. *J Bone Joint Surg [Am]* 2000;82:849-57.
- 21.** Akpınar, Sercan; Özkoç, Gürkan; Cesur, Necip. Rotator manşet anatomisi, biyomekaniği ve fizyopatolojisi. *Acta Orthop Traumatol Turc*, 2003, 37.1: 4-12.
- 22.** Bezer, Murat; Aydın, Nuri; Güven. Humerus başının yukarı kayması: rotator kılıf cerrahisinde prognostik bir araç olarak kullanılabilir mi? 2006. *Marmara Medical Journal.*, 19(1); 1-5.
- 23.** Rowlands LK, Wertsch JJ, Primack SJ, Spreitzer AM, Roberts MM. Kinesiology of the empty can test. *Am J Phys Med Rehabil* 1995;74:302-4.

24. Howell SM, Imobersteg AM, Seger DH, Marone PJ. Clarification of the role of the supraspinatus muscle in shoulder function. *J Bone Joint Surg [Am]* 1986;68:398-404.
25. Rickert M, Georgousis H, Witzel U. Tensile strength of the tendon of the supraspinatus muscle in the human. A biomechanical study. [Article in German] *Unfallchirurg* 1998;101: 265-70.
26. Neer CS 2nd. Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder: a preliminary report. *J Bone Joint Surg [Am]* 1972;54:41-50.
27. Morrison DS, Bigliani LU. The clinical significance of variations in acromial morphology. *Orthop Trans* 1987;11:234.
28. Yazici M, Kopuz C, Gulman B. Morphologic variants of acromion in neonatal cadavers. *J Pediatr Orthop* 1995;15:644-7.
29. Putz R, Reichelt A. Structural findings of the coraco-acromial ligament in rotator cuff rupture, tendinosis calcarea and supraspinatus syndrome. [Article in German] *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 1990;128:46-50.
30. Luo ZP, Hsu HC, Grabowski JJ, Morrey BF, An KN. Mechanical environment associated with rotator cuff tears. *J Shoulder Elbow Surg* 1998;7:616-20.
31. Codman EA. Rupture of the supraspinatus tendon. 1911. *Clin Orthop* 1990;(254):3-26.
32. Uthoff HK, Sarkar K. Surgical repair of rotator cuff ruptures The importance of the subacromial bursa. *J Bone Joint Surg [Br]* 1991;73:399-401.
33. Ozaki J, Fujimoto S, Nakagawa Y, Masuhara K, Tamai S. Tears of the rotator cuff of the shoulder associated with pathological changes in the acromion. A study in cadavera. *J Bone Joint Surg [Am]* 1988;70:1224-30.
34. Rathbun JB, Macnab I. The microvascular pattern of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg [Br]* 1970;52:540-53.
35. Biberthaler, P., et al. Microcirculation of non-traumatic lesions of the rotator cuff: first-time in vivo assessment during arthroscopy of the shoulder : 16th congress of the European Society for Surgery of the Shoulder and the Elbow (SECEC/ESSSE)., 2002, s. 19-21.
36. Sigholm G, Styf J, Korner L, Herberts P. Pressure recording in the subacromial bursa. *J Orthop Res* 1988;6:123-8.

- 37.** Barber, F. Alan; Boothby, Michael H. Suture Anchor Update. Minimally Invasive Shoulder and Elbow Surgery. Informa Healthcare, New York, 2007, 35-50.
- 38.** Kaar, T. Kenneth, et al. Complications of metallic suture anchors in shoulder surgery: a report of 8 cases. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery, 2001, 17.1: 31-37.
- 39.** McFarland, Edward G., et al. Suture anchors and tacks for shoulder surgery, part 1 Biology and biomechanics. The American journal of sports medicine, 2005, 33.12: 1918-1923.
- 40.** Barber, F. Alan. Suture anchor options. In: Arthroscopic Rotator Cuff Surgery. Springer New York, 2008. p. 34-54.
- 41.** Barber, F. Alan; Boothby, Michael H.; Richards, David P. New sutures and suture anchors in sports medicine. Sports medicine and arthroscopy review, 2006, 14.3: 177-184.
- 42.** Meyer, Dominik C., et al. Failure of suture material at suture anchor eyelets. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery, 2002, 18.9: 1013-1019.
- 43.** Bardana, Davide D., et al. The effect of suture anchor design and orientation on suture abrasion: an in vitro study. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery, 2003, 19.3: 274-281.
- 44.** Havitçioğlu, Hasan, et al. In vivo investigation of calcium phosphate coatings on Ti6-Al-4V alloy substrates using lactic acid-sodium lactate buffered synthetic body fluid. Acta orthopaedica et traumatologica turcica, 2013, 47.6: 417-422.
- 45.** Tashjian, Robert Z., et al. Initial fixation strength of massive rotator cuff tears: in vitro comparison of single-row suture anchor and transosseous tunnel constructs. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery, 2007, 23.7: 710-716.
- 46.** Ozbaydar, Mehmet; Elhassan, Bassem; Warner, Jon JP. The use of anchors in shoulder surgery: a shift from metallic to bioabsorbable anchors. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery, 2007, 23.10: 1124-1126.
- 47.** Magnusson, Lennart, et al. Absorbable implants for open shoulder stabilization. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2006, 14.2: 182-188.

- 48.** Barber, F. Alan; Herbert, Morley A. Cyclic loading biomechanical analysis of the pullout strengths of rotator cuff and glenoid anchors: 2013 update. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 2013, 29.5: 832-844.
- 49.** Awwad, George E., et al. Medial grasping sutures significantly improve load to failure of the rotator cuff suture bridge repair. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 2014, 23.5: 720-728.
- 50.** Hapa, Onur, et al. Tendon-grasping strength of various suture configurations for rotator cuff repair. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 2011, 19.10: 1749-1754.
- 51.** Kirchhoff, Chlodwig, et al. Assessment of bone quality within the tuberosities of the osteoporotic humeral head relevance for anchor positioning in rotator cuff repair. *The American journal of sports medicine*, 2010, 38.3: 564-569.
- 52.** Kaplan, Kevin, et al. Knotless rotator cuff repair in an external rotation model: The importance of medial-row horizontal mattress sutures. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 2011, 27.4: 471-478.
- 53.** Cummins, Craig A., et al. Rotator cuff repair: an ex vivo analysis of suture anchor repair techniques on initial load to failure. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 2005, 21.10: 1236-1241.
- 54.** Millar, Neal L., et al. Frog glue enhances rotator cuff repair in a laboratory cadaveric model. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 2009, 18.4: 639-645.
- 55.** Er, Mehmet Serhan, et al. Suture anchor fixation strength with or without augmentation in osteopenic and severely osteoporotic bones in rotator cuff repair: a biomechanical study on polyurethane foam model. *Journal of orthopaedic surgery and research*, 2014, 9.1: 1-7.
- 56.** Barber, F. Alan; Coons, David A.; Ruiz-Suarez, Michell. Cyclic load testing of biodegradable suture anchors containing 2 high-strength sutures. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 2007, 23.4: 355-360.
- 57.** Mahar, Andrew T., et al. Increasing the insertion depth of suture anchors for rotator cuff repair does not improve biomechanical stability. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 2005, 14.6: 626-630.

- 58.** Brown, Barrett S., et al. Initial fixation and cyclic loading stability of knotless suture anchors for rotator cuff repair. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 2008, 17.2: 313-318.
- 59.** Yakacki, Christopher Michael, et al. Bearing area: A new indication for suture anchor pullout strength?. *Journal of Orthopaedic Research*, 2009, 27.8: 1048-1054.